

การตรวจจับการเคลื่อนไหวของนิ้วบนพื้นฐานของ EMG หลายตำแหน่ง



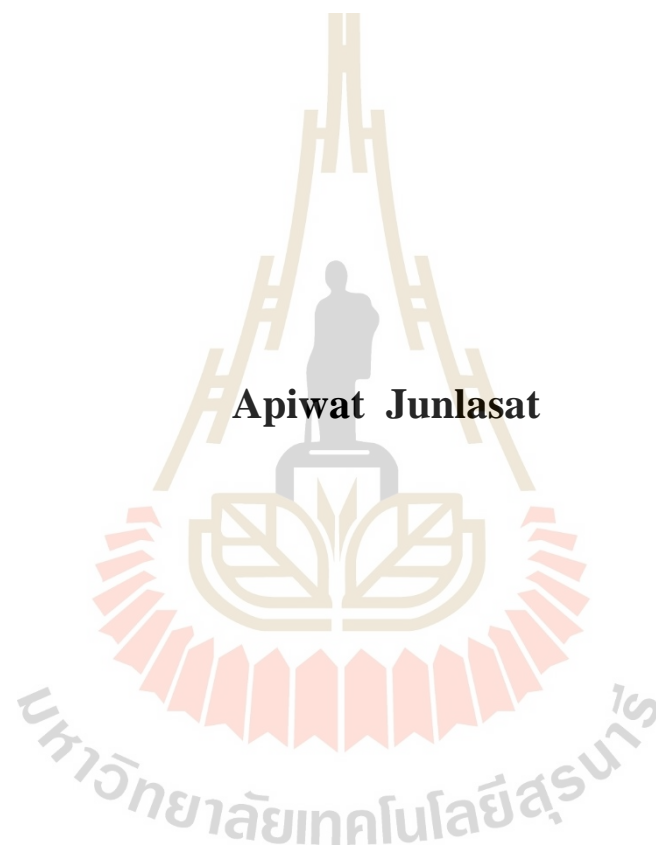
วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคมและคอมพิวเตอร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2562

**FINGER MOVEMENT DETECTION BASED ON
MULTIPLE EMG POSITIONS**



**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for
the Degree of Master of Engineering Program in Telecommunication
and Computer Engineering
Suranaree University of Technology**

Academic Year 2019

การตรวจจัดการเคลื่อนไหวของนิ้วนบนพื้นฐานของ EMG หลายตำแหน่ง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(ผศ. ดร. พิชญา ชัยปัญญา)

ประธานกรรมการ



(รศ. ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล)

กรรมการ



(ผศ. ดร. ชิตพงษ์ เวชโรสงค์)

กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและพัฒนาความเป็นสากล



(รศ. ดร. พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

อภิวัฒน์ จันลาเศษ : การตรวจจับการเคลื่อนไหวของนิ้วบนพื้นฐานของ EMG หลายตำแหน่ง (FINGER MOVEMENT DETECTION BASED ON MULTIPLE EMG POSITIONS) อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร. พิระพงษ์ อุฑารสกุล, 101 หน้า.

งานวิจัยนี้นำเสนอเทคนิคการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้ว ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการพัฒนาการสื่อสารผ่านตัวกลางในการทำหน้าที่ที่รับส่งข้อมูลระหว่างมนุษย์กับอวัยวะเทียม โดยผ่านตัวกลางที่สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวผ่านการตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) เป็นการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง มีจุดประสงค์เพื่อการจำแนกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวนิ้วมือแต่ละนิ้วทั้ง 5 นิ้ว โดยสร้างการประมวลผลบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller Board) ซึ่งเทคนิคที่นำเสนอนี้เป็นการทำงานร่วมกันระหว่างการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) และการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) มีชื่อเรียกว่า K- Nearest Neighbor (KNN)

ผลที่ได้พบว่ารูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วนาง นิ้วโป้ง และแบมือ นั้นมีความโดดเด่นชัดเจนมากที่สุด ผลที่ได้พบว่าการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อคือ Palmaris longus Flexor carpi ulnaris, Extensor carpi ulnaris Extensor digitorum และ Flexor carpi radialis เป็นตำแหน่งที่มีสัญญาณรบกวนจากร่างกายน้อยที่สุดเหมาะสำหรับการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ การนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการบันทึกสัญญาณด้วยการเคลื่อนไหวนิ้วมือของแต่ละนิ้วมาแยกองค์ประกอบ ผลที่ได้พบว่ามีความสัมพันธ์กันของกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน

สาขาวิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนักศึกษา อภิวัฒน์ จันลาเศษ
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา พิระพงษ์ อุฑารสกุล

APIWAT JUNLASAT : FINGER MOVEMENT DETECTION BASED ON
MULTIPLE EMG POSITIONS. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF.
PEERAPONG UTHANSAKUL, Ph.D., 101 PP.

ARM MUSCLES/ELECTROENCEPHALOGRAPHY/K-NEAREST NEIGHBOR
PROCESSING/MICROCONTROLLER BOARD

This research proposes a technique of classifying finger movements. Which is part of the development of communication through an intermediary responsible for the transmission of information between humans and artificial organs. Bypassing an intermediary that can detect movement via Electromyography. Is the measurement of electrical signals that occur directly from nerves and muscles. The purpose is to classify electrical muscle waves caused by the movement of each finger in each of the 5 fingers by creating processing on the Microcontroller Board. The proposed technique is a collaboration between the feature and machine learning called K-Nearest Neighbor (KNN).

The results showed that the movement patterns of the ring, thumb and open hand that is the most obvious. The result shows that the electrode positioning on the muscles is Palmaris longus Flexor carpi ulnaris Extensor carpi ulnaris Extensor digitorum and Flexor carpi radialis. It is the location with the least amount of body noise, suitable for use in this research.

The muscular electrical signal received from the signal recording by finger movements of each finger is separated into components. The results show that there is a relationship between the forearm muscles.



School of Telecommunication Engineering Student's Signature อภิวัฒน์ วัฒนาสง่า

Academic Year 2019

Advisor's Signature วิภาดา

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคล และกลุ่มบุคคลต่อไปนี้ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา แนะนำ และช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งในด้านวิชาการและด้านการดำเนินงานวิจัย

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ผู้อำนวยการสถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้โอกาสทางการศึกษา ให้การสนับสนุนทางการศึกษา ให้คำแนะนำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและเป็นกำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทาน และแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

รองศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชิตพงศ์ เวชไชสงค์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้โอกาสในการศึกษา คำปรึกษาด้านวิชาการ และกำลังใจมาโดยตลอด

ท้ายนี้ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัยทุกท่านที่ให้การอบรมเลี้ยงดู ให้การสนับสนุนทางการศึกษาและกำลังใจเป็นอย่างดีเสมอมา สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบให้กับบิดา มารดาและญาติพี่น้องซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ถ่ายทอดวิชาความรู้และประสบการณ์ที่ดีให้แก่ผู้วิจัยทั้งในอดีตและปัจจุบันจนสำเร็จการศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

อภิวัฒน์ จันลาเศษ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	5
1.3 สมมติฐานของการวิจัย.....	6
1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น	6
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย	6
1.6 วิธีดำเนินการวิจัย	6
1.6.1 แนวทางการดำเนินงาน	6
1.6.2 ระเบียบวิธีวิจัย.....	6
1.6.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	7
1.6.4 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	7
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	7
1.7.1 ใ้้องค์ความรู้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อ	7
1.7.2 เป็นแนวทางในการศึกษาและพัฒนาระบบสื่อสารด้วยสัญญาณ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อไป.....	7

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

	1.7.3 พัฒนาอวัยวะเทียมโดยมีการควบคุมการเคลื่อนไหวผ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	7
2	ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	8
2.1	กล่าวนำ.....	8
2.2	ความหมายและคุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนมนุษย์	8
2.2.1	คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram)	8
2.2.2	คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography).....	11
2.2.3	ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองกับคลื่นกล้ามเนื้อ	16
2.3	ระบบการสื่อสารระหว่างกล้ามเนื้อกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์.....	17
2.3.1	อิเล็กโทรดพื้นผิว หรือ sEMG sensors (surface electrodes).....	17
2.3.2	Intramuscular EMG	18
2.2.3	หลักการทางกายภาพของอิเล็กโทรด	19
2.4	เทคนิคการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	20
2.4.1	หลักการพิจารณาสัญญาณบนแกนเวลา (Time domain)	21
2.4.2	หลักการพิจารณาสัญญาณบนแกนความถี่ (Frequency domain)	24
2.4.3	หลักการพิจารณาสัญญาณบนทั้งแกนเวลาและความถี่ (Time-Frequency representation).....	25
2.5	ปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	25
2.5.1	งานวิจัยของ Marcello Mulas, Michele Folgheraiter, Giuseppina Gini. (2005) เป็นงานวิจัยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อสร้างอุปกรณ์ฟื้นฟูสมรรถภาพมือ	26
2.5.2	งานวิจัยของ Ali H. Al-Timemy, Guido Bugmann, Javier Escudero, Nicholas Outram. (2013) เป็นงานวิจัยใช้อาสาสมัครที่ปกติไม่มีปัญหาที่แขนและอาสาสมัครที่ปกติมีปัญหาที่แขน	26

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.5.3	งานวิจัยของ Francesco V. G. Tenore, Ander Ramos, Amir Fahmy, Soumyadipta Acharya, Ralph Etienne-Cummings, Nitish V. Thakor. (2008) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กทรอนิกส์ที่หลากหลยตำแหน่งบนกล้ามเนื้อ	27
2.5.4	งานวิจัยของ Ryan J. Smith, Francesco Tenore, David Huberdeau, Ralph Etienne-Cummings, Nitish V. Thakor. (2008) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาวสำเร็จรูป.....	27
2.5.5	งานวิจัยของ Mohd Haris, Pavan Chakraborty, B. Venkata Rao. (2015) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กทรอนิกส์ 2 ชั้นในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้า.....	28
2.5.6	งานวิจัยของ Paul Kaufmann, Kevin Englehart, Marco Platzner. (2010) เป็นงานวิจัยใช้การเรียนรู้ของเครื่องที่หลากหลยรูปแบบ	28
2.5.7	งานวิจัยของ G. Tsenov, A.H. Zeghib, F. Palis, N. Shoylev, V. Mladenov. (2006) เป็นงานวิจัยใช้การคำนวณที่หลากหลยรวมถึงการประยุกต์ใช้การคำนวณค่ามากที่สุดและค่าน้อยสุด	29
2.5.8	งานวิจัยของ Ganesh R. Naik, Hung T. Nguyen. (2014) เป็นงานวิจัยลดการคำนวณการใช้งานเฉพาะตัวของวัตถุและประยุกต์ใช้เมทริกซ์	30
2.5.9	งานวิจัยของ Abdul-Sahib N. Kadhim, Mohammed M. Abdul-Sattar, Hasan S. Falah. (2017) เป็นงานวิจัยที่วัดสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้าด้วยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์	30

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

	2.5.10 งานวิจัยของ Rami N. Khushaba, Sarath Kodagoda, Maen Takruri, Gamini Dissanayake. (2012) เป็นงานวิจัย จำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือด้วยการเรียนรู้ของเครื่อง	31
	2.6 สรุป.....	34
3	วิธีการดำเนินการวิจัย	35
	3.1 กล่าวนำ.....	35
	3.2 อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	35
	3.2.1 MyoWare Muscle Sensor	35
	3.2.2 OYMotion Muscle Sensor	39
	3.3 การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	42
	3.3.1 หลักเกณฑ์ของการบันทึกสัญญาณ	42
	3.3.2 การออกแบบรูปแบบการเคลื่อนไหวให้มีมาตรฐานเดียวกัน.....	42
	3.3.3 การออกแบบการวางตำแหน่งของอิเล็กโทรด	44
	3.3.4 วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	48
	3.4 การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	50
	3.4.1 การเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน	50
	3.4.2 การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ	52
	3.5 การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) บนบอร์ดไมโครคอน โทรลเลอร์ (microcontroller board) สำหรับการบันทึกและวิเคราะห์ สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	52
	3.5.1 ความหมายของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning).....	52
	3.5.2 ความรู้พื้นฐานของการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning).....	53
	3.5.3 ประเภทของการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning)	53
	3.5.4 KNN หรือ K-Nearest Neighbors	54
	3.6 การสร้างแขนเทียม.....	60

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.7	สรุป.....	64
4	ผลการศึกษา และการวิเคราะห์ผล.....	65
4.1	ผลการออกแบบรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือ	66
4.2	ผลสรุปขั้นตอนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	66
4.3	ผลการเก็บค่าตามจำนวนการสัมผัสตัวอย่างและสร้างแบบแผน	67
4.4	ผลการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ	71
4.5	ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของ K-Nearest Neighbors.....	74
4.6	สรุปท้ายบท.....	78
5	บทสรุป	79
5.1	สรุปผลงานวิจัย.....	79
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	80
5.3	แนวทางการพัฒนาในอนาคต	81
	รายการอ้างอิง.....	82
	ภาคผนวก.....	84
	ภาคผนวก ก.....	84
	ภาคผนวก ข.....	89
	ประวัติผู้เขียน.....	101

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	คลื่นไฟฟ้าบนร่างกายมนุษย์	17
2.2	สรุปปริทัศน์วรรณกรรม	32
2.2	สรุปปริทัศน์วรรณกรรม (ต่อ).....	33
3.1	การใช้งาน SIGNAL TRANSMITTER BOARD	41
3.2	ข้อมูลที่ใช้ในการสอน KNN หรือ K-NEAREST NEIGHBORS	55
3.3	การคำนวณหาระยะทาง	58
3.4	การคำนวณหา WEIGHTED NEAREST NEIGHBORS	59
4.1	การวิเคราะห์การตอบสนองระหว่างตำแหน่งคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และการเคลื่อนไหวของนิ้วทั้ง 5 นิ้ว.....	71
4.2	แสดง K ที่มีความถูกต้องสูง.....	76
4.3	สรุปผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง	77

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	คลื่นเดลต้า (DELTA WAVE).....	9
2.2	คลื่นเธต้า (THETA WAVE)	9
2.3	คลื่นอัลฟา (ALPHA WAVE)	10
2.4	คลื่นมู (MU WAVE).....	10
2.5	คลื่นเบต้า (BETA WAVE)	11
2.6	คลื่นแกมมา (GAMMA WAVE)	11
2.7	ชนิดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	12
2.8	กล้ามเนื้อแขน	13
2.9	FLEXOR CARPI RADIALIS MUSCLE.....	14
2.10	PALMARIS LONGUS MUSCLE	14
2.11	FLEXOR CARPI ULNARIS MUSCLE	15
2.12	EXTENSOR DIGITORUM MUSCLE	15
2.13	EXTENSOR CARPI ULNARIS MUSCLE.....	16
2.14	อิเล็กโทรดพื้นผิว	18
2.15	INTRAMUSCULAR EMG.....	19
2.16	หลักการทำงานของอิเล็กโทรด	20
3.1	MYOWARE MUSCLE SENSOR	36
3.2	การเชื่อมต่อเซ็นเซอร์เข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์	37
3.3	ส่วนประกอบของอิเล็กโทรด หรือ ขั้วไฟฟ้า	37
3.4	การรับสัญญาณดิบของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	38
3.5	การติด MYOWARE เข้าผิวหนังของผู้ทดลอง.....	39
3.6	OYMOTION MUSCLE SENSOR.....	39
3.7	SIGNAL TRANSMITTER BOARD	40
3.8	การติด OYMOTION เข้าผิวหนังของผู้ทดลอง	41

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.10 ส่วนที่ศึกษาการเคลื่อนไหว	43
3.11 บริเวณปลายแขน	44
3.12 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป.....	45
3.13 ตัวอย่างของการใช้งานอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป	45
3.14 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดชนิดโลหะ	46
3.15 ตัวอย่างของการใช้งานอิเล็กโทรดชนิดโลหะ	47
3.16 ตัวอย่างของการรับส่งข้อมูลผ่าน BAUD RATE.....	48
3.17 แสดงสัญญาณเปิด (HIGH) และปิด (LOW)	49
3.18 วิธีการบันทึกค่า.....	50
3.19 ข้อมูลที่ใช้ในการสอน KNN หรือ K-NEAREST NEIGHBORS	56
3.20 สมการวัดระยะทาง	57
3.21 แสดงการหาค่า K ที่เหมาะสม.....	58
3.22 WEIGHTED NEAREST NEIGHBORS	60
3.23 การเจาะรูกับชิ้นงานบริเวณนิ้วมือ.....	61
3.24 ประกอบชิ้นด้วยกาว	61
3.25 ประกอบเส้นใยเข้ากับขั้วต่อนิ้ว	62
3.26 การใส่เส้นเอ็นควบคุมนิ้ว	62
3.27 แขนเทียมที่ประกอบสมบูรณ์	63
4.1 แสดงรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือและบันทึกสัญญาณ.....	66
4.2 ตัวอย่างสัญญาณการเคลื่อนไหวนิ้วนางระหว่างตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 2.....	68
4.3 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณ EMG ทั้งหมดจากแต่ละนิ้วการเคลื่อนไหวเมื่อเทียบกับ 5 ตำแหน่ง	70
4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกิดจากการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้ว	73
4.5 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลที่ผ่าน FEATURE เพื่อให้ได้ DATA SET นำไป TRAINING MACHINE LEARNING	75

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.6	การหาค่า K ที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้กับ K-NEAREST NEIGHBORS75
4.7	ผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง.....77



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

การสื่อสารเป็นปัจจัยสำคัญในการดำรงชีวิต มนุษย์จำเป็นต้องติดต่อสื่อสารกันอยู่ตลอดเวลา การสื่อสารจึงเป็นปัจจัยสำคัญอย่างหนึ่งนอกเหนือจากปัจจัยพื้นฐานในการดำรงชีวิตของมนุษย์ การสื่อสารมีบทบาทสำคัญต่อการดำเนินชีวิตของมนุษย์มาก ซึ่งได้ชื่อว่าเป็นยุคโลกาภิวัตน์ เป็นยุคของข้อมูลข่าวสาร การสื่อสารมีประโยชน์ทั้งในแง่บุคคลและสังคม การสื่อสารทำให้คนมีความรู้และโลกทัศน์ที่กว้างขวางขึ้น การสื่อสารเป็นกระบวนการที่ทำให้สังคมเจริญก้าวหน้าอย่างไม่หยุดยั้ง ทำให้มนุษย์สามารถสืบทอดพัฒนา เรียนรู้ และรับรู้วัฒนธรรมของตนเองและสังคมได้ การสื่อสารเป็นปัจจัยสำคัญในการพัฒนาประเทศ สร้างสรรค์ความเจริญก้าวหน้าแก่ชุมชน และสังคมในทุกด้าน ซึ่งสามารถแบ่งประเภทการสื่อสารตามวิธีต่างๆ ดังนี้ คือ การติดต่อสื่อสารทางลักษณะอักษร การติดต่อสื่อสารทางวาจา การติดต่อสื่อสารผ่านทางสัญลักษณ์ วิดีโอ หรือรูปภาพ การสื่อสารผ่านตัวกลางในการนำส่งข้อมูลและการสื่อสารกันโดยตรง ซึ่งหากมีการพัฒนาการสื่อสารผ่านตัวกลางโดยการใช้คลื่นไฟฟ้าบนมนุษย์เพื่อให้สามารถสื่อสารกับอุปกรณ์ที่ออกแบบมาทดแทนอวัยวะเทียม เพื่อพัฒนาอุปกรณ์นี้ให้ผู้พิการทางการเคลื่อนไหวนำไปใช้ประโยชน์ในชีวิตประจำวัน

สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ซึ่งเป็นบุคคลมีข้อจำกัดในการปฏิบัติกิจกรรมในการใช้ชีวิตประจำวันหรือการเข้าไปมีส่วนร่วมในกิจกรรมทางสังคม ซึ่งเป็นผลมาจากการมีความบกพร่องหรือการสูญเสียอวัยวะในการเคลื่อนไหว ได้แก่ มือ เท้า แขน ขา อาจมาจากสาเหตุอัมพาต แขน ขา อ่อนแรง แขนขาขาด หรือภาวะเจ็บป่วยเรื้อรังจนมีผลกระทบต่อการทำงานมือ เท้า แขน ขา จากสาเหตุทำให้ผู้พิการมีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวซึ่งเป็นอุปสรรคสำคัญในการใช้ชีวิตประจำวันโดยที่มีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกันในแต่ละบุคคลตัวอย่างเช่น 1) เคลื่อนไหวไม่ได้ 2) เคลื่อนไหวช้า 3) เคลื่อนไหวลำบาก ซึ่งทำให้ผู้พิการมีความต้องการอุปกรณ์ และเครื่องช่วยในการเคลื่อนไหว ถึงแม้ว่าผู้พิการเหล่านี้จะมีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวแต่สมองยังสามารถทำงานได้เป็นปกติ ซึ่งส่งการผ่านเส้นประสาทเพื่อส่งการกล้ามเนื้อบริเวณส่วนที่เหลือได้ ดังนั้นการศึกษากล้ามเนื้อจึงเป็นเรื่องที่น่าสนใจ ซึ่งการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้า ที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ

โดยตรงเพื่อใช้ในการวินิจฉัยและพยากรณ์พยาธิสภาพ ที่เกิดขึ้นในเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ ซึ่งทางการแพทย์นั้นการศึกษาทางด้านคลื่นกล้ามเนื้อได้ทำมานานแล้วเพื่อวัตถุประสงค์ทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่น 1) เพื่อวินิจฉัยหมอนรองกระดูกกดทับเส้นประสาทที่คอ และหลัง 2) เพื่อวินิจฉัยโรคของกล้ามเนื้อ และการบาดเจ็บของเส้นประสาทส่วนปลาย 3) เพื่อทราบตำแหน่งและความรุนแรง การบาดเจ็บของเส้นประสาทส่วนปลาย 4) เพื่อใช้ในการติดตามผลการรักษา การฟื้นตัวของเส้นประสาท 5) เพื่อวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อที่ต้องการศึกษา 6) เพื่อนำคลื่นไฟฟ้าไปใช้สร้างอวัยวะเทียม ต่อมาเมื่อ เทคโนโลยีทางด้านสารสนเทศก้าวหน้าขึ้น การวิเคราะห์และศึกษากล้ามเนื้อได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก ทำให้เกิดเทคโนโลยีด้านการติดต่อสื่อสารระหว่างมนุษย์กับหุ่นยนต์ (human robot interaction) เป็นศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการทำให้มนุษย์ สามารถใช้งานควบคุมติดต่อสื่อสารกับหุ่นยนต์ ที่สร้างขึ้นมาได้อย่างสะดวกและเป็นธรรมชาติ ซึ่งมีความเกี่ยวข้องกับสิ่งต่างๆ คือ ความรู้ทางด้านวิทยาการหุ่นยนต์ ปัญญาประดิษฐ์ การติดต่อสื่อสารระหว่างมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ ปัญญาประดิษฐ์ การทำความเข้าใจภาษาธรรมชาติ เป็นต้น ซึ่งการผสมผสานความรู้ดังกล่าวทำให้สามารถออกแบบระบบการติดต่อสื่อสาร เพื่อควบคุมการใช้งานหุ่นยนต์อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ซึ่งถูกนำมาประยุกต์ใช้ประโยชน์สำหรับช่วยเหลือบุคคลที่มีความพิการหรือพิการทางการเคลื่อนไหว เพื่อใช้สำหรับควบคุมอุปกรณ์คอมพิวเตอร์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าบางอย่างด้วยสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และยังสามารถประยุกต์ใช้เพื่ออำนวยความสะดวกกับคนปกติทั่วไปได้ด้วย

จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมงานวิจัยที่แสดงให้เห็นถึงการใช้งานคอมพิวเตอร์ที่สื่อสารกันผ่านบอร์ด ไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller board) ที่มีการสื่อสารกันที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนคอมพิวเตอร์จำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือในงานวิจัยงานวิจัยของ Marcello Mulas. (2005) การพัฒนาสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อเป็นการฟื้นฟูสมรรถภาพมือ ซึ่งทำให้ผู้ป่วยสามารถบำบัดได้ด้วยทำให้ลดต้นทุนการรักษา โดยการสร้างโครงกระดูกภายนอกสำหรับการฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวบริเวณมือ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้แนวคิดใหม่สำหรับผู้พิการที่สูญเสียมือ หากผู้พิการไม่สามารถใช้มือได้อีกต่อไปจะส่งผลต่อการดำรงชีวิตประจำวัน การพัฒนาในยุคที่ใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่น่าสนใจที่นำมาศึกษา เพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยงานวิจัยของ Al-Timemy. (2013) แสดงให้เห็นถึงผู้ทดลองที่เป็นผู้ป่วยที่เป็นบุคคลที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวมือและนิ้ว ซึ่งหากมีการทดลองบนผู้ป่วยที่มีปัญหาแขน แต่สมองยังคงสามารถสั่งการเคลื่อนไหวมือได้ปกติทำให้ส่งคำสั่งการเคลื่อนไหวมายังเส้นประสาทโดยผ่านกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน ซึ่งแสดงให้เห็นได้ชัดว่าการเคลื่อนไหวของนิ้วที่ส่งผ่านเส้นประสาท

สามารถตรวจจับได้ หากมีการนำอิเล็กโทรด (electrode) มาติดตั้งบริเวณปลายแขนทั้งด้านหน้าและด้านหลังของแขนที่มีปัญหาหาหรือ พิการบริเวณมือและนิ้ว แสดงให้เห็นการสั่งการเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อสามารถใช้งานได้ปกติในงานวิจัยของ Francesco V. G. Tenore. (2008) แสดงถึงตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดที่หลากหลายโดยเป็นการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดที่ค่อนข้างครอบคลุม ตำแหน่งทั้งหมดของปลายแขนด้านหน้าแขนและหลังแขนอย่างเห็นได้ชัดเจนและแบ่งระดับตั้งแต่ ต้นแขนลงมา ซึ่งการวางเป็นประโยชน์ต่อผู้ศึกษาคือการแสดงให้เห็นถึงจุดที่เหมาะสมในการวางอิเล็กโทรดในงานวิจัยของ Ryan J. Smith. (2008) การใช้งานอิเล็กโทรด ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป แสดงให้เห็นถึงเทคนิคการใช้งานของอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวโดยมีการติดหลากหลายตำแหน่ง ซึ่งเทคนิคการจำแนกการเคลื่อนไหวนี้มีการกำหนดตัวแปรและการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (feature) เหมาะกับการนำมาประยุกต์ใช้กับการเรียนรู้ของเครื่อง (machine Learning) ในงานวิจัยของ Mohd Haris. (2015) การใช้อิเล็กโทรด 2 ขั้ววางบนตำแหน่งที่ต้องการศึกษากล้ามเนื้อปลายแขนเพียง 2 ตำแหน่ง เพื่อสังเกตการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่มีความสัมพันธ์กันกับคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า งานวิจัยนี้เป็นการเน้นไปที่การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุที่ค่อนข้างหลากหลายและเป็นการรวมการใช้การเรียนรู้ของเครื่องทั้งสองชนิดนี้มาช่วยในการจำแนก ทำให้เห็นถึงข้อดีและข้อเสียของการทำงานหากนำมาใช้นำมาประยุกต์ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ จึงต้องลดการใช้การเรียนรู้ของเครื่องลงและเลือกใช้ที่เหมาะสมโดยงานวิจัยของ Paul Kaufmann. (2010) ลักษณะงานวิจัยเป็นการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือในรูปแบบต่างๆ ทั้ง 10 รูปแบบ คือ การขีดยึดมือออก การงอมือ การเบี่ยงมือไปทางซ้าย การเบี่ยงมือไปทางขวา การงอมีลักษณะยกของ การงอนิ้วโป้ง การแบมือ การกำมือ การกำมือสุด การขีดยึดนิ้วชี้ นิ้วเดียว ตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรด คือวางเป็นคู่รวมทั้งหมด 4 คู่วางบนส่วนปลายแขนส่วนต้นแขน โดยมีขั้วอ้างอิง (Reference Electrode) เพียง 1 ขั้ว มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ โดยมีการ sampling ข้อมูลที่ 2048 Hz มีสูตรคำนวณที่ใช้กัน โดยทั่วไปคือ Mean Absolute Value (MAV), Zero Crossings (ZC), Slope Sign Changes (SSC) และ Waveform length (WL) โดยมีการกรองโดยใช้ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของการคำนวณของค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่เกิดจากการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือ ก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นการทดสอบการเรียนรู้ของเครื่อง เพื่อดูความแตกต่างของค่า Error rate ของแต่ละชนิดคือ KNN, DT, MLP, LDA และ SVM โดย KNN มีความเหมาะสมกับการนำมาใช้งานกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ในงานวิจัยของ G. Tsenov. (2006) เป็นงานวิจัยมีสูตรคำนวณที่ใช้คือ Mean Absolute Value (MAV), Variance (VAR), Waveform Length (WL), Norm, Number of Zero Crossings, Absolute Maximum, Absolute Minimum, Maximum Minus Minimum และ Median Value (Med) เป็นตัวกรองก่อนที่จะใช้การ

เรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม (Neuron Network) ซึ่งเป็นการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบออนไลน์ผ่านคอมพิวเตอร์เพื่อทำงานบนโปรแกรม Matlab จากการศึกษางานวิจัยนี้มีสูตรคำนวณน่าสนใจคือ Absolute Maximum, Absolute Minimum เหมาะสมกับการนำมาประยุกต์ใช้โดยการเก็บข้อมูลเป็นชุดเดียวของค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดทำให้ไม่ต้องเก็บข้อมูลทั้งหมดที่ค่อนข้างเกินที่บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์จะสามารถเก็บชุดข้อมูลทั้งหมดได้ มีสูตรคำนวณที่เป็นการเก็บชุดข้อมูลทั้งหมด ในงานวิจัยของ Ganesh R. Naik. (2014) ศึกษาการงอนิ้วทั้ง 5 นิ้วมีทีมวิจัยทั้งหมด 8 คน มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (feature) ให้ค่า sampling ที่ 1000 sampling ต่อวินาที ซึ่งมีสูตรคำนวณสำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ Auto Regressive Coefficient และ Root Mean Square (RMS) เป็นตัวกรองก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม (Neuron Network) ซึ่งเป็นการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบออฟไลน์ผ่านคอมพิวเตอร์เพื่อทำงานบนโปรแกรม Matlab งานวิจัยนี้สามารถนำมาประยุกต์โดยใช้ค่า Root Mean Square (RMS) เป็นค่ามาช่วยในการลดสัญญาณรบกวนได้ เมื่อลดสัญญาณรบกวนได้นั้นทำให้เห็นรูปสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อเมื่อมีการเคลื่อนไหวในรูปแบบเดียวกันได้ดีขึ้น ในงานวิจัยของ Abdul-Sahib N. Kadhim (2017) ผ่านการกรองสัญญาณทำให้มีสัญญาณรบกวนลดลง งานวิจัยนี้มีความน่าสนใจโดยเป็นการใช้อุปกรณ์ทั้งสองชนิดโดยที่มี Myotrace 400 เป็นการวางอิเล็กโทรด บนจุดต่างบนกล้ามเนื้อทั้งหมด 6 ตำแหน่งเพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวมือในรูปแบบต่างๆ กับตำแหน่งของกล้ามเนื้อโดยการวางอิเล็กโทรดที่เหมาะสม เมื่อหาตำแหน่งที่เหมาะสมแล้วจึงใช้อุปกรณ์ของ Myoware เพื่อทำการวัดโดยตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรด ประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อบริเวณ Extensor Carpi Ulnaris, Flexor Digitorum Sublimis, Brachioradi-alis, และ Flexor Carpi Ulnaris เมื่อมีสัญญาณรบกวนน้อยทำให้สามารถจำแนกสัญญาณด้วยวิธีการหาค่า Threshold ที่เหมาะสมกับการจำแนกการเคลื่อนไหวของมือที่มาจากสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า ถึงตัดสัญญาณรบกวนถูกตัดออกไปยังมีการสุ่มตัวอย่าง (sampling) อีกแบบที่ช่วยในการเพิ่มประสิทธิภาพการสุ่มตัวอย่าง ในงานวิจัยของ Rami N. Khushaba. (2012) การทดลองบนอาสาสมัครที่มีสุขภาพแข็งแรงมีอาสาสมัครทั้งหมด 6 คนเป็นทั้งชายและหญิงมีช่วงอายุอยู่ที่ 20 ถึง 35 ปี เป็นการเก็บบันทึกผลของการเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้ง 5 นิ้วโดยงอแต่ละนิ้วเพื่อหาความแตกต่างของแต่ละนิ้ว ซึ่งการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยวางอิเล็กโทรด เพียงตำแหน่งเดียวบริเวณปลายสุดของแขนด้านหน้า การกำหนดการสุ่มตัวอย่าง นั้นเป็นค่าของการสุ่มตัวอย่างที่ไม่แน่นอนในการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ จึงแสดงให้เห็นการตั้งค่าการสุ่มตัวอย่างของอาสาสมัครแต่ละคนนั้นสำคัญ จากการศึกษางานวิจัยนี้มีสูตรคำนวณและมีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ

เพื่อดูความแตกต่างของผลที่มีการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยเปรียบเทียบระหว่าง LIBSVM และ KNN ทำให้เห็นการใช้งาน KNN กับการกำหนดการสุ่มตัวอย่างที่เหมาะสม

ดังที่กล่าวมาจะเห็นว่าในปัจจุบันการใช้อัลกอริทึมการเคลื่อนไหวของนิ้วมือได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้รูปแบบการตรวจจับการเคลื่อนไหวในรูปแบบการเคลื่อนไหวต่างๆ เพื่อพัฒนาเป็นอุปกรณ์การฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยและยังได้ถูกนำมาใช้เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ที่ทดแทนอวัยวะเทียมของร่างกายมนุษย์ การศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นถึงผู้ทดลองที่เป็นผู้ป่วยที่เป็นบุคคลที่มีปัญหาแขนด้านล่าง ซึ่งหากมีการทดลองบนผู้ป่วยที่มีปัญหาบริเวณแขน แต่สมองยังคงสามารถสั่งการเคลื่อนไหวมือได้ปกติทำให้ส่งคำสั่งการเคลื่อนไหวมายังเส้นประสาทโดยผ่านกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน ตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรด (electrode) ที่หลากหลายโดยเป็นการวางตำแหน่งอิเล็กโทรด ที่ค่อนข้างครอบคลุมตำแหน่งทั้งหมดของปลายแขน ทางด้านหน้าแขนและหลังแขน อย่างเห็นได้ชัดเจนและแบ่งระดับตั้งแต่ต้นแขนลงมา อีกทั้งยังมีงานวิจัยที่แสดงการแบ่งระดับของการวางอิเล็กโทรดลงบนแขนที่วิจัย โดยแบ่งเป็นระดับต่างๆ ซึ่งวางอิเล็กโทรดรอบแขน เริ่มวางจากบริเวณต้นแขนลงไปยังปลายแขน และมีงานวิจัยที่ใช้งานอุปกรณ์ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน เพื่อหาตำแหน่งที่เหมาะสมกับการวางอิเล็กโทรดให้เหมาะสมกับการตรวจจับการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ซึ่งการจำแนกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการศึกษาพบวิธีในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีรูปแบบการจำแนกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุและใช้การเรียนรู้ของเครื่องร่วมกัน โดยส่วนใหญ่เป็นการนำไปพิจารณาบนคอมพิวเตอร์จึงจำเป็นที่ผู้ใช้หากต้องการนำไปใช้งานจริงนั้นต้องนั่งอยู่หน้าคอมพิวเตอร์อยู่ตลอดเวลา ซึ่งไม่สะดวกต่อการนำไปใช้งานนอกสถานที่ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเสนอแนวคิดใหม่ในการพัฒนาการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือด้วยการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วผ่านบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว
2. เพื่อศึกษาคำแหน่งติดตั้งเซ็นเซอร์ (Sensor) หรือขั้วไฟฟ้า (electrodes) บนกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน (forearm)
3. เพื่อวิเคราะห์สัญญาณการเคลื่อนไหวของนิ้วบนพื้นฐานของการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายตำแหน่ง
4. เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนานิ้วเทียมหรือมือเทียมที่คนทั่วไปสามารถเข้าถึงได้ง่าย

1.3 สมมติฐานของการวิจัย

สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกขณะเคลื่อนไหวถึงรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือโดย ทั้ง 5 นิ้วมือที่มีความแตกต่างกันซึ่งทำให้สามารถจำแนกได้ด้วยบอร์คประมวลผล โดยให้ความถูกต้องของการจำแนกไม่ต่ำกว่า 70 เปอร์เซ็นต์

1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น

1. การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะต้องบันทึกกลุ่มตัวอย่างที่ไม่มีปัญหาทางด้านสมอง

2. ทีมวิจัยจะต้องเรียนรู้วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์บนกล้ามเนื้อบริเวณแขนเท่านั้น

2. ศึกษาการเคลื่อนไหวการงอนิ้ว และขีดยนิ้วมือเฉพาะทั้ง 5 นิ้วของแขนซ้ายเท่านั้น

3. จำแนกความแตกต่างของการเคลื่อนไหวแต่ละนิ้วโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

1.6 วิธีดำเนินการวิจัย

1.6.1 แนวทางการดำเนินงาน

1. สำรวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์

2. ศึกษาวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและทฤษฎีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3. ออกแบบและสร้างชุดทดสอบสำหรับการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

4. ศึกษาวิธีการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

5. สร้างโปรแกรมสำหรับวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเบื้องต้น

6. วิเคราะห์และสรุปผลการทดลองของชุดทดสอบ

7. จัดทำวิทยานิพนธ์และปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องของผลวิจัย

1.6.2 ระเบียบวิธีวิจัย

1. ศึกษาและเก็บรวบรวมข้อมูลโดยการสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์

2. สร้างชุดทดสอบสำหรับการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวนิ้วมือในรูปแบบแต่ละนิ้วมือ
3. ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นมาวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการบันทึกสัญญาณขณะเคลื่อนไหวนิ้วมือแต่ละนิ้วทั้ง 5 นิ้ว
4. วิเคราะห์และสรุปผลการวิจัยที่ได้จากเทคนิคที่นำเสนอและรวบรวมข้อมูลเพื่อเขียนวิทยานิพนธ์

1.6.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
2. โปรแกรม Java
3. โปรแกรม Tera Term
4. โปรแกรม Matlab
5. บอร์ดใช้ในการประมวลผล

1.6.4 การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. เก็บรวบรวมข้อมูลจากปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. เก็บรวบรวมสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากชุดทดสอบที่ออกแบบขึ้น

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.7.1 ได้องค์ความรู้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- 1.7.2 เป็นแนวทางในการศึกษาและพัฒนาระบบสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อไป
- 1.7.3 พัฒนาอวัยวะเทียมโดยมีการควบคุมการเคลื่อนไหวผ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาการสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าบนร่างกายมนุษย์จากการเคลื่อนไหวของร่างกายในรูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วมือโดยไม่มี การเคลื่อนไหวแขน ขา หรือส่วนอื่นบนร่างกาย ซึ่งประกอบไปด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) หลักการทำงานของกล้ามเนื้อลายเป็นตัวออกแรงทำงาน โดยอาศัยกระดูกเป็นคาน และข้อต่อเป็นจุดหมุน (fulcrum) ระบบการสื่อสารระหว่างกล้ามเนื้อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องและเทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งเนื้อหาดังกล่าวข้างต้นจะเป็นองค์ความรู้ที่สำคัญสำหรับการออกแบบและนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัย

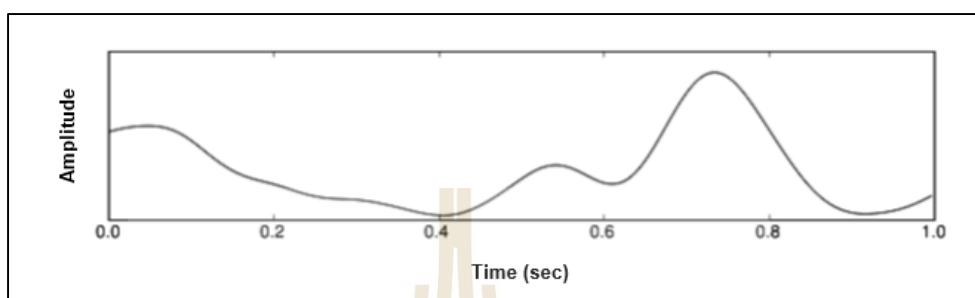
2.2 ความหมายและคุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนมนุษย์

บนร่างกายมนุษย์มีการเคลื่อนไหวเริ่มต้นเกิดมาจากการนึกคิดก่อนที่จะมีการเคลื่อนไหวที่มาจากสมองสั่งการ ซึ่งมีคลื่นไฟฟ้าที่ช่วยในการสั่งการการเคลื่อนไหวที่ผ่านไปยังเส้นประสาทตามบริเวณต่างๆบนร่างกายจากนี้ก็จะเกิดการกระตุ้นเพื่อทำให้กล้ามเนื้อทำงานหรือเคลื่อนไหว หากต้องการทราบการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ที่น่าสนใจในการศึกษาการเคลื่อนไหวคือคลื่นไฟฟ้าบนตัวมนุษย์มีดังนี้

2.2.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram)

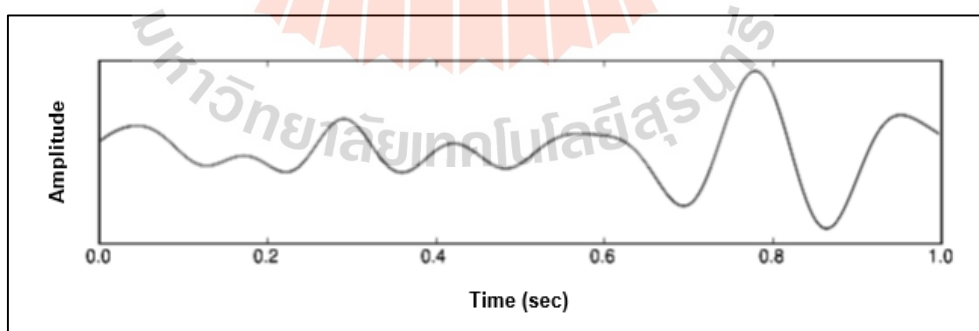
คลื่นสมองเป็นการตรวจจับความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ผิวหนังบริเวณศีรษะ ความต่างศักย์นี้เกิดจากการทำงานด้วยการส่งสัญญาณไฟฟ้าระหว่างกันของเซลล์ประสาทจำนวนมากในสมองส่วนที่ใกล้กับขั้วไฟฟ้าที่เราใช้ในการวัด คลื่นสมองนี้สามารถนำมาใช้ประโยชน์ได้ทั้งทางการแพทย์และการวิจัย ในปัจจุบันยังได้มีการประยุกต์นำคลื่นสมองนี้มาใช้สั่งการอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ได้ด้วย คลื่นสมองสามารถแบ่งเป็น 6 ประเภท ตามความถี่ของคลื่น ได้ดังนี้ (Niedermeyer et al., 2004)

1. คลื่นเดลต้า (Delta wave) มีความถี่อยู่ในช่วง 0 – 4 เฮิรตซ์ คลื่นประเภทนี้จะปรากฏในขณะที่เราหลับลึก หรือที่เรียกว่า การนอนในช่วง Non-rapid eye movement ในขั้นที่ 3 และ 4 การหลับลึกจึงมีอีกชื่อหนึ่งว่า Slow-wave sleep



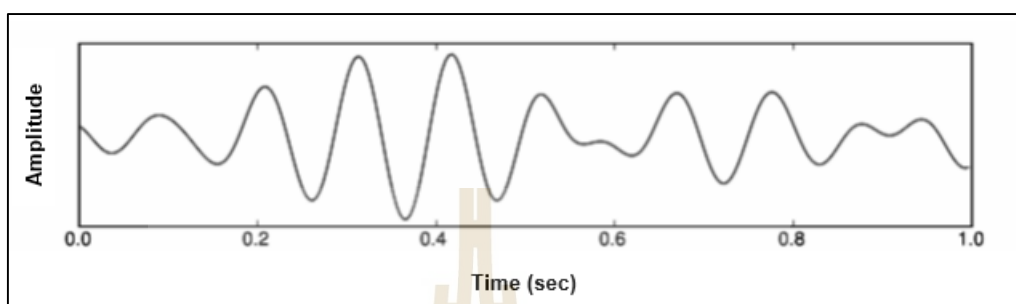
รูปที่ 2.1 คลื่นเดลต้า (Delta Wave)

2. คลื่นเซต้า (Theta wave) มีความถี่อยู่ในช่วง 4 – 7 เฮิรตซ์ จะพบคลื่นสมองประเภทนี้มากในเด็กเล็ก สำหรับในเด็กโตและวัยรุ่นใหญ่ คลื่นสมองชนิดนี้จะปรากฏเมื่อกำลังมีสมาธิ ครึ่งหลับครึ่งตื่น หรือในการนอนหลับที่ไม่ใช่การหลับลึกและการทำสมาธิอย่างลึก นอกจากนี้การเพิ่มขึ้นของคลื่นเซต่ายังเกี่ยวข้องกับการตอบสนองต่อการทำงานของหน่วยความจำสมอง



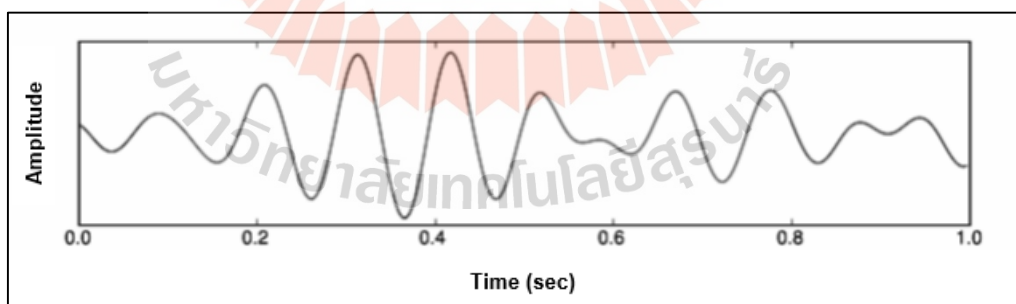
รูปที่ 2.2 คลื่นเซต้า (Theta Wave)

3. คลื่นอัลฟา (Alpha wave) มีความถี่อยู่ในช่วง 7.5 – 12.5 เฮิรตซ์ พบที่สมองส่วนที่เกี่ยวข้องกับการมองเห็น และจะเกิดเมื่อมีการผ่อนคลายด้วยการหลับตา และคลื่นสมองชนิดนี้จะลดลงเมื่อลืมตาหรือนอนหลับ



รูปที่ 2.3 คลื่นอัลฟา (Alpha Wave)

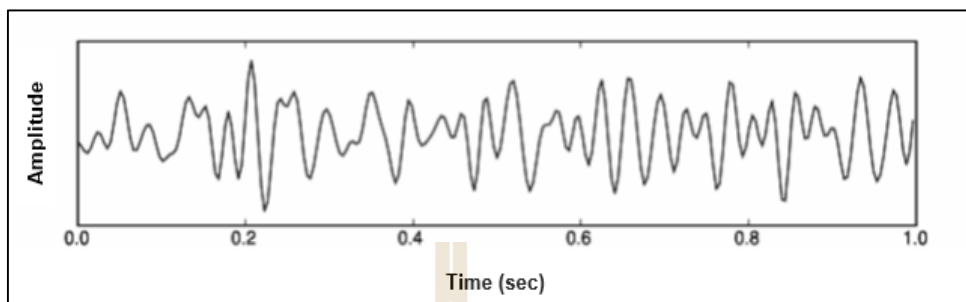
4. คลื่นมู (Mu wave) อยู่ในช่วงความถี่เดียวกับ คลื่นอัลฟา (Alpha wave) แต่พบที่สมองคนละส่วน โดย คลื่นมู (Mu wave) จะพบในสมองที่ควบคุมการเคลื่อนไหว และจะเด่นชัดเมื่อร่างกายไม่มีการเคลื่อนไหว และจะหายไปเมื่อมีการเคลื่อนไหวร่างกายหรือจินตนาการว่าตนเองกำลังเคลื่อนไหวร่างกาย และยังคงมีอยู่เมื่อกำลังมองผู้อื่นเคลื่อนไหวร่างกายอีกด้วย



รูปที่ 2.4 คลื่นมู (Mu wave)

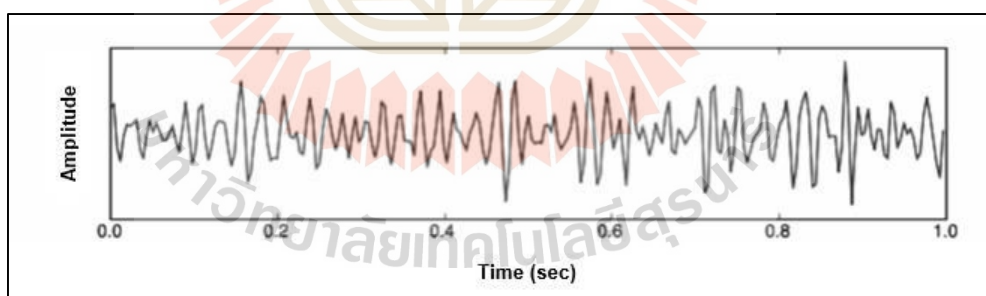
5. คลื่นเบต้า (Beta wave) มีความถี่อยู่ในช่วง 12.5 – 30 เฮิรตซ์ พบได้ในขณะที่มีสติสัมปชัญญะตามปกติโดยเกี่ยวข้องกับการใช้ความคิด การใช้ความสนใจ การมุ่งเน้นไปที่บางสิ่ง

บางอย่างจากภายนอก และยังเกี่ยวข้องกับภาวะจิตใจเช่น หากรู้สึกตื่นเต้น ตึงเครียด หรือกลัว ก็อาจส่งผลให้คลื่นเบต้าสูงขึ้นกว่าปกติได้



รูปที่ 2.5 คลื่นเบต้า (Beta Wave)

6. คลื่นแกมมา (Gamma wave) มีความถี่อยู่ในช่วง 25 – 100 เฮิรตซ์เกี่ยวข้องกับ การประมวลผลทางความคิด การรวบรวมข้อมูลและความเข้าใจอย่างฉับพลัน การมีคลื่นแกมมาใน ปริมาณที่สูงกว่าคนปกติ จะมีสติปัญญา การแก้ปัญหาและการควบคุมตนเองที่ดี โดยส่วนใหญ่จะ สามารถพบได้ในคนที่ฝึกสมาธิขั้นสูง

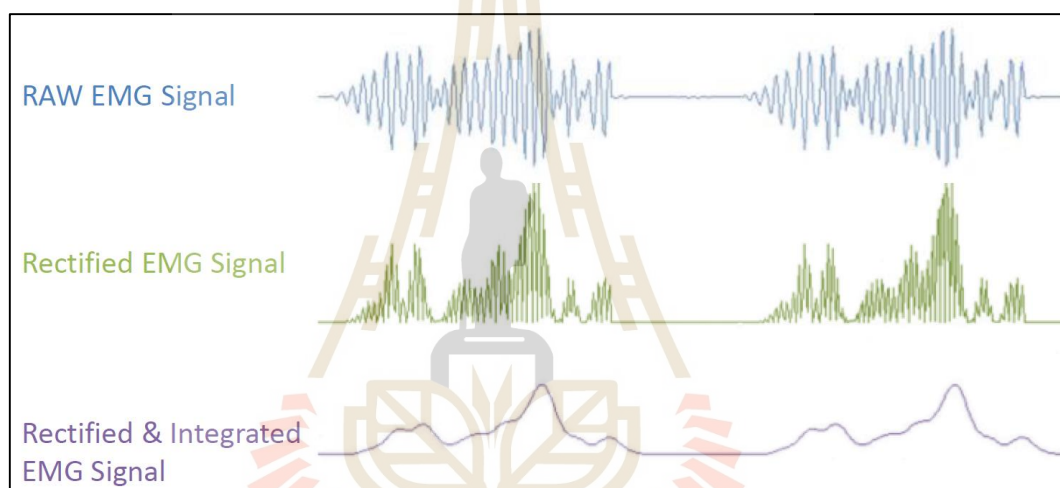


รูปที่ 2.6 คลื่นแกมมา (Gamma Wave)

2.2.2 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นวิธีการวัดกิจกรรมไฟฟ้าภายในเส้นใยกล้ามเนื้อระหว่างการกระตุ้น (Hamilton et al., 2014) ทุกครั้งที่กล้ามเนื้อเคลื่อนไหวเส้นใยกล้ามเนื้อจะถูกกระตุ้นโดย สัญญาณที่ส่งผ่านจากสมองผ่านระบบประสาทส่วนกลางและเซลล์ประสาทไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อ

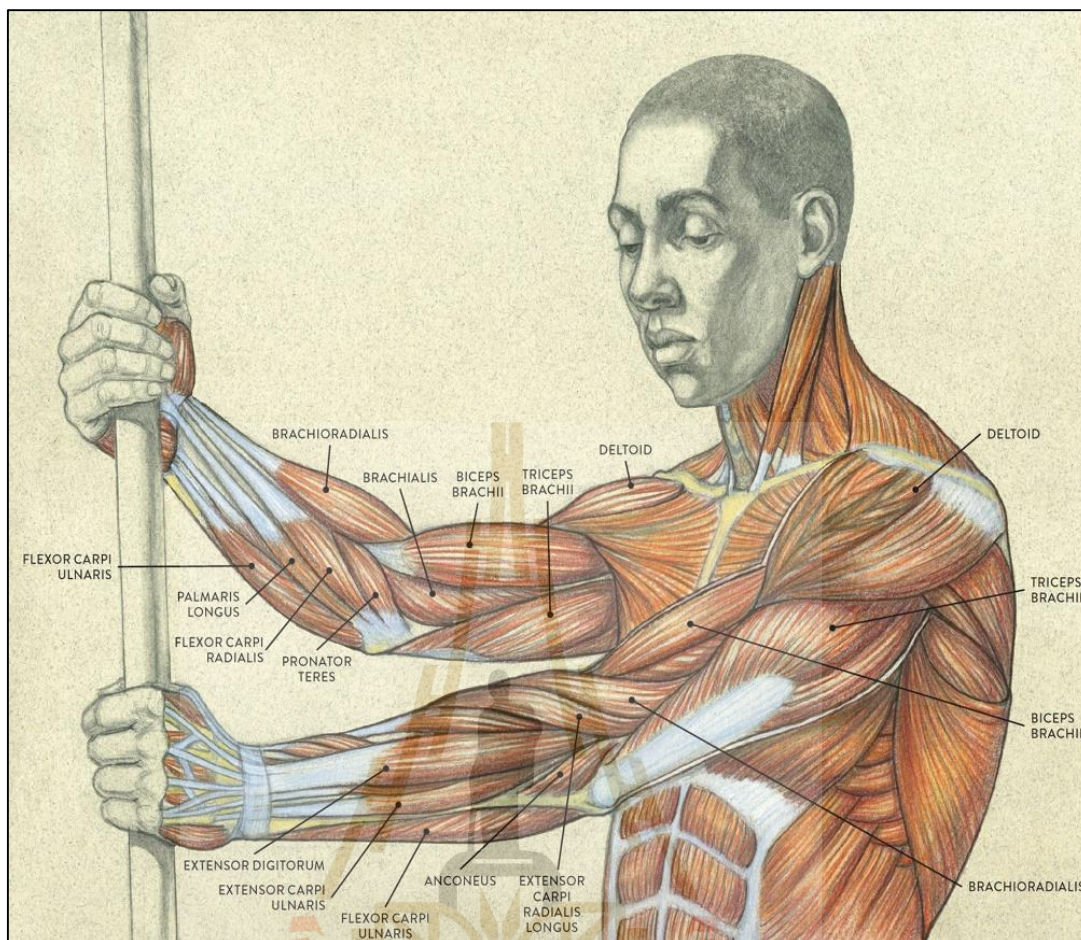
โดยปกติจะมีประจุภายในเซลล์กล้ามเนื้อมากกว่าด้านนอก แต่การกระทำที่เป็นไปได้เชิงบวกจะเคลื่อนที่ไปตามความยาวของเส้นใยกล้ามเนื้อเมื่อกล้ามเนื้อหดตัว (Konrad., 2005) EMG เกี่ยวข้องกับการวัดความเป็นไปได้ของการเคลื่อนที่ของเส้นใยกล้ามเนื้อด้วยความเร็ว 2-6 m / s (Baker et al., 2013) ความแตกต่างชั่วขณะในประจุไฟฟ้าสามารถตรวจจับได้ด้วยอิเล็กโทรดสองตัว (หรือมากกว่า) ที่วางไว้ตามแนวเดียวกันบนกล้ามเนื้อ ในขณะที่ขยายความแตกต่างโดยตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและเปรียบเทียบกับแรงดันไฟฟ้าทั่วไปที่อยู่บนร่างกายมนุษย์ ด้วยกระบวนการที่เรียกว่า คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้นสามารถแสดงความรุนแรง ระยะเวลาและคำสั่งของการเกร็งของกล้ามเนื้อ (Jamal., 2012)



รูปที่ 2.7 ชนิดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

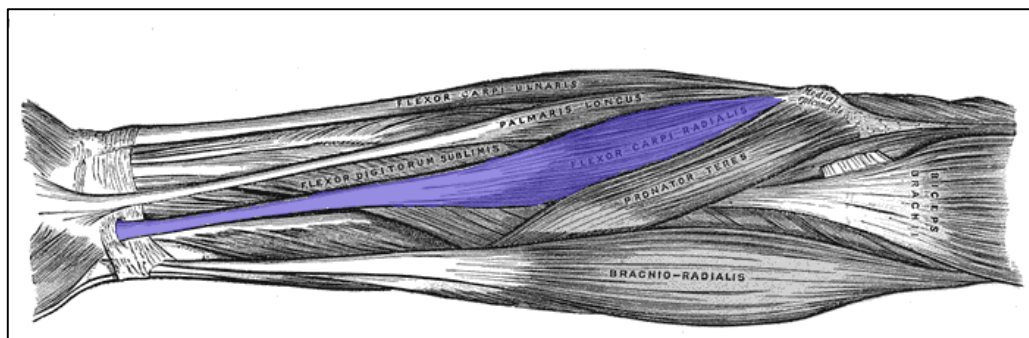
ประเภทของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ นั้นเป็นสัญญาณ ดิบ (Raw) ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นสัญญาณที่มีลักษณะซิกแซคดังรูปที่ 2.7 เนื่องจากความต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าเมื่อกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นหรือการเกร็งของกล้ามเนื้อ ทำแรงดันไฟฟ้าเกิดการแกว่งระหว่าง V + และ V- จึงมีการแก้ไขสัญญาณ (Rectified) ซึ่งเป็นค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณดิบเหล่านี้ และสัญญาณ บูรณาการ (Integrated) จะถูกปรับให้เรียบเพื่อแสดงรูปแบบของขนาดการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยวิธีการแก้ไขสัญญาณและบูรณาการ (Rectified & Integrated) ทำงานร่วมกันให้เป็นค่าเริ่มต้นเมื่อเข้ามาที่อุปกรณ์รับสัญญาณ

จากรูปที่ 2.8 ได้แสดงกล้ามเนื้อที่น่าสนใจโดยเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของการเคลื่อนไหวมือดังนี้



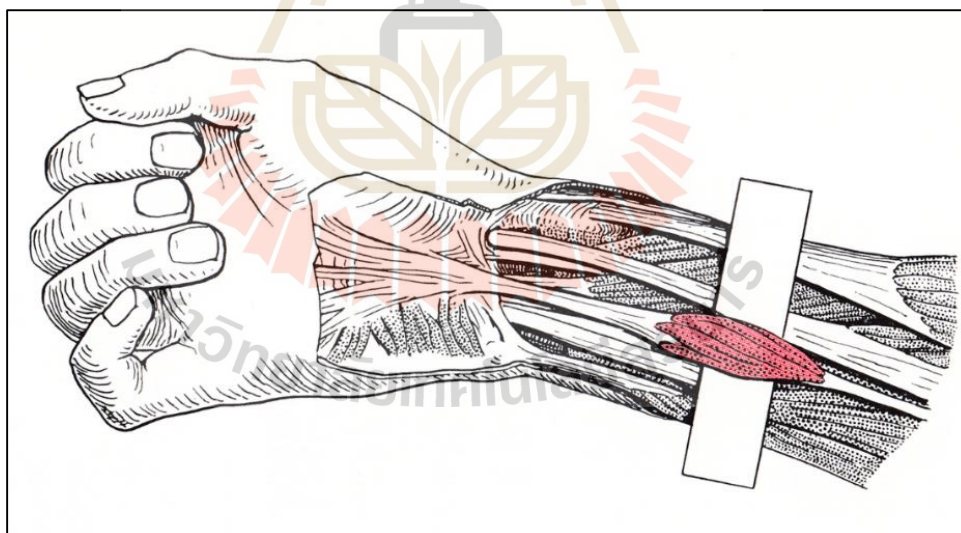
รูปที่ 2.8 กล้ามเนื้อแขน

1. Flexor carpi radialis muscle เป็นกล้ามเนื้อในปลายแขนของมนุษย์ ทำหน้าที่งอและกางมือออก กล้ามเนื้อนี้เริ่มจากปุ่มมีเดียล อีพิคอนไดล์ของกระดูกต้นแขน (medial epicondyle of humerus) เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ อัลนาริส (flexor carpi ulnaris) และเกาะกับด้านหน้าของฐานกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 2 (2nd metacarpal) จากรูปที่ 2.9 สีส้มในรูป กล้ามเนื้อนี้เป็นแนวนอนยาวอยู่ในแนวด้านข้างของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ ดิจิทอรัม ซูเปอร์ฟิเชียลิส (flexor digitorum superficialis) และเอ็นของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (flexor carpi radialis) สามารถเห็นได้จากด้านหน้าของปลายแขนตอนปลายๆ ใกล้ข้อมือ



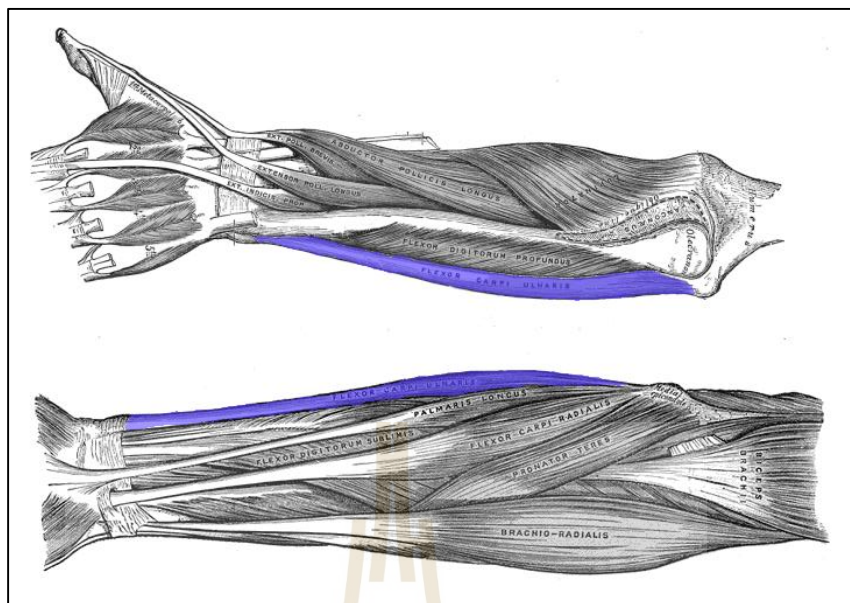
รูปที่ 2.9 Flexor carpi radialis muscle

2. Palmaris longus muscle เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ทางด้านหน้าของแขน จุดต้นเริ่มจากกระดูกต้นแขนไปยังกระดูกปลายแขน แล้วกลายเป็นเอ็น (Tendon) ไปที่ฝ่ามือกล้ามเนื้อเรียวยาวที่มีรูปร่างเรียวยาวและนอนอยู่ด้านบนที่อยู่ตรงกลางของ Flexor carpi radialis muscle ซึ่งกว้างที่สุดในช่วงกลางและแคบที่สุดที่ส่วนปลายสุดของแขน (Gray et al., 1859)



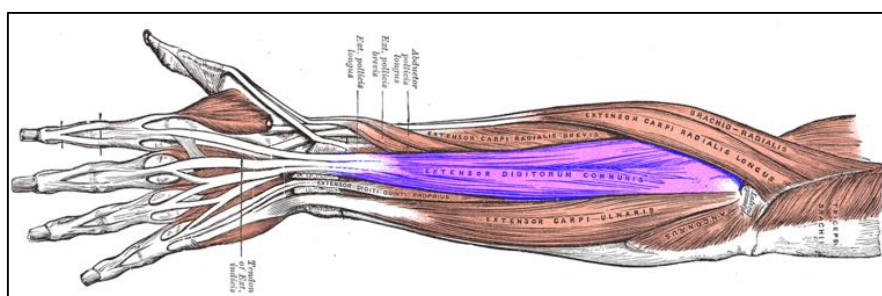
รูปที่ 2.10 Palmaris longus muscle

3. Flexor carpi ulnaris muscle อยู่ระหว่างบริเวณกระดูกคือ Humeral และ Ulnar ซึ่งเชื่อมต่อกันด้วยเส้นเอ็นเส้นโค้งที่อยู่ใต้เส้นประสาทท่อนล่างและหลอดเลือดแดง



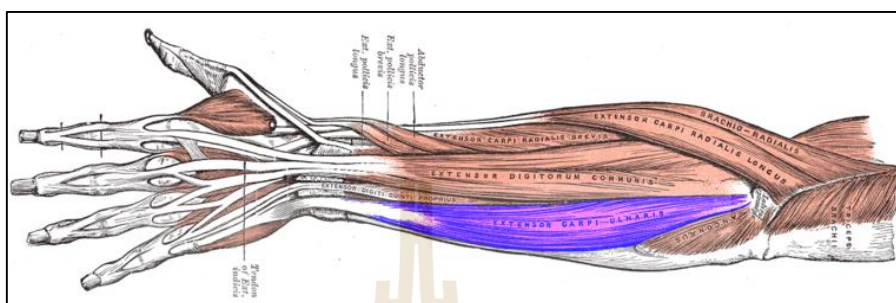
รูปที่ 2.11 Flexor carpi ulnaris muscle

4. Extensor digitorum muscle เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นโดยเป็นเอ็นคอมมอน เอกซ์เทนเซอร์ (common Extensor tendon) อยู่ที่ปุ่มแลทเทอรัล อีพิคอนไดล์ (lateral epicondyle) ของกระดูกต้นแขน (humerus) และเกาะมาจากผนังกั้นอินเตอร์มัสคิวลาร์ (intermuscular septa) ซึ่งกั้นระหว่างกล้ามเนื้อมัดนี้และกล้ามเนื้อใกล้เคียง และเกาะมาจากพังผืดปลายแขน (antebrachial fascia) และมีปลายเป็นเอ็น 4 อัน ไปเกาะยังกระดูกนิ้วมือทั้ง 4 นิ้ว เส้นเอ็นจะเบี่ยงเบนไปทางด้านหลังของมือและสอดเข้าไปในปลายนิ้วในลักษณะดังรูปที่ 2.12 (Gray et al., 1859) ทำหน้าที่เหยียดนิ้วมือและข้อมือ



รูปที่ 2.12 Extensor digitorum muscle

5. Extensor carpi ulnaris muscle อยู่บริเวณปุ่มของกระดูก Epicondyle ด้านข้างของกระดูกต้นแขนและขอบด้านหลังของกระดูก ulna และตัดปลายแขนไปที่ท่อนกลาง เพื่อแทรกที่ฐานของกระดูก metacarpal ที่ 5



รูปที่ 2.13 Extensor carpi ulnaris muscle

2.2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองกับคลื่นกล้ามเนื้อ

ในการทำงานของกล้ามเนื้อนั้น เมื่อสมองสั่งให้ร่างกายเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวและคลายตัว ทำงานประสานเป็นคู่ๆพร้อมกันแต่ตรงข้ามกัน ในขณะที่กล้ามเนื้อมัดหนึ่งหดตัว กล้ามเนื้ออีกมัดหนึ่งจะคลายตัว การทำงานของกล้ามเนื้อในลักษณะนี้ เรียกว่า “Antagonistic muscle” และระบบประสาทกลไกที่ควบคุมการทำงานของ กล้ามเนื้อ มี 2 ระบบ คือ

1. ระบบพีระมิดคัต (Pyramidal system) ส่วนนี้รับการทำงานจากสมองก่อนและผ่านมายังประสาทกลไกที่อยู่ตรงไขสันหลังทำให้กล้ามเนื้อส่วนต่างๆ หดตัวแยกตัวออกจากกันได้
2. ระบบเอ็กซ์ทราพีระมิดคัต (Extrapyramidal system) ส่วนนี้รับการทำงานจากสมอง และก้านสมอง (Brainstem) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหว

การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นที่ทราบโดยทั่วไปคือ สมอง เส้นประสาท และกล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณ เมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรืออีเอ็มจี เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ โดยตรงดังตารางที่ 2.1 ซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าสมองแตกต่างกันเฉพาะขนาดของความถี่และศักย์ไฟฟ้า

ตารางที่ 2.1 คลื่นไฟฟ้าบนร่างกายมนุษย์

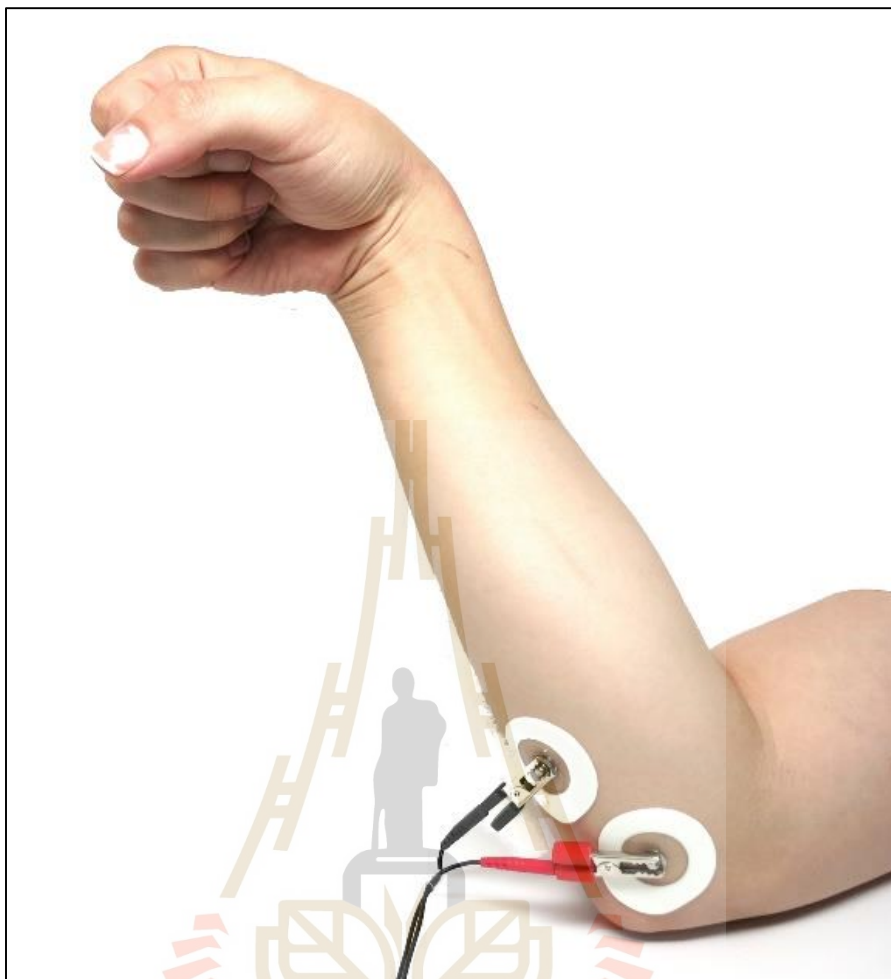
คลื่นไฟฟ้า	ย่านแรงดันไฟฟ้า (มิลลิโวลต์)	ย่านความถี่ตอบสนอง (เฮิรตซ์)
คลื่นไฟฟ้าสมอง EEG (Electroencephalography)	0.001 ถึง 0.10	0.02 ถึง 100
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECG (Electrocardiogram)	0.02 ถึง 5.0	0.1 ถึง 30
คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG (Electromyography)	0.003 ถึง 5.0	2 ถึง 10,000

2.3 ระบบการสื่อสารระหว่างกล้ามเนื้อกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

เซนเซอร์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(EMG Sensor) เป็นหนึ่งในการวัดสัญญาณไฟฟ้าขนาดเล็กที่เกิดขึ้นโดยกล้ามเนื้อมนุษย์เมื่อมีการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ ซึ่งรวมถึงการยกแขนขึ้น กำปั้น หรือแม้แต่การเคลื่อนไหวที่ง่ายที่สุดเช่นการขยับนิ้ว อุปกรณ์สามารถตรวจจับมีสัญญาณที่เกิดขึ้นคือเริ่มต้นในสมองได้มีกิจกรรมของระบบประสาทในเยื่อหุ้มสมอง ส่วนหนึ่งของสมองส่งสัญญาณไปยังไขสันหลังสัญญาณจะถูกถ่ายโอนไปยังส่วนกล้ามเนื้อผ่านทางเซลล์ประสาทมอเตอร์ (motor neurons) ซึ่งเซลล์ประสาทมอเตอร์ (motor neurons) ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการเคลื่อนไหวโดยตรงทำให้เกิดการปลดปล่อยแคลเซียมไอออน (calcium ions) ภายในกล้ามเนื้อและในที่สุดก็สร้างการเปลี่ยนแปลงเชิงกลเกี่ยวกับการสลับขั้วเป็นการเปลี่ยนแปลงในไฟฟ้าที่มีการสลับขั้วบวกและลบ ซึ่งสามารถตรวจจับได้โดยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่มีการวัดคลื่นไฟฟ้าสัญญาณคลื่นไฟฟ้ามีค่าที่จำกัดความให้ชัดเจนในความหมายของ EMG มากขึ้นเพื่อให้เข้าใจความหมายและหลักการทำงานได้ดีขึ้นดังนี้

2.3.1 อิเล็กโทรดพื้นผิว หรือ sEMG sensors (surface electrodes)

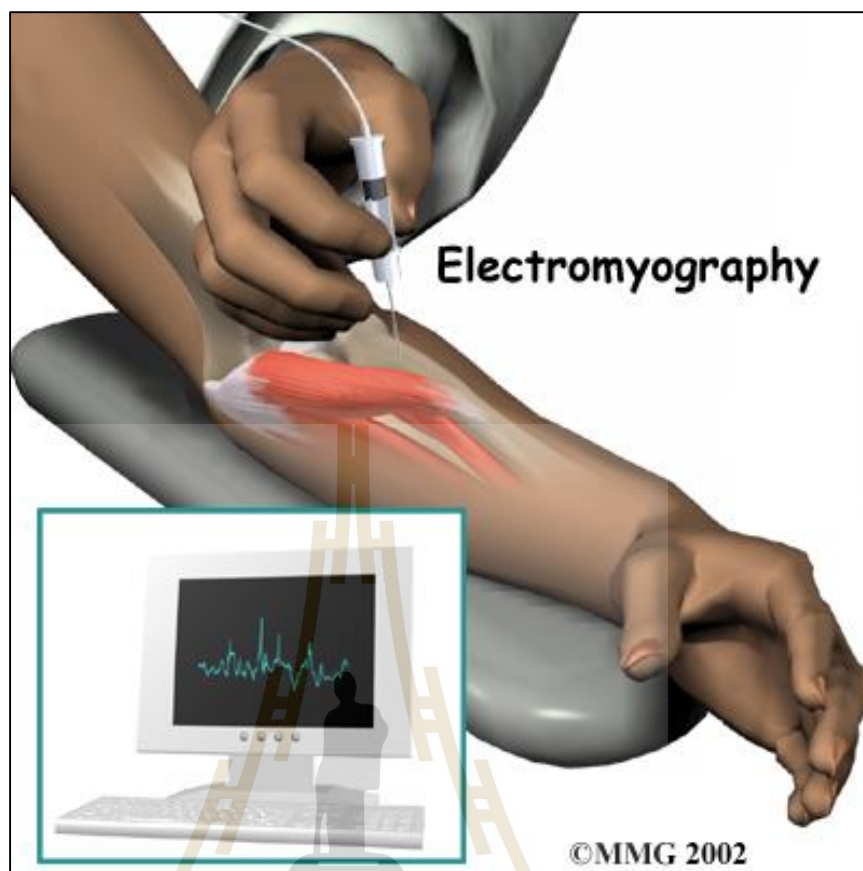
โดยทั่วไปมักจะพบเรื่องคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จะใช้คำว่า “EMG” โดยส่วนใหญ่เมื่อพูดถึง “sEMG” ซึ่งในที่นี้ “s” หมายถึงพื้นผิวซึ่งเซนเซอร์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อประเภทนี้ทำการวัดด้วยการวางขั้วไฟฟ้าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนผิวของผู้ที่ต้องการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้เทคโนโลยีที่ไม่รุกรานทำให้เซนเซอร์เซนเซอร์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อไม่เจ็บปวด ดังรูปที่ 2.14 ใช้กันทั่วไปในคลินิกและสุขภาพของนักกีฬา ซึ่งมีข้อจำกัด แม้ว่าจะเป็นวิธีที่ง่ายและสะดวกในการวัดค่าเซนเซอร์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ก็จำกัดเฉพาะกล้ามเนื้อผิวเผินและขึ้นอยู่กับตัวแปรอื่น ๆ เช่นน้ำหนักของผู้ป่วย เป็นต้น



รูปที่ 2.14 อิเล็กโทรดพื้นผิว

2.3.2 Intramuscular EMG

Intramuscular EMG ทำการวัด โดยการสอดขั้วเข็ม (monopolar) ผ่านผิวหนังและเข้าไปในเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ มีข้อจำกัดอาจมีการปนเปื้อนที่เป็นไปได้ของการบันทึกกล้ามเนื้อที่ลดลงไปเมื่อสัมผัสกับก้านเข็ม ซึ่งมีตัวเลือกที่ปลอดภัยอย่างสมบูรณ์แบบแม้ว่ามันอาจทำให้เกิดความรู้สึกไม่สบายเมื่อใส่ขั้วเข็มและความปวดกล้ามเนื้อหลังจากนั้น กระบวนการเริ่มต้นด้วยการแทรกเข็มที่ผ่านการฆ่าเชื้อที่อิเล็กโทรดเข็ม (monopolar) เข้าไปในกล้ามเนื้อของตัวเอง



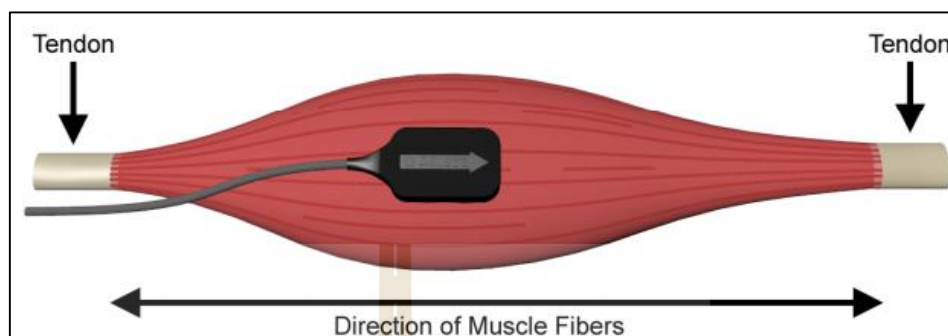
รูปที่ 2.15 Intramuscular EMG

2.2.3 หลักการทำงานโดยทั่วไปของอิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดทั้งสองประเภทนั้นแตกต่างจากการจัดวางเซ็นเซอร์แม้ว่ากระบวนการของมันจะมีความคล้ายคลึงกันบ้าง กระบวนการเริ่มต้นด้วยการจัดวางเซ็นเซอร์(sensor) ที่ซึ่งอยู่ในเขตปกคลุมด้วยเส้นเอ็นของทั้งสองเส้นเอ็นเพื่อคุณภาพการตรวจจับที่ดีขึ้นดังรูปที่ 2.16 การทำงานของอิเล็กโทรดเริ่มตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่มีการหดตัว ซึ่งสัญญาณผ่านแอมพลิฟายเออร์(amplifier) ติดตั้งเพื่อประเมินลักษณะและสัญญาณที่เกิดขึ้น คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ตรวจพบจะถูกแสดงผ่านรูปแบบของคลื่นบนมอนิเตอร์(monitor) หรือที่เรียกว่า ออสซิลโลสโคป (oscilloscope) สัญญาณสามารถสังเกตเห็นได้ชัดคือมีปกติและผิดปกติ ดังนี้

1. ปกติ เนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อที่เหลือไม่มีมีการทำงานด้วยไฟฟ้าโดยไม่มีรูปคลื่นหรือเห็นสัญญาณเป็นรูปคล้ายเส้นตรง

2. ผิดปกติ หากยิ่งกล้ามเนื้อหดตัวเกร็งจำนวนกล้ามเนื้อที่ใช้งานยิ่งมากขึ้น ดังนั้นความกว้างของแรงดันไฟฟ้าที่บันทึกไว้จะสูงขึ้น



รูปที่ 2.16 หลักการทำงานของอิเล็กโทรด

2.4 เทคนิคการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) นั้นต้องมีการเก็บบันทึกสัญญาณเข้ามาเพื่อที่จะสามารถวิเคราะห์ได้ต่อไป ดังนั้นจึงต้องให้ความสำคัญของสิ่งที่บันทึกได้เพื่อนำไปวิเคราะห์เพื่อที่จะหาลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) ซึ่งสิ่งที่จะได้รับการวัดและบันทึกข้อมูลจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller board) อ่านค่าจากขาอะนาล็อกที่ระบบจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ประกอบด้วยตัวแปลงสัญญาณอนาล็อก (analog) เป็นดิจิทัล (digital) แบบหลายช่องสัญญาณ 10 บิต ซึ่งหมายความว่ามีการแปลงแรงดันไฟฟ้าอินพุตระหว่าง 0 และแรงดันไฟฟ้าปฏิบัติการ 5V หรือ 3.3V หากเป็น 5V จะได้ค่าจำนวนเต็ม (value) ระหว่าง 0 ถึง 1,023 ตัวอย่างเช่น Arduino UNO ของ Arduino ให้ความละเอียดระหว่างการอ่าน 5 โวลต์ มีค่าจำนวนเต็ม (value) 1024 หากเป็นค่าแรงดันละเอียดคือ 0.0049 โวลต์ หรือ 4.9 mV จากข้อมูลที่ได้นั้นเป็นค่าที่เป็นจำนวนเต็ม (value) หรือ แรงดันไฟฟ้า แต่การจำแนกทำทางหลายทำ อาจมีทำทางบางทำที่มีลักษณะเฉพาะตัวบางอย่างคล้ายคลึงกันจึงยังคงไม่เพียงพอสำหรับการนำมาวิเคราะห์หรือจำแนกทำทาง ดังนั้นจำเป็นที่ต้องศึกษาลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (feature) และเลือกไมโครชิปที่สามารถจำแนกทำทางเคลื่อนไหวได้ ในการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) นั้นมีสูตรคำนวณที่หลากหลาย ซึ่งให้ความสำคัญทางด้านตัวแปรที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มหลักๆคือ การวิเคราะห์บนแกนเวลา (Time domain), การวิเคราะห์บนแกนความถี่ (Frequency domain) และการวิเคราะห์บนทั้งแกนเวลาและความถี่ (Time-Frequency representation)

กำหนดให้ x_n คือแรงดันไฟฟ้าที่ผ่านการแปลงจากค่าจำนวนจริง (value) ที่ได้จากการวัดที่เวลาช่วงหนึ่งโดยเก็บจำนวน N ค่า ซึ่งมีการแทนค่าในรูปแบบชุดแรงดันไฟฟ้า $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ มีการนำไปใช้แยกสัญญาณได้ดังนี้

2.4.1 หลักการพิจารณาสัญญาณบนแกนเวลา (Time domain)

1. Root Mean Square (RMS) เป็นการหาค่ารากของค่าเฉลี่ยของกำลังของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (2-1)$$

2. Mean Absolute Value (MAV) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรืออาจเรียกเป็นอย่างอื่น เช่น Integral of absolute value (IAV)

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (2-2)$$

การหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อยังมีวิธีที่นอกเหนือจากวิธีนี้ มีอีกชื่อว่า Integrated EMG (IEMG)

$$IEMG = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (2-3)$$

นอกจากการหาค่าของค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแล้วยังคงมีอีก 2 วิธีที่เพิ่มการคำนวณของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้ได้ดียิ่งขึ้นอีกคือการให้น้ำหนัก (Modified Mean Absolute Value: MMAV1 and MMAV2) มีดังนี้

$$MAV1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n |x_n| \quad (2-4ก)$$

$$w_n \begin{cases} 1, & \text{if } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ 0.5, & \text{other} \end{cases}$$

$$MAV2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n |x_n| \quad (2-4\text{ข})$$

$$W_n = \begin{cases} 1, & \text{if } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ \frac{4n}{N}, & \text{if } 0.25N > n \\ \frac{4(n-N)}{N}, & \text{if } 0.75N < n \end{cases}$$

3. Mean Absolute Value Slope (MAVS) เป็นการหาค่าผลต่างระหว่างค่าของวิธีการวัดลักษณะเด่นของสัญญาณแบบ MAV ของค่าในตำแหน่งปัจจุบันกับค่าในตำแหน่งถัดไป โดยให้ความละเอียดของวิธีการวัดลักษณะเด่นของสัญญาณชนิดนี้ จะขึ้นอยู่กับจำนวนของ Segment ที่กำหนด

$$MAVS_i = MAV_{i+1} - MAV_i \quad (2-5)$$

เมื่อ $i = \text{Segment}$ ตัวที่ i

4. Simple Square Integral (SSI) เป็นการหาค่าพลังงานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ เพื่อใช้แทนลักษณะเด่นของสัญญาณ

$$SSI = \sum_{n=1}^N |x_n|^2 \quad (2-6)$$

5. Variance (VAR) ใช้วัดความหนาแน่นของพลังงานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ถ้าค่าสูง แสดงว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อมีความเปลี่ยนแปลงมาก และบ่งชี้ว่ามีความหนาแน่นของพลังงานมาก

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (2-7)$$

6. Waveform Length (WL) เป็นการหาค่าสะสมของผลต่างระหว่างแรงดันปัจจุบันกับค่าก่อนหน้า เป็นค่าที่บ่งชี้ว่าสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงไปมากน้อยเพียงใด

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n| \quad (2-8)$$

7. Zero Crossing (ZC) เป็นการหาจำนวนครั้งที่ลูกคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อตัดผ่านระดับแรงดันไฟฟ้าที่มีการกำหนดคือ Threshold โดยทั่วไปแล้วจะใช้การนับจำนวนครั้งที่แรงดันไฟฟ้ามีการเปลี่ยนเครื่องหมายจากลบเป็นบวก หรือ เปลี่ยนจากบวกเป็นลบ

$$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [\text{sgn}(x_n \times x_{n+1}) \cap |x_n - x_{n+1}|] \quad (2-9)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq 0 \\ 0, & \text{other} \end{cases}$$

8. Willison Amplitude (WAMP) เป็นการหาจำนวนครั้งที่สัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดมากกว่าค่าที่กำหนดไว้ (Threshold) ส่วนใหญ่ โดยปริมาณของ Threshold จะบ่งชี้ถึงระดับความรุนแรงของกล่อมเนื้อที่มีการหดตัวในขณะที่ร่างกายออกแรงกระทำ

$$WAMP = \sum_{n=1}^{N-1} f(|x_n - x_{n+1}|) \quad (2-10)$$

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

9. Slope Sign Change (SSC) เป็นวิธีการวัดลักษณะเด่นของสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กับวิธีการหาค่า ZC โดยเป็นการหาจำนวนครั้งที่สัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดระหว่างค่าความชันที่เป็นบวกกับลบของสัญญาณในสามลำดับที่ติดต่อกัน ซึ่งจะมีการกำหนดให้นับเมื่อค่ามากกว่าค่าที่กำหนดไว้ (threshold)

$$SSC = \sum_{n=2}^{N-1} f[(x_n - x_{n-1}) \times (x_n - x_{n+1})] \quad (2-11)$$

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

10. Auto Regressive (AR) Model เป็นการหาค่าสัมประสิทธิ์ของแบบจำลอง ที่มีแนวคิดพื้นฐานที่ว่าสำหรับสัญญาณหนึ่งๆ ที่ได้ถูกสุ่มอ่านเข้ามา นั้น สามารถแทนค่าแรงดันที่จุดปัจจุบันที่กำลังพิจารณา x_n ด้วยผลรวมของผลคูณระหว่างสัมประสิทธิ์ (α) และค่าแรงดันก่อนหน้าหลายๆ พจน์ และ สัญญาณรบกวนที่มีการกระจายตัวแบบ Gaussian (w_n) ซึ่งจำนวนพจน์ของแรงดันก่อนหน้าที่ต้องการสำหรับคำนวณค่าของแรงดันปัจจุบันที่กำลังพิจารณานั้น จะถูกกำหนดโดยลำดับของแบบจำลอง

$$x_n = -\sum_{i=1}^p \alpha_i x_{n-i} + w_n \quad (2-12)$$

2.4.2 หลักการพิจารณาสัญญาณบนแกนความถี่ (Frequency domain)

1. Mean Frequency (MNF) เป็นการ ใช้ FFT เพื่อให้ได้ Power spectrum แล้วหาค่าเฉลี่ยของความถี่

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (2-13)$$

เมื่อ P_j = Power spectrum ตัวที่ j

f_j = ความถี่ตัวที่ j

2. Median Frequency (MDF) เป็นการ ใช้ FFT เพื่อให้ได้ Power spectrum แล้วหาค่าที่ทำให้ผลรวมเป็นของความถี่เป็นครึ่งหนึ่งพอดี

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (2-14)$$

2.4.3 หลักการพิจารณาสัญญาณบนทั้งแกนเวลาและความถี่ (Time-Frequency representation)

1. Fast Fourier Transform (FFT) หรือ การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว อยู่บนแนวคิดพื้นฐานที่ว่า สัญญาณเชิงเวลาใดๆ เกิดจากการรวมตัวกันขององค์ประกอบสัญญาณย่อยๆ ที่เป็นสัญญาณกระแสดตรง และสัญญาณรูปคลื่นไซน์หลายๆ สัญญาณ ซึ่งมีค่าขนาดแรงดันไฟฟ้าสูงสุด ความถี่ของสัญญาณและมุมเฟสที่แตกต่างกันไป

2. Short Time Fourier Transform (STFT) สัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ นั้น องค์ประกอบสัญญาณแต่ละความถี่ไม่ได้ปรากฏขึ้นตลอด แต่จะเกิดขึ้นเป็นช่วงๆ และบางช่วงก็จะหายไป ซึ่งการแปลงฟูเรียร์ไม่สามารถให้ข้อมูลได้ว่าองค์ประกอบสัญญาณแต่ละความถี่นั้นเกิดขึ้นและหายไปในช่วงเวลาใดบ้าง จึงมีการคำนวณสัญญาณดังกล่าวจะเริ่มจากการแบ่งสัญญาณที่สุ่มเข้ามาออกเป็นกลุ่มย่อยๆ ซึ่งแต่ละกลุ่มมีจำนวนจุดของสัญญาณไฟฟ้าที่สุ่มเข้ามาเท่านั้น หลังจากนั้นจึงคูณค่าแรงดันไฟฟ้าด้วยค่าที่เหมาะสม และจึงทำการแปลงฟูเรียร์ในแต่ละกลุ่มย่อยๆเหล่านั้น จากผลที่ได้พบว่า สัญญาณที่มีความถี่ช่วงใด เกิดขึ้นระหว่างช่วงเวลาใดบ้าง

3. Wavelet Transform (WT) เป็นวิธีการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะไม่คงที่ และเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลระหว่างแกนเวลาและแกนความถี่ ซึ่ง Wavelet Transform นั้นสามารถปรับขนาดหน้าต่างได้แบบอัตโนมัติ โดยจะใช้หน้าต่างที่สั้นกับความถี่สูง และหน้าต่างที่กว้างกับความถี่ต่ำ ทำให้สามารถเลือกคุณลักษณะเด่นทางเวลาและความถี่ได้

2.5 ปรัชญาวิศวกรรมที่เกี่ยวข้อง

เพื่อให้เกิดความเข้าใจเกี่ยวกับการพิจารณาการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยการวางอิเล็กโทรด (electrode) ตามตำแหน่งต่างๆของกล้ามเนื้อเพื่อศึกษาสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) และศึกษาเทคนิคทางการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว หรือวิธีการจำแนกคลื่นกล้ามเนื้อบริเวณต่างๆ จำเป็นต้องศึกษาทิศทางปรัชญาวิศวกรรม และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง เพื่อศึกษาโครงสร้าง หลักการทำงานของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีความสัมพันธ์กันกับกล้ามเนื้อบริเวณต่างๆและเทคนิคการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อเป็นความรู้และใช้เป็นแนวทางในการออกแบบสำหรับงานวิจัยต่อไปนี้ ซึ่งจากการศึกษามีปรัชญาวิศวกรรมที่ผ่านมามีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้

2.5.1 งานวิจัยของ Marcello Mulas, Michele Folgheraiter, Giuseppina Gini. (2005) เป็นงานวิจัยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อสร้างอุปกรณ์ฟื้นฟูสมรรถภาพมือ

ลักษณะงานวิจัยเป็นงานวิจัยที่แสดงให้เห็นถึงการใช้งานคอมพิวเตอร์ที่สื่อสารกันผ่านบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการสื่อสารกันที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนคอมพิวเตอร์เพื่อจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ซึ่งสามารถนำไปใช้ประโยชน์ที่เกี่ยวกับระบบการฟื้นฟูสมรรถภาพมือที่สามารถบำบัดโรคหรือแม้แต่ผู้ป่วยเองโดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่รับมาจะสามารถขับเคลื่อนอุปกรณ์ในการช่วยควบคุมมือตามตำแหน่งที่แท้จริงของการเคลื่อนไหวของมือ มีการวางอิเล็กโทรดตำแหน่งที่บริเวณปลายแขนโดยประกอบไปด้วย 2 ตำแหน่งหลักที่วางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ คือ Flexor Digitorum Superficialis และ Flexor Pollicis Longus โดยทั่วไปทั้ง 2 ตำแหน่งนี้เป็นที่พบสัญญาณของการงอนิ้วโป้ง

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยพบว่าเป็นการพัฒนาสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อเป็นการการฟื้นฟูสมรรถภาพมือ ซึ่งทำให้ผู้ป่วยสามารถบำบัดได้ด้วยตนเองและ ลดต้นทุนการรักษา โดยการสร้างโครงกระดูกภายนอกสำหรับการฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วย ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้แนวคิดใหม่สำหรับผู้ป่วยที่สูญเสียมือ หากผู้ป่วยไม่สามารถใช้มือได้อีกต่อไปจะส่งผลต่อการดำรงชีวิตประจำวัน หากมีอุปกรณ์ที่สามารถมาทดแทนส่วนมือจะทำให้ผู้ป่วยสามารถใช้ทดแทนได้ทำให้สะดวกต่อการหยิบจับสิ่งของหรือการทำกิจกรรมอื่นในชีวิตประจำวันได้ดี

2.5.2 งานวิจัยของ Ali H. Al-Timemy, Guido Bugmann, Javier Escudero, Nicholas Outram. (2013) เป็นงานวิจัยใช้อาสมัครที่ปกติไม่มีปัญหาที่แขนและอาสาสมัครที่ปกติมีปัญหาที่แขน

ลักษณะงานวิจัยเป็นการใช้วิธีการจัดหมวดหมู่ของการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนามือเทียม โดยมีจุดประสงค์จำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยใช้อิเล็กโทรดวางบนบริเวณปลาย ทั้งด้านหน้าและด้านหลังของแขน มีการจัดวางรอบแขนโดยใช้อิเล็กโทรดถึง 10 ตัวเพื่อการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ซึ่งมีผู้เข้าร่วมการทดลองที่เป็นผู้ป่วยที่เป็นบุคคลที่มีปัญหาแขนด้านล่างหกคน โดยการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นมีการใช้การประมวลผลออฟไลน์ เพื่อการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือได้อย่างมีประสิทธิภาพ

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นถึงผู้ทดลองที่เป็นผู้ป่วยที่เป็นบุคคลที่มีปัญหาแขนด้านล่าง ซึ่งหากมีการทดลองบนผู้ป่วยที่มีปัญหาบริเวณแขน แต่สมองยังคงสามารถสั่งการเคลื่อนไหวของนิ้วมือได้ปกติทำให้ส่งคำสั่งการเคลื่อนไหวมายังเส้นประสาทให้โดยผ่านกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน ซึ่งแสดงให้เห็นได้ชัดว่าการเคลื่อนไหวของนิ้วจะเห็นได้ชัดเจน

มาก หากมีการนำอิเล็กโทรดมาติดตั้งบริเวณปลายแขนทั้งด้านหน้าและด้านหลังของแขนที่มีปัญหา
หาหรือไม่มีมือที่สามารถใช้งานได้ปกติ

2.5.3 งานวิจัยของ Francesco V. G. Tenore, Ander Ramos, Amir Fahmy, Soumyadipta Acharya, Ralph Etienne-Cummings, Nitish V. Thakor. (2008) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กโทรดที่หลากหลายตำแหน่งบนกล้ามเนื้อ

ลักษณะงานวิจัยเป็นการทดลองโดยใช้ทีมวิจัยที่เป็นผู้ชายและผู้หญิงที่อยู่ในช่วงอายุ 23-26 ปีที่มีสุขภาพปกติไม่มีปัญหาบริเวณแขนส่วนปลาย ซึ่งมีตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดทั้งหมด 32 ตำแหน่ง โดยติดตั้งแต่ต้นแขนถึงปลายแขนและแบ่งช่วงในการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 5 ช่วง การเก็บบันทึกผลคือการงอนิ้วและรักษาการเคลื่อนไหวนั้นเป็นเวลา 3 วินาที การจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วนั้นมีการ Sampling ที่ 2000 Hz มีตัวแปรที่ใช้ในการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) คือ Mean of the absolute value(MAV), Variance, Waveform length (WL) และ Willison amplitude (W) ก่อนที่จะเข้ากระบวนการจัดหมวดหมู่ (Classification)

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงถึงตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดที่หลากหลายโดยเป็นการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดที่ค่อนข้างครอบคลุมตำแหน่งทั้งหมดของปลายแขน ทางด้านหน้าแขนและหลังแขนอย่างเห็นได้ชัดเจนและแบ่งระดับตั้งแต่ต้นแขนลงมา ซึ่งการวางเป็นประโยชน์ต่อผู้ศึกษาคือการแสดงให้เห็นถึงจุดที่เหมาะสมในการวางอิเล็กโทรดโดยลดจำนวนลงได้และทำให้เห็นถึงตัวแปรและสูตรคำนวณที่แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องในการจำแนกการเคลื่อนไหวของแต่ละสูตรคำนวณ

2.5.4 งานวิจัยของ Ryan J. Smith, Francesco Tenore, David Huberdeau, Ralph Etienne-Cummings, Nitish V. Thakor. (2008) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

ลักษณะงานวิจัยเป็นการเลือกผู้ทดลองที่มีสุขภาพแข็งแรงใช้เทคนิคในการวางอิเล็กโทรดวางบนตำแหน่งทั้งหมด 15 ตำแหน่ง โดยก่อนทำการติดอิเล็กโทรดลงบนแขนนั้นได้มีการทำความสะอาดแขนก่อนเนื่องจากอิเล็กโทรดนั้นเป็นชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป ซึ่งรูปแบบการทดลองเป็นการเก็บข้อมูล 5 ครั้งต่อการทดลองแต่ละครั้งเป็นการทดลองมีการงอนิ้วทั้ง 5 นิ้วทีละนิ้ว โดยผู้ทดลองขยับนิ้วเดียวขณะทำการเก็บผลการทดลอง การจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วนั้นมีการ Sampling ที่ 2000 Hz มีตัวแปรที่ใช้ในการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุคือ Mean of the Absolute Value (MAV), Waveform Length (WL), Willison Amplitude (WA) และ Variance (VAR) ก่อนจะเข้ากระบวนการของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) โดยเลือกใช้โครงข่ายประสาทเทียม หรือ Artificial Neuron Network (ANN)

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงถึงการใช้งานอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปทำให้ทราบถึงเทคนิคการใช้งานของอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวโดยมีการติดหลากหลายตำแหน่ง ซึ่งเทคนิคในการจำแนกการเคลื่อนไหวนี้มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุมีสูตรที่น่าสนใจในการนำมาศึกษาต่อ

2.5.5 งานวิจัยของ Mohd Haris, Pavan Chakraborty, B. Venkata Rao. (2015) เป็นงานวิจัยใช้อิเล็กโทรด 2 ขั้วในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้า

ลักษณะงานวิจัยเป็นการใช้ทิมวิจัยที่เป็นบุคคลปกติไม่มีปัญหาบริเวณแขนหรือมือและนิ้วมือ การเก็บบันทึกค่าซึ่งเลือกเก็บการเคลื่อนไหวแบบงอนิ้วโป้งและอีก 4 นิ้วที่เหลือทำการบันทึกโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งมีขั้วอิเล็กโทรด 2 ขั้วและมีอีก 1 ขั้วคือ ขั้วอ้างอิง (reference electrode) ตำแหน่งของการวางขั้วอิเล็กโทรด 2 ตำแหน่งหลักนั้นคือบริเวณกล้ามเนื้อ brachioradialis และ flexor Cuprum ulnaris สัญญาณที่รับเข้ามานั้นเป็นสัญญาณดิบมีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุโดยมีการ sampling ข้อมูลที่ 1000 sampling ต่อวินาที มีสูตรคำนวณที่ใช้กัน โดยทั่วไปคือ Mean Absolute Value (MAV), Variance, Mobility, Complexity, Number of Zero Cross (NZC), Waveform Length (WI) และ Sample Skewness (SK) เพื่อเป็นตัวกรองก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม หรือ Artificial Neuron Network (ANN) และ K- Nearest Neighbor มาช่วยในการจำแนกสัญญาณการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นการในใช้อิเล็กโทรด 2 ขั้ววางบนตำแหน่งที่ต้องการศึกษากล้ามเนื้อปลายแขนเพียง 2 ตำแหน่ง เพื่อสังเกตการเคลื่อนไหวของเนื้อที่มีความสัมพันธ์กันกับคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า งานวิจัยนี้เป็นการเน้นไปที่การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุที่ค่อนข้างหลากหลายและเป็นการรวมการใช้การเรียนรู้ของเครื่องทั้งสองชนิดนี้มาช่วยในการจำแนก ทำให้เห็นเห็นถึงข้อดีและข้อเสียของการทำงาน

2.5.6 งานวิจัยของ Paul Kaufmann, Kevin Englehart, Marco Platzner. (2010) เป็นงานวิจัยใช้การเรียนรู้ของเครื่องที่หลากหลายรูปแบบ

ลักษณะงานวิจัยเป็นการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือในรูปแบบต่างๆ ทั้ง 10 รูปแบบ คือ การยืดมือออก การงอมือ การเบี่ยงมือไปทางซ้าย การเบี่ยงมือไปทางขวา การงอมือ ลักษณะขกของ การงอนิ้วโป้ง การแบมือ การกำมือ การกำมือสุด และการยืดนิ้วชี้เดียว ตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดคือวางเป็นคู่รวมทั้งหมด 4 คู่วางบนส่วนปลายแขนส่วนต้นแขนโดยมีขั้วอ้างอิง (reference electrode) เพียง 1 ขั้ว มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุโดยมีการ sampling ข้อมูลที่ 2048 Hz มีสูตรคำนวณที่ใช้กัน โดยทั่วไปคือ mean absolute value (MAV), zero crossings (ZC),

slope sign changes (SSC) และ waveform length (WL) โดยมีการกรองโดยใช้ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของการคำนวณค่าในแต่ละการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่อง ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นการทดสอบการเรียนรู้ของเครื่อง เพื่อดูความแตกต่างของค่า Error rate ของแต่ละชนิดคือ KNN, DT, MLP, LDA และ SVM

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นการเคลื่อนไหวของมือและนิ้วมือ ซึ่งมีรูปแบบการเคลื่อนที่ที่หลากหลายแบบที่มีนอกเหนือจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือโดยทั่วไป มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ เป็นสูตรเดียวกันและสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อเป็นข้อมูลชุดเดียวกัน เพื่อเป็นทดสอบคุณสมบัติการใช้งานของการเรียนรู้ของเครื่องที่แตกต่างกัน โดยพิจารณาถึงความผิดที่จำแนกการเคลื่อนไหวของมือในรูปแบบต่างๆ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงข้อดีและข้อเสียของการใช้งานการเรียนรู้ของเครื่องแต่ละชนิด

2.5.7 งานวิจัยของ G. Tsenov, A.H. Zeghibib, F. Palis, N. Shoylev, V. Mladenov. (2006)

เป็นงานวิจัยใช้การคำนวณที่หลากหลายรวมถึงการประยุกต์ใช้การคำนวณค่ามากที่สุดและค่าน้อยสุด

ลักษณะงานวิจัยเป็นการตรวจการเคลื่อนไหวของนิ้ว ซึ่งแบ่งเป็นการเคลื่อนที่ทั้ง 4 รูปแบบคือ การงอนิ้วโป้ง การงอนิ้วชี้ การงอนิ้วกลาง และการแบ่มือ ตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดบนพื้นฐานของกล้ามเนื้อต่างๆบริเวณปลายแขนคือวางเป็นคู่รวมทั้งหมด 2 คู่วางบนส่วนปลายแขนส่วนต้นแขน โดยมีขั้วอ้างอิงเพียง 1 ขั้ว คือ palmaris longus และ extensor digitorum มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) คือ Mean Absolute Value (MAV), Variance (VAR), Waveform Length (WL), Norm, Number of Zero Crossings, Absolute Maximum, Absolute Minimum, Maximum minus Minimum และ Median Value (Med) เป็นตัวกรองก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่องผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม (Neuron Network) ซึ่งเป็นการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบออนไลน์ผ่านคอมพิวเตอร์เพื่อทำงานบนโปรแกรม Matlab

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นหากมีการวางอิเล็กโทรดเป็นชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปเป็นคู่โดยเน้นไปที่การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุมีการนำค่ามาเก็บเป็นค่าที่มากที่สุดและน้อยสุดที่น่าสนใจในการนำมาประยุกต์ใช้

- 2.5.8 งานวิจัยของ Ganesh R. Naik, Hung T. Nguyen. (2014) เป็นงานวิจัยลดการคำนวณการใช้งานเฉพาะตัวของวัตถุและประยุกต์ใช้เมทริกซ์

ลักษณะงานวิจัยเป็นตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือและนิ้วในรูปแบบต่าง ซึ่งศึกษาการงอนิ้วทั้ง 5 นิ้วมีทีมวิจัยทั้งหมด 8 คน มีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) ให้ค่า sampling ที่ 1000 sampling ต่อวินาที ซึ่งมีสูตรคำนวณสำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ Auto Regressive Coefficient, Root Mean Square: RMS เป็นตัวกรองก่อนที่จะใช้การเรียนรู้ของเครื่องผ่านคอมพิวเตอร์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ซึ่งเป็นการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบออฟไลน์ผ่านคอมพิวเตอร์เพื่อทำงานบนโปรแกรม Matlab

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นถึงการใช้งานของลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ ที่ลดน้อยลงโดยเป็นการทดสอบบนซอฟต์แวร์บนคอมพิวเตอร์ที่มีการเรียนรู้ของเครื่องทำให้แสดงให้เห็นถึงข้อดีและข้อเสียของการใช้งานเฉพาะตัวของวัตถุที่ลดน้อยลง

- 2.5.9 งานวิจัยของ Abdul-Sahib N. Kadhim, Mohammed M. Abdul-Sattar, Hasan S. Falah. (2017) เป็นงานวิจัยที่วัดสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้าด้วยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

ลักษณะงานวิจัยเป็นการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมือและนิ้วในรูปแบบต่างๆ ซึ่งงานมีความน่าสนใจโดยเป็นการใช้อุปกรณ์ทั้งสองชนิดโดยที่มี Myotrace 400 เป็นการวางอิเล็กโทรดบนจุดต่างบนกล้ามเนื้อทั้งหมด 6 ตำแหน่งเพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวในรูปแบบต่างๆกับตำแหน่งของกล้ามเนื้อการวางอิเล็กโทรดที่เหมาะสม เมื่อหาตำแหน่งที่เหมาะสมแล้วจึงใช้อุปกรณ์ของ Myoware เพื่อทำการวัดโดยตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อบริเวณ Extensor Carpi Ulnaris, Flexor Digitorum Sublimis, Brachioradialis, และ Flexor Carpi Ulnaris โดยจำแนกสัญญาณที่หาค่า Threshold ที่เหมาะสมกับการจำแนกการเคลื่อนไหวของมือที่มาจากสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงให้เห็นถึงการใช้งานอุปกรณ์การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่ต่างกันโดยชนิดแรกเป็นการวัดเพื่อหาตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดที่พบสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้บ่อยที่สุด ซึ่งเป็นความรู้ต่อผู้ศึกษาในการนำตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดมาศึกษาต่อ โดยอุปกรณ์ตัวที่สองเป็นที่น่าสนใจคือการรับสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังนั้นหากนำการประมวลผลและจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมาอยู่บนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์จะช่วยลดความยุ่งยากของการใช้งานและประหยัดต้นทุน

2.5.10 งานวิจัยของ Rami N. Khushaba, Sarath Kodagoda, Maen Takruri, Gamini Dissanayake. (2012) เป็นงานวิจัยจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือด้วยการเรียนรู้ของเครื่อง

ลักษณะงานวิจัยเป็นการทดลองบนทีมวิจัยที่มีสุขภาพแข็งแรงมีทีมวิจัยทั้งหมด 6 คนเป็นทั้งชายและหญิงมีช่วงอายุอยู่ที่ 20 ถึง 35 ปี เป็นการเก็บบันทึกผลของการเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้ง 5 นิ้วโดยของแต่ละนิ้วเพื่อหาความแตกต่างของแต่ละนิ้ว ซึ่งการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยวางอิเล็กโทรดเพียงตำแหน่งเดียวบริเวณปลายสุดของแขนด้านหน้า การกำหนด sampling นั้นเป็นค่าที่ไม่แน่นอนโดยมีสูตรคำนวณและมีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุเป็นสูตรที่ใช้กันโดยทั่วไปคือ Slope Sign Changes (SSC), Number of Zero Crossings (ZC), Waveform Length (WL) การวิจัยนี้เป็นทดสอบการเรียนรู้ของเครื่อง เพื่อดูความแตกต่างของผลที่มีการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยเปรียบเทียบระหว่าง LIBSVM และ KNN

จุดที่สามารถพัฒนาต่อจากการศึกษางานวิจัยแสดงรูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วที่ชัดเจน จึงเป็นการเคลื่อนไหวที่ควรแก่การศึกษาต่อเป็นการเคลื่อนไหวที่ทุกนิ้วอิสระต่อกัน โดยการจำแนกสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้าเป็นการจำแนกเชิงเปรียบเทียบการเรียนรู้ของเครื่องทั้งสองชนิด ให้ผลออกมา KNN เหมาะสมต่อการนำไปใช้ในการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ซึ่งจำแนกโดยใช้สัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า



ตารางที่ 2.2 สรุปบริบทนวัตกรรม

งานวิจัย	วัตถุประสงค์	พื้นที่วางอิเล็กทรอนิกส์	เทคนิคการจำแนกสัญญาณ
2.5.1	สร้างอุปกรณ์การฟื้นฟูสมรรถภาพด้วยการมือกำแบมือ	1) Flexor Digitorum Superficialis 2) Flexor Pollicis Longus	ใช้อัลกอริทึม (Algorithm) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.2	จำแนกการเคลื่อนไหวของกรงอและแบนิ้วมือทั้ง 5 นิ้ว	ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 10 ตำแหน่ง โดยเน้นที่บริเวณต้นแขน	ใช้กระบวนการจัดหมวดหมู่ (Classification) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.3	จำแนกการเคลื่อนไหวของกรงอมือทั้ง 5 นิ้ว	ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 32 ตำแหน่ง โดยเน้นที่บริเวณต้นแขน	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 4 สูตรและกระบวนการจัดหมวดหมู่ (Classification) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.4	จำแนกการเคลื่อนไหวของกรงอมือทั้ง 5 นิ้ว	ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 15 ตำแหน่ง โดยเน้นที่บริเวณต้นแขน	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 4 สูตรและกระบวนการของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.5	จำแนกการเคลื่อนไหวของกรงอมือทั้ง 5 นิ้ว โดยใช้การเรียนรู้ของเครื่องร่วมกัน	1) brachioradialis 2) flexor Cuprum ulnaris	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 7 สูตรและกระบวนการของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ใช้ 2 รูปแบบเพื่อทำงานร่วมกันในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์

ตารางที่ 2.2 สรุปประสิทธิภาพการรวม (ต่อ)

งานวิจัย	วัตถุประสงค์	พื้นที่ทางอิเล็กทรอนิกส์	เทคนิคการจำแนกสัญญาณ
2.5.6	จำแนกการเคลื่อนไหวของมือทั้ง 10 รูปแบบโดยใช้การเรียนรู้ของเครื่องที่แตกต่างกัน	1) Extensor Digitorum 2) Extensor Carpi ulnaris 3) Flexor carpi ulnaris 4) Palmaris longus	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 4 สูตร และการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ที่แตกต่างกันเพื่อเปรียบเทียบกัน โดยมี 5 รูปแบบ ในการจำแนกสัญญาณบน คอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.7	จำแนกการเคลื่อนไหวทั้ง 4 รูปแบบคือ การงอนิ้วโป้ง การงอนิ้วชี้ การงอนิ้วกลาง และการแบมือ	1) palmaris longus 2) extensor digitorum	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 9 สูตร และการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออนไลน์
2.5.8	จำแนกการเคลื่อนไหวของการงอมือทั้ง 5 นิ้วและแบมือ	1) extensor 2) flexor	ใช้สร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) โดยมีสูตรคำนวณ 2 สูตร โดยมีการประยุกต์ใช้เมทริกซ์และการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์
2.5.9	จำแนกการเคลื่อนไหวของการงอมือทั้ง 5 นิ้วโดยหาค่า Threshold ที่เหมาะสม	1) Extensor Carpi Ulnaris 2) Flexor Digitorum Sublimis 3) Brachioradialis 4) Flexor Carpi Ulnaris	ใช้ค่า Threshold ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบ ออฟไลน์
2.5.10	จำแนกการเคลื่อนไหวของการงอมือทั้ง 5 นิ้ว	1) Extensor Carpi ulnaris 2) Flexor carpi ulnaris	ใช้กระบวนการจัดหมวดหมู่ (Classification) ในการจำแนกสัญญาณบนคอมพิวเตอร์รูปแบบออฟไลน์

2.6 สรุป

เนื้อหาในบทที่สองนี้ได้กล่าวถึงการสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมที่ได้ทำการสำรวจรวมถึง ความหมายและคุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนร่างกายมนุษย์ เพื่อให้เข้าใจถึงหลักการทำงานของ การเคลื่อนไหวที่มีมือที่มาจากคำสั่งการของสมองให้ทำการเคลื่อนไหวก่อนที่จะมีการเคลื่อนไหวจริงนั้น ได้มีการลงมาที่เส้นประสาทก่อนที่มีกล้ามเนื้อเข้ารับการทำงานต่ออีกที การศึกษาเป็นการศึกษาโดยใช้คลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ ซึ่งจากการสำรวจ ปริทัศน์วรรณกรรมนั้นมักพบคลื่นไฟฟ้าที่มาจากเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ได้บ่อยคือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งการที่จะตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นต้องมีการศึกษาบริเวณ กล้ามเนื้อที่ต้องตรวจวัด โดยมีความสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้ง 5 นิ้ว เพื่อเป็นแนวทาง ในการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดที่เหมาะสมกับการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยการวาง อิเล็กโทรดนั้นต้องรู้จักถึงชนิดของอิเล็กโทรดและหลักการใช้งานของอิเล็กโทรด เมื่อทำการวัด สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นสิ่งที่ได้จากอุปกรณ์การวัดนั้นเป็นค่าดิบของสัญญาณ ดังนั้นจึงต้อง มีสิ่งที่มาช่วยในการจำแนกสัญญาณคือ ลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ (Feature) การศึกษาความเป็นได้ ในการจำแนกนั้นต้องรู้ถึงลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุในรูปแบบต่างๆก่อน เพื่อการเลือกใช้วัตถุที่ เหมาะสมและลดการคำนวณที่ค่อนข้างซับซ้อน โดยการนำไปใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ได้อย่างมีประสิทธิภาพและช่วยลดต้นทุน ซึ่งการใช้ลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุยังคงไม่เพียงพอต่อ การจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วจึงต้องมีการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) คือการจำแนก สัญญาณจากข้อมูลที่มีการฝึกสอนก่อนที่จะนำชุดข้อมูลที่จะทดสอบมา เพื่อจำลองดูการทายผลการ เคลื่อนไหวของนิ้ว

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

3.1 กล่าวนำ

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงการพัฒนาการสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากการเคลื่อนไหวของมนุษย์มีรูปแบบการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วมือ โดยไม่มีการเคลื่อนไหวบริเวณแขนหรือไหล่ และขาไม่ใช้การกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอกโดยมีการแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ที่จะเลือกใช้คลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนร่างกายมนุษย์และอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดที่คนทั่วไปสามารถเข้าถึงได้ ซึ่งการวิจัยนี้จะใช้ระเบียบวิธีวิจัยเชิงทดลองแบบการทดลองเบื้องต้น (Pre-Experimental Study Design) โดยมีขั้นตอนในการดำเนินการคือ อุปกรณ์ที่ใช้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และพัฒนาการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) บนอุปกรณ์ที่คนทั่วไปสามารถเข้าถึงได้ สำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวนิ้วมือ

3.2 อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

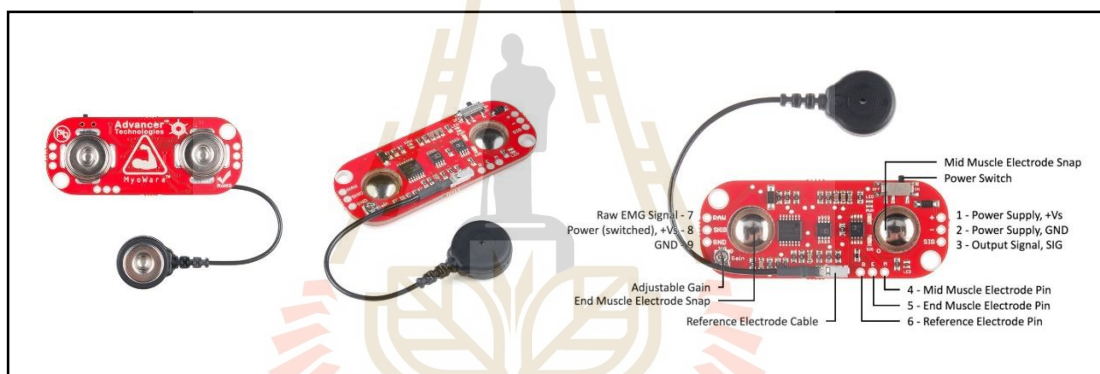
การศึกษาเซนเซอร์ (sensor) เพื่อตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่คนทั่วไปสามารถเข้าถึงได้ง่ายเป็นเซนเซอร์ที่สามารถใช้งานกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller board) ซึ่งมีชนิดของอิเล็กโทรด (electrode) ที่น่าสนใจในการศึกษาอยู่ 2 ชนิดคือ 1) ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป 2) ชนิดโลหะ ซึ่งมีรูปแบบในการเก็บข้อมูลที่ใกล้เคียงกันขึ้นอยู่กับความเหมาะสมในการใช้งาน

3.2.1 MyoWare Muscle Sensor

MyoWare Muscle Sensor คือ บอร์ดเซ็นเซอร์ (sensor board) หลักซึ่งรวบรวมและขยายคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ EMG (Electromyography) ซึ่งเป็นบอร์ดเซ็นเซอร์ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปมีลักษณะดังรูปที่ 3.1 โดยตัวอุปกรณ์มีข้อมูลทางเทคนิคดังนี้

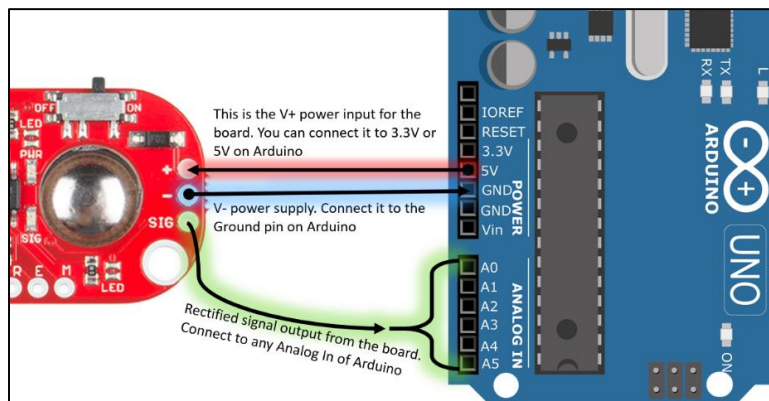
1. Single supply MyoWare ไม่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟ +/- แรงดันไฟฟ้า ซึ่งสามารถเสียบโดยตรงกับ 3.3V หรือเสียบโดยตรงผ่านบอร์ด 5V

2. Embedded Electrode Connector มีอิเล็กทรอนิกส์โดยตรงไปยัง MyoWare ไม่จำเป็นต้องใช้สายเคเบิล
3. RAW EMG Output MyoWare มีรูปแบบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG (Electromyography) แบบดิบ (RAW)
4. Polarity Protected Power Pins เพิ่มการป้องกันบางอย่าง ดังนั้นขั้วเซ็นเซอร์จะไม่ไหม้เมื่อไฟเชื่อมต่อโดยไม่ตั้งใจโดยการต่อขั้วไฟฟ้าสลับกัน
5. ON/OFF Switch เพื่อป้องกันความเสียหายของบอร์ด ดังนั้นจึงมีสวิตช์เปิดปิดเพื่อให้สามารถทดสอบการเชื่อมต่อพลังงานได้ง่ายขึ้น
6. LED Indicators ไฟ LED บนบอร์ดสองดวงเพื่อแจ้งให้ทราบเมื่อพลังงานของ MyoWare เปิดอยู่และไฟอีกดวงหนึ่งจะสว่างขึ้นเมื่อกำลังกล้ามเนื้อเกิดไค้งง



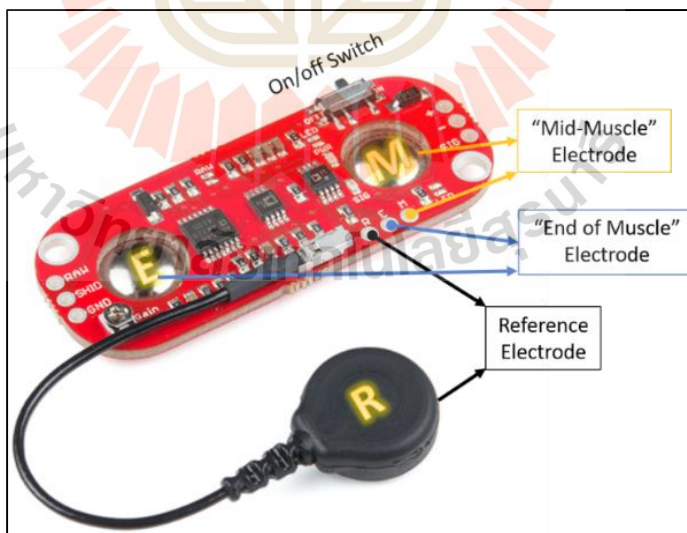
รูปที่ 3.1 MyoWare Muscle Sensor

มีรูปร่างที่อยู่ด้านขวาสุดของเซ็นเซอร์ดังรูปที่ 3.2 เป็นสิ่งสำคัญที่สุด เพียงแค่ให้แรงดันให้กับเซ็นเซอร์ด้วย + และ - และรวบรวมสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสัญญาณแก้ไข และบูรณาการ (rectified & integrated) จากเซ็นเซอร์จาก 'SIG' สัญญาณเอาต์พุตนี้จะเป็นแบบอะนาล็อก มีค่าตั้งแต่ 0-1023 Arduino ใช้สัญญาณอะนาล็อก (analog) ที่มีระดับแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 0V ถึง 5V ของอินพุตไฟฟ้าซึ่งเป็นค่าสูงสุด 5V แบ่งเป็น 1024 ระดับ



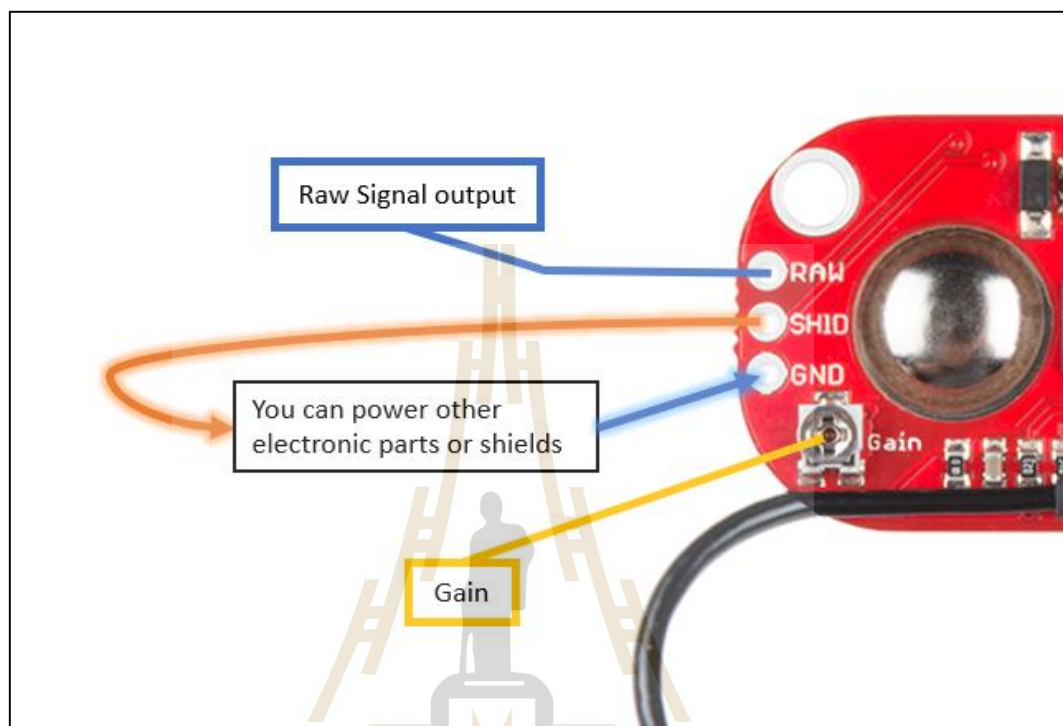
รูปที่ 3.2 การเชื่อมต่อเซ็นเซอร์เข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

เมื่อสังเกตจากรูปที่ 3.3 MyoWare กำหนดอิเล็กโทรดที่ควรไปที่ "สิ้นสุด (end)" ของกล้ามเนื้อและควรไปที่ "กึ่งกลาง (middle)" ของกล้ามเนื้อ อิเล็กโทรดสองตัววางอยู่ในทิศทางของเส้นใยกล้ามเนื้อบนท้องของกล้ามเนื้อ และสามารถวางอิเล็กโทรด (electrode) 'M' และ 'E' ในทิศทางใดก็ได้ที่ต้องการ ไม่แนะนำให้วางอิเล็กโทรดโดยตรงหรือใกล้ถึงจุดสิ้นสุด (end) ของกล้ามเนื้อเนื่องจากพื้นที่เหล่านี้มีแนวโน้มที่จะสร้างสัญญาณที่ไม่เสถียร (De Luca., 2002)



รูปที่ 3.3 ส่วนประกอบของอิเล็กโทรด หรือ ขั้วไฟฟ้า

MyoWare ยังมี 3 รูเข็ม (“ R” /” E” /” M”) จากรูปที่ 3.3 สำหรับแต่ละขั้วไฟฟ้าเหล่านี้ในกรณีที่ไม่ต้องการใช้ขั้วอิเล็กทรอนิกส์ในตัว ซึ่งต้องบัดกรีสายไฟขั้วต่อเข้าไปในรูเหล่านั้น



รูปที่ 3.4 การรับสัญญาณดิบของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากรูปที่ 3.4 ด้านซ้ายบนของเซ็นเซอร์มีรูส่งสัญญาณ ‘RAW’ หากต้องการรวบรวมสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบดิบ(RAW) เนื่องจากสัญญาณแรงดันไฟฟ้าลบจริงไม่สามารถใส่ลงใน Arduino ได้ สัญญาณเอาต์พุตดิบเหล่านี้จะอยู่ที่กลางประมาณ 2.5V หากใช้ไฟฟ้ากระแสตรงให้ 5V แก่ MyoWare

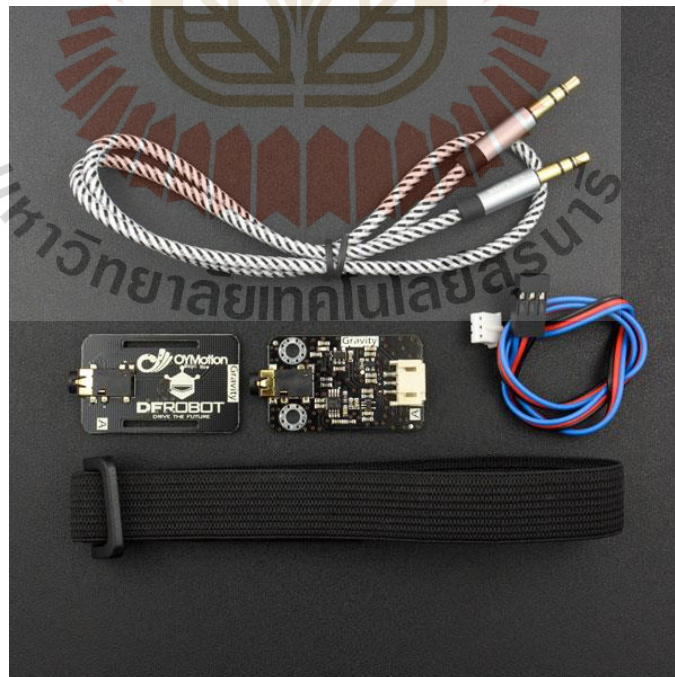
‘SHID’ (+) และ ‘GND’ (-) สามารถใช้กับชิ้นส่วนอิเล็กทรอนิกส์อื่น ๆ หากต้องการ



รูปที่ 3.5 การติด MyoWare เข้าผิวหนังของผู้ทดลอง

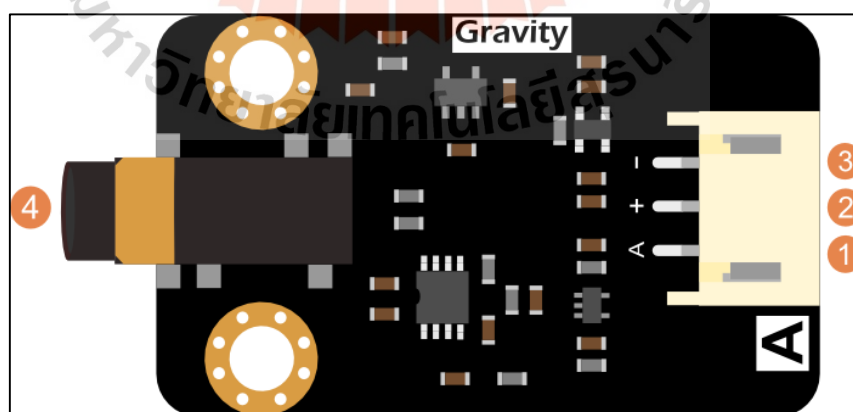
วิธีการใช้แถบอิเล็กโทรดในตัวของเซ็นเซอร์เพียงเสียบอิเล็กโทรดเข้ากับโลหะสามสแนปแล้ววางอิเล็กโทรดหลักสองอันตามแนวของกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด จากนั้นอิเล็กโทรดอ้างอิง (reference electrode) สามารถวางให้ห่างจากกล้ามเนื้อได้มากที่สุดขึ้นอยู่กับกล้ามเนื้อ ตรวจสอบให้แน่ใจว่าได้หลีกเลี่ยงกล้ามเนื้อที่วัดเมื่อวางอิเล็กโทรดอ้างอิง ซึ่งเป็นบริเวณอุดมคติ

3.2.2 OYMotion Muscle Sensor



รูปที่ 3.6 OYMotion Muscle Sensor

เซ็นเซอร์ OYMotion ซึ่งอุปกรณ์มีลักษณะดังรูปที่ 3.6 สามารถตรวจกิจกรรมของกล้ามเนื้อและระบบประสาทของมนุษย์โดยการตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเซ็นเซอร์นี้รวมวงจรกรองและวงจรขยาย มันขยายคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่น้อยที่สุดภายใน $\pm 1.5\text{mV}$ 1,000 ครั้งและลดสัญญาณรบกวน โดยเฉพาะการรบกวนความถี่พลังงาน โดยอินพุตที่ต่างกันและวงจรตัวกรองแบบอะนาล็อก สัญญาณเอาต์พุตเป็นอนาล็อก ซึ่งใช้ 1.5V เป็นแรงดันอ้างอิง (reference) ช่วงแรงดันเอาต์พุตคือ 0 ~ 3.0V ความแรงของสัญญาณขึ้นอยู่กับกิจกรรมของกล้ามเนื้อ รูปคลื่นสัญญาณขาออกบ่งบอกถึงกิจกรรมของกล้ามเนื้อและช่วยในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยเฉพาะสามารถใช้ Arduino เป็นตัวควบคุมในการตรวจจับกิจกรรมของกล้ามเนื้อเช่น ตรวจสอบว่ากล้ามเนื้อตึงหรือไม่ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเป็นต้น เซ็นเซอร์นี้สามารถรวบรวมสัญญาณคุณภาพสูงและใช้งานง่าย จำเป็นต้องมีการเตรียมการอย่างง่ายเพื่อนำโมดูลไปใช้กับพื้นที่ทั้งแบบคงที่ (static) หรือพลวัต (dynamic) โดยใช้ไอเล็กโทรดเข้ากับโมดูลและตำแหน่งในการวางไอเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อต้องพบสัญญาณคุณภาพดีมีสัญญาณรบกวนค่อนข้างต่ำสามารถอ่านได้แม้ไม่มีเจลนำไฟฟ้า เมื่อเทียบกับเจลนำไฟฟ้าที่ใช้แล้วทิ้งที่จำเป็นสำหรับไอเล็กโทรดทางการแพทย์จะสะดวกกว่าในการใช้ไอเล็กโทรดแห้งและมีอายุการใช้งานที่ยาวนานขึ้น ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้ใช้ทั่วไปมากกว่า การวัดด้วยเซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบอะนาล็อกนั้นมีความสะดวกและสามารถนำไปใช้กับการโต้ตอบระหว่างคอมพิวเตอร์กับมนุษย์ (human-computer interactions) ด้วยการพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ และวงจรไฟฟ้ารวมวงจรและเซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยตัวอุปกรณ์มีข้อมูลทางเทคนิคดังนี้



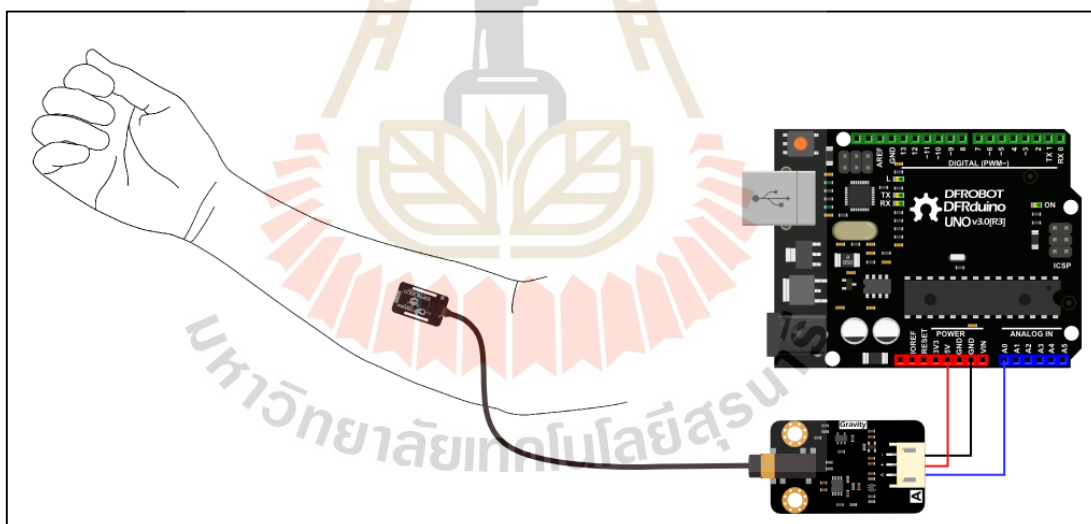
รูปที่ 3.7 Signal Transmitter Board

ตารางที่ 3.1 การใช้งาน Signal Transmitter Board

หมายเลข	เครื่องหมาย	รายละเอียด
1	A	สัญญาณอะนาลอกขาออก (0~3.0V)
2	+	ให้ไฟบวก (3.3~5.5V)
3	-	ให้ไฟลบ (0V)
4	PJ-342	Probe Wiring Connector

การจ่ายไฟฟ้าอยู่ในช่วงแรงดันไฟฟ้าคือ 3.3 - 5.5V กระแสไม่ควรน้อยกว่า 20mA และกระแสไฟฟ้ารบกวนควรต่ำที่สุด ควรใช้แรงดันไฟฟ้าและกระแสตรงที่เสถียร

ช่วงคลื่นความถี่ที่มีประสิทธิภาพคือ 20Hz - 500Hz ซึ่งเซ็นเซอร์มีความละเอียดสูงกว่า 8 บิตและความถี่ 1 KHz ควรใช้การสุ่มตัวอย่าง (sampling) และแปลงเป็นดิจิทัลเพื่อเก็บข้อมูลดั้งเดิม



รูปที่ 3.8 การติด OYMotion เข้าผิวหนังของผู้ทดลอง

เมื่อทำการต่ออุปกรณ์ตามตารางที่ 3.1 หลังจากนั้นให้ทำการวางขั้วไฟฟ้าโลหะแห่งควรสอดคล้องกับทิศทางของกล้ามเนื้อดังรูปที่ 3.8 สัญญาณเอาต์พุตนี้จะเป็นแบบอะนาล็อก (analog) มีค่าตั้งแต่ 0-1023 Arduino ใช้สัญญาณ ที่มีระดับแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 0V ถึง 5V ของอินพุต

ไฟฟ้าซึ่งเป็นค่าสูงสุด 5V แบ่งเป็น 1024 ระดับ หากติดตั้งอุปกรณ์ได้ถูกต้องสัญญาณที่รับได้จะอยู่ในช่วงระหว่าง 280-340 ระดับ

3.3 การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

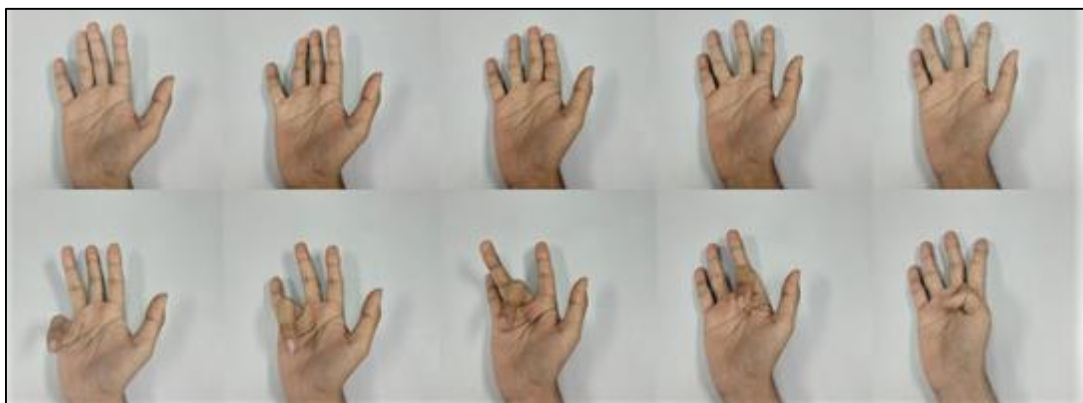
3.3.1 หลักเกณฑ์ของการบันทึกสัญญาณ

สำหรับหลักเกณฑ์ของผู้ที่เข้าร่วมการทดลองเป็นทีมวิจัยที่ยินยอมให้มีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อดังนี้

1. เป็นเพศ ชาย และ หญิง อายุระหว่าง 22-26 ปี
2. ไม่ได้รับผลกระทบหรือประวัติการรักษาที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทหรือสมอง และกล้ามเนื้อ
3. ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิต การใช้ยาทางจิตเวช หรือสารเสพติดที่มีผลต่อระบบประสาท
4. มีความเต็มใจเข้าร่วมการทดลองตามที่ผู้วิจัยกำหนดโดยในงานวิจัยนี้มีทีมวิจัยเป็นเพศชาย 1 คนและเพศหญิง 3 คน

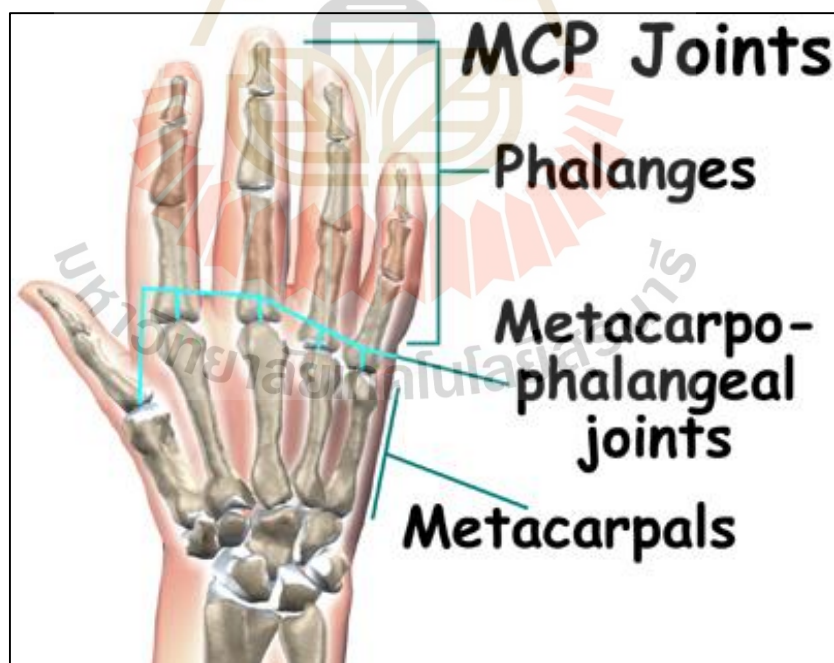
3.3.2 การออกแบบรูปแบบการเคลื่อนไหวให้มีมาตรฐานเดียวกัน

เนื่องจากทีมวิจัยแต่ละคนอาจทำให้มีรูปแบบในการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกัน เพื่อให้มีการเคลื่อนไหวของมือ นิ้วมือที่เป็นรูปแบบเดียวกัน ดังนั้นการใช้รูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วมืองดรูปที่ 3.9 โดยเลือกการเคลื่อนไหวแยกแต่ละนิ้วออกจากคูการเคลื่อนไหวการยืดและการหดของนิ้วมือ ซึ่งจะมีการพักช่วงหลังยืดหดของนิ้วมือช่วงเวลา 1 – 2 วินาที และ มีการการยืดนิ้วมือเพียงนิ้วเดียว 1 – 2 วินาทีก่อนที่จะมีการหดของนิ้วมือหลังจากนั้นพักช่วงของนิ้วมือ 1 – 2 วินาที ซึ่งการเคลื่อนไหวนิ้วมือเก็บการเคลื่อนไหวนิ้วนั้น มีการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวนิ้วละ 10 ครั้งต่อการบันทึกข้อมูล 1 ครั้ง จากนั้นจะเปลี่ยนไปเคลื่อนไหวนิ้วถัดไปซึ่งมีการเคลื่อนไหวของนิ้วโป้ง ชี๊ กลาง นาง ก้อย ตามลำดับ



รูปที่ 3.9 รูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือเพื่อเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

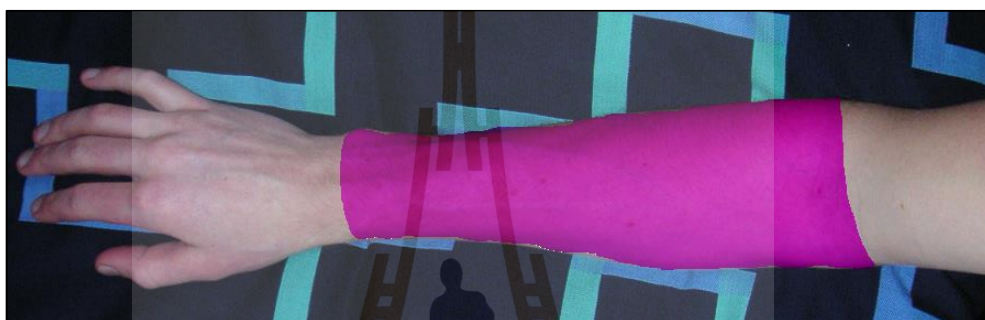
การเคลื่อนไหวของนิ้วที่กล่าวมาทั้งหมดข้างต้นนั้นจะเน้นไปบริเวณ Metacarpophalangeal joint โดยอยู่ระหว่าง Metacarpal และ Phalanges ดังรูปที่ 3.10 ซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการใช้ชีวิตประจำวันที่มีมือเป็นส่วนหนึ่งในการหยิบจับสิ่งของ



รูปที่ 3.10 ส่วนที่ศึกษาการเคลื่อนไหว

3.3.3 การออกแบบการวางตำแหน่งของอิเล็กโทรด

การศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อนี้เลือกบริเวณปลายแขน (forearm) คือบริเวณที่เห็นเป็นสีชมพูดังรูปที่ 3.11 เป็นพื้นที่ของกิ่งส่วนบนระหว่างข้อศอกและข้อมือ (WebMD., 2009) ในการจัดวางตำแหน่งของอิเล็กโทรด ซึ่งการวางตำแหน่งของอิเล็กโทรด นั้นต้องอยู่บนพื้นฐานของความเป็นไปได้ที่มีสัญญาณออกมาได้ชัดเจนที่สุดและบ่งบอกถึงการเคลื่อนไหวของนิ้วมือได้เช่นกัน โดยทางผู้วิจัยได้มีชนิดของอิเล็กโทรดอยู่ 2 ชนิดที่ใช้ในการศึกษาดังนี้



รูปที่ 3.11 บริเวณปลายแขน

ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป มีคุณสมบัติค่อนข้างไวต่อการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าค่อนข้างสูงไม่ว่าจะเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรือคลื่นไฟฟ้าจากภายนอกที่ไม่ได้มาจากมนุษย์ ซึ่งเป็นชนิดแผ่นกาวที่มาพร้อมกับอิเล็กโทรดที่อยู่ด้านในของแผ่นกาว สามารถเปลี่ยนได้ทุกเมื่อ ในการติดอิเล็กโทรดมีการคิดทั้งหมด 5 ตัวดังรูปที่ 3.12 เพื่อหาความเป็นได้ที่พบสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ดีที่สุดและจำแนกความแตกต่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ดีที่สุด

จากการเลือกติดอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปตามตำแหน่ง 5 ตำแหน่งดังรูปที่ 3.12 นั้นได้มีการทดสอบว่าพบสัญญาณได้ดีที่สุดจึงได้ทำการศึกษาจากตำแหน่งทั้ง 5 ตำแหน่งนี้ ซึ่ง 5 ตำแหน่งนี้ประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อจากส่วนต่างๆ บริเวณปลายแขนประกอบด้วยตำแหน่งต่างๆ ที่สัมพันธ์กันกับกล้ามเนื้อดังนี้

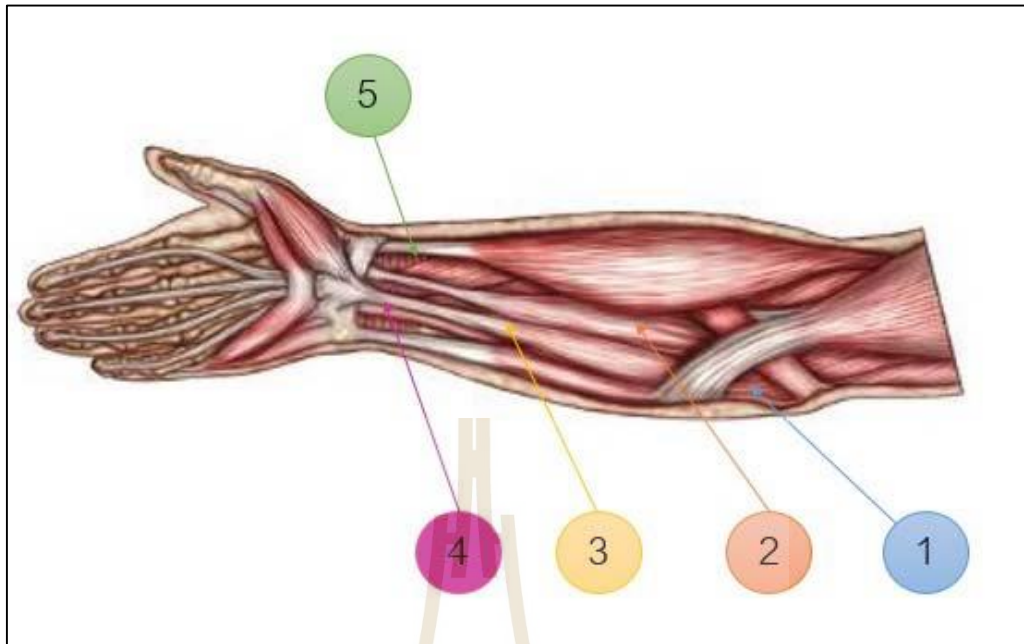
ตำแหน่งที่ 1 คือ ส่วนต้นของกล้ามเนื้อ Palmaris longus

ตำแหน่งที่ 2 คือกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis

ตำแหน่งที่ 3 คือส่วนปลายของกล้ามเนื้อ Palmaris longus

ตำแหน่งที่ 4 คือส่วนปลายสุดของกล้ามเนื้อ Palmaris longus

ตำแหน่งที่ 5 คือกล้ามเนื้อ Brachioradialis



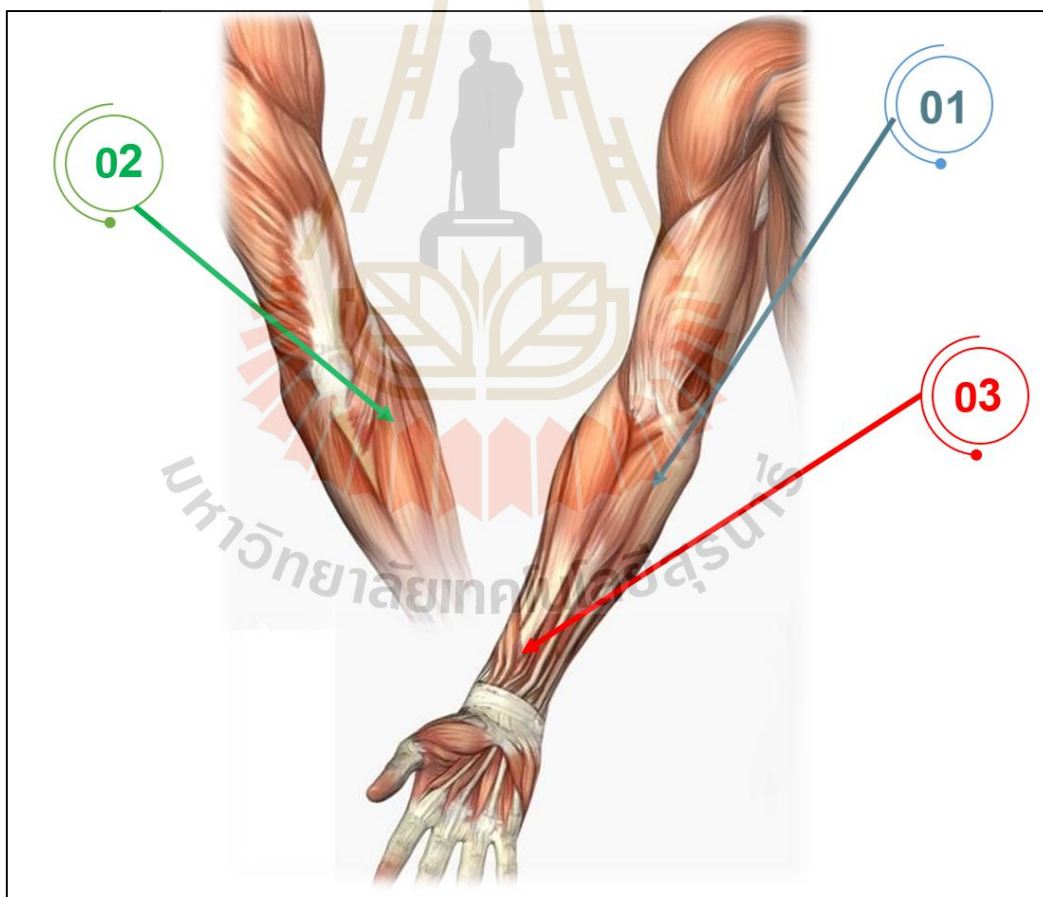
รูปที่ 3.12 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป



รูปที่ 3.13 ตัวอย่างของการใช้งานอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

การใช้งานอิเล็กทรอนิกส์ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปนั้นต้องมีการติดอิเล็กทรอนิกส์เข้ากับเซนเซอร์ก่อนและหลังจากนั้นจึงนำไปต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อเปิดอุปกรณ์สามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้หลังจากนั้นผู้ทดลองสามารถเลือกตำแหน่งในการติดเซนเซอร์เข้ากับผิวหนังของทีมวิจัยได้ดังรูปที่ 3.13 จากรูปนั้นเป็นตัวอย่างของการวางอิเล็กทรอนิกส์ชนิดบนตำแหน่งที่ 1 ของกล้ามเนื้อแขน

1. ชนิดโลหะ คุณสมบัติการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่สามารถตัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากภายนอกได้ดี เป็นเพียงแผ่นโลหะที่เป็นแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ 3 แผ่นบนตัวเซนเซอร์ ซึ่งง่ายต่อการติดตั้งอุปกรณ์บนผู้ทดลองทำให้สะดวกกับการใช้งานจริง ซึ่งการใช้งานแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ชนิดโลหะนั้นเป็นการบันทึกผลเพื่อนำมาวิเคราะห์แล้วหาความเป็นได้ที่จะนำมาใช้งานจริงเนื่องจากมีความสะดวกต่อการติดตั้งอุปกรณ์



รูปที่ 3.14 ตำแหน่งการติดอิเล็กทรอนิกส์ชนิดโลหะ

การเลือกวางตำแหน่งของอิเล็กโทรดชนิดโลหะวางตำแหน่งมีความเป็นไปได้ของการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ซึ่งมีการลดจำนวนอิเล็กโทรดลงที่เหมาะสมกับการนำไปใช้จริง โดยกำหนดให้มีการใช้อิเล็กโทรดรวมกันทั้งหมด 3 ตัว ซึ่งตำแหน่งที่ใช้เป็นกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขน ซึ่งมีการติดตามบริเวณดังรูปที่ 3.14 ประกอบไปด้วยตำแหน่งต่างๆดังนี้

ตำแหน่งที่ 1 เป็นกล้ามเนื้อ Palmaris longus และกล้ามเนื้อ Flexor carpi ulnaris บริเวณนี้สามารถเก็บข้อมูลที่เป็นนิ้วนางและนิ้วก้อยได้ดี

ตำแหน่งที่ 2 เป็นกล้ามเนื้อ Extensor carpi ulnaris muscle และ Extensor digitorum muscle บริเวณนี้สามารถเก็บข้อมูลที่เป็นนิ้วชี้ กลาง และก้อยได้ดี

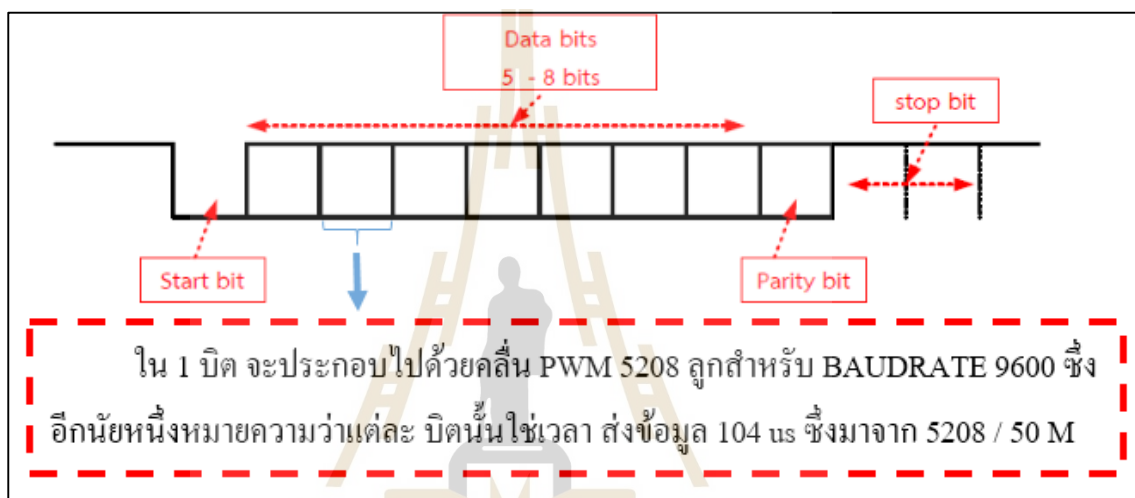
ตำแหน่งที่ 3 เป็นกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis muscle บริเวณนี้สามารถเก็บข้อมูลที่เป็นนิ้วโป้งและนิ้วชี้ได้ดี



รูปที่ 3.15 ตัวอย่างของการใช้งานอิเล็กโทรดชนิดโลหะ

การใช้งานอิเล็กทรอนิกส์โลหะนั้นมีแผ่นอิเล็กทรอนิกส์อยู่บนเซนเซอร์ ดังนั้นจึงนำเซนเซอร์ไปต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยง่าย เมื่อเปิดอุปกรณ์สามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อได้หลังจากนั้นผู้ทดลองสามารถเลือกตำแหน่งในการวางเซนเซอร์ เข้ากับผิวหน้าของที่มวิจัยได้ดังรูปที่ 3.15 จากรูปนั้นเป็นตัวอย่างของการวางอิเล็กทรอนิกส์บนตำแหน่งที่ 1 ตำแหน่งที่ 2 และตำแหน่งที่ 3 ของกล้ำมเนื้อแบน

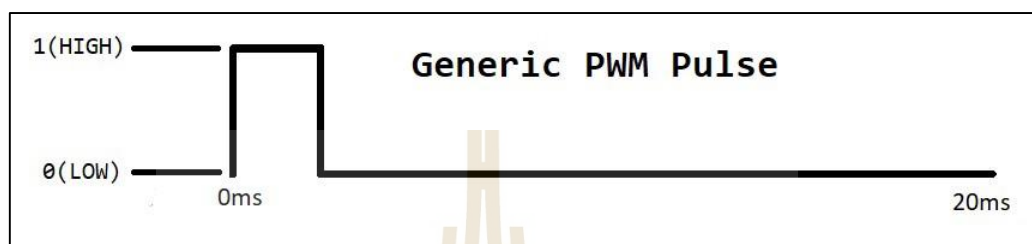
3.3.4 วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ



รูปที่ 3.16 ตัวอย่างของการรับส่งข้อมูลผ่าน Baud rate

เมื่อได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ จากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งโดยทั่วไปเราสามารถเปิดดูสัญญาณได้ปกติโดยผ่าน IDE (Integrated Development Environment) เป็นโปรแกรมสำหรับใช้เขียนโปรแกรม คอมพิวเตอร์ และอัปโหลดโปรแกรมลงบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งสามารถเปิดอ่านค่าที่รับเข้ามาผ่านคอมพิวเตอร์ได้โดยการกำหนด Baud rate คือ เวลาเราทำการเขียนอุปกรณ์ส่งข้อมูลแบบ UART จะเห็นว่าจะมีการกำหนดค่า เป็น 9600 หรือ 115200 เป็นต้น ซึ่งค่าที่กำหนดมานี้จะเป็นตัวกำหนดว่าใน 1 วินาที นั้นจะทำการส่งข้อมูลได้เร็วเท่าไร ยกตัวอย่าง เช่น Baud rate 9600 ดังรูปที่ 3.16 นั้น หมายความว่าในการส่งข้อมูลใน 1 วินาทีนั้น จะมีการส่งข้อมูล ขนาด 9600 bits เช่น ถ้า Clock มีค่าความถี่ 50 MHz หมายความว่าในหนึ่งวินาที นั้นจะมีคลื่น PWM (Pulse Width Modulation) เป็นเทคนิคที่ทำให้สามารถอ่าน/เขียนข้อมูลแบบ analog ด้วยสัญญาณ digital ได้ โดยตัวควบคุมการสร้างสัญญาณดิจิทัล (Digital control) จะสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมออกมาดังรูปที่ 3.17 โดยสัญญาณที่สร้างออกมาจะสลับกัน

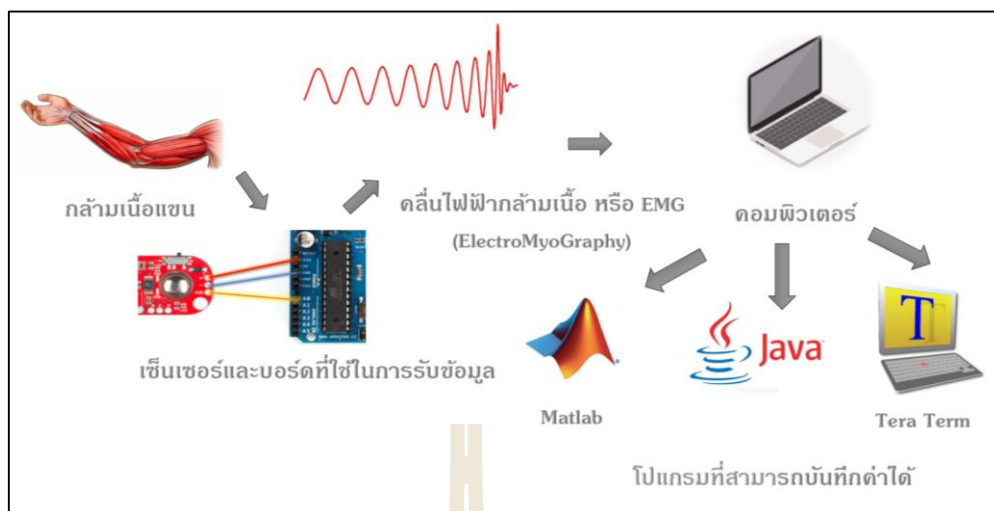
ระหว่าง เปิด(HIGH) กับ ปิด(LOW) รูปแบบสัญญาณเปิด-ปิดนี้สามารถจำลองเป็นแรงดันไฟฟ้าระหว่าง เปิด (5 Volts) กับ ปิด (0 Volts) เรียกช่วงที่เป็นปิดหรือเปิดตามการทำงาน เพราะช่วงที่เป็นปิดแรงดันไฟฟ้าจะเป็น 0 ทำให้ไม่มีการทำงาน ส่วนช่วงที่เป็นเปิดคือช่วงที่มีแรงดันไฟฟ้า ทำให้อุปกรณ์ทำงานได้



รูปที่ 3.17 แสดงสัญญาณเปิด (HIGH) และปิด(LOW)

หาก PWM ทั้งหมด 50 ล้านลูก ซึ่งเมื่อนำ 50,000,000 หารด้วย 9600 จะได้ประมาณ 5208 ซึ่งหมายความว่าใน 1 bit ของ Baud rate นั้น จะมีคลื่น PWM 5208 ลูก สำหรับการส่งข้อมูล 1 บิต หรือ อีกนัยหนึ่ง คือในการส่งข้อมูล หนึ่ง บิตใช้เวลา 104 us แต่ถ้า BAUDRATE เป็น 115200 จะใช้เวลาเพียง 8.6 us ซึ่งได้มาจาก $50 \text{ M} / 115200$ แล้วนำค่าที่ได้ คูณกับ 20 ns ซึ่งคือคาบของความถี่ 50MHz

โดยทั่วไปนั้นโปรแกรม IDE ที่ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ นั้นมีการออกแบบมาเพื่ออ่านข้อมูลได้เท่านั้น ดังนั้นหากต้องการเก็บหรือบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ นั้นต้องมีโปรแกรมประสานผู้ใช้แบบกราฟิก หรือ Graphical User Interface (GUI) ดังรูปที่ 3.18 เข้ามาช่วยในการบันทึกข้อมูลที่ถูกอ่านผ่านบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ มีโปรแกรม GUI ที่หลากหลายที่สามารถบันทึกค่าได้ดังรูปที่ 3.18 ซึ่งมีวิธีการบันทึกสัญญาณคือวางอิเล็กโทรด ไว้บนผิวหนังที่เป็นส่วนของกล้ามเนื้อที่ต้องการศึกษา นำเซนเซอร์ต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์จะสามารถอ่านค่าผ่านโปรแกรม IDE ได้หากต้องการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรือ ต้องมีโปรแกรม GUI มาช่วยในการบันทึกค่าโดยเปิดอ่านข้อมูลเหล่านั้นผ่านโปรแกรม GUI และมีโปรแกรมที่มาช่วยในการบันทึกค่าคือ Matlab Java และ Tera Term



รูปที่ 3.18 วิธีการบันทึกค่า

3.4 การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

หลักการในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้น ศึกษาความเป็นไปได้ของการหาตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดที่พบสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ชัดเจนส่งไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่รับมาจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์มาวิเคราะห์สัญญาณออกเป็นตัวแปรที่หลากหลายขึ้น เพื่อให้เห็นถึงความแตกต่างของสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า ซึ่งทำให้เหมาะสมกับการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มาจากเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้ง 5 นิ้ว โดยงานวิจัยนี้มีเซนเซอร์อยู่ 2 ชนิดนำมาเก็บบันทึกเพื่อนำไปสร้างสูตรในการวิเคราะห์ค่าจำนวนจริงที่ได้จากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์โดยออกแบบภายใต้การประมวลผลที่มีความเป็นไปได้ในการนำไปใช้งานบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีเทคนิคในการวิเคราะห์ดังนี้

3.4.1 การเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน

หลักการเก็บค่าการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผนเป็นการกรองที่มาจากเซนเซอร์ โดยจะส่งสัญญาณดิบเข้าไปผ่านการกรองโดยแก้ไขสัญญาณ (Rectified) จากนั้นทำการแก้ไขสัญญาณและบูรณาการ (Rectified & Integrated) ส่งเข้าไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์และมีการคำนวณและเก็บข้อมูลที่มาจากคำนวณและวิเคราะห์มีสูตรการคำนวณดังนี้

1. Amplitude เป็นการคำนวณออกมาเป็นแรงดัน เพื่อคำนวณค่าจำนวนจริง (Value) ที่ได้มาจากอุปกรณ์ ทำให้ผู้วิจัยสามารถเข้าถึงค่าที่รับเข้ามาแล้วอ่านค่าเป็นมาตรฐานเดียว

$$\text{Amplitude}(mV) = \frac{\text{Value} \times 3.3 \times 10^3}{675} \quad (3-1)$$

โดยที่ Value คือ ค่าจำนวนที่รับได้จากอุปกรณ์

3.3 คือ ไฟฟ้าที่จ่ายให้กับเซนเซอร์

675 คือ ค่าจำนวนจริงสูงสุดเมื่อจ่ายไฟฟ้า 3.3 โวลต์ให้กับเซนเซอร์ที่อ่านได้จากอุปกรณ์

2. Mean Absolute Value (MAV) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

$$\text{MAV} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (3-2)$$

โดยที่ N คือ จำนวนนับของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่รับมา

n คือ หมายเลขของค่าหนึ่งค่าหนึ่งๆ

x คือ ค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3. Peak to Average คือค่าที่นำค่าของ Amplitude ปัจจุบันมาหาความแตกต่างของสัญญาณที่คำนวณโดยช่วยลดสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นด้วยวิธีการเปรียบเทียบกันระหว่างค่าของ Amplitude ปัจจุบันกับ Mean Absolute Value (MAV)

$$\text{Peak to Average} = \text{Amplitude} - \text{Mean Absolute Value (MAV)} \quad (3-3)$$

4. Increasing and Decreasing คือ การนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาสร้างรูปแบบที่คิดคำนวณออกมาเป็นค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง

$$\text{Increasing and Decreasing} = \frac{\text{Amplitude} - \text{Mean Absolute Value}}{\text{Mean Absolute Value}} \times 100 \quad (3-4)$$

หลังจากมีการคำนวณค่าออกมายังมีการสร้างแบบแผน (Pattern) โดยใช้ค่าจาก Peak to Average และ Increasing and Decreasing เพื่อสร้างแบบแผนเป็นรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อที่มาจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ

3.4.2 การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ

การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุเป็นการออกแบบมาเพื่อรับสัญญาณที่เป็นสัญญาณดิบจากเซนเซอร์ ซึ่งมีค่าที่สูงและต่ำสลับกันเรื่อยๆ การจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือนั้นมีรูปแบบการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกัน แต่สัญญาณที่รับได้เป็นเพียงค่าจำนวนจริงเท่านั้นจึงทำให้สิ่งที่ได้นั้นยังคงไม่เพียงพอต่อการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว ดังนั้นการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุจำเป็นต้องมีเพื่อระบุได้ถึงความแตกต่างที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้วก่อนที่จะใช้การพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง เพื่อมาช่วยในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว โดยพัฒนาการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ นั้นต้องสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์โดยที่ไม่ใช้ทรัพยากรของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์มากเกินไป เพื่อให้มีความเร็วในการประมวลผลบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ ดังนี้

1. Maximum Value คือ การเก็บที่สูงสุดของค่าจำนวนจริง (value) ที่ได้จากอุปกรณ์ โดยการเก็บมีการเก็บจำนวนค่า 1 ค่าจากค่าทั้งหมดขึ้นอยู่กับข้อกำหนดค่าการสุ่มตัวอย่าง มีการเริ่มเก็บใหม่เมื่อครบตามจำนวนที่กำหนดไว้ของค่าการสุ่มตัวอย่าง

2. Minimum Value คือ การเก็บที่ต่ำสุดของค่าจำนวนจริงที่ได้จากอุปกรณ์ โดยการเก็บมีการเก็บจำนวนค่า 1 ค่าจากค่าทั้งหมดขึ้นอยู่กับข้อกำหนดค่าการสุ่มตัวอย่าง มีการเริ่มเก็บใหม่เมื่อครบตามจำนวนที่กำหนดไว้ของค่าการสุ่มตัวอย่าง

3.5 การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) บนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

(microcontroller board) สำหรับการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3.5.1 ความหมายของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning)

การเรียนรู้ของเครื่องเป็นศาสตร์แขนงหนึ่งที่ทำให้คอมพิวเตอร์มีความสามารถในการเรียนรู้ด้วยตนเอง เมื่อมีข้อมูลเข้ามาสามารถทำนายหรือตัดสินใจได้โดยปราศจากการทำงานตามลำดับคำสั่ง โปรแกรมหรือสามารถคิดได้ด้วยตนเอง การเรียนรู้ของเครื่องนั้นเป็นการรวมของศาสตร์หลายแขนงไม่ว่าจะเป็น วิทยาการคอมพิวเตอร์, วิศวกรรม และ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสถิติ

นอกจากนี้มันยังเชื่อมโยงกับองค์ความรู้ปลายทางที่เราต้องการนำไปประยุกต์ใช้ เช่น ชีวิตวิทยา เคมี หลักการตลาด เป็นต้น

3.5.2 ความรู้พื้นฐานของการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning)

ประเภทต่างๆของข้อมูลที่ได้ในรูปแบบที่ต่างกัน ซึ่งต้องมีตัวแยกเรียกสิ่งเหล่านี้ที่ใช้เป็นตัววัดว่า Features หรือ Attributes ข้อมูลที่แตกต่างกันได้จากการเก็บตัวอย่างข้อมูลที่เกิดขึ้นจริงตามธรรมชาติ ตัวอย่างข้อมูลที่ไปสำรวจมาเหล่านี้เรียกว่า Instances โดยแต่ละ Instance ต้องประกอบด้วย Features ที่ต้องการใช้วัดด้วย จุดประสงค์ของข้อมูลคือเมื่อได้ข้อมูลใหม่ ระบบต้องจำแนกได้ข้อมูลนั้นคือข้อมูลอะไร การเรียนรู้ของเครื่องจักรเพื่อจำแนกประเภทเราเรียกว่า Classification มีหลายอัลกอริทึมเพื่อใช้สอนคอมพิวเตอร์ในการทำ Classification แต่โดยพื้นฐานต้องมีชุดข้อมูลหนึ่งก่อน โดยชุดข้อมูลนี้ได้จากการเก็บตัวอย่างจริง แล้วส่งให้คอมพิวเตอร์เพื่อให้คอมพิวเตอร์เรียนรู้ที่จะแยกประเภทได้โดยอาศัยการเรียนรู้จากข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งเป็นข้อมูลที่ต้องมีคุณภาพใส่เข้ามาแรกเริ่มเพื่อให้เครื่องจักรเรียนรู้เรียกว่า Training set

เมื่อออกแบบอัลกอริทึมเสร็จต้องทดสอบ โดยลองใส่ข้อมูลให้คอมพิวเตอร์แล้วแยกประเภทได้ถูกต้องหรือไม่ ข้อมูลที่ใส่เพื่อทดสอบความแม่นยำของอัลกอริทึมเรียกว่า Test set เมื่อโปรแกรมมีความแม่นยำเพียงพอแล้วจึงบอกได้ว่าคอมพิวเตอร์เรียนรู้จากข้อมูลที่มีหรือมี Knowledge representation

3.5.3 ประเภทของการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning)

ประเภทของ Machine Learning สามารถจำแนกตามหน้าที่และขอบเขตปัญหาได้หลักๆ คือ Supervised Learning, Unsupervised Learning และ Reinforcement Learning มีรายละเอียดของแต่ละประเภทดังนี้

1. Supervised Learning

การที่โปรแกรมจำแนกได้ว่าข้อมูลที่ใส่เข้ามาหมายถึงข้อมูลชนิดไหนจำเป็นต้องใส่ Training Examples หรือตัวอย่างจริงให้กับโปรแกรมก่อน เพื่อให้มันเรียนรู้จากตัวอย่างเหล่านี้แล้วไปทำนายจากสิ่งที่ส่งเข้ามาเพื่อให้มันคัดแยกอีกที จะเห็นได้ว่า Classification ต้องอาศัยการสอนก่อน คือสอนให้มันรู้จักข้อมูลจากตัวอย่างจริงก่อน ถ้ามีข้อมูลประเภทแบบนี้มี Target Variable แบบที่เหมาะสม ลักษณะการทำงานที่ต้องอาศัย Training Examples เรียกว่า Supervised Learning

อีกหนึ่งตัวอย่างของ Supervised learning คือ Regression ในปัญหาแบบ Classification ผลลัพธ์ที่ได้จำกัดไม่สามารถระบุข้อมูลที่เป็นข้อมูล 2 ชนิดมารวมกันทำให้เกิดประเภทผลลัพธ์ใหม่ได้ ซึ่ง Regression นั้นผลลัพธ์จะอยู่ในช่วงๆหนึ่งและเป็นตัวเลขจำนวนเต็ม และตัวเลขที่เป็นทศนิยมได้

2. Unsupervised Learning

Unsupervised learning นั้นตรงกันข้ามกับ Supervised learning การเรียนรู้แบบนี้ จะไม่มีการระบุผลลัพธ์ (Target variable) ที่ต้องการไว้ก่อน ให้คอมพิวเตอร์หาความสัมพันธ์จากข้อมูลเอาเอง จึงกล่าวได้ว่าการเรียนรู้ประเภทนี้เป็นการเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอนนั่นเอง ตัวอย่างของ unsupervised learning เช่นการแบ่งกลุ่มข้อมูลหรือที่เรียกว่า clustering กระบวนการแบ่งกลุ่มข้อมูลนี้เป็นการจัดวัตถุต่างๆให้อยู่ในกลุ่มที่เหมาะสม โดยวัตถุในกลุ่มเดียวกันจะคล้ายกัน และแตกต่างจากวัตถุในกลุ่มอื่น clustering ต่างจาก classification ตรงที่ classification นั้นรู้ประเภทเป้าหมายล่วงหน้า แต่ clustering เราไม่รู้กลุ่มล่วงหน้า ประโยชน์ของ clustering เช่น ใช้แบ่งกลุ่มลูกค้า ออกเป็นกลุ่มย่อยๆ เพื่อให้สามารถวางกลยุทธ์ทางการตลาดที่เหมาะสมกับลูกค้าแต่ละกลุ่มได้มากขึ้น

3. Reinforcement Learning

การเรียนรู้แบบเสริมกำลัง หรือ reinforcement learning เป็นการเรียนรู้ที่คอมพิวเตอร์จะสนใจความเป็นไปได้ของข้อมูลชุดใหม่เป็นพิเศษ โดยคำนวณและหาวิธีใหม่ตามข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งคือความเป็นไปได้ที่ข้อมูลเปลี่ยนไป

3.5.4 KNN หรือ K-Nearest Neighbors

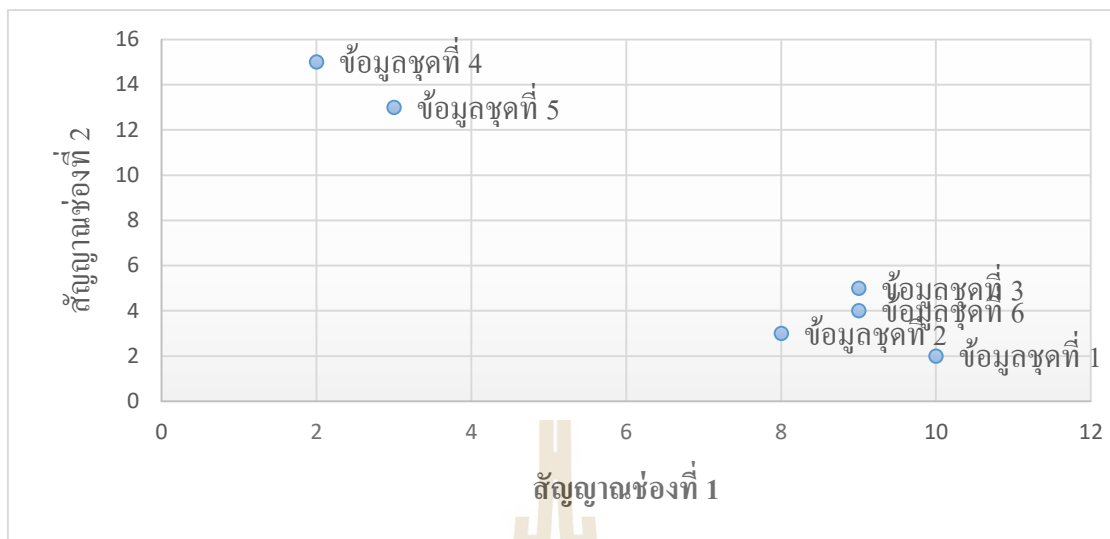
หลักการออกแบบการเรียนรู้ของเครื่องนั้นเป็นการออกแบบบนบอร์ด ไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังนั้นผู้วิจัยได้เลือกรูปแบบการเรียนรู้ของเครื่องที่เหมาะสมกับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้การออกแบบ KNN (K-Nearest Neighbors) เพื่อความเหมาะสมในการประมวลผล เพื่อเป็นแนวทางของการพัฒนานำไปใช้ในการสร้างอุปกรณ์ทดแทนที่เหมาะสมสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ขั้นตอน KNN (K-Nearest Neighbors) เป็นวิธีที่ใช้ในการจัดแบ่งคลาส โดยเทคนิคนี้จะตัดสินใจว่า คลาสใดที่จะแทนเงื่อนไขหรือกรณีใหม่ๆ ได้บ้าง โดยการตรวจสอบจำนวนบางจำนวน ในขั้นตอนวิธี KNN (K-Nearest Neighbors) ของกรณีหรือเงื่อนไขที่เหมือนกันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุด โดยจะหาผลรวม (Count Up) ของจำนวนเงื่อนไขหรือกรณีต่างๆ สำหรับแต่ละคลาส และกำหนดเงื่อนไขใหม่ๆ ให้คลาสที่เหมือนกันกับคลาสที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดเป็นอัลกอริทึมที่ใช้ในการจัดกลุ่มข้อมูล (Classification) ซึ่งอัลกอริทึม (Algorithm) ที่อยู่ในกลุ่มของ Supervised learning ชุดตัวอย่างคือชุดข้อมูลที่สมมุติขึ้นมาเพื่อง่ายต่อการอธิบายถึงการ

หลักทำงานของ KNN ที่ได้มีการแบ่งประเภทไว้ดังตารางที่ 3.2 พร้อมระบุจำนวน (attributes) คือ สัญญาณของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยแบ่งเป็นข้อมูลสัญญาณช่องที่ 1 และช่องที่ 2 ของช่วงที่มีการสุ่มตัวอย่าง (Sampling) ดังนี้

สังเกตจากตารางที่ 3.2 เป็นตัวอย่างข้อมูลที่จำลองขึ้นมาเพื่อให้ความเข้าใจได้ง่ายขึ้น โดยกำหนดให้ข้อมูลชุดที่ 6 ที่ไม่ทราบประเภทอยู่ใกล้ เมื่อสังเกตจากค่าที่ตารางที่ 3.2 สัญญาณช่องที่ 1 และ สัญญาณช่องที่ 2 มีค่าที่ใกล้เคียงกับข้อมูลชุดที่ 3 ทราบได้ทันที นั่นคือชุดข้อมูลทั้งสองชุดที่ค่าจากสัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 ใกล้เคียงกันมากที่สุด และมีอีกข้อมูลที่ใกล้เคียงกันนั่นคือข้อมูลชุดที่ 3 เป็นข้อมูลประเภทเคลื่อนไหวกำมือ หากสังเกตสัญญาณทั้ง 2 ช่องสัญญาณและประเภทจะพบว่าการกำมือนั้นสัญญาณช่องที่ 1 มีค่ามากกว่าสัญญาณช่องที่ 2 จึงอนุมานได้ว่าสัญญาณช่องที่ 1 มีค่ามากกว่าสัญญาณช่องที่ 2 ควรเป็นการกำมือ เพราะว่าการจำแนกประเภทอาศัยการเทียบเคียงกับข้อมูลตัวที่อยู่ใกล้ที่สุด จึงเรียกวิธีการนี้ว่า Nearest Neighbor ดังรูปที่ 3.19

ตารางที่ 3.2 ข้อมูลที่ใช้ในการสอน KNN หรือ K-Nearest Neighbors

ข้อมูลชุดที่	สัญญาณช่องที่ 1	สัญญาณช่องที่ 2	ประเภทการเคลื่อนไหว
1	10	2	กำมือ
2	8	3	กำมือ
3	9	5	กำมือ
4	2	15	แบมือ
5	3	13	แบมือ
6	9	4	ข้อมูลที่ไม่รู้ประเภทการเคลื่อนไหว



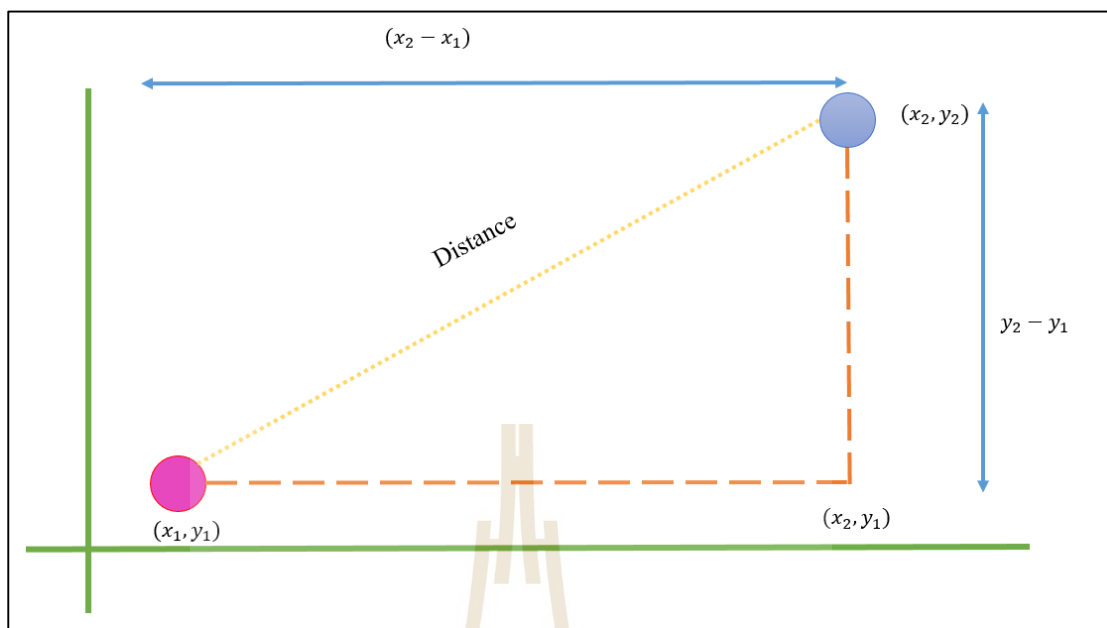
รูปที่ 3.19 ข้อมูลที่ใช้ในการสอน KNN หรือ K-Nearest Neighbors

การกำหนดจำนวน K กรณีที่เรามี attributes ให้พิจารณาเพียงสองตัว เช่น สัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 เช่นนี้ควรเลือก K ให้เป็นเลขคี่ เช่น 3, 5, 7, ... เพื่อป้องกันปัญหาที่ข้อมูลเราเป็นได้ทั้งสองประเภท เช่น หากเลือก $K = 4$ (เลขคู่) ย่อมมีโอกาสที่ข้อมูลที่จะทดสอบอยู่ใกล้ข้อมูล 2 ตัวที่มาจากประเภท A และอยู่ใกล้ข้อมูลอีก 2 ตัวที่มาจากประเภท B ที่นำไปสู่ข้อสรุปที่ไม่ลงตัวว่าสุดท้ายจะเป็นประเภท A หรือ B ไม่สามารถระบุได้ชัดเจน ซึ่งการระบุประเภทข้อมูลสามารถระบุได้ แต่ข้อมูลที่ถูกระบุออกมานั้นอาจจะเป็นประเภทที่ไม่ถูกต้องตามการทดลองจริงๆ เช่น ข้อมูลจริงเป็นการกำมือแต่ผลการระบุจากการกำหนดจำนวน K เป็นเลขคู่ นั้นอาจมีการระบุเป็นการแบมือได้

การนำวิธีการ KNN ไม่สามารถนำข้อมูลไปพล็อตกราฟและประมาณความใกล้เคียงด้วยสายตาได้ หากข้อมูลมีขนาดเยอะขึ้นการใช้สมการคำนวณย่อมดีกว่า สำหรับหัวข้อนี้ใช้ทฤษฎีบทของพีทาโกรัส เพื่อหาระยะทางของข้อมูล เมื่อต้องการหาระยะทางจากจุด (x_1, y_1) ไปยังจุด (x_2, y_2) จากทฤษฎีบทพีทาโกรัสเมื่อกำหนดให้ d แทนระยะทาง จะได้ว่า

$$d^2 = (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 \quad (3-5ก)$$

จะได้



รูปที่ 3.20 สมการวัดระยะทาง

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (3-5ข)$$

จากสมการดังกล่าวเป็นการหาระยะทางที่เรียกว่า Euclidean Distance ในระบบพิกัดฉากสองมิติ จึงใช้ได้กับการหาระยะของข้อมูลที่ attributes เป็นจำนวน 2 ตัวเท่านั้น หาก attributes มีจำนวน 3 ตัว ก็จะอิงจากปริภูมิสามมิติแทน

$$d = \sqrt{(\text{สัญญาณช่องที่ 1} - 9)^2 + (\text{สัญญาณช่องที่ 2} - 4)^2} \quad (3-5ค)$$

โดย 9 คือ สัญญาณช่องที่ 1 ของข้อมูลชุดที่ 6

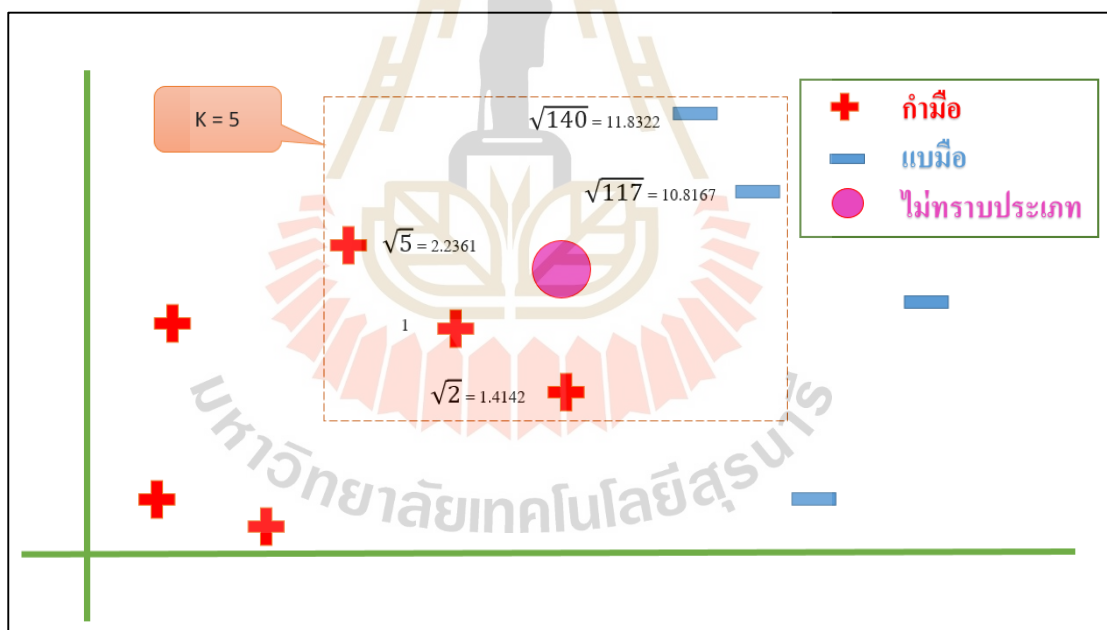
4 คือ สัญญาณช่องที่ 2 ของข้อมูลชุดที่ 6

เมื่อได้สมการ Euclidean Distance ดังนั้นหากนำสมการที่ 3-5ข มาทำการแทนค่าลงไปในสมการที่ 3-5ค โดยมีการแทนค่าดังสมการที่ 3-5ค เพื่อเป็นการหาระยะทางที่ใกล้ที่สุดของข้อมูลแต่ละชุด เทียบกับข้อมูลชุดที่ 6 ที่ไม่ทราบข้อมูล

ตารางที่ 3.3 การคำนวณหาระยะทาง

ข้อมูลชุดที่	สัญญาณช่องที่ 1	สัญญาณช่องที่ 2	ระยะทาง	ประเภทการเคลื่อนไหว
1	10	2	$\sqrt{(10-9)^2 + (2-4)^2} = \sqrt{5}$	กำมือ
2	8	3	$\sqrt{(9-9)^2 + (3-4)^2} = \sqrt{2}$	กำมือ
3	9	5	$\sqrt{(9-9)^2 + (5-4)^2} = 1$	กำมือ
4	2	15	$\sqrt{(2-9)^2 + (15-4)^2} = \sqrt{140}$	แบมือ
5	3	13	$\sqrt{(3-9)^2 + (13-4)^2} = \sqrt{117}$	แบมือ
6	9	4	0	?

เมื่อพิจารณาที่ $K = 3$ จึงได้ว่าสัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 มีระยะทางใกล้สุดสามอันดับคือ ข้อมูลชุดที่ 1, ข้อมูลชุดที่ 2 และข้อมูลชุดที่ 3 จึงสรุปได้ว่าสัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 เป็นการเคลื่อนไหวประเภทกำมือ

รูปที่ 3.21 แสดงการหาค่า K ที่เหมาะสม

เราต้องการทราบว่าจุดสีชมพูถือเป็นข้อมูลประเภทใด จึงเลือก $K = 5$ มาพิจารณา เนื่องจากภายใต้ $K = 5$ โดยที่เลือกข้อมูลที่ใกล้ของจุดที่ไม่ทราบประเภทมากที่สุดมาทั้งหมด 5 ข้อมูลดังรูปที่ 3.21 ทำให้จุดที่เป็นประเภทกำมือนี้นับว่ามีจำนวนมากกว่าจุดที่เป็นประเภทแบมือ จึงสรุปได้

ว่าจุดสีชมพูของเราเป็นข้อมูลประเภทเดียวกันกับข้อมูลแบบมือ ถ้าเราพิจารณาภาพดังกล่าวอย่างถี่ถ้วน จุดสีชมพูควรถูกจัดเป็นข้อมูลประเภทกำมือมากกว่า เพราะแม้ $K = 5$ จะทำให้จำนวนจุดข้อมูลประเภทแบบมือน้อยกว่าจำนวนจุดข้อมูลประเภทกำมือ เพื่อให้การคำนวณนั้นแม่นยำมากขึ้น ต้องมีการให้น้ำหนักแต่ละจุดของเรา สำหรับ K Neighbors ใดๆ โดยจะเรียงระยะทางจากน้อยไปมาก นั่นคือ d_1, \dots, d_k จะเป็นระยะทางที่เราเรียงจากน้อยไปมาก โดย d_k คือค่าระยะทางเดิมของแต่ละค่า และ d_1 เป็นระยะทางที่น้อยที่สุดแทนค่าลงในสมการที่ 3-6x จะได้การถ่วงน้ำหนักใหม่ สำหรับน้ำหนักของแต่ละจุดสามารถคำนวณได้ตามสมการ ดังนี้

$$w_i = \frac{d_k - d_i}{d_k - d_1} \quad (3-6ก)$$

กรณีของสูตรข้างต้น เราจะพิจารณาเมื่อ $d_k \neq d_1$ หาก $d_k = d_1$ แล้วจะได้ว่า $w_i = 1$ จึงสรุปได้ว่า

$$w_i = \begin{cases} \frac{d_k - d_i}{d_k - d_1}, & d_i \neq d_k \\ 1, & d_1 = d_k \end{cases} \quad (3-6ข)$$

ตารางที่ 3.4 การคำนวณหา Weighted Nearest Neighbors

ข้อมูลชุดที่	Weighted Nearest Neighbors	ประเภทการเคลื่อนไหว
1	$\frac{11.8322 - 1}{11.8322 - 1} = 1$	กำมือ (+)
2	$\frac{11.8322 - 1.4142}{11.8322 - 1} = 0.9617$	กำมือ (+)
3	$\frac{11.8322 - 2.2361}{11.8322 - 1} = 0.8859$	กำมือ (+)
4	$\frac{11.8322 - 10.8167}{11.8322 - 1} = 0.0937$	แบบมือ (-)
5	$\frac{11.8322 - 11.8322}{11.8322 - 1} = 0$	แบบมือ (-)

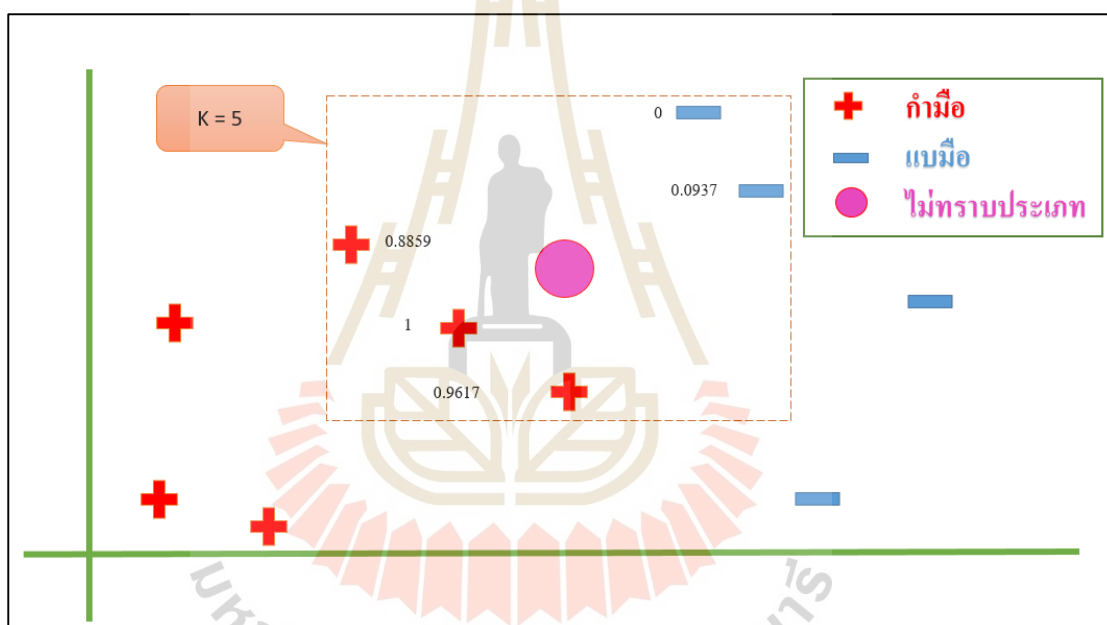
หากทำการแทนค่าข้อมูลจากตารางที่ 3.3 นำสัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 มาแทนค่าในสมการที่ 3-6x ดังตารางที่ 3.4 จะได้ค่าของ Weighted Nearest Neighbors ออกมาแต่ละชุดข้อมูล หากทำการสังเกตข้อมูลแต่ละค่าโดยแยกจากกัน โดยสังเกตจากค่าของ Weighted Nearest Neighbors จะพบชุดข้อมูลที่มีการให้น้ำหนักมากที่สุดข้อมูล คือ ข้อมูลชุดที่ 1

เมื่อทำการพิจารณาค่า Weighted Nearest Neighbors โดยรวมเรียงลำดับค่า Weighted Nearest Neighbors แต่ละจุดจากน้อยไปหามากและแยกประเภทของข้อมูล จะได้ข้อมูลประเภทแบมือ $W_4 = 0$, $W_5 = 0.0937$ และข้อมูลประเภทกำมือ $W_1 = 0.8859$, $W_2 = 0.9617$, $W_3 = 1$,

➤ สำหรับประเภทแบมือน้ำหนักรวมเท่ากับน้ำหนักของ $W_4 + W_5 = 0 + 0.0937 = 0.83$

➤ สำหรับประเภทกำมือน้ำหนักรวมเท่ากับน้ำหนักของ $W_1 + W_2 + W_3 = 0.8859 + 0.9617 + 1 = 2.8476$

พบว่าน้ำหนักรวมของประเภทกำมือมากกว่าน้ำหนักรวมของประเภทแบมือ ด้วยวิธีการของ Weighted Nearest Neighbors จึงสรุปได้ว่า จุดสีชมพูเป็นประเภทเดียวกับข้อมูลกำมือ

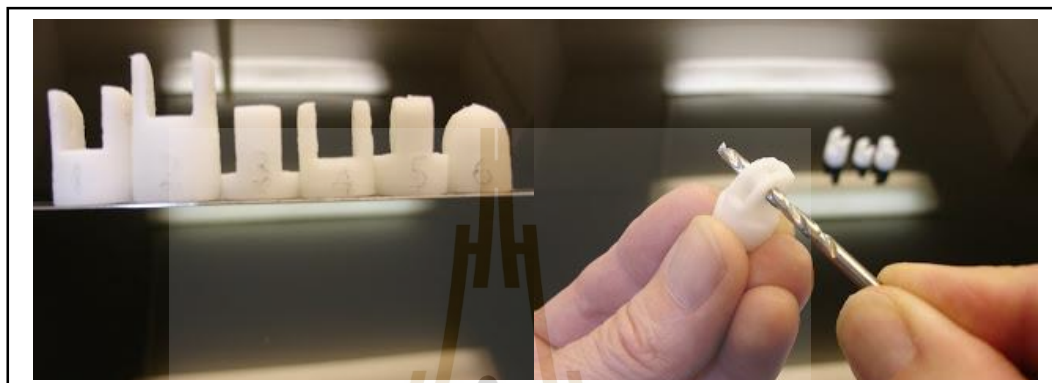


รูปที่ 3.22 Weighted Nearest Neighbors

3.6 การสร้างแขนเทียม

งานวิจัยนี้ได้มีการทำแขนเทียมขึ้นมาเพื่อเป็นต้นแบบในการนำไปใช้งานจริง โดยเป็นการใช้พอลิเมอร์ในการสร้างรูปแบบของมือ นิ้วมือ และแขนออกมามีลักษณะที่ใกล้เคียงกับมือ นิ้วมือ และแขน ซึ่งมีแบบของมือ นิ้วมือ และแขน ที่การออกแบบในรูปแบบสามมิติ โดยผู้วิจัยสามารถนำไปใช้งานได้จริงด้วยการใช้เครื่องพิมพ์สามมิติเป็นนวัตกรรมการพิมพ์ที่ทำให้งานที่คิดหรือออกแบบไว้ ถูกผลิตออกมาได้อย่างสมจริงมีรูปลักษณะ สามารถจับต้องได้ รวมถึงการนำไปใช้

ประโยชน์ได้จริง ซึ่งมีความเหมาะสมในการนำไปพัฒนาเป็นหุ่นยนต์หรืออวัยวะเทียม โดยแบบสามมิตินี้เปิดให้เหล่าวิจัยสามารถนำแบบสามมิตินี้ไปพัฒนาต่อยอดได้ เพื่อทดแทนอวัยวะที่ได้รับการสูญเสียทำให้ผู้ที่สูญเสียได้รับการทดแทนที่มีความใกล้เคียงกับอวัยวะที่สูญเสีย จากนั้นจะกล่าวถึงวิธีที่สำคัญบางส่วน ซึ่งมีรายละเอียดการประกอบขึ้นดังนี้



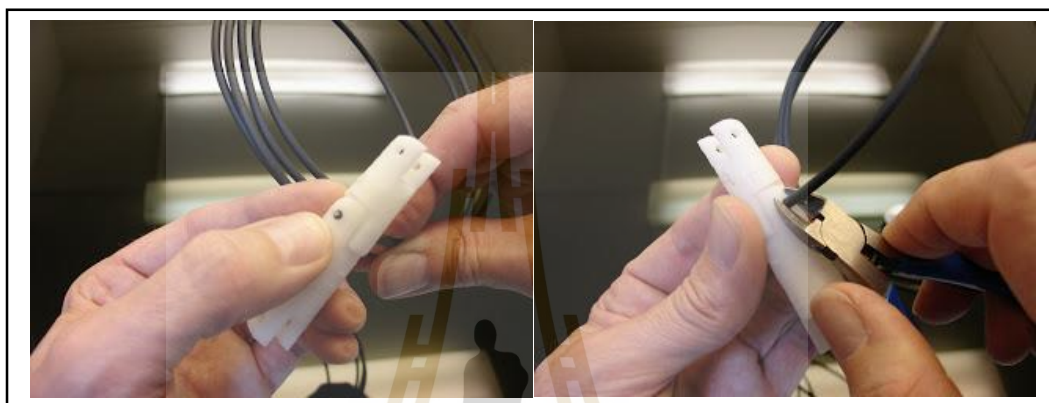
รูปที่ 3.23 การเจาะรูกับชิ้นงานบริเวณนิ้วมือ

ทำการใช้เครื่องพิมพ์สามมิติได้ชิ้นส่วนออกมานั้น ชิ้นส่วนมีลักษณะที่ยังคงมีรูปร่างที่ค่อนข้างไม่ชัดเจนตามรูปแบบ ซึ่งทำให้ข้อต่อของชิ้นส่วนยังคงไม่สามารถประกอบกันได้โดยตรง รวมถึงบริเวณที่ต้องใส่น็อตเข้ายังมีขนาดที่ไม่ตรงกันกับน็อตที่จะใส่เข้าไป ดังนั้นต้องมีการเจาะเพื่อปรับขนาดของรูและข้อต่อให้สามารถประกอบเข้ากันได้เป็นอย่างดี



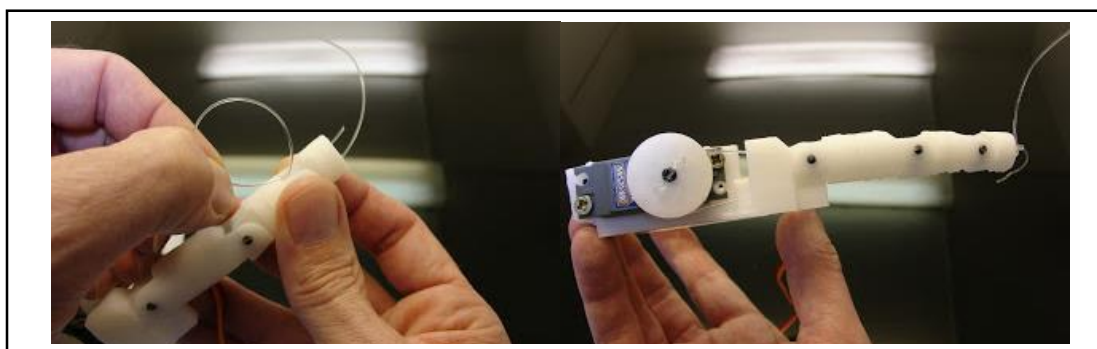
รูปที่ 3.24 ประกอบชิ้นด้วยกาว

ชิ้นส่วนที่พิมพ์ออกมานั้นมีบางชิ้นที่เป็นข้อต่อ จึงทำให้ต้องมีการแบ่งชิ้นส่วนนั้นออก เพื่อให้สามารถพิมพ์ออกมาได้ โดยไม่มีรูปร่างผิดเพี้ยน ดังนั้นเมื่อมีการพิมพ์ชิ้นส่วนออกมาจึงต้องมีการติดชิ้นงานให้เข้ากันก่อนที่จะประกอบข้อต่อนั้นๆ เข้าด้วยกันโดยใช้กาวอีพอกซีหรือกาวที่สามารถติดพอลิเมอร์เข้าด้วยกันได้การใช้กาวเพียงไม่กี่หยดจะทำให้ส่วนต่างๆ เชื่อมโยงกันเหมือนที่พิมพ์เป็นชิ้นเดียวกัน



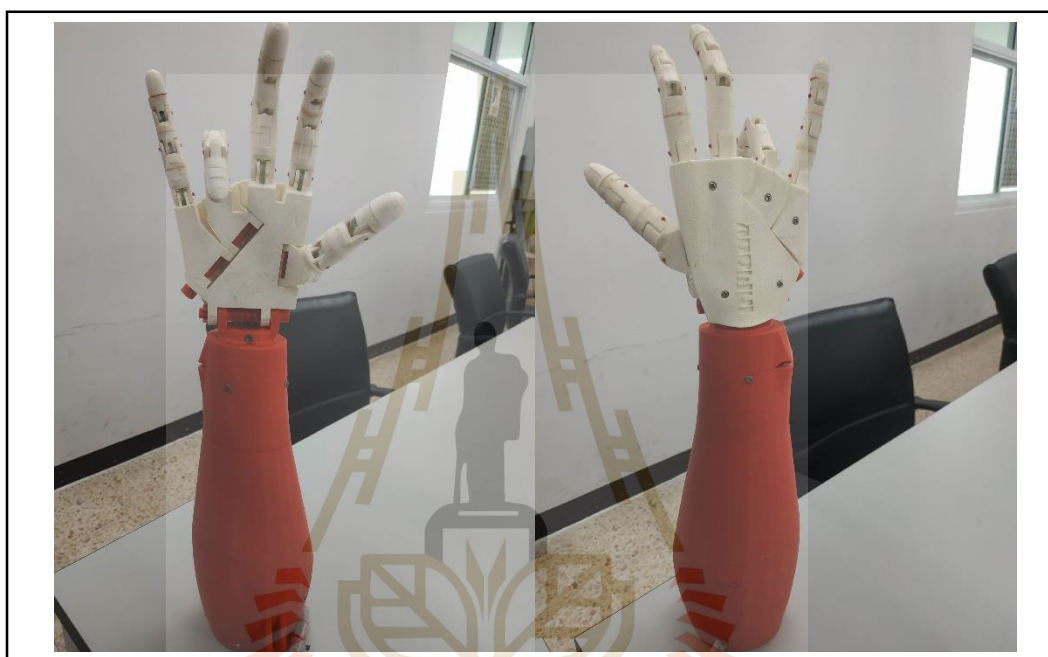
รูปที่ 3.25 ประกอบเส้นใยเข้ากับข้อต่อนี้ว

ชิ้นส่วนของนิ้วมือนั้นเนื่องจากนิ้วมือของมนุษย์จริง เพื่อการทำงานของนิ้วที่มีลักษณะการทำงานได้ใกล้เคียงกับอวัยวะส่วนนั้น จึงต้องการการเคลื่อนไหวแบบอิสระบริเวณข้อต่อของนิ้วมือนั้น ดังนั้นเพื่อการเคลื่อนไหวแบบอิสระนั้นจึงต้องใช้เส้นใยเข้ามาช่วยบริเวณข้อต่อโดยนำเส้นใยคันเข้าส่วนที่ได้ทำการเจาะรูไว้และตัดด้วยคีม



รูปที่ 3.26 การใส่เส้นเอ็นควบคุมนิ้ว

เมื่อมีการประกอบข้อต่อของนิ้วแล้วมีส่วนที่ช่วยในการควบคุมนิ้วให้มีรูปแบบการเคลื่อนไหวเปรียบเสมือนนิ้วจริง ดังนั้นจึงต้องมีเส้นเอ็นที่ทำให้ชิ้นส่วนบริเวณนิ้วมือมีการเคลื่อนไหวเปรียบเสมือนกล้ามเนื้อบริเวณนิ้วมือ โดยการใช้เส้นเอ็นด้านหน้าและด้านหลังของนิ้ว เพื่อการเคลื่อนไหวการงอและยืคของนิ้วมือ โดยการเคลื่อนไหวนั้นจะถูกควบคุมผ่านเซอร์โวที่เป็นมอเตอร์ควบคุมผ่านไปยังเส้นเอ็น



รูปที่ 3.27 แขนเทียมที่ประกอบสมบูรณ์

เมื่อประกอบชิ้นส่วนเข้าด้วยกันทำให้รูปทรงของแขนเทียมออกมา ที่ใกล้เคียงกับมือของมนุษย์โดยมีอุปกรณ์ที่พร้อมขับเคลื่อนให้มีการเคลื่อนไหวเปรียบเสมือนมือของมนุษย์จริงๆ โดยมีเซอร์โวที่เป็นมอเตอร์ควบคุมแบบอิสระแยกการทำงานของการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วอย่างอิสระต่อกัน

3.7 สรุป

เนื้อหาในบทนี้ได้กล่าวถึงแนวคิด โครงสร้าง และกระบวนการทำงานของเทคนิคการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยใช้คลื่นกล้ามเนื้อเป็นข้อมูลในการจำแนกการเคลื่อนไหว ซึ่งได้มีการกล่าวถึงรูปแบบการใช้เซ็นเซอร์ในรูปแบบต่างๆ ซึ่งเริ่มจากการใช้งานของอิเล็กโทรดทั้งสองชนิดคือ อิเล็กโทรดแผ่นกาวสำเร็จรูปและอิเล็กโทรดแผ่นโลหะ รวมทั้งเทคนิคในการหาตำแหน่งกล้ามเนื้อที่เหมาะสมกับตำแหน่งที่พบสัญญาณกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นเมื่อมีการเคลื่อนไหวนิ้วมือแต่ละนิ้วได้ โดยแบ่งการทำงานที่ต่างกันคือการรับข้อมูลเข้ามาที่แตกต่างกันคือรูปแบบข้อมูลที่มีการกรองสัญญาณจากอุปกรณ์ ซึ่งใช้หลักการแก้ไขสัญญาณและบูรณาการ (Rectified & Integrated) และอีกรูปแบบของการรับข้อมูลเข้ามาคือข้อมูลดิบ (RAW) พร้อมเสนอวิธีการจำแนกสัญญาณที่แตกต่างกันออกไป โดยมีวิธีการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผนที่ใช้กับสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อที่ผ่านการกรองสัญญาณจากตัวอุปกรณ์ และวิธีการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ เพื่อนำไปใช้กับการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) เป็นส่วนในการระบุการเคลื่อนไหว โดยการพัฒนาเรียนรู้ของเครื่องเป็นการพัฒนาขึ้นอยู่บนพื้นฐานบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เลือกใช้ KNN หรือ K-Nearest Neighbors เพื่อเป็นการลดต้นทุนในการผลิต แขนเทียม และการประมวลผลที่ไม่ซับซ้อนทำให้เร็วต่อการประมวลผลทำให้สามารถนำไปใช้ในรูปแบบออนไลน์ได้ และมีการนำเสนอหลักการสร้างแขนเทียมขึ้นมาเป็นต้นแบบงานที่จะนำไปใช้งานกับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวนิ้วมือหรือมือได้

บทที่ 4

ผลการศึกษา และการวิเคราะห์ผล

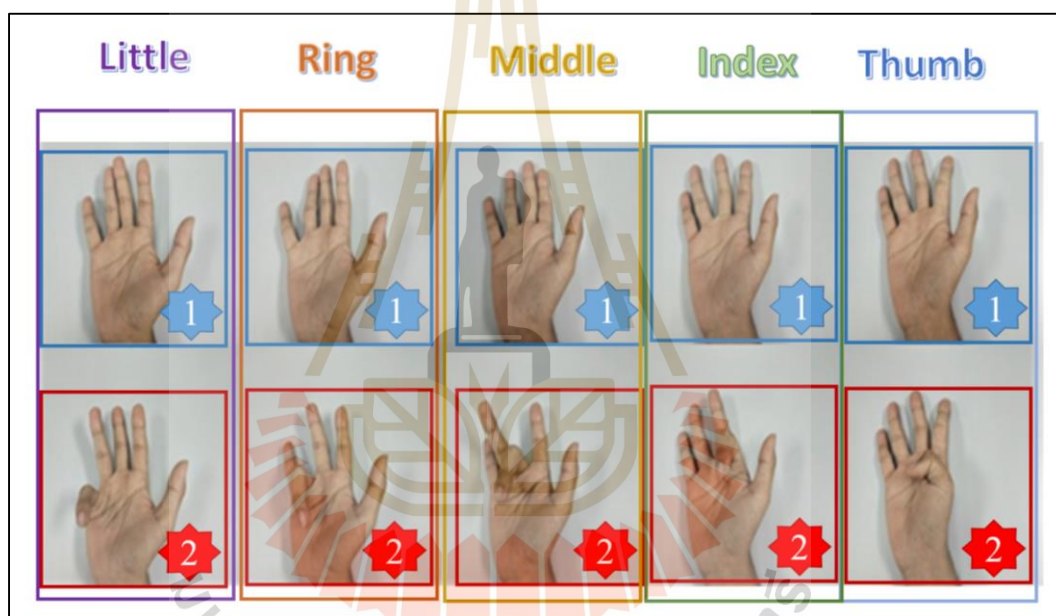
จากการพัฒนาวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การออกแบบรูปแบบการเขียนวิธีการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงการพัฒนาโปรแกรมสำหรับการวิเคราะห์โดยอยู่บนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller board) ในบทที่ผ่านมาสามารถสรุปผลการดำเนินงานได้ในแต่ละขั้นตอนดังนี้

- 4.1 ผลการออกแบบรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือ
- 4.2 ผลสรุปขั้นตอนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- 4.3 ผลการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน
- 4.4 ผลการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ
- 4.5 ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของ K-Nearest Neighbors
- 4.6 สรุปท้ายบท

หัวข้อที่ 4.3 เป็นเทคนิคการจำแนกสัญญาณที่ผ่านการกรองสัญญาณจากตัวอุปกรณ์ตรวจจับคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาวสำเร็จรูป ซึ่งมีทีมวิจัยเพศชายทำการทดลอง 1 คน หัวข้อที่ 4.4 และ หัวข้อที่ 4.5 เป็นเทคนิคหนึ่งที่ใช้หลักการทำงานร่วมกันระหว่างการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุและ K-Nearest Neighbors ใช้ในการจำแนกสัญญาณที่ไม่มีกรองหรือสัญญาณดิบที่มาจากตัวอุปกรณ์ตรวจจับคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์แผ่นโลหะมีความเหมาะสมกับการนำไปใช้งานจริง เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์แผ่นโลหะไม่ต้องการเปลี่ยนแผ่นกาว ซึ่งสามารถทำการวางอิเล็กทรอนิกส์ทดลองบนผิวหนังได้โดยตรงและสามารถเคลื่อนเพื่อหาตำแหน่งการวางอิเล็กทรอนิกส์ได้ง่ายโดยที่ไม่มีแผ่นกาวยึดติดกับผิวหนังดังอิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาว ซึ่งมีทีมวิจัยเพศชาย 1 คน และเพศหญิง 3 คนทำการทดลองมีผลการทดลองโดยใช้เทคนิคของหัวข้อที่ 4.4 และได้ผลการจำแนกการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วออกมาในหัวข้อที่ 4.5

4.1 ผลการออกแบบรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือ

ตามที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 3 รูปแบบการเคลื่อนไหวนั้นถูกสร้างขึ้นด้วยองค์ประกอบของเส้นต่างๆ ดังนั้นรูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วที่ใช้เป็นมาตรฐานสำหรับให้ทีมวิจัยสามารถเคลื่อนไหวในรูปแบบเดียวกันจึงประกอบไปด้วยงอนิ้วโป้ง ชี้ กลาง นาง ก้อย โดยเริ่มจากการเคลื่อนไหวของนิ้วโป้งมีการทำลักษณะนิ้วมือรูปที่ 4.1 หมายเลข 1 ของนิ้วโป้ง หลังจากนั้นนับเวลาถอยหลัง 2 วินาทีก่อนที่จะเคลื่อนไหวนิ้วโป้งดังหมายเลข 2 ของนิ้วโป้ง โดยให้เวลาในการงอนิ้วมือ 1 วินาที หลังจากนั้นทำแบบนี้ซ้ำจนกว่าจะครบ 10 ครั้ง เมื่อครบจึงหยุดบันทึกแล้วบันทึกนิ้วถัดไปใหม่ จนกว่าจะครบทั้งหมด 5 นิ้ว



รูปที่ 4.1 แสดงรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือและบันทึกสัญญาณ

4.2 ผลสรุปขั้นตอนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากผลการทดสอบความเหนื่อยล้าและการลดความวิตกกังวลด้วยการทำสมาธิเราจึงสามารถสรุปออกมาเป็นขั้นตอนของการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ดังนี้

1) ทีมวิจัยจะต้องทำเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างขึ้นและทำความเข้าใจในรูปแบบของการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว

2) หากเป็นอิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาวสำเร็จรูป นั้นต้องทำความสะอาดผิวหน้าบริเวณแขนด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์ 75% เพื่อขจัดเซลล์ที่ตายแล้วออกไปและ ลดความต้านทานบริเวณที่ต้องการวัดสัญญาณ

3) ทีมวิจัยวางอิเล็กทรอนิกส์ที่เชื่อมกับอุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และจัดตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าให้ ถูกต้องซึ่งอธิบายวิธีการติดตั้งไว้แล้วในบทที่ 3

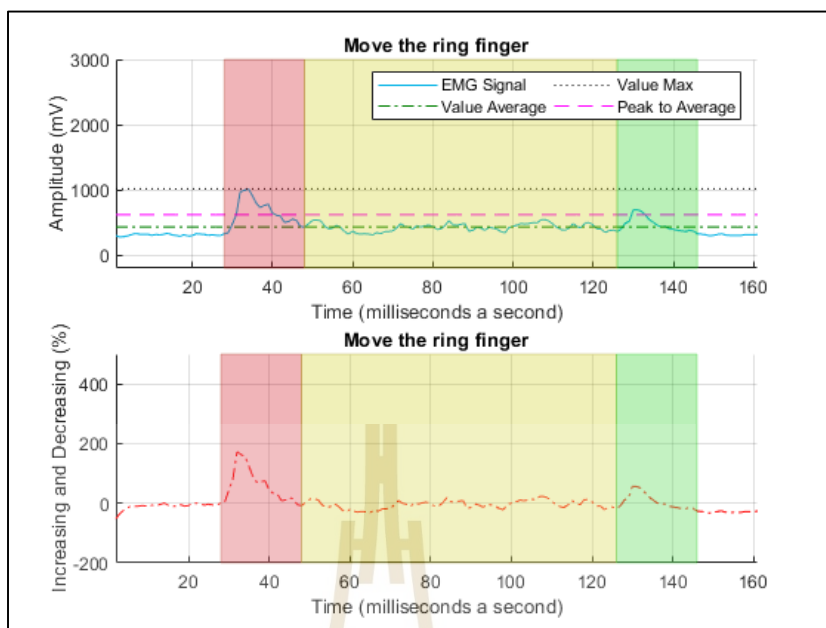
4) ก่อนเริ่มบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทีมวิจัยจะต้องไม่เคลื่อนไหวอวัยวะทุกส่วนเวลาระยะเวลาหนึ่ง เพื่อให้โปรแกรมทำงานตามเงื่อนไขเมื่อพร้อมแล้วจึงเริ่มบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

5) ทีมวิจัยจะต้องเคลื่อนไหวนิ้วมือทีละนิ้ว โดยแบบรูปการเคลื่อนไหวดังรูปที่ 4.1 โดยจะทำการเป็นรอบ รอบละ 10 ครั้ง และจะพักเป็นเวลาประมาณ 1-2 นาทีต่อรอบ ก่อนเริ่มบันทึกสัญญาณต่อ

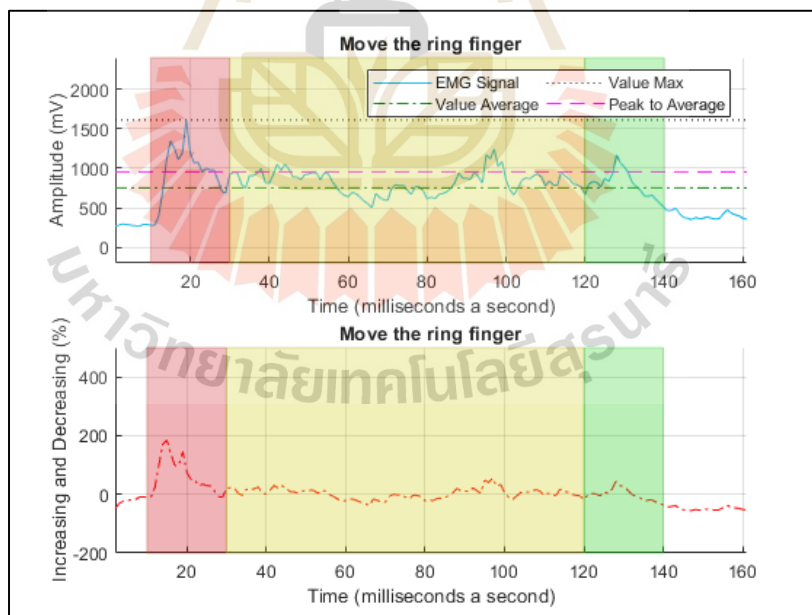
6) หากเป็นอิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาวสำเร็จรูป เมื่อบันทึกสัญญาณเสร็จแล้วจะต้องเปลี่ยนแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อเตรียมความพร้อมสำหรับการทดลองครั้งต่อไป

4.3 ผลการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน

ผลที่เก็บข้อมูลมาจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยเป็นอิเล็กทรอนิกส์แผ่นกาวสำเร็จรูป ซึ่งข้อมูลที่ได้นั้นเป็นข้อมูลที่มีการกรองมาโดยใช้การกรองแบบแก้ไขสัญญาณและบูรณาการ (Rectified & Integrated) เป็นการกรองมาจากตัวอุปกรณ์ที่เป็นเซนเซอร์ ซึ่งเป็นการวางอิเล็กทรอนิกส์ไว้บนกล้ามเนื้อส่วนปลายแขนทั้งหมด 5 ตำแหน่งและหาความเป็นได้ที่พบสัญญาณที่มาจากการเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้ว ได้ดี เมื่อเก็บบันทึกข้อมูลแล้วจึงนำมาพิจารณาบนคอมพิวเตอร์เพื่อออกแบบเทคนิคการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ วิธีการนั้นใช้วิธีการของการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน ซึ่งการสร้างเทคนิคการสร้างสูตรคำนวณเพื่อเพิ่มตัวแปรที่หลากหลายขึ้นช่วยในการจำแนกการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้ว นั้นเป็นการสร้างบนโปรแกรม Matlab และแสดงกราฟของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกมาในรูปแบบกราฟดังรูปที่ 4.2 เพื่อเปรียบสัญญาณที่ผ่านสูตรคำนวณออกมาและพัฒนาต่อเป็นการจำแนกสัญญาณได้



ก) ตำแหน่งที่ 1

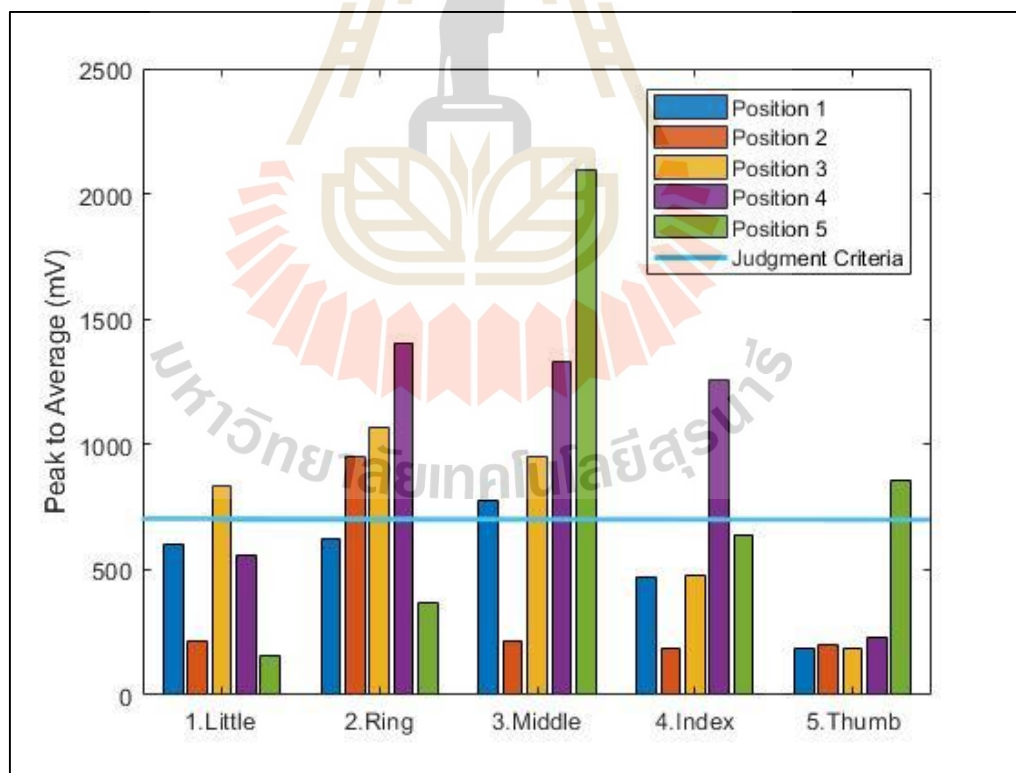


ข) ตำแหน่งที่ 2

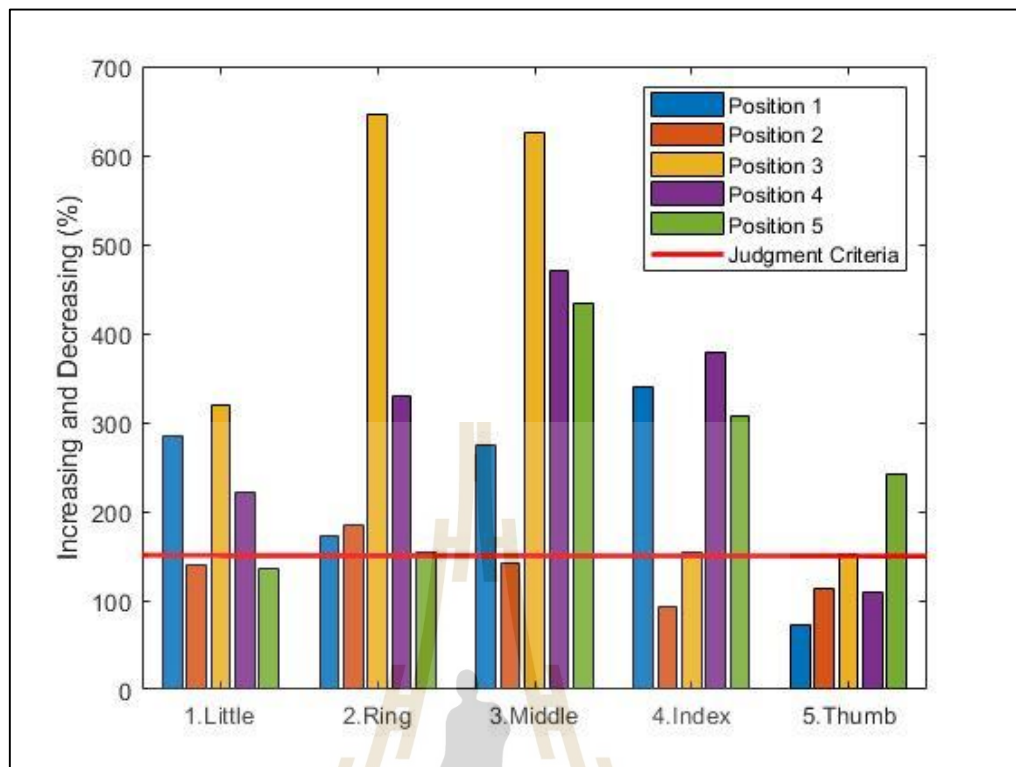
รูปที่ 4.2 ตัวอย่างสัญญาณการเคลื่อนไหวนิ้ววงระหว่างตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 2

จากนี้เป็นวิธีการจำแนกสัญญาณที่ผ่านสุทธำนวนออกมาแล้ว แต่ยังไม่มีการจำแนกสัญญาณออกมาในรูปแบบการเคลื่อนไหวแต่ละนิ้ว ดังนั้นผู้วิจัยจึงพัฒนาการจำแนกสัญญาณเพิ่มขึ้น มา โดยใช้ Peak to Average และ Increasing and Decreasing ดังรูปที่ 4.3 นำมาช่วยพิจารณาการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วโดยสร้างเกณฑ์การตัดสิน (Judgment criteria) เพื่อเป็นจุดในการช่วยตัดสินใจ ซึ่งเป็นการสร้างขึ้นมำทั้งสองตัวแปรของ Peak to Average และ Increasing and Decreasing โดยมีการกำหนดค่าที่แตกต่างกันมาจากการหาคำที่มำจากการทดลองพบความแตกต่างแต่ละนิ้วและจำแนกนิ้วแต่ละนิ้วได้ดี โดยให้เกณฑ์การตัดสิน เป็นค่า 700 สำหรับใช้งานกับ Peak to Average และค่า 300 สำหรับใช้งานกับ Increasing and Decreasing

เมื่อทำการกำหนดค่าของ Peak to Average และ Increasing and Decreasing แล้วจึงนำค่าสัญญาณที่มีการเคลื่อนไหวของนิ้วมือเป็นค่าจากรูปที่ 4.2 บริเวณพื้นที่สีแดงถึงค่าที่สูงของแต่ละคำนั้นมาแต่ละนิ้วมาแสดงดังรูปที่ 4.3 จากนั้นจะมีค่าที่มีความแตกต่างของแต่ละนิ้วมือ โดยสังเกตจากเส้นที่ตัดผ่านเกณฑ์การตัดสินของแต่ละนิ้วจากนั้นนำไปสร้างตารางที่ 4.1



ก) Peak to Average



ข) Increasing and Decreasing

รูปที่ 4.3 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณ EMG ทั้งหมดจากแต่ละนิ้วการเคลื่อนไหวเมื่อเทียบกับ 5 ตำแหน่ง

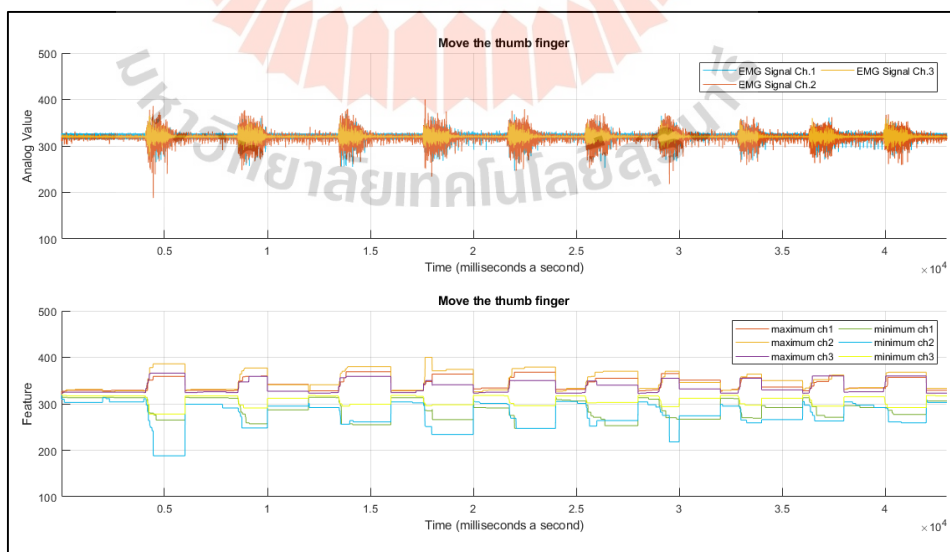
เมื่อทำการสร้างเกณฑ์การตัดสินใจ ทำให้สามารถจำแนกได้โดยการสร้างรูปแบบของการตัดผ่านเส้นของเกณฑ์การตัดสินใจ เพื่อสร้างรูปแบบที่เป็นลักษณะของการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วได้ โดยหากตัดผ่านค่าของเกณฑ์การตัดสินใจที่มีค่าสูงกว่า เกณฑ์การตัดสินใจให้เป็น “Yes” หากต่ำกว่าให้เป็น “No” ซึ่งทำให้ได้แบบแผน (Pattern) ออกมาดังตารางที่ 4.1 เป็นแบบแผนสรุปออกมาเป็นแต่ละจุดและแต่ละนิ้วได้ตั้งเกณฑ์การตัดสินใจโดยรวม (Overall Judging Criteria)

ตารางที่ 4.1 การวิเคราะห์การตอบสนองระหว่างตำแหน่งคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวของนิ้วทั้ง 5 นิ้ว

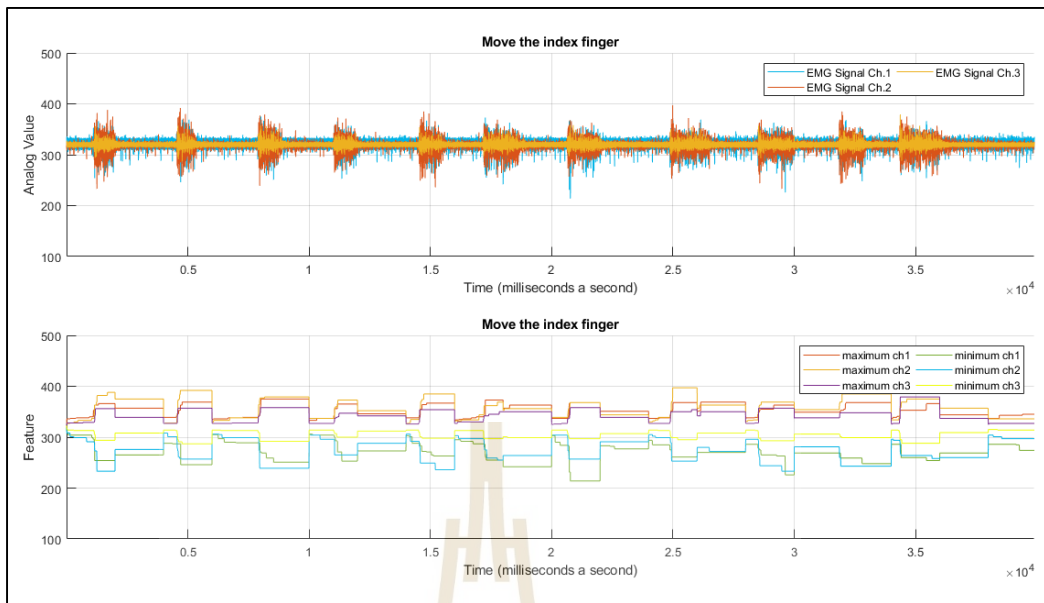
Data Type	Peak to Average					Increasing and Decreasing					Overall Judging Criteria				
	Little	Ring	Middle	Index	Thumb	Little	Ring	Middle	Index	Thumb	Little	Ring	Middle	Index	Thumb
Finger Movement															
Position 1	No	No	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	No	Yes	No	No
Position 2	No	Yes	No	No	No	No	Yes	No	No	No	No	Yes	No	No	No
Position 3	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No
Position 4	No	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	No
Position 5	No	No	Yes	No	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	No	Yes

4.4 ผลการสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ

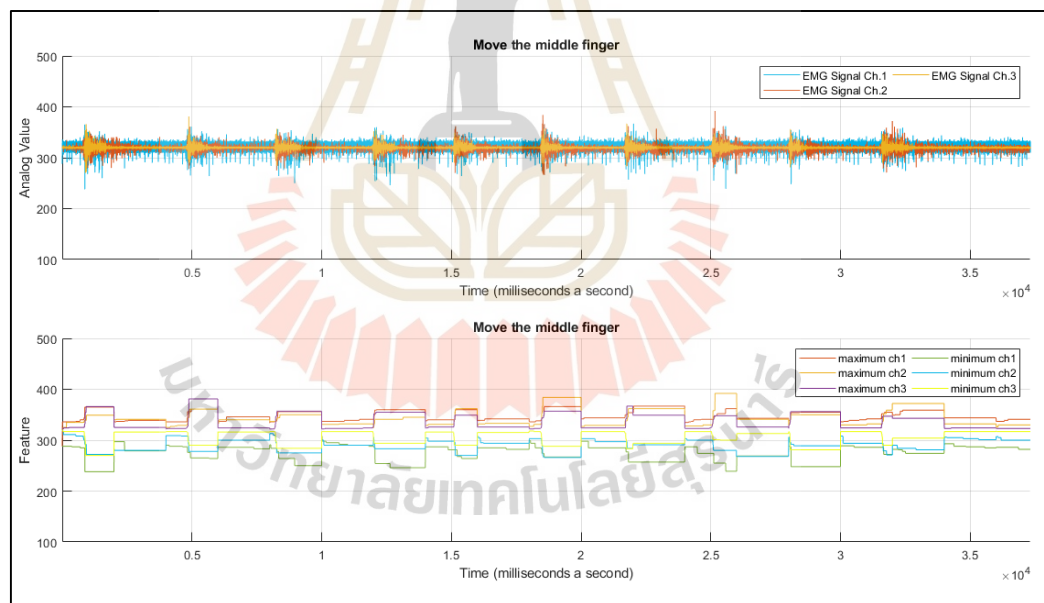
จากนี้เป็นแสดงให้เห็นถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นสัญญาณที่ผ่านบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์และเก็บบันทึกด้วยคอมพิวเตอร์ เป็นการบันทึกสัญญาณที่วิเคราะห์เบื้องต้น ดังรูปที่ 4.4 โดยมีการออกแบบแบบลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุที่เหมาะสมกับการนำไปใช้งานกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อความเร็วในการประมวลผล ซึ่งเหมาะสมกับการพัฒนาในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อเหมาะกับการใช้การเรียนรู้ของเครื่องมาช่วยจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ



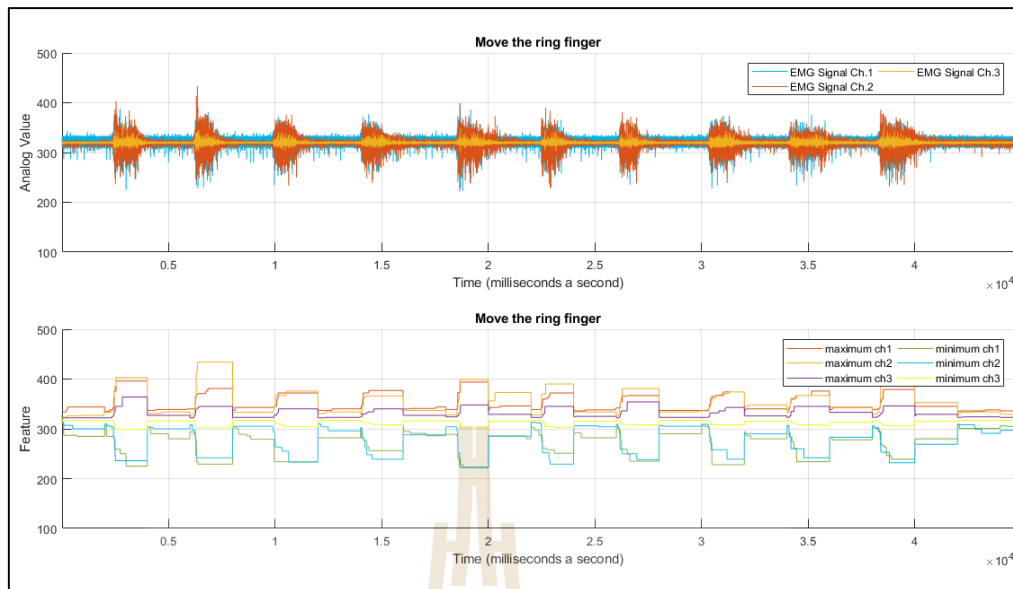
ก) นิ้วโป้ง



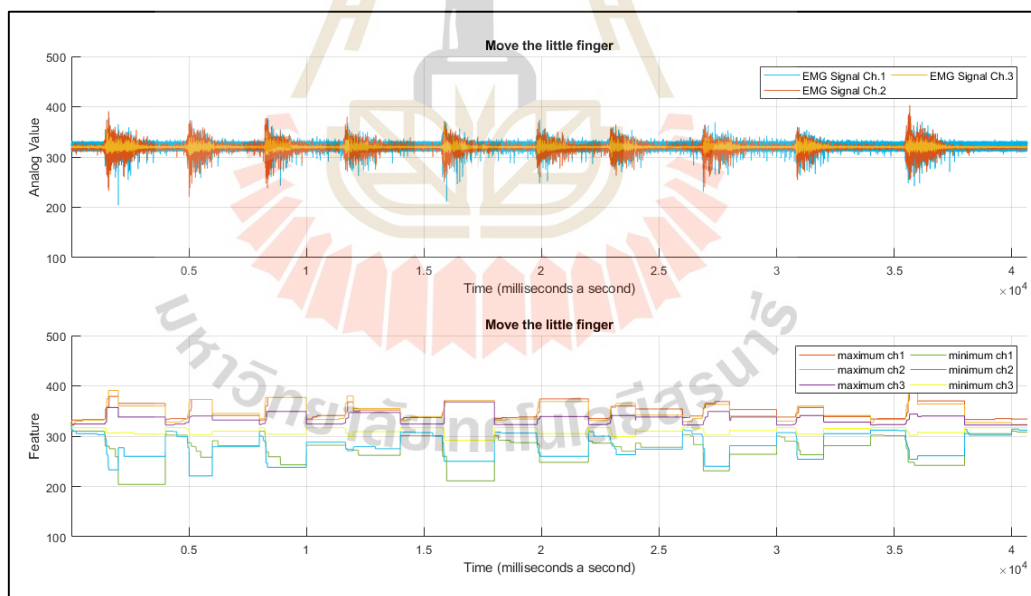
ข) นิ้วชี้



ค) นิ้วกลาง



ง) นิ้วนาง



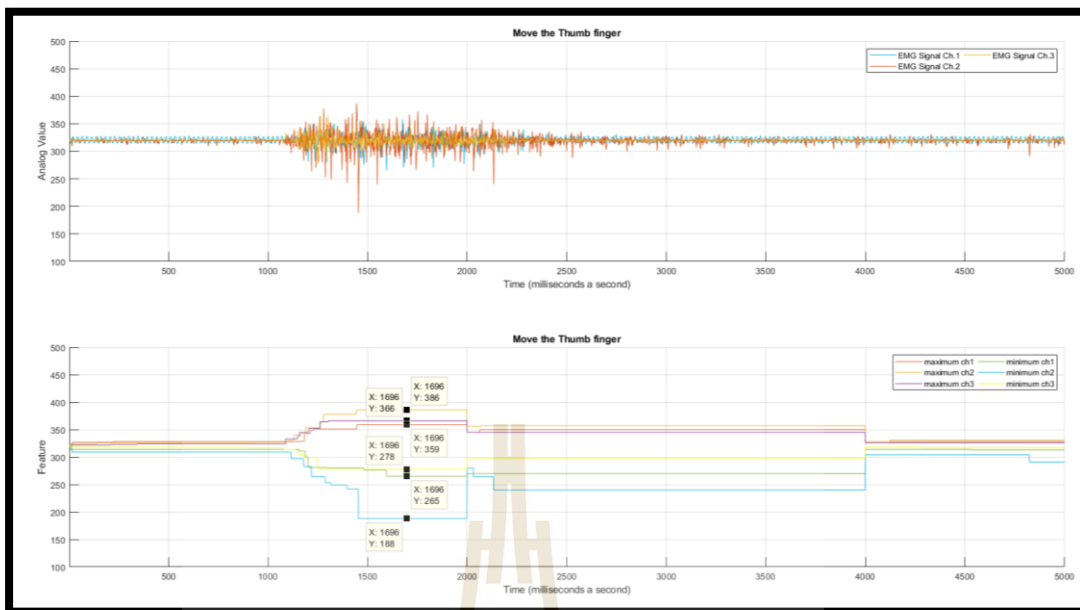
จ) นิ้วก้อย

รูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกิดจากการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้ว

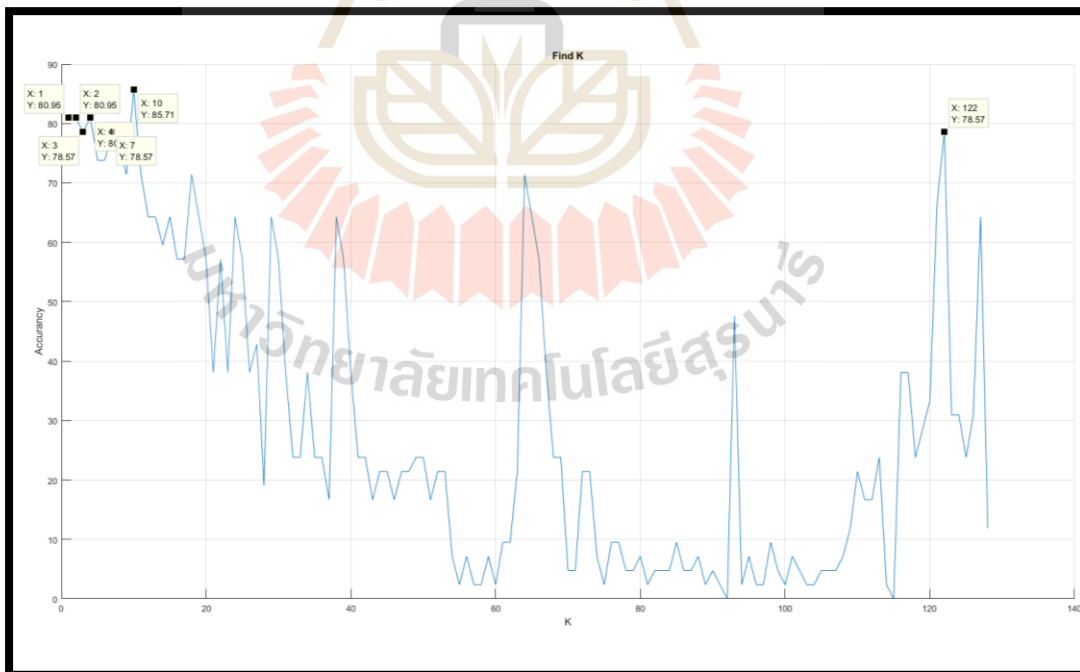
จากรูปที่ 4.4 แสดงให้เห็นถึงสัญญาณที่รับเข้าจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ถูกบันทึกไว้ เพื่อนำมาแสดงให้เห็นถึงสัญญาณที่รับเข้ามาก่อนที่จะถูกกรองด้วยลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ ลักษณะสัญญาณเป็นสัญญาณคิบจากกราฟบนของการเคลื่อนไหวนิ้วมือแต่ละนิ้วที่รับเข้าด้วยอิเล็กทรอนิกส์แผ่นโลหะ เมื่อสังเกตนั้นพบว่ายังคงไม่สามารถแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้เนื่องจากสัญญาณมีการสลับค่อนข้างถี่ เมื่อนำสัญญาณผ่านการวิเคราะห์ด้วยลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุเป็นกราฟล่างของแต่ละนิ้ว ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมด 3 ช่องสัญญาณ โดยแบ่งเป็นค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด หากทำการสังเกตคร่าวๆ พบว่าแต่ละช่องสัญญาณที่วางอิเล็กทรอนิกส์บนกล้ามเนื้อที่ปลายแขนมีความสัมพันธ์กันกับการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้ว นิ้วโป้งนั้นเห็นค่าที่สูงและค่าต่ำสุดทำให้พื้นที่แนวตั้งสูงขึ้น โดยที่สัญญาณช่องที่ 3 เป็นการวางอิเล็กทรอนิกส์บนกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis muscle นั้นมีที่กว้างอย่างเห็นได้ชัดกว่าการเคลื่อนไหวของนิ้วอื่น นิ้วชี้มีค่าที่สูงและต่ำกว่าสัญญาณที่ไม่มีการเคลื่อนไหวทำให้กราฟที่แสดงออกมามีพื้นที่กราฟสูงมากขึ้น โดยที่สัญญาณช่องที่ 2 และสัญญาณช่องที่ 3 เป็นการวางอิเล็กทรอนิกส์บนกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis muscle Extensor carpi ulnaris muscle และ Extensor digitorum muscle เป็นคู่ของทั้งสองช่องสัญญาณ นิ้วกลางมีค่าที่สูงและต่ำทำให้มีพื้นที่ได้กราฟแนวตั้งสูงขึ้น โดยที่สัญญาณช่องที่ 2 เห็นได้ชัดกว่าการเคลื่อนไหวของนิ้วอื่น นิ้ว无名มีค่าที่สูงและต่ำทำให้พื้นที่ได้กราฟแนวตั้งกว้างขึ้น โดยที่สัญญาณช่องที่ 1 เห็นได้ชัดกว่าการเคลื่อนไหวของนิ้วอื่น นิ้วก้อยมีค่าที่สูงและต่ำทำให้พื้นที่ได้กราฟแนวตั้งสูงขึ้น โดยที่สัญญาณช่องที่ 1 และ สัญญาณช่องที่ 2 เป็นคู่ของทั้งสองช่องสัญญาณจากการสังเกตคร่าวๆ นั้นยังคงพบสัญญาณบางสัญญาณที่ไม่เป็นไปดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น ดังนั้นจึงต้องมีการใช้ K-Nearest Neighbors เข้ามาช่วยในการจำแนกสัญญาณการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้ว

4.5 ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของ K-Nearest Neighbors

เมื่อข้อมูลที่ผ่านลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุยังคงมีขนาดของสัญญาณที่มีความใกล้เคียงกัน ทำให้ไม่สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวได้ ดังนั้นหากต้องการจำแนกสัญญาณการเคลื่อนไหวของนิ้วจึงต้องเข้ากระบวนการของการเรียนรู้ของเครื่อง เพื่อแก้ปัญหของสัญญาณที่มีความใกล้เคียงกัน ให้สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวได้ดีขึ้น ซึ่งการใช้การเรียนรู้ของเครื่อง นั้นต้องมีการสอนให้รู้จักถึงการเคลื่อนไหวในรูปแบบต่างๆ และลักษณะของสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วมือ ซึ่งวิธีการสอนเป็นนำข้อมูลของสัญญาณช่องทั้งสามช่องสัญญาณมาใช้โดยผ่านลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุทำให้ได้ข้อมูลออกมา 6 ตัวที่นำมาจำแนกสัญญาณการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยเป็นการเก็บค่าของตัวเลขออกมา ซึ่งเลือกเก็บข้อมูลในช่วงที่มีการเคลื่อนไหวของนิ้วแต่ละนิ้วดังรูปที่ 4.5 เพื่อนำไปใช้สอนของการเรียนรู้ของเครื่อง



รูปที่ 4.5 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลที่ผ่าน Feature เพื่อให้ได้ Data Set นำไป Training Machine leaning



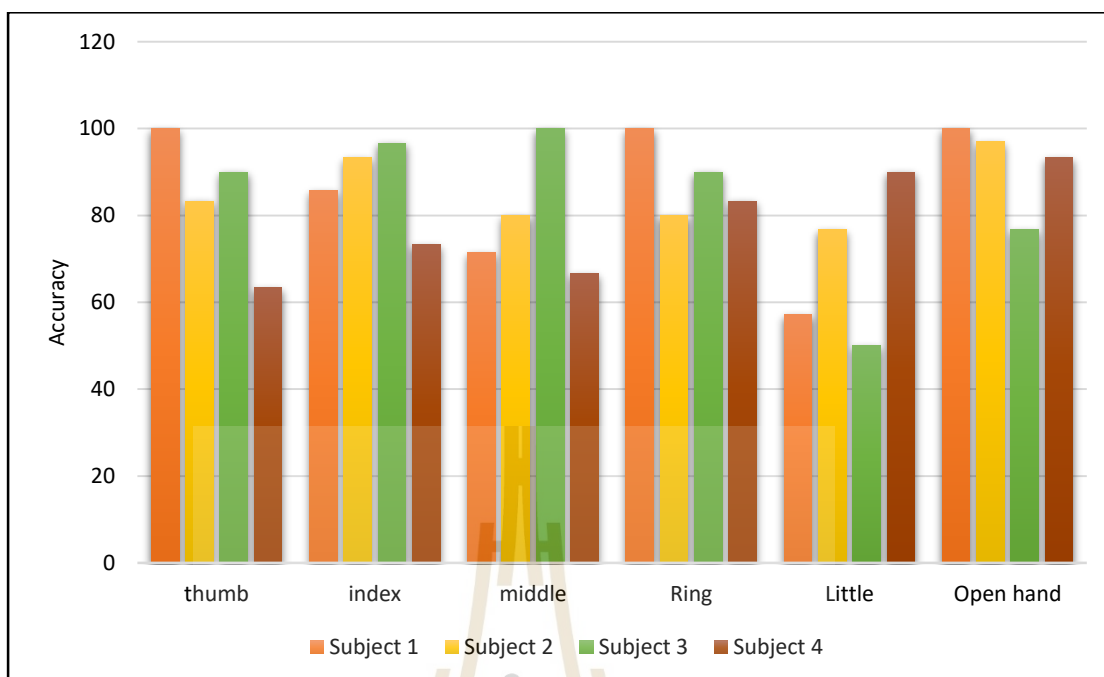
รูปที่ 4.6 การหาค่า K ที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้กับ K-Nearest Neighbors

การกำหนดค่า K นั้นต้องมีการคำนวณหาค่า K ที่เหมาะสมก่อนนำไปใช้งาน ซึ่งวิธีการหาค่า K นั้นเป็นการหาจากการทดสอบข้อมูลที่มีการฝึกหรือสอนไป และนำมาทดสอบกับข้อมูลที่ไม่มีการฝึกหรือสอนมาก่อน โดยนำข้อมูลนี้ไปทดสอบ เพื่อหาความถูกต้องให้มากที่สุดดังรูปที่ 4.6 ซึ่งทำให้ได้ K ที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้งานจริงมีค่า K ที่ให้ความถูกต้องดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดง K ที่มีความถูกต้องสูง

K	Accuracy
1	80.95
2	80.95
3	78.57
4	80.95
7	78.57
10	85.71
122	78.57

หลังจากที่ได้ผลการทดสอบจากการหาค่าที่ดีที่สุดโดยการกำหนดค่า K เป็น 10 รวมถึงตำแหน่งขั้วไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เหมาะสม เราจึงนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่การเคลื่อนไหวของนิ้วมือแต่ละนิ้วที่บันทึกได้จากขั้วไฟฟ้า กล้ามเนื้อ Palmaris longus muscle Flexor carpi ulnaris muscle Extensor carpi ulnaris muscle Extensor digitorum muscle และ Flexor carpi radialis muscle มาแยกองค์ประกอบของสัญญาณ และกระบวนการของการเรียนรู้ของเครื่องเข้ากระบวนการจำแนกการเคลื่อนไหวด้วยการจำแนกโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ผลทดสอบแสดงในรูปที่ 4.7 และได้ทำการสรุปออกมาในรูปแบบของการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วมื่อดังตารางที่ 4.3 ซึ่งให้ผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องโดยรวม 85.71%



รูปที่ 4.7 ผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง

ตารางที่ 4.3 สรุปผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง

Finger	Subject1	Subject2	Subject3	Subject4
thumb	100	83.33	90	63.33
index	85.71	93.33	96.67	73.33
middle	71.42	80	100	66.67
Ring	100	80	90	83.33
Little	57.14	76.67	50	90
open hand	100	96.97	76.67	93.33

จากตารางที่ 4.3 เป็นการแสดงผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผู้ทดลองแต่ละคน ซึ่งหากสังเกตดูในตารางมีบางนิ้วที่ให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ถือว่าต่ำ โดยมีเปอร์เซ็นต์ที่ต่ำกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ ได้แก่ ผู้ทดลองที่ 1 และ ผู้ทดลองที่ 3 เป็นการเคลื่อนไหวของนิ้วก้อย เนื่องจากนิ้วก้อยเป็นนิ้วที่ค่อนข้างมีกล้ามเนื้อที่ไม่ใหญ่มาก และเมื่อมีการเคลื่อนไหวนิ้วก้อยในระหว่างการเก็บบันทึกค่านั้น อาจมีการเคลื่อนไหวของนิ้วที่ใกล้เคียงกับนิ้วอื่นเช่น นิ้วนาง จึงทำให้นิ้วก้อยของผู้

ทดลองที่ 1 ผู้ทดลองที่ 2 และ ผู้ทดลองที่ 3 มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องต่ำ เมื่อเทียบกับทุกนิ้วของผู้ทดลองที่ 1 ผู้ทดลองที่ 2 และ ผู้ทดลองที่ 3 และผู้ทดลองที่ 4 มีนิ้วโป้ง และนิ้วกลางที่ต่ำกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ เช่นกัน เนื่องจากผู้ทดลองเป็นบุคคลที่มีน้ำหนักและส่วนสูงที่ไม่มาก จึงทำให้กล้ามเนื้อบริเวณปลายแขนมีขนาดค่อนข้างเล็ก ส่งผลให้การทำมีเปอร์เซ็นต์ที่ค่อนข้างต่ำ

4.6 สรุปท้ายบท

จากการที่ได้นำเสนอผลการทดสอบการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน เป็นการทดสอบใช้อัลกอริทึมโครงข่ายประสาทเทียมที่ผ่านการกรองจากอุปกรณ์ โดยบันทึกสัญญาณจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อนำมาวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและเป็นแนวทางการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดที่เหมาะสมโดยที่พบสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มาจากกล้ามเนื้อของนิ้วมือ และได้มีการสร้างการเก็บค่าตามจำนวนการสุ่มตัวอย่างและสร้างแบบแผน เพื่อแสดงให้เห็นตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรด นั้นสามารถจำแนกสัญญาณได้ และได้ใช้อัลกอริทึมโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยอิงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดจากอัลกอริทึมโครงข่ายประสาทเทียมที่ได้ลดตำแหน่งในการวางอิเล็กโทรดโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อให้เหมาะสมกับการนำไปใช้งานจริง โดยใช้วิธีการจำแนกสัญญาณคือ การสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการวิเคราะห์สัญญาณก่อนจะจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือออกมา โดยใช้ K-Nearest Neighbors ผลที่ได้พบว่ารูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วโป้ง และนิ้วชี้ นั้นมีความโดดเด่นชัดเจนมากที่สุด ในขณะที่รูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วชี้ กลาง และก้อย สามารถจำแนกได้ถูกต้องเป็นบางกรณี ซึ่งการพัฒนานี้เป็นการพัฒนาการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อนำไปใช้งานจริงในอนาคต ผลที่ได้จากที่รูปที่ 3.14 วางอิเล็กโทรดโครงข่ายประสาทเทียมบนผิวหนังพบว่าตำแหน่งอิเล็กโทรดบริเวณกล้ามเนื้อ *Palmaris longus* *Flexor carpi ulnaris* *Extensor carpi ulnaris* *Extensor digitorum* และ *Flexor carpi radialis* เป็นตำแหน่งที่มีสัญญาณรบกวนจากร่างกายน้อยที่สุดเหมาะสำหรับการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้และการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการบันทึกสัญญาณด้วยการเคลื่อนไหวนิ้วมือของแต่ละนิ้วมาแยกองค์ประกอบดังตารางที่ 4.3 ผลที่ได้พบว่ามีความสัมพันธ์กันของกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขนใน 3 กระบวนการคือ การรับรู้ข้อมูล การจัดเก็บและจัดเรียงข้อมูล และนำข้อมูลไปใช้งาน

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 สรุปผลงานวิจัย

ในปัจจุบันเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าในเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ ได้ถูกนำมาใช้ในทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย เพื่อใช้ในการวินิจฉัยและพยากรณ์พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นในเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ โดยการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าสามารถนำมาพัฒนาทางด้าน การตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายและสามารถสร้างอุปกรณ์ทดแทนอวัยวะที่เลียนแบบการเคลื่อนไหวมนุษย์ได้ ซึ่งหลักให้อวัยวะเทียมสามารถเลียนแบบการเคลื่อนไหวของร่างกายนั้นมาจากการตรวจสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้าบนตัวมนุษย์ที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายในส่วนที่ต้องการตรวจจับการเคลื่อนไหว ซึ่งการเลียนแบบการเคลื่อนไหวเป็นสิ่งสำคัญต่อผู้พิการทางเคลื่อนไหว โดยเป็นบุคคลที่มีข้อจำกัดในการปฏิบัติกิจกรรมในการใช้ชีวิตประจำวันหรือการเข้าไปมีส่วนร่วมในกิจกรรมทางสังคม ซึ่งเป็นผลมาจากการมีความบกพร่องหรือการสูญเสียอวัยวะในการเคลื่อนไหว ได้แก่ มือ เท้า แขน ขา อาจมาจากสาเหตุอัมพาต แขน ขา อ่อนแรง แขนขาขาด หรือภาวะเจ็บป่วยเรื้อรังจนมีผลกระทบต่อการทำงานมือ เท้า แขน ขา จากสาเหตุทำให้ผู้พิการมีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวซึ่งเป็นอุปสรรคสำคัญในการใช้ชีวิตประจำวันโดยที่มีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกันในแต่ละบุคคลตัวอย่างเช่น 1) เคลื่อนไหวไม่ได้ 2) เคลื่อนไหวช้า 3) เคลื่อนไหวลำบาก ซึ่งทำให้ผู้พิการมีความต้องการอุปกรณ์ และเครื่องช่วยในการเคลื่อนไหว ถึงแม้ว่าผู้พิการเหล่านี้จะมีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวแต่สมองยังสามารถทำงานได้เป็นปกติ ซึ่งส่งการผ่านเส้นประสาทเพื่อสั่งการกล้ามเนื้อบริเวณส่วนที่เหลือได้ ดังนั้นงานวิจัยที่นำเสนอนี้ จึงมุ่งเน้นการศึกษาและพัฒนาเทคนิคการตรวจจับการเคลื่อนไหวของนิ้วบนพื้นฐานของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายตำแหน่ง ซึ่งเป็นการตรวจการเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้งหมด 5 นิ้วและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของแต่ละการเคลื่อนไหวของแต่ละนิ้วมือ โดยนำข้อมูลที่ได้เก็บบันทึกนั้นมาวิเคราะห์และสร้างการจำแนกการเคลื่อนไหวนิ้วมือโดยใช้อุปกรณ์ในการจำแนกการเคลื่อนไหวคือ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อเป็นแนวทางการจำแนกการเคลื่อนไหวได้และการนำไปใช้ประโยชน์ในชีวิตประจำวันได้

การพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์คุณลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้ดีขึ้น ใช้เทคนิคหลากหลายมากขึ้น และนำเอาผลการทดลองที่ได้มาประยุกต์ใช้เพื่อพัฒนาการสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการเคลื่อนไหวในรูปแบบการเคลื่อนไหวนิ้วมือโดยไม่มีการเคลื่อนไหวแขนหรือขา และการเคลื่อนไหวส่วนอื่นของร่างกายใช้คลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนมนุษย์ ซึ่งการวิจัยนี้จะใช้ระเบียบวิธีวิจัยเชิงทดลองแบบการทดลองเบื้องต้น โดยมีขั้นตอนในการดำเนินการคือ อุปกรณ์ที่ใช้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยการทำงานร่วมกันระหว่างสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ และพัฒนาการเรียนรู้ของเครื่อง เป็นการทำงานบนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ผลที่ได้พบว่ารูปแบบการเคลื่อนไหวของนิ้วนาง นิ้วโป้ง และแบมือ นั้นมีความโดดเด่นชัดเจนมากที่สุด ผลที่ได้พบว่าตำแหน่งอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ *Palmaris longus* *Flexor carpi ulnaris* *Extensor carpi ulnaris* *Extensor digitorum* และ *Flexor carpi radialis* เป็นตำแหน่งกล้ามเนื้อที่มีสัญญาณรบกวนจากภายนอกน้อยที่สุด เหมาะสำหรับการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้และการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการบันทึกสัญญาณด้วยการเคลื่อนไหวนิ้วมือของแต่ละนิ้วมาแยกองค์ประกอบ ผลที่ได้พบว่ามีความสัมพันธ์กันของกล้ามเนื้อบริเวณปลายแขนเมื่อทำการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือทั้ง 5 นิ้วแต่ละนิ้วผลที่ได้จากทิมวิจัยที่ 1 คือ นิ้วโป้งมีความถูกต้อง 100% นิ้วชี้มีความถูกต้อง 85.71% นิ้วกลางมีความถูกต้อง 71.42% นิ้วนางมีความถูกต้อง 100% นิ้วก้อยมีความถูกต้อง 57.14% แบมือมีความถูกต้อง 100% มีความถูกต้องโดยรวม 85.71%

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

การออกแบบเทคนิคตรวจจับการเคลื่อนไหวของนิ้วบนพื้นฐานของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายตำแหน่งนั้นจะต้องทราบถึงข้อจำกัดของอุปกรณ์ และค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ส่งผลกระทบต่อค่าความถูกต้องของการจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ ตลอดจนต้องมีความรู้พื้นฐานในด้านการวิจัยดำเนินงาน วิธีการโปรแกรมสร้างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ และพัฒนาการเรียนรู้ของเครื่อง และปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อขนาดของปัญหา เช่น จำนวนจุดทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขนาดของเซนเซอร์ ตำแหน่งที่ติดตั้งเซนเซอร์ ความสามารถในการประมวลผลของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ รวมถึงตัวแปรอินพุต อาจต้องเปลี่ยนชนิดของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ รวมถึงพัฒนาลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ และพัฒนาการเรียนรู้ของเครื่องอื่นๆ ในการหาคำตอบที่ใกล้เคียงกับคำตอบที่ดีที่สุด เพื่อให้สามารถหาคำตอบได้ภายในระยะเวลาที่จำกัด

5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอเทคนิคการกำหนดตำแหน่งในการติดตั้งเซนเซอร์และการรับค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ โดยใช้การทำงานร่วมกันระหว่างลักษณะเฉพาะตัวของวัตถุ และพัฒนาการเรียนรู้ของเครื่อง ซึ่งเป็นการหาคำตอบที่ใกล้เคียงคำตอบที่ดีที่สุด ดังนั้นสำหรับแนวทางในการพัฒนาในอนาคต สามารถเลือกใช้วิธีการค้นหาคำตอบชนิดอื่นที่มีประสิทธิภาพมากกว่า อาทิเช่น ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine) โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neuron Network) โครงข่ายประสาทแบบคอนโวลูชัน (Convolutional Neural Network) เป็นต้น หรือ สามารถพิจารณาถึงปัจจัยอื่นที่ส่งผลกับคุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น สัญญาณการเคลื่อนไหวจากกล้ามเนื้อส่วนอื่น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ได้มาจากตัวมนุษย์ ชนิดของเซนเซอร์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นต้น โดยผู้ออกแบบสามารถเลือกทำการเปลี่ยนฟังก์ชันวัตถุประสงค์เป็นการหาค่าพารามิเตอร์อื่นที่เหมาะสมได้ เช่น Simple Square Integral (SSI) Variance (VAR) Waveform Length (WL) Zero Crossing (ZC) หรือใช้หลักการพิจารณาสัญญาณบนแกนความถี่ และ หลักการพิจารณาสัญญาณบนทั้งแกนเวลาและความถี่

รายการอ้างอิง

- Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G. (2005, June). An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. (pp. 371-374). IEEE.
- Al-Timemy, A. H., Bugmann, G., Escudero, J., & Outram, N. (2013). Classification of finger movements for the dexterous hand prosthesis control with surface electromyography. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 17(3), 608-618.
- Tenore, F. V., Ramos, A., Fahmy, A., Acharya, S., Etienne-Cummings, R., & Thakor, N. V. (2008). Decoding of individuated finger movements using surface electromyography. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 56(5), 1427-1434.
- Smith, R. J., Tenore, F., Huberdeau, D., Etienne-Cummings, R., & Thakor, N. V. (2008, August). Continuous decoding of finger position from surface EMG signals for the control of powered prostheses. In 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 197-200). IEEE.
- Haris, M., Chakraborty, P., & Rao, B. V. (2015, November). EMG signal based finger movement recognition for prosthetic hand control. In 2015 Communication, Control and Intelligent Systems (CCIS) (pp. 194-198). IEEE.
- Kaufmann, P., Englehart, K., & Platzner, M. (2010, August). Fluctuating EMG signals: Investigating long-term effects of pattern matching algorithms. In 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology (pp. 6357-6360). IEEE.
- Tsenov, G., Zeghib, A. H., Palis, F., Shoylev, N., & Mladenov, V. (2006, September). Neural networks for online classification of hand and finger movements using surface EMG signals. In 2006 8th Seminar on Neural Network Applications in Electrical Engineering (pp. 167-171). IEEE.

- Naik, G. R., & Nguyen, H. T. (2014). Nonnegative matrix factorization for the identification of EMG finger movements: Evaluation using matrix analysis. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(2), 478-485.
- Kadhim, A. S. N., Abdul-Sattar, M. M., & Falah, H. S. (2017). Surface Electromyography Signal Collecting Strategy for Artificial Hand Controlling Purposes. *European Journal of Engineering Research and Science*, 2(10), 21-25.
- Khushaba, R. N., Kodagoda, S., Takruri, M., & Dissanayake, G. (2012). Toward improved control of prosthetic fingers using surface electromyogram (EMG) signals. *Expert Systems with Applications*, 39(12), 10731-10738.
- Niedermeyer E.; da Silva F.L. (2004) . *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-5126-1.
- N. Hamilton, W. Weimar, and K. Luttgens, *Kinesiology*. (2012). Scientific basis of human motion. New York, NY: McGraw-Hill.
- P. Konrad. (2005) *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*.
- R. Baker and A. Shortland. (2013). *Electromyography*. in *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*, R. Baker, Ed. London: Mac Keith Press, pp. 71–87.
- M. Z. Jamal. (2012). *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis*. in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis — A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech.
- Gray, Henry; Carter, H.V (1859), *Anatomy, descriptive and surgical*, Philadelphia: Blanchard and Lea, retrieved 16 October 2011(Per National Library of Medicine holdings).
- C. J. De Luca. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*.
- WebMD. (2009). "forearm". *Webster's New World Medical Dictionary* (3rd ed.). Houghton Mifflin Harcourt. p. 166.

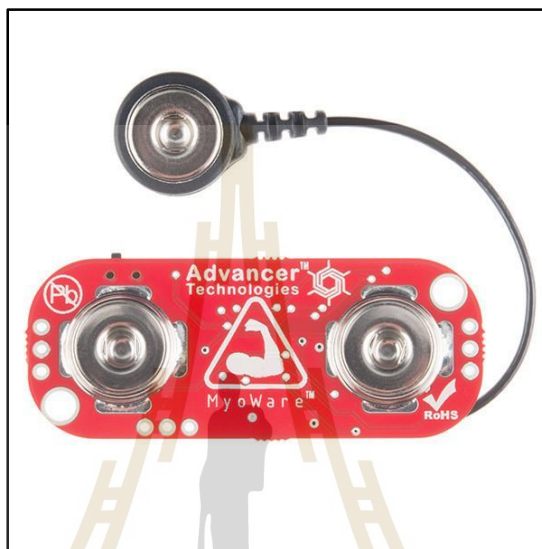


ภาคผนวก ก

อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ก.1 เซนเซอร์ตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

เซนเซอร์ที่มีอิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป ซึ่งมีสแนป (Snap) เพื่อให้สามารถเปลี่ยนอิเล็กโทรดให้สะดวกขึ้น ใช้ในการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างทีมวิจัย



รูปที่ ก.1 เซนเซอร์ตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MyoWare Muscle Sensor

คุณสมบัติ

- (1) Single supply MyoWare ไม่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟ +/- แรงดันไฟฟ้า! ซึ่งสามารถเสียบโดยตรงกับ 3.3V ผ่านบอร์ดพัฒนา 5V
- (2) Embedded Electrode Connector มีอิเล็กโทรดโดยตรงไปยัง MyoWare กำจัดสายเคเบิลที่น่ารำคาญเหล่านั้น
- (3) RAW EMG Output MyoWare มีรูปแบบคลื่น คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG (Electromyography) แบบดิบ(RAW)
- (4) Polarity Protected Power Pins การเพิ่มการป้องกันบางอย่างดังนั้นชิปเซ็นเซอร์จะไม่ไหม้เมื่อไฟเชื่อมต่อโดยไม่ตั้งใจไปข้างหลัง
- (5) ON/OFF Switch เพื่อป้องกันความเสียหายของบอร์ดมีสวิตช์เปิดปิดเพื่อให้สามารถทดสอบการเชื่อมต่อพลังงานได้ง่ายขึ้น

(6) LED Indicators ไฟ LED บนบอร์ดสองดวงเพื่อแจ้งให้ทราบเมื่อพลังงานของ MyoWare เปิดอยู่และไฟอีกดวงหนึ่งจะสว่างขึ้นเมื่อก้ามเนื้อเกิด ใ้คงงอ

อิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูปเป็นส่วนหนึ่งของเซนส์รุ่น MyoWare Muscle Sensor ช่วยในการยึดติดผิวหนังที่มวิจัยกับอิเล็กโทรด



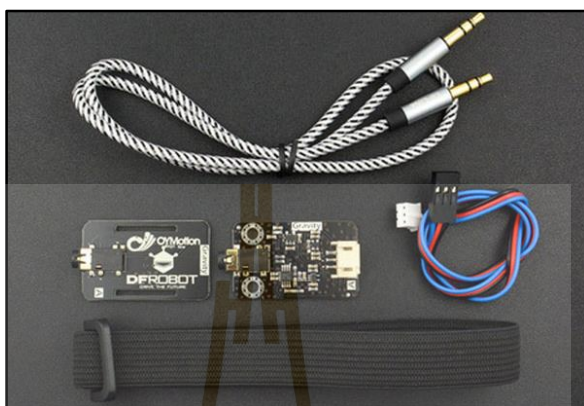
รูปที่ ก.2 อิเล็กโทรดชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

คุณสมบัติ

- (1) วัสดุรองฐาน โฟมช่วยป้องกันเซ็นเซอร์และเจลจากการผ่าตัดและน้ำยาทำความสะอาด
- (2) มีการบันทึกคุณภาพสูงอย่างต่อเนื่องเพื่อการตรวจสอบในระยะยาวโดยมีปฏิกิริยาทางผิวหนังน้อยที่สุด
- (3) เซ็นเซอร์ทั้งหมดมีเกลือ Ag / AgCl คุณภาพสูง

ก.2 เซนเซอร์ตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดแผ่นโลหะ

เซนเซอร์ที่มีอิเล็กโทรดชนิดแผ่นโลหะ ซึ่งมีการแบ่งอิเล็กโทรดกับเซนเซอร์ใช้ในการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างทิมวิชัย



รูปที่ ก.3 เซนเซอร์ตรวจจับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่น OYMotion

คุณสมบัติเซนเซอร์

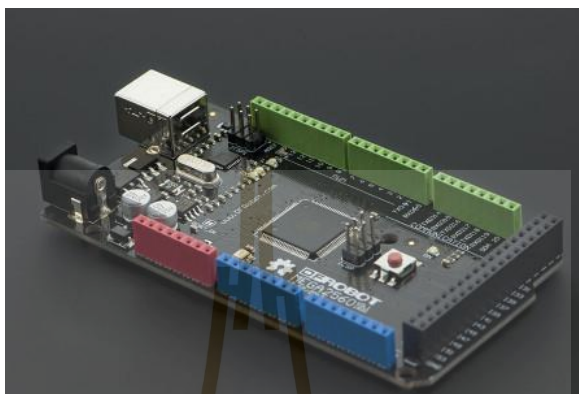
- (1) Supply Voltage: +3.3V ~ 5.5V
- (2) Operating Voltage: +3.0V
- (3) Detection Range: +/-1.5mV
- (4) Electrode Connector: PJ-342
- (5) Module Connector: PH2.0-3P
- (6) Output Voltage: 0 ~ 3.0V
- (7) Operating Temperature: 0 ~ 50°C
- (8) Size: 22mm*35mm (0.87inch*1.38inch)

คุณสมบัติอิเล็กโทรด

- (1) Electrode Connector: PJ-342
- (2) Wire Length: 50cm(19.69inch)
- (3) Plate Size: 22 * 35 mm(0.87inch*1.38inch)

ก.3 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

บอร์ดที่ใช้ในการประมวลผลโดยรับค่าจากเซนเซอร์เป็นค่าจำนวนจริง มาเป็นการคำนวณบนบอร์ดและจำแนกการเคลื่อนไหวของนิ้วแต่ละนิ้ว



รูปที่ ก.4 DFRobot Mega 2560

คุณสมบัติบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

- 1) Microcontroller : ATmega2560
- 2) Working voltage : 5V
- 3) CPU Frequency : 16MHz
- 4) TIO ports / PWM : 20 / 7
- 5) Analog inputs : 16
- 6) UART : 4
- 7) I2C : 2
- 8) SPI : 1
- 9) Interrupt pins : 2
- 10) EEPROM[KB] : 4
- 11) Flash[KB] : 256
- 12) SRAM[KB] : 8
- 13) V_{in} : 7-12V

ภาคผนวก ข

บทความทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา



รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Apiwat Junlasat., Tanatawan Kamolklang, Peerapong Uthansakul and Monthippa Uthansakul (2019, October). Finger Movement Detection Based on Multiple EMG Positions. In 2019 11th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE) (pp. 1-4). IEEE.

Tanatawan Kamolklang., Apiwat Junlasat. and Monthippa Uthansakul. (2019, October). NB-IoT System Performance Enhancement using Directional Antenna. In 2019 11th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE) (pp. 1-6). IEEE.



Finger Movement Detection Based on Multiple EMG Positions

Apiwat Junlasat
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of
Technology
Muang, NakhonRatchasima,
Thailand 30000
email: m6110574@g.sut.ac.th

Tanatawan Kamolklang
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of
Technology
Muang, NakhonRatchasima,
Thailand 30000
email: m6110536@g.sut.ac.th

Peerapong Uthansakul
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of
Technology
Muang, NakhonRatchasima,
Thailand 30000
email: uthansakul@sut.ac.th

Monthippa Uthansakul
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of
Technology
Muang, NakhonRatchasima,
Thailand 30000
email: mtp@sut.ac.th

Abstract— The use of ElectroMyoGraphy (EMG) has been widely applied to many applications. To further develop more sophisticated applications, the more advanced techniques of EMG detections have to be studied. So far there are a few works to study the detection of finger movements using EMG. However, they cannot provide the exact solution of finger detection using only one EMG position. Therefore, this paper presents the finger movement detection based on multiple EMG positions. The investigation is carried out by using Myoware muscle sensors to record EMG signals. The measured EMG signals are captured and processed in a low computational processing unit. The results indicate the successful finding of finger movement detection based on multiple EMG positions.

Keywords—EMG, Finger Movement, Detection

I. INTRODUCTION

So far, ElectroMyoGraphy (EMG) has been widely used in engineering field as it can represent the response of muscle movement [1]. The signal strength of EMG signal can be measured by electrodes, which varies according to the position of muscle and movement. The EMG signal amplitude is in the range of $\pm 500\text{mV}$. Also, from literatures, the utilized frequency is from 6 to 500 Hz but the most effective one can be found between 20 to 150 Hz [2-3]. The work presented in [4] has indicated that the EMG signal is relatively sensitive to the muscle movement. So, the volunteers have to be relax their bodies before performing the signal recording in order to get the accurate EMG signal and also to avoid the interference from adjacent muscle. So far, Myoware Muscle Sensor has been used to record EMG signal. Then, the recorded signal is passed to the processing boards for performing some computational methods. The work presented in [5] has used Arduino employing Support Vector Machine (SVM) to monitor the muscle movement and also utilized Multi-Input and Multi-Output Nonlinear ARX model (MISO-NARX model) to analyze the angle of movement. From literatures, all detections of finger movement have been studied based on the one position of EMG sensor. This cannot provide the exact solution to detect each finger movement. For near future application, the use of finger movement detection will become more interesting to apply on bionic devices. Hence, the new finding on finger movement is still on focus.

In this paper, the EMG signal strengths measured with many positions have been studied according to each finger movement. Also, an algorithm with low signal processing is

proposed to decrease the burden and cost of processing boards. The experimental setup is described in next section which is followed by the section of results and discussion. Then, the conclusion of this paper is given in Section IV.

II. EXPERIMENTAL SETUP

A. Measurement Method

For this research work, a volunteer (male, 23 years old, 175 cm in height, 56 kg in weight) who does not have any problem involving the muscle and nerve in superficial flexors of the forearm. While performing the signal record, the volunteer has to relaxingly sit on insulated chair as there is no metal or conductor on the chair to avoid some error during the measurement.

EMG/ECG Foam Solid Gel Electrodes are safely used to stick the electrodes with the volunteer's arm. The 3 electrodes are connected to MyoWare Muscle Sensor to measure voltages from muscles when they stretch and shrink, as shown in Fig. 1. Note that these voltages represent the EMG signal strength.

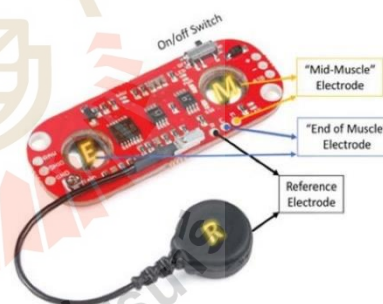


Fig.1-MyoWare Muscle Sensor [6].

The MyoWare Muscle Sensor consists of Mid-Muscle Electrode and End of Muscle Electrode which are places at the position providing the highest voltage. Moreover, the Reference Electrode is used to refer the normal level of voltage from the volunteer.

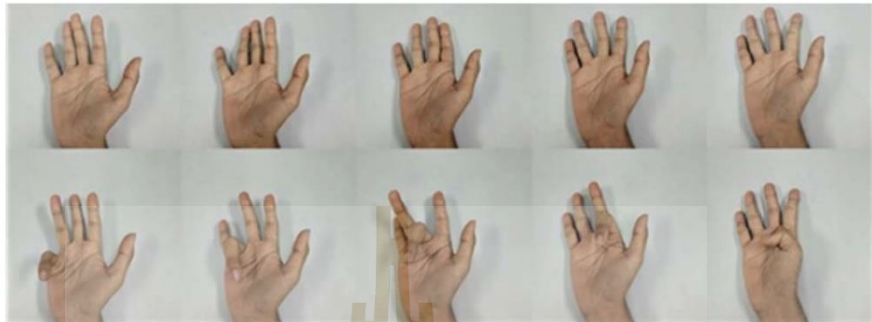


Fig.3: Finger movement pattern.

The received EMG signal from MyoWare Muscle Sensor is passed to Arduino UNO via Jumper. Arduino UNO needs DC 3.3V supply from MyoWare Muscle Sensor and receives EMG signal from 'SIG' port at MyoWare Muscle Sensor as shown in Fig. 2. The received EMG signal is possibly valued between 0-675 which needs the (1) to convert to readable amplitude as follows.

$$Amplitude(V) = \frac{Values}{675} \times 3.3 \quad (1)$$

B. Finger Movement Pattern

This research work focuses on individual finger which separately stretches and shrinks in every 1-2 seconds. The finger movement pattern is shown in Fig 3. All EMG signals will be recorded. Then, the off-line processing will be performed afterwards. Fig. 4 shows the position, called Metacarpophalangeal joint, which is focuses on this research work. This joint is between metacarpal and phalanges which has a main function for picking up things.



Fig. 4. The area of finger movement study [7].

The positions for attaching the electrodes have been selects for 5 position on superficial flexors of the forearm as shown in

Fig. 5. Actually, there are more than 100 positions that were studied in this work but only 5 positions present the best combination for finger movement detection.

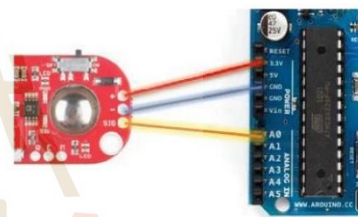


Fig. 2. MyoWare Muscle Sensor connected to Arduino UNO.

C. EMG Recording

Software named as Processing 3.4 is used to record EMG signal given from MyoWare Muscle Sensor and Arduino UNO. The recorded data contains date/month/year, EMG signal strength and the EMG signal number. Fig.6 shows the photograph of an example of measurement using MyoWare Muscle Sensor.

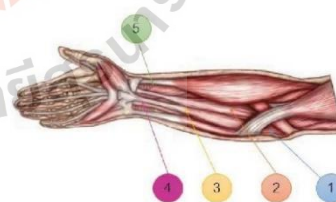


Fig. 5. Selected 5 positions for attaching EMG sensors.

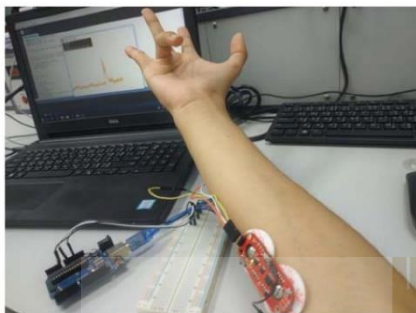


Fig 6-photograph of an example of measurement using MyoWare Muscle Sensor.

III. RESULTS AND DISCUSSIONS

MATLAB programming is used to evaluate the recorded data (EMG signals) showing the max value and average value between 1 – 160 milliseconds. The average value can be calculated using (2) as follows.

$$\text{Average Value} = \frac{\sum_{t=1}^{60} \text{EMG signal}_t}{t} \quad (2)$$

Considering the change between max value and average value obviously indicates that the movement of fingers. This change can be calculated using (3) as follows.

$$\text{Peak to Average} = \text{Max Value} - \text{Average Value} \quad (3)$$

Also, the change of EMG signal with respect to average value can be shown as it is creasing or decreasing using (4).

$$\text{Increasing and Decreasing} = \frac{\text{Emg Signal} - \text{Value Average}}{\text{Value Average}} \times 100 \quad (4)$$

Fig. 7 shows the example results after all calculation with those above 4 equations for the use of moving a ring finger when EMG sensors are placed at position 1 and 2. It can be seen that in the first interval (10-30 ms) the signal amplitude is suddenly high. This is because the ring finger is moving. However, in the second interval (30-120 ms) the signal amplitude is low but not stable. For the last interval (120-140 ms), the signal amplitude is temporarily a bit high and then suddenly lower than the case of the second interval. This occurs when the volunteer unfurl the finger.

When comparing between Position 1 and 2, the amplitude of EMG signal at Position 1 is much lower than Position 2. Then,

it can be seen that both signals are different in level. In order to make a fair judgement, then the use of Increasing and Decreasing percentage is applied. After a whole measurement, it has to be noted that the threshold for detecting should address on the judgment criteria including with the peak to average level at more than 700 mV and the level of Increasing and Decreasing more than 150 %.

After the judging criteria has been given for peak to average and Increasing/ Decreasing, the comparison between all EMG signals from each finger movement versus 5 positions is illustrated as shown in Fig. 8. It is simply implied that the detection is occurred if the signal is higher than criteria for both parameters. From the results in Fig. 8, there are some data which can pass the Judging Criteria (straight line). The overall results are shown in Table 1. In this table, 'Yes' means that Peak to Average and Increasing/Decreasing are both Yes. On the other hands, 'No' means that Peak to Average or Increasing/Decreasing is both No.

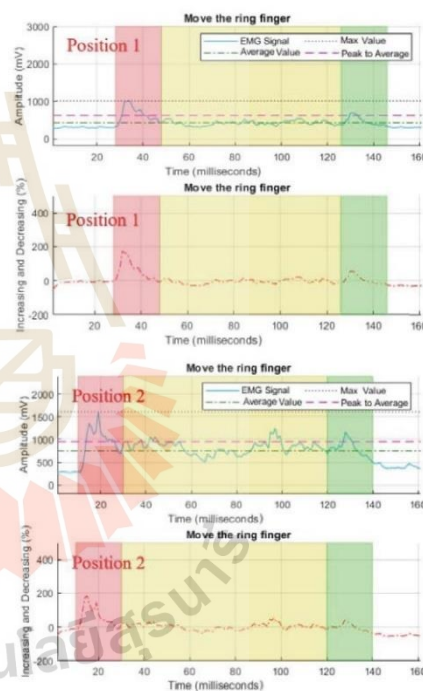


Fig. 7: Example of measured EMG signals at Position 1 and 2.

TABLE 1. Analysis of the response between EMG positions and finger movement.

Data Type	Peak to Average					Increasing and Decreasing					Overall Judging Criteria				
	Little	Ring	Middle	Index	Thumb	Little	Ring	Middle	Index	Thumb	Little	Ring	Middle	Index	Thumb
Position 1	No	No	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	No	Yes	No	No
Position 2	No	Yes	No	No	No	No	Yes	No	No	No	No	Yes	No	No	No
Position 3	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No
Position 4	No	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes	Yes	No
Position 5	No	No	Yes	No	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	No	Yes	No	Yes

As seen in Table 1, it can be used for detecting a finger movement by 5 EMG positions. For example, if Position 2 responds with "Yes" and the rests are "No", then it is the movement of middle finger. Also, it is very easy to implement by using overall judging criteria into a low processing unit. Then it can be applied to any devices using this finding to detect the movement of each finger.

IV. CONCLUSION

This paper has shown the judging criteria for detecting finger movement by using multiple EMG signal analysis. This new finding is able to apply to a low processing unit to reduce the system cost. However, the experiment focuses only individual finger movement. For the future works, simultaneous finger movement is interesting to be considered.

REFERENCES

- [1] M. A. Osaka and H. Hu, "Myoelectric control system-A survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275-294, 2007.
- [2] P. Konrad, "ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography," Noraxon U.S.A. Inc., Version 1.4, March 2006.
- [3] E. Huigen, "Noise in biopotential recording using surface electrodes," University of Amsterdam, Section Medical Physics, S-915, 2000.
- [4] L. Marchal-Crespo and D. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury," *J. Neuroeng. Rehabil.*, 6:20, 2009.
- [5] Hiroki, R., & Iwase, M. (2017, December). Hand and finger control of myo-prosthesis based on motion discriminator and voluntary control. In 2017 11th Asian Control Conference (ASCC) (pp. 1361-1366). IEEE.
- [6] Walter Lee (2018) An Unofficial Introductory Tutorial to MyoWare Muscle Sensor Development Kit [online]. Available from: <https://medium.com/@leex5202/an-unofficial-introductory-tutorial-to-myoware-muscle-sensor-development-kit-e2169948e63> [Accessed June 2019]
- [7] Len Lapore (2012) Kinds of joints [online]. Available from: <https://www.slideshare.net/Len-Lapore/kinds-of-joints> [Accessed June 2019]

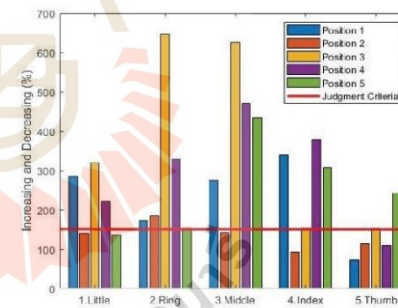
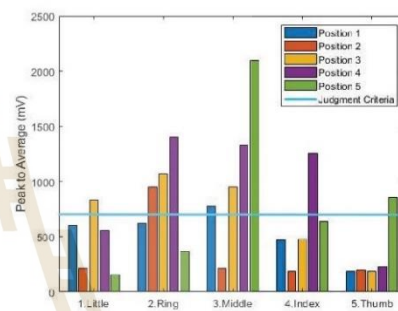


Fig. 8. Comparison between all EMG signals from each finger movement versus 5 positions

NB-IoT System Performance Enhancement using Directional Antenna

Tanatawan Kamolklang
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of Technology
Muang, NakhonRatchasima, Thailand
30000
email: m6110536@sut.ac.th

Apiwat Junlasat
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of Technology
Muang, NakhonRatchasima, Thailand
30000
email: m6110574@sut.ac.th

Monthippa Uthansakul
School of Telecommunication
Engineering
Suranaree University of Technology
Muang, NakhonRatchasima, Thailand
30000
email: mtp@sut.ac.th

Abstract - Nowadays NB-IoT has gained lots of attention from researcher so far as its many advantages. This paper shows an increase in NB-IoT performance when employing directional antenna. The designed microstrip antenna is fabricated for testing the NB-IoT performance in real circumstances. From experiment, the signal strength when employing the proposed antenna is higher comparing to the case of omni-directional antenna.

Keyword - NB-IoT, Directional Antenna, Improving signal strength.

I. INTRODUCTION

So far, Internet of Things (IoT) drives the future wireless communications and extends the boundaries of the Internet from computers operated by people to highly intelligent devices. Often, these devices are connected to Internet for remote diagnosis and control. In many cases, business users and private users can control their IoT applications via smart phones and tablets through mobile applications interacting with web servers. This new application is often referred to Low Power Wide Area Networks (LPWAN). It is a wireless technology which is designed for improving IoT devices in terms of coverage, battery life, and device complexity. One of the new standards is Narrow Band-IoT (NB-IoT) [1].

NB-IoT is wireless network standard for LPWAN devices developed by the 3rd Generation partnership project (3GPP) to allow devices to be connected to each other through a mobile network. The NB-IoT is specially designed for IoT devices and solutions. It supports devices designed to work for using up to 10 years without changing batteries. Also, the network coverage radius per base station can be distributed longer than 10 kilometers [2].

For some cases in which the IoT devices are placed indoors or places where are difficult to access, the signal attenuation is pronounced. Moreover, if the centralized server is unable to determine the location of devices, the information transmitted from those devices is lost and power consumption is wasted. Hence, technologies with high efficiency and coverage, as well as the ability to manage the connection of many devices at the same time, must be deployed [3].

Therefore, the issue of antenna used for the IoT devices is very important to be considered for NB-IoT systems.

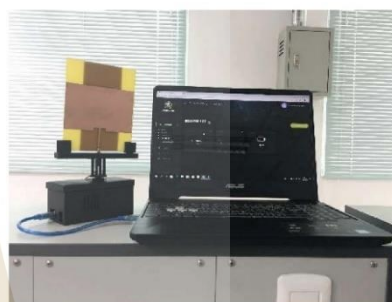


Fig.1 The architecture of NB-IoT system with proposed antenna.

Normally, wireless communication system needs a simple operation with small-sized, light weight and high gain equipment. The drawback of using omni-directional antenna for example dipole antenna connected to NB-IoT module is low of gain which causes a low system throughput. Furthermore, as the omni-directional antenna can radiate as well as receive signal in from all directions, the co-channel interference from other directions become a major problem. In addition, as the IoT system is a point-to-point connection, an antenna which is able to spatially beam all signal to one destination is in focus in order to avoid lost in unused directions. Thus, directional antenna is an appropriate choice for NB-IoT system. One of interesting directional antennas is microstrip patch antenna which has an advantage of small size, low-profile, low-cost fabrication and light weight. The most popular microstrip patch antenna is a rectangular patch using transmission line method for improving the radiation performance [4].

In this paper, some experiments are set up to show the performance of utilizing microstrip patch antenna. The received signals are compared between employing the proposed antenna and omnidirectional antenna. The mechanical system is designed and implemented for controlling 360-degree rotation of directional antenna using stepping motor and microcontroller.

II. SYSTEM ARCHITECTURE

The system architecture is illustrated in Fig.1 which consists of 4 main parts. The first part is the microstrip patch antenna connected to the second part which is NB-IoT module and Arduino Uno. In addition, the third part used to control rotation of the directional antenna is stepper motor which is controlled by stepper motor driver board.

A. Antenna Design

This paper provides a procedure for designing microstrip patch antenna using transmission line method for improving the performance of NB-IoT. A microstrip patch antenna was chosen as it is low of size, profile, fabrication cost and weight. The microstrip patch antenna consists of a metallic patch above a ground plane and substrate placed between the patch and the ground plane [5]. In the antenna design, a substrate of FR4 having the dielectric constant of $\epsilon_r = 4.3$ and thickness of 1.6 mm is applied. This design procedure is based on the empirical equations. The parameters of microstrip patch antenna are obtained from calculation as follows. The first step is to consider the width of patch (W_p). This dimension controls the input impedance in which the wider width gives a lower impedance [5]. The width and dimension of the designed antenna is determined using (1).

$$W_p = \frac{c}{2f\sqrt{(\epsilon_r+1)/2}} \quad (1)$$

Where:

- c = The speed of light, 3×10^8 m/s
- f = The operated frequency
- ϵ_r = The dielectric constant of substrate

Considering transmission line in terms of the wave propagation in the line, an effective dielectric constant (ϵ_{eff}) is obtained using (2).

$$\epsilon_{eff} = \frac{(\epsilon_r+1)}{2} + \frac{(\epsilon_r-1)}{2} \left(\frac{1}{\sqrt{1+12h_p/W_p}} \right) \quad (2)$$

Where:

- h_p = The height of patch (mm)
- W_p = The width of patch (mm)

After we calculate the effective dielectric constant, we get the efficient length of patch. The thicker substrate increases efficiency and provides larger width of strip. The effective length of patch (L_{eff}) is calculated using (3) effecting to the patch size.

$$L_{eff} = \frac{c}{2f\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3)$$

The length extension (ΔL) is determined as shown in (4).



Fig.2 The proposed antenna used with NB-IoT module: (a) fabricated microstrip patch antenna (b) monopole antenna.



Fig.3 measured return loss (S_{11}) of proposed microstrip antenna.

$$\Delta L = 0.412h_p \times \frac{((\epsilon_{eff}+0.3) \times (\frac{W_p}{h_p} + 0.264))}{((\epsilon_{eff}-0.258) \times (\frac{W_p}{h_p} + 0.813))} \quad (4)$$

So, the actual length of patch (L_p) is determined using (5).

$$L_p = L_{eff} - 2\Delta \quad (5)$$

The designed structure of microstrip patch antenna in [6] is adopted. However, the antenna gain is relatively low therefore several parameters is herein adjusted for improving the performance of proposed antenna. Thus, the final height and width of substrate is 150 mm and 120 mm, respectively. Also, the height and width of patch is 102 mm and 120 mm, respectively. Note that the antenna structure is designed at 900 MHz.

After the microstrip antenna was designed, the prototype of designed antenna was fabricated using FR-4 printed circuit board with dielectric constant of 4.3 and substrate thickness of 1.6 mm as shown in Fig.2. The measured result for return loss (S_{11}) is shown in Fig. 3 in which the proposed antenna gives a return loss of -23.29 dB at 900 MHz. Fig. 4 also

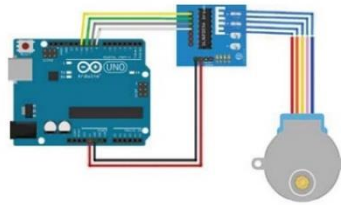


Fig.5 28BJY-48 stepper motor with ULN2003 driver and Arduino Uno.

presents the measured radiation patterns compared with the simulated ones. As we can see, both simulated and measured radiation patterns have a good agreement. However, radiation pattern cannot completely indicated the system performance. Therefore, the additional checks from the existing NB-IoT system have be performed. Considering the comparison between the proposed antennas and the omnidirectional antenna, signal strength representing both signal quality and throughput is an indicator to show system performance, which will be detailed in next section.

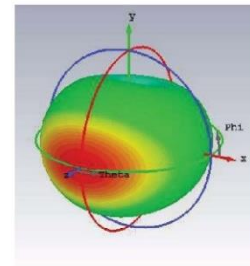
B. Stepper Motor and Driver Board

The stepper motors are used in various types of equipment for accurately rotation angle and speed control using pulse signals. The stepper motors generate high torque with a compact body and hold their position. For the application in this paper, we chose 28BJY-48 stepper motor with ULN2003 driver for rotation of the antenna seen in Fig.5.

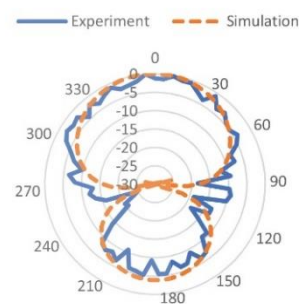
A stepper motor is an electromechanical device which transforms electrical pulses to mechanical movements. The rotation of the motor is directly related to the used input pulse. The sequence of the used pulses is directly related to the direction of motor shafts rotation. The speed of the motor shafts rotation is directly related to the frequency of the input pulses and the period of rotation is directly related to the number of applied input pulses. One of the most advantages of a stepper motor is ability to be accurately controlled in an open loop system which means no feedback information about position making the motor simpler and less costly to control.

The stepper motor used in this paper is the 28BJY-48 stepper motor. The motor has a 4-coil unipolar arrangement and each coil is fed for 5 V. So, it is easy to control with microcontrollers. These motors have a stride angle of $5.625^\circ/64$ which means the motor use 64 steps to complete one rotation and every step cover 5.625 degrees. It is a stepper motor with decent torque. So, it is suitable for using in this paper. [7]

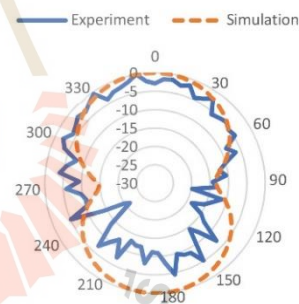
The ULN2003 stepper motor driver board provides a direct drive interface between microcontroller and the stepper motor. This board has several parts that has five wire sockets where the cable from the stepper motor is connected and four step indicator LEDs to indicate the light which coil is currently powered. On the other part, it has a motor on / off



(a) simulated 3D radiation pattern.



(b) H-plane pattern.



(c) E-plane pattern.

Fig.4 Radiation pattern of proposed microstrip antenna.

jumper keeping it on to enable power to the stepper. There are two pins below the four resistors where power is provided to the stepper. The board can supply between 5V to 12V to the motor from an independent power supply. In the middle of the board, there is the ULN2003 chip. And there are the four control inputs connected to four Arduino digital pins. [8]



Fig 6 The DEVIO NB-SHIELD connected on Arduino Board.

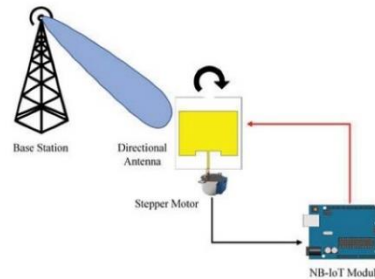


Fig 8 Block Diagram of NB-IoT system with Directional Antenna



Fig 7 The floor plan of measurement site.

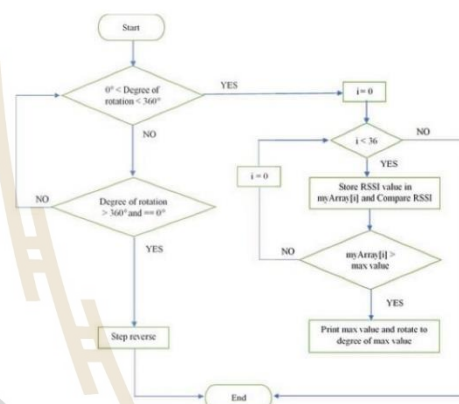


Fig 9 Flowchart of algorithm used to determine the best received signal direction.

C. Arduino Uno Board

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328. It has 14 digital input/output pins which are 6 pins can be used as PWM outputs, 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller connecting it to a computer with a USB cable or power it with an AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from others that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter [9].

D. NB-IoT Module

NB-IoT module is used in this paper which is a DEVIO NB-Shield I with the Quectel BC95 chip on the LTE Cat NB1 (NB-IoT) network, operated at 900MHz which transmits data in single tone, 24kbps downlink and uplink 15.625 kbps. The utilized protocol is UDP and CoAP which have SIM on board and use Serial Command via UART.

III. MEASUREMENT AND RESULTS

A. Measurement Setup

The proposed antenna is connected to NB-IoT module as seen in Fig. 6. The signal strength is recorded and analyzed by algorithm. Considering the comparison between the designed antenna and an omnidirectional antenna which is 3-dB_i dipole antenna. Furthermore, the advantage of directional antenna for the proposed antenna can determine the best received signal direction. The proposed antenna connected to NB-IoT system are tested at the 3rd level of Sirindhorn Witsawaphat building, Suranaree university of technology, Thailand. The floor plan of the building of the building and the measurement points are shown in Fig. 7. The first point (#1) is a lab-office surrounded by many thick walls, which was chosen to show the case of weak signal. Next point (#2) is located in indoor pathway which consists of three thick walls. The third point (#3) is an open pathway and two thick walls. Finally, the last point (#4) is an open space in the building, which was chosen

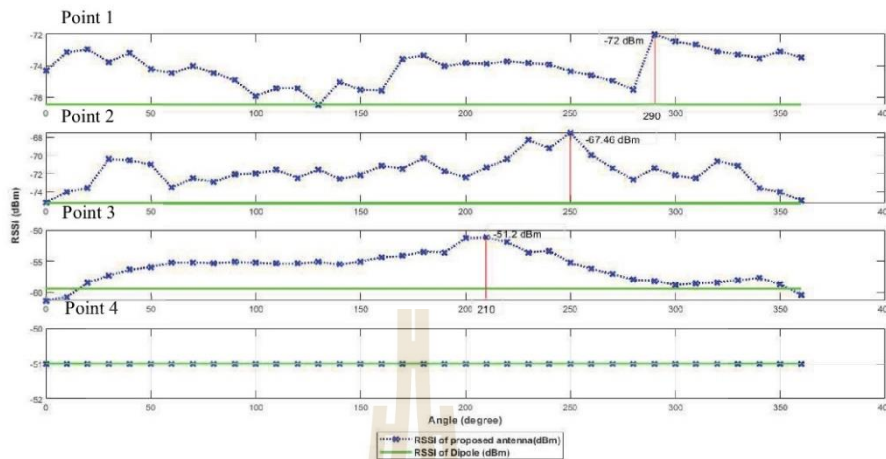


Fig. 10 The result of signal strength for changing of desired signal direction at each point.

to show the case of strong signal. At each point, the antenna is rotated for 360 degrees using stepper motor for measuring the signal strength value. These data will be analyzed to find the best received signal direction

B. Algorithm to Control Stepper Motor with NB-IoT and Arduino Uno

As seen in Fig 8 (block diagram), the antenna receives signal from the base station and conveys the signal to microcontroller which contains Arduino and NB-IoT module. Then, the microcontroller stores the signal strength value and degree of rotation every 10 degrees, which means that we can store 36 values in one round. The signal strength values which is RSSI are compared by the algorithm implemented in the microcontroller. The main program makes an infinite loop which decides the maximum signal strength as the flowchart is shown in Fig. 9. These values are compared with previously stored values and when we give the maximum signal strength values, the stepper motor will rotate to the direction that antenna can receive maximum signal strength. The result of signal strength for changing of desired signal direction is shown in Fig. 10.

C. Measured Results

At point #1 which is a lab office surrounded by thick walls, the maximum signal strength is -72 dBm when employing the proposed antenna while the monopole antenna provides the received signal of -77.4 dBm. Obviously, the signal strength improvement of 5.4 dB is obtained when employing the proposed antenna design. For the case of point #2 where is indoor pathway, the received signal strength is higher comparing to point #1. The signal strength improvement of approximately 7.8 dB is achieved. The proposed antenna provides the maximum signal strength of -67.46 dBm in

direction of 250 degrees while the monopole antenna provides the signal strength of only -75.25 dBm. For the case of point #3 where is indoor pathway but there are lesser walls than point #2, the signal strength is higher than the signal received at point #2. The maximum signal strength is -51.2 dBm in direction of 210 degrees employing the proposed antenna while the monopole antenna provides the signal strength of -59.4 dBm. For this case, the signal strength improvement of 8.2 dB is achieved. In case of the desired point #4 which is open space in building, the maximum signal strength is -51 dBm in all direction of presented antenna including the monopole antenna. It is obvious that although the devices are moved to other places, stepper motor still rotate to find the best received signal direction. And signal strength of the proposed antenna equipped to NB-IoT module at any point where is not open space is higher than the ones from monopole antenna. The average value indicates that we can improve signal strength up to 7 dB over the use of omnidirectional antenna. So, the proposed method to control the direction of beam can improve the performance of the antenna for NB-IoT.

IV. CONCLUSION

This paper has reported the comparison between the proposed antennas and omnidirectional antenna which is employed in NB-IoT module. The received signal strength of proposed antenna is higher than the signal strength from monopole antenna as the property of directional radiation for proposed antenna. We can improve signal strength up to 7 dB over the use of omni-directional antenna. So, using directional antenna can improve the performance of NB-IoT system.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by Kittibundit Scholarship from Suranaree University of Technology.

REFERENCE

- [1] L. Feltrin, M. Condoluci, T. Mahmoodi, M. Dohler, and R. Verdone. "NB- IoT: Performance Estimation and Optimal Configuration". European wireless 2018; 2-4 May 2018; Catania, Italy; 2018. p. 50-55.
- [2] A. Höglund, X. Lin, O. Liberg, A. Behravan, E.A. Yavuz, M. V. D. Zee, Y. Sui, T. Tirronen, A. Ratilainen, and D. Eriksson. "Overview of 3GPP Release 14 Enhanced NB-IoT". IEEE network; November-December 2017; 2017. p.16-22.
- [3] S. Ruepp, A. C. Mateo, K. M. Malarski, J. Thrane, and M. N. Petersen. "Internet of Things Connectivity in Deep-Indoor Environments". The 9th International Conference on Networks of the Future (NoF 2018); November 19-21, 2018; Poznań, Poland; 2018. p.96-100.
- [4] T. Suganthi, Dr. S. Robinson, G. Kanimolhi, and T. Nagamoorthy. "Design and Analysis of Rectangular Microstrip Patch Antenna for GSM Application". IJISSET - International Journal of Innovative Science, Engineering & Technology, Vol. 1 Issue 2, April 2014. p.245-249.
- [5] E. M. Ali, N. Z. Yahaya, N. Perumal and M. A. Zakariya. "Design of Microstrip Patch Antenna at 900 MHz for Charging Mobile Applications". Journal of Engineering and Applied Sciences 12(4); 2017. p.988-993.
- [6] J. Grosinger and M. Fischer. "Evaluating On-Body RFID Systems at 900 MHz and 2.45 GHz". Fourth International EURASIP Workshop on RFID Technology; 2012. p.52-58.
- [7] Stepper Motor 5V 4-Phase 5-Wire & ULN2003 Driver Board for Arduino [online]. Available from http://www.geeetech.com/wiki/index.php?title=Stepper_Motor_5V_4_Phase_5-Wire_%26_ULN2003_Driver_Board_for_Arduino&oldid=1999 [Accessed June 2019].
- [8] Four Phase ULN2003 Stepper Motor Driver PCB [online]. Available from <https://www.makerguides.com/wp-content/uploads/2019/04/ULN2003-Stepper-Motor-Driver-PCB.pdf> [Accessed June 2019].
- [9] S. Angalaeswari, D. Kumar, A. Kumar, and S. Bhadoriya. "Speed Control of Permanent Magnet (PM) DC Motor Using Arduino and LabVIEW". IEEE International Conference on Computational Intelligence and Computing Research; 2016.

ประวัติผู้เขียน

นาย อภิวัฒน์ จันลาเศษ เกิดเมื่อวันที่ 11 สิงหาคม พ.ศ. 2538 เริ่มศึกษาชั้นประถมที่โรงเรียน มารีย์พิทักษ์สว่างแดนดิน ชั้นประถมศึกษาปีที่ 1-6 ที่โรงเรียนมารีย์พิทักษ์สว่างแดนดิน ชั้นมัธยมศึกษาปีที่ 1-3 ที่โรงเรียนมาสว่างแดนดิน ชั้นมัธยมศึกษาปีที่ 3-6 จังหวัดสกลนคร และสำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปีพ.ศ.2560

ปี พ.ศ.2561 เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยขณะศึกษาได้รับทุนทุนการศึกษาแก่นักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาที่คณาจารย์ได้รับทุนวิจัยจากแหล่งทุนภายนอกจากกองทุนสนับสนุนการวิจัยและพัฒนา (ทุนOROG) และผู้ช่วยสอนและวิจัยสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม และเป็นผู้ช่วยวิจัยโครงการวิจัย เรื่อง โครงการพัฒนาแขนเทียมกลหีบจับสิ่งของได้สำหรับกำลังพลผู้ได้รับบาดเจ็บ โดยใช้การควบคุมแขนเทียมกลด้วยชีวสัญญาณ

ผลงานวิจัย : ได้เสนอบทความเข้าร่วมในการประชุมนานาชาติครั้งที่ 11 เทคโนโลยีสารสนเทศและวิศวกรรมไฟฟ้า (ICITEE 2019) วันที่ 10-11 ตุลาคม 2562 เรื่อง การตรวจจับการเคลื่อนไหวนิ้วมือด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายตำแหน่ง ณ โรงแรมฮอติเคย์อินน์พัทยา อำเภอบางละมุง จังหวัดชลบุรี ประเทศไทย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี