



การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทาง
แบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์ รูปแบบไร้สาย



วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีการศึกษา 2563



**A TWO-CHANNEL ELECTROMYOGRAM-BASED ROBOTIC ARM
SYSTEM: A CONTINUOUSLY WIRELESS CONTROL USING
SIMULATED HAND GESTURE PATTERNS**

BY

THAVATCHAI CHANTARAT

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR
THE DEGREE OF MASTER OF ENGINEERING
IN BIOMEDICAL ENGINEERING
COLLEGE OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

GRADUATE SCHOOL, RANGSIT UNIVERSITY

ACADEMIC YEAR 2020

วิทยานิพนธ์เรื่อง

การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทาง
แบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์ รูปแบบไร้สาย

โดย

ธวัชชัย จันทร์รัตน์

ได้รับการพิจารณาให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีการศึกษา 2563

รศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์
ประธานกรรมการสอบ

รศ. นันทชัย ทองแป้น
กรรมการ

รศ. ดร. มนต์ สัจวรศิลป์
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษา

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(ผศ. ร.ต.หญิง ดร. วรณีย์ สุขสาตร)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

15 มกราคม 2564

Thesis entitled

**A TWO-CHANNEL ELECTROMYOGRAM-BASED ROBOTIC ARM
SYSTEM: A CONTINUOUSLY WIRELESS CONTROL USING
SIMULATED HAND GESTURE PATTERNS**

by

THAVATCHAI CHANTARAT

was submitted in partial fulfillment of the requirements
for the degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Rangsit University
Academic Year 2020

Assoc. Prof. Chuchai Pintawiruj, Ph.D.
Examination Committee Chairperson

Assoc. Prof. Nuntachai Thongpance
Member

Assoc. Prof. Manus Sangworasil, Ph.D.
Member and Advisor

Approved by Graduate School

(Asst.Prof.Plt.Off. Vanee Sooksatra, D.Eng.)

Dean of Graduate School

January 15, 2021

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้เป็นอย่างดีเนื่องมาจากได้รับความอนุเคราะห์และให้คำชี้แนะจาก รศ.ดร.มนัส สัจวรศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษา ที่ให้ความเอาใจใส่ช่วยเหลือ และคอยให้คำปรึกษาแนะนำเป็นอย่างดีมาโดยตลอด และมหาวิทยาลัยรังสิตร่วมกับวิทยาลัยเทคนิคปัตตานี สังกัดสถาบันการอาชีวศึกษาภาคใต้ 3 สำนักงานคณะกรรมการการอาชีวศึกษา ผู้ให้การสนับสนุนและให้ความอนุเคราะห์ทั้งด้านงบประมาณและสถานที่ในการดำเนินการวิจัยจนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยคุณประโยชน์จากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นอนุสรณ์สมบัติความดีงานให้แก่ อาจารย์ที่ปรึกษา มหาวิทยาลัยรังสิต และ วิทยาลัยเทคนิคปัตตานี สืบต่อไป

ธวัชชัย จันทรัตน์

ผู้วิจัย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

6105336 : รัชชัย จันทร์คันธ์
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อสองช่องเพื่อควบคุมแขนกลแสดง
 ทำทางแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์รูปแบบไร้สาย
 หลักสูตร : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
 อาจารย์ที่ปรึกษา : รศ. ดร.มนัส สัจจวิเศษ

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการจำลองการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อของมัดกล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย ด้วยการกดสวิตช์ เพื่อศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิตช์ 2 ช่อง เพื่อสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องด้วยรูปแบบไร้สาย ให้มีรูปแบบการทำงานเสมือนการทำงานของแขนมนุษย์ ซึ่งพัฒนาต่อจากแขนกลที่มีในปัจจุบันซึ่งมีรูปแบบการเคลื่อนที่แบบเปิดและปิด มีข้อจำกัดในเรื่องขนาดและรูปทรงของวัตถุที่แขนกลใช้หยิบจับ โดยเป้าหมายของงานวิจัยนี้เพื่อให้แขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้หลายขนาดและหลายรูปทรง และ กระทำท่าทางได้ 4 ท่าทาง ได้แก่ ท่าแบมือ ท่าหยิบจับวัตถุด้วยนิ้วทั้ง 5 นิ้ว ท่าหยิบจับวัตถุด้วย 3 นิ้ว และท่าชี้ตำแหน่ง สามารถกำหนดอัตราเร่งกดวัตถุได้ด้วยระบบตรวจวัดระดับแรงกด ซึ่งจะทำให้ผู้ใช้ควบคุมแรงกดในการหยิบจับวัตถุได้อย่างเหมาะสม โดยใช้วิธีการควบคุมรูปแบบไร้สาย ได้ผลการวิจัยดังนี้คือ แขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้หลากหลายรูปทรงและหลากหลายขนาด และ แสดงท่าทางการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องเสมือนแขนของมนุษย์ 4 ท่าทางได้อย่างถูกต้อง คิดเป็นอัตราร้อยละ 97.77 สามารถนำผลงานวิจัยนี้เป็นแนวทางสู่การใช้สัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อจริงเพื่อควบคุมแขนเทียมสำหรับผู้พิการ ให้สามารถดำรงชีวิตประจำวันได้อย่างปกติสุข

(วิทยานิพนธ์มีจำนวนทั้งสิ้น 52 หน้า)

คำสำคัญ: แขนกล, การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อ, การควบคุมแบบไร้สาย

6105336 : Thavatchai Chantararat
 Thesis Title : A Two-Channel Electromyogram-Based Robotic Arm System:
 A Continuously Wireless Control Using Simulated Hand Gesture
 Patterns
 Program : Master of Engineering in Biomedical Engineering
 Thesis Advisor : Assoc. Prof. Manus Sangworasil, Ph.D.

Abstract

This research aims to conduct a simulation of the occurrence of electromyography signals in two groups of forearm muscles. Two switches were used to control the movement of the robotic arm continuously as to mimic hand gestures. This project is developed from a simple robotic arm with an ability of two movement directions for grasping restricted size and shape of object. The goal of this research is to enable the robot arm to pick up and hold various objects with different sizes, shapes and weights. The robot arm should be able to perform four hand gestures, including hand opening, object grabbing (using five and two fingers), and pointing with the index finger. The grasping pressure rate should be set automatically by wireless control to accommodate handling of objects with different levels of sensitivity. Test results demonstrate that the robotic arm can handle various shapes and sizes of objects and perform the four hand gestures with continuous control similar to human arm movement, with an accuracy of 97.77%. This research can be used as a guideline for applying actual electromyography signals to control artificial arms for disabled people who we can return to live routinely with a quality of life.

(Total 52 pages)

Keywords: A robotic arm, electromyography signals, wireless control

Student's Signature Thesis Advisor's Signature

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย	2
1.3 คำถามการวิจัย / สมมติฐานการวิจัย	2
1.4 กรอบแนวคิดการวิจัย	2
1.5 นิยามศัพท์	3
บทที่ 2	
ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง / ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 กล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย	4
2.2 การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย	4
2.3 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	6
2.4 การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย	7
2.5 แขนกล	8
2.6 การควบคุมแขนกล	9
2.7 ทำทาง ทหารายภาพของแขนและมีือ	10
2.8 กลไกขับเคลื่อนแขนกลด้วยเซอร์โวมอเตอร์	11
2.9 การควบคุมแขนกลด้วยการสื่อสารรูปแบบไร้สาย	13
2.10 ระบบการตรวจสอบแรงกด	14
2.11 โปรแกรมควบคุมแบบดิจิทัลและการควบคุมการทำงานของแขนกล	16

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า	
บทที่ 3	ระเบียบวิธีการวิจัย	17
	3.1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย	17
	3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	29
	3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล	30
	3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล	31
บทที่ 4	ผลการวิจัย	36
	4.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	36
	4.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการแสดงท่าทางของแขนกล	37
	4.3 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการทดลองควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ	38
	4.4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการตรวจสอบแรงกด	45
บทที่ 5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	48
	5.1 สรุปผลการวิจัย	48
	5.2 ข้อเสนอแนะ	49
บรรณานุกรม		50
ประวัติผู้วิจัย		52

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า	
4.1	ผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	36
4.2	ผลการแสดงท่าทางของแขนกล	38
4.3	ผลการทดลองควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก	40
4.4	ผลการทดลองควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม	42
4.5	ผลการทดลองควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์	44
4.6	ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับน้ำหนัก 1- 300 กรัม	46
4.7	ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับน้ำหนัก 301-600 กรัม	46
4.8	ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับน้ำหนัก 301-600 กรัม	47

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	กรอบแนวคิดระบบการทำงานการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์ รูปแบบไร้สาย	2
2.1	กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor และ Extensor	4
2.2	สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากบริเวณแขนส่วนปลาย	5
2.3	อิเล็กทรอนิกส์สัมผัสบริเวณผิวหนัง	6
2.4	โมดูลวงจรมหาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	7
2.5	องค์ประกอบของแขนกล	9
2.6	แสดงค่า Pulse Width Modulation ต่อมุมของเซอร์โวมอเตอร์	11
2.7	แสดงบล็อกไดอะแกรมการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์	12
2.8	แสดงบล็อกไดอะแกรมการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่บูรรวมแล้ว	12
2.9	แสดงโครงสร้างของเซอร์โวมอเตอร์	12
2.10	แสดงการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์	13
2.11	การใช้งานโมดูลบลูทูธ	13
2.12	เซนเซอร์วัดแรงกด (Force Sensing Resistor : FSR)	14
2.13	วิธีการทดลองวัดแรงดันไฟฟ้าจากเซนเซอร์วัดแรงกด	14
2.14	กราฟแสดงความสัมพันธ์ของค่าความต้านทานภายในเซนเซอร์กับน้ำหนักจากแรงกดที่มากระทำต่อเซนเซอร์	15
2.15	วงจรวัดแรงกดด้วยเซนเซอร์วัดแรงกด	15
3.1	รูปแบบการแสดงท่าทางของแขนและมือที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ชัดเจน	18
3.2	ออกแบบรหัสไบนารี เสมือนการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ กลุ่ม Flexor และ กลุ่ม Extensor	19
3.3	วงจรสวิตช์สองช่อง	19
3.4	แผนผังการทำงานของโปรแกรมอ่านค่าการกดสวิตช์	20

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.5	การออกแบบท่าทางของแขนกล	21
3.6	วงจรควบคุมแขนกลแบบ ไร้สาย	22
3.7	แผนผังการทำงานของระบบรีโมทคอนโทรล	23
3.8	แผนผังการทำงานของระบบขับเคลื่อนแขนกล	24
3.9	วัตถุทรงกระบอกที่ใช้ทดลองการทำงานของแขนกล	25
3.10	วัตถุทรงกลมที่ใช้ทดลองการทำงานของแขนกล	25
3.11	วัตถุทรงลูกบาศก์ที่ใช้ทดลองการทำงานของแขนกล	26
3.12	วงจรวัดระดับแรงกด	27
3.13	แผนผังการทำงานโปรแกรมควบคุมการตรวจสอบแรงกดด้วยการวัดระดับแรงกด	28
4.1(ก)	การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 5 นิ้ว	37
4.1(ข)	การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 2 นิ้ว	37
4.1(ค)	การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางชี้ตำแหน่งด้วยนิ้วชี้	37
4.1(ง)	การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบมือ	37
4.2	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร	39
4.3	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร	39
4.4	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 เซนติเมตร	40
4.5	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 เซนติเมตร	41
4.6	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 เซนติเมตร	41
4.7	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 9 เซนติเมตร	42

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.8	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์ ขนาดกว้าง 2.5 เซนติเมตร สูง 2.5 เซนติเมตร	43
4.9	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์ ขนาดกว้าง 4 เซนติเมตร สูง 3 เซนติเมตร	43
4.10	การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์ ขนาดกว้าง 10 เซนติเมตร สูง 5 เซนติเมตร	44
4.11	การแสดงผลการแจ้งเตือนระดับแรงกดด้วยแสงไฟ 3 สี	45



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มือและแขนเป็นอวัยวะสำคัญอย่างหนึ่งต่อการดำรงชีวิตของมนุษย์เพื่อใช้อำนวยความสะดวกในการหยิบจับวัตถุสิ่งของอีกทั้งยังใช้แสดงท่าทางกิริยาเพื่อการสื่อสาร แต่ในผู้พิการที่สูญเสียแขนและมือนั้น ส่งผลให้การดำรงชีวิตลำบากยิ่งขึ้น ถึงแม้ในยุคปัจจุบันมีเทคโนโลยีที่สามารถประดิษฐ์และพัฒนาแขนและมือเทียมขึ้นมาทดแทนแขนและมือที่สูญเสียไปในผู้พิการ แต่ทว่ายังมีข้อจำกัดสำหรับผู้ป่วยที่ขาดแคลนทุนทรัพย์เนื่องจากต้องใช้ต้นทุนสูงในการผลิตแขนเทียมองค์การอนามัยโลกประมาณการว่ามีเพียงร้อยละ 20 ของผู้พิการ 30 ล้านคนทั่วโลกที่มีโอกาสใช้อวัยวะเทียม (Sidher & Shen, 2017) จึงมีผู้พิการอีกจำนวนมากที่ยังใช้ชีวิตอย่างยากลำบาก

การวิจัยนี้เป็นการพัฒนาระบบควบคุมการทำงานของแขนกล เพื่อใช้ต่อยอดสู่การสร้างแขนและมือเทียมสำหรับผู้พิการแขนส่วนปลายด้วยการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน โดยการใช้มอเตอร์จำนวน 2 ช่องจำลองการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ควบคุมกลไกการเคลื่อนที่ของนิ้วมือแบบต่อเนื่องให้สามารถหยิบจับวัตถุได้หลายขนาดและหลายรูปทรง ผ่านการควบคุมการทำงานรูปแบบไร้สาย สามารถนำผลงานวิจัยนี้เป็นแนวทางสู่การใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริงเพื่อควบคุมแขนเทียมสำหรับผู้พิการ ให้สามารถดำรงชีวิตประจำวันได้อย่างปกติสุข

ในบุคคลปกติ แขนส่วนปลายมีกล้ามเนื้อลายอยู่จำนวน 8 มัด ที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ (Mangukiya, Purohit & George, 2017) ส่วนในผู้พิการจะเหลือกล้ามเนื้อแขนส่วนปลายอยู่ไม่มากนักขึ้นอยู่กับอาการของผู้พิการแต่ละราย และการได้มาซึ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อยังต้องใช้วิธีการรูดกล้ามเนื้อ จึงอาจก่อให้เกิดความเลื่อมใสด้านสุขภาพของผู้พิการและการสร้างอวัยวะเทียมสำหรับผู้พิการยังต้องมีค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ที่สูง การวิจัยนี้จึงจำเป็นต้องใช้การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทดแทนการใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิทช์สองช่อง

1.2.2 เพื่อสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่อง ด้วยรูปแบบไร้สาย

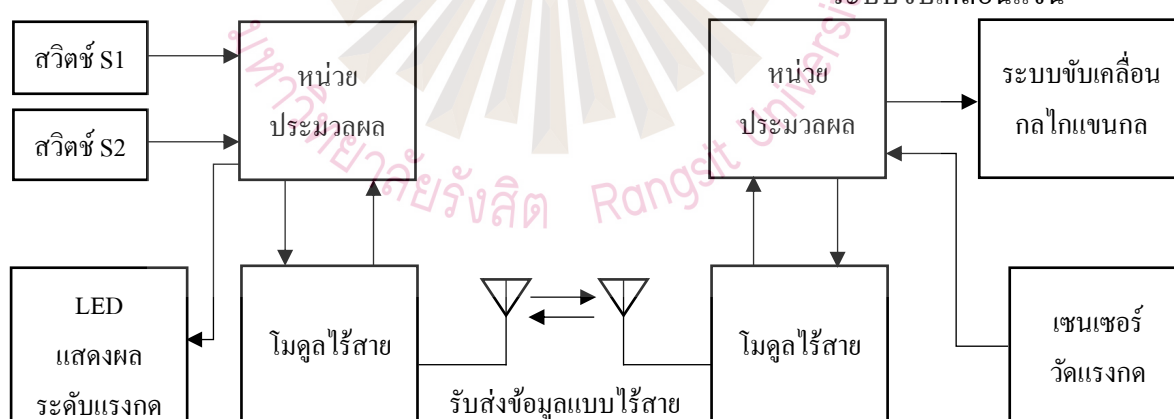
1.2.3 เพื่อควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องสำหรับการหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกัน

1.3 คำถามการวิจัย / สมมติฐานการวิจัย

การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยการกดสวิทช์สองช่อง สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของกลไกแขนกลแบบต่อเนื่องให้หยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกันได้

1.4 กรอบแนวคิดการวิจัย

ระบบจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน



รูปที่ 1.1 กรอบแนวคิดระบบการทำงานการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์ รูปแบบไร้สาย

จากรูปที่ 1.1 แสดงถึงแนวคิดของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์ 2 ช่องส่งสัญญาณจากสวิทช์ไปประมวลผลที่หน่วยประมวลผลเพื่อวิเคราะห์สัญญาณและออกแบบ

สัญญาณให้สอดคล้องเสมือนกับการทำงานของกล้ามเนื้อแขนส่วนปลายที่เป็นกล้ามเนื้อที่ใช้ศึกษาในงานวิจัยนี้ ข้อมูลจากการวิเคราะห์ประมวลผลจะถูกส่งไปควบคุมการขับเคลื่อนแขนกลรูปแบบไร้สายเพื่อให้แขนกลแสดงท่าทางต่าง ๆ ที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีหน่วยประมวลผลหลักในการควบคุมการสร้างท่าทาง เช่น เซอร์โวลต์แรงกมีไว้เพื่อวัดแรงที่นิ้วมือของแขนกลกระทำต่อวัตถุ แล้วส่งค่าแรงนี้กลับไปแสดงผลที่ระบบควบคุม เพื่อช่วยให้ทราบระดับของแรงการต่อวัตถุที่แขนกลกำลังจับอยู่

1.5 นิยามศัพท์

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน สัญญาณไฟฟ้าจากสมองที่สั่งการให้กล้ามเนื้อบริเวณแขนเกิดการหดตัว ส่งผลให้กระดูกที่ยึดติดกับเอ็นกล้ามเนื้อแขนเกิดการเคลื่อนที่

การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การใช้วงจรสวิตซ์สองปุ่ม เพื่อกดปุ่มให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าควบคุมการทำงานของแขนกล แทนการใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริง

แขนกล อุปกรณ์ที่มีรูปร่างเหมือนแขนและมือของมนุษย์ มีนิ้วมือจำนวนห้านิ้ว สามารถเคลื่อนไหวได้โดยการขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์ ผ่านการควบคุมรูปแบบไร้สาย

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง / ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย

กล้ามเนื้อแขนส่วนปลายที่ทำหน้าที่ทำให้มือและนิ้วมือสามารถกระทำท่าทางต่าง ๆ ได้นั้นมีจำนวนแปดมัด (Mangukiya, Purohit & George, 2017) โดยแบ่งเป็นสองกลุ่มได้แก่ กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor ที่อยู่บริเวณส่วนหน้าของแขนส่วนปลาย ทำหน้าที่ดิ่งนิ้วมือและข้อมือให้งอเข้า ในลักษณะพับมือเข้าจนถึงกำมือในที่สุด และ กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Extensor ที่อยู่บริเวณส่วนหลังของแขนส่วนปลาย ทำหน้าที่ดิ่งนิ้วมือให้เหยียดตรงและงอข้อมือกลับไปด้านหลังได้ ดังแสดงในรูปที่

2.1



รูปที่ 2.1 กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor และ Extensor

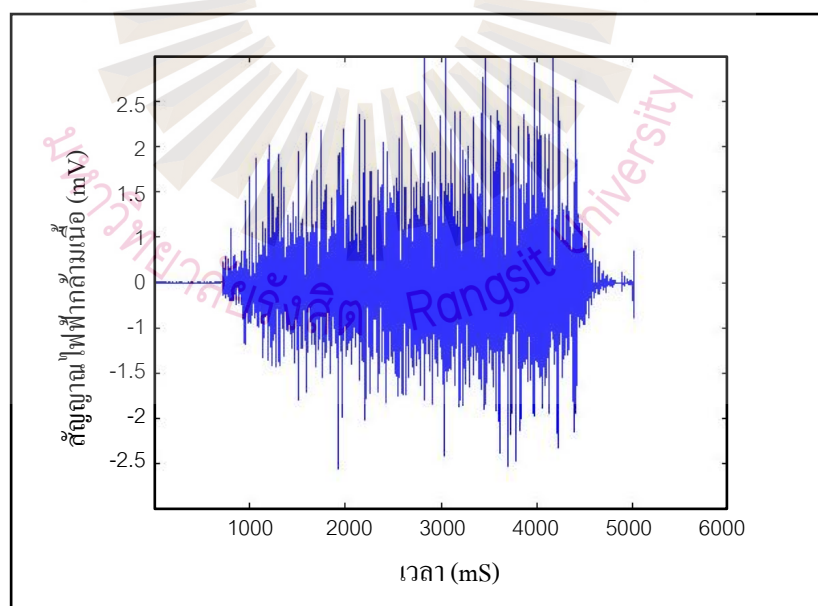
ที่มา: Mangukiya et al., 2017

2.2 การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย เกิดจากกลุ่มมัดกล้ามเนื้อบริเวณแขนส่วนปลาย กลุ่มใดกลุ่มหนึ่ง หรือ หลายกลุ่มในจำนวนมัดกล้ามเนื้อแปดมัด ได้รับการกระตุ้นจากการสั่งการของสมอง โดยสมองส่งสัญญาณในรูปแบบของสัญญาณไฟฟ้าผ่านเส้นประสาทไปกระตุ้นกล้ามเนื้อบริเวณแขนส่วนปลายนั้น ส่งผลให้กลุ่มมัดกล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นเกิดการหดตัว ส่วนกลุ่มมัดกล้ามเนื้อที่ไม่ถูกกระตุ้นจะเกิดการคลายตัว การหดตัวและคลายตัวของกลุ่มมัดกล้ามเนื้อที่มีปลายทั้งสองด้านที่เรียกว่าเส้นเอ็น (Tendon) ที่ยึดประสานอยู่ระหว่างกระดูกแขนกับกระดูกบริเวณมือและนิ้วมือเกิดการเคลื่อนที่ ในลักษณะของท่าทางต่าง ๆ อาทิเช่น ท่าทางกำมือ เกิดจากกลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor ที่อยู่บริเวณส่วนหน้าของแขนส่วนปลายถูกกระตุ้นแล้วเกิดการหดตัว และ กลุ่มมัด

กล้ามเนื้อ Extensor ที่อยู่บริเวณส่วนหลังของแขนส่วนปลายไม่ถูกกระตุ้นแล้วเกิดการคลายตัว ในทางตรงกันข้ามคือ ท่าทางแบมือเกิดจากกลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor ที่อยู่บริเวณส่วนหน้าของแขน ส่วนปลายไม่ถูกกระตุ้นแล้วเกิดการคลายตัว และ กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Extensor ที่อยู่บริเวณส่วนหลัง ของแขนส่วนปลายถูกกระตุ้นแล้วเกิดการหดตัว (Setiawan & Siswanto, 2016)

จากสภาวะที่กลุ่มมัดกล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัวนั้น จึงสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้า จากสมองที่มากกระตุ้นกล้ามเนื้อบริเวณแขนได้ด้วยอุปกรณ์ที่มีชื่อว่าอิเล็กโทรด ซึ่งเรียก สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้นี้ว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Elbagoury & Vladareanu, 2016) มีรูปแบบการ เกิดของสัญญาณไฟฟ้าทั้งซีกบวกและซีกลบสลับกัน โดยมีความสูงของแรงดันไฟฟ้าอยู่ที่ 0.003mV ถึง 5mV และมีความถี่ของการเกิดสัญญาณไฟฟ้าอยู่ที่ 2Hz – 10000Hz (Phinyomark & Scheme, 2018) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้นี้สามารถนำไปใช้ประโยชน์ทางด้านการวิเคราะห์อาการทาง การแพทย์และใช้สัญญาณควบคุมในการสร้างนวัตกรรมทางการแพทย์ได้ เช่น การวัดสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อเพื่อวิเคราะห์สาเหตุของอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อการ ออกแบบท่าทางการออกกำลังกายและการเล่นกีฬา ตลอดจนการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไปใช้ ควบคุมการขับเคลื่อนกลไกแมคคาทรอนิกส์ของจักรกล



รูปที่ 2.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากบริเวณแขนส่วนปลาย

ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

2.3 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่สมองส่งสัญญาณผ่านเส้นประสาทไปควบคุมการหดตัวและคลายตัวของมัดกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ บริเวณร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า อิเล็กโทรด เป็นสื่อกลางสำหรับการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าบริเวณกล้ามเนื้อไปสู่เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อขยายสัญญาณให้แรงขึ้นเพื่อสะดวกแก่การอ่านค่าและวิเคราะห์ข้อมูล (Setiawan & Siswanto, 2016)

วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบ่งตามลักษณะของรูปแบบการวัดออกเป็นสองวิธี ได้แก่ การวัดโดยวิธีการรูกล้าร่างกาย ด้วยอิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle electrode) มัดใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อวัดสัญญาณจากกล้ามเนื้อโดยตรง และ อีกวิธีคือ การวัดสัญญาณแบบสัมผัส ด้วยอิเล็กโทรดแบบสัมผัสบริเวณผิวหนัง (Surface electrode) มีลักษณะเป็นแผ่นโลหะหรือวัสดุนำไฟฟ้า ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้มากที่สุด (Mangukiya et al., 2017)

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ส่งผ่านอิเล็กโทรดมายังวงจรขยายสัญญาณเพื่อเพิ่มสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีขนาดทางแรงดันที่สูงขึ้นเพื่อความสะดวกต่อการวิเคราะห์รูปสัญญาณหรือเพื่อสะดวกต่อการนำสัญญาณไปใช้สำหรับงานควบคุมต่าง ๆ ดังรูปที่ 2.4 และส่งต่อสัญญาณไปยังส่วนแสดงผลโดยจะแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป หรือ รูปแบบของสัญญาณเสียง (Mangukiya et al., 2017)



รูปที่ 2.3 อิเล็กโทรดชนิดสัมผัสบริเวณผิวหนัง
ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016



รูปที่ 2.4 โมดูลวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

2.4 การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย

กล้ามเนื้อบริเวณแขนส่วนปลายประกอบด้วยมัดกล้ามเนื้อจำนวนแปดมัด โดยมัดกล้ามเนื้อนี้มีหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของมือ ข้อมือ และนิ้วมือ ขณะที่สมองสั่งการเพื่อให้มือแสดงท่าทางต่าง ๆ นั้น กล้ามเนื้อแขนส่วนปลายจะทำงานร่วมกันเป็นกลุ่ม (Elbagoury & Vladareanu, 2016) ในงานวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้จำลองการเกิดสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มมัดกล้ามเนื้อสองกลุ่ม ได้แก่

2.4.1 กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Flexor ที่อยู่บริเวณส่วนหน้าของแขนส่วนปลาย ทำหน้าที่ดึงนิ้วมือและข้อมือให้งอเข้า ในลักษณะพับมือเข้าจนถึงกำมือในที่สุด

2.4.2 กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ Extensor ที่อยู่บริเวณส่วนหลังของแขนส่วนปลาย ทำหน้าที่ดึงนิ้วมือให้เหยียดตรงและงอข้อมือกลับไปด้านหลังได้

การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลายมีแนวคิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าบริเวณกล้ามเนื้อแขนส่วนปลายทั้งสองกลุ่ม แล้วนำมาเปรียบเทียบกับรหัสไบนารีของลอจิกทางดิจิทัล ดังนี้

- 1) เมื่อเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เปรียบได้กับลอจิก High หรือ “ 1 ”
- 2) เมื่อไม่เกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เปรียบได้กับลอจิก Low หรือ “ 0 ”

จากรหัสไบนารีของลอจิกทางดิจิทัลที่ได้จากการเปรียบเทียบกับสถานะของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ นำไปสู่การสร้างสัญญาณไฟฟ้าเพื่อเลียนแบบลอจิกดิจิทัล ซึ่งเปรียบได้กับ แรงดันไฟฟ้า 5 โวลต์ และ 0 โวลต์ ดังนี้

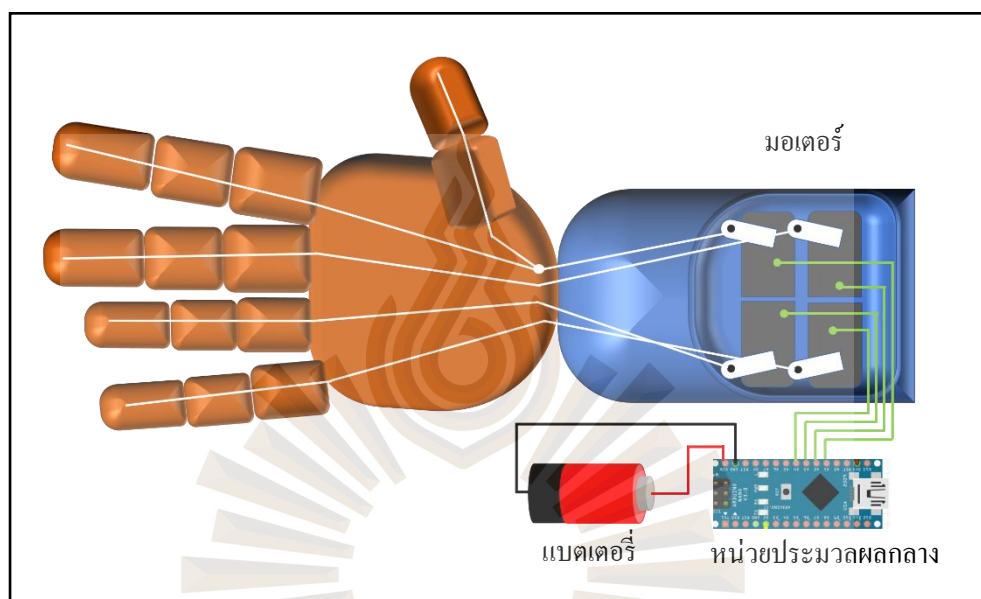
- 1) เมื่อเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เปรียบได้กับลอจิก High หรือ “1” กำหนด เป็นแรงดันไฟฟ้า 5 โวลต์
- 2) เมื่อไม่เกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เปรียบได้กับลอจิก Low หรือ “0” กำหนด เป็นแรงดันไฟฟ้า 0 โวลต์

กล่าวโดยสรุป การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลายทำได้โดยการสร้าง แรงดันไฟฟ้าสองระดับคือ แรงดันไฟฟ้า 5 โวลต์ ใช้แทนสถานะการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ แรงดันไฟฟ้า 0 โวลต์ ใช้แทนสถานะ ไม่เกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.5 แขนกล

แขนกลคืออุปกรณ์ประเภทจักรกลขนาดเล็กที่ทำหน้าที่เสมือนแขนและมือของมนุษย์ มี โครงสร้างผลิตจากวัสดุพลาสติก โลหะ หรือ ไยแก้ว มีกลไกขับเคลื่อนระบบข้อต่อ (Joint) ของ ข้อมือและนิ้วมือด้วยมอเตอร์ มีระบบประมวลผลกลางทำหน้าที่เป็นสมองกลคอยควบคุมการทำงานของระบบกลไกและสร้างท่าทางสำหรับใช้หยิบจับวัตถุหรือแสดงสัญลักษณ์ท่าทาง (Sidher & Shen, 2017) ดังแสดงในรูปที่ 2.5 แขนกลจะเคลื่อนไหวและแสดงท่าทางได้ก็ต่อเมื่อได้รับพลังงานไฟฟ้า เป็นตัวขับเคลื่อนระบบ แขนกลอาจมีจำนวนนิ้วมือสองนิ้วบ้าง สามนิ้วบ้าง หรือนิ้วบ้าง ขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของผู้ผลิตและผู้ใช้งาน ด้วยคุณสมบัติของแขนกลนี้สามารถใช้งานแขนกลทดแทน แขนและมือของผู้พิการบริเวณแขนและมือให้สามารถหยิบจับวัตถุทั้งขนาดเล็กและขนาดใหญ่ เพื่อให้ผู้พิการนั้นสามารถดำรงชีวิตประจำวันได้

แขนกลถือเป็นนวัตกรรมทางการแพทย์ที่ยังคงมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ในปัจจุบันแขนกลที่ผลิตขึ้นมาในเชิงอุตสาหกรรมนั้นมีจำนวนไม่เพียงพอต่อความต้องการของผู้พิการ เนื่องจากกรรมวิธีการผลิตต้องใช้เวลาและมีมูลค่าของต้นทุนการผลิตสูง และยังมีข้อจำกัดทางด้านสรีระของผู้พิการแต่ละรายอีกด้วย จึงยังคงมีผู้พิการแขนและมีมืออีกจำนวนมากที่ขาดโอกาสมีแขนมาทดแทนแขนที่สูญเสียไป



รูปที่ 2.5 องค์ประกอบของแขนกล

ที่มา : Sidher & Shen, 2017

2.6 การควบคุมแขนกล

การทำงานของแขนกลต้องอาศัยการควบคุมโดยผู้ใช้ โดยมีรูปแบบการควบคุมหลายรูปแบบ ได้แก่

2.6.1 การควบคุมแขนกลจากการสั่งการของสมองโดยตรง การควบคุมรูปแบบนี้จะมีความยุ่งยากซับซ้อนในการติดตั้งเพราะต้องใช้วิธีการผ่าตัดนำเส้นประสาทของผู้ใช้มาเชื่อมต่อเข้ากับเส้นประสาทเทียมของแขนกลเพื่อนำสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทไปควบคุมแขนกล การเคลื่อนที่ในลักษณะการแสดงท่าทางของแขนกลจะเป็นไปตามความต้องการของผู้ใช้ที่จะประสงค์ให้แขนกลแสดงออกหรือกระทำท่าทางต่าง ๆ (Sidher & Shen, 2017)

2.6.2 การควบคุมแขนกลจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มาจากการส่งผ่านสัญญาณด้วย อิเล็กโทรดชนิดสัมผัส รูปแบบนี้จะไม่ใช่การควบคุมการแสดงท่าทางที่ออกมาจากสมองสั่งการ โดยตรง เพียงแต่เป็นการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้ มาเป็นสัญญาณกระตุ้นการกระทำ ท่าทางที่ถูกออกแบบไว้อีกทีหนึ่ง ผู้ใช้ต้องฝึกฝนเรียนรู้การกระทำท่าทางโดยใช้กล้ามเนื้อที่มีอยู่ เพื่อให้ได้มาซึ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อนำสัญญาณนั้นไปออกแบบเป็นท่าทางสำหรับแขนกล ต่อไป (Sidher & Shen, 2017)

2.6.3 การควบคุมแขนกลด้วยอุปกรณ์ควบคุมอื่น ๆ จากภายนอก เช่น การควบคุมด้วย รีโมทคอนโทรล รูปแบบนี้เป็นารควบคุมแขนกลที่ทำได้ง่ายที่สุดโดยไม่ต้องรุกร่างกายของผู้ใช้ และสามารถออกแบบการแสดงท่าทางของแขนกลได้หลายท่าทาง (Sidher & Shen, 2017)

2.7 ท่าทางทางกายภาพของแขนและมือ

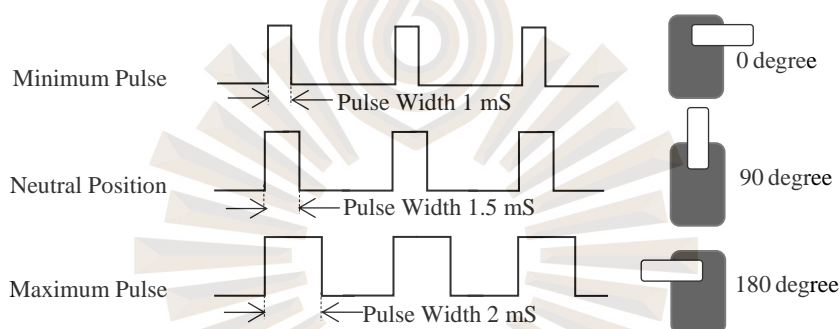
ท่าทางที่กระทำและแสดงออกด้วยแขนและมือของมนุษย์ที่มีกล้ามเนื้อที่สมบูรณ์ด้วย องค์ประกอบทางกายภาพ มีวัตถุประสงค์สองประการคือ

2.7.1 เพื่อแสดงท่าทางประกอบการสื่อสารและการถ่ายทอดอารมณ์ อาทิเช่น การชี้นิ้วด้วย นิ้วชี้ การแสดงกริยาการปฏิเสธด้วยการ โบกมือ การบอกทิศทางด้วยการผายมือออก การแสดงกริยา ร้องขอด้วยการหงายฝ่ามือ การแสดงท่าทางเพื่อบอกจำนวนด้วยนิ้วมือ เป็นต้น (Elbagoury & Vladareanu, 2016)

2.7.2 เพื่อกระทำท่าทางสำหรับการหยิบจับวัตถุที่ใช้ในชีวิตประจำวัน อาทิเช่น การหยิบ จับภาชนะใส่อาหาร การหยิบจับเครื่องใช้สอยส่วนตัว การหยิบจับเครื่องนุ่งห่ม เป็นต้น Elbagoury & Vladareanu, 2016)

2.8 กลไกขับเคลื่อนแขนกลด้วยเซอร์โวมอเตอร์

ปัจจุบันมีการพัฒนาแขนกลหลากหลายรูปแบบเพื่อทดแทนแขนและมือที่สูญเสียไป กลไกการเคลื่อนที่ของแขนกลต้องใช้มอเตอร์ในการขับเคลื่อน ซึ่งเซอร์โวมอเตอร์เป็นมอเตอร์ชนิดหนึ่งที่มีการควบคุมด้วยสัญญาณพัลส์ ที่เรียกว่า พัลส์วิดท์ มอดูเลชัน (Pulse Width Modulation : PWM) โดยการควบคุมความกว้างของพัลส์ที่ป้อนให้กับวงจรขับเซอร์โวมอเตอร์เพื่อควบคุมการเปลี่ยนองศาของเพลาเซอร์โวมอเตอร์ และความถี่ของพัลส์จะมีผลต่อความเร็วการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ (Lai & Hsu, 2018) ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แสดงค่า Pulse Width Modulation ต่อมุมของเซอร์โวมอเตอร์

ที่มา: Lai & Hsu, 2018

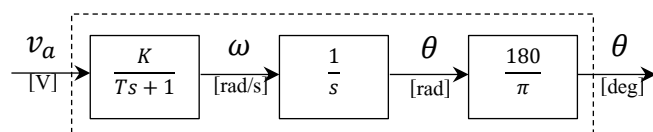
สามารถใช้สมการที่ 1 อธิบายการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์ดังนี้

$$\omega = \frac{K}{s(Ts+1)} v_a \quad (2-1)$$

ω = มุมที่มอเตอร์หมุนไป

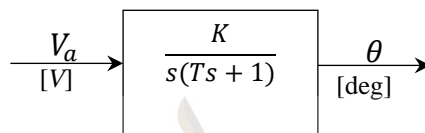
v_a = แรงดันไฟฟ้าอินพุต

K = ค่าคงที่



รูปที่ 2.7 แสดงบล็อกไดอะแกรมการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์

ที่มา: Singh , Sahu, Beg, Khan & Kumar, 2018

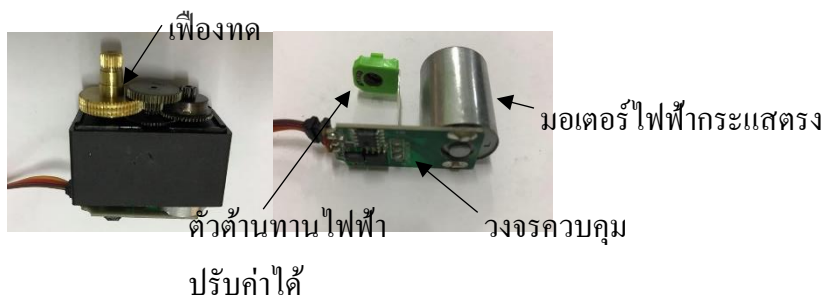


รูปที่ 2.8 แสดงบล็อกไดอะแกรมการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่ยุบรวมแล้ว

ที่มา: Singh et al., 2018

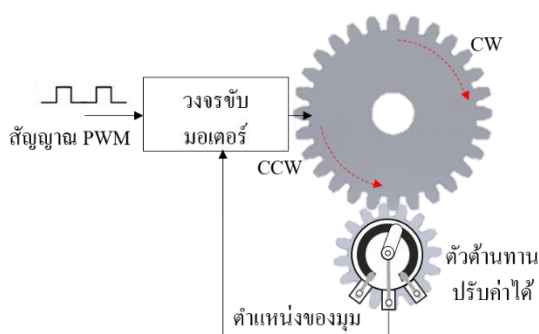
จากรูปที่ 2.7 และ 2.8 เมื่อป้อนสัญญาณพัลส์วิดท์มอดูเลชันเข้าสู่เซอร์โวมอเตอร์ สัญญาณพัลส์จะถูกส่งเข้าสู่ไมโครโปรเซสเซอร์ภายในโมดูลเซอร์โวมอเตอร์ ค่าเฉลี่ยพัลส์วิดท์มอดูเลชันคือ แรงดัน v_a จะถูกประมวลผล เพื่อควบคุมมอเตอร์ภายในเซอร์โวมอเตอร์ให้หมุนเพื่อขับเคลื่อนเซอร์โวมอเตอร์ให้เกิดการเปลี่ยนแปลงองศา

โครงสร้างของเซอร์โวมอเตอร์ (Servo motor) ในรูปที่ 2.9 ประกอบด้วยมอเตอร์ไฟตรง (DC Motor) มีแกนโรตารีขับเคลื่อนเฟืองทด และชุดเฟืองขับเคลื่อนตัวความต้านทานที่ปรับค่าได้ เมื่อมอเตอร์หมุนเฟืองจะทำให้ค่าความต้านทานเปลี่ยนไป มีความสัมพันธ์กับองศาการหมุนของเฟือง จากค่าความต้านทานต่ำสุดจะแสดง ค่ามุม 0 องศา ไปจนถึงค่าความต้านทานค่ามากที่สุด ก็จะแสดง ค่ามุม 180 องศา (Lai & Hsu, 2018) ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.9 แสดงโครงสร้างของเซอร์โวมอเตอร์

ที่มา: Lai & Hsu, 2018

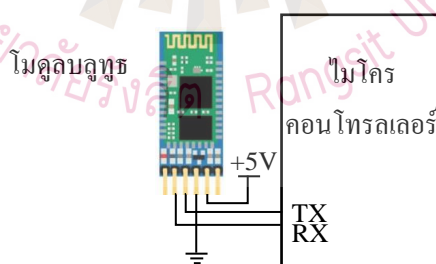


รูปที่ 2.10 แสดงการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์

ที่มา: Lai & Hsu, 2018

2.9 การควบคุมแขนกลด้วยการสื่อสารรูปแบบไร้สาย

การสื่อสารรูปแบบไร้สายถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในยุคปัจจุบัน เนื่องจากจะช่วยทำให้ประหยัดสายสัญญาณแล้วยังทำให้การใช้งานสะดวกยิ่งขึ้นอีกด้วย โมดูลสื่อสารบลูทูธเป็นอุปกรณ์หนึ่งที่ทำหน้าที่สื่อสารข้อมูลรูปแบบไร้สายสามารถใช้งานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านการส่งข้อมูลอนุกรม (Serial Communication) รูปแบบ UART (Universal Asynchronous Receive Transmitters) โดยใช้สายสัญญาณเพียง 1 ช่องทาง ส่งข้อมูลแบบไร้สายบนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ 2.4GHz ใช้แรงดันไฟตรงเพียง 3.3 ถึง 6 โวลต์ (Stephens-Fripp, Alici & Mutlu, 2018) จึงเหมาะสำหรับการใช้เป็นสื่อกลางในการรับส่งข้อมูลเพื่อนำไปขับเซอร์โวมอเตอร์ให้กับแขนกล มีรูปแบบการต่อวงจรใช้งานดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 การใช้งานโมดูลบลูทูธ

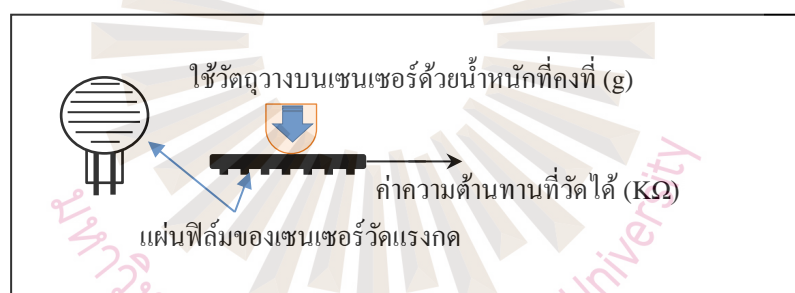
ที่มา : Stephens-Fripp et al., 2018

2.10 ระบบการตรวจสอบแรงกด

การออกแบบแบบเซนกลเพื่อหยิบจับวัตถุที่มีคุณสมบัติทางกายภาพที่เปราะบางเสี่ยงต่อการแตกหัก จำเป็นต้องออกแบบระบบวัดอัตราของแรงกระทำต่อวัตถุ การวิจัยนี้ใช้เซนเซอร์วัดแรงกด (Force Sensing Resistor : FSR) เป็นอุปกรณ์วัดอัตราแรงที่กระทำต่อวัตถุขณะที่เซนกลหยิบจับวัตถุ (Stephens-Fripp et al., 2018) ดังรูปที่ 2.12

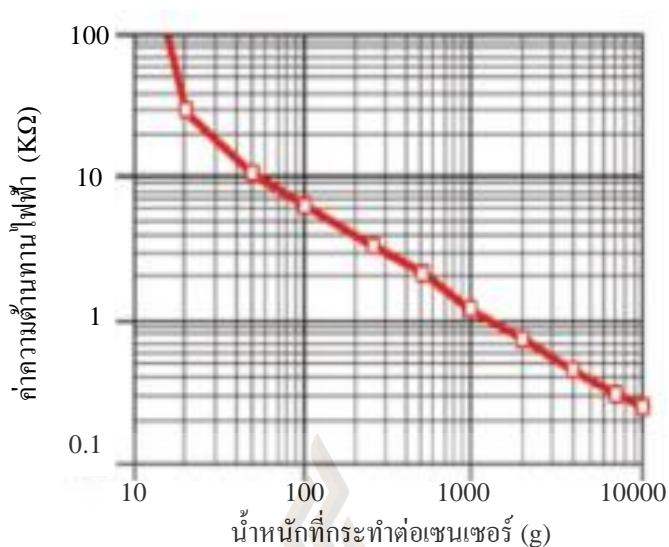


รูปที่ 2.12 เซนเซอร์วัดแรงกด (Force Sensing Resistor : FSR)
ที่มา: Singh et al., 2018



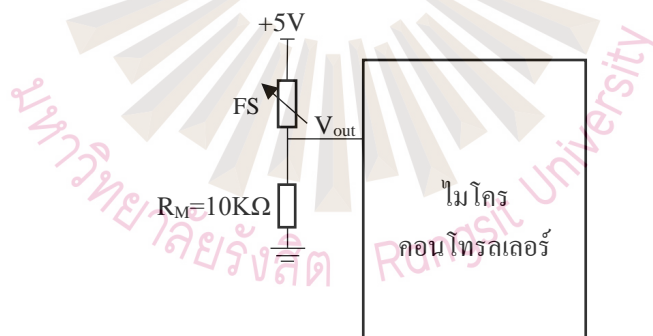
รูปที่ 2.13 วิธีการทดสอบวัดแรงดันไฟฟ้าจากเซนเซอร์วัดแรงกด
ที่มา: Stephens-Fripp et al., 2018

จากการศึกษาการทำงานของเซนเซอร์วัดแรงกดด้วยวิธีการดังรูปที่ 2.13 ทราบว่า เมื่อมีแรงกดบริเวณแผ่นฟิล์มของเซนเซอร์ ค่าความต้านทานจะเปลี่ยนแปลงไป กล่าวคือ เซนเซอร์วัดแรงกดคือตัวต้านทานไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานตามแรงที่กระทำต่อเซนเซอร์ โดยเริ่มต้นหากไม่มีแรงใด ๆ มากระทำต่อเซนเซอร์ ค่าความต้านทานภายในเซนเซอร์จะมีค่าเท่ากับ 100 กิโลโอห์ม ต่อเมื่อมีแรงมากระทำต่อเซนเซอร์แล้วค่าความต้านทานจะลดลงตามน้ำหนักแรงกดที่กระทำต่อเซนเซอร์ (Stephens-Fripp et al., 2018) ดังแสดงในรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของค่าความต้านทานภายในเซนเซอร์กับน้ำหนักจากแรงกด
ที่กระทำต่อเซนเซอร์
ที่มา: Stephens-Fripp et al., 2018

จากคุณสมบัติการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานภายในของเซนเซอร์วัดแรงกด จึงนำไปสู่
การออกแบบวงจรวัดแรงดันไฟฟ้าที่มีผลจากน้ำหนักที่กระทำต่อเซนเซอร์ ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 วงจรวัดแรงกดด้วยเซนเซอร์วัดแรงกด
ที่มา: Stephens-Fripp et al., 2018

แรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต (V_{out}) ที่ได้จากวงจรจะเกิดการเปลี่ยนแปลงไปหากมีแรงกดมา
กระทำต่อเซนเซอร์ กล่าวคือ ขณะที่ไม่มีแรงกดใด ๆ มากระทำต่อเซนเซอร์ แรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตจะ
มีค่าเท่ากับ 0 โวลต์ แต่ถ้าหากมีแรงกดมากระทำต่อเซนเซอร์แล้ว แรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตจะเพิ่มขึ้น
ตามน้ำหนักแรงกดที่กระทำโดยมีค่าสูงสุดคือ 5 โวลต์ สามารถคำนวณแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต
(V_{out}) ได้จากสมการที่ 2

$$V_{out} = \frac{R_M \times V}{(R_M + R_{FSR})} \quad (2-2)$$

V_{out} = แรงดันเอาต์พุต (V)

R_M = ค่าความต้านทานคงที่ (10K Ω)

V = แรงดันไฟตรงคงที่ (5V)

R_{FSR} = ค่าความต้านทานภายในเซนเซอร์ที่เปลี่ยนแปลงตามน้ำหนักแรงกด (Ω)

2.11 โปรแกรมควบคุมแบบดิจิทัลและการควบคุมการทำงานของแขนกล

งานวิจัยนี้เลือกใช้ แอปพลิเคชัน Arduino IDE เป็นแอปพลิเคชันคอมพิวเตอร์สำหรับการออกแบบและพัฒนาโปรแกรมควบคุมแขนกล และเลือกใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล Arduino nano ที่ใช้หน่วยประมวลผล ATmega328 เป็นอุปกรณ์ควบคุม เพราะมีขนาดเล็กน้ำหนักเบาและใช้แรงดันไฟตรงเพียง 3.3 ถึง 12 โวลต์ มีอัตราการประมวลผลที่ความเร็ว 16 MHz มีขาสำหรับรองรับการอินเทอร์เฟซแบบดิจิทัล 14 ขา และมีขาสำหรับรองรับการอินเทอร์เฟซแบบแอนะล็อก 8 ขา ใช้เซอร์โวมอเตอร์ รุ่น MG996R จำนวน 5 ตัว ขับเคลื่อนนิ้วของแขนกลจำนวน 5 นิ้ว เพราะมีแรงบิดสูงถึง 11 กิโลกรัมต่อเซนติเมตร และใช้แรงดันไฟฟ้าตรง 4.5 - 6 โวลต์ ควบคุมการหมุนด้วยสัญญาณพัลส์วิดท์ มอดูเลชัน (Pulse Width Modulation : PWM) โดยองศาการหมุนของเพลามอเตอร์จะเปลี่ยนแปลงไปตามความกว้างของสัญญาณพัลส์ ทำให้เพลาของเซอร์โวมอเตอร์หมุนไปตามองศาที่ต้องการ โดยเริ่มต้นที่ 0 องศา ไปจนถึง 180 องศา (Lai & Hsu, 2018)

บทที่ 3

ระเบียบวิธีการวิจัย

เพื่อให้การวิจัยเป็นไปตามวัตถุประสงค์ ผู้วิจัยจึงได้ออกแบบระเบียบและวิธีวิจัยเป็น 3 ประเด็นหลักๆ ได้แก่

ประเด็นที่ 1 วิธีการศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิตช์สองปุ่ม

ประเด็นที่ 2 วิธีการสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่อง ด้วยรูปแบบไร้สาย

ประเด็นที่ 3 วิธีการควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องสำหรับการหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปร่างแตกต่างกัน

3.1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

3.1.1 การศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องโดยใช้สวิตช์สองปุ่ม
ในเบื้องต้นผู้วิจัยจะกล่าวถึง วิธีการศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แขนสองช่องด้วยการใช้สวิตช์สองปุ่ม โดยแบ่งเป็นขั้นตอนการวิจัยดังต่อไปนี้

3.1.1.1 ขั้นตอนการเลือกท่าทางการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน
สำหรับงานวิจัยนี้กล่าวถึงการทำงานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วน ปลาย จากการค้นคว้า
งานวิจัยทำให้ทราบว่ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลายมีจำนวนแปดมัดและสามารถแบ่งมัดกล้ามเนื้อเป็น
กลุ่มใหญ่ๆ ได้สองกลุ่มคือ กลุ่ม Flexor และ กลุ่ม Extensor จะทำงานพร้อมกัน และ ตรงข้ามกันหรือ
เรียกว่าการทำงานแบบ Antagonist กัน กล่าวคือกล้ามเนื้อกลุ่มหนึ่งหดตัวส่วนกล้ามเนื้ออีกกลุ่มหนึ่ง
คลายตัว และจากบทความการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลายด้วย Myo Armband พบว่า

แขนมนุษย์นั้นสามารถแสดงท่าทางได้หลายท่าทาง แต่ท่าทางที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกมาได้ชัดเจนมีสี่ท่าทาง ได้แก่

ท่าที่หนึ่ง แขนมือ (Open palm of the hand) ในขณะที่กระทำท่าทางนี้ทั้งมัดกล้ามเนื้อกลุ่ม Flexor และ กลุ่ม Extensor จะคลายตัวพร้อมกัน

ท่าที่สอง กำมือ (Fist) ในขณะที่กระทำท่าทางนี้ทำให้กล้ามเนื้อกลุ่ม Flexor และ Extensor หดตัวพร้อมกัน

ท่าที่สาม งอมือเข้า (Flexion) ในขณะที่กระทำท่าทางนี้ทำให้กล้ามเนื้อกลุ่ม Flexor หดตัว และ กล้ามเนื้อกลุ่ม Extensor คลายตัว

ท่าที่สี่ ผายมือออก (Extension) ในขณะที่กระทำท่าทางนี้ทำให้กล้ามเนื้อกลุ่ม Flexor คลายตัว และ กล้ามเนื้อกลุ่ม Extensor หดตัว

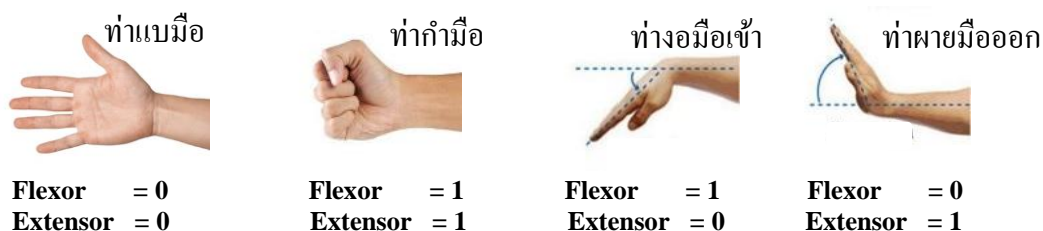
ผู้วิจัยจึงเลือกท่าทางสี่ท่าทางนี้มาเป็นแนวคิดและต้นแบบในการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย ดังปรากฏในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 รูปแบบการแสดงท่าทางของแขนและมือที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ชัดเจน

ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

3.1.1.2 ขั้นตอนการสร้างสัญญาณไฟฟ้าเทียบเคียงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนเมื่อได้ท่าทางที่เป็นต้นแบบสำหรับการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลายแล้ว ลำดับต่อไปของการวิจัยคือ การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยใช้รูปแบบการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อจากการกระทำท่าทางทั้งสี่ท่าทางมาเปรียบเทียบเป็นลอจิกดิจิทัลรูปแบบรหัสไบนารี กล่าวคือ การหดตัวของกล้ามเนื้อกลุ่มใด ๆ แทนด้วย ลอจิก “ 1 ” ส่วนการคลายตัวของกล้ามเนื้อกลุ่มใด ๆ แทนด้วยลอจิก “ 0 ” ดังแสดงในรูปที่ 3.2

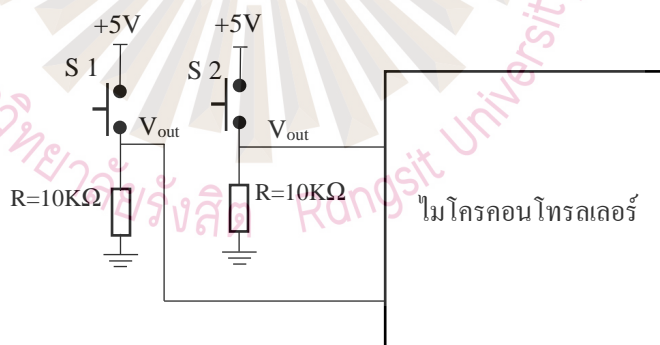


รูปที่ 3.2 ออกแบบรหัสไบนารี เสมือนการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อกลุ่ม

Flexor และกลุ่ม Extensor

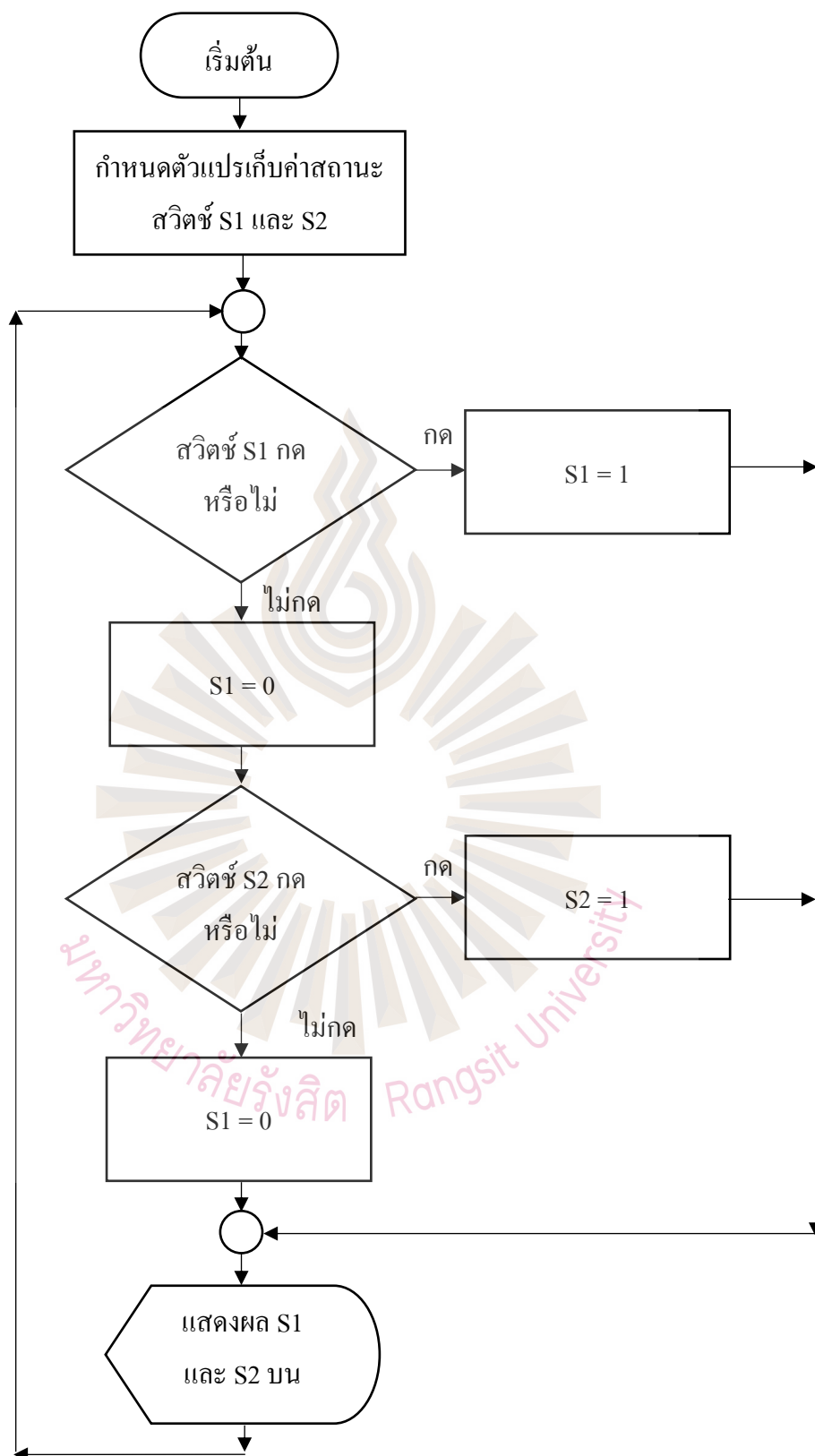
ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

จากรูปที่ 3.2 รหัสไบนารีลอจิก 0 และ 1 ที่เปรียบเทียบจากการหดตัว และคลายตัวของกล้ามเนื้อมัดกล้ามเนื้อ สามารถสร้างให้เป็นรูปแบบของสัญญาณไฟฟ้าได้โดยการกดสวิตช์ 2 ช่อง ตามรูปแบบการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มมัดกล้ามเนื้อทั้ง 2 กลุ่ม โดยกำหนดให้สวิตช์ตัวที่ 1 (S1) แทนมัดกล้ามเนื้อกลุ่ม Flexor และ สวิตช์ตัวที่ 2 (S2) แทนมัดกล้ามเนื้อกลุ่ม Extensor เมื่อสวิตช์ถูกกดจะมีสัญญาณไฟฟ้า แรงดัน 5 โวลต์ ซึ่งเทียบได้กับรหัสไบนารีลอจิก “1” ป้อนเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ และ เมื่อไม่กดสวิตช์จะมีสัญญาณไฟฟ้า แรงดัน 0 โวลต์ ซึ่งเทียบได้กับรหัสไบนารีลอจิก “0” ป้อนเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยการต่อวงจรสวิตช์สองตัวเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 วงจรสวิตช์สองช่อง

ที่มา: Sidher & Shen, 2017



รูปที่ 3.4 แผนผังการทำงานของโปรแกรมอ่านค่าการกดสวิตช์

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

เพื่อให้สอดคล้องกับวัตถุประสงค์ของการวิจัยในประเด็นที่ 1 ผู้วิจัยจึงออกแบบ

วิธีวิจัยเพื่อศึกษาผลการจำลองโดยการทดสอบการกดสวิตช์สองช่อง โดยการต่อวงจรดังรูปที่ 3.3 ซึ่งเป็นการต่อสวิตช์เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ และเขียนโปรแกรมคำสั่งสำหรับควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ดั่งผังการทำงานของโปรแกรมที่แสดงในรูปที่ 3.4 เพื่ออ่านค่าแรงดันขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ได้จากการกดสวิตช์ทั้งสองช่อง ด้วยรูปแบบวิธีกดสวิตช์ดังที่กำหนดไว้ตามขั้นตอนต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 ไม่งกด สวิตช์ S1 และ ไม่งกด สวิตช์ S2

ขั้นตอนที่ 2 ไม่งกด สวิตช์ S1 และ กด สวิตช์ S2

ขั้นตอนที่ 3 กด สวิตช์ S1 และ ไม่งกด สวิตช์ S2

ขั้นตอนที่ 4 กด สวิตช์ S1 และ กด สวิตช์ S2

บันทึกผลการทดสอบกดสวิตช์ลงในตาราง เพื่อศึกษาผลการจำลองโดยการทดสอบการกดสวิตช์สองช่อง

3.1.2 การควบคุมแขนกล วิธีการสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่อง ด้วยรูปแบบไร้สาย มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

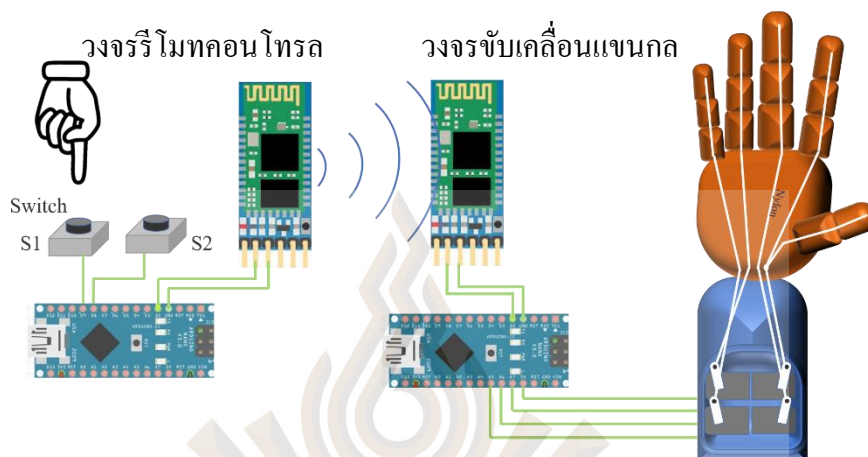
3.1.2.1 ขั้นตอนการออกแบบท่าทางของแขนกล งานวิจัยนี้มีเป้าหมายเพื่อต่อ ยอดสู่การพัฒนาแขนกลสำหรับผู้พิการ จึงมีแนวทางทดสอบให้สอดคล้องกับการใช้งานเสมือนแขนของมนุษย์ โดยออกแบบให้แขนกลแสดงท่าทางที่มนุษย์ใช้ในชีวิตประจำวัน จำนวน 4 ท่าทาง ได้แก่ ท่าที่1 ท่าแบ่มือ ท่าที่2 ท่าหยิบจับวัตถุด้วยนิ้วทั้ง 5 นิ้ว ท่าที่3 ท่าหยิบจับวัตถุด้วย 2 นิ้ว และท่าที่4 ท่าชี้ตำแหน่งด้วยนิ้วชี้ ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การออกแบบท่าทางของแขนกล

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

3.1.2.2 ขั้นตอนการควบคุมแขนกลแบบไร้สาย ในการวิจัยนี้เลือกใช้ระบบการสื่อสารข้อมูลไร้สายด้วยโมดูลบลูทูธในการควบคุมการเคลื่อนไหวของแขนกลให้แสดงท่าทาง 4 ท่าทาง โดยสร้างวงจรสำหรับการควบคุมแขนกลด้วย 2 วงจร ได้แก่ วงจรรีโมทคอนโทรล และ วงจรขับเคลื่อนแขนกล ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 วงจรควบคุมแขนกลแบบไร้สาย

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

1) วงจรรีโมทคอนโทรลวงจรรีโมทคอนโทรลคือวงจรสวิตช์ 2 ช่อง ที่จำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนส่วนปลาย ทำงานโดยการกดสวิตช์ด้วยรูปแบบดังต่อไปนี้

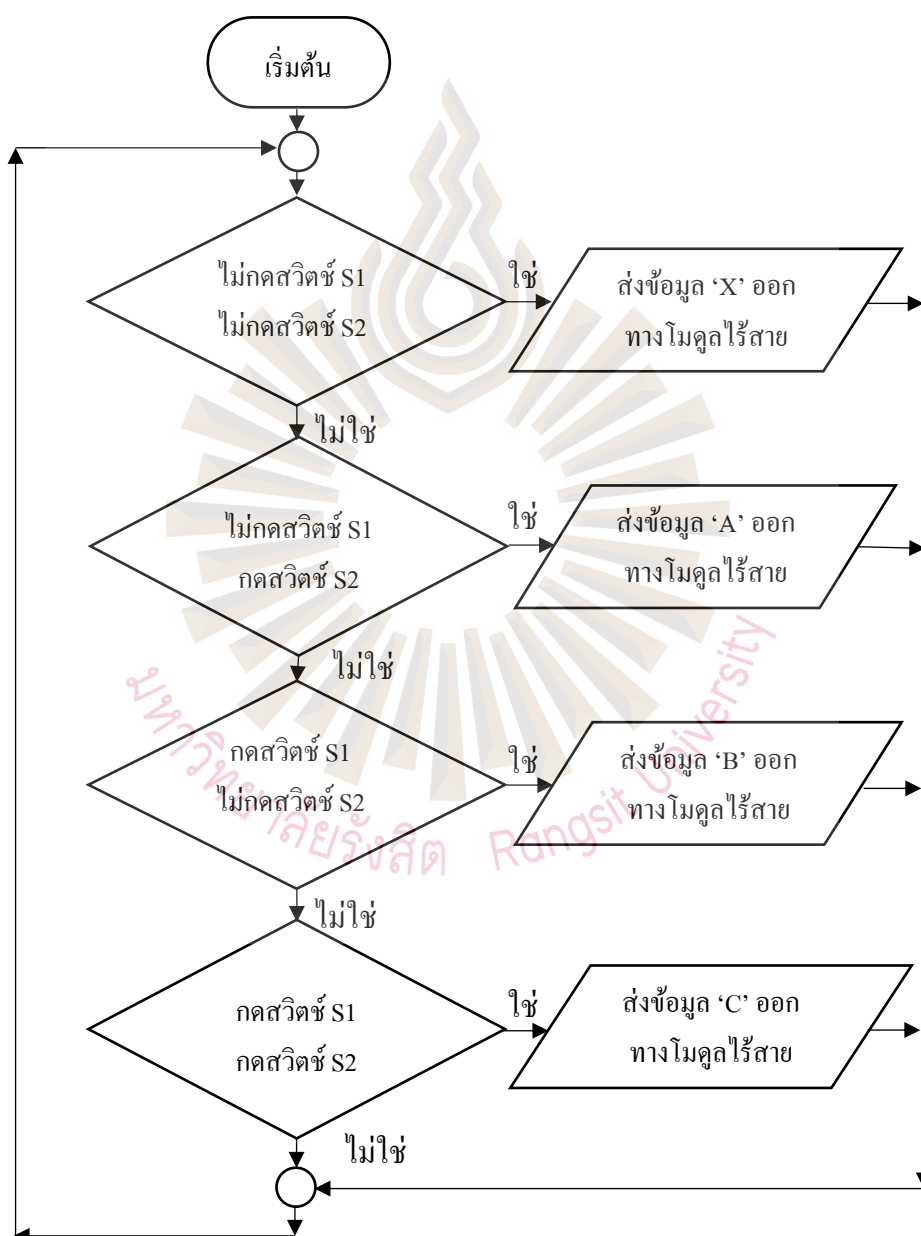
ท่าทางที่ 1 ท่าทางแบ่มือเป็นท่าทางปกติในขณะที่ไม่ได้กดสวิตช์ใด ๆ

ท่าทางที่ 2 ท่าทางหยิบจับวัตถุด้วยนิ้วทั้ง 5 นิ้ว ควบคุมโดยการกดปุ่ม S1 ค้างไว้ โดยแขนกลจะเคลื่อนที่แบบนุ่มนวลและต่อเนื่องด้วยความเร็ว 30 รอบ ต่อนาที สามารถกดปุ่ม S1 ค้างไปจนกว่านิ้วทั้ง 5 นิ้วหยิบจับหรือประคองวัตถุได้กระชับ แล้วจึงยกเลิกการกดปุ่ม S1 เพื่อหยุดการสั่งการ แขนกลจะกระทำทำนั้นค้างไว้ ถ้าต้องการปล่อยวัตถุลงจึงกดปุ่ม S2 หนึ่งครั้ง แขนกลจะกลับไปสู่ท่าทางแบ่มือ

ท่าทางที่ 3 ท่าทางหยิบจับวัตถุด้วย 2 นิ้ว ควบคุมโดยการกดปุ่ม S2 ค้างไว้ โดยแขนกลจะเคลื่อนที่แบบนุ่มนวลและต่อเนื่องด้วยความเร็ว 30 รอบ ต่อนาที สามารถกดปุ่ม S2 ค้างไปจนกว่านิ้วทั้ง 2 นิ้วหยิบจับหรือประคองวัตถุได้กระชับ แล้วจึงยกเลิกการกดปุ่ม S2 เพื่อหยุดการสั่งการ แขนกลจะกระทำทำนั้นค้างไว้ ถ้าต้องการปล่อยวัตถุลงจึงกดปุ่ม S1 หนึ่งครั้ง แขนกลจะกลับไปสู่ท่าทางแบ่มือ

ท่าทางที่ 4 ท่าทางการชี้ตำแหน่งด้วยนิ้วชี้ ควบคุมโดยการกดปุ่ม S1 และ S2 พร้อมกันหนึ่งครั้ง นิ้วทั้ง 4 ยกเว้นนิ้วชี้ จะถูกพับเก็บ เหลือเพียงนิ้วชี้ที่เหยียดตรง ถ้าต้องการยกเลิกการชี้จึงกดปุ่ม S1 หนึ่งครั้ง แขนกลจะกลับไปสู่ท่าทางแบมือ

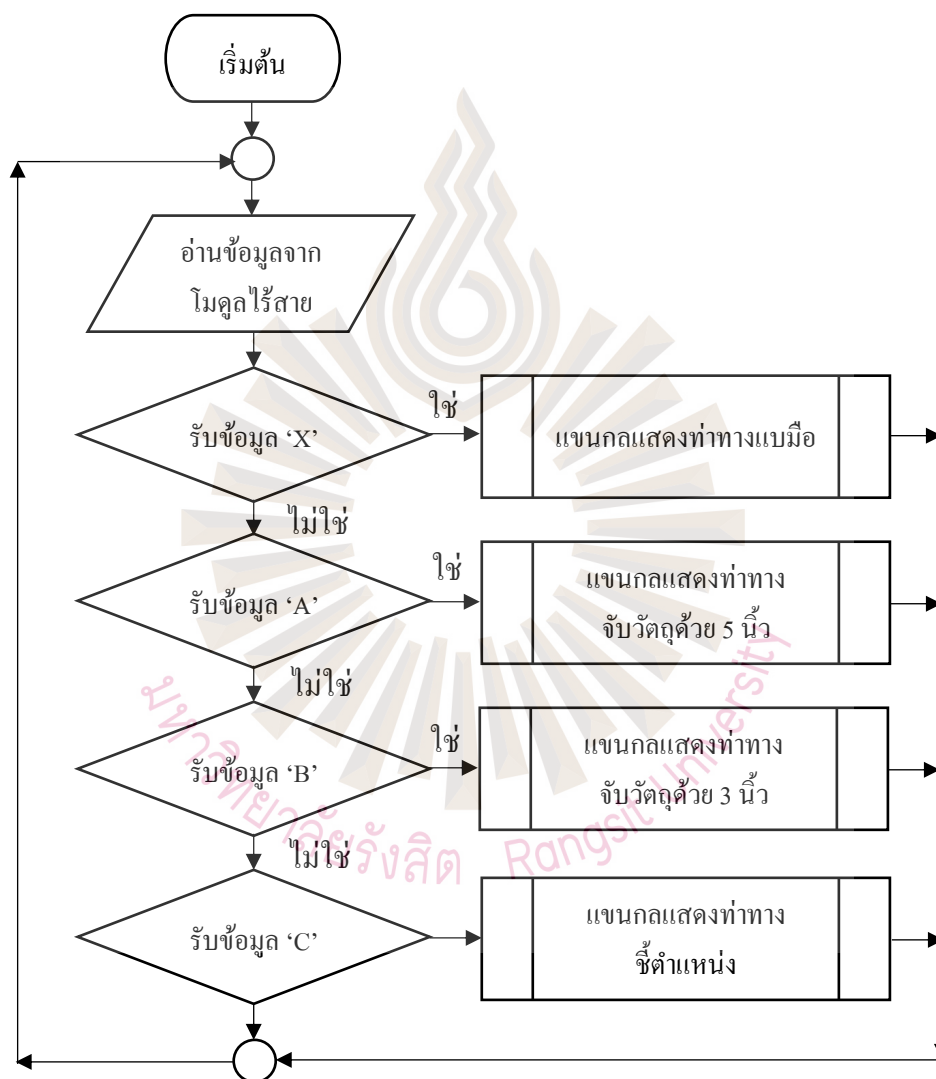
การทำงานของระบบรีโมทคอนโทรลอาศัยหลักการควบคุมของไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีโปรแกรมคำสั่งสำหรับควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังผังการทำงานของโปรแกรม ที่แสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แพนผังการทำงานของระบบรีโมทคอนโทรล

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

2) วงจรขับเคลื่อนแกนกลางวงจรขับเคลื่อนแกนกล คือวงจรที่ทำหน้าที่ขับเคลื่อนกลไกการเคลื่อนไหวข้อต่อของแกนกลที่รับข้อมูลคำสั่งผ่านทางช่องทางการสื่อสารไร้สายมาจากรีโมทคอนโทรล และนำข้อมูลคำสั่งที่ได้รับมาถอดรหัสและสร้างท่าทางให้แกนกลแสดงท่าทางต่าง ๆ 4 ท่าทาง โดยการควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ด้วยคำสั่งโปรแกรมผังการทำงานโปรแกรม ที่แสดงดังรูปที่ 3.8 และทำการทดสอบผลการควบคุมแกนกลแล้วบันทึกผลการทดสอบลงในตารางบันทึกผล



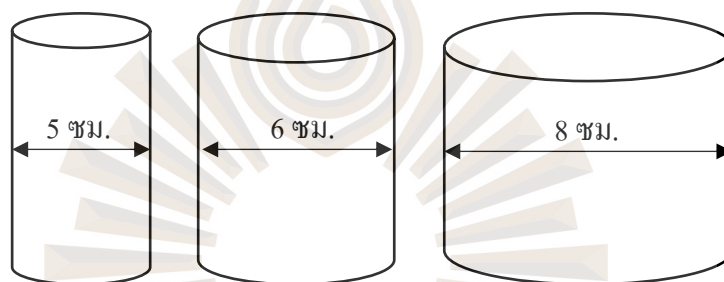
รูปที่ 3.8 ผังการทำงานของระบบขับเคลื่อนแกนกล

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

3.1.3 การทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกัน

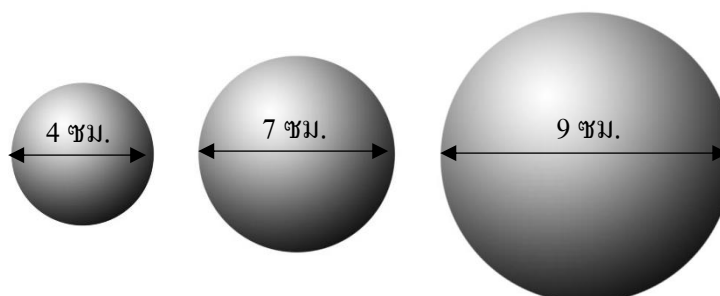
3.1.3.1 ขั้นตอนการเลือกขนาดและรูปทรงของวัตถุที่ใช้ทดสอบ ในงานวิจัยนี้ เลือกวัตถุสำหรับการทดสอบที่มีขนาดต่างกันและรูปทรงต่างกันจำนวน 9 ชิ้น ซึ่งเป็นวัตถุที่มนุษย์หยิบจับอยู่ทั่วไปในการดำรงชีวิตประจำวัน โดยแบ่งเป็นประเภทดังต่อไปนี้

1) วัตถุทรงกระบอก ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับเครื่องใช้ที่จำเป็นในชีวิตประจำวัน จำพวกแก้วน้ำ ขาดยา ขวดน้ำ เป็นต้น จำนวน 3 ชิ้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 วัตถุทรงกระบอกที่ใช้ทดสอบการทำงานของแขนกล
ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

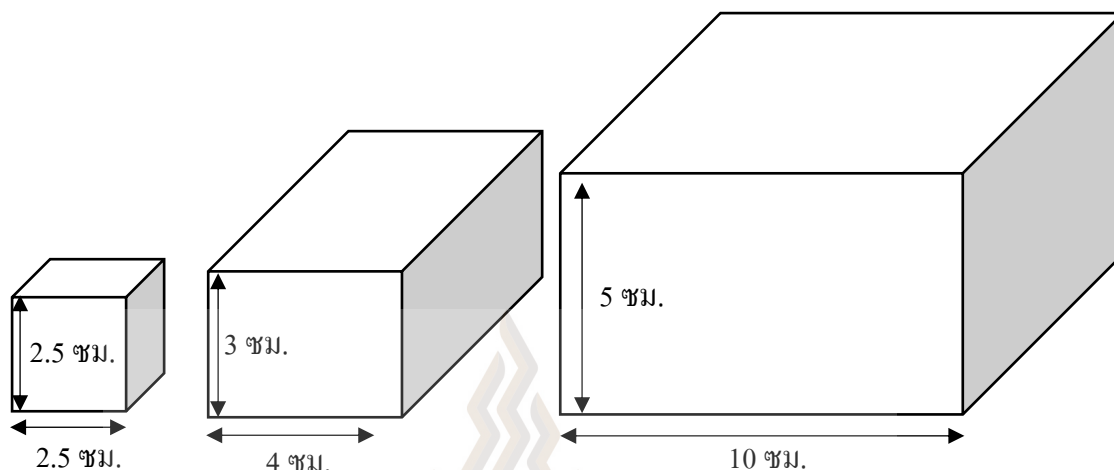
2) วัตถุทรงกลม ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับวัตถุที่ใช้ในชีวิตประจำวันจำพวกอาหารและผลไม้ต่าง ๆ ที่มีลักษณะทางการยกภาพเป็นทรงกลม จำนวน 3 ชิ้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 วัตถุทรงกลมที่ใช้ทดสอบการทำงานของแขนกล
ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

3) วัตถุทรงลูกบาศก์ ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับเครื่องใช้ที่จำเป็นในชีวิตประจำวัน

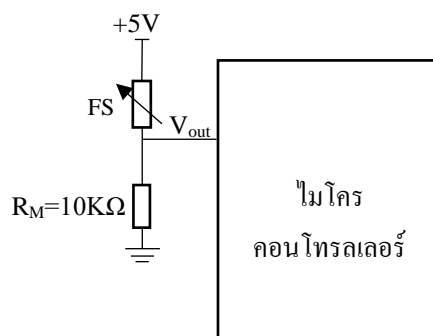
จำพวก รีโมทคอนโทรล เครื่องชาร์จ โทรศัพท์ กล่องบรรจุอาหาร เป็นต้น จำนวน 3 ชั้น ที่มีขนาด ความกว้างความยาวความสูงต่างกัน 3 ขนาด ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 วัตถุทรงลูกบาศก์ที่ใช้ทดสอบการทำงานของแขนกล
ที่มา: Setiawan & Siswanto, 2016

3.1.3.2 ขั้นตอนทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกัน เพื่อให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์ของการวิจัย ในขั้นตอนนี้เป็นการใช้แขนกลที่ควบคุมด้วยการจำลอง สัญญาณไฟฟ้ากล่ามเนื้อที่เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องทดสอบหยิบจับวัตถุ ที่ได้เลือกไว้ 3 รูปทรง โดยแต่ละรูปทรงมีขนาดแตกต่างกัน 3 ขนาด รวมวัตถุที่ต้องทดสอบหยิบจับมีจำนวน 9 ชิ้น โดยแต่ละชิ้น ต้องทดสอบใช้แขนกลหยิบจับซ้ำ ๆ ชั้นละ 5 ครั้ง และบันทึกผลลงในตารางบันทึกผล

3.1.4 การตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ เพื่อช่วยให้ทราบว่าแขนกลที่ใช้ทดสอบหยิบจับวัตถุมีนั้น ๆ มีระดับของแรงที่กระทำต่อวัตถุในระดับเหมาะสมหรือไม่ ผู้วิจัยได้เพิ่มระบบควบคุมการตรวจสอบแรงกด โดยเลือกใช้อุปกรณ์ที่มีชื่อว่า ตัวต้านทานเปลี่ยนแปลงค่าตามระดับแรงกด Force Sensing Resistor : FSR มาใช้เป็นเซนเซอร์วัดแรงกดโดยเซนเซอร์จะแปลงค่าระดับแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุขณะหยิบจับวัตถุ แล้วแปลงค่าระดับแรงกดนั้นให้เป็นแรงดันไฟฟ้า โดยต่อวงจรวัดแรงกดดังรูปที่ 3.12 ซึ่งใช้เซนเซอร์ 5 ชุด ติดตั้งบริเวณปลายนิ้วมือ 4 นิ้ว ได้แก่ นิ้วโป้ง นิ้วชี้ นิ้วกลาง นิ้วนาง และบริเวณฝ่ามือ 1 ชุด สัญญาณไฟฟ้าที่ได้เปลี่ยนไปตามระดับของแรงกดที่เซนเซอร์วัดได้ จะถูกส่งต่อไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อวิเคราะห์และประมวลผลเพื่อส่งข้อมูลระดับของแรงกดกลับไปยังหน่วยควบคุม และมีการแจ้งเตือนเมื่อระดับของแรงกดสูงเกินระดับที่ได้กำหนดไว้ การออกแบบระบบควบคุมการตรวจสอบแรงกด มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

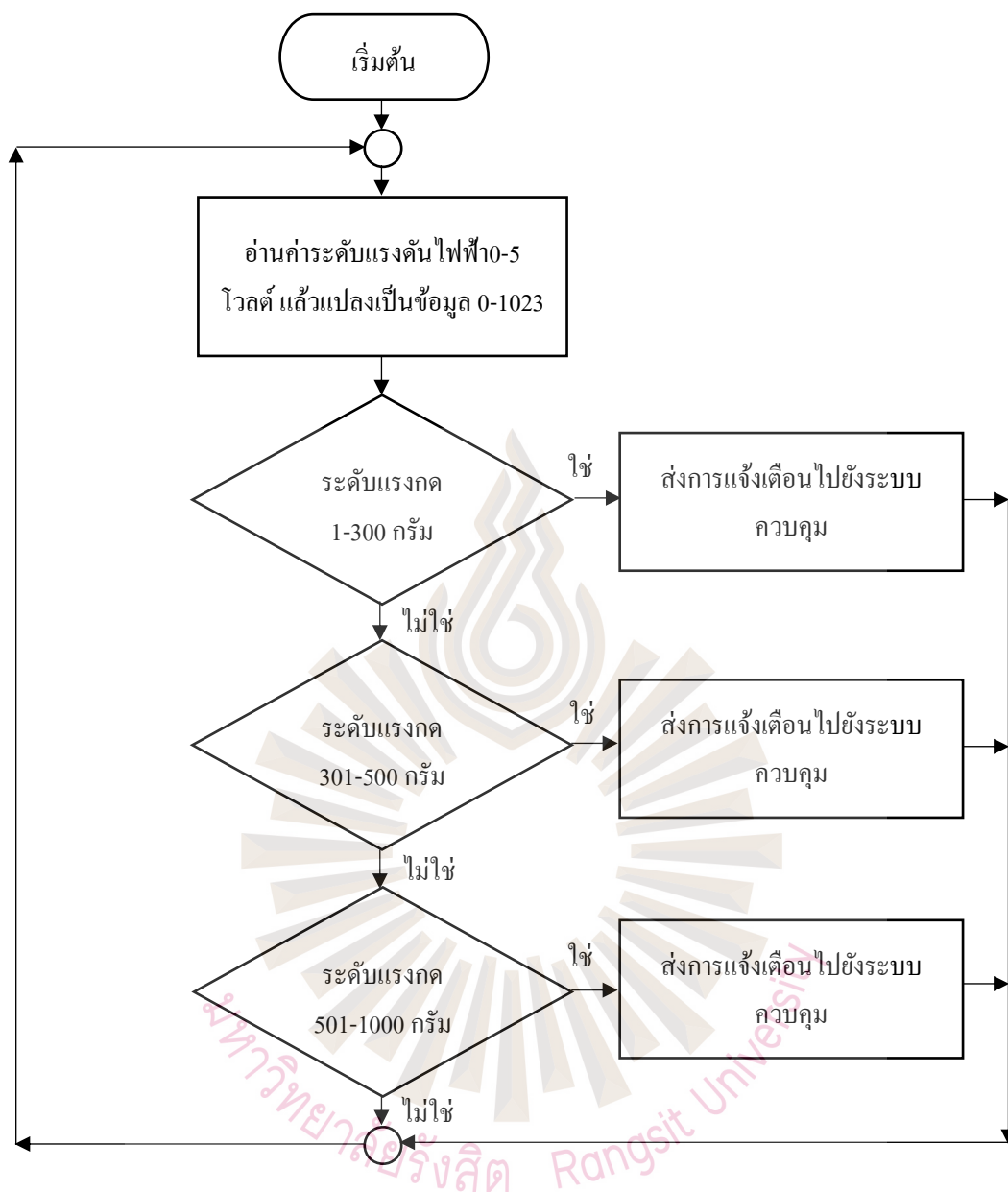


รูปที่ 3.12 วงจรวัดระดับแรงกด

ที่มา: Sidher & Shen, 2017

3.1.4.1 ขั้นตอนการกำหนดเกณฑ์การเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์กับแรงกดที่กระทำต่อเซนเซอร์ ทำได้โดยใช้ลูกน้ำหนักมาตรฐานที่มีน้ำหนักต่างกัน 3 ระดับ ได้แก่ ลูกน้ำหนักรวม 300 กรัม 500 กรัม และ 1000 กรัม โดยใช้ลูกน้ำหนักเหล่านี้วางทับลงบนตัวต้านทานเปลี่ยนแปลงค่าตามระดับแรงกด ที่มีลักษณะเป็นแผ่นฟิล์ม และต่อวงจรดังรูปที่ 3.12 แล้วใช้โวลต์มิเตอร์วัดแรงดันขอยออกจากวงจร โดยการบันทึกผลแรงดันที่วัดได้ลงในตารางบันทึกผลเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์กับแรงกดที่กระทำต่อเซนเซอร์

3.1.4.2 ขั้นตอนการนำเข้าแรงดันไฟฟ้าจากเซนเซอร์สู่การตรวจสอบแรงกด ทำได้โดยต่อวงจรเซนเซอร์ทั้ง 5 ชุดเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และเขียนโปรแกรมผังโปรแกรมในรูปที่ 3.13 โปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ระดับแรงดันที่รับเข้ามาทางขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์โดยการแปลงระดับแรงดันไฟฟ้าที่เป็นข้อมูลอนาล็อกคือระดับแรงดันไฟฟ้า 0 โวลต์ – 5 โวลต์ ให้เป็นค่าระดับของข้อมูลดิจิทัล 10 บิต คือระดับข้อมูล 0 – 1023 โปรแกรมจะทำการเปรียบเทียบระดับข้อมูลดิจิทัล ที่เป็นผลมาจากระดับแรงกดของเซนเซอร์ และส่งข้อมูลการวิเคราะห์ไปแจ้งเตือนระดับแรงกดยังหน่วยควบคุมอีกทอดหนึ่ง



รูปที่ 3.13 แผนผังการทำงาน โปรแกรมการตรวจสอบแรงกด ด้วยการวัดระดับแรงกด
ที่มา: Sidher & Shen, 2017

3.1.4.3 ขั้นตอนการแจ้งเตือนระดับแรงกดด้วยการตรวจสอบแรงกดที่เซนกลกระทำต่อวัตถุ ในขั้นตอนนี้เป็นการนำข้อมูลที่ผ่านการประมวลผลจากการวัดระดับแรงกดตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ในขั้นตอนที่ 3.1.4.2 มาแจ้งเตือนที่หน่วยควบคุมในลักษณะของการแสดงผลด้วยหลอดไฟ 3 แบบได้แก่

หลอดไฟสีเขียว หมายถึง ระดับน้ำหนักที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ อยู่ที่ระดับน้ำหนัก 0-300 กรัม

หลอดไฟสีเหลือง หมายถึง ระดับน้ำหนักที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ อยู่ที่ระดับน้ำหนัก 301-600 กรัม

หลอดไฟสีแดง หมายถึง ระดับน้ำหนักที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ อยู่ที่ระดับน้ำหนัก 601-1000 กรัม และเมื่อแขนกลมีแรงกระทำต่อวัตถุเกิน 1000 กรัม จะปรากฏการแจ้งเตือนด้วยเสียงจากอุปกรณ์กำเนิดเสียงแบบบี๊บเซอร์

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เพื่อความสอดคล้องกับหัวข้อที่ 3.1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย ผู้วิจัยจึงแยกเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยออกเป็น 4 หัวข้อดังนี้

3.2.1 เครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการวิจัยในขั้นตอนนี้ได้แก่ ตารางบันทึกผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นตารางที่ใช้บันทึกผลที่ได้จากการทดสอบกดสวิทช์ตามรูปแบบที่ได้กำหนดไว้ ที่ปรากฏขึ้นในหน้าจอคอมพิวเตอร์

3.2.2 เครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการทดสอบการแสดงผลท่าทางของแขนกล เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการวิจัยในขั้นตอนนี้ได้แก่ ตารางบันทึกผลการแสดงผลท่าทางของแขนกล เป็นตารางที่ใช้บันทึกผลที่ได้จากการควบคุมแขนกลรูปแบบไร้สายให้มีการแสดงผลท่าทางที่กำหนดไว้ทั้ง 4 ท่าทาง

3.2.3 เครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปร่างแตกต่างกัน เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการวิจัยในขั้นตอนนี้ได้แก่ ตารางบันทึกผลการทดสอบ ควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ 3 ประเภท 9 ชิ้น โดยจำแนกตามรูปร่าง ดังต่อไปนี้

3.2.3.1 ตารางบันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก

3.2.3.2 ตารางบันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม

3.2.3.3 ตารางบันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์

3.2.4 เครื่องมือที่ใช้ในระบบการตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการในขั้นตอนนี้ได้แก่ ตารางบันทึกผลการศึกษาประสิทธิภาพการทำงานของ การตรวจสอบแรงกด

3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล

เพื่อให้สอดคล้องกับวัตถุประสงค์การและเครื่องมือ ผู้วิจัยจึงแบ่งการเก็บรวบรวมข้อมูลในงานวิจัยนี้ ออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่

3.3.1 การเก็บรวบรวมข้อมูลผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทำได้โดยระบบการทดสอบตามขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.1.1 และบันทึกผลการทดสอบลงในตารางบันทึกผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยมีการทำลอง 3 ชั่วโมง โดยกำหนดเกณฑ์การบันทึกผลดังต่อไปนี้

- | | |
|-----------------|---|
| ทำเครื่องหมาย 1 | เมื่อ อ่านข้อมูลขาข้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ ลอจิก “1” |
| ทำเครื่องหมาย 0 | เมื่อ อ่านข้อมูลขาข้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ ลอจิก “0” |
| ทำเครื่องหมาย ✓ | เมื่อ ผลการทดสอบตรงกับสถานะของสวิทช์ |
| ทำเครื่องหมาย ✗ | เมื่อ ผลการทดสอบไม่ตรงกับสถานะของสวิทช์ |

3.3.2 การเก็บรวบรวมข้อมูลผลการแสดงท่าทางของแขนกล ทำได้โดยระบบการการทดสอบตามขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.1.2 กล่าวคือ เป็นการทดสอบควบคุมแขนกลแสดงท่าทางที่ ออกแบบไว้จำนวน 4 ท่าทาง โดยการทดสอบซ้ำท่าทางละ 5 ชั่วโมง และบันทึกผลการทดสอบลงใน ตารางบันทึกผลการแสดงท่าทาง โดยกำหนดเกณฑ์การบันทึกผลดังต่อไปนี้

- | | |
|-----------------|---------------------------------|
| ทำเครื่องหมาย ✓ | เมื่อ แขนกลแสดงท่าทางถูกต้อง |
| ทำเครื่องหมาย ✗ | เมื่อ แขนกลแสดงท่าทางไม่ถูกต้อง |

3.3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูลผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ ทำได้โดยระบบการทดสอบตามขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.1.3 เป็นการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุวัตถุ 3 รูปทรงที่มีขนาดแตกต่างกัน ดังขั้นตอนที่แจกแจงไว้ต่อไปนี้

3.3.3.1 ทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก จำนวน 3 ชั้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุขึ้นละ 5 ซ้ำ บันทึกผลการทดสอบลงในตาราง บันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก โดยทำเครื่องหมาย ✓ เมื่อแขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้ หรือ เครื่องหมาย ✗ เมื่อแขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

3.3.3.2 ทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม จำนวน 3 ชั้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุขึ้นละ 5 ครั้ง บันทึกผลการทดสอบลงในตาราง บันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม โดยทำเครื่องหมาย ✓ เมื่อแขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้ หรือ เครื่องหมาย ✗ เมื่อแขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

3.3.3.3 ทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์ จำนวน 3 ชั้น ที่มีขนาดความกว้างความยาวความสูงต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุขึ้นละ 5 ครั้ง บันทึกผลการทดสอบลงในตารางบันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์โดยทำเครื่องหมาย ✓ เมื่อแขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้ หรือ เครื่องหมาย ✗ เมื่อแขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

3.3.4 การเก็บรวบรวมข้อมูลผลการทำงานของการตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ ทำได้โดยขั้นตอนที่ได้กล่าวไว้ในขั้นตอนที่ 3.1.4 โดยการทดสอบเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทำได้โดยทดสอบใช้แขนกลที่ติดตั้งเซนเซอร์วัดแรงกดไว้บริเวณปลายนิ้ว 4 นิ้ว และ บริเวณฝ่ามือ หยิบจับวัตถุ และบันทึกผลการศึกษาประสิทธิภาพของการแจ้งเตือนของระบบลงในตารางบันทึกผลการศึกษาประสิทธิภาพการทำงานของระบบการตรวจสอบแรงกด ที่ให้ผลดังกระบวนการที่ได้ระบุไว้ในหัวข้อที่ 3.4.3 โดยมีวิธีการบันทึกดังต่อไปนี้ ทำเครื่องหมาย ✓ เมื่อระบบแจ้งเตือนทำงานถูกต้องตามกำหนด และทำเครื่องหมาย ✗ เมื่อระบบแจ้งเตือนทำงานไม่ถูกต้องตามกำหนด โดยมีการทดสอบซ้ำจำนวน 5 ซ้ำ

3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล

เพื่อให้สอดคล้องกับวัตถุประสงค์การวิจัย ผู้วิจัยจึงแบ่งการวิเคราะห์ข้อมูลในงานวิจัยนี้ออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่

3.4.1 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อ โดยใช้ข้อมูลจากตารางบันทึกผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อ มาวิเคราะห์ด้วยสถิติอัตราร้อยละ จากผลรวมของความถูกต้องของสัญญาณขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ ที่ได้ทดสอบซ้ำทั้งหมด 3 ซ้ำ ด้วยสูตรหาอัตราร้อยละดังนี้

$$\text{อัตราร้อยละความถูกต้องของสัญญาณ \%} = \frac{\text{ผลรวมความถูกต้องตามเกณฑ์}}{\text{จำนวนครั้งที่ทดสอบ}} \times 100 \quad (3-1)$$

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ เท่ากับ 1-20 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ ต่ำมาก

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ เท่ากับ 21-40 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ ต่ำ

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ เท่ากับ 41-60 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ ปานกลาง

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ เท่ากับ 61-80 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ สูง

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ เท่ากับ 81-100 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ สูงมาก

3.4.2 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการแสดงท่าทางของแขนกล โดยใช้ข้อมูลจากตารางบันทึกผลการแสดงท่าทางของแขนกล มาวิเคราะห์ด้วยสถิติอัตราร้อยละ จากผลรวมของความถูกต้องในการแสดงท่าทาง 4 ท่าทางที่กำหนดไว้ ได้ทดสอบซ้ำท่าละ 5 ซ้ำ ด้วยสูตรหาอัตราร้อยละดังนี้

$$\text{อัตราร้อยละความถูกต้องของแต่ละท่าทาง \%} = \frac{\text{ผลรวมความถูกต้องของแต่ละท่าทาง}}{\text{จำนวนครั้งที่ทดสอบ}} \times 100 \quad (3-2)$$

$$\text{อัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด \%} = \frac{\text{ผลรวมของอัตราร้อยละ}}{\text{อัตราร้อยละรวมสูงสุดคือ 400}} \times 100 \quad (3-3)$$

โดยกำหนดเกณฑ์การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้อัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมดของตารางบันทึกผลการแสดงท่าทางของแขนกล ด้วยการแบ่งเป็นระดับประสิทธิภาพการทำงานของระบบการควบคุมแขนกลด้วยการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแขน ดังต่อไปนี้

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงท่าทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 1-20 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ ต่ำมาก

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงท่าทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 21-40 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ ต่ำ

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงท่าทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 41-60 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ ปานกลาง

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงท่าทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 61-80 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ สูง

ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงท่าทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 81-100 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ สูงมาก

3.4.3 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ โดยใช้ข้อมูลจาก ตารางบันทึกผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ 3 รูปทรงที่มีขนาดแตกต่างกัน โดยทำ เป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 หาผลรวมของตารางในหัวข้อที่ 3.2.3 หาได้โดยการนับจำนวน เครื่องหมาย ✓ ที่บันทึกไว้โดยกำหนดค่า 1 คะแนนต่อเครื่องหมาย ✓ หนึ่งเครื่องหมาย โดยมี คะแนนรวมสูงสุด 5 คะแนน

ขั้นตอนที่ 2 หาอัตราร้อยละของตารางในหัวข้อที่ 3.2.3 หาได้โดยใช้สูตรหา อัตราร้อยละดังนี้

$$\text{อัตราร้อยละ \%} = \frac{\text{จำนวนครั้งที่แขนกลหยิบจับวัตถุได้}}{\text{จำนวนครั้งที่ทดสอบ}} \times 100 \quad (3-4)$$

ขั้นตอนที่ 3 การหาผลรวมของอัตราร้อยละทั้งหมดของตารางในหัวข้อที่ 3.2.3.1, 3.2.3.2 และ 3.2.3.3 หาได้โดยใช้สูตรหาอัตราร้อยละดังนี้

$$\text{อัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด \%} = \frac{\text{ผลรวมของอัตราร้อยละ}}{\text{อัตราร้อยละรวมสูงสุดคือ 300}} \times 100 \quad (3-5)$$

โดยกำหนดเกณฑ์การวิเคราะห์ข้อมูล โดยใช้อัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมดของตารางในหัวข้อที่ 3.2.3 ด้วยการแบ่งเป็นระดับประสิทธิภาพการทำงานของระบบการควบคุมแขนกลด้วยการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน แยกตามประเภทของวัตถุที่ใช้ทดสอบดังต่อไปนี้

ผลการวิเคราะห์การทดสอบหยิบจับวัตถุ มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 1-20 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุต่างขนาดและรูปทรง อยู่ในระดับ ต่ำมาก

ผลการวิเคราะห์การทดสอบหยิบจับวัตถุ มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 21-40 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุต่างขนาดและรูปทรง อยู่ในระดับ ต่ำ

ผลการวิเคราะห์การทดสอบหยิบจับวัตถุ มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 41-60 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุต่างขนาดและรูปทรง อยู่ในระดับ ปานกลาง

ผลการวิเคราะห์การทดสอบหยิบจับวัตถุ มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 61-80 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุต่างขนาดและรูปทรง อยู่ในระดับ สูง

ผลการวิเคราะห์การทดสอบหยิบจับวัตถุ มีค่าเฉลี่ยร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 81-100 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุต่างขนาดและรูปทรง อยู่ในระดับ สูงมาก

3.4.4 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านกระบวนการการตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ
แบ่งการวิเคราะห์ด้วยข้อมูลจากตารางบันทึกผลประสิทธิภาพการทำงานของกระบวนการตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ โดยทำเป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 หาผลรวมของตารางในหัวข้อที่ 3.2.4 หาได้โดยการนับจำนวนเครื่องหมาย ✓ ที่บันทึกไว้โดยกำหนดค่า 1 คะแนนต่อเครื่องหมาย ✓ หนึ่งเครื่องหมาย โดยมีคะแนนรวมสูงสุด 5 คะแนน

ขั้นตอนที่ 2 หาอัตราร้อยละของตารางในหัวข้อที่ 3.2.4 หาได้โดยใช้สูตรหาอัตราร้อยละ ดังนี้

$$\text{อัตราร้อยละ \%} = \frac{\text{จำนวนครั้งที่ระบบตรวจสอบแรงกดทำงานถูกต้อง}}{\text{จำนวนครั้งที่ทดสอบ}} \times 100 \quad (3-6)$$

โดยกำหนดเกณฑ์การวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้อัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมดของตารางในหัวข้อที่ 3.2.3 ด้วยการแบ่งเป็นระดับประสิทธิภาพการทำงานของ การตรวจสอบแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ ดังต่อไปนี้

ผลการวิเคราะห์การตรวจสอบแรงกด มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 1-20 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด อยู่ในระดับ ต่ำมาก

ผลการวิเคราะห์การตรวจสอบแรงกด มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 21-40 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด อยู่ในระดับ ต่ำ

ผลการวิเคราะห์การตรวจสอบแรงกด มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 41-60 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด อยู่ในระดับ ปานกลาง

ผลการวิเคราะห์การตรวจสอบแรงกด มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 61-80 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด อยู่ในระดับ สูง

ผลการวิเคราะห์การตรวจสอบแรงกด มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 81-100 หมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด อยู่ในระดับ สูงมาก

บทที่ 4

ผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิตช์สองช่อง นำไปสู่การสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องด้วยรูปแบบไร้สาย เพื่อพัฒนาเป็นระบบควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องสำหรับการหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปร่างแตกต่างกันจำนวน 9 ชิ้น ซึ่งเป็นวัตถุที่มนุษย์หยิบจับอยู่ทั่วไปเพื่อการดำรงชีวิตประจำวัน จำแนกออกเป็น 3 รูปร่าง รูปร่างละ 3 ขนาด ได้แก่ วัตถุทรงกลม วัตถุทรงกระบอก และวัตถุทรงลูกบาศก์ เพื่อให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์ของการวิจัย ผู้วิจัยได้นำผลการวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบมาจำแนกออกเป็น 3 หัวข้อดังต่อไปนี้

4.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากการออกการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยสวิตช์ 2 ช่อง โดยการกดสวิตช์ตามรูปแบบที่กำหนดไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.1.2 ย่อยหน้าที่ 2 มีผลดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

สถานะสวิตช์/กลุ่มมัดกล้ามเนื้อ		สัญญาณขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์					
Flexor	Extensor	ครั้งที่1		ครั้งที่2		ครั้งที่3	
		Input 1	Input 2	Input 1	Input 2	Input 1	Input 2
S1	S2						
ไม่กด	ไม่กด	0	0	0	0	0	0
ไม่กด	กด	0	1	0	1	0	1
กด	ไม่กด	1	0	1	0	1	0
กด	กด	1	1	1	1	1	1
ผลการทดสอบ		✓	✓	✓	✓	✓	✓
ร้อยละ		100					

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง ผลการทดสอบตรงตามเกณฑ์ที่กำหนด

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง ผลการทดสอบไม่ตรงตามเกณฑ์ที่กำหนด

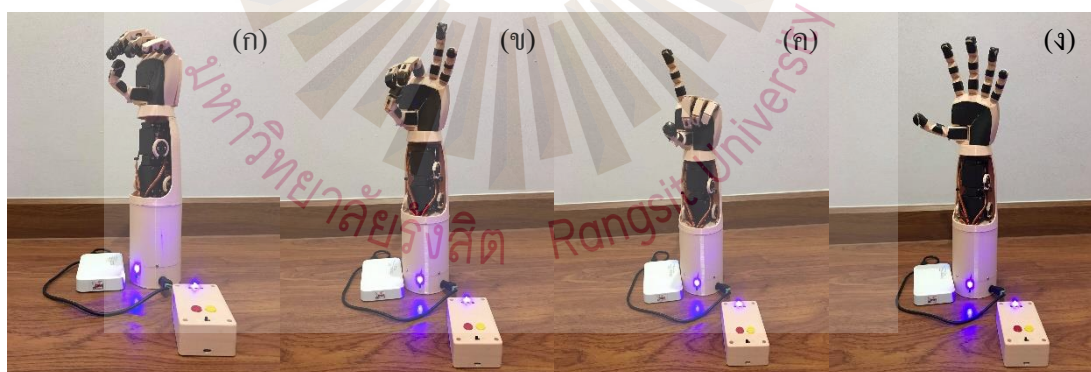
0 หมายถึง อ่านข้อมูลขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ ลอจิก “0”

1 หมายถึง อ่านข้อมูลขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ ลอจิก “1”

จากตารางที่ 4.1 การจำลองสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์ 2 ช่องนั้นเป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด กล่าวคือ เมื่อทำการกดสวิทช์ตามรูปแบบที่สอดคล้องกับการทำงานของกลุ่มมัดกล้ามเนื้อ 2 กลุ่ม จะมีผลลัพธ์คือเกิดสัญญาณไฟฟ้าในรูปแบบของรหัสไบนารีขึ้นตามที่กำหนดไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.1.2 ย่อยหน้าที่ 1 และ 2 ผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณ มีค่าอัตราร้อยละ 100 นั้นหมายถึง ระดับประสิทธิภาพของการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยสวิทช์ 2 ช่อง อยู่ในระดับ สูงมาก

4.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการแสดงท่าทางของแขนกล

จากการทดสอบการจำลองสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์ 2 ช่องควบคุมการแสดงท่าทางของแขนกล 4 ท่าทางที่กำหนดไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.2.2 (1) ซึ่งมีความสอดคล้องกับวัตถุประสงค์ข้อที่ 1.2.2 ว่าด้วยการสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องด้วยรูปแบบไร้สาย มีผลดังแสดงในรูปที่ 4.1 และตารางที่ 4.2



รูปที่ 4.1 (ก) การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 5 นิ้ว

รูปที่ 4.1 (ข) การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 2 นิ้ว

รูปที่ 4.1 (ค) การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางชี้ตำแหน่งด้วยนิ้วชี้

รูปที่ 4.1 (ง) การทดสอบการควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบมือ

ตารางที่ 4.2 ผลการแสดงผลทำทางของแขนกล

ลำดับการทดสอบ	ท่าแบมมือ	ท่าจับวัตถุ ด้วย 5 นิ้ว	ท่าจับวัตถุ ด้วย 3 นิ้ว	ท่าชี้ตำแหน่ง
ครั้งที่ 1	✓	✓	✓	✓
ครั้งที่ 2	✓	✓	✓	✓
ครั้งที่ 3	✓	✓	✓	✓
ครั้งที่ 4	✓	✓	✓	✓
ครั้งที่ 5	✓	✓	✓	✓
รวม	5	5	5	5
ร้อยละ	100%	100%	100%	100%
รวมทั้งหมด	100%			

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง แขนกลแสดงผลทำทางถูกต้อง
 เครื่องหมาย ✗ หมายถึง แขนกลแสดงผลทำทางไม่ถูกต้อง

จากตารางที่ 4.2 การทดสอบระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องรูปแบบไร้สาย เพื่อให้แขนกลแสดงผลทำทาง 4 ท่าทางนั้น เป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ กล่าวคือ เมื่อทดสอบตามรูปแบบที่กำหนดไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.2.2 (1) แขนกลแสดงผลทำทางได้ถูกต้องตามท่าทางที่ได้ออกแบบไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.2.1 ย่อยหน้าที่ 1 แล้วนั้น ซึ่งผลการวิเคราะห์ความถูกต้องของการแสดงผลทำทาง มีค่าอัตราร้อยละของผลรวมทั้งหมด เท่ากับ 100 นั้นหมายถึง ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกลให้แสดงผลทำทาง 4 ท่าทาง อยู่ในระดับ สูงมาก

4.3 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุ

จากการทดสอบการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์ 2 ช่องควบคุมแขนกลให้หยิบจับวัตถุ 3 รูปทรง แต่ละรูปทรงมีขนาดแตกต่างกัน 3 ขนาดที่กำหนดไว้ในหัวข้อย่อยที่ 3.1.3.1 (1), (2) และ (3) ซึ่งสอดคล้องกับวัตถุประสงค์ข้อที่ 1.2.3 ว่าด้วยการควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องสำหรับการหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกัน มีผลการวิจัยดังหัวข้อที่จำแนกไว้ต่อไปนี้

4.3.1 ผลการทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก

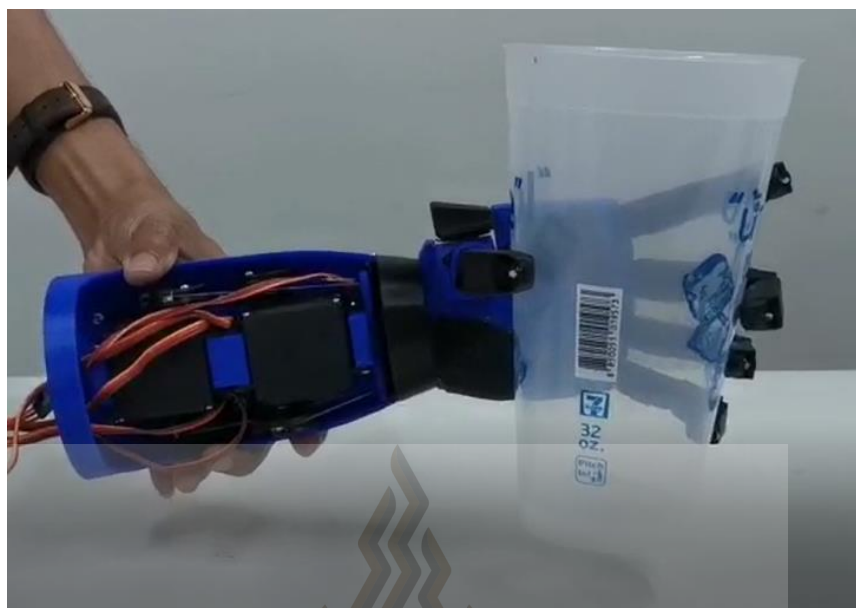
วัตถุทรงกระบอกซึ่งมีความคล้ายคลึงกับเครื่องใช้ที่จำเป็นในชีวิตประจำวัน จำพวกแก้วน้ำ ขาดยา ขวดน้ำ เป็นต้น จำนวน 3 ชิ้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุชิ้นละ 5 ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.2, 4.3, 4.4 มีผลการทดสอบดังตารางที่ 4.3



รูปที่ 4.2 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร



รูปที่ 4.3 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร



รูปที่ 4.4 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 เซนติเมตร

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกระบอก

วัตถุทรงกระบอก	Ø 5 cm.	Ø 6 cm.	Ø 8 cm.
ครั้งที่ 1	✓	✓	✓
ครั้งที่ 2	✓	✓	✓
ครั้งที่ 3	✓	✓	✓
ครั้งที่ 4	✓	✓	✓
ครั้งที่ 5	✓	✓	✓
รวม	5	5	5
ร้อยละ	100%	100%	100%
รวมทั้งหมด		100%	

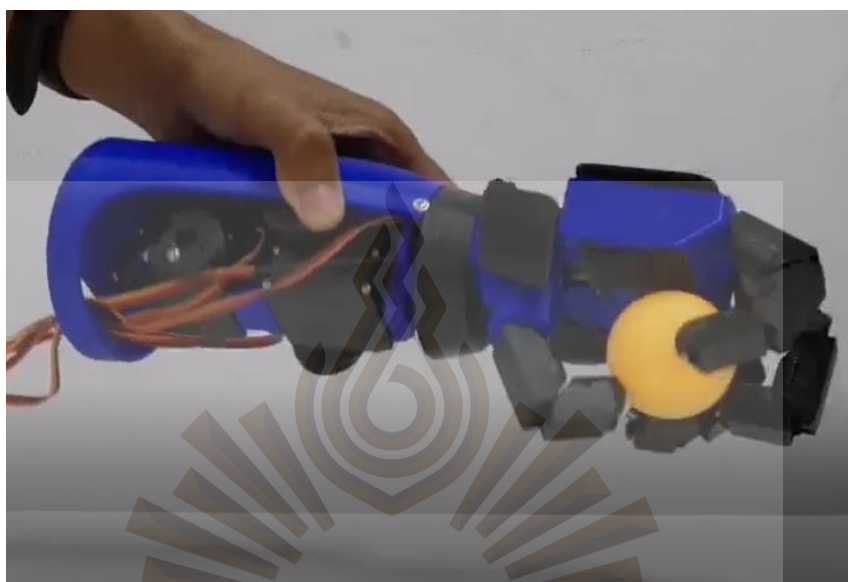
หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง แขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง แขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

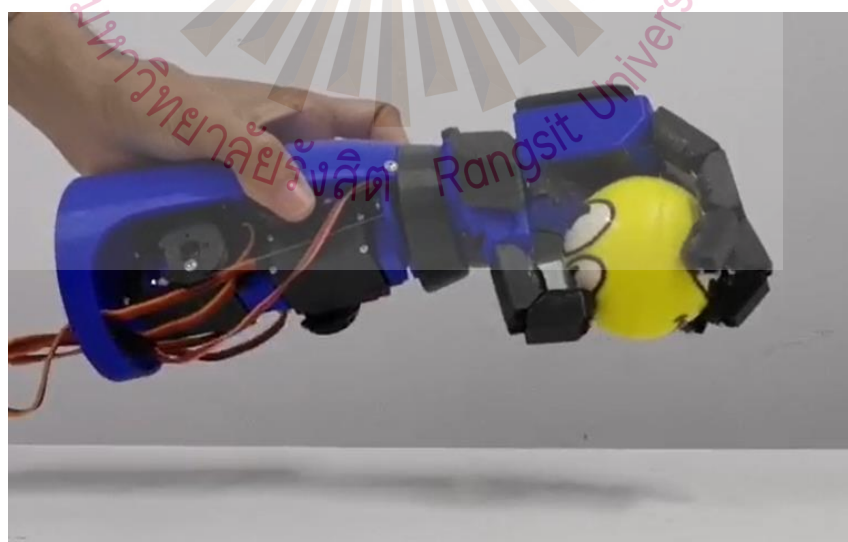
จากตารางที่ 4.3 แขนกลสามารถเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องหยิบจับวัตถุทรงกระบอกได้ คิดเป็นร้อยละ 100 ของการทดสอบ ตรงกับเกณฑ์การวิเคราะห์ผลการศึกษาประสิทธิภาพที่กำหนดไว้คือ ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ สูงมาก

4.3.2 ผลการทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม

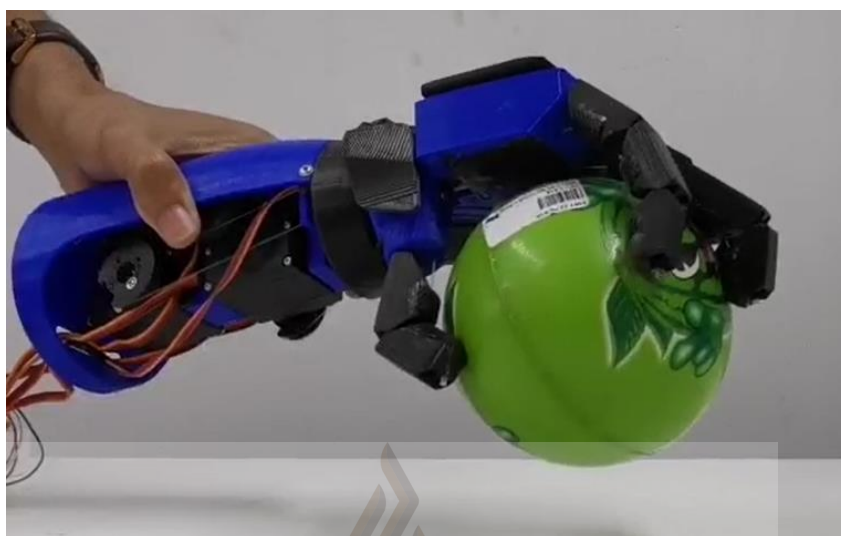
วัตถุทรงกลม ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับวัตถุที่ใช้ในชีวิตประจำวัน จำพวก อาหารและผลไม้ต่าง ๆ ที่มีลักษณะทางการยกภาพเป็นทรงกลม จำนวน 3 ชิ้น ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุชิ้นละ 5 ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.5, 4.6, 4.7 มีผลการทดสอบดังตารางที่ 4.4



รูปที่ 4.5 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 เซนติเมตร



รูปที่ 4.6 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 เซนติเมตร



รูปที่ 4.7 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 9 เซนติเมตร

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงกลม

วัตถุทรงกลม	Ø 4 cm.	Ø 7 cm.	Ø 9 cm.
ครั้งที่ 1	✓	✓	✓
ครั้งที่ 2	✓	✓	✓
ครั้งที่ 3	✓	✓	✓
ครั้งที่ 4	✓	✓	✓
ครั้งที่ 5	✓	✓	✓
รวม	5	5	5
ร้อยละ	100%	100%	100%
รวมทั้งหมด	100%		

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง แขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง แขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

จากตารางที่ 4.4 แขนกลสามารถเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องหยิบจับวัตถุทรงกลมได้ คิดเป็นร้อยละ 100 ของการทดสอบ ตรงกับเกณฑ์การวิเคราะห์ผลการศึกษาประสิทธิภาพที่กำหนดไว้คือระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ สูงมาก

4.3.3 ผลการทดสอบใช้แขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์

วัตถุทรงลูกบาศก์ ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับเครื่องใช้ที่จำเป็นในชีวิตประจำวัน จำพวก รีโมทคอนโทรล เครื่องชาร์จโทรศัพท์ ก่อ่งบรรจุอาหาร เป็นต้น จำนวน 3 ชิ้น ที่มีขนาด ความกว้าง ความยาว ความสูงต่างกัน 3 ขนาด ทดสอบหยิบวัตถุชิ้นละ 5 ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.8, 4.9, 4.10 มีผลการทดสอบดังตารางที่ 4.5



รูปที่ 4.8 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์
ขนาดกว้าง 2.5 เซนติเมตร สูง 2.5 เซนติเมตร



รูปที่ 4.9 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์
ขนาดกว้าง 4 เซนติเมตร สูง 3 เซนติเมตร



รูปที่ 4.10 การทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์
ขนาดกว้าง 10 เซนติเมตร สูง 5 เซนติเมตร

ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์

วัตถุทรงลูกบาศก์	กว้าง x สูง 2.5x2.5 cm.	กว้าง x สูง 4x3 cm.	กว้าง x สูง 10 x 5 cm.
ครั้งที่ 1	✓	✓	✓
ครั้งที่ 2	✓	✓	✓
ครั้งที่ 3	✗	✓	✓
ครั้งที่ 4	✓	✓	✓
ครั้งที่ 5	✓	✓	✓
รวม	4	5	5
ร้อยละ	80%	100%	100%
รวมทั้งหมด	93.33%		

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง แขนกลสามารถหยิบจับวัตถุได้

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง แขนกลไม่สามารถหยิบจับวัตถุได้

จากตารางที่ 4.5 แขนกลสามารถเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องหยิบจับวัตถุทรงลูกบาศก์ได้ คิดเป็นร้อยละ 93.33 ของการทดสอบ ตรงกับเกณฑ์การวิเคราะห์ผลการศึกษาระดับประสิทธิภาพที่กำหนดไว้คือ ระดับประสิทธิภาพของระบบการควบคุมแขนกล อยู่ในระดับ สูงมาก

4.4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลด้านการตรวจสอบแรงกด

กระบวนการทดสอบการทำงานของเครื่องตรวจสอบแรงกด เพื่อศึกษาประสิทธิภาพการแจ้งเตือนของการตรวจสอบแรงกด ที่เกิดจากการวัดระดับแรงกดของแขนกลที่กระทำต่อวัตถุ โดยการติดตั้งเซนเซอร์วัดแรงกดขนาด 0.35 นิวตันบริเวณปลายนิ้วมือ และ ขนาด 1.5 นิวตันบริเวณฝ่ามือของแขนกลและออกแบบโปรแกรมประมวลผลค่าทางแรงไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์ต่อแรงกด โดยแบ่งระดับแรงกดไว้ 3 ระดับ ด้วยหลอดไฟ 3 สี โดยแต่ละสีเป็นการบ่งบอกถึงระดับของช่วงน้ำหนักแรงกดที่แขนกลกระทำต่อวัตถุ ดังแสดงในรูปที่ 4.11 โดยแยกการทดสอบออกเป็น 3 ระดับ ตามช่วงน้ำหนักที่ได้กำหนดไว้ ดังแสดงในตารางที่ 4.6, 4.7 และ 4.8



รูปที่ 4.11 การแสดงผลการแจ้งเตือนระดับแรงกดด้วยแสงไฟ 3 สี

ตารางที่ 4.6 ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับแรงกด 1-300 กรัม

ระดับแรงกด 1-300 กรัม	ผลการแจ้งเตือน	การแสดงผลของ LED	ระดับแรงดันไฟฟ้า
ครั้งที่ 1	✓	สีเขียว	0-2.9 โวลต์
ครั้งที่ 2	✓	สีเขียว	0-2.9 โวลต์
ครั้งที่ 3	✓	สีเขียว	0-2.9 โวลต์
ครั้งที่ 4	✓	สีเขียว	0-2.9 โวลต์
ครั้งที่ 5	✓	สีเขียว	0-2.9 โวลต์
รวม	5		
ร้อยละ	100		

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานถูกต้องตามกำหนด

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานไม่ถูกต้องตามกำหนด

ตารางที่ 4.7 ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับแรงกด 301-600 กรัม

ระดับแรงกด 301-600 กรัม	ผลการแจ้งเตือน	การแสดงผลของ LED	ระดับแรงดันไฟฟ้า
ครั้งที่ 1	✓	สีเหลือง	2.9-3.5 โวลต์
ครั้งที่ 2	✓	สีเหลือง	2.9-3.5 โวลต์
ครั้งที่ 3	✓	สีเหลือง	2.9-3.5 โวลต์
ครั้งที่ 4	✓	สีเหลือง	2.9-3.5 โวลต์
ครั้งที่ 5	✓	สีเหลือง	2.9-3.5 โวลต์
รวม	5		
ร้อยละ	100		

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานถูกต้องตามกำหนด

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานไม่ถูกต้องตามกำหนด

ตารางที่ 4.8 ผลประสิทธิภาพของการตรวจสอบแรงกด ทดสอบที่ระดับแรงกด 601-1000 กรัม

ระดับแรงกด 601-1000 กรัม	ผลการแจ้งเตือน	การแสดงผลของ LED	ระดับแรงดันไฟฟ้า
ครั้งที่ 1	✓	สีแดง	3.5-4.3 โวลต์
ครั้งที่ 2	✓	สีแดง	3.5-4.3 โวลต์
ครั้งที่ 3	✓	สีแดง	3.5-4.3 โวลต์
ครั้งที่ 4	✓	สีแดง	3.5-4.3 โวลต์
ครั้งที่ 5	✓	สีแดง	3.5-4.3 โวลต์
รวม	5		
ร้อยละ	100		

หมายเหตุ : เครื่องหมาย ✓ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานถูกต้องตามกำหนด

เครื่องหมาย ✗ หมายถึง ระบบแจ้งเตือนทำงานไม่ถูกต้องตามกำหนด

จากตารางที่ 4.6 ,4.7 และ 4.8 พบว่าการตรวจสอบแรงกด ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ กล่าวคือร้อยละ 100 ของการทดสอบการตรวจสอบแรงกด มีการผลการทดสอบที่ความถูกต้องตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยเรื่อง การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์ รูปแบบไร้สาย มีวัตถุประสงค์ประการแรกคือเพื่อศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิทช์สองช่องประการต่อมาคือเพื่อสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่องด้วยรูปแบบไร้สายและประการสุดท้ายคือเพื่อควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องสำหรับการหยิบจับวัตถุที่มีขนาดต่างกันและรูปทรงต่างกันจำนวน 9 ชิ้น ซึ่งเป็นวัตถุที่มนุษย์หยิบจับอยู่ทั่วไปเพื่อการดำรงชีวิตประจำวัน จำแนกออกเป็น 3 รูปทรง รูปทรงละ 3 ขนาด ได้แก่ วัตถุทรงกลม วัตถุทรงกระบอก และวัตถุทรงลูกบาศก์ สามารถสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะได้ดังนี้

5.1 สรุปผลการวิจัย

ผลการวิจัยพบว่า ระบบจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องที่สร้างจากสวิทช์สองตัวนั้นสามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนกลแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนของมนุษย์ได้จริงและมีประสิทธิภาพสูง โดยสรุปผลจากการวิเคราะห์ผลการทดสอบ 4 ประเด็น ได้แก่

ประเด็นที่ 1 การศึกษาผลการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องด้วยการใช้สวิทช์สองช่อง มีข้อสรุปคือ การจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์นั้นมีการวิจัยที่เป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด สามารถใช้สวิทช์สองช่องสร้างลอจิกคิวิตรูปแบบของรหัสไบนารี เพื่อเลียนแบบสภาวะการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้

ประเด็นที่ 2 การสร้างระบบควบคุมแขนกลจากการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีการเคลื่อนที่แบบต่อเนื่อง ด้วยรูปแบบไร้สาย มีข้อสรุปคือ การควบคุมแขนกลด้วยการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนด้วยสวิทช์ 2 ช่องให้แสดงท่าทาง 4 ท่าทางได้แก่ ท่าแบมือ ท่าหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 5 นิ้ว ท่าหยิบจับวัตถุด้วยนิ้ว 2 นิ้ว และ ท่าชี้ตำแหน่งด้วยนิ้วชี้ ตามที่ออกแบบไว้ได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงมาก เมื่อเทียบกับเกณฑ์ที่กำหนดไว้

ประเด็นที่ 3 การควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่แบบต่อเนื่องเพื่อการหยิบจับวัตถุ 3 รูปทรงที่มีขนาดแตกต่างกัน กล่าวคือ สามารถใช้วิธีการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องมาควบคุมแขนกลที่ถูกรอกแบบไว้ ให้หยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงที่แตกต่างกันได้จริง เมื่อเปรียบเทียบกับเกณฑ์การวิเคราะห์ข้อมูลดังแสดงในตารางที่ 4.3, 4.4 และ 4.5 และเมื่อนำผลรวมของอัตราร้อยละของผลการทดสอบทั้ง 3 ตารางมาสรุปในรูปแบบของสถิติอัตราร้อยละ ได้ผลคือร้อยละ 97.77 ของการทดสอบจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนสองช่องควบคุมแขนกลหยิบจับวัตถุที่มีขนาดและรูปทรงแตกต่างกัน 3 รูปทรง ทำงานได้อย่างถูกต้อง ตามเกณฑ์ที่กำหนด

ประเด็นที่ 4 การทำงานของการตรวจสอบแรงกดที่แขนกดกระทำต่อวัตถุ สามารถช่วยในการแจ้งเตือนการควบคุมแขนกลให้เคลื่อนที่เพื่อหยิบจับวัตถุที่ต้องการความนุ่มนวลเป็นพิเศษ เพื่อไม่ทำให้วัตถุเกิดความเสียหาย และทำให้ผู้ใช้รู้ระดับของแรงที่ตนกระทำต่อวัตถุนั้น ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

5.2 ข้อเสนอแนะ

การวิจัยหัวข้อการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสองช่อง เพื่อควบคุมแขนกลแสดงท่าทางแบบต่อเนื่องเลียนแบบแขนมนุษย์รูปแบบไร้สาย เป็นการวิจัยเพื่อทดสอบการควบคุมแขนกลโดยการจำลองการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของมนุษย์ผู้มีความพิการอวัยวะมือไปจนถึงแขนส่วนปลาย ซึ่งผู้พิการกลุ่มนี้ก็ยังคงเหลือมัดกล้ามเนื้ออยู่บางส่วน โดยทั่วไปการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไปควบคุมแขนกลนั้นต้องใช้สัญญาณไฟฟ้าจากมัดกล้ามเนื้ออย่างน้อย 2 มัดเพื่อเปรียบเทียบสภาวะการเกิดและไม่เกิดสัญญาณไฟฟ้าของมัดกล้ามเนื้อต่างมัดกัน โดยอ้างอิงจากการวิจัย Myo Armband และนำผลการเปรียบเทียบสัญญาณนั้นไปประมวลผลสู่การควบคุมแขนกล ซึ่งหลักการนี้สามารถพัฒนาไปใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจริงที่ได้จากกล้ามเนื้อแทนการจำลองด้วยสวิตช์ไปยังระบบการควบคุมแขนกลหรืออวัยวะเทียมอื่น ๆ ได้ โดยอาศัยการถ่ายทอดสัญญาณไฟฟ้าจากมัดกล้ามเนื้อสู่ระบบควบคุมด้วยอุปกรณ์ที่เรียกว่าอิเล็กทรอนิกส์สัมผัส ซึ่งจะยังประโยชน์ต่อการพัฒนานวัตกรรมเพื่อการช่วยเหลือผู้พิการได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้นไป

บรรณานุกรม

- Asghari, M. and Hu, H. (2007). Myoelectric control systems a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol.2, pp.275-294, 2007. doi: 10.1016/j.bspc.2007.07.009.
- Bindu, R. A., Neloy, A. A., Alam, S., Moni, N. J. and Siddique, S. (2019). Sigma-3: Integration and Analysis of a 6 DOF Robotic Arm Configuration in a Rescue Robot. *2019 4th International Conference on Robotics and Automation Engineering (ICRAE)*, Singapore, Singapore, pp. 6-11, doi: 10.1109/ICRAE48301.2019.9043799.
- Brookhuis, R. A., Wiegerink, R. J., Lammerink, T. S. J., Ma, K. and Krijnen, G. J. M. (2013). Large range multi-axis fingertip force sensor. *2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII)*, Barcelona, pp. 2737-2740, doi: 10.1109/Transducers.2013.6627372.
- Cañizares, A., Pazos, J. and Benítez, D. (2017). On the use of 3D printing technology towards the development of a low-cost robotic prosthetic arm. *2017 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC)*, Ixtapa, pp. 1-6, doi: 10.1109/ROPEC.2017.8261579.
- Elbagoury, B. M. and Vladareanu, L. (2016). A hybrid real-time EMG intelligent rehabilitation robot motions control based on Kalman Filter, support vector machines and particle swarm optimization. *2016 10th International Conference on Software, Knowledge, Information Management & Applications (SKIMA)*, Chengdu, pp. 439-444, doi: 10.1109/SKIMA.2016.7916262.
- Fang, Y., Zhu, X., and Liu, H. (2013). Development of a Surface EMG Acquisition System with Novel Electrodes Configuration and Signal Representation. *Intelligent Robotics and Applications. ICIRA 2013*, doi: 10.1007/978-3-642-40852-6_41.
- Guerrero, F. N., Spinelli, E. M. and Haberman, M. A. (2016). Analysis and Simple Circuit Design of Double Differential EMG Active Electrode. in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, pp. 787-795, doi: 10.1109/TBCAS.2015.2492944.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Lai, Y. and Hsu, Y. (2018). Dual Servo Motor Drives Control Using Single MCU. *2018 IEEE Industry Applications Society Annual Meeting (IAS)*, Portland, OR, pp. 1-6, doi: 10.1109/IAS.2018.8544561.
- Mangukiya, Y., Purohit, B. and George, K. (2017). Electromyography (EMG) sensor controlled assistive orthotic robotic arm for forearm movement. *2017 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, Glassboro, NJ, pp. 1-4, doi: 10.1109/SAS.2017.7894065.
- Matrone, G.C., Cipriani, C., Carrozza, M.C. and Magenes, G. (2012). Real-time myoelectric control of a multi-fingered hand prosthesis using principal components analysis. *J NeuroEngineering Rehabil*, pp. 9-40, doi: 10.1186/1743-0003-9-40.
- Phinyomark, A. and Scheme, E. (2018). A feature extraction issue for myoelectric control based on wearable EMG sensors. *2018 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, Seoul, pp. 1-6, doi: 10.1109/SAS.2018.8336753.
- Setiawan, F. B. and Siswanto. (2016). Multichannel electromyography (EMG) signal acquisition using microcontroller with rectifier. *2016 3rd International Conference on Information Technology, Computer, and Electrical Engineering (ICITACEE)*, Semarang, pp. 21-24, doi: 10.1109/ICITACEE.2016.7892403.
- Sidher, A. and Shen, Y. (2017). Improving a 3D-printed artificial anthropomorphic hand using the human hand model. *2017 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*, Okinawa, pp. 739-744, doi: 10.1109/RCAR.2017.8311952.
- Singh, V. K., Sahu, A., Beg, A., Khan, B. and Kumar, S. (2018). Speed & Direction Control of DC Motor through Bluetooth HC-05 Using Arduino. *2018 International Conference on Advanced Computation and Telecommunication (ICACAT)*, Bhopal, India, pp. 1-3, doi: 10.1109/ICACAT.2018.8933698.
- Stephens-Fripp, B., Alici, G. and Mutlu, R. (2018). A Review of Non-Invasive Sensory Feedback Methods for Transradial Prosthetic Hands. in *IEEE Access*, vol. 6, pp. 6878-6899, doi:10.1109/ACCESS.2018.2791583.

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ	ธวัชชัย จันทร์ตัน
วัน เดือน ปีเกิด	21 พฤษภาคม 2532
สถานที่เกิด	จังหวัดปัตตานี ประเทศไทย
ประวัติการศึกษา	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปริญญาครุศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม, 2554
ทุนการศึกษา	ทุนพัฒนาบุคลากรสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภายใต้ ความร่วมมือระหว่างมหาวิทยาลัยรังสิตกับสถาบันการ อาชีวศึกษาภาคใต้ 3
ที่อยู่ปัจจุบัน	65/1 หมู่ที่ 1 ตำบลท่าข้าม อำเภอปะนาเระ จังหวัดปัตตานี
สถานที่ทำงาน	วิทยาลัยเทคนิคปัตตานี จังหวัดปัตตานี
ตำแหน่งปัจจุบัน	ครู คศ.1

