



หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
An Autonomous Assistive Robot for Upper Limb Rehabilitation

พีรยุทธ แซ่ควั

Peerayut Saekow

**วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์**

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Mechanical Engineering
Prince of Songkla University**

2561

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
An Autonomous Assistive Robot for Upper Limb Rehabilitation

พีรยุทธ แซ่ควั้ว
Peerayut Saekow

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Mechanical Engineering
Prince of Songkla University

2561

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
ผู้เขียน นายพีรยุทธ แซ่ไคว่
สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....

(ดร.ปรมินทร์ ฅณรานนท์)

.....ประธานกรรมการ

(ศาสตราจารย์ ดร.ปรเมษฐ์ มนูญพงศ์)

.....กรรมการ

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(ดร.ปรมินทร์ ฅณรานนท์)

.....

(รองศาสตราจารย์ ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี)

.....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาสกร เวสสะโกศล)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา
วิศวกรรมเครื่องกล

.....

(ศาสตราจารย์ ดร.ดำรงศักดิ์ ฟ้ารุ่งแสง)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้เป็นผลมาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความ
ขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ

(ดร.ปรมินทร์ เณรานนท์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ

(นายพิรยุทธ แซ่ไคว่)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน
และไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ

(นายพีรยุทธ แซ่ไคว่)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	หุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัตสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
ผู้เขียน	นายพีรยุทธ แซ่โค้ว
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา	2561

บทคัดย่อ

โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตหรือความพิการอย่างถาวรเป็นลำดับต้น ๆ ของประชากร มีผู้รอดชีวิตจากโรคหลอดเลือดสมองเป็นจำนวนมากแต่ต้องอาศัยอยู่กับความพิการ ไม่สามารถทำกิจกรรมในชีวิตประจำวันได้ จึงต้องมีการฟื้นฟูสมรรถภาพอยู่เสมอจากการศึกษาข้อมูลเบื้องต้นพบว่าการใช้อุปกรณ์หุ่นยนต์ในการฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วย แสดงให้เห็นถึงผลลัพธ์ในการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยที่ดีขึ้นและมีประสิทธิภาพมากกว่าการฟื้นฟูสมรรถภาพแบบเดิมโดยนักกายภาพบำบัด งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นในการออกแบบและพัฒนาหุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัต เพื่อใช้ในการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โดยหุ่นยนต์มีการออกแบบและพัฒนาขึ้นอย่างอัตโนมัติสามารถเข้าถึงกิจกรรมการออกกำลังกายแบบบำบัดได้ ระบบของหุ่นยนต์ประกอบไปด้วยหุ่นยนต์เคลื่อนที่แบบ 4 ล้อโอโมนิที่มีการติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดแรง ATI Gamma multi-axis force/torque sensor และควบคุมระบบปฏิบัติการด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์แบบเรียลไทม์ มีการควบคุมแรงและความเร็วเพื่อควบคุมพฤติกรรมของหุ่นยนต์ โดยใช้วิธี Proportional plus Integral control ที่ทำให้ระบบมีประสิทธิภาพที่ดีในการใช้งานหุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัต

การทดลองประกอบไปด้วยการควบคุมแรงและความเร็วในการปรับค่า Gain สำหรับ Proportional integral (PI) control โดยการควบคุมความเร็วจะใช้วิธี Ziegler-Nichols ในการปรับแต่งค่า PI จากการทดลองค่าที่เหมาะสมคือ $K_p = 2.75$ และ $K_i = 0.10$ ที่มีค่า E_{RMS} ของความเร็วต่ำสุด การควบคุมแรงสามารถหาได้จากการทดลองวิธี Trial and error techniques โดยมนุษย์ควบคุมหุ่นยนต์ให้เคลื่อนที่ไปตามเส้นทางวงกลมที่กำหนดเพื่อดูตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ระบบที่เหมาะสมจะทำให้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยเมื่อเทียบกับเส้นทางและตำแหน่งที่กำหนด ด้วยค่า E_{RMS} ของความผิดพลาดของตำแหน่งประสิทธิภาพที่โดดเด่นของการทดสอบตามที่ระบุด้วยค่า E_{RMS} คือ ค่า $K_p = 0.7$ และ $K_i = 1.00$ เมื่อได้หุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัตที่เหมาะสมแล้วยังมีการทดลองวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO ร่วมกับท่าทางการฟื้นฟูที่ได้ออกแบบ ได้แก่ การเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอและเหยียดแขน การเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก รวมถึงมีการปรับระดับการต้านของระบบเพื่อวิเคราะห์หาค่า EMG_{rate} ที่บ่งบอกถึงประสิทธิภาพการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ ผลการทดลองจะแสดงให้เห็นถึงการทำงานของหุ่นยนต์สามารถ

ลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อแขนได้ตรงจุด การทดลองสุดท้ายเป็นการประเมินความพึงพอใจจาก
ผู้ใช้งาน เพื่อประเมินระบบการทำงาน รูปแบบและการใช้งานหุ่นยนต์ โดยผู้เข้าร่วมประเมินมี
ความพึงพอใจอย่างมากที่จะนำหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมาช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้ป่วย
โรคหลอดเลือดสมอง

rehabilitation in improving arm function abilities, the exercise-based rehabilitation experiments for hand flexion/extension, shoulder flexion/extension and elbow flexion/extension have been carried out to investigate the muscle strength of the human's hand by analysing its EMG signals (measured by the MYO arm band). The EMG signals can be subsequently used for further investigation by a doctor.

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอแสดงคำขอบพระคุณ ดร.ปรมินทร์ เณรานนท์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้การสนับสนุนและฝึกฝนระเบียบวิธีคิดในการทำวิจัย เสียสละเวลาในการให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ แนวคิด เอกสาร ข้อเสนอแนะที่มีประโยชน์ในการทำวิจัยเป็นอย่างดี รวมถึงการช่วยเหลือแก้ไขปัญหาต่างๆ ตลอดจนตรวจทานและดำเนินแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่เสียสละเวลาให้คำปรึกษา ข้อเสนอแนะในการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ ศาสตราจารย์ ดร.ปรเมษฐ์ มนูญพงศ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาสกร เวสสะโกศล กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิในการสอบวิทยานิพนธ์ ที่เสียสละเวลา ให้คำปรึกษา คำแนะนำ และข้อเสนอแนะของงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกลทุก ๆ ท่าน ที่ให้ความรู้ และการช่วยเหลือในด้านต่างๆ มาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความอนุเคราะห์สำหรับสถานที่และอุปกรณ์เครื่องมือในการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่สนับสนุนงบประมาณในการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ คุณประนอม ภักดีรุจีรัตน์ ที่ช่วยดำเนินงานเอกสารต่างๆ

ขอขอบคุณนักศึกษาบัณฑิตวิทยาลัยวิศวกรรมเครื่องกลทุกท่าน

พิรยุทธ แซ่คิ้ว

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	(5)
ABSTRACT	(7)
กิตติกรรมประกาศ	(9)
สารบัญ	(10)
รายการตาราง	(14)
รายการภาพประกอบ	(16)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	2
1.3 วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	11
1.4 ภาพรวมของวิทยานิพนธ์	12
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	14
2.1 โรคหลอดเลือดสมอง	14
2.2 วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวร่างกาย	15
2.3 หุ่นยนต์	17
2.4 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและการควบคุมมอเตอร์	18
2.5 การวัดค่าตำแหน่งและความเร็ว	21
2.6 เซนเซอร์ตรวจวัดแรง Multi-Axis Force/Torque Sensor	23
2.7 หลักการ Force/position control เบื้องต้น	25
2.8 ระบบควบคุม Proportional Plus Integral (PI) Control	29
2.9 ตัวกรองสัญญาณ (Filter)	30
2.10 Root mean square error (E_{RMS})	31
2.11 ความปลอดภัยในการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ (Human- robot interaction)	32
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย	35
3.1 ทำออกกำลังกายเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อ	35
3.2 การออกแบบเครื่องมือฟื้นฟูกล้ามเนื้อ	36

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3 ส่วนประกอบของหุ่นยนต์	40
3.4 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)	43
3.5 Force analysis: Human-robot interacties	44
3.6 การวิเคราะห์สัญญาณแรงและเปรียบเทียบกับน้ำหนักจริง	47
3.7 ระดับการต้านของระบบ (Resistant gains)	53
3.8 แบบจำลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์	55
3.9 การควบคุมแรงและความเร็ว (Force/velocity control)	58
3.10 การดำเนินการควบคุมแรง/ความเร็วของหุ่นยนต์ด้วยการควบคุมแบบ Proportional Integral	61
3.11 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงาน	64
3.12 Graphical user interface และ การทำงานของหุ่นยนต์	67
บทที่ 4 วิธีการทดลองและผลการทดลอง	73
4.1 การทดลองที่ 1: การปรับค่า gain ของการควบคุมความเร็ว (Velocity control)	74
4.1.1 การทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็ว ของหุ่นยนต์	77
ผลการทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุม ความเร็วของหุ่นยนต์	78
4.1.2 การทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็ว ของหุ่นยนต์	79
ผลการทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุม ความเร็วของหุ่นยนต์	80
4.2 การทดลองที่ 2: การปรับค่า gain ของการควบคุมแรง (Force control)	81
4.2.1 การทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความ แรงของหุ่นยนต์	83
ผลการทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความ แรงของหุ่นยนต์	84

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.2.2 การทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์	87
ผลการทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์	88
4.3 การทดลองที่ 3: การวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO	90
4.3.1 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดของแขน	92
ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดของแขน	94
4.3.2 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่	97
ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่	98
4.3.3 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อศอก	100
ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อศอก	102
4.4 การทดลองที่ 4: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัมพฤกษ์สำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน	105
4.4.1 ผลการทดลอง: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัมพฤกษ์สำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้จัดทำ	106
4.4.2 ผลการทดลอง: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัมพฤกษ์สำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้เข้าร่วมประเมิน	110
บทที่ 5 สรุปผลกรวิจัยและข้อเสนอแนะ	114
5.1 สรุปผลการวิจัย	114
5.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข	115
5.3 แนวทางพัฒนาต่อไป	116

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
อ้างอิง	117
ภาคผนวก	122
ภาคผนวก ก. แบบประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน	123
ภาคผนวก ข. ข้อมูลจำเพาะหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน (Specification)	127
ภาคผนวก ค. ส่วนประกอบเครื่อง	131
ภาคผนวก ง. บทความทางวิชาการ	151
ประวัติผู้เขียน	176

รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	แสดงการเปรียบเทียบเครื่องมือที่มีอยู่ในประเทศไทย	9
1-2	แสดงการเปรียบเทียบเครื่องมือที่มีอยู่ในต่างประเทศ	10
3-1	การต่อวงจรขยาย INA118P	48
3-2	การต่อวงจร Zero-span	49
3-3	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรง แนวแกน x	50
3-4	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรง แนวแกน y	52
3-5	การปรับระดับการต้านของระบบควบคุม	54
4-1	Ziegler-Nichols Tuning Rule Based on Critical Gain (K_u) and Critical Period (T_u)	75
4-2	ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_p Gain	78
4-3	ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_i Gain	80
4-4	ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_p Gain	84
4-5	ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_i Gain	88
4-6	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการรอกแขน (จากจุด B ไปจุด A)	94
4-7	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดแขน (จากจุด A ไปจุด B)	95
4-8	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการรอกหัวไหล่ (จากจุด A ไปจุด B)	98
4-9	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่ (จุด B ไปจุด A)	99
4-10	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการรอกข้อศอก (จุด A ไปจุด B)	102
4-11	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก (จุด B ไปจุด A)	103
4-12	เกณฑ์การให้คะแนนและเกณฑ์การประเมินระดับความพึงพอใจ	104
4-13	การทดสอบหาแรงสูงสุดที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติรับได้	106
4-14	รายละเอียดคุณลักษณะเฉพาะ (Specification) ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ	108
4-15	ผลการประเมินสำหรับวัตถุประสงค์ของงานวิจัย	110
4-16	ผลการประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน	111

รายการตาราง (ต่อ)

ตารางที่		หน้า
4-17	ผลการประเมินสำหรับฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับ ฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน	112
4-18	ผลการประเมินสำหรับผลตอบรับสำหรับการฟื้นฟูและหุ่นยนต์ช่วยฝึก อัตโนมัติ	113

รายการภาพประกอบ

รูปที่		หน้า
1-1	รูปแบบเครื่องฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขนแบบประคองเฉพาะ ส่วนปลาย	2
1-2	MIT-MANUS/InMotion 2	3
1-3	The MIME robot	3
1-4	GENTLE/s	4
1-5	ARM Guide	5
1-6	Braccio di Ferro	5
1-7	T-WREX (ArmeoSpring)	6
1-8	REHAROB	6
1-9	ARMin (ArmeoPower)	7
1-10	บล็อกไดอะแกรมและรูปแบบของระบบ POMDP rehabilitation system	7
2-1	ประเภทของโรคหลอดเลือดสมอง	15
2-2	แสดงระนาบการเคลื่อนไหว	16
2-3	มอเตอร์กระแสตรงและบล็อกไดอะแกรม	19
2-4	แสดงความกว้างของพัลส์ขนาดต่างๆ และค่าตัวตัดใช้เคลของช่วงพัลส์ที่มี ความถี่คงที่	20
2-5	วงจรเอชบริดจ์สำหรับควบคุมทิศทางหมุนของมอเตอร์	21
2-6	การใช้งานมาตรอัตรารอบในลักษณะต่างๆ	22
2-7	หลักการการทำงานของตัวเข้ารหัสแบบควอดเรเจอร์	22
2-8	สัญญาณ Pulse แบบเฟสต่างกัน 90 องศา	23
2-9	ระบบของ ATI Gamma multi-axis force/torque sensor และแผนภาพ ของอุปกรณ์	24
2-10	บล็อกไดอะแกรม Force control	25
2-11	บล็อกไดอะแกรม Implicit force control	25
2-12	บล็อกไดอะแกรมของ Impedance control	27
2-13	บล็อกไดอะแกรมของ Explicit force control	27
2-14	บล็อกไดอะแกรมของ Hybrid position/force control	28
2-15	บล็อกไดอะแกรมของ External force control	29

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3-1	มัดกล้ามเนื้อหลัก ได้แก่ Biceps, Triceps และ Infraspinatus	35
3-2	ท่าออกกำลังกายเพื่อการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ	36
3-3	พิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก	36
3-4	ออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน	37
3-5	แผนผังและบล็อกไดอะแกรมของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ	37
3-6	ภาพ Front view	38
3-7	ภาพ Top view	39
3-8	ภาพ Bottom view	39
3-9	ATI Gamma multi-axis force/torque sensor	40
3-10	มอเตอร์กระแสตรงและชุดขับเคลื่อนมอเตอร์	41
3-11	รายละเอียดของแผนผังวงจร และบอร์ด arduino Mega 2560	42
3-12	Omni-direction wheel	43
3-13	MYO armband	44
3-14	ขนาด น้ำหนักและความหนา	44
3-15	องศาอิสระของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ	45
3-16	Impedance model of human arm in a spring-damper system	46
3-17	วงจรขยายสัญญาณแรง INA118P และบล็อกไดอะแกรมของวงจร INA118P	48
3-18	วงจร Zero-span	49
3-19	ตั้งค่าการทดลองเปรียบเทียบสัญญาณแรงกับน้ำหนักจริง	50
3-20	ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงต้นของสัญญาณแรงและน้ำหนักถ่วง แกน x	51
3-21	ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงต้นของสัญญาณแรงและน้ำหนักถ่วง แกน y	52
3-22	ตั้งค่าการทดลองปรับการต้านของระบบ	54
3-23	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Resistant gain และความเร็ว	55
3-24	ระบบพิกัด Global และ Local axis	56
3-25	Translation velocity at wheel 0	56
3-26	แผนผังบล็อกไดอะแกรมของวิธี External force feedback control	60
3-27	แผนผังบล็อกไดอะแกรมของวิธี External force/velocity control	60

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3-28	บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมแรงและความเร็วภายใต้การควบคุมแบบ PI	63
3-29	Software Design for Multi-Axis Force/Torque Sensor Data Acquisition	64
3-30	Software Design for EMG Data Acquisition	65
3-31	Flowchart diagram	66
3-32	รูปแบบของฟังก์ชันการทำงานหลักของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ	68
3-33	การทำงานของฟังก์ชัน Active assist therapy รูปแบบ Point	69
3-34	การทำงานของฟังก์ชัน Active assist therapy รูปแบบ Path	70
3-35	การทำงานของฟังก์ชัน Passive assist therapy	71
3-36	รูปร่างที่กำหนดเพื่อเป็นเป้าหมายให้ผู้ใช้เคลื่อนที่ตาม จะมีรูปร่าง Circle, Square, Rectangle, Triangle และ Infinity	72
4-1	ตั้งค่าการทดลองที่ 1	74
4-2	การควบคุมความเร็วที่ $K_p = 2.50$ และ $K_i = 0.10$	76
4-3	กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง K_p และ E_{RMS} ของความเร็ว	78
4-4	กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง K_i และ E_{RMS} ของความเร็ว	80
4-5	ตั้งค่าการทดลองที่ 2	82
4-6	ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_p และ E_{RMS}	84
4-7	ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_p Gain โดยเส้นปะสีดำคือตำแหน่งของวงกลมที่ถูกกำหนดและเส้นทึบสีฟ้าแสดงตำแหน่งที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่	85
4-8	ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_i และ E_{RMS}	88
4-9	ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_i Gain โดยเส้นปะสีดำคือตำแหน่งของวงกลมที่ถูกกำหนดและเส้นทึบสีฟ้าแสดงตำแหน่งที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่	89
4-10	ตั้งค่าการทดลองที่ 3	91
4-11	กล้ามเนื้อต้นแขนและช่องสัญญาณของปลอกแขน MYO	91
4-12	ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.1	93
4-13	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอแขน	94
4-14	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดแขน	95
4-15	ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.2	97
4-16	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอหัวไหล่ (จากจุด A ไปจุด B)	98

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4-17	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่ (จุด B ไปจุด A)	99
4-18	ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.3	101
4-19	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอข้อศอก (จุด A ไปจุด B)	102
4-20	ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก (จุด B ไปจุด A)	103
4-21	พื้นที่การทำงานในแนว Sagittal สำหรับการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า	107
4-22	พื้นที่การทำงานในแนวแกน Frontal	107
4-23	มุมของแขนผู้ทดลอง	107
4-24	เวลาในการเข้าสู่ Steady state	109

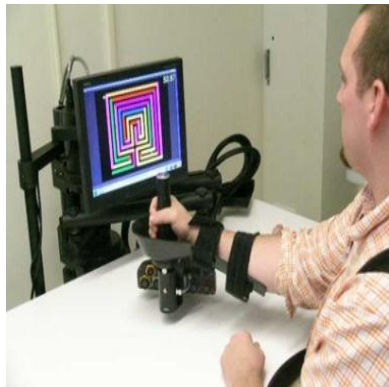
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

โรคหลอดเลือดในสมอง (Stroke) เป็นภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยง สาเหตุมาจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือดอุดตันหรือหลอดเลือดแตก ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย การทำงานของสมองหยุดชะงักอย่างฉับพลัน ทำให้เป็นอัมพาต มีอาการอ่อนแรง เคลื่อนไหวร่างกายไม่ได้ ส่งผลให้เกิดความพิการ ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้อย่างเต็มที่ ปัญหาเหล่านี้ถือเป็นปัญหาที่สำคัญและเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตของประชากรทั่วโลก จากสถิติองค์การอนามัยโลก (WSO) ทุก 6 วินาที จะมีคนเสียชีวิตจากโรคหลอดเลือดสมองอย่างน้อย 1 คนและยังเป็นสาเหตุการเสียชีวิตหรือพิการสูงเป็นอันดับ 3 ของโลก [1] จากสถิติสาธารณสุขในรอบ 10 ปี (พ.ศ. 2546-2555) [2] ประเทศไทยมีสาเหตุการเสียชีวิตหรือพิการจากโรคหลอดเลือดในสมองตีบตันสูงเป็นอันดับ 3 ในผู้ชายและอันดับ 2 ในผู้หญิง อัตราการเสียชีวิตด้วยโรคหลอดเลือดสมองต่อประชากร 100,000 คน และยังมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ดังนั้นการศึกษาระบบการช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อของผู้ป่วยโดยนำเทคโนโลยีมาประยุกต์ใช้ร่วมกับการแพทย์จึงเป็นสิ่งจำเป็น

ปัจจุบันศูนย์วิจัยและบริษัทต่างๆ ได้มีการพัฒนาหุ่นยนต์ในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนและบำบัดผู้ป่วยโดยอาศัยการเคลื่อนที่ซ้ำๆ เพื่อช่วยกระตุ้นและฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนผู้ป่วยซึ่งเครื่องมือฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขนที่ใช้โดยทั่วไปมีอยู่ 2 รูปแบบคือ (1) End effector คือการประคองเฉพาะส่วนปลาย และ (2) Exoskeleton คือการประคองทั้งแขน สำหรับงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นไปในรูปแบบการฟื้นฟูผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเฉพาะส่วนปลาย (End effector) เนื่องจากมีการออกแบบตัวเครื่องและระบบควบคุมที่ไม่ซับซ้อน มีขนาดเล็กและงบประมาณต่ำกว่า นวัตกรรมทางด้านการออกแบบเครื่องฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขนแบบประคองเฉพาะส่วนปลายที่พบเห็นโดยทั่วไป ดังแสดงในรูปที่ 1-1 (a)-(b) ทั้ง 2 แบบเน้นการพัฒนาฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนของผู้ป่วยทั้งแบบ Active assist therapy หลักการทำงานคือตัวเครื่องจะควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนผู้ป่วยให้ไปในทิศทางที่ถูกโปรแกรมไว้แล้วโดยนักกายภาพบำบัด ใช้ในกรณีที่แขนผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนไหวได้เอง และ Passive assist therapy มีหลักการทำงานคือ ผู้ป่วยสามารถควบคุมตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ให้ไปในทิศทางที่ตนเองต้องการได้ ใช้ในกรณีที่แขนของผู้ป่วยสามารถขยับได้ [3,4]



(a) Stroke rehabilitation robot [3]



(b) SensibleTab [4]

รูปที่ 1-1 รูปแบบเครื่องฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขนแบบประคองเฉพาะส่วนปลาย

หุ่นยนต์อัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขนมีราคาสูง จึงมีใช้เฉพาะโรงพยาบาลใหญ่ๆ ปัจจุบันจึงไม่เพียงพอต่อความต้องการ ตัวอย่างเช่น Stroke rehabilitation (รูปที่ 1-1a) ซึ่งต้องนำเข้ามีราคาสูงประมาณ 10 ล้านบาท สำหรับ SensibleTab (รูปที่ 1-1b) ที่พัฒนาโดยบริษัทไทยมีราคาประมาณ 3.8 ล้านบาท โดยอุปกรณ์จะตอบสนองสัญญาณการเคลื่อนไหวตามหลักการ Sensory retraining มีเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงกระทำของมือผู้ป่วยด้วยความไวสูงและสามารถจำลองการเคลื่อนไหวในสภาพแวดล้อมเสมือนการฝึกของผู้ป่วยจริง ดังนั้นงานวิจัยนี้จะมีการออกแบบและพัฒนานวัตกรรมหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติรูปแบบใหม่สำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขน ซึ่งจะมีลักษณะเด่นคือโครงสร้างไม่ซับซ้อน ราคาถูก มีขนาดเล็ก สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวกและมีฟังก์ชันการทำงานครบทั้งแบบ Active assist therapy และ Passive assist therapy

1.2 เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะเกิดปัญหาทางสมรรถนะด้านต่างๆ เช่น การเคลื่อนไหว การมอง การฟัง การพูด โดยผู้ป่วยกว่า 60% จะเกิดความพิการอย่างใดอย่างหนึ่งติดตัวตลอดชีวิต รวมทั้งผู้ป่วยมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นและมีอุปกรณ์ไม่เพียงพอต่อนักกายภาพบำบัด ทำให้เทคโนโลยีหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติเริ่มเข้ามาเป็นส่วนหนึ่งในภาคอุตสาหกรรมของประเทศ ดังนั้นจึงทำการศึกษานวัตกรรมหุ่นยนต์เพื่อช่วยเพิ่มกำลังการฟื้นฟูกล้ามเนื้อในส่วนแขนของผู้ป่วยให้กลับคืนสู่สภาพปกติมากที่สุด คงสภาพการเคลื่อนไหวได้อย่างเต็มขีดความสามารถและลดภาวะต่อຍสมรรถภาพ โดยอาศัยการเคลื่อนที่ซ้ำๆ ที่มั่นคงไม่เปลี่ยนแปลงสามารถควบคุมได้ในการช่วยกระตุ้นและฟื้นฟู ดังนี้

จากการศึกษาของ Hermano และ Krebs [5,6] ได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ฟื้นฟูสมรรถภาพแขนส่วนบน ได้แก่ MIT-MANUS และ InMotion 2 โดยหุ่นยนต์แต่ละตัวมี 2 องศาอิสระ (Degree of freedom: DOF) แขนผู้ใช้จะถูกวางไว้ในชุดรองรับแขนที่จะแนบกับส่วนปลายของหุ่นยนต์ ดังรูปที่ 1-2 ผู้ใช้สามารถเคลื่อนที่บนระนาบขวาง (Transverse plane) และทำการฝึกตามเป้าหมายที่มุ่งเน้นไปที่การเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอกของมนุษย์ นอกจากนี้ยังมีจอภาพเพื่อแสดงเป้าหมายของผู้ใช้และให้ข้อเสนอแนะด้วยภาพ รองรับการทำกายภาพบำบัดกล้ามเนื้อแขนทั้งแบบ Active assist therapy และ Passive assist therapy



รูปที่ 1-2 MIT-MANUS/InMotion 2 [5,6]

The Mirror-Image Motion Enabler (MIME) เป็นอุปกรณ์หุ่นยนต์ฟื้นฟูสมรรถภาพแขนส่วนบนที่ได้รับการพัฒนาโดย Peter และ Van [7,8] The MIME robot ประกอบด้วย 6 องศาอิสระ เป็นหุ่นยนต์ที่มีการกระทำส่วนปลาย มีตัวกระตุ้นในการออกกำลังของผู้ใช้ให้เคลื่อนที่ไปตามเป้าหมาย โดยมีแขนวางอยู่บนชุดรองรับแขนที่ติดอยู่ส่วนปลายของหุ่นยนต์ ใช้ข้อมือและแขนในการเคลื่อนที่ ดังรูปที่ 1-3



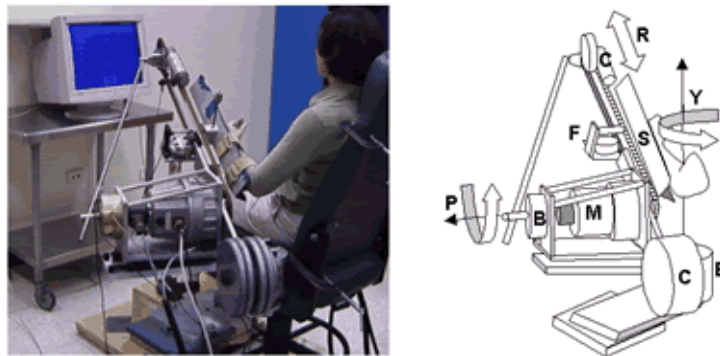
รูปที่ 1-3 The MIME robot [8]

Loureiro และ Harwin [9] ได้สร้างอุปกรณ์ฟื้นฟูสมรรถภาพแขนส่วนบนที่เรียกว่า GENTLE/s โดยมีการแสดงภาพเสมือนจริง (Virtual reality: VR) เพื่อกระตุ้นให้ผู้ใช้มีส่วนร่วมในการบำบัดฟื้นฟู GENTLE/s ประกอบด้วย เก้าอี้ ชุดรองรับหัวไหล่ ชุดจับข้อมือ ชุดรองรับข้อศอก คอมพิวเตอร์ 2 เครื่อง จอภาพขนาดใหญ่พร้อมลำโพง โต๊ะสำหรับฟื้นฟูและปุ่มกด การใช้งานแขนส่วนบนจะมีการต้านแรงจากแรงโน้มถ่วงและมีการเคลื่อนที่ของหัวไหล่ (Shoulder subluxation) ในขณะเดียวกันภาพเสมือนจริง สามารถจำลองภาพสภาวะที่แตกต่างกัน 3 สภาวะ คือ ภาพสภาวะห้องที่ว่างเปล่า ภาพสภาวะห้องจริงที่มีรูปร่างทั่วไปและภาพสภาวะที่ห้องมีวัตถุหลายอย่าง



รูปที่ 1-4 GENTLE/s [9]

Guide (ARM) robot เป็นหนึ่งในอุปกรณ์การฟื้นฟูสมรรถภาพของแขนส่วนบนและออกแบบโดย Reinkensmeyer, Dewald และ Rymer [10,11] ใช้เพื่อประมวลผล Multi-joint coordination และพื้นที่การทำงานที่ขาดไปของแขน ประกอบด้วย มอเตอร์ (M) เบรก (B) และสายพาน Counter balance (C) ในการควบคุมการเคลื่อนที่ของมือผู้ป่วยแบบเชิงเส้นตรง โดยมีการตรวจวัดระดับสัญญาณของแรงต้านผู้ป่วย (Force feedback signal) ด้วย Force/torque sensor (F) ผลจากการพัฒนาเพื่อใช้ในการฟื้นฟูพบว่าทำให้เกิดประโยชน์ในการทำกายภาพบำบัดและส่งผลให้เกิดประสิทธิภาพในการรักษาเพิ่มขึ้น



รูปที่ 1-5 ARM Guide [10]

งานวิจัยของ Casadio [12] ได้พัฒนาเครื่องฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อ 2 องศาอิสระ มีพื้นที่การทำงานขนาด 80x40 เซนติเมตร ควบคุมการเคลื่อนที่ด้วยมอเตอร์ สามารถสร้างแรงต่อเนื่องได้ถึง 50 นิวตัน ปรับเปลี่ยนขนาดแรงเสียดทานต้านการเคลื่อนที่ได้ ดังรูปที่ 1-6 ผลการศึกษาในผู้ป่วย 10 คน พบว่าประสิทธิภาพการฟื้นฟูดีขึ้นและการช่วยเหลือจากนักกายภาพบำบัดลดลง อีกทั้งยังพบว่าการเปรียบเทียบการทำกายภาพแบบ Vision Interactive และ โหมด No Vision Interactive มีประสิทธิภาพไม่ต่างกันอย่างเป็นนัยยะสำคัญ



รูปที่ 1-6 Braccio di Ferro [12]

Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton (T-WREX) [13] ได้นำเสนอหุ่นยนต์ฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อแขนรูปแบบ Exoskeleton ที่มี 5 องศาอิสระ มีการใช้คุณสมบัติของยางระดับต่างๆ รองรับแขนในการเคลื่อนไหวโดยลดผลกระทบที่เกิดจากแรงโน้มถ่วงและมีเซ็นเซอร์วัดตำแหน่งของข้อต่อ สามารถวัดการเคลื่อนที่ของแขนรวมทั้งทำงานร่วมกับคอมพิวเตอร์เพื่อให้ผู้ใช้มีส่วนร่วมในการโต้ตอบกับการแสดงผลเสมือนจริงและเกมส์ในการฝึกแสดงดังรูปที่ 1-7



รูปที่ 1-7 T-WREX (ArmeoSpring) [13]

REHAROB [14] เป็นหุ่นยนต์ฟื้นฟูสมรรถภาพแขนส่วนบน โดยมี 6 องศาอิสระ สามารถทำกายภาพรูปแบบ Passive physiotherapy ด้วยความเร็วที่คงที่และได้รับการดูแลจากนักกายภาพ



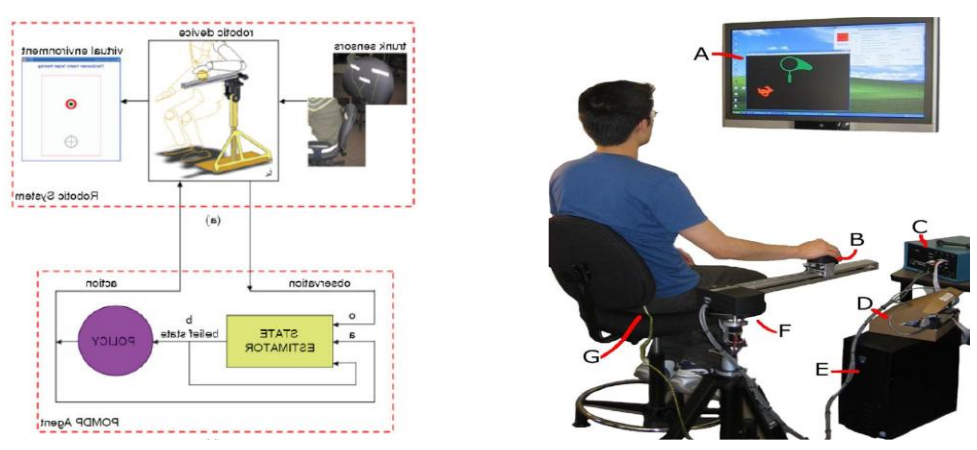
รูปที่ 1-8 REHAROB [14]

หุ่นยนต์ฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อแขน 6 องศาอิสระนี้คือ ARMin (ArmeoPower) [15] รูปแบบ Exoskeleton มีเซ็นเซอร์ตรวจวัดค่า Force และ Torque มีการต้านทาน Backdrivable ควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้า มีการเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์ในรูปแบบภาพและเสียง 3D มี 2 โหมดในการฝึก คือ Passive และ Activity จะมีการเล่นเกมส์ กิจกรรมในการฟื้นฟูเป็นต้น



รูปที่ 1-9 ARMin (ArmeoPower) [15]

Patricia Kan และคณะ [16] ได้พัฒนาระบบหุ่นยนต์อัตโนมัติในการทำกายภาพบำบัด มีการใช้ปัจจัยที่มีผลต่อการฟื้นฟู เช่น ค่าความล้าของผู้ป่วยให้กับระบบเพื่อตัดสินใจการทำงาน เรียกว่า Partially Observable Markov Decision Process หรือ POMDP ระบบสามารถปรับความยาก-ง่ายของกิจกรรมให้เหมาะสมตามความสามารถของผู้ป่วยได้ อัตโนมัติ การทำงานประกอบด้วย 3 ส่วนคือ (1) ส่วนของหุ่นยนต์ที่มี 2 องศาอิสระ เพื่อใช้ในการสร้างเส้นทางการเคลื่อนที่และแรงต้านเสมือน (Virtual load) ให้กับผู้ป่วย (2) เซนเซอร์จับการทรงตัว (Postulate sensor สำหรับการตรวจจับเหตุการณ์ผิดปกติของผู้ป่วยเมื่อทำกิจกรรมต่างๆ) และ (3) Virtual environment หรือ ระบบสร้างสิ่งแวดล้อมเสมือนจริงผ่านคอมพิวเตอร์ ผลการทดสอบโดยการปรับเปลี่ยนความยาก-ง่ายของกิจกรรมการฟื้นฟูแบบอัตโนมัติพบว่าผู้ป่วยทั้งหมดมีความพึงพอใจกับประสิทธิภาพระบบเฉลี่ย 65% และระบบนี้สามารถเอาไปประยุกต์ใช้ได้จริงกับคลินิกกายภาพบำบัด



รูปที่ 1-10 บล็อกไดอะแกรมและรูปแบบของระบบ POMDP rehabilitation system [16]

นอกจากนี้ยังมีหุ่นยนต์อีกหลายแบบซึ่งได้รับการพัฒนาอย่างกว้างขวาง เช่น Bi-Manu-Track Arm Trainer เป็นหุ่นยนต์ที่ถูกพัฒนามาเพื่อลดค่าใช้จ่าย มีการเคลื่อนที่เพียงแค่ 1 มิติคือเลี้ยวซ้ายขวา [17] REHA-SLIDE เป็นหุ่นยนต์คล้าย Bi-Manu-Track Arm Trainer แต่จะมีการเคลื่อนที่ไปด้านหน้าและถอยหลัง เน้นการกายภาพบำบัด หัวไหล่และข้อศอก [18] จากการศึกษาเครื่องมือที่มีอยู่ในประเทศไทยมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เช่น Gyro-Roller ระบบฟื้นฟูโรคหลอดเลือดสมองในส่วนมือและแขนเป็นการใช้หลักการ Gyroscopic effect และ SensibleTab โต๊ะหุ่นยนต์ฟื้นฟูการเคลื่อนไหวแขน ดังตารางที่ 1-1

ตารางที่ 1-1 แสดงการเปรียบเทียบเครื่องมือที่มีอยู่ในประเทศไทย

	Gyro-Roller	SensibleTab
รูปแบบของเครื่อง	End effector	End effector
รูปแบบการทำงาน	มีการฟื้นฟู 2 รูปแบบ คือ Active และ Passive	มีการฟื้นฟู 3 รูปแบบ คือ Active, Passive และ Resistive
รูปแบบการฟื้นฟู	ใช้หลักการของ Gyroscopic effect ตัวเครื่องมีการสร้างแรงกระทำที่แขนและมีการเชื่อมต่อกับระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อสร้างเกมส์ให้ผู้ป่วยเล่นในระหว่างการฟื้นฟูทั้งด้านร่างกาย สมอง การรับรู้ ความเข้าใจ ฝึกทักษะการเคลื่อนไหว การทำงานร่วมกันระหว่างมือและตา เน้นการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนของแขนถึงหัวไหล่ในเวลาเดียวกัน มีการปรับความยาก-ง่าย และบันทึกข้อมูลของแต่ละการฝึก	ใช้หลักการของ Force sensor มีรูปแบบการฝึกที่แยกออกไป ทั้งการออกแรงเพื่อบังคับทิศทาง การเคลื่อนที่ของเครื่องหรือให้เครื่องเคลื่อนที่พาแขน จะมีการบันทึกและวิเคราะห์ข้อมูลของแต่ละการฝึกและแสดงออกมาเป็นรูปแบบกราฟ มีการปรับระดับความยาก-ง่าย ในการเคลื่อนที่
ลักษณะเครื่อง	มีการออกแบบเป็นทรงกลม มีชุดมือจับเหมือนรถ เครื่องจะมีขนาดใหญ่ เมื่อผู้ป่วยต้องการฝึกจำเป็นต้องเดินทางมายังศูนย์กายภาพ	มีการออกแบบเป็นลักษณะโต๊ะ มีชุดแขนที่มีการเคลื่อนที่บนระนาบ x-y มี หน้าจอและอุปกรณ์ควบคุมขนาดใหญ่ เมื่อผู้ป่วยต้องการฝึกจำเป็นต้องเดินทางมายังศูนย์กายภาพ
พื้นที่การทำงาน	เครื่องมีพื้นที่ในการเคลื่อนที่ของแขนจำกัด สามารถเคลื่อนที่ของแขนผู้ป่วยในลักษณะกว้าง	เครื่องมีพื้นที่ในการเคลื่อนที่ของแขนจำกัด สามารถเคลื่อนที่ของแขนผู้ป่วยแนวระนาบ
บันทึกผล	มีการเก็บข้อมูลในแต่ละการฝึกมาวิเคราะห์	มีการเก็บข้อมูลในแต่ละการฝึกมาวิเคราะห์ ออกเป็นกราฟและค่าเฉลี่ย
ราคา	ราคาถูกกว่าเครื่องต่างประเทศ	ราคาถูกกว่าเครื่องต่างประเทศ

ตารางที่ 1-2 แสดงการเปรียบเทียบเครื่องมือที่มีอยู่ในต่างประเทศ

	MIT-MANUS	MIME robot	ARMin (ArmeoPower)
รูปแบบของเครื่อง	End effector	End effector	Exoskeleton
รูปแบบการทำงาน	มีการฟื้นฟู 3 รูปแบบ คือ Resisted, Active และ Assisted movement	มีการฟื้นฟู 4 รูปแบบ คือ Passive, Active-assisted, active-constrained และ Bilateral	มีการฟื้นฟู 2 รูปแบบ คือ Passive และ Active
รูปแบบการฟื้นฟู	หุ่นยนต์มี 2 องศาอิสระ แขนผู้ใช้จะถูกลากไว้ในชุดรองรับ แขนที่จะแนบกับส่วนปลายของหุ่นยนต์ ผู้ใช้สามารถเคลื่อนที่บนระนาบ ทำการฝึกตามเป้าหมายมุ่งเน้นไปที่การเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก รวมถึงมีจอภาพเพื่อแสดงเป้าหมายของผู้ใช้และให้ข้อเสนอแนะด้วยภาพ	หุ่นยนต์มี 6 องศาอิสระ เป็นแขนหุ่นยนต์ที่มีชุดรองรับแขนที่ส่วนปลาย มีพื้นที่การทำงานเป็น 3 มิติ โดยผู้ใช้ต้องเคลื่อนที่ไปตามเป้าหมาย มีการตรวจวัดแรงและแรงบิดด้วย Six-axis sensor	หุ่นยนต์มี 6 องศาอิสระ เป็นแขนหุ่นยนต์ที่มีการสวมแขนของผู้ใช้ทั้งหมด มีการทำงานในลักษณะของเกมส์หรือเป้าหมายตามนักกายภาพ มีการวัดตำแหน่ง แรงและแรงบิดจากเซนเซอร์
ลักษณะเครื่อง	มีการออกแบบเป็นลิงค์ที่มีการเคลื่อนที่บนระนาบ x-y มีชุดรองรับ แขน และจอแสดงผลที่ขนาดใหญ่ เมื่อผู้ป่วยต้องการฝึกจำเป็นต้องเดินทางมายังศูนย์กายภาพ	มีการใช้แขนหุ่นยนต์ PUMA 560 ติดตั้งชุดรองรับแขนที่ส่วนปลาย เครื่องจะมีขนาดใหญ่ เมื่อผู้ป่วยต้องการฝึกจำเป็นต้องเดินทางมายังศูนย์กายภาพ	มีการใช้แขนหุ่นยนต์ขนาดใหญ่ มีลักษณะการใช้งานด้วยการสวมทั้งแขน มีหน้าจอ แสดงภาพและเสียง 3D เครื่องจะมีขนาดใหญ่ เมื่อผู้ป่วยต้องการฝึกจำเป็นต้องเดินทางมายังศูนย์กายภาพ
พื้นที่การทำงาน	เครื่องมีพื้นที่ในการเคลื่อนที่ของแขนจำกัด เคลื่อนที่ตามลิงค์ของเครื่อง	เครื่องมีพื้นที่ในการทำงานตามแขนของหุ่นยนต์ในลักษณะ 3 มิติ	เครื่องมีพื้นที่ในการทำงานตามแขนของหุ่นยนต์ในลักษณะ 3 มิติ
บันทึกผล	มีการเก็บข้อมูลในแต่ละการฝึกมาวิเคราะห์ ออกเป็นกราฟ	มีการเก็บข้อมูลในแต่ละการฝึกมาวิเคราะห์	มีการเก็บข้อมูลในแต่ละการฝึกมาวิเคราะห์

จากการทบทวนวรรณกรรมและตารางเครื่องมือที่มีอยู่ในประเทศไทยและต่างประเทศ ดังตารางที่ 1-1 และ ตารางที่ 1-2 พบว่าหุ่นยนต์มีขนาดใหญ่ โครงสร้างซับซ้อน ต้องมีที่จับยึด (Fixed) ซึ่งทำให้ยากต่อการเคลื่อนย้าย และมีราคาที่สูงแพง ซึ่งจะอยู่ที่ 5-15 ล้านบาท จึงนำมาสู่การออกแบบและพัฒนานวัตกรรมหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนรูปแบบใหม่ ซึ่งจะมีลักษณะเด่นคือการประยุกต์ใช้หุ่นยนต์แบบเคลื่อนที่ (Mobile robot) เป็นโครงสร้างหลัก สำหรับ Robot Platform ที่มีโครงสร้างไม่ซับซ้อน ราคาถูก มีขนาดเล็ก สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก มีฟังก์ชันการทำงาน 2 รูปแบบคือ (1) Active assist therapy หลักการทำงานคือ ตัวเครื่องจะควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนผู้ป่วยให้ไปในทิศทางที่ถูกโปรแกรมไว้แล้วโดยนักกายภาพบำบัด ใช้ในกรณีที่แขนผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนไหวได้เอง และ (2) Passive assist therapy มีหลักการทำงานคือ ผู้ป่วยสามารถควบคุมตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ให้ไปในทิศทางที่ตนเองต้องการได้ ใช้ในกรณีที่แขนของผู้ป่วยสามารถขยับได้ นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับระบบ Robotic force/velocity control ที่เหมาะสมกับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ เพื่อให้หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่แม่นยำ เคลื่อนที่ได้ราบเรียบ ไม่กระชาก ซึ่งจะส่งผลให้การทำการกายภาพบำบัดมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

1.3 วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนที่มีการออกแบบและพัฒนาขึ้นเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองสามารถกลับมาใช้งานแขนได้ตามปกติหรือเทียบเท่ากับปกติมากที่สุด โดยมีวัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ดังนี้

1.3.1 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1) เพื่อสร้างหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนที่มีฟังก์ชันการทำงานทั้งแบบ Active และ Passive assist therapy
- 2) ออกแบบและพัฒนาระบบ Optimized force/velocity control สำหรับหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนได้

1.3.2 ขอบเขตของการวิจัย

- 1) ออกแบบและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์ช่วยในการบริหารกล้ามเนื้อแขนที่รองรับทั้งแบบ Active และ Passive assist therapy มีขนาด 28x28 เซนติเมตร ความเร็วสูงสุด 100 รอบต่อนาทีหรือ 0.30 เมตรต่อวินาที สามารถรับแรงสูงสุด 25 นิวตันและทำงานในระนาบ x-y

- 2) หุ่นยนต์สามารถปรับค่าระดับการต้าน (Resistance) ได้
- 3) ออกแบบและพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับระบบ Optimized force/velocity control ที่เหมาะสมสำหรับหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
- 4) มีระบบ Data logger and Monitoring บันทึกแรง ความเร็วและตำแหน่งเคลื่อนที่ในการทำกิจกรรมฟื้นฟูแบบเรียลไทม์

1.3.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) ได้ต้นแบบนวัตกรรมหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแบบใหม่ ซึ่งมีลักษณะเด่นคือโครงสร้างไม่ซับซ้อน ราคาถูก มีขนาดเล็กสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก มีการออกแบบระบบควบคุมที่ดี มีฟังก์ชันการทำงานครบทั้งแบบ Active/Passive assist therapy และมีการพัฒนาระบบควบคุมที่เหมาะสม
- 2) ได้ต้นแบบหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติที่มีความแม่นยำและเคลื่อนที่ราบเรียบ อีกทั้งยังสามารถปรับระดับการต้านของระบบเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูให้เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีความต้องการระดับในการฟื้นฟูที่แตกต่างกัน

1.4 ภาพรวมของวิทยานิพนธ์

ภาพรวมที่จะนำเสนอเป็นการอธิบายโดยรวมของแต่ละบทในวิทยานิพนธ์ที่มีการออกแบบและพัฒนาหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง วิธีการพัฒนาระบบควบคุม การทดลองและสรุปผลการทดลอง ดังนี้

บทที่ 1 นำเสนอในส่วนของที่มาและความสำคัญของโรคหลอดเลือดสมองสาเหตุและผลที่เกิดขึ้น เพื่อหาแนวทางการรักษาและฟื้นฟูด้วยการนำเทคโนโลยีหุ่นยนต์ที่อาศัยหลักการเคลื่อนที่ช้า ๆ ช่วยในการฟื้นฟูให้เกิดประสิทธิภาพที่ดีขึ้น เอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ได้ทำการตรวจสอบพบว่าปัจจุบันมีการคิดค้นหุ่นยนต์ช่วยในการฟื้นฟูมากขึ้น มีการพัฒนาไปในรูปแบบไหนเพื่อเป็นแนวทางในการทำงานวิจัยนี้ รวมถึงวัตถุประสงค์ ขอบเขตและผลที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัยนี้

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง จะกล่าวถึงความเป็นมาของโรคหลอดเลือดสมองสาเหตุและผลกระทบที่เกิดขึ้นรวมทั้งวิธีการบำบัดฟื้นฟูอย่างไรบ้าง ความเป็นมาของหุ่นยนต์ การควบคุมส่วนที่เกี่ยวข้องของหุ่นยนต์ฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน เช่น มอเตอร์ไฟฟ้าและการควบคุมมอเตอร์ การวัดค่าตำแหน่งและความเร็ว เช่น เซอร์ตรวจวัดแรง รวมถึงหลักการควบคุม Force/position control เบื้องต้น การควบคุมแบบ Proportional Plus Integral control และการวิเคราะห์ค่า E_{RMS} เพื่อใช้ในการควบคุมหุ่นยนต์ให้มีประสิทธิภาพในการฟื้นฟูและบำบัดกล้ามเนื้อแขน

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย นำเสนอขั้นตอนการดำเนินการวิจัยตั้งแต่เริ่มต้นจากรูปแบบกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง กล้ามเนื้อส่วนที่จะต้องฟื้นฟู ทำทางที่ต้องฟื้นฟู การออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ ส่วนประกอบต่างๆ รวมถึงการควบคุมหุ่นยนต์ที่ต้องใช้แบบจำลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ อัลกอริทึมที่ใช้ในการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์ และการออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงานของหุ่นยนต์

บทที่ 4 วิธีการทดลองและผลการทดลอง บทนี้จะนำเสนอเกี่ยวกับวิธีการและผลการทดลองความเสถียรภาพและสมรรถนะของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่ออกแบบมาเพื่อเป็นแนวทางการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน มีการใช้อัลกอริทึมการควบคุมแรงและความเร็วของระบบด้วยวิธี External force/velocity control บนพื้นฐานการควบคุมแบบ PI มีการทดลอง 4 การทดลอง คือ การทดลองที่ 1 เป็นการปรับค่า Gain ของการควบคุมความเร็ว ด้วยวิธี Ziegler-Nichols ที่ทำให้ระบบมีประสิทธิภาพและความเสถียรภาพมากที่สุดด้วยค่า E_{RMS} ในการวิเคราะห์ค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วที่น้อยที่สุด การทดลองที่ 2 เป็นการปรับค่า Gain ของการควบคุมแรง ด้วยวิธี Trial and error techniques ที่ให้หุ่นยนต์และผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางเป้าหมายที่กำหนดเพื่อดูตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ระบบที่เหมาะสมจะทำให้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยเมื่อเทียบกับเส้นทางและตำแหน่งที่กำหนด วิเคราะห์ได้จากค่า E_{RMS} การทดลองที่ 3 การวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO ร่วมกับทำทางการฟื้นฟูที่ออกแบบ คือ การเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอและเหยียดแขน การเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก จะมีการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วย MYO เพื่อหาค่า EMG_{rate} ที่บ่งบอกถึงประสิทธิภาพการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ รวมถึงมีการปรับระดับการต้านที่จะช่วยฟื้นฟูและลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อได้หลักได้ การทดลองที่ 4 เป็นการประเมินความพึงพอใจของผู้ทดลอง เพื่อทดสอบระบบการทำงาน รูปแบบและการใช้งานของหุ่นยนต์

บทที่ 5 สรุปผลและเสนอแนะ นำเสนอในส่วนของการสรุปผล การประเมินสภาพปัญหา รวมถึงการแนะนำสิ่งที่จะต้องปรับปรุงแก้ไขและพัฒนาต่อไป

ส่วนเอกสารผลการตีพิมพ์เผยแพร่วิทยานิพนธ์ ได้นำเสนอในส่วนของภาคผนวกท้ายเล่มวิทยานิพนธ์นี้

บทที่ 2

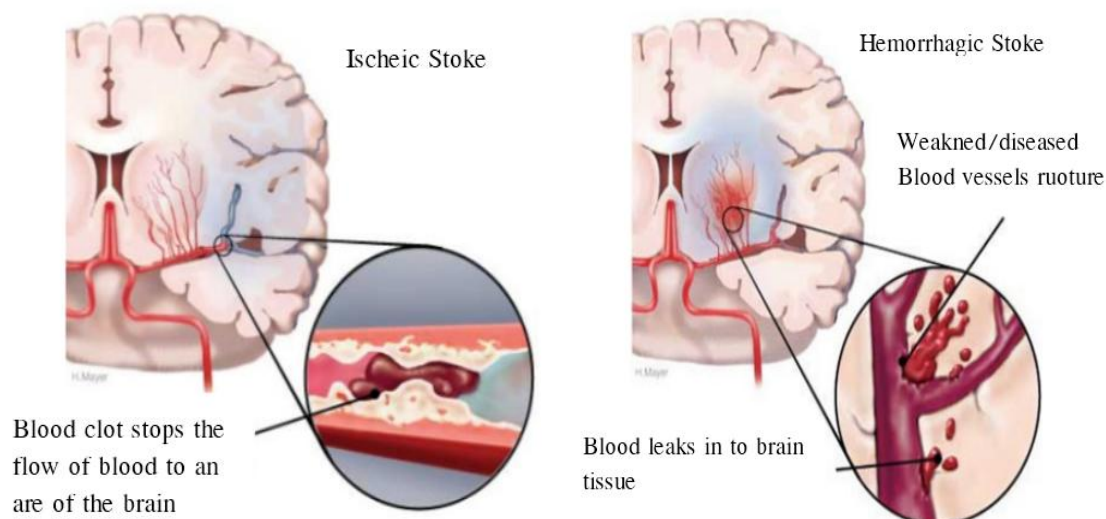
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

การพัฒนาหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง จำเป็นต้องเข้าใจถึงหลักการและเหตุผลที่เกี่ยวข้องหลายส่วนด้วยกัน โดยจะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย เพื่อให้มีความเข้าใจและพัฒนาตรงตามเป้าหมาย เช่น ความเข้าใจโรคหลอดเลือดสมอง กล้ามเนื้อที่มีผลต่อผู้ป่วย และทำทางการออกกำลังกาย รวมไปถึงความเข้าใจระบบหุ่นยนต์ การควบคุมระบบต่าง ๆ ทั้งการควบคุมแรงและความเร็ว การเน้นในเรื่องความปลอดภัยของการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์เพื่อให้ได้หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่เหมาะสม

2.1 โรคหลอดเลือดสมอง

โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) เป็นภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยง มีอาการชาที่ใบหน้า ปากเบี้ยว พูดไม่ชัด แขน ขา ข้างใดข้างหนึ่งอ่อนแรงเคลื่อนไหวไม่ได้หรือเคลื่อนไหวลำบากอย่างทันทีทันใด มี 2 ประเภทตามลักษณะที่เกิด คือ (1) โรคหลอดเลือดสมองตีบหรือตัน (Ischemic stroke) พบร้อยละ 70-75 เกิดจากภาวะที่มีการเปลี่ยนแปลงที่ผนังหลอดเลือด เช่น ไขมันและเกล็ดเลือดเกาะที่ผนังหลอดเลือดทำให้ผนังหลอดเลือดหนาและเสียความยืดหยุ่น หรืออาจเกิดจากลิ่มเลือดจากที่อื่น ๆ ทำให้มีการตีบหรืออุดตันของหลอดเลือด (รูปที่ 2-1a) และ (2) โรคหลอดเลือดสมองแตก (Hemorrhagic stroke) พบร้อยละ 25-30 พบน้อยแต่มีความรุนแรงมากกว่า (รูปที่ 2-1b) [19]

จากการศึกษาผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่มักมีปัญหาทางสมรรถนะด้านต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นการเคลื่อนไหว การมอง การฟัง การพูด การเคลื่อนไหวส่วนใหญ่จะสูญเสียการควบคุมของแขน มักจะมีอาการเกร็งของกล้ามเนื้อมัดหลัก ๆ ที่ต้องการบริหารฟื้นฟูอยู่เสมอ จากการศึกษางานวิจัยกล้ามเนื้อมัดหลัก ๆ ที่ต้องการฟื้นฟูคือ Triceps และ Infraspinatus โดยการฟื้นฟูและเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ Triceps จะทำให้กล้ามเนื้อ Biceps สามารถยืดหรือหดตัวลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ ส่วนกล้ามเนื้อ Infraspinatus จะทำให้สามารถยืดแขนออกทางข้างลำตัวได้มากขึ้น



(a) โรคหลอดเลือดสมองตีบ

(b) โรคหลอดเลือดสมองแตก

รูปที่ 2-1 ประเภทของโรคหลอดเลือดสมอง [19]

2.2 วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวร่างกาย

Cooper และ Glasgow [20] กล่าวว่า Kinesiology มาจากสองคำรวมกัน คือ “Ology” หมายถึง วิทยาหรือความรู้ที่เป็นวิทยาศาสตร์ (Science) กับคำว่า “Kinesi” หมายถึง การเคลื่อนไหว (Motion) จึงเป็นการนำเอาความรู้เกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์และกลศาสตร์มาใช้ วิเคราะห์การเคลื่อนไหวร่างกายด้วยวิทยาศาสตร์ เพื่อช่วยให้เข้าใจการเคลื่อนไหวของร่างกาย เกิดขึ้นจากสาเหตุใด รูปแบบและลักษณะการเคลื่อนไหวแบบใด เป็นต้น การเคลื่อนไหวของร่างกายเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อที่ดึงกระดูกซึ่งทำหน้าที่เป็นคาน ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว รอบข้อต่อนั้น ๆ ร่างกายสามารถแบ่งระนาบและแกนการเคลื่อนไหว (Plane and Axis) ออกเป็น 3 ชนิด คือ

2.2.1 Sagittal Plane หรือ Anteroposterior Plane คือ ระนาบในแนวตั้งหรือแนวตั้งที่แบ่งส่วนของร่างกายออกเป็นด้านซ้ายและด้านขวา (รูปที่ 2-2a) การเคลื่อนไหวที่พบได้แก่

- การงอ (Flexion) เป็นการเคลื่อนไหวของข้อจากตำแหน่งเริ่มต้นไปจนงอข้อเต็มที่ โดยทำให้มุมระหว่างส่วนของร่างกายแคบลง
- การเหยียด (Extension) เป็นการเคลื่อนไหวในทิศทางที่ตรงกันข้ามกับการงอ โดยเป็นการเคลื่อนไหวที่เพิ่มมุมระหว่างส่วนของร่างกาย

2.2.2 Frontal Plane หรือ Lateral Plane คือ ระนาบที่ตั้งฉากกับ Sagittal Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นด้านหน้าและด้านหลัง (รูปที่ 2-2b) การเคลื่อนไหวที่พบได้แก่

- การกาง (Abduction) เป็นการเคลื่อนไหวของร่างกายระนาบข้างที่ออกห่างจากเส้นกึ่งกลางของร่างกาย

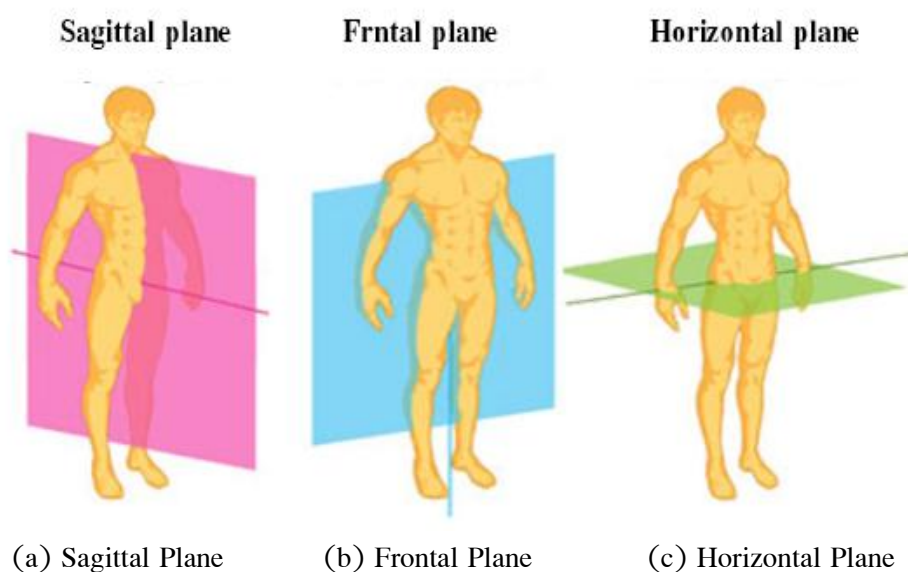
- การหุบ (Adduction) เป็นการเคลื่อนไหวส่วนองร่างกายที่ตรงกันข้ามกับการกางออก โดยเป็นการเคลื่อนไหวในระนาบทางด้านข้างกลับคืนสู่เส้นกึ่งกลางของร่างกาย

2.2.3 Horizontal Plane หรือ Transverse Plane คือระนาบที่ตั้งฉากกับแกนยาวของลำตัว โดยแบ่งร่างกายออกเป็นส่วนบนและส่วนล่าง (รูปที่ 2-2c) การเคลื่อนไหวที่พบได้แก่

- การหมุน (Rotation) เป็นการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นในส่วนของศีรษะ คอ ลำตัว ข้อไหล่และข้อสะโพก เป็นต้น

- การหงายและการคว่ำ (Supination and Pronation) เป็นการอธิบายการเคลื่อนไหวของแขนส่วนปลาย คือการหงายมือหรือการคว่ำมือ

- การหุบและการกางในแนวนอน (Horizontal Adduction and Horizontal Abduction) การเคลื่อนไหวในลักษณะนี้จะเกิดขึ้นที่ข้อไหล่และข้อสะโพก จะต้องงอแขนและขาให้อยู่ในระนาบก่อน จากนั้นการหุบจะเป็นการเคลื่อนส่วนองแขนหรือขาเข้าหากกลางลำตัว การกางเป็นการเคลื่อนแขนหรือขาออกจากกลางลำตัว



รูปที่ 2-2 แสดงระนาบการเคลื่อนไหว [20]

สำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อในส่วนแขนของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง จะต้องฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Triceps ด้วยการให้ผู้ป่วยออกแรงกล้ามเนื้อโดยการงอและเหยียดส่วนของแขน ส่วนการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Infraspinatus ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกล้ามเนื้อโดยการกางและหุบส่วนของแขน ดังนั้นการออกกำลังกายสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะใช้การเคลื่อนไหวแนวระนาบ Horizontal Plane เป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนที่ประกอบไปด้วยการงอ การเหยียด การกางออก และการหุบ เป็นต้น

2.3 หุ่นยนต์

ความหมายหุ่นยนต์ (Robot) คือเครื่องจักรกลหรือสิ่งประดิษฐ์ที่ถูกสร้างขึ้นอย่างมีวัตถุประสงค์ [21] โดยทั่วไปหุ่นยนต์เป็นระบบที่ประกอบด้วยกลไกและไฟฟ้า หุ่นยนต์อาจมีคุณสมบัติข้อใดข้อหนึ่งหรือหลายข้อจากลักษณะต่อไปนี้

- เป็นสิ่งที่ถูกประดิษฐ์ขึ้น
- สามารถรับรู้สิ่งแวดล้อมรอบตัวมันและตอบสนองได้
- สามารถคิดได้ระดับหนึ่งหรือสามารถตัดสินใจได้จากข้อมูลสิ่งแวดล้อมหรือจากการควบคุมหรือจากโปรแกรมที่ตั้งไว้
- มีการเคลื่อนไหวในลักษณะเลื่อนหรือหมุน
- สามารถเคลื่อนที่ได้ตามพิกัดที่กำหนด
- ถูกสร้างขึ้นอย่างมีวัตถุประสงค์

ระบบหุ่นยนต์ที่สามารถทำงานได้ ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

2.3.1 โครงสร้าง (Manipulator) เป็นส่วนประกอบหลักที่สำคัญของระบบหุ่นยนต์ โครงสร้างเปรียบเสมือนร่างกายที่มาประกอบเข้าด้วยกันเพื่อให้หุ่นยนต์ทำงานได้ มีส่วนประกอบที่เรียกว่า แขนหรือลิงค์ (Link) ข้อต่อ (Joint) และส่วนอื่นๆ ที่ต่อเข้าด้วยกันเป็นโครงสร้างของหุ่นยนต์

2.3.2 ตัวทำงานส่วนปลาย (End effector) เป็นส่วนที่ทำงานตามวัตถุประสงค์การใช้งานหลักของหุ่นยนต์ เป็นอุปกรณ์ที่ติดตั้งอยู่ที่ปลายสุดของโครงสร้างหุ่นยนต์ มีหน้าที่ เช่น หยิบจับ เชื่อม หรือประกอบชิ้นส่วน เป็นต้น

2.3.3 ตัวทำงาน (Actuator) มีหน้าที่หลักในการบังคับการเคลื่อนที่ของโครงสร้างหุ่นยนต์เปรียบเสมือนกล้ามเนื้อ ตัวทำงานที่ใช้ในระบบส่วนใหญ่ ได้แก่ มอเตอร์เซอร์โว มอเตอร์ สเตปเปอร์ กระจบอกนิวเมติก กระจบอกไฮดรอลิก เป็นต้น

2.3.4 เซนเซอร์ (Sensor) ใช้ตรวจวัดข้อมูลสถานะของหุ่นยนต์ หรือตรวจสอบสถานะของสิ่งแวดล้อม เซนเซอร์ทำหน้าที่คล้ายกับระบบประสาทสัมผัสของมนุษย์ ในการควบคุมการทำงานของหุ่นยนต์จำเป็นต้องทราบว่าโครงสร้างของหุ่นยนต์อยู่ที่ตำแหน่งใดหรือมีลักษณะการวางตัวอย่างไร เซนเซอร์ที่ติดตั้งอยู่ในตัวหุ่นยนต์จะส่งข้อมูลบอกตำแหน่งโครงสร้างของหุ่นยนต์ ได้แก่ ตำแหน่งของข้อต่อและลิงค์ นอกเหนือจากนี้ ยังมีการติดตั้งเซนเซอร์หรืออุปกรณ์พิเศษอื่น ๆ ที่ใช้ในการตรวจวัดสภาพของสิ่งแวดล้อมด้วย เช่น ระบบการมองภาพ เซนเซอร์วัดอุณหภูมิ เซนเซอร์วัดการสัมผัส เป็นต้น

2.3.5 ส่วนควบคุม (Controller) เป็นส่วนที่สั่งการทำงานของหุ่นยนต์ จะทำหน้าที่รับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์เพื่อบังคับการเคลื่อนไหวของตัวทำงาน มีการกำหนดตำแหน่งของการเคลื่อนที่จากข้อมูลที่ส่งกลับมาจากเซนเซอร์ ตัวอย่างเช่น ในกรณีที่ต้องการให้หุ่นยนต์ขนย้ายสิ่งของไปยังตำแหน่งที่อยู่ไกลออกไป ข้อต่อของแขนหุ่นยนต์จะต้องเคลื่อนที่เป็นระยะทาง 1 เมตร หากข้อต่อยังไม่ถึงระยะที่กำหนดไว้ ส่วนควบคุมจะสั่งการให้ตัวทำงานเคลื่อนที่จนถึงระยะตามที่กำหนด

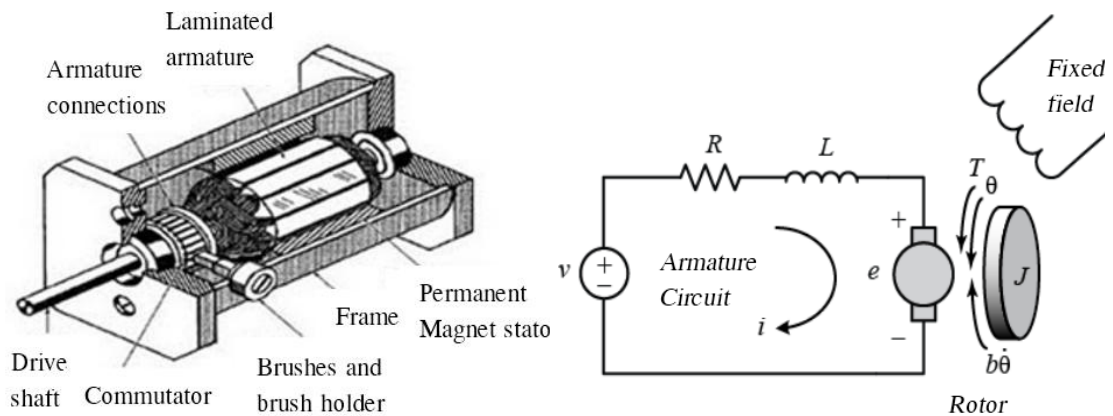
2.3.6 ส่วนประมวลผล (Processor) มีหน้าที่ในการคำนวณเพื่อหาค่าระยะทางและความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อต่อต่าง ๆ ที่ส่งผลให้ตำแหน่งและความเร็วของปลายแขนหุ่นยนต์เป็นไปตามที่กำหนด โดยทั่วไปส่วนประมวลผลคือคอมพิวเตอร์ แต่จะทำหน้าที่เฉพาะคำนวณและประมวลผลเท่านั้น ถึงแม้ว่าส่วนควบคุมและส่วนประมวลผลอาจจะติดตั้งอยู่ด้วยกันแต่ทำหน้าที่ต่างกัน

2.3.7 ซอฟต์แวร์ (Software) สามารถจัดแบ่งตามหน้าที่การทำงานในระบบของหุ่นยนต์ได้เป็น 3 กลุ่ม ดังนี้ (1) ระบบปฏิบัติการ (Operating system) ของคอมพิวเตอร์ (2) โปรแกรมหลักของหุ่นยนต์จะทำหน้าที่คำนวณการเคลื่อนที่ข้อต่อต่าง ๆ จากสมการที่กำหนดการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ข้อมูลหลังจากการคำนวณจะถูกส่งไปยังส่วนควบคุมต่อไป และ (3) โปรแกรมย่อยหรือโปรแกรมประยุกต์ ที่พัฒนาสำหรับการทำงานของอุปกรณ์พิเศษที่ติดตั้งอยู่กับหุ่นยนต์ เช่น ระบบการมองเห็น โปรแกรมที่ใช้ในหุ่นยนต์มีตั้งแต่ภาษาระดับพื้นฐานของตัวหุ่นยนต์เอง จนถึงภาษาขั้นสูงสำหรับหุ่นยนต์สมัยใหม่

2.4 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและการควบคุมมอเตอร์

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC motor) เป็นอุปกรณ์ที่นิยมใช้ควบคุมเครื่องจักรกลต่าง ๆ ในงานอุตสาหกรรมอย่างแพร่หลาย มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงมีส่วนประกอบหลัก ได้แก่ (1) สเตเตอร์ เป็นโครงสร้างหรือตัวถังของมอเตอร์ที่อยู่กับที่มีแม่เหล็กติดตั้งอยู่ทำหน้าที่สร้างสนามแม่เหล็ก และ (2) โรเตอร์ เป็นส่วนโครงสร้างที่มีการหมุน มีขดลวดพันอยู่รอบโครงอาร์มาเจอร์ (Armature) ที่ต่ออยู่กับแกนของเพลลาขับ (Shaft) กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านของ

ขดลวดจะถูกเปลี่ยนทิศโดยอาศัยคอมมิวเตเตอร์ (Commutator) และแปรงถ่าน (Brush) [22,23] ดังรูปที่ 2-3



รูปที่ 2-3 มอเตอร์กระแสตรงและบล็อกไดอะแกรม [23]

แรงบิดของมอเตอร์ T ทั้งหมดที่เกิดขึ้น สามารถเขียนในรูปของความสัมพันธ์ระหว่างกระแส i และค่าคงที่แรงบิด K_t ได้ดังสมการที่ (2.1)

$$T = iK_t \quad (2.1)$$

ถ้าหากสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในมอเตอร์มาจากแม่เหล็กถาวร แรงบิดของมอเตอร์ T_M ที่เกิดขึ้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic flux) Φ_B และกระแสที่ไหลผ่านขดลวดของโรเตอร์ i_{rotor} ดังสมการที่ (2.2)

$$T_M = K_t \Phi_B i_{rotor} \quad (2.2)$$

สำหรับแม่เหล็กถาวร ค่าฟลักซ์แม่เหล็กจะมีค่าคงที่ ดังนั้น แรงบิดจึงมีความสัมพันธ์โดยตรงกับกระแสที่ไหลในขดลวดที่โรเตอร์ หากต้องการควบคุมแรงบิดสามารถทำได้โดยการควบคุมกระแส แต่หากสนามแม่เหล็กที่สเตเตอร์เกิดจากการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้า แรงบิดของมอเตอร์จะมีความสัมพันธ์โดยตรงกับกระแสที่โรเตอร์และกระแสเหนี่ยวนำที่สเตเตอร์ i_{stator} ดังนี้

$$T_M = K_t (K_f i_{stator}) i_{rotor} \quad (2.3)$$

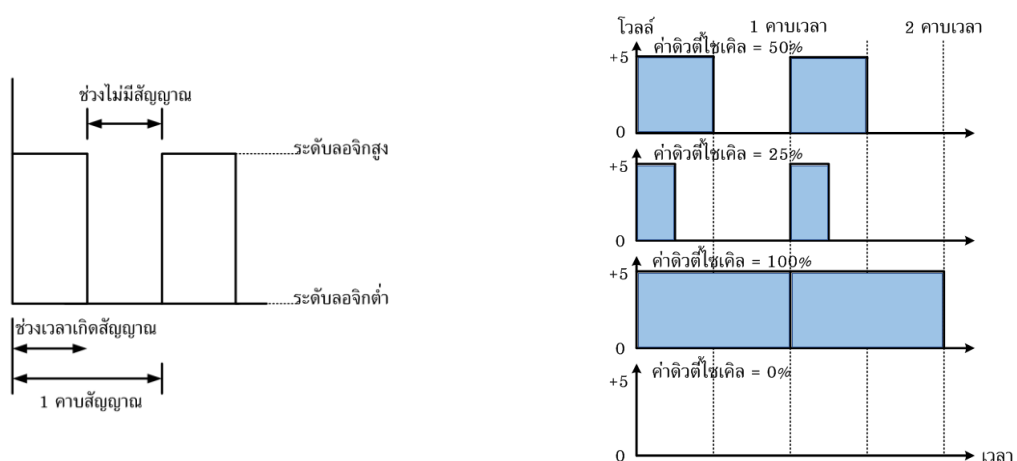
เมื่อ K_f เป็นค่าคงที่ของฟลักซ์เหนี่ยวนำ

มอเตอร์กระแสตรงมีการทำงานที่ไม่มีตำแหน่งหยุดที่แน่นอน ระบบควบคุมมอเตอร์กระแสตรงจึงเป็นแบบวงรอบปิด ตำแหน่งเอาต์พุตหรือความเร็วเอาต์พุตจะถูกป้อนกลับไปเปรียบเทียบกับอินพุตอ้างอิงเพื่อให้ได้ผลการทำงานที่ต้องการ จึงเหมาะที่จะเลือกใช้ในการควบคุมของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน อย่างไรก็ตามมอเตอร์กระแสตรงจำเป็นที่จะต้องถูกควบคุมด้วยตำแหน่งและความเร็ว จึงมีการศึกษาเทคนิคต่างๆ ที่ใช้ในการควบคุมความเร็วและทิศทางของมอเตอร์ [24] ดังนี้

2.4.1 การควบคุมความเร็วด้วยวิธีการมอดูเลชันทางความกว้างของพัลส์ (Pulse width modulation: PWM) จะเป็นการปรับเปลี่ยนที่สัดส่วนและความกว้างของสัญญาณพัลส์ โดยความถี่ของสัญญาณพัลส์จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงหรือเป็นการเปลี่ยนแปลงที่ค่าของดิวตี้ไซเคิล (Duty cycle) ซึ่งค่าของดิวตี้ไซเคิลคือช่วงความกว้างของพัลส์ที่มีสถานะลอจิกสูง โดยคิดสัดส่วนเป็นเปอร์เซ็นต์จากความกว้างของพัลส์ทั้งหมด ยกตัวอย่างเช่น ถ้าหากค่าดิวตี้ไซเคิลมีค่าเท่ากับ 50% ก็หมายถึงใน 1 รูปสัญญาณพัลส์จะมีช่วงของสัญญาณที่เป็นสถานะลอจิกสูงอยู่ครึ่งหนึ่งและสถานะลอจิกต่ำอยู่อีกครึ่งหนึ่งดังรูปที่ 2-4 และในทำนองเดียวกันหากค่าดิวตี้ไซเคิลมีค่ามากหมายความว่าความกว้างของพัลส์ที่เป็นสถานะลอจิกสูงจะมีความกว้างมากขึ้น ค่าดิวตี้ไซเคิลสามารถจะหาได้จากค่าความสัมพันธ์ ดังสมการที่ (2.4)

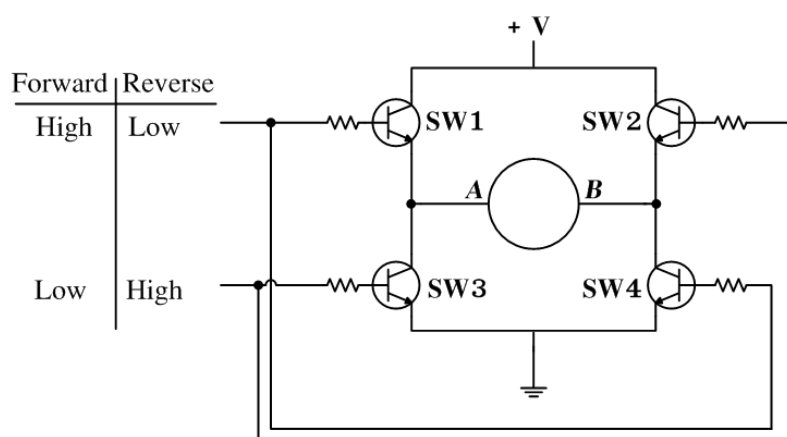
$$\text{ค่าดิวตี้ไซเคิล} = \left(\frac{\text{ช่วงของสัญญาณพัลส์}}{\text{คาบเวลาทั้งหมดของสัญญาณ}} \right) \times 100\% \quad (2.4)$$

โดยทั่วไปความเร็วของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงจะขึ้นกับความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับมอเตอร์ วิธีการมอดูเลชันทางความกว้างของพัลส์จะใช้ในการควบคุมความเร็วของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 2-4 แสดงความกว้างของพัลส์ขนาดต่างๆ และค่าดิวตี้ไซเคิลของช่วงพัลส์ที่มีความถี่คงที่ [24]

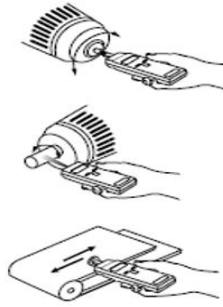
2.4.2 การควบคุมทิศทางของมอเตอร์ด้วยวงจรแฮชบริดจ์ การเปลี่ยนทิศของกระแสโดยการควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์ มีวัตถุประสงค์เพื่อเปลี่ยนทิศการหมุนของมอเตอร์ ซึ่งสามารถทำได้โดยส่งสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยขนาดเพียง 2 บิต ไปยังวงจรแฮชบริดจ์ (H-bridge circuit) เมื่อคำสั่งสัญญาณ 2 บิตส่งมายังวงจร เปลี่ยนจากต่ำไปสูงหรือกลับกัน ทิศทางของกระแสที่ไหลผ่านมอเตอร์จะเปลี่ยนไปโดยไม่ต้องสลับขั้วของแหล่งจ่ายไฟฟ้า จากรูปที่ 2-5 เมื่อ SW1 และ SW4 ได้รับสัญญาณค่าสูง กระแสจะไหลจาก A ไปยัง B แต่เมื่อ SW2 และ SW3 ได้รับสัญญาณค่าสูง กระแสจะไหลจาก B ไปยัง A การเปลี่ยนทิศของกระแสนี้มีผลให้โรเตอร์หมุนในทิศทางตรงกันข้าม



รูปที่ 2-5 วงจรแฮชบริดจ์สำหรับควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ [24]

2.5 การวัดค่าตำแหน่งและความเร็ว

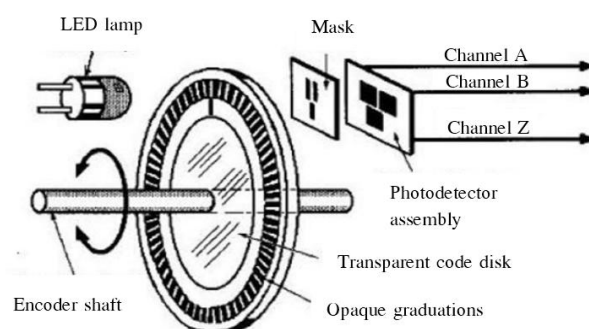
2.5.1 มาตรอัตรารอบ (Tachometer) [25] เป็นอุปกรณ์วัดความเร็วในการเคลื่อนที่ของวัตถุ ส่วนใหญ่จะประยุกต์ใช้ในการวัดความเร็วรอบของเครื่องจักรกล ไม่ว่าจะเป็นเพลา ล้อ ความเร็วของมอเตอร์ เป็นต้น โดยปกติจะแสดงผลอยู่ในรูปของจำนวนรอบต่อนาที (Revolutions per minute: RPM) มาตรอัตรารอบมีหลายแบบขึ้นกับหลักการทำงาน ตัวอย่างเช่น อาศัยหลักการทำงานของเครื่องกำเนิดไฟฟ้าที่เปลี่ยนพลังงานกลเป็นพลังงานไฟฟ้า โดยความต่างศักย์ที่ส่งออกมาแปรผันตรงกับความเร็วเชิงมุมที่วัด หรืออาศัยหลักการตรวจจับสัญญาณพัลส์ที่มีการส่งออกมาเมื่อมีการหมุนครบรอบในช่วงเวลาหนึ่ง หรืออาศัยหลักการสะท้อนของแสง มาตรอัตรารอบมีทั้งแบบสัมผัสและไม่สัมผัส ดังรูปที่ 2-6



รูปที่ 2-6 การใช้งานมาตรอัตราการรอบในลักษณะต่างๆ [25]

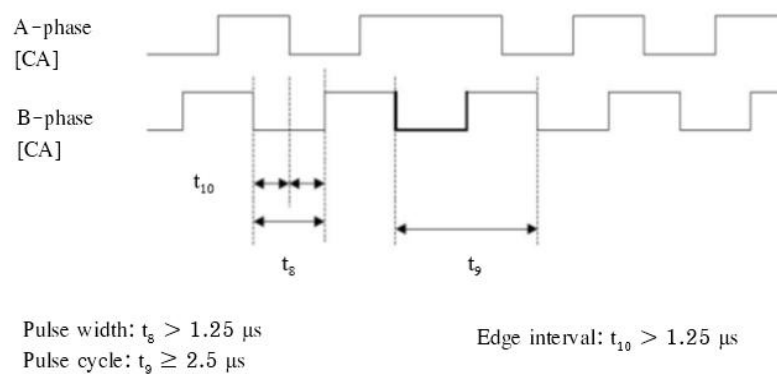
2.5.2 ตัวเข้ารหัส (Encoder) [23,26] จะเปลี่ยนตำแหน่งในช่วงเวลาสั้น ๆ โดยให้ค่าสัญญาณส่งออกแบบดิจิทัล ตัวเข้ารหัสมีส่วนประกอบเป็นจานหรือแถบเข้ารหัสที่ถูกออกแบบให้มีลักษณะโปร่งและทึบเป็นช่วงเวลาสั้น ๆ สลับกัน หรืออาจเป็นลักษณะสะท้อนและไม่สะท้อนสลับกันก็ได้ มีตัวกำเนิดแสงประเภทแอลอีดี (LED) ที่ด้านหนึ่งปล่อยแสงผ่านจานหรือแถบเข้ารหัสไปยังอีกด้านหนึ่งที่มีตัวรับแสงประเภทโฟโตทรานซิสเตอร์ (Phototransistor) ติดตั้งอยู่ หากจานเข้ารหัสอยู่ในตำแหน่งที่แสงสามารถส่องผ่านได้ ตัวรับแสงที่ด้านตรงข้ามก็จะให้ค่าสัญญาณสูง (หรือค่าเปิด) ถ้าจานเข้ารหัสหมุนอยู่ในตำแหน่งที่แสงส่องผ่านไม่ได้ เช่น เซอร์ตัวรับแสงจะให้ค่าสัญญาณต่ำ (หรือปิด) สัญญาณนี้เองจึงเป็นสัญญาณดิจิทัล เมื่อจานเข้ารหัสเริ่มหมุน สัญญาณจะถูกส่งออกเป็นจังหวะต่อเนื่องหากนับสัญญาณที่ส่งออกมา ก็สามารถหาค่าตำแหน่งเชิงมุมที่จานหมุนไปได้

ตัวเข้ารหัสแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ตามหลักการทำงาน คือ (1) ตัวเข้ารหัสแบบนับการเพิ่มหรืออินครีเมนทัล (Incremental encoder) และ (2) ตัวเข้ารหัสแบบสมบูรณ์ (Absolute encoder) ในส่วนนี้จะกล่าวถึง ตัวเข้ารหัสแบบนับการเพิ่มที่พบบ่อย คือ ตัวเข้ารหัสแบบควอดเรเจอร์ (Quadrature encoder) ตัวเข้ารหัสประเภทนี้ทำงานโดยอาศัยแสงจากแอลอีดีส่องผ่านจานเข้ารหัสและหน้ากาก (Mask) ก่อนที่จะตกกระทบกับชุดรับแสง (Photodetector assembly) ดังรูปที่ 2-7



รูปที่ 2-7 หลักการทำงานของตัวเข้ารหัสแบบควอดเรเจอร์ [23]

ค่าสัญญาณส่งออกอยู่ในรูปพัลส์ที่มีสองช่องสัญญาณ คือ A และ B จำนวนพัลส์ที่ได้จากแต่ละช่องสัญญาณเท่ากับจำนวนช่องว่างของจานเข้ารหัสที่หมุนไป แต่ลักษณะสัญญาณ A และ B จะมีเฟสต่างกันอยู่ 90 องศาและเฟส $A = \text{เฟส } B + 90 \text{ องศา}$ กรณีมอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกา และเฟส $A = \text{เฟส } B - 90 \text{ องศา}$ กรณีมอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกา โดยสัญญาณที่ออกมา มีขนาด 0-5 โวลต์ ตามรูปที่ 2-8



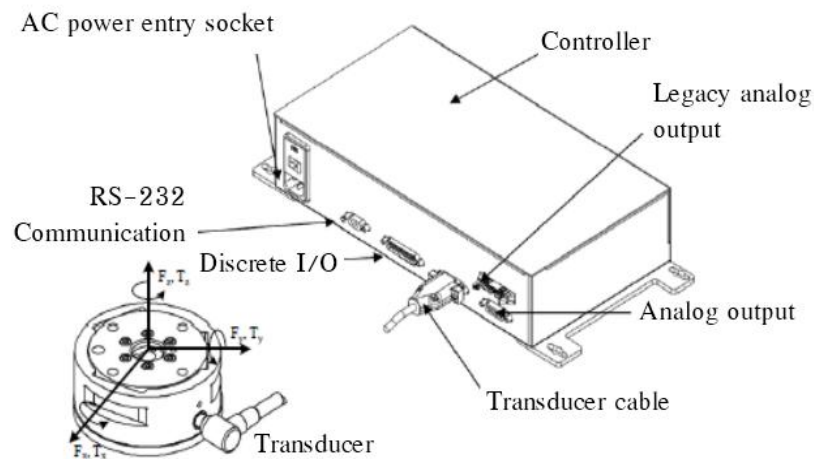
รูปที่ 2-8 สัญญาณ Pulse แบบเฟสต่างกัน 90 องศา [26]

สัญญาณ A และ B ถูกใช้เพื่อหามุมแกนของมอเตอร์ โดยมอเตอร์มีอัตราทด 64:1 และตัวเข้ารหัสมีความละเอียด 12 พัลส์ต่อการหมุน 1 รอบ (Pulse per revolution) ทำให้มอเตอร์หมุน 1 รอบ ส่งสัญญาณออกมา 768 พัลส์ ทิศทางการหมุนของเอ็นโค้ดเดอร์สามารถตรวจสอบได้จากสัญญาณพัลส์ของเฟส A และเฟส B ว่าเฟสใดเกิดขึ้นก่อนสมมติว่า เฟส A เกิดขึ้นก่อนเฟส B เป็นการหมุนตามเข็มนาฬิกาในทางตรงกันข้าม ถ้าเฟส B เกิดขึ้นก่อนเฟส A จะเป็นการหมุนทวนเข็มนาฬิกา

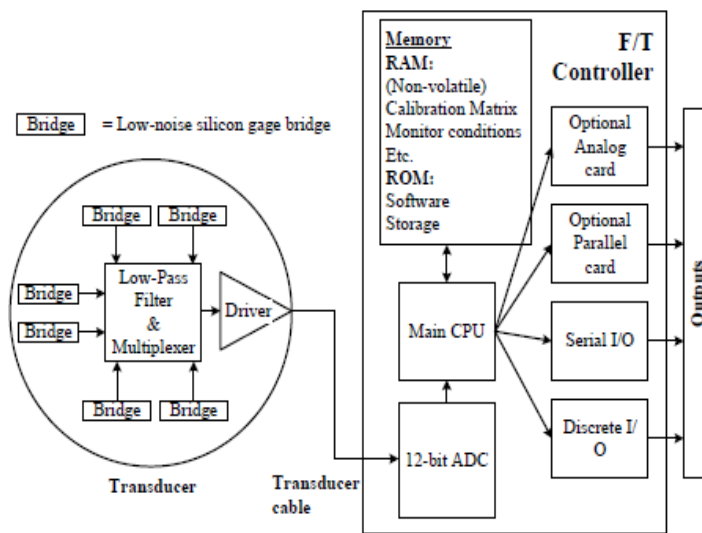
2.6 เซนเซอร์ตรวจวัดแรง ATI Gamma multi-Axis Force/Torque Sensor

ATI Gamma multi-axis force/torque sensor [27] เป็นเซนเซอร์ตรวจวัดแรงและแรงบิด 6 แกน เพื่อตรวจจับแรงปฏิสัมพันธ์ระหว่างมนุษย์กับส่วนปลายของหุ่นยนต์ ระบบเซนเซอร์ประกอบด้วย ตัวเซนเซอร์ ATI F/T gamma สายหุ้มฉนวนที่ป้องกันสัญญาณรบกวนและชุดควบคุม Stand-alone ATI controller ดังรูปที่ 2-9 เซนเซอร์นี้มีค่าความแข็งเกร็ง (Stiffness) สูงและสามารถตรวจวัดได้ 6 ค่านั่นคือ ค่าของแรง F_x, F_y, F_z และค่าของแรงบิดทั้ง 3 แกนได้แก่ T_x, T_y, T_z โดยมีการใช้อุปกรณ์แปลงสัญญาณแบบ Monolithic มีช่วงของการวัด Force/Torque สูงสุดถึง ± 130 นิวตัน ที่ความละเอียด 0.1 นิวตัน และ ± 10 นิวตัน-เมตร ที่ความละเอียด 0.0025 นิวตัน-เมตร ตามลำดับ

ATI controller ทำหน้าที่แปลงสัญญาณความต้านทานทั้งหมดที่ได้จาก Strain gauge ให้เป็นขนาดของแรงและแรงบิดในคาร์ทีเซียน (Cartesian) โดยใช้ผลที่ได้จากการคำนวณด้วยเมทริกซ์การปรับเทียบ (Calibration matrix) ตัวควบคุมนี้เป็นอุปกรณ์แหล่งจ่ายให้กับตัวเซนเซอร์และยังสามารถส่งข้อมูลสื่อสารผ่านทาง Output port ในรูปแบบของ Analog port หรือ Parallel port หรือ Serial port มีช่องสัญญาณ Analog 12-bit ไปยังตัวแปลงสัญญาณ Digital (ADC) ใช้เพื่อหาปริมาณสัญญาณความต้านทานที่ได้จาก Strain gauge ก่อนที่จะส่งไปยังหน่วยประมวลผล โดยตัว ATI CPU ไม่เพียงทำการประมวลผลคำสั่งและคำนวณผลลัพธ์ส่วนใหญ่ แต่เป็นตัวตรวจสอบค่าแรงและแรงบิดที่เกินขีดจำกัดที่วัดได้



(a) ระบบของ ATI Gamma multi-axis force/torque sensor



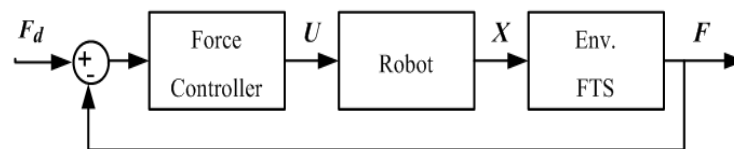
(b) แผนภาพของ ATI force/torque sensor system stand-alone controller

รูปที่ 2-9 ระบบของ ATI Gamma multi-axis force/torque sensor และแผนภาพของอุปกรณ์ [27]

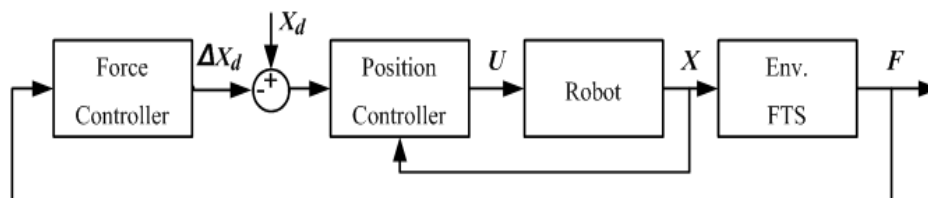
2.7 หลักการ Force/position control เบื้องต้น

Force/position real-time control เป็นหลักการควบคุมพื้นฐานที่สำคัญของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขนในโหมด Active assist therapy และ Passive assist therapy โดยระบบควบคุมแบบ Robot force/position control เป็นการควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ตามต้องการด้วยแรงภายนอกที่กระทำถูกตรวจวัดด้วย Force/Torque sensor จากงานวิจัย Dombre และ Khalil [28] มีการแสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมแรงที่ใช้ในการควบคุมหุ่นยนต์มีหลายวิธีดังนี้

งานวิจัยของ Alexander Winkler และ Jozef Suchy [29] ได้อธิบายถึงหลักการควบคุม Implicit Force Control สำหรับตำแหน่งในการควบคุมหุ่นยนต์ เป็นการออกแบบอัลกอริทึมการควบคุมอย่างง่ายของแรงเพื่อควบคุมตำแหน่งของหุ่นยนต์ ดังรูปที่ 2-10 สำหรับการใช้งานทั่วไปค่าแรงที่ได้ไม่แน่นอน จึงมีการพัฒนาอัลกอริทึมการควบคุมแรงในการควบคุมตำแหน่งของหุ่นยนต์ ดังรูปที่ 2-11



รูปที่ 2-10 บล็อกไดอะแกรม Force control



รูปที่ 2-11 บล็อกไดอะแกรม Implicit force Control [29]

Salisbury และคณะ [30] ได้พัฒนาระเบียบวิธีควบคุมแบบ Active compliant motion อาศัยสัญญาณจาก Force/Torque feedback และค่า Translation และ 3 rotation stiffness ของหุ่นยนต์ซึ่งมีความสัมพันธ์กันดังสมการที่ (2.5)

$$F = K \cdot \delta X \quad (2.5)$$

เมื่อ δX คือ Cartesian displacement ที่มีระยะห่างจากตำแหน่งที่ต้องการ (X_0)
 K คือ เมทริกซ์ Cartesian stiffness x
 $\delta\theta$ คือ มุมของข้อต่อต่างๆ จากตำแหน่งของมุมที่ต้องการ

เมื่อ j คือ เมทริกซ์ Jacobian ดังนั้นการคำนวณ $\delta\theta$ หรือมุมของข้อต่อต่างๆ หาจากสมการที่ (2.6)

$$\delta X = j \cdot \delta\theta \quad (2.6)$$

กำหนดให้แรงสถิต (Static force) และแรงจล (Dynamic force) มีขนาดที่เล็กมากจนสามารถละทิ้งได้ ดังนั้นความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดที่ข้อต่อต่างๆ (Joint torque: τ) และแรงภายนอกที่กระทำ (Applied force: F) แสดงได้ดังสมการที่ (2.7)

$$\tau = J^T \cdot F \quad (2.7)$$

และเมื่อแทนสมการที่ (2.6) และ (2.7) ในสมการที่ (2.5) จะได้ดังสมการที่ (2.8)

$$\tau = J^T \cdot K \cdot J \cdot \delta\theta \quad (2.8)$$

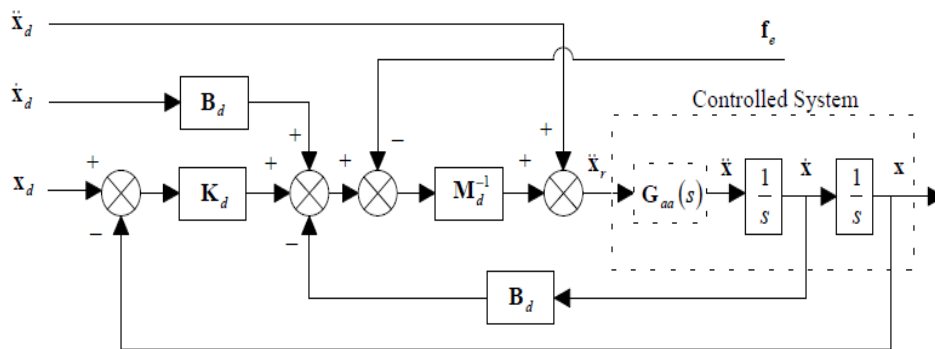
Hogan และคณะ [31] ได้พัฒนาวิธีการควบคุมแบบ Impedance control โดยเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ (Robot end effector) โดยอาศัยสมการอนุพันธ์อันดับสอง (Second-order differential equation) ที่แสดงในรูปแบบของมวล สปริง และตัวหน่วง (Mass-spring-damper system) แรงที่กระทำร่วมกัน (Interactive force) จะขึ้นอยู่กับค่าความคาดเคลื่อนของระบบ ซึ่งหาได้จากค่าความแตกต่างจากค่าตำแหน่งที่ต้องการและค่าตำแหน่งจริง ดังสมการที่ (2.9)

$$M_d(\ddot{X} - \ddot{X}_d) + B_d(\dot{X} - \dot{X}_d) + K_d(X - X_d) = -F \quad (2.9)$$

แต่เนื่องจากส่วนใหญ่การควบคุมเส้นทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ขึ้นอยู่กับความเร่ง ดังนั้นสมการสามารถเขียนได้ใหม่ดังสมการที่ (2.10) และบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 2-12

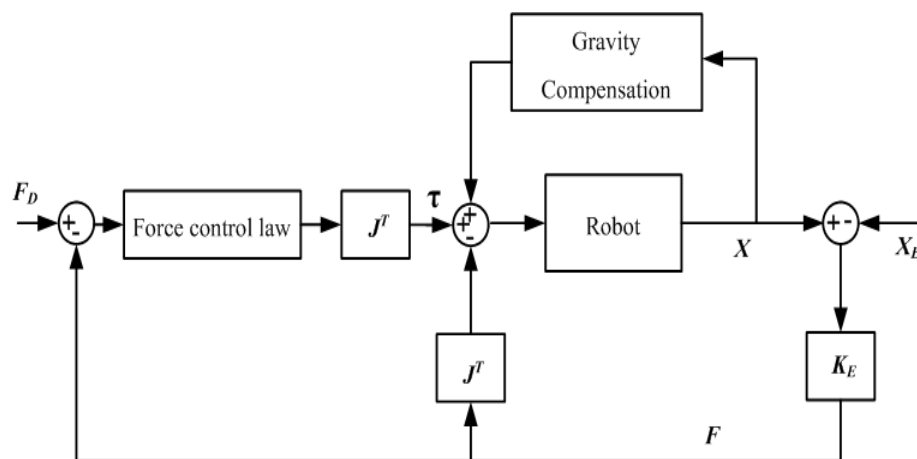
$$\ddot{X}_r = \ddot{X}_d + M_d^{-1}[-F + B_d(\dot{X} - \dot{X}_d) + K_d(X - X_d)] \quad (2.10)$$

- เมื่อ M_d คือ เมทริกซ์ Inertia ที่ต้องการ
- B_d คือ เมทริกซ์ Damping ที่ต้องการ
- K_d คือ เมทริกซ์ Stiffness ที่ต้องการ
- X, X_d คือ เวกเตอร์ของตำแหน่งจริงและตำแหน่งที่ต้องการของหุ่นยนต์
- $\dot{X}, \dot{X}_d, \ddot{X}, \ddot{X}_d$ คือ ความเร็วและความเร่งของค่าจริงและค่าที่ต้องการตามลำดับ
- \ddot{X}_r คือ ค่าเร่งอ้างอิง
- F คือ แรงภายนอกที่กระทำต่อหุ่นยนต์



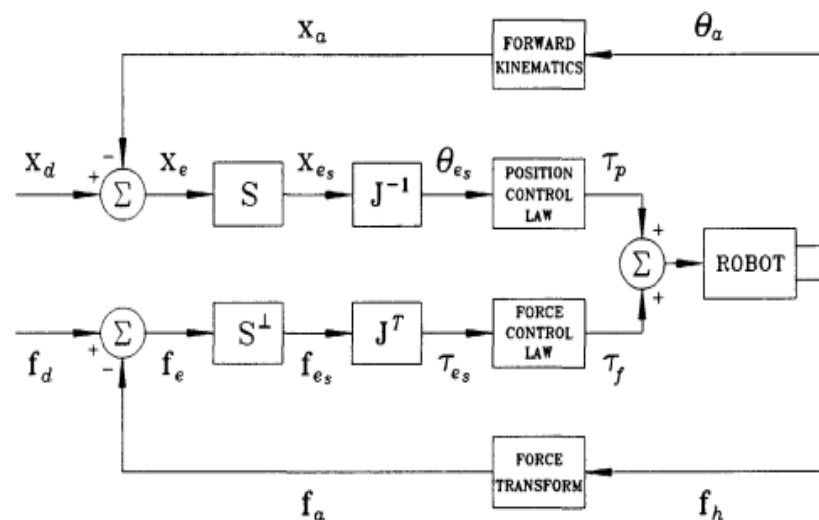
รูปที่ 2-12 บล็อกไดอะแกรมของ Impedance control [31]

วิธีการควบคุมแบบ Explicit force control ถูกพัฒนาโดย Volpe และ Khosla [32] วิธีนี้เป็นการควบคุมและวัดค่าแรงโดยตรง มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ค่าเอาต์พุตใกล้เคียงกับค่าอินพุตที่ต้องการ ดังรูปที่ 2-13 ในรูปแบบของการควบคุมนี้แรงที่วัดจะถูกนำมาหาค่าเวกเตอร์ความผิดพลาดของแรง (Force error vector) โดยใช้การควบคุมด้วย PID control



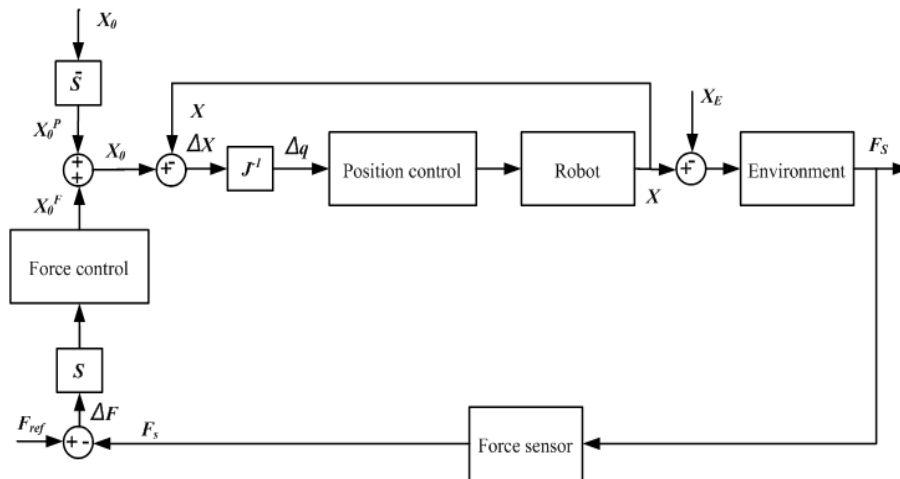
รูปที่ 2-13 บล็อกไดอะแกรมของ Explicit force control [32]

Railbert และคณะ [33] ได้ออกแบบวิธีควบคุม Hybrid force/position control โดยระบบมี 2 ตัวควบคุมย่อย คือ Force control และ Position control ที่ทำงานด้วยกันอย่างแยกอิสระ แต่จะถูกเชื่อมต่อกันหรือที่เรียกว่า Synchronization system และสุดท้ายจะเอาสัญญาณมารวมกันก่อนที่จะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณแรงบิดของแต่ละข้อต่อ (Joint torque) โดย X และ F เป็นเวกเตอร์ 6×1 แสดงค่า Cartesian position/orientation และ Cartesian force/moment ตามลำดับ และ S คือ Diagonal selection matrix ดังรูปที่ 2-14



รูปที่ 2-14 บล็อกไดอะแกรมของ Hybrid position/force control [33]

วิธีการ External force control พัฒนาขึ้นโดย De Schutter and Van Brussel [34] กล่าวว่าการออกแบบระบบควบคุมที่มีประสิทธิภาพที่สุดต้องอาศัยหาค่าคงที่หรือ Gain ที่เหมาะสมเพื่อให้ระบบเสถียรและแม่นยำ การปรับเปลี่ยนค่าคงที่ (Gain) ใดๆ ในระบบมักจะส่งผลการตอบสนองไม่เหมือนกัน เช่น หากลดค่า Gain มากเกินไประบบจะมีความไว (Sensitivity) ต่ำ และต้องใช้แรงมากเกินไป แต่หากเพิ่มค่า Gain เพิ่มค่าสูงเกินไปในระบบก็จะมี การตอบสนองสูงจนทำให้เกิดการสั่น (Oscillations) นำไปสู่ความไม่เสถียรของระบบ สำหรับบล็อกไดอะแกรมควบคุม (Control block diagram) ของการควบคุมแรง (External force control) ประกอบด้วย 2 ลูปควบคุมซ้อนกันคือลูปภายนอกควบคุมแรงและลูปภายในควบคุมตำแหน่ง ดังรูปที่ 2-15 เอาต์พุตของลูปนอกคือ ΔF จะเปลี่ยนเป็นอินพุต X_0^F ของตำแหน่งที่ต้องการสำหรับลูปภายใน



รูปที่ 2-15 บล็อกไดอะแกรมของ External force control [34]

2.8 ระบบควบคุม Proportional Plus Integral (PI) Control

การควบคุมแบบ Proportional-Integral-Derivative (PID) เป็นการรวมกันของ อัลกอริทึมตัวควบคุม เช่น P, PI และ PD เป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในกระบวนการควบคุม อุตสาหกรรม เนื่องจากมีความง่ายในการใช้งานและไม่มีการควบคุมประเภทอื่น ๆ ที่สามารถจับคู่ กับความเรียบง่ายและทำงานได้ชัดเจน [35] การควบคุม PID เป็นระบบควบคุมแบบป้อนกลับที่ ใช้กันอย่างกว้างขวาง เช่น ความเร็วหรือตำแหน่งของมอเตอร์ ออณหภูมิ และตำแหน่งของหุ่นยนต์ ซึ่งมีการนำไปใช้ในการคำนวณเป็นค่าความผิดพลาดที่มาจากความแตกต่างของตัวแปรค่าที่ได้ และค่าที่ต้องการ ตัวควบคุมนี้พยายามลดค่าผิดพลาดให้เหลือน้อยที่สุด [35,36] ประสิทธิภาพ ของการตอบสนองของระบบขึ้นอยู่กับค่าการปรับค่าคงที่ (Control gain) ที่เหมาะสมในสภาวะ แวดล้อมนั้น ๆ การควบคุมด้วย PID เป็นไปตามสมการดังนี้

$$U(t) = U_P(t) + U_I(t) + U_D(t) \quad (2.11)$$

$$U(t) = K_P[y_{de}(t) - y(t)] + K_I \int_0^t [y_{de}(\tau) - y(\tau)] + K_D \frac{d[y_{de}(t) - y(t)]}{dt} \quad (2.12)$$

$$U(t) = K_P e + K_I \int_0^t e(\tau) dt + K_D \frac{de(t)}{dt} \quad (2.13)$$

เมื่อ	y_{de}	คือ ค่า Process output ที่ต้องการ
	$y(t)$	คือ ค่า Process output จริง
	$e(t)$	คือ ความแตกต่างระหว่างค่าที่ต้องการกับค่าจริง $y_{de}(t) - y(t)$
	$U(t)$	คือ ค่าเอาต์พุตของ PID control
	K_p	คือ ค่าคงที่ Proportional gain
	K_i	คือ ค่าคงที่ Integral gain
	K_d	คือ ค่าคงที่ Derivative gain
	t, τ	คือ เวลาต่อเนื่องและเวลาในการสุ่ม (Sampling time)

การควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติจะเลือกใช้วิธีควบคุมแบบ Proportional Integral (PI) เนื่องจากเทอม Derivative ของการควบคุมแบบ PID มีความไวต่อสัญญาณรบกวนและอาจส่งผลกระทบต่อระบบที่อาจไม่เสถียร [37,38]

2.9 ตัวกรองสัญญาณ (Filter)

ส่วนนี้จะอธิบายถึงการรับสัญญาณอินพุตจากเซนเซอร์ตรวจวัดแรงและความเร็วที่มีรูปแบบต่อเนื่อง ค่าสัญญาณที่อ่านได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์มีค่าความถี่ที่ไม่แน่นอน จึงต้องมีหลักการกรองความถี่ของสัญญาณให้ได้ค่าความถี่ที่ต้องการ โดยวิธีการกรองสัญญาณของระบบมี 2 วิธี คือ

วิธีที่ 1) ตัวกรองแบบ Moving average filter หลักการคือระบบทำการสร้างอาร์เรย์เพื่อเก็บค่าการวัดหลายครั้ง อาร์เรย์นี้จะเป็นการหาค่าเฉลี่ยในจำนวนที่กำหนด โดยมีการอัปเดตค่าใหม่หนึ่งครั้งและตัวที่เก่าที่สุดจะถูกลบออก ดังสมการที่ (2.14)

$$y[i] = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} x[i+j] \quad (2.14)$$

โดยที่	$x[]$	คือ สัญญาณอินพุต
	$y[]$	คือ สัญญาณเอาต์พุต
	n	คือ จำนวนข้อมูลเฉลี่ย

วิธีที่ 2) ตัวกรองแบบ Low-pass filter หรือตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน มีหลักการจะตัดความถี่ที่สูงกว่าความถี่ที่กำหนดทิ้งไป โดยที่ความถี่ที่สูงกว่านั้นจะถูกลดทอนไปตามลำดับวิธีการนี้เป็นการลดทอนสัญญาณที่ทำได้ในซอฟต์แวร์ ดังสมการที่ (2.15)

$$y(n) = (1 - a) * x(n) + a * y(n - 1) \quad (2.15)$$

โดยที่ $y(n)$ คือ สัญญาณที่ทำการ Filter แล้วของลูปล่าสุด
 $y(n - 1)$ คือ สัญญาณที่ทำการ Filter แล้วของลูปก่อนหน้า
 $x(n)$ คือ สัญญาณที่วัดได้ของลูปล่าสุด
 a คือ ค่าคงที่ของ Filter (มีค่าระหว่าง 0-1)

สำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมีการเลือกใช้วิธี Low-pass filter ในการกรองสัญญาณแรงที่วัดได้จาก Multi-axis force/torque sensor และสัญญาณความเร็วที่อ่านได้จากตัวเข้ารหัสเนื่องจากระบบของหุ่นยนต์มีการอ่านค่าสัญญาณทุก ๆ 20 มิลลิวินาที จึงมีความง่าย ความต่อเนื่อง และความแม่นยำของสัญญาณ

2.10 Root Mean Square Error (E_{RMS})

Root Mean Square Error หรือค่ารากที่สองของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย เป็นการวัดทางสถิติของปริมาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา จากงานวิจัยของ Kilgus และ Gore [39] ได้กล่าวถึงประสิทธิภาพการทำงานสามารถวิเคราะห์ได้จากการหาค่า E_{RMS} ผลลัพธ์ที่ได้เป็นปริมาณเกลาร์หนึ่งค่า โดยนำค่าที่ได้ดังกล่าวไปวิเคราะห์เพื่อหาความเหมาะสมของค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุด ดังสมการที่ (2.16) ค่า E_{RMS} ยังมีค่าเข้าใกล้ 0 จะมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น จึงเหมาะสมที่จะนำมาวิเคราะห์หาประสิทธิภาพที่ดีที่สุดของระบบควบคุม

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_d - X_s)^2}{n}} \quad (2.16)$$

โดยที่ n คือ จำนวนของค่าที่ประเมิน
 X_d คือ ค่าที่ต้องการ
 X_s คือ ค่าจริงจากเซนเซอร์

2.1.1 ความปลอดภัยในการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ (Human-robot interaction)

โดยทั่วไปหุ่นยนต์มีความสามารถในการเคลื่อนที่ได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำ โดยไม่จำเป็นต้องใช้เซนเซอร์จากภายนอกเป็นตัวกระตุ้น ทำให้เกิดความเสียหายอย่างมากต่อผู้ใช้งานที่ทำงานอยู่บริเวณใกล้เคียง การทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ในพื้นที่เดียวกันต้องมีการรับประกันถึงความปลอดภัยอยู่ตลอดเวลา จากงานวิจัยของ Giuliani และคณะ [40] มีการอ้างถึงการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์อุตสาหกรรม โดยมีข้อกำหนดที่สำคัญประการหนึ่งคือการป้องกันผู้ใช้งานจากความเสียหายต่อการเกิดอันตรายหรือบาดเจ็บจากหุ่นยนต์ ดังนั้นจึงมีหลักการที่จำเป็นสำหรับหุ่นยนต์ 3 อย่างที่ได้รับการเสนอเพื่อเพิ่มความปลอดภัยในการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ คือ สภาพทนทาน (Robustness) ตอบสนองไว (Fast reaction time) และรู้จักตอบสนอง (Context awareness)

Mitka และคณะ [41] ได้ตรวจสอบมาตรฐานและคุณลักษณะด้านความปลอดภัยในการออกแบบหุ่นยนต์ที่มีประสิทธิภาพ โดยข้อกำหนดที่ต้องการเกี่ยวข้องกับในด้านของ Electrical safety, Software robustness, Emergency stops, Sensory devices, Measuring static, Dynamic performance และ Operation stages ข้อกำหนดด้านความปลอดภัยมาตรฐานสำหรับหุ่นยนต์อุตสาหกรรมที่ได้รับรองโดย ISO 12100: 2003 มีดังนี้

- หลักการพื้นฐานทั่วไปสำหรับการออกแบบ ISO 13482: 2014
- ข้อกำหนดด้านความปลอดภัยสำหรับหุ่นยนต์ในการดูแลส่วนบุคคล ISO 13849: 1999
- ชั้นส่วนความปลอดภัยของระบบควบคุม ISO 13855
- ตำแหน่งของอุปกรณ์ป้องกันในการเข้าถึงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมนุษย์ ISO 10218: 1992
- มาตรฐานความปลอดภัยสำหรับหุ่นยนต์ซึ่งได้รับการแก้ไขและตีพิมพ์ในปี พ.ศ. 2549 และการเปลี่ยนแปลงที่สำคัญมีดังนี้ [42]
 - New modes of operation: อนุญาตให้มีมาตรฐานเกี่ยวข้องกับพื้นที่ทำงานของหุ่นยนต์ เช่น การควบคุมหุ่นยนต์ในการทำงานร่วมกันของหุ่นยนต์ที่มีการออกแบบให้ทำงานร่วมกับผู้ปฏิบัติงานของมนุษย์ในพื้นที่การทำงานเดียวกัน
 - Control reliability: มีการแก้ไขระบบควบคุมซึ่งจะช่วยให้สามารถควบคุมให้มีความปลอดภัยสูง รวมทั้งมีช่องสำหรับซอฟต์แวร์ที่ทันสมัย การเดินสายไฟหรือระบบอิเล็กทรอนิกส์ และเทคโนโลยีเครือข่าย

- Safeguarding and clearance: มีการประเมินผลความปลอดภัยเมื่อมีการทำงานหยุดชั่วคราว โดยมีการโหลดข้อมูลต่างๆ เช่น สถิติสูงสุดของหุ่นยนต์ หรือความเร็วสูงสุด

ภาพรวมสำหรับมาตรฐานความปลอดภัยของหุ่นยนต์ที่เสนอโดย America National Standard Institute (ANSI) ได้กำหนดส่วนประกอบสำคัญ ดังต่อไปนี้ [43]

- Risk assessment: มีระบบสัดส่วนที่ช่วยลดความเสี่ยง
- Safety critical software: ออกแบบมาเพื่อการปิดระบบในสภาพที่ปลอดภัย และป้องกันการทำงานอัตโนมัติในภายหลัง
- Dynamic limits: ข้อจำกัดทางกายภาพของผู้ใช้งานที่นำมาพิจารณา
- Emergency stop: ใช้เพื่อให้อุปกรณ์ภายนอกเปิดการหยุดระบบนิรภัย
- Man-machine interface: มีโหมดการทำงานไม่มากเพื่อหลีกเลี่ยงความเข้าใจผิดและก่อให้เกิดปัญหาด้านความปลอดภัย

แม้ว่าการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์ยังมีความหลากหลายในการประยุกต์ใช้อยู่ จึงทำให้เกิดความเสี่ยงอย่างมากต่อสถานการณ์ที่จะเป็นอันตรายหากหุ่นยนต์ไม่ได้รับการออกแบบมาอย่างเหมาะสม โดยความปลอดภัยภายในอาจทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ใช้ในระหว่างการทำงานแบบโต้ตอบ ดังนั้นความปลอดภัยและความน่าเชื่อถือจึงเป็นความกังวลหลักสำหรับความท้าทายด้านเทคนิคในการออกแบบระบบควบคุมหุ่นยนต์ในการทำงานร่วมกับมนุษย์ โดยกลยุทธ์การควบคุมช่วยให้การเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์เป็นไปอย่างราบเรียบและเป็นธรรมชาติ และลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บต่อมนุษย์ต้องถูกตัดออก [44] ความปลอดภัยเป็นเกณฑ์มาตรฐานที่สำคัญสำหรับ HRI ซึ่งต้องได้รับการประเมินอย่างเหมาะสมเพื่อลดความเสี่ยงด้านความปลอดภัยในการติดต่อทางกายภาพและปกป้องหุ่นยนต์กับผู้ใช้งาน [45] Heinzmann และ Zelinsky [46] แสดงถึงความปลอดภัยที่สำคัญสำหรับหุ่นยนต์ที่แสดงออกถึงความเป็นมิตร มีดังนี้

- หุ่นยนต์ที่มีการทำงานร่วมกับมนุษย์จะต้องมีการควบคุมและแบ่งพื้นที่การทำงานร่วมกันได้อย่างปลอดภัย
 - การทำงานเชิงโต้ตอบของหุ่นยนต์ที่มนุษย์สร้างขึ้น จะต้องมีการกำหนดเพื่อเข้าใจและคาดการณ์การเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์อย่างเต็มที่
 - หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไปชนกับมนุษย์ต้องไม่ทำให้เกิดการบาดเจ็บร้ายแรง
- นอกจากนี้ Heinzmann และ Zelinsky [46] ยังได้เสนอถึงลักษณะที่เหมาะสมของหุ่นยนต์ที่มนุษย์สร้างขึ้นใช้เพื่อความปลอดภัยระหว่างการทำงานร่วมกันของมนุษย์กับหุ่นยนต์ในแบบ เรียลไทม์ มีดังนี้

- มนุษย์สามารถควบคุมหุ่นยนต์ได้อย่างง่ายดาย
- หุ่นยนต์ควรมีการเคลื่อนไหวที่เพียงพอในการควบคุมการใช้งาน
- พฤติกรรมโดยรวมของหุ่นยนต์ควรเป็นไปตามที่คาดการณ์และเข้าใจได้ด้วย
ผู้ใช้งาน
- การทำงานของหุ่นยนต์ต้องไม่เป็นภัยคุกคามต่อมนุษย์

ความปลอดภัยในการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์สามารถปรับปรุงและพัฒนาได้ด้วยการระบุอันตรายทั้งหมดของหุ่นยนต์ แล้ววางแผนที่จะป้องกันไม่ให้เกิดความเสี่ยงดังกล่าวล่วงหน้า อีกหนึ่งกลยุทธ์ในการปรับปรุงด้านความปลอดภัย คือ การสร้างพื้นที่รักษาความปลอดภัยให้กับหุ่นยนต์อุตสาหกรรมในพื้นที่การทำงานของผู้ใช้ หากมีการตรวจพบมนุษย์เข้าไปในพื้นที่ที่มีการป้องกันจะมีการทำงานของตัวควบคุมทันที ซึ่งจะเรียกว่า การหยุดฉุกเฉิน Yamada และคณะ [47] เสนอเทคนิคอีกอย่างหนึ่งเพื่อรวมแนวคิดเกี่ยวกับการวัดทางกลและการป้องกันเข้าด้วยกันเพื่ออำนวยความสะดวกในระบบตรวจจับที่มีประสิทธิภาพของมนุษย์และระบบหยุดฉุกเฉินในโหมด Safety ผู้ใช้งานจะสามารถตัดสินใจได้ในขณะที่หุ่นยนต์ยังคงทำงานเป็นการจัดการที่ดีและมีประสิทธิภาพที่สุด ความปลอดภัยสำหรับการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์ได้รับการจัดการโดยผู้รับผิดชอบคำสั่งของหุ่นยนต์ โดยใช้คำแนะนำที่มีประสิทธิภาพเพื่อให้หุ่นยนต์สามารถทำงานร่วมกับมนุษย์ได้อย่างปลอดภัย

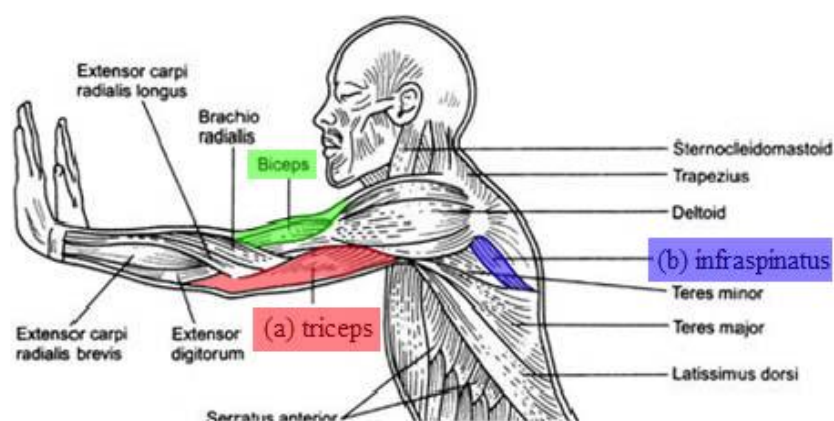
การโต้ตอบของระบบระหว่างมนุษย์กับหุ่นยนต์ได้มีการประยุกต์ใช้กันในปัจจุบัน ตัวอย่างเช่นความปลอดภัยในการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์ สามารถตรวจสอบได้จากผู้ใช้งานในการตรวจจับการแสดงออกทางเสียงหรือท่าทางของมนุษย์ [48] การทำงานร่วมกันมีการตรวจสอบและให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อระบบโต้ตอบในการพัฒนาความปลอดภัย มีการตรวจสอบสัญญาณการสื่อสารของมนุษย์ด้วยภาพหรือทางกายภาพ Traver และคณะ [49] ได้เสนอการใช้สัญญาณภาพในการวางแผนและควบคุมหุ่นยนต์เพื่อเพิ่มความปลอดภัยในการทำงานร่วมกัน Bicchi และคณะ [51,52] มีการใช้การเคลื่อนไหวของข้อต่อที่สอดคล้องกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ด้วยการเฝ้าติดตามพฤติกรรมการทำงานร่วมกันของมนุษย์และมนุษย์ เพื่อประยุกต์ใช้ร่วมกับหุ่นยนต์ เป็นการทำงานร่วมกันโดยไม่ใช้คำพูดและมีความปลอดภัยที่มากขึ้น [53,54]

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

จากการศึกษาผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่มักมีปัญหาทางสมรรถนะด้านต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการเคลื่อนไหว การมอง การฟัง การพูด การเคลื่อนไหวส่วนใหญ่จะสูญเสียการควบคุมของแขน มักจะมีอาการเกร็งของกล้ามเนื้อหลักๆ ที่ต้องการบริหารฟื้นฟูอยู่เสมอ จากการศึกษางานวิจัยกล้ามเนื้อหลักๆ ที่ต้องการฟื้นฟูคือ Triceps และ Infraspinatus โดยการฟื้นฟูและเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ Triceps จะทำให้กล้ามเนื้อ Biceps สามารถยืดหรือหดตัวลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ ส่วนกล้ามเนื้อ Infraspinatus จะทำให้สามารถยืดแขนออกทางข้างลำตัวได้มากขึ้น [54]

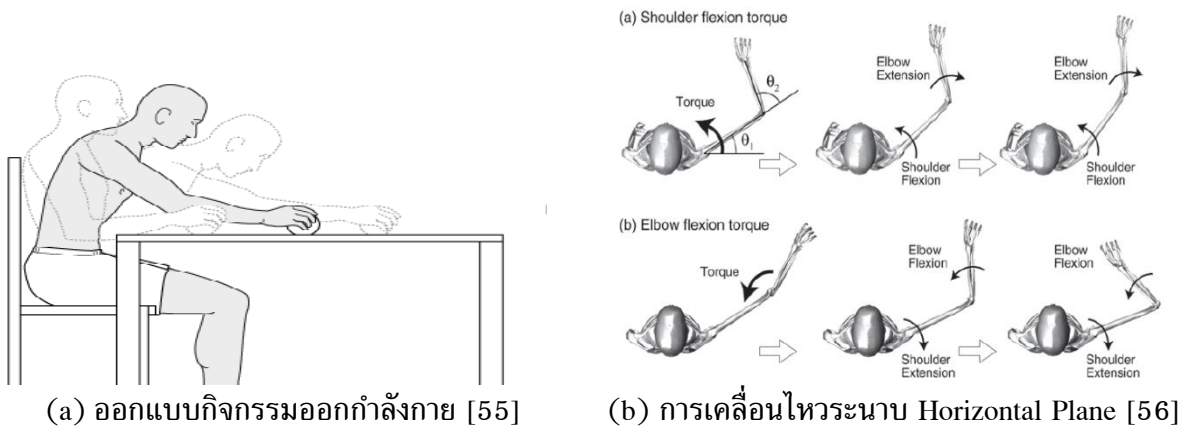
ดังนั้นจึงทำการสร้างหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อหลัก คือ Triceps และ Infraspinatus ดังรูปที่ 3-1



รูปที่ 3-1 มัดกล้ามเนื้อหลัก ได้แก่ Triceps และ Infraspinatus [54]

3.1 ทำออกกำลังกายเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อ

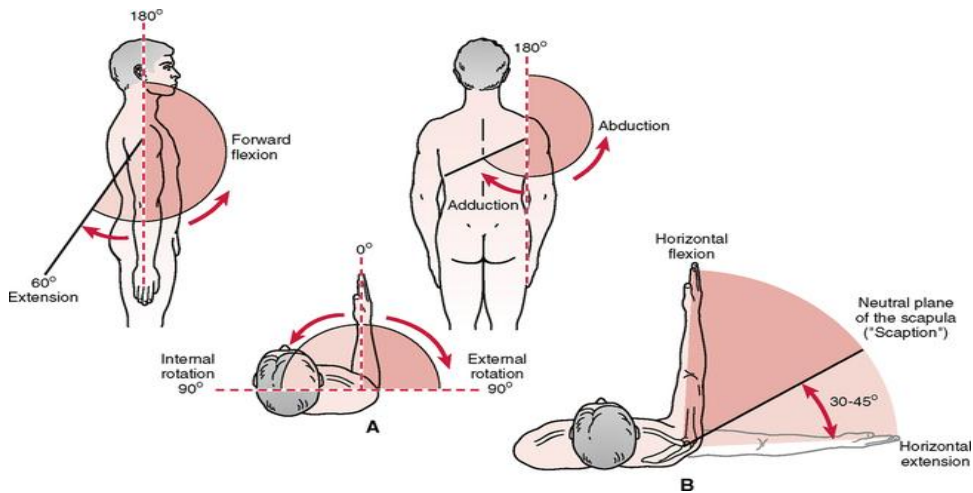
การฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Triceps ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกล้ามเนื้อโดยการงอและเหยียดส่วนของแขน ส่วนการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Infraspinatus ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกล้ามเนื้อโดยการกางและหุบส่วนของแขน ดังนั้นการออกแบบกิจกรรมออกกำลังกายจะใช้การเคลื่อนไหวแนวระนาบ Horizontal Plane เป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนที่ประกอบไปด้วยการงอ การเหยียด การกางออก และการหุบ เป็นต้น ดังรูปที่ 3-2 พิสัยการเคลื่อนไหว (Range of motion: ROM) คือ ค่ามุมเป็นองศาของการเคลื่อนที่วัดได้ ในการเคลื่อนไหวแนวระนาบนี้จะประกอบด้วย การเคลื่อนที่ของหัวไหล่และข้อศอก ดังรูปที่ 3-3



(a) ออกแบบกิจกรรมออกกำลังกาย [55]

(b) การเคลื่อนไหวระนาบ Horizontal Plane [56]

รูปที่ 3-2 ทำออกกำลังกายเพื่อการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ

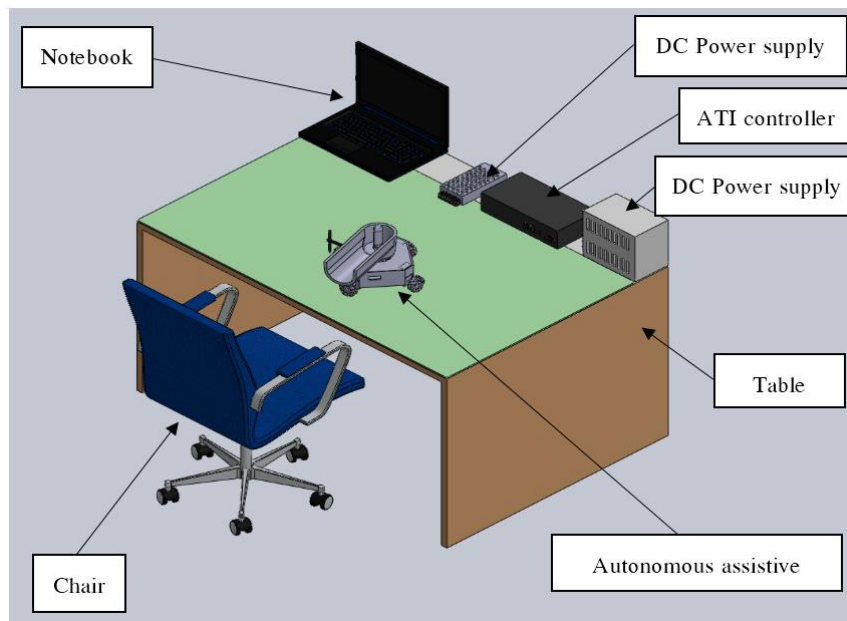


รูปที่ 3-3 พิศัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก [57]

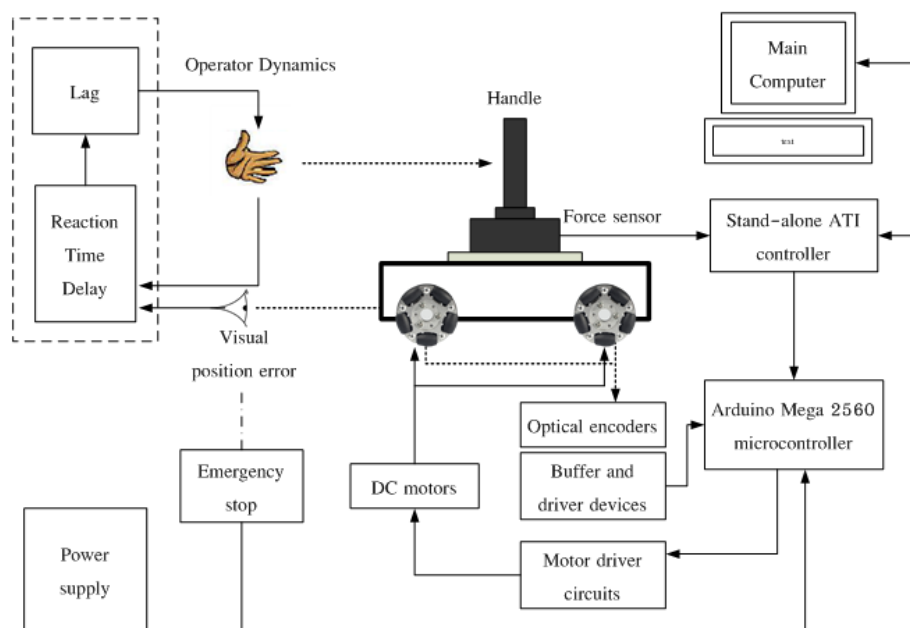
3.2 การออกแบบเครื่องมือฟื้นฟูกล้ามเนื้อ

แนวคิดการออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนคือ เครื่องมือต้องมีประสิทธิภาพสูง ใช้งานง่าย รองรับกิจกรรมต่างๆ ที่ใช้ในการทำกายภาพฟื้นฟูและสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อมัดหลักในส่วนของ Triceps และ Infraspinatus ด้วยการเหยียดและอแขนทั้งด้านหน้าและด้านข้าง เครื่องมือฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขนที่ใช้โดยทั่วไปมีอยู่ 2 รูปแบบคือ (1) End effector คือการประคองเฉพาะส่วนปลาย และ (2) Exoskeleton คือการประคองทั้งแขน สำหรับงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นไปในรูปแบบการฟื้นฟูผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเฉพาะส่วนปลาย (End effector) เนื่องจากมีการออกแบบตัวเครื่องและระบบควบคุมที่ไม่ซับซ้อน มีขนาดเล็ก รูปที่ 3-4 คือการออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ ประกอบด้วยฐานหุ่นยนต์ที่มีความแข็งแรงและต้องรองรับน้ำหนักทั้งหมด มีล้อโอมนิจำนวน 4 ล้อ (Omni-directional wheels) รองรับเคลื่อนที่ในแนวระนาบ ควบคุมด้วยดีซี มอเตอร์รับสัญญาณจากชุดขับ

มอเตอร์ที่ควบคุมโดยตรงจากไมโครคอนโทรลเลอร์ มีเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงที่กระทำภายนอก (Multi-axis force/torque sensor) เพื่อใช้ในการวัดแรงกล้ามเนื้อแขนของผู้ป่วยที่ใช้ในการควบคุมหุ่นยนต์ มีการออกแบบชุดรองรับแขน (Human arm supported) เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยใช้งานง่ายขึ้น ชุดควบคุม (Control unit) ซึ่งเป็นหัวใจหลักของการควบคุมหุ่นยนต์ฟื้นฟูสามารถติดต่อกับส่วน User interface เพื่อตั้งค่าในกิจกรรมต่างๆ



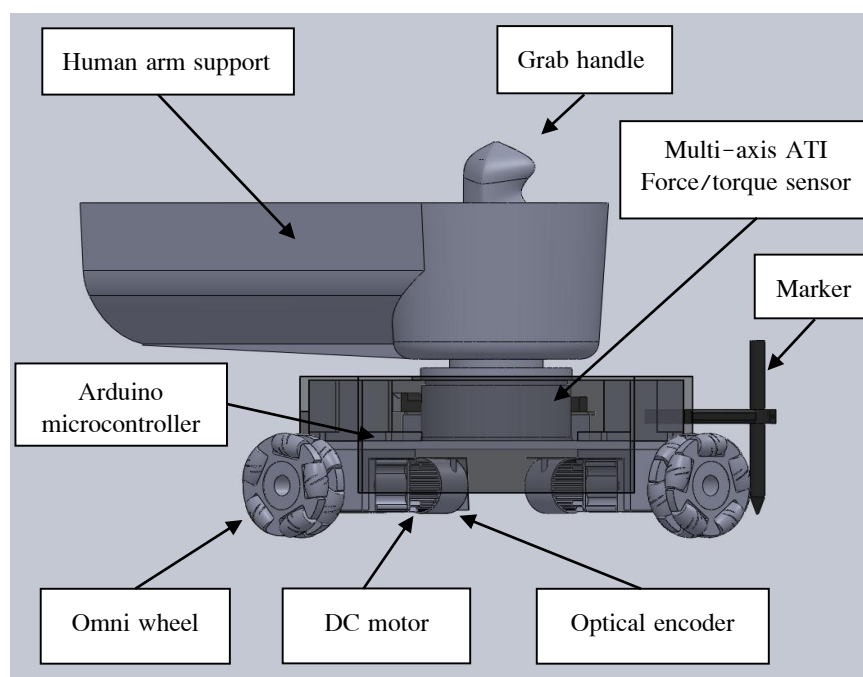
รูปที่ 3-4 ออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน



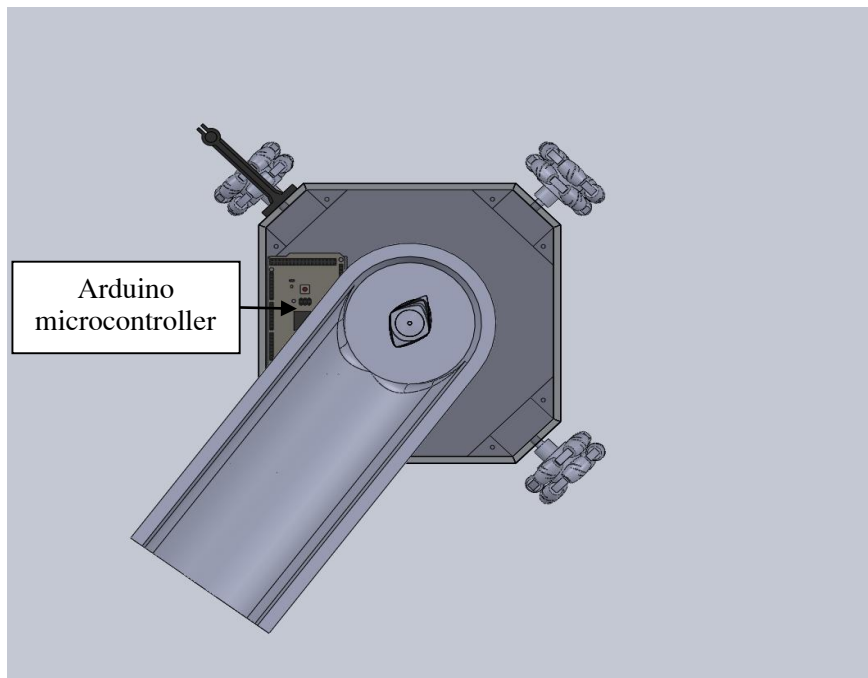
รูปที่ 3-5 แผนผังและบล็อกไดอะแกรมของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

รูปที่ 3-5 แสดงถึงแผนผังบล็อกไดอะแกรมของระบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ เริ่มต้นผู้ป่วยต้องเคลื่อนที่แขนไปยังส่วนปลายของหุ่นยนต์ที่มีเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงติดอยู่ เมื่อผู้ป่วยออกแรงกระทำ (Operator Dynamics) เซ็นเซอร์จะตรวจวัดแรงและส่งค่าสัญญาณที่ได้จาก ATI controller ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลเพื่อควบคุมความเร็ว โดยควบคุมความเร็วของดีซีมอเตอร์ด้วยชุดขับเคลื่อน เมื่อหุ่นยนต์เริ่มเคลื่อนที่จะมีเซ็นเซอร์ตัวเข้ารหัสตรวจวัดความเร็วและส่งค่ากลับไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผลระบบควบคุม ระบบควบคุมจะมีการควบคุมแบบ PI ของการควบคุมแรงและความเร็ว ผู้ป่วยและหุ่นยนต์จะมีการเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกัน เมื่อผู้ป่วยออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์มาก หุ่นยนต์จะเคลื่อนที่เร็วขึ้นเป็นความเร็วตามสัดส่วนของแรง อีกทั้งผู้ป่วยยังมีระบบความปลอดภัย คือ Emergency stop ผู้ป่วยจะถือด้วยมืออีกข้าง เมื่อผู้ป่วยเกิดการเกร็งของกล้ามเนื้อไม่สามารถเคลื่อนที่หรือหุ่นยนต์เกิดความผิดพลาดสามารถกดปุ่มเพื่อหยุดการทำงานของหุ่นยนต์เพื่อความปลอดภัยในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

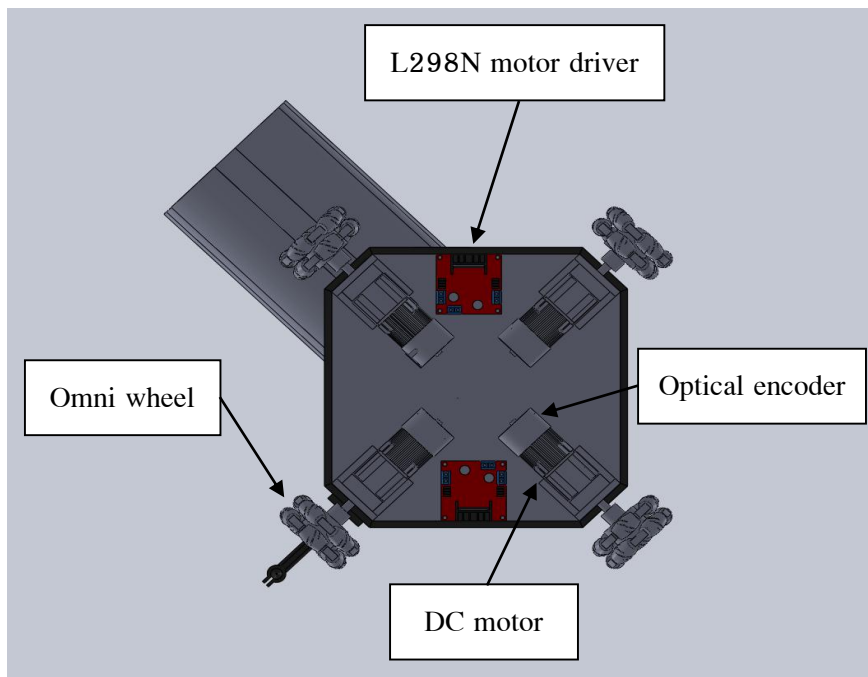
โครงสร้างฐานหุ่นยนต์ถูกออกแบบใช้วัสดุอะลูมิเนียม (Anodized aluminum) เป็นพลาสติกที่มีความทนทานเพื่อให้มั่นใจว่าโครงสร้างมีความแข็งแรง ทนทานและน้ำหนักเบา ลักษณะของหุ่นยนต์เป็นหุ่นยนต์เคลื่อนที่ด้วยล้อโอมนิ 4 ล้อ เป็นการนำเอาความสามารถพิเศษของฐานเคลื่อนที่แบบโอมนิที่สามารถเคลื่อนที่ไปได้ทุกทิศทาง เพื่อลดระยะทางและเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ จากรูปที่ 3-6 ถึง รูปที่ 3-8 แสดงภาพรวมและมุมมองต่าง ๆ ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่ช่วยในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขน



รูปที่ 3-6 ภาพ Front view



รูปที่ 3-7 ภาพ Top view



รูปที่ 3-8 ภาพ Bottom view

3.3 ส่วนประกอบของหุ่นยนต์

3.3.1 เซนเซอร์ตรวจวัดแรง ATI F/T Gamma multi-axis force/torque sensor เป็นเซนเซอร์ตรวจจับแรงสัมผัสระหว่างผู้ใช้กับหุ่นยนต์เคลื่อนที่ โดยติดตั้งระหว่างตัวกระทำส่วนปลายและตัวจับของหุ่นยนต์ ประกอบด้วยตัวเซนเซอร์ ATI F/T gamma sensor สายหุ้มฉนวนที่ป้องกันสัญญาณรบกวนและชุดควบคุม ATI controller ที่มีพอร์ตสัญญาณออกในรูปแบบของ Analog port, Parallel port และ Serial port โดยมีช่วงของการวัด Force/Torque สูงสุดถึง ± 130 นิวตัน ที่ความละเอียด 0.1 นิวตัน และ ± 10 นิวตัน-เมตร ที่ความละเอียด 0.0025 นิวตัน-เมตร ตามลำดับ ดังรูปที่ 3-9 (ตารางที่ ข-1)

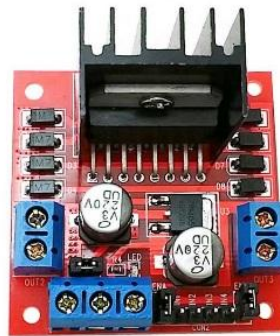
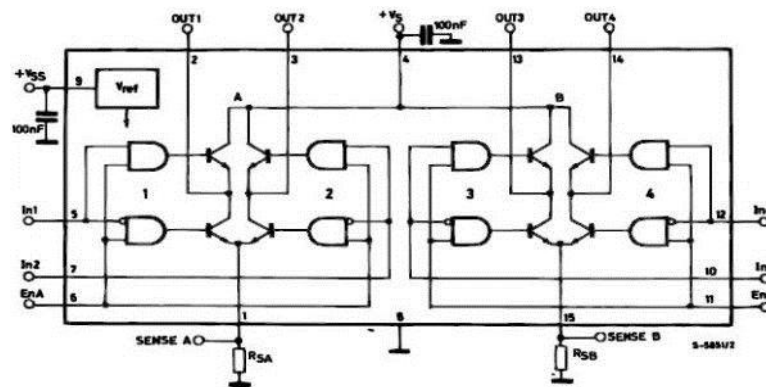


รูปที่ 3-9 Multi-axis force/torque sensor [27]

3.3.2 ดีซีมอเตอร์ Faulhaber 12V-DC motor with an encoder เป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่แปลงพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานกล มีชุดเกียร์ทด 64:1 ความเร็วรอบ 120 รอบต่อนาที และมีตัวเข้ารหัส 12 CPR เป็นอุปกรณ์ที่แปลงสัญญาณเชิงกลในรูปแบบการหมุนหรือการกระจัดมาเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ทำหน้าที่ตรวจวัดความเร็วและตำแหน่งของมอเตอร์ จะสร้างสัญญาณพัลส์ (Pulse) ที่แปรผันตรงกับการหมุนของเพลามอเตอร์ มอเตอร์จะถูกขับด้วย L298N เป็นชุดขับชนิด H-Bridge จะควบคุมทิศทางและความเร็วของมอเตอร์ (ตารางที่ ข-2 และ ข-3)



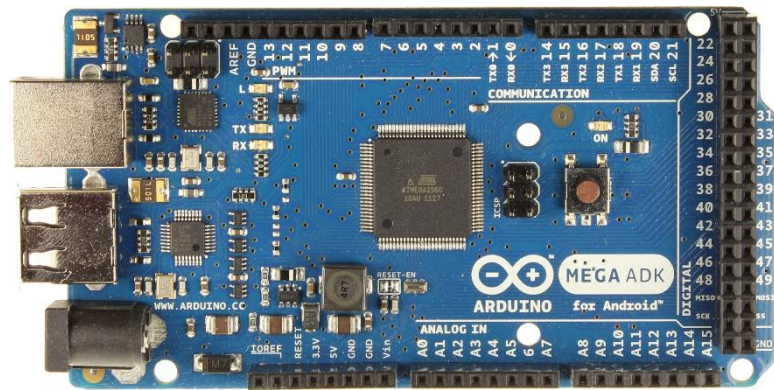
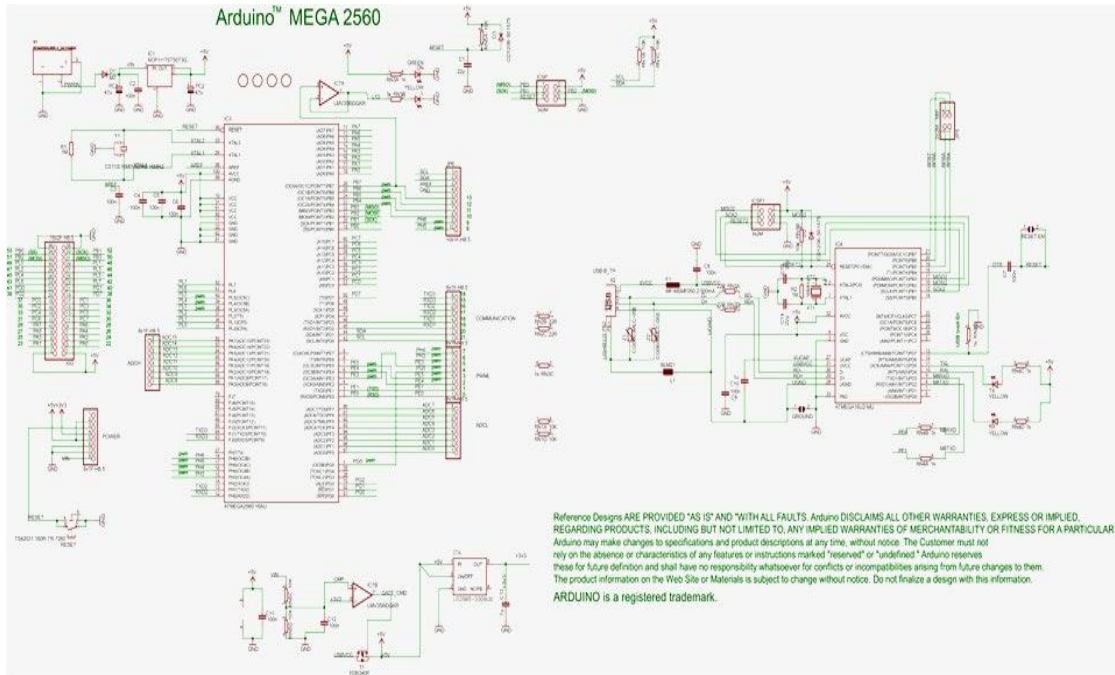
(a) Faulhaber 12V-DC motor with encoder [58]



(b) L298N motor driver module [59]

รูปที่ 3-10 มอเตอร์กระแสตรงและชุดขับมอเตอร์

3.3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ในรูปแบบแบบ Open-source ชิปไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ ATmega2560 ทำงานที่ความถี่ 16 MHz มีหน่วยความจำแฟลช 256 KB แรม 8 KB ใช้ไฟเลี้ยง 7 ถึง 12 โวลต์ แรงดันของระบบอยู่ที่ 5 โวลต์ มี Digital Input / Output มากถึง 54 ขา (เป็น PWM ได้ 14 ขา) มี Analog Input 16 ขา Serial UART 4 ชุด I2C 1 ชุด และ SPI 1 ชุด ดังรูปที่ 3-11 (ตารางที่ ข-4)



รูปที่ 3-11 รายละเอียดของแผนผังวงจร และ บอร์ด arduino Mega 2560 [60]

3.3.4 ล้อโอมนิ Omni-direction wheel 58 mm เป็นล้อพิเศษที่มีลูกกลิ้งติดอยู่รอบๆ ล้อ มีลูกกลิ้งทำมุมเป็น 90 องศากับตัวล้อ โดยมี 3 องศาอิสระ คือ องศาอิสระที่หนึ่งคือทิศทางตามแนวการวางล้อ องศาอิสระที่สองเกิดจากการหมุนของลูกกลิ้งที่ติดอยู่รอบๆ ของล้อ และองศาอิสระที่สามเกิดจากการหมุนที่จุดสัมผัสระหว่างลูกกลิ้งและพื้น ดังรูปที่ 3-12 สำหรับหุ่นยนต์เคลื่อนที่จะใช้ 4 ล้อ วางทำมุม 45 องศา โดยแต่ละล้อจะมีลูกกลิ้งอยู่จึงเกิดการเคลื่อนที่ได้ 2 แกนพร้อมกัน คือ ตามแนวการหมุนของล้อและตามแนวการหมุนของลูกกลิ้ง เมื่อต้องการเคลื่อนที่ไปยังทิศใดๆ สามารถแตกความเร็วการเคลื่อนที่เข้าแนวการเคลื่อนที่ของล้อและของลูกกลิ้ง จึงทำให้สามารถเคลื่อนที่ไปยังทิศใดๆ ก็ได้ (ตารางที่ ข-5)

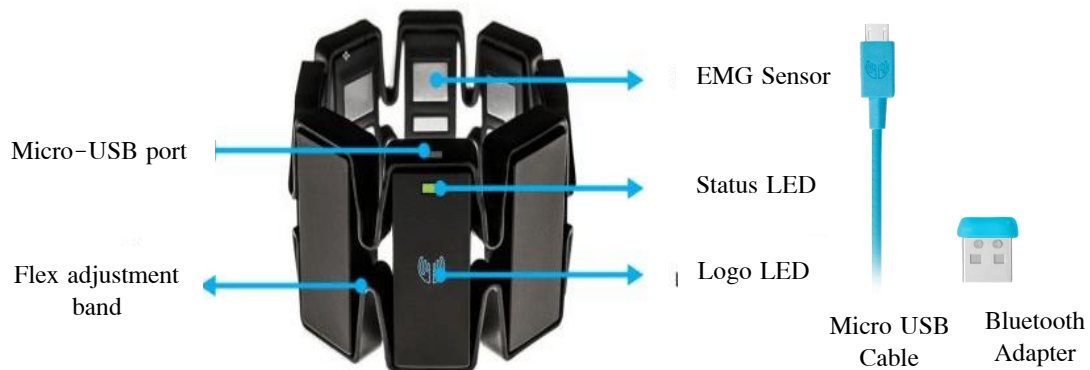


รูปที่ 3-12 Omni-direction wheel [61]

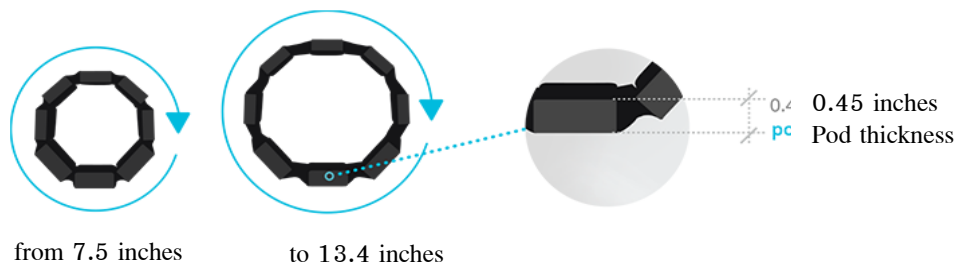
3.3.5 แหล่งจ่ายไฟฟ้า (Power supply) จะแบ่งออกเป็น 2 ชุด คือ (1) แหล่งจ่ายไฟ 220/12 โวลต์ 10 แอมป์ ใช้สำหรับชุดขับ Motor drive L298N เพื่อเป็นแหล่งจ่ายไฟให้กับดีซีมอเตอร์ และ (2) แหล่งจ่ายไฟ AC voltage & DC regulator power supply เพื่อเป็นแหล่งจ่ายให้กับชุดขยายสัญญาณแรง โดยผ่านวงจรขยายสัญญาณแรง และวงจร Zero-span

3.4 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

ปลอกรัดแขน MYO ARMBAND เป็นอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาโดย Thalmic Labs ตัวอุปกรณ์ภายในจะเป็น Contact เพื่อให้เซนเซอร์สามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อได้ ซึ่งใช้หลักการที่เรียกว่า Electromyography: EMG ซึ่งเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ เนื่องจากเวลาที่กล้ามเนื้อมีการขยับหรือเคลื่อนไหว สมองจะมีการส่งงานผ่านเส้นประสาทเพื่อให้กล้ามเนื้อขยับตามต้องการ ซึ่งก็คือเป็นสัญญาณไฟฟ้า จึงสามารถตรวจจับคลื่นสัญญาณดังกล่าวได้เพื่อวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ โดย MYO ได้มีเซนเซอร์ดังกล่าวอยู่บริเวณรอบๆ เพื่อให้สามารถวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อได้ตลอดเวลา เซนเซอร์ที่ใช้คือ Medical Grade Stainless Steel EMG นอกจากนี้จะมี 9-Axis Motion Sensor ซึ่งเป็นเซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวทั้งหมด 9 แกน ประกอบด้วย Accelerometer 3 แกน สามารถรู้ความเร่งในแนวแกนขณะที่ผู้ใช้แกว่งแขน Gyroscope 3 แกน สามารถรู้ความเร่งเชิงมุมขณะที่ผู้ใช้หมุนแขน และ Magnetometer 3 แกน สามารถรู้ทิศทางการหันของผู้ใช้ เป็นต้น ตัวอุปกรณ์มีการติดต่อสื่อสารผ่านทางสัญญาณ Bluetooth Low Energy Profile ซึ่งมีอยู่ใน Bluetooth 4.0 เพื่อสื่อสารกับแอปพลิเคชันหรือตัวอุปกรณ์ ดังรูปที่ 3-13 ขนาดของอุปกรณ์สามารถยืดขยายได้ตั้งแต่ 7.5-13 นิ้ว น้ำหนักอยู่ที่ 93 กรัม และความหนาอยู่ที่ 0.45 นิ้ว ดังรูปที่ 3-14 [63,64] (ตารางที่ ข-6)



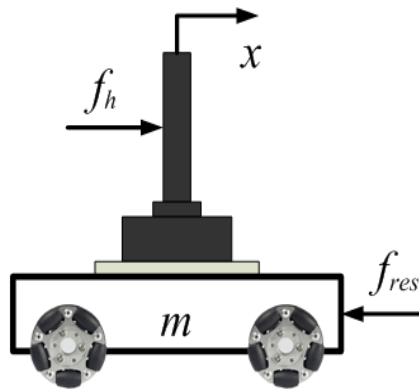
รูปที่ 3-13 MYO armband [62]



รูปที่ 3-14 ขนาด น้ำหนักและความหนา

3.5 Force analysis: Human-robot interacties

ในส่วนนี้จะอธิบายถึงแนวคิดในการวิเคราะห์แรงของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน ได้มีการศึกษางานวิจัยแบบจำลองมนุษย์ที่เกี่ยวข้องในการควบคุม เช่น Zhihao [64] และ Trujillo [65] ที่ได้พิจารณาถึงความสามารถของมนุษย์ เช่น ทักษะการบิน มีการศึกษาและพัฒนารูปแบบการทดสอบนำร่อง (Pilot test) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการศึกษา อีกทั้งลักษณะการทำงานร่วมกันของมนุษย์กับเครื่องจักรจะขึ้นอยู่กับความสามารถที่ซับซ้อนของมนุษย์ในแต่ละคนด้วย Arata [66] ได้วิเคราะห์การทำงานร่วมกันของมนุษย์กับเครื่องจักรและเสนอรูปแบบการควบคุมของมนุษย์ที่มีประโยชน์สำหรับการออกแบบ การจำลอง และการประเมินผล ดังรูปที่ 3-15 แสดงแบบจำลองทางกลที่เป็นตัวแทนอย่างง่ายที่สุดจากหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โดยสามารถสมมติพฤติกรรมการตอบสนองแบบสัมผัส (Haptic) ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์หุ่นยนต์ จากแผนภาพองศาอิสระมีการกำหนดสัญลักษณ์ดังนี้ แรงของมนุษย์ (f_h) มวลของหุ่นยนต์ (m) แรงเสียดทานรวม (f_{res}) และการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ (x)



รูปที่ 3-15 องศาอิสระของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

จากแผนภาพอิสระของวัตถุ (Free body diagram) สามารถหาสมการต่อเนื่องได้ โดยใช้กฎการเคลื่อนที่ข้อ 2 ของนิวตัน (Newton's second law of motion) ได้ดังสมการต่อไปนี้

$$f_h(t) - f_{res}(t) = m\ddot{x}(t) \quad (3.1)$$

จะได้
$$f_h(t) = m\ddot{x}(t) + f_{res}(t) \quad (3.2)$$

เมื่อพิจารณาขนาดสำหรับเวลาชั่วขณะ สัญญาณเอาต์พุตที่ต่อเนื่องสามารถเปลี่ยนเป็นค่าสัญญาณที่ช่วงเวลาไม่ต่อเนื่อง ซึ่งสามารถวัดได้ทุกการสุ่มตัวอย่าง T และจำนวนตัวอย่างจะแสดงด้วย n ดังสมการที่ (3.3)

$$f_h(n) = m\ddot{x}(n) + f_{res}(n) \quad (3.3)$$

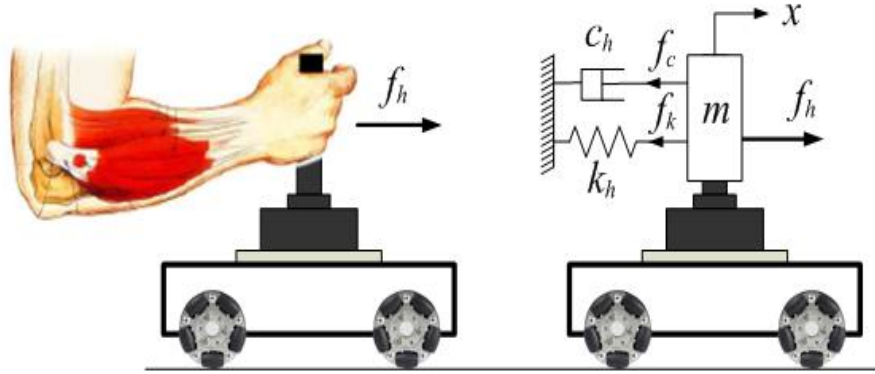
โดยสมมติว่า
$$\dot{x}(n) = \left[\frac{x(n) - x(n-1)}{T} \right] \quad (3.4)$$

และ
$$\ddot{x}(n) = \left[\frac{\dot{x}(n) - \dot{x}(n-1)}{T} \right] \quad (3.5)$$

แทนค่าสมการที่ (3.4) และ (3.5) ลงในสมการที่ (3.3) จะได้สมการดังนี้

$$f_h(n) = f_{res} + \left[\frac{m(n)}{T^2} \right] x(n) - \left[\frac{2m(n)}{T^2} \right] x(n-1) + \left[\frac{m(n)}{T^2} \right] x(n-2) \quad (3.6)$$

มีการกำหนดลักษณะของมนุษย์ในขณะทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ จากงานวิจัยของ Rahman และคณะ [67] ได้แนะนำแบบจำลองแขนมนุษย์ที่มีความคล้ายกับระบบ mass-spring-damper ดังแสดงในรูปที่ 3-16 โดยมีค่าต้านทานของแขนมนุษย์ ประกอบด้วยพารามิเตอร์ดังนี้ มวล (m_h) สปริง (k_h) และตัวหน่วง (c_h)



รูปที่ 3-16 Impedance model of human arm in a spring-damper system

จากแบบจำลองพลวัตของแขนมนุษย์สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$f_h(t) = m_h(t)\ddot{x}(t) + c_h(t)\dot{x}(t) + k_h(t)x(t) \quad (3.7)$$

สมการที่ (3.7) สามารถแปลงเป็นค่าเวลาที่ไม่ต่อเนื่องได้ ซึ่งสามารถวัดได้ทุกการสุ่มตัวอย่าง T และจำนวนตัวอย่างจะแสดงด้วย n ดังสมการที่ (3.8)

$$f_h(n) = m_h(n)\ddot{x}(n) + c_h(n)\dot{x}(n) + k_h(n)x(n) \quad (3.8)$$

โดยสมมติว่า
$$\dot{x}(n) = \left[\frac{x(n) - x(n-1)}{T} \right] \quad (3.9)$$

และ
$$\ddot{x}(n) = \left[\frac{\dot{x}(n) - \dot{x}(n-1)}{T} \right] \quad (3.10)$$

แทนค่าสมการ $\dot{x}(n)$ และ $\ddot{x}(n)$ ลงในสมการที่ (3.8) จะได้

$$f_h(n) = m_h(n) + \left\{ \left[\frac{x(n) - x(n-1)}{T^2} \right] - \left[\frac{x(n-1) - x(n-2)}{T^2} \right] \right\} + \left[\frac{x(n) - x(n-1)}{T} \right] + k_h(n)x(n) \quad (3.11)$$

สมการแบบไดนามิกของแรงของมนุษย์สามารถเข้าใจง่ายด้วยสมการดังต่อไปนี้

$$f_h(n) = \left[\frac{m_h(n) + c_h(n) + k_h(n)T^2}{T^2} \right] x(n) - \left[\frac{2m_h(n) + c_h(n)}{T^2} \right] x(n-1) + \left[\frac{m_h(n)}{T^2} \right] x(n-2) \quad (3.12)$$

หรือ
$$f_h(n) = a_1 x(n) + a_2 x(n-1) + a_3 x(n-2) \quad (3.13)$$

โดยที่
$$a_1 = \left[\frac{m_h(n) + c_h(n) + k_h(n)T^2}{T^2} \right]$$

$$a_2 = \left[\frac{-2m_h(n) - c_h(n)}{T^2} \right]$$

$$a_3 = \left[\frac{m_h(n)}{T^2} \right]$$

พารามิเตอร์ค่าต้านทานของแขนมนุษย์ ถูกสร้างขึ้นด้วย Mass (m_h) Stiffness (k_h) และ Damping factor (c_h) สามารถประมาณได้โดยใช้ค่าความแตกต่างของเทคนิควิธีรีเคอซีฟริสสแควร์ (Recursive least-square technique) หรือตัวประมาณค่ากำลังสองน้อยที่สุดผ่านการวิเคราะห์ในโปรแกรม Matlab งานวิจัยของ Rahman กับคณะ [68] และ Feth กับคณะ [69] เสนอการตรวจสอบตัวแปรค่าต้านทาน มีการเก็บข้อมูลทางกายภาพจากการทดสอบการฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อที่ใช้ ซึ่งประกอบด้วย แรงโต้ตอบของมนุษย์ (f_s) การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ (x) ความเร็ว (\dot{x}) และความเร่ง (\ddot{x})

3.6 การวิเคราะห์สัญญาณแรงและปรับเทียบกับน้ำหนักจริง

ระบบหุ่นยนต์มีการใช้ Multi-axis force/torque sensor เป็นเซนเซอร์ในการตรวจวัดแรง สัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์เป็นสัญญาณแรงดัน ค่าสัญญาณจะถูกส่งผ่าน Analog port ของ ATI controller ไปยังระบบหุ่นยนต์ที่ไม่มีโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวประมวลผล จากการอ่านค่าสัญญาณพบว่า สัญญาณให้ค่าแรงดันน้อยและมีลักษณะแรงดัน 2 ขั้ว ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่สามารถอ่านค่าของสัญญาณได้ถูกต้อง จึงทำการแก้ไขด้วยการเพิ่มวงจรขยายสัญญาณและวงจร Zero-span รวมถึงการปรับเทียบสัญญาณแรงกับน้ำหนักจริงเพื่อให้ระบบหุ่นยนต์สามารถอ่านค่าสัญญาณแรงได้ถูกต้องและแม่นยำก่อนนำไปใช้งาน โดยมีรายละเอียดดังนี้

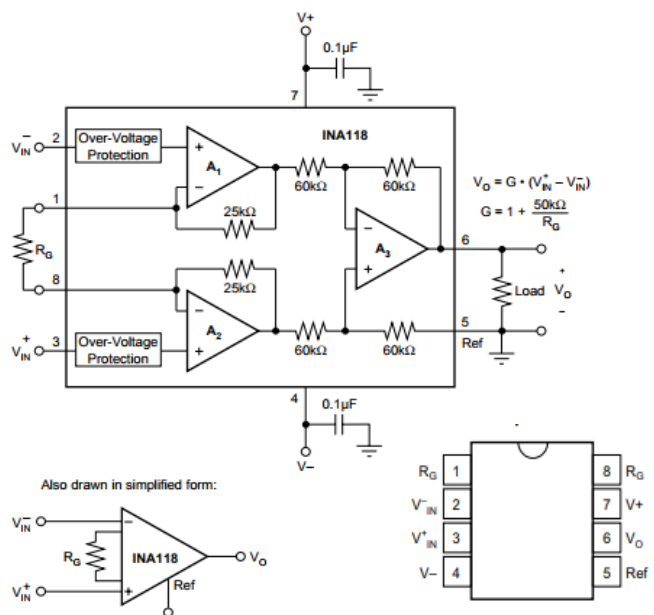
3.6.1 วงจรขยายสัญญาณแรง เป็นวงจรที่ช่วยเพิ่มขนาดหรือกำลังของสัญญาณ จะใช้วงจรขยาย INA118P โดยมีลักษณะและวิธีการต่อวงจรดังตารางที่ 3-1 และรูปที่ 3-17 ผู้ทดลองทำการทดลองขยายสัญญาณเพิ่มขึ้นด้วยการปรับค่า Gain โดยใช้ตัวต้านทานต่อเข้ากับวงจรพบว่าที่ Gain = 2 หรือการขยายวงจรเพิ่มเป็น 2 เท่า ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถอ่านค่าสัญญาณแรงดันได้ทั้งหมด จึงเลือกใช้ Gain = 2 ในการใช้งาน

ตารางที่ 3-1 การต่อวงจรขยาย INA118P

PIN		รายละเอียด
ขา	ชื่อ	
1	R _G	ตั้งค่า Gain = 2 โดยใช้ตัวต้านทาน 50k ต่อระหว่างขา 1 และ ขา 8
2	V ⁻ _{IN}	สัญญาณลบที่ได้จาก Analog output จาก Multi-axis force/torque sensor
3	V ⁺ _{IN}	สัญญาณบวกที่ได้จาก Analog output จาก Multi-axis force/torque sensor
4	V ⁻	แหล่งจ่ายภายนอก โดยใช้แหล่งจ่าย -15 โวลต์
5	Ref	GND
6	V _O	Output วงจร INA118P เพื่อนำไปใช้งาน
7	V ⁺	แหล่งจ่ายภายนอก โดยใช้แหล่งจ่าย +15 โวลต์
8	R _G	ตั้งค่า Gain = 2 โดยใช้ตัวต้านทาน 50k ต่อระหว่างขา 1 และ ขา 8

DESIRED GAIN	R _G (Ω)	NEAREST 1% R _G (Ω)
1	NC	NC
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

NC: No Connection.



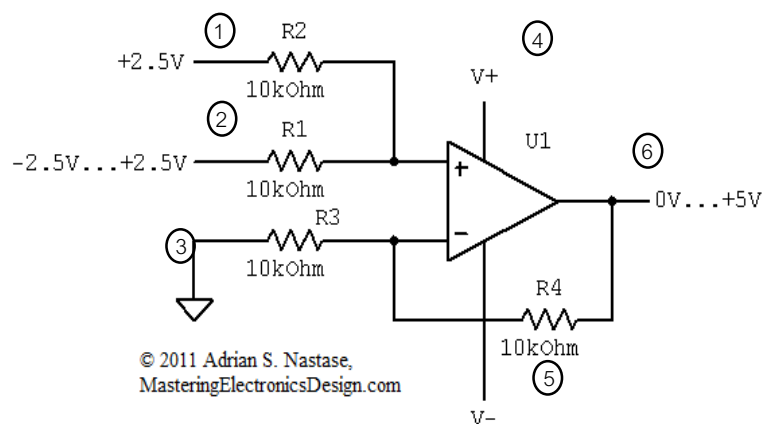
รูปที่ 3-17 วงจรขยายสัญญาณแรง INA118P และบล็อกไดอะแกรมของวงจร INA118P

3.6.2 วงจร Zero-span สำหรับการวัดสัญญาณแรงด้วยเซนเซอร์ Multi-axis force/torque sensor จะเปลี่ยนเป็นแรงดันเอาต์พุตอยู่ในช่วง -2.5 ถึง 2.5 โวลต์ หรือลักษณะแรงดัน 2 ขั้ว คือ สัญญาณให้ค่าช่วงสัญญาณบวกเมื่อมีแรงกระทำในแนวแกน $+x$ และช่วงสัญญาณลบเมื่อมีแรงกระทำในแนวแกน $-x$ ส่งสัญญาณไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ของระบบหุ่นยนต์ แต่เนื่องจาก ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวประมวลผลที่สามารถอ่านสัญญาณแรงดันได้ในช่วง 0 ถึง 5 โวลต์ จึงทำการแก้ปัญหาด้วยวงจร Zero-span หรือเรียกว่า Offset โดยมีลักษณะและวิธีการต่อวงจรดังตารางที่ 3-2 และรูปที่ 3-18 เป็นการเปลี่ยนค่าแรงดันของสัญญาณแรงให้อยู่ในช่วงแรงดันตามต้องการ ดังนี้

- เมื่อสัญญาณแรงอยู่ในช่วง -2.5 ถึง 0 โวลต์ จะถูกเปลี่ยนสัญญาณให้ไมโครคอนโทรลเลอร์อ่านได้ในช่วง 0 ถึง 2.5 โวลต์
- เมื่อสัญญาณแรงอยู่ในช่วง 0 ถึง 2.5 โวลต์ จะเปลี่ยนสัญญาณให้ไมโครคอนโทรลเลอร์อ่านได้ในช่วง 2.5 ถึง 5 โวลต์

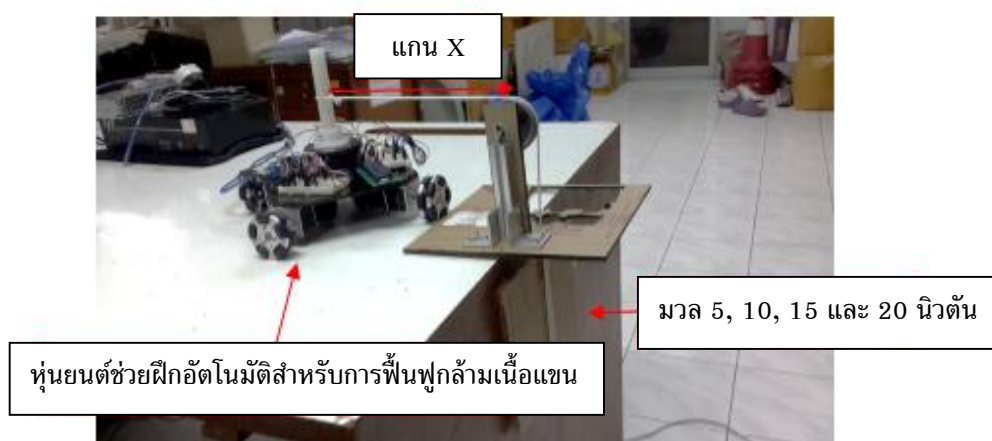
ตารางที่ 3-2 การต่อวงจร Zero-span

ขา	รายละเอียด
1	แหล่งจากภายนอก โดยใช้แหล่งจ่าย $+2.5$ โวลต์
2	สัญญาณแรงที่ได้จากเอาต์พุตของวงจรขยาย INA118P
3	GND
4	แหล่งจ่ายภายนอก โดยใช้แหล่งจ่าย $+5$ โวลต์
5	แหล่งจ่ายภายนอก โดยใช้แหล่งจ่าย -5 โวลต์
6	Output วงจร Bipolar to Unipolar Converter ต่อเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 3-18 วงจร Zero-span

3.6.3 การปรับเทียบสัญญาณแรงกับน้ำหนักจริง (Calibration) เป็นการเปรียบเทียบค่าของสัญญาณแรงที่วัดได้กับน้ำหนักจริง เพื่อให้มั่นใจถึงประสิทธิภาพและความแม่นยำของสัญญาณด้วยการทดลองวิธีการถ่วงน้ำหนัก เป็นการทดลองเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรง จากงานวิจัยทางการแพทย์ใช้น้ำหนักในการบำบัดฟื้นฟูผู้ป่วยที่ 5 ปอนด์ หรือ 22.24 นิวตัน จึงออกแบบและตั้งค่าการทดลองถ่วงน้ำหนักเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรง ดังรูปที่ 3-19 การทดลองนี้จะให้หุ่นยนต์หยุดนิ่งและถ่วงน้ำหนักต่างๆ ที่น้ำหนัก 5, 10, 15 และ 20 นิวตันในแนวแกน x และแกน y ทำการอ่านและบันทึกค่าสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการทดลองซ้ำ 5 ครั้ง ในแต่ละน้ำหนัก



รูปที่ 3-19 ตั้งค่าการทดลองปรับเทียบสัญญาณแรงกับน้ำหนักจริง

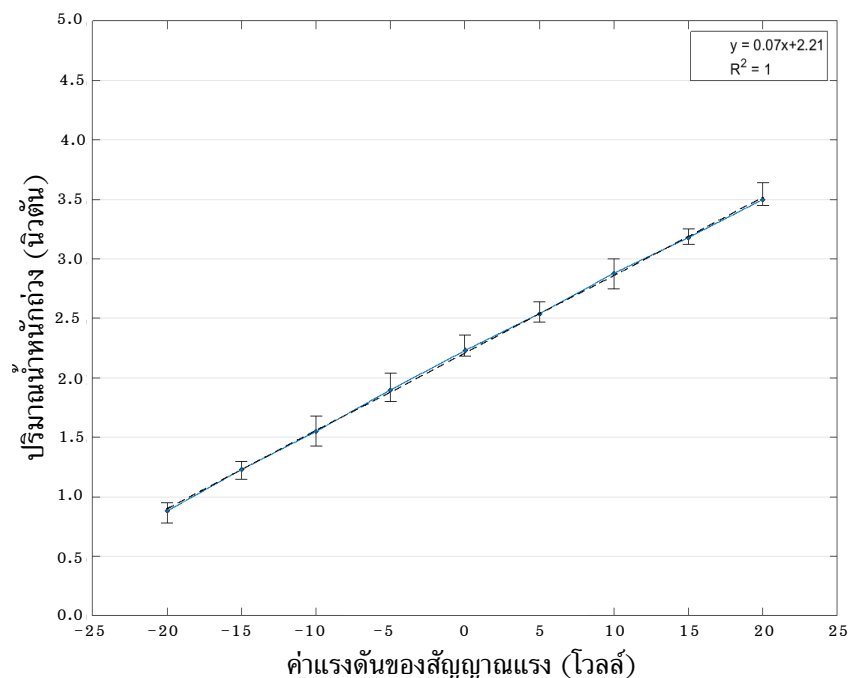
ตารางที่ 3-3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรงแนวแกน x

ปริมาณน้ำหนักถ่วง (นิวตัน)	ค่าแรงดัน (โวลต์)	SD
-20	0.88	0.06
-15	1.23	0.06
-10	1.55	0.10
-5	1.90	0.09
0	2.23	0.07
5	2.54	0.07
10	2.88	0.11
15	3.18	0.05
20	3.50	0.08

จากตารางที่ 3-3 เป็นผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วง และค่าแรงดันของสัญญาณแรง พบว่าเมื่อมีการถ่วงน้ำหนักทางแนวแกน $-x$ ค่าแรงดันที่ได้จะอยู่ช่วงน้อยกว่า 2.23 ในแนวทางเดียวกันเมื่อมีการถ่วงน้ำหนักทางแนวแกน $+x$ ค่าแรงดันที่ได้จะอยู่ช่วงมากกว่า 2.23 จากความสัมพันธ์ดังกล่าวสามารถเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 3-20 จะได้กราฟความสัมพันธ์เชิงเส้น ดังสมการที่ (3.14)

$$y = 0.07x + 2.21 \quad (3.14)$$

โดยที่ x คือ ค่าน้ำหนัก มีหน่วยเป็นนิวตัน
 y คือ ค่าแรงดันของสัญญาณแรง มีหน่วยเป็นโวลต์



รูปที่ 3-20 ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงดันของสัญญาณแรงและน้ำหนักถ่วง แกน x

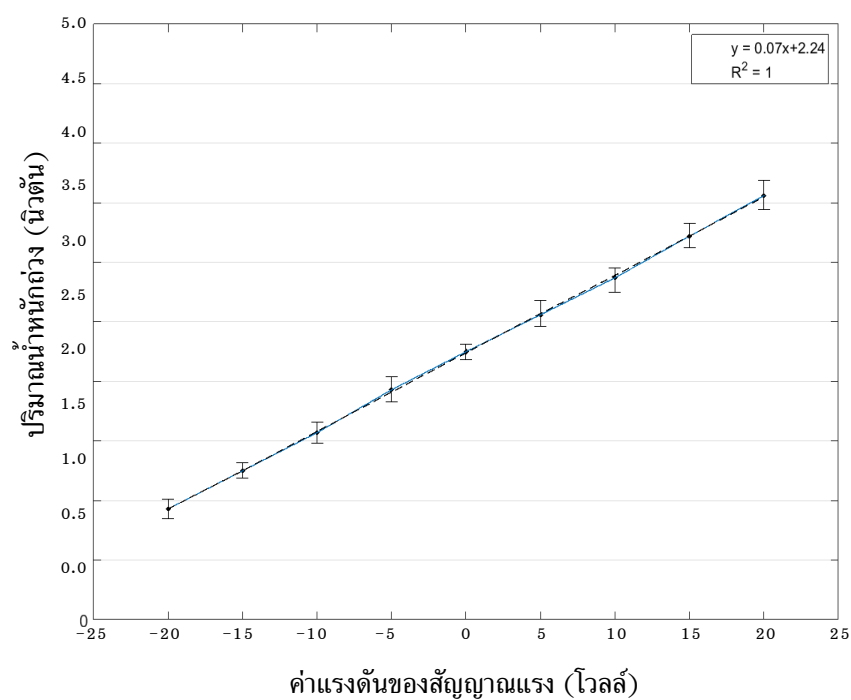
แต่เนื่องจากเมื่อหุ่นยนต์มีแรงกระทำ Multi-axis force/torque sensor จะตรวจวัดแรงและส่งค่าสัญญาณแรงดันไปประมวลผลยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อแสดงผลลัพธ์เป็นค่าน้ำหนัก จึงทำการแก้สมการที่ (3.14) จะได้ดังสมการที่ (3.15) เพื่อนำไปเป็นสมการเปรียบเทียบในโปรแกรม

$$y = 14x - 30.96 \quad (3.15)$$

โดยที่ x คือ ค่าแรงดันของสัญญาณแรง มีหน่วยเป็นโวลต์
y คือ ค่าน้ำหนัก มีหน่วยเป็นนิวตัน

ตารางที่ 3-4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรงแนวแกน y

ปริมาณน้ำหนักถ่วง (นิวตัน)	ค่าแรงดัน (โวลต์)	SD
-20	0.93	0.06
-15	1.25	0.06
-10	1.57	0.07
-5	1.93	0.09
0	2.25	0.05
5	2.56	0.09
10	2.87	0.09
15	3.22	0.09
20	3.56	0.12



รูปที่ 3-21 ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงดันของสัญญาณแรงและน้ำหนักถ่วง แกน y

แนวทางเดียวกันตารางที่ 3-4 แสดงผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณ น้ำหนักถ่วงและค่าแรงดันของสัญญาณแรง พบว่าเมื่อมีการถ่วงน้ำหนักทางแนวแกน $-y$ ค่าแรงดันที่ได้จะอยู่ช่วงน้อยกว่า 2.25 ในแนวทางเดียวกันเมื่อมีการถ่วงน้ำหนักทางแนวแกน $+x$ ค่าแรงดันที่ได้จะอยู่ช่วงมากกว่า 2.25 จากความสัมพันธ์ดังกล่าวสามารถเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 3-21 ซึ่งความสัมพันธ์ดังกล่าวเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้น จะถูกนำไปใช้ในการปรับเทียบน้ำหนักแกน y ในตัวโปรแกรมดังสมการต่อไปนี้

$$y = 0.07x - 2.24 \quad (3.16)$$

โดยที่ x คือ ค่าน้ำหนัก มีหน่วยเป็นนิวตัน
 y คือ ค่าแรงดันของสัญญาณแรง มีหน่วยเป็นโวลต์

ทำการแก้สมการที่ (3.16) จะได้ดังสมการที่ (3.17) เพื่อนำไปเป็นสมการปรับเทียบในโปรแกรม

$$y = 13.96x - 31.22 \quad (3.17)$$

โดยที่ x คือ ค่าแรงดันของสัญญาณแรง มีหน่วยเป็นโวลต์
 y คือ ค่าน้ำหนัก มีหน่วยเป็นนิวตัน

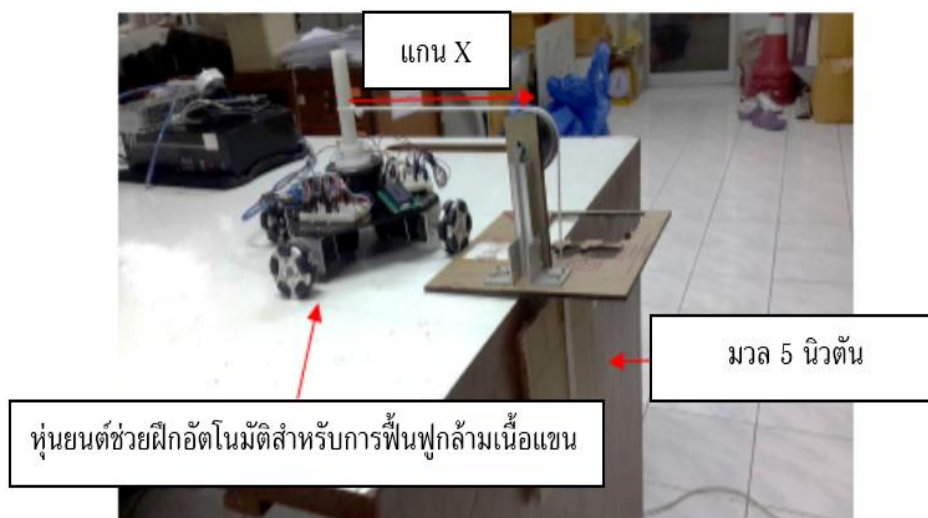
3.7 ระดับการต้านของระบบ (Resistant gains)

ระดับการต้านของระบบเป็นรูปแบบหนึ่งของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนได้มากขึ้น โดยระบบของหุ่นยนต์มีการควบคุมแรงและความเร็วแบบเรียลไทม์ เมื่อมีแรงมากกระทำที่ส่วนปลายของหุ่นยนต์ Multi-axis force/torque sensor จะตรวจวัดแรงและส่งค่าให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการประมวลผลเป็นความเร็วเพื่อควบคุมมอเตอร์ให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ ระดับการต้านของระบบหรือ Resistant gains มีความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ผู้ป่วยกระทำและความเร็วของหุ่นยนต์ ดังสมการที่ (3.18)

$$V = kF \quad (3.18)$$

โดยที่ V คือ ความเร็วของหุ่นยนต์
 k คือ ค่า Gain ของระดับการต้าน
 F คือ แรงที่ผู้ป่วยกระทำ

โดยมีการตั้งค่าการทดลองดังรูปที่ 3-22 หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติถูกดึงด้วยแรงคงที่ด้วยน้ำหนัก 5 นิวตัน ทำการปรับค่า k ที่ 0.25, 0.50, 0.75 และ 1.00 คู่กับแรง ทำการถ่วงน้ำหนักโดยการปล่อยมวล 5 นิวตัน ลงสู่พื้น เมื่อ Multi-axis force/torque sensor ตรวจจับแรงที่กระทำจะทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ตามแรงดึงในแนวแกน ขณะหุ่นยนต์เคลื่อนที่จะมีการวัดความเร็วของหุ่นยนต์ด้วยเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส มีผลการทดลองดังนี้



รูปที่ 3-22 ตั้งค่าการทดลองปรับการต้านของระบบ

ตารางที่ 3-5 การปรับระดับการต้านของระบบควบคุม

Resistant gains (k)	ความเร็ว [รอบต่อนาที]	SD
0.25	3.52	0.30
0.50	7.24	0.66
0.75	10.39	0.27
1.00	15.64	0.52

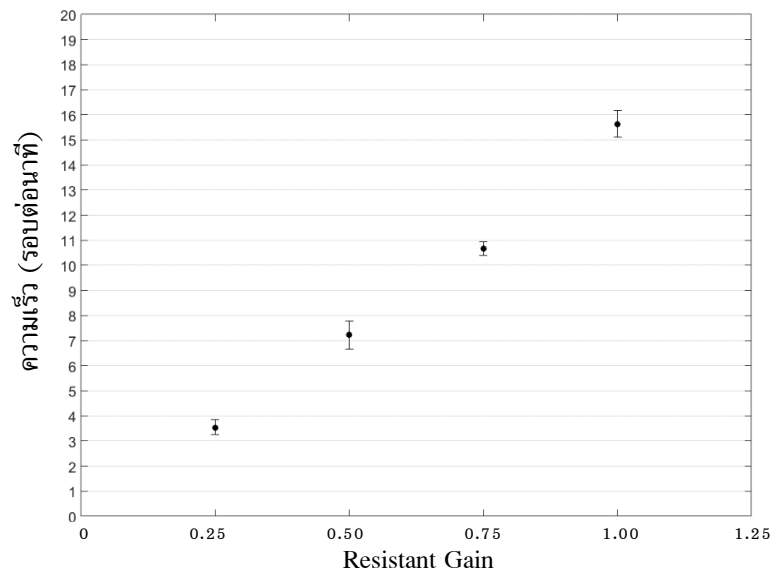
จากตารางที่ 3-5 จะเห็นได้ว่าเมื่อมีการถ่วงน้ำหนักคงที่ 5 นิวตันและปรับค่า k ที่ 0.25, 0.50, 0.75 และ 1.00 จะได้ความเร็วที่แตกต่างกัน สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3-23 เมื่อ k มีค่าน้อยลงจะทำให้ความเร็วของหุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ช้าลง ในทางกลับกันเมื่อต้องการความเร็วที่เท่ากัน จะต้องออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์มากขึ้น ซึ่งค่า k ที่ค่าน้อยลงจะต้องออกแรงมากขึ้น สามารถนำไปประยุกต์ใช้ร่วมกับการฟื้นฟู คือ เมื่อมีการปรับค่า k น้อยลงจะทำให้ผู้ป่วยต้องออกแรงมากขึ้น เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูมากขึ้น สามารถแบ่งเป็นระดับ ดังนี้

ระดับที่ 1: การเคลื่อนที่ง่ายมาก ($k = 1.00$)

ระดับที่ 2: การเคลื่อนที่ค่อนข้างง่าย ($k = 0.75$)

ระดับที่ 3: การเคลื่อนที่ค่อนข้างยาก ($k = 0.50$)

ระดับที่ 4: การเคลื่อนที่ยากมาก ($k = 0.25$)

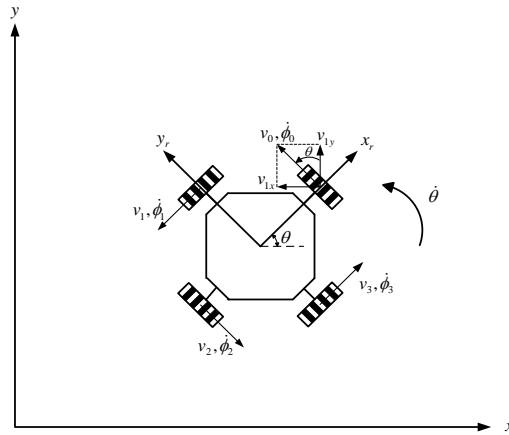


รูปที่ 3-23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Resistant gain และความเร็ว

3.8 แบบจำลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์

แบบจำลองพลวัต (Dynamic model) ของหุ่นยนต์มีความสำคัญสำหรับการวิเคราะห์พฤติกรรมโดยรวมของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ อย่างเช่นการอธิบายตำแหน่ง การวางแผน และการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติจะประกอบด้วย 4 ล้อโอโมนิ มี 3 องศาอิสระในการเคลื่อนที่บนระนาบ $x-y$ คือ การเคลื่อนที่เดินหน้า-ถอยหลัง การเคลื่อนที่ด้านข้างซ้าย-ขวา และการหมุนรอบตัวเอง ซึ่งการเคลื่อนที่ทั้งหมดเกิดจากผลรวมการหมุนของ 4 ล้อ

Oliveira และ Hashemi [62,63] ได้ชี้ให้เห็นว่ามีการกำหนด 2 ระบบพิกัดเฟรม ในแบบจำลองการเคลื่อนที่ประกอบด้วยระบบพิกัดอ้างอิง Global และ Local โดยในส่วนของพิกัดอ้างอิง global จะแสดงถึงตำแหน่งและทิศทางของหุ่นยนต์สามารถแสดงเป็น (x, y, θ) และความเร็วที่สอดคล้องกันของหุ่นยนต์สามารถเขียนได้เป็น $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta})$ ส่วนพิกัดอ้างอิง Local $[x_r, y_r]$ จะแนบติดกับตัวหุ่นยนต์ ดังรูปที่ 3-24 ดังนั้นสมการทางจลนศาสตร์ (Kinematic equation) ที่มีความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของหุ่นยนต์และตัวแปรต่างๆ สามารถกำหนดได้ดังนี้



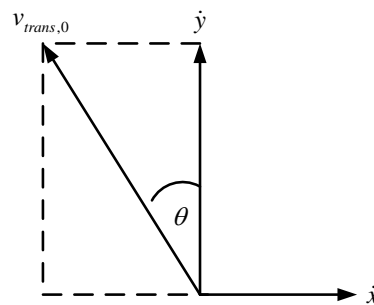
รูปที่ 3-24 ระบบพิกัด Global และ Local axis

การเคลื่อนที่นี้สามารถเขียนอยู่ในรูปแบบเมทริกซ์การแปลง (Transformation matrix) เป็นผลจากการแปลงของความเร็วเชิงเส้นบนพิกัดอ้างอิง Global เปลี่ยนเป็นความเร็วเชิงเส้นบนพิกัดอ้างอิง Local สามารถจัดรูปแบบได้ดังต่อไปนี้

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

ความเร็วของแต่ละล้อ V_i ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ความเร็วการเคลื่อนที่ ($V_{trans,i}$) และความเร็วการหมุน (V_{rot}) สามารถแสดงได้ดังนี้

$$V_i = V_{trans,i} + V_{rot} \quad (3.20)$$



รูปที่ 3-25 Translation velocity at wheel 0

ตามความเร็วการเคลื่อนที่ (Translation) แสดงดังรูปที่ 3-25 โดยแปลงเวกเตอร์ $V_{trans,0}$ ของล้อที่ 0 ออกเป็นเวกเตอร์ \dot{x} และเวกเตอร์ \dot{y} บนพิกัดอ้างอิง x-y สามารถเขียนได้ดังนี้

$$V_{trans,0} = -\sin(\theta)\dot{x} + \cos(\theta)\dot{y} \quad (3.21)$$

เวกเตอร์สำหรับล้อทั้งหมดสามารถพิจารณาเป็นเวกเตอร์ v_i โดยมีการวางตำแหน่งของล้อเป็นมุม $\theta + \alpha_i$ สามารถเขียนได้ดังนี้

$$V_{trans,i} = -\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y} \quad (3.22)$$

โดยที่ α_i คือ ตำแหน่งเริ่มต้น ถ้าหมุนองศาตามทิศทวนเข็มนาฬิกาจะได้ $\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = 90^\circ$, $\alpha_2 = 180^\circ$ และ $\alpha_3 = 270^\circ$

อีกส่วนหนึ่งของหุ่นยนต์ คือ การหมุน (Rotation) จะได้สมการดังนี้

$$V_{rot} = R\dot{\theta} \quad (3.23)$$

โดยที่ R คือระยะห่างระหว่างล้อและจุดศูนย์กลางของหุ่นยนต์มีค่าเท่ากับ 0.155 เมตร

แทนค่าสมการที่ (3.22) และ (3.23) ลงในสมการที่ (3.20) จะได้ดังนี้

$$V_i = -\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y} + R\dot{\theta} \quad (3.24)$$

การแปลงความเร็วของล้อโอมนิจะถูกใช้ควบคู่ไปกับความเร็วของพิกัดอ้างอิง Global โดยศูนย์กลางของความเร็วในการเคลื่อนที่คือความสัมพันธ์ของความเร็วเชิงมุมของล้อ $\dot{\phi}_i$ จะสามารถแสดงได้ดังนี้

$$V_i = r\dot{\phi}_i \quad (3.25)$$

โดยที่ r คือ รัศมีของล้อ ($r = 0.029$ เมตร) และ i นับจาก 0 ถึง 3 แทนล้อที่ 0 ถึง 3 ตามลำดับ แทนค่าสมการที่ (3.25) ลงในสมการที่ (3.24) จะได้ดังนี้

$$\dot{\phi}_i = \frac{1}{r}(-\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y} + R\dot{\theta}) \quad (3.26)$$

จากสมการที่ (3.26) สามารถเปลี่ยนเป็นเมทริกซ์ได้ดังสมการที่ (3.27) ดังนี้

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -\sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_1) & \cos(\theta + \alpha_1) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_2) & \cos(\theta + \alpha_2) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_3) & \cos(\theta + \alpha_3) & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

โดยสามารถแปลงจากระบบพิกัดอ้างอิง Global ไปยังระบบพิกัดอ้างอิง Local ได้ด้วยการแทนค่าสมการที่ (3.19) ลงในสมการที่ (3.27) จะได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -\sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_1) & \cos(\theta + \alpha_1) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_2) & \cos(\theta + \alpha_2) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_3) & \cos(\theta + \alpha_3) & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

แทนค่าตัวแปรต่างๆ ลงในสมการที่ (3.28) จะได้ความสัมพันธ์ของเมทริกซ์ระบบพิกัดอ้างอิง Local สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (3.29) และสมการนี้จะถูกประยุกต์ประยุกต์ใช้ในส่วนของโปรแกรมเพื่อเป็นตัวกำหนดตำแหน่งและทิศทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.00 & 34.48 & 5.35 \\ -34.48 & 0.00 & 5.35 \\ 0.00 & -34.48 & 5.35 \\ 34.48 & 0.00 & 5.35 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

โดยที่ $\dot{\phi}_1, \dot{\phi}_2, \dot{\phi}_3, \dot{\phi}_4$ คือ ความเร็วเชิงมุมของล้อ และ $\dot{x}_r, \dot{y}_r, \dot{\theta}$ คือ ความเร็วของหุ่นยนต์ในระบบพิกัดอ้างอิง Local

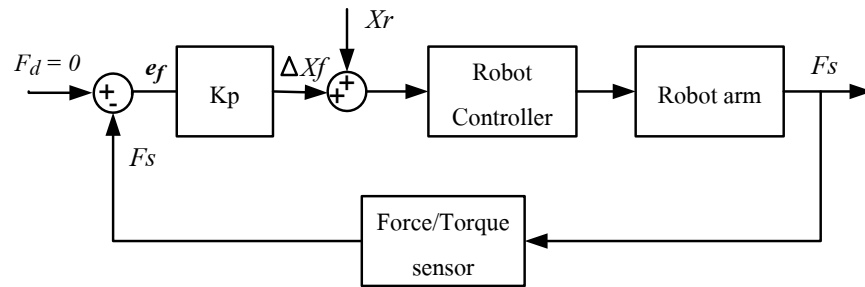
3.9 การควบคุมแรงและความเร็ว (Force/velocity control)

สำหรับงานที่มีการทำงานร่วมกันของมนุษย์และหุ่นยนต์ การควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์เป็นพื้นฐานในการควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์แบบเรียลไทม์ การควบคุมพฤติกรรมเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์สามารถแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบ คือ Active และ Passive ที่มีการเคลื่อนที่สอดคล้องกัน โดยรูปแบบ Active ตัวหุ่นยนต์จะควบคุมการเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ถูกโปรแกรมไว้แล้ว ซึ่งจะมีเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงและป้อนกลับมาให้ระบบเพื่อวัตถุประสงค์ในการควบคุมหุ่นยนต์ ส่วนรูปแบบ Passive มนุษย์สามารถควบคุมตำแหน่งการ

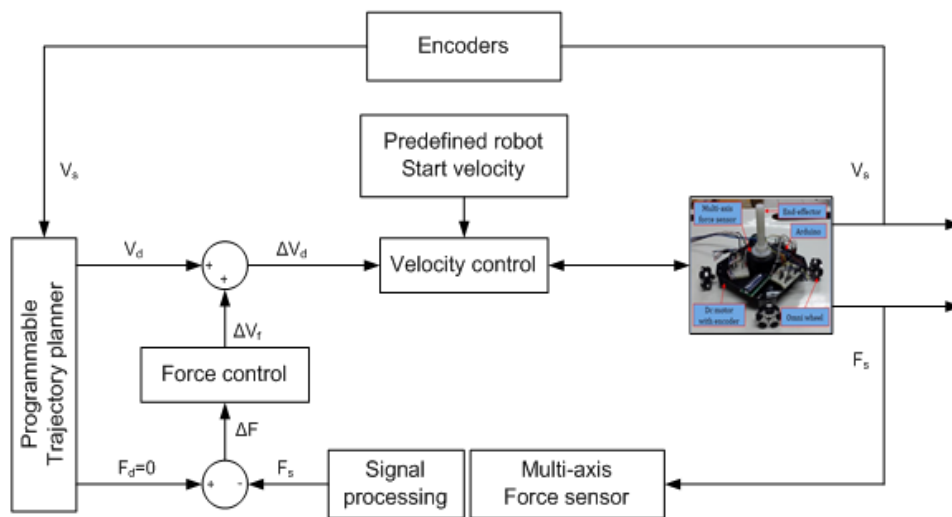
เคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ให้ไปในทิศทางที่ต้องการได้ด้วยแรงสัมผัส (Contact force) [72] หนึ่งในทางออกที่ดีที่สุดสำหรับการควบคุมหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนที่เกี่ยวข้องกับข้อจำกัดด้านความปลอดภัย ความเรียบง่าย และประสิทธิภาพการทำงานคือการควบคุมแรงภายนอก (External force control) ที่นำเสนอโดย De Schutter และ Van Brussel [34]

ข้อได้เปรียบที่สำคัญของอัลกอริทึมการควบคุมนี้สามารถสรุปได้ดังนี้ (1) วิธีนี้ประกอบด้วย 2 ลูปควบคุมคือลูปภายนอกควบคุมแรงและลูปภายในควบคุมความเร็ว ดังนั้นจะหลีกเลี่ยงปัญหาการ Switching ของทั้ง 2 ลูปควบคุม (2) สามารถใช้การควบคุมอย่างง่ายและมีความน่าเชื่อถือสำหรับการควบคุมที่มีประสิทธิภาพได้ เช่น การควบคุมแบบ PI หรือ PID (3) วิธีนี้เกี่ยวข้องกับการควบคุมความเร็วและการควบคุมแรงในทิศทางเดียวกับ Cartesian และง่ายต่อการควบคุมหุ่นยนต์ (4) การประมวลผลทางด้านการควบคุมไม่เป็นอุปสรรคต่อความเสถียรภาพทางจลนศาสตร์ และรับประกันถึงการควบคุมทุกทิศทางอย่างเต็มที่ จึงเหมาะสำหรับการใช้งานที่ต้องการความปลอดภัย (5) นอกจากนี้อัลกอริทึมนี้ทำให้การควบคุมแรงและความเร็วพร้อมกันได้ดี โดยสามารถควบคุมแรงในการปรับเปลี่ยนตำแหน่งของหุ่นยนต์ได้ตามต้องการ

จากการศึกษาของ Wan Nurshazwani Wan Zakuria [73] ช่วยอธิบายถึงแผนผังบล็อกไดอะแกรมของวิธีการ External force feedback control ของแขนหุ่นยนต์ในการเคลื่อนที่อย่างอิสระ ดังรูปที่ 3-26 แขนสามารถทำงานได้ตามแรงที่ต้องการ (F_d) เริ่มต้นมีการตั้งค่า F_d เป็นศูนย์และแขนไม่สามารถเคลื่อนที่ได้จนกว่าจะมีแรงเกิดขึ้นตรงส่วนปลายของหุ่นยนต์ แรงตอบสนองที่ตรวจพบระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ (F_s) จะสร้างตำแหน่งที่ต้องการเพิ่ม (ΔX_f) ให้กับระบบหุ่นยนต์ จากนั้นแขนหุ่นยนต์จะเคลื่อนที่จากตำแหน่งปัจจุบันที่ความเร็วตามสัดส่วนของแรง ในแนวทางเดียวกันรูปที่ 3-27 แสดงถึงแผนผังบล็อกไดอะแกรมของหุ่นยนต์ผู้ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อ โดยเริ่มต้นจะมีแรงที่ต้องการ $F_d = 0$ หุ่นยนต์จะไม่มีการเคลื่อนที่ เมื่อมนุษย์มีการจับและเคลื่อนย้ายอุปกรณ์จับยึดบน แรงตอบสนองระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ (F_s) ถูกตรวจวัดด้วยเซนเซอร์ ATI force/torque sensor แรงตอบสนองนี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับแรงที่ต้องการ ($F_d = 0$) และจะสร้างตำแหน่งที่ต้องการเพิ่มขึ้น (ΔV_f) หลังจากนั้นหุ่นยนต์จะเคลื่อนที่จากตำแหน่งปัจจุบันที่ความเร็วตามสัดส่วนของแรง เมื่อ ΔV_f มีค่าเพิ่มขึ้น ($+\Delta V_f$) นั่นคือแรงตอบสนองระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ (F_s) มีค่าเพิ่มขึ้นจะทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่เพิ่มขึ้นไปตามทิศทางของแรง (ที่ความเร็วตามสัดส่วนกับแรง) และส่วน ΔV_f มีค่าลดลง ($-\Delta V_f$) จะทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ช้าลงจนกระทั่ง ΔV_f มีค่าเป็นศูนย์หรือไม่มีแรงกระทำต่อหุ่นยนต์ หุ่นยนต์จะหยุดเคลื่อนที่ สำหรับระบบของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติจะมีการจัดการแปลงตำแหน่งทุก ๆ 20 มิลลิวินาที คือความเร็วที่เปลี่ยนแปลงของระบบ ทำให้การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์จะถูกปรับเปลี่ยนอย่างต่อเนื่องแบบเรียลไทม์



รูปที่ 3-26 แผนผังบล็อกไดอะแกรมของวิธี External force feedback control



รูปที่ 3-27 แผนผังบล็อกไดอะแกรมของวิธี External force/velocity control

ตามการแนะนำของ De Schutter และ Van Brussel [34], Volpe และ Khosla [32], Zeng และ Hemami [38] วิธีการควบคุมแบบ PI เหมาะสำหรับการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์เพื่อต้องการประมาณค่าความผิดพลาดโดยรวมให้น้อยที่สุด ในการควบคุมและเทคนิควิธีนี้ช่วยเพิ่มความแม่นยำและความเสถียรภาพของระบบควบคุม ดังนั้นการวิจัยนี้ใช้การควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์แบบ PI ซึ่งอัลกอริทึมนี้เป็นที่นิยมมากกว่าการควบคุมแบบ PID เนื่องจากเทอม Derivative มีความไวต่อสัญญาณรบกวนและอาจส่งผลต่อระบบที่อาจไม่เสถียร ถึงแม้การตัดค่า Derivative gain (K_d) ที่ช่วยลด Overshoot และเวลาการเข้าสู่ Settling ของระบบออกไป การตอบสนอง Overshoot สามารถควบคุมได้โดยใช้ Proportional gain ที่เหมาะสม [74]

3.10 การดำเนินการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์ด้วยการควบคุมแบบ PI

รูปแบบการควบคุมแรงที่ยึดตามตำแหน่งหรือการควบคุมแรงที่ใช้ความเร็วสามารถทำงานร่วมกันได้อย่างเหมาะสมกับเทคนิคการควบคุมแบบง่าย ๆ และมีประสิทธิภาพ เช่น การควบคุมแบบ PI หรือ PID [75] วิธีการควบคุมแบบ PI เหมาะสำหรับการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์เพื่อต้องการประมาณค่าความผิดพลาด โดยรวมให้น้อยที่สุดในการควบคุม และเทคนิควิธีนี้ช่วยเพิ่มความแม่นยำและความเสถียรภาพของระบบควบคุม ดังที่กล่าวมาข้างต้น จึงได้ศึกษาและตัดสินใจเลือกการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์แบบ PI สำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอดีตโนมิตีเพื่อออกกำลังและฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อส่วนแขน

การควบคุมแบบ Proportional integral ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการควบคุมแรงและความเร็วของหุ่นยนต์ในการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ Integral windup เป็นปัญหาที่ต้องพิจารณาเนื่องจากเป็นผลกระทบแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear) ปัญหานี้เกิดขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดใหญ่ใน Set point และ Integral term ที่ตอบสนองต่อค่าความผิดพลาดสะสมและส่งผลให้เกิด Overshoot มากเกินไปจากค่า Set point เพื่อแก้ปัญหา Integral anti-windup จะสามารถทำได้โดยใช้วิธีควบคุม PI แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา จะใช้การสุ่มคาบของเวลา τ และช่วงเวลาที่ไมต่อเนื่อง k ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตามสมการ (3.34) เทอมของ proportional และ integral จะแสดงในสมการ (3.32) และ (3.33) ตามลำดับ [76]

ความสัมพันธ์ของสมการ PI แบบต่อเนื่องทางเวลา สามารถแสดงได้ดังนี้

$$U(t) = k_p[y_{de}(t) - y(t)] + k_i \int_0^t [y_{de}(\tau) - y(\tau)]d\tau \quad (3.30)$$

หรือ
$$U(t) = k_p e(t) + k_i \int_0^t e(\tau)d\tau \quad (3.31)$$

โดยที่	$y_{de}(t)$	คือ	เอาต์พุตของกระบวนการที่ต้องการ
	$y(t)$	คือ	เอาต์พุตของกระบวนการจริง
	$e(t)$	คือ	ความแตกต่างระหว่างค่าที่ต้องการและค่าจริง
	$U(t)$	คือ	เอาต์พุตของการควบคุม PI
	K_p	คือ	Proportional gain
	K_i	คือ	Integral gain
	t, τ	คือ	เป็นเวลาต่อเนื่องและการสุ่มคาบของเวลา ตามลำดับ

อัลกอริทึมในการควบคุม PI ที่เพิ่มขึ้นแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา จะใช้การสุ่มคาบของเวลา τ และช่วงเวลาที่ไมต่อเนื่อง k สามารถคำนวณตามสมการต่อไปนี้
การควบคุม Proportion (P) แบบไม่ต่อเนื่อง สามารถเขียนได้เป็น

$$U_p(k) = k_p x e(k) \quad (3.32)$$

การควบคุม Integral (I) แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา สามารถเขียนได้ดังต่อไปนี้

$$U_I(k) = k_I \sum_{j=0}^k e(j) \quad (3.33)$$

ดังนั้น เอาที่พูดของการควบคุม PI แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา สามารถกำหนดได้เป็นดังนี้

$$U(k) = k_p e(k) + k_I \sum_{j=0}^k e(j) \quad (3.34)$$

โดยคำนึงถึงเวลาสุ่มตัวอย่างที่เปลี่ยนไป ที่ช่วงเวลา $(k - 1)$

$$U(k - 1) = k_p e(k - 1) + k_I \sum_{j=0}^{k-1} e(j) \quad (3.35)$$

การควบคุมค่า PI ที่เพิ่มขึ้นจะแสดงด้วย $\Delta U(k)$ สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$U(k) = U(k - 1) + \Delta U(k) \quad (3.36)$$

แทนค่าสมการ (3.34) และ (3.35) ลงในสมการ (3.36) จะได้ดังต่อไปนี้

$$\Delta U(k) = k_p e(k) + k_I \sum_{j=0}^k e(j) - k_p e(k - 1) + k_I \sum_{j=0}^{k-1} e(j) \quad (3.37)$$

$$\Delta U(k) = k_p [e(k) + e(k - 1)] + k_I e(k) \quad (3.38)$$

ดังนั้น อัลกอริทึม PI ที่เพิ่มขึ้นถูกกำหนดโดยแทนสมการ (3.38) ลงในสมการ (3.36) ได้ดังนี้

$$U(k) = U(k - 1) + k_p [e(k) - e(k - 1)] + k_I e(k) \quad (3.39)$$

ในกรณีควบคุมลูภายใน: การควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์ ค่าความผิดพลาด $e(k)$ สามารถคำนวณได้ดังนี้

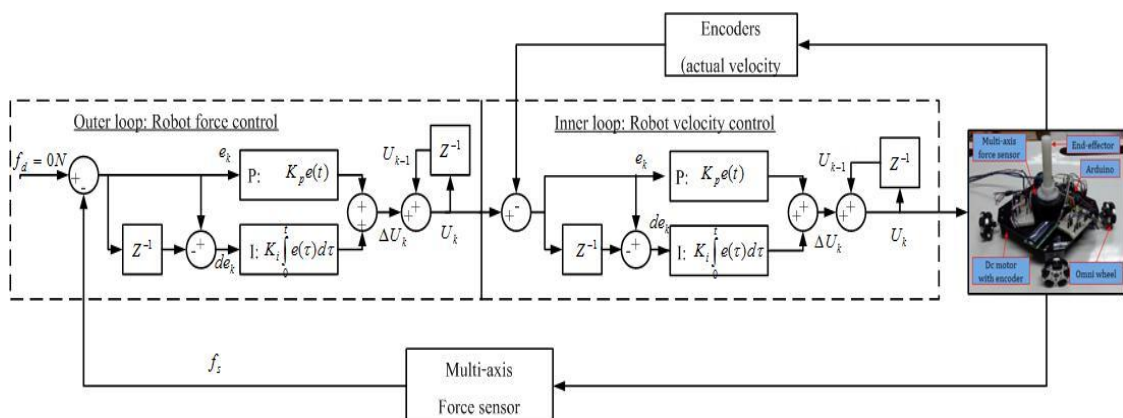
$$e(k) = v_d - v_s \quad (3.40)$$

และในกรณีควบคุมลูภายนอก: การควบคุมแรงของหุ่นยนต์ ค่าความผิดพลาด $e(k)$ สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$e(k) = f_d - f_s \quad (3.41)$$

- โดยที่ f_d คือ แรงที่ต้องการ
 f_s คือ แรงจริง (ถูกตรวจวัดด้วย ATI force sensor)
 v_d คือ ความเร็วที่ต้องการ
 v_s คือ ความเร็วจริง (ถูกตรวจวัดด้วยเซนเซอร์เข้ารหัส)

จากรูปที่ 3-28 แสดงแผนผังบล็อกไดอะแกรมของการควบคุมแรงและความเร็วตามการควบคุมลูภายนอก (Force control) ค่าความผิดพลาด e สามารถกำหนดเป็นความแตกต่างของขนาดระหว่างแรงต้องการ (f_d) และแรงจริง (f_s) ในขณะที่ d_e คือค่าที่เปลี่ยนแปลงในค่าความผิดพลาด (e) ในทำนองเดียวกันค่าความผิดพลาด (e) ของการควบคุมลูภายใน (Velocity control) สามารถหาจากความแตกต่างของขนาดระหว่างเอาท์พุทของการควบคุมแรง (v_d) กับความเร็วจริง (v_s) และ d_e คือค่าที่เปลี่ยนแปลงในค่าความผิดพลาด (e) ผลลัพธ์ของการควบคุมด้วย PI สามารถระบุได้จากค่าที่เพิ่มขึ้นของ (ΔU_k) ที่ถูกแก้ไขโดยการคำนวณค่าก่อนหน้าของ (ΔU_{k-1}) ซึ่งถูกปรับก่อนที่จะถ่ายโอนไปยังหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติแบบเรียลไทม์

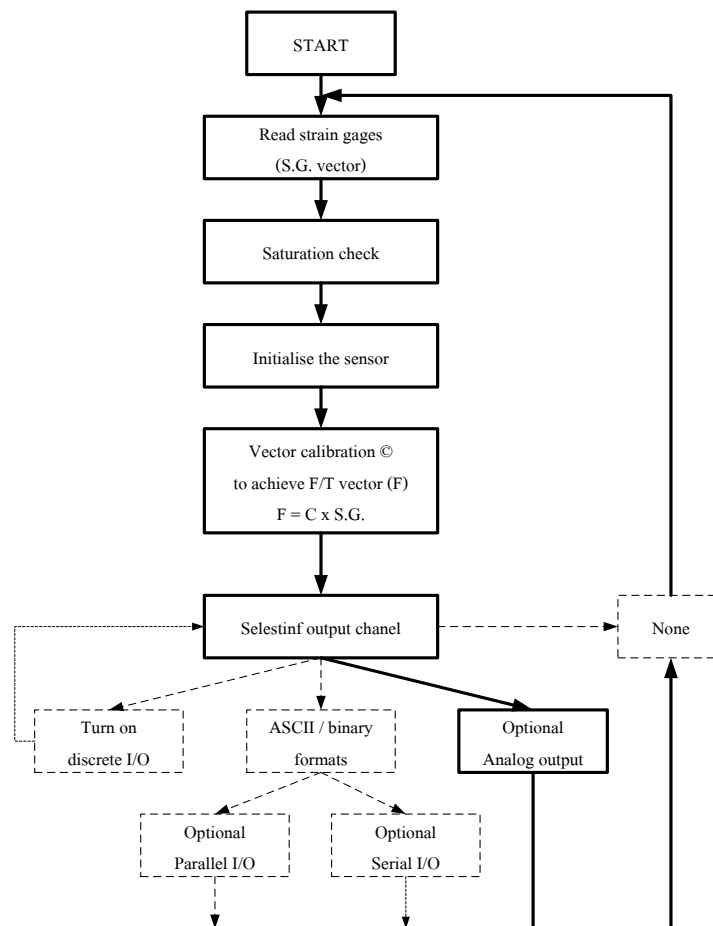


รูปที่ 3-28 บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมแรงและความเร็วภายใต้การควบคุมแบบ PI

3.11 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงาน

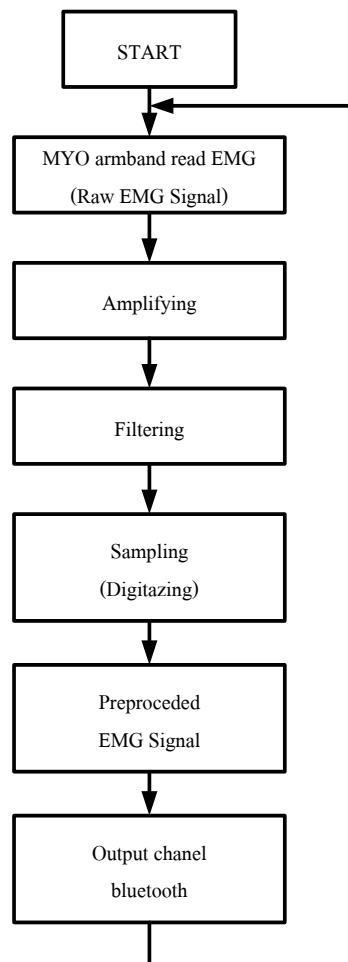
ส่วนนี้อธิบายถึงการพัฒนาซอฟต์แวร์ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ โดยมีการทำงานบนระบบปฏิบัติการ Windows แบบเรียลไทม์ สำหรับการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้โปรแกรม Arduino IDE ที่เป็นซอฟต์แวร์แบบ Open Source Software ภาษาที่ใช้คือ C/C++ ในการเขียนโปรแกรมและคอมพิวเตอร์ไมโครคอนโทรลเลอร์ ใช้ในการควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ความเร็วของมอเตอร์ และเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส รวมทั้งการสื่อสารกับเซนเซอร์ ATI F/T gamma สำหรับการติดต่อสื่อสารกับผู้ใช้ จะใช้โปรแกรม Visual Studio ในรูปแบบแบบกราฟิก (Graphic User Interface: GUI) ที่มีการทำงานบนแพลตฟอร์มที่เรียกว่า .NET Framework รองรับภาษา C# สำหรับการเขียนโปรแกรม มีรายละเอียดดังนี้

3.11.1 การออกแบบซอฟต์แวร์ของ Multi-Axis Force/Torque Sensor Data Acquisition สำหรับตัวแปลงสัญญาณ ATI F/T จะถูกติดตั้งระหว่างหุ่นยนต์และชุดรองรับแขน โดยเริ่มต้นเซนเซอร์จะตรวจวัดแรงที่เกิดขึ้นและถูกส่งผ่านยัง ATI controller ข้อมูลจะมีการสื่อสารผ่าน Analog output ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino) ประมวลผลต่อไป



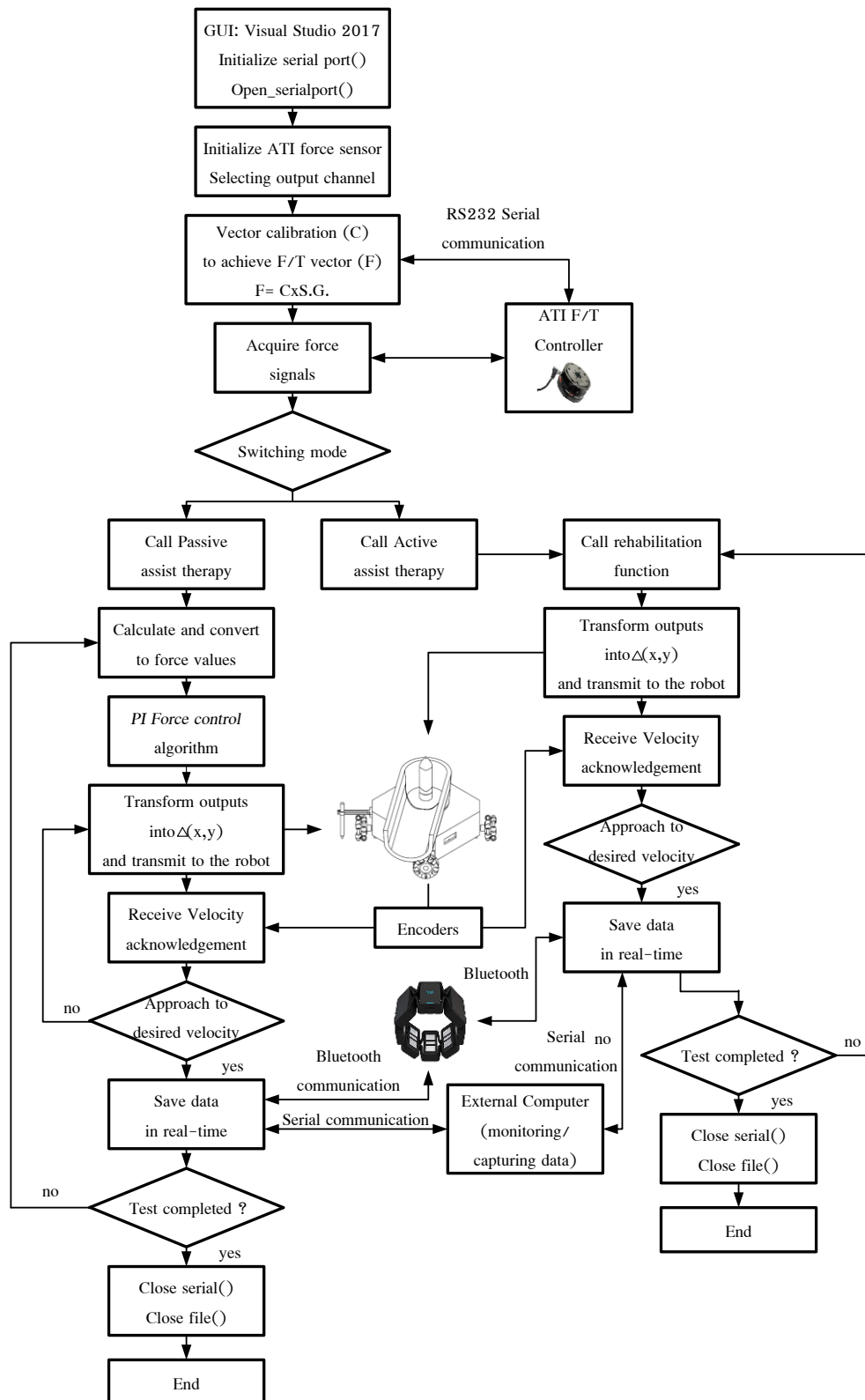
รูปที่ 3-29 Software Design for Multi-Axis Force/Torque Sensor Data Acquisition

3.11.2 การออกแบบซอฟต์แวร์ของ EMG Data Acquisition สำหรับการตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจะใช้อุปกรณ์ MYO armband ติดตั้งบริเวณต้นแขนของผู้ใช้งาน ในตัวอุปกรณ์จะมีเซ็นเซอร์ดังกล่าวอยู่บริเวณรอบ ๆ จำนวน 8 ช่องสัญญาณ EMG โดยเริ่มต้นเซ็นเซอร์ตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ EMG และส่งข้อมูลเป็นชุดสัญญาณทั้ง 8 ช่องสัญญาณสื่อสารผ่านช่อง Bluetooth ที่มี Sample rate ที่ 200 เฮิร์ตซ์ ไปยังคอมพิวเตอร์ที่มีการเขียน GUI แสดงผลสัญญาณกล้ามเนื้อ EMG



รูปที่ 3-30 Software Design for EMG Data Acquisition

3.11.3 ภาพรวมการออกแบบซอฟต์แวร์ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ



รูปที่ 3-31 Flowchart diagram

จากรูปที่ 3-31 แสดงถึงภาพรวมของการออกแบบซอฟต์แวร์ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ โดยเริ่มต้นจากหน้าจอแสดงผลมีการออกแบบ GUI ด้วยโปรแกรม Visual studio 2017 มีการเชื่อมต่อและส่งข้อมูลผ่าน Serial port ทำการเชื่อมต่อกับเซนเซอร์ตรวจจับแรงและไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมหุ่นยนต์ รูปแบบการทำงานของหุ่นยนต์มี 2 รูปแบบ คือ (1) Active assist therapy จะมี 2 โหมดการทำงานคือ Point และ Path ที่มีหลักการเหมือนกัน คือระบบจะรอรับตำแหน่งหรือเส้นทางที่จะให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่พาแขนผู้ป่วยไปยังเป้าหมาย เมื่อได้รับไมโครคอนโทรลเลอร์จะประมวลผลเพื่อควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ จะมีเซนเซอร์ตัวเข้ารหัสตรวจจับความเร็วที่ควบคุมด้วยอัลกอริทึม PI ของการควบคุมความเร็ว เมื่อหุ่นยนต์เคลื่อนที่ถึงเป้าหมายจะหยุดการเคลื่อนที่เพื่อรอเป้าหมายต่อไป ในระหว่างการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์หน้าจอแสดงผลจะแสดงตำแหน่งและขนาดของแรงและมีการแสดงสัญญาณกล้ำเนื้อที่ตรวจจับด้วยปลอกแขน MYO มีการเชื่อมต่อผ่าน Bluetooth สามารถบันทึกข้อมูลการใช้งานได้ และ (2) Passive assist therapy ระบบหุ่นยนต์จะมีการตรวจจับแรงด้วยเซนเซอร์ Multi-axis force/torque sensor มีการควบคุมด้วยอัลกอริทึม PI ของการควบคุมแรง มีการประมวลผลผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ เมื่อหุ่นยนต์เคลื่อนที่จะมีเซนเซอร์ตัวเข้ารหัสตรวจจับความเร็วที่ควบคุมด้วยอัลกอริทึม PI ของการควบคุมความเร็ว หุ่นยนต์จะเคลื่อนที่ตามแรงที่กระทำต่อหุ่นยนต์ หน้าจอแสดงผลจะแสดงตำแหน่งและขนาดของแรง รวมถึงมีการแสดงสัญญาณกล้ำเนื้อที่ตรวจจับด้วยปลอกแขน MYO สามารถบันทึกข้อมูลการใช้งานได้ หุ่นยนต์จะหยุดเมื่อไม่มีแรงมากระทำหรือหยุดการทำงาน

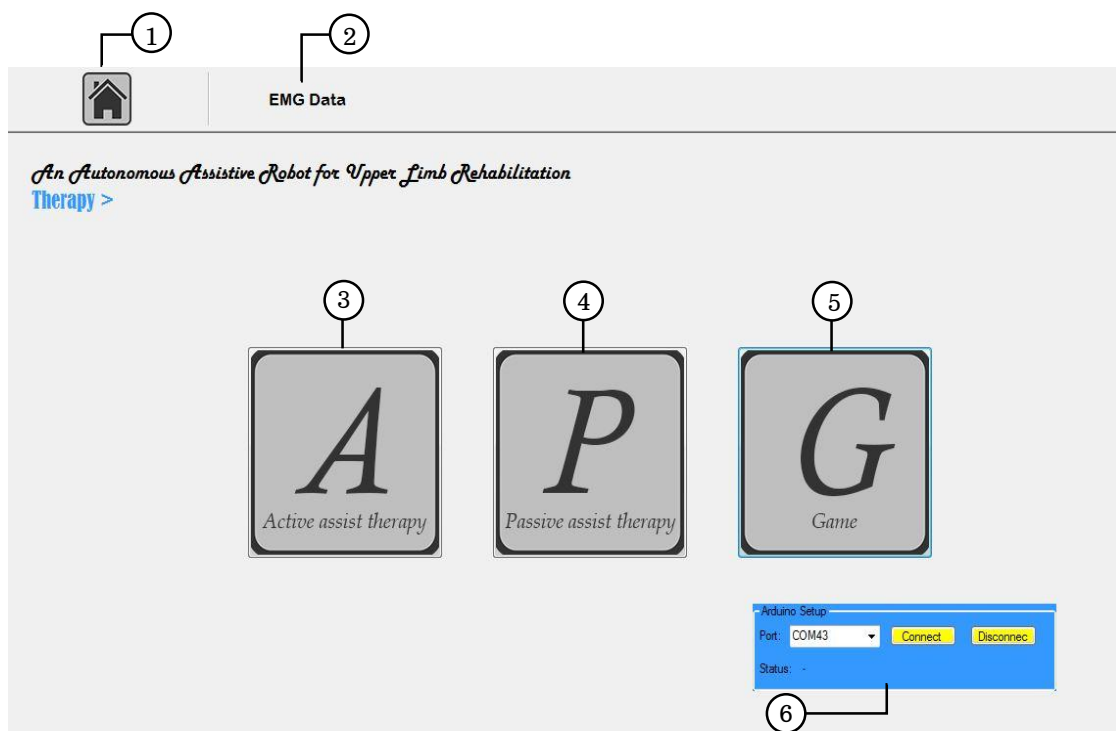
3.12 Graphical user interface และ การทำงานของหุ่นยนต์

หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมีการออกแบบและสร้างขึ้นเพื่อช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โดยมีการออกแบบการทำงานร่วมกันระหว่างหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติและผู้ป่วยด้วย Graphical user interface: GUI ด้วยโปรแกรม Visual studio 2017 เพื่อให้ง่ายต่อผู้ใช้งาน โดยมีรูปแบบฟังก์ชันการทำงาน 3 โหมด คือ

3.12.1 รูปแบบฟังก์ชัน Active assist therapy หลักการทำงานคือตัวเครื่องจะควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนผู้ป่วยให้ไปในทิศทางที่ถูกโปรแกรมไว้แล้วโดยนักกายภาพบำบัด ใช้ในกรณีที่แขนผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนไหวได้เอง โดยรูปแบบฟังก์ชันการทำงานจะแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบ คือ (1) Point ผู้ป่วยสามารถเลือกตำแหน่งที่ต้องการให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ได้ตามต้องการ ดังรูปที่ 3-33 และ (2) Path ผู้ป่วยสามารถเลือกตำแหน่งและรูปร่างที่ต้องการให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ได้ตามต้องการ ดังรูปที่ 3-34

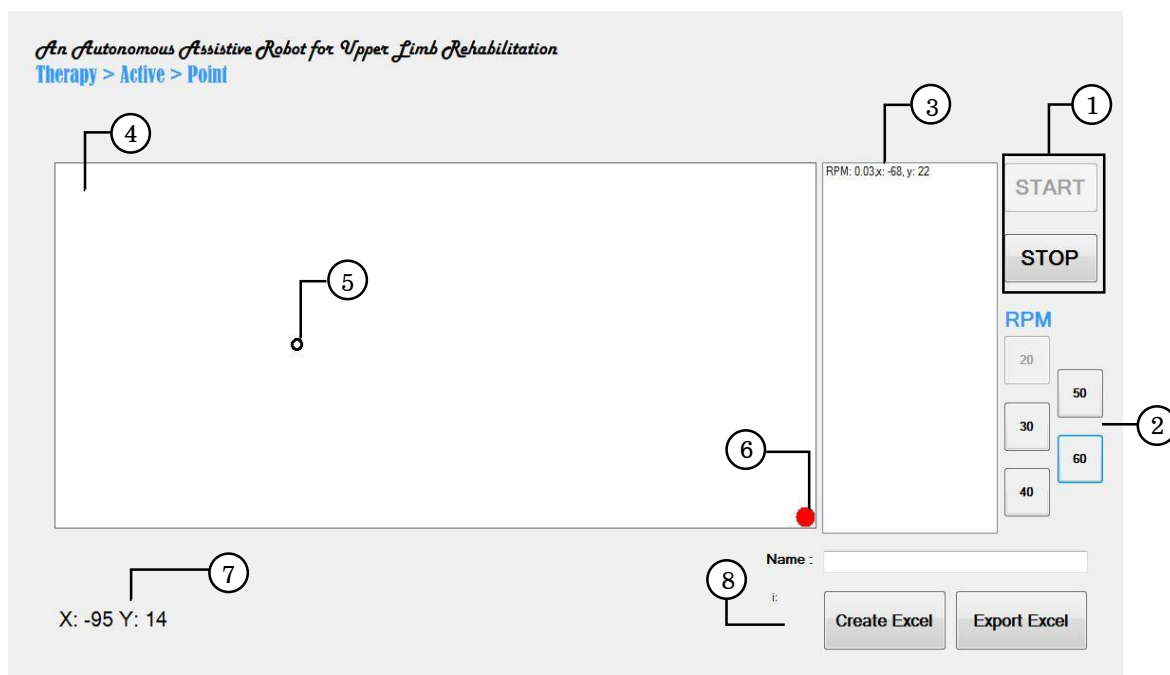
3.12.2 รูปแบบฟังก์ชัน Passive assist therapy มีหลักการทำงานคือ ผู้ป่วยสามารถควบคุมตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ให้ไปในทิศทางที่ตนเองต้องการได้ ใช้ในกรณีที่แขนของผู้ป่วยสามารถขยับได้ ดังรูปที่ 3-35

3.12.3 รูปแบบฟังก์ชัน Game therapy เป็นการทำกิจกรรมฟื้นฟูร่วมกับเกมส์ เพื่อสร้างแรงกระตุ้นและแรงจูงใจในการฟื้นฟูของผู้ใช้ โดยจะช่วยส่งเสริมเรื่องทักษะการเคลื่อนไหว การมอง และการคิด เป็นต้น แต่รูปแบบนี้ยังต้องพัฒนาในครั้งต่อไป



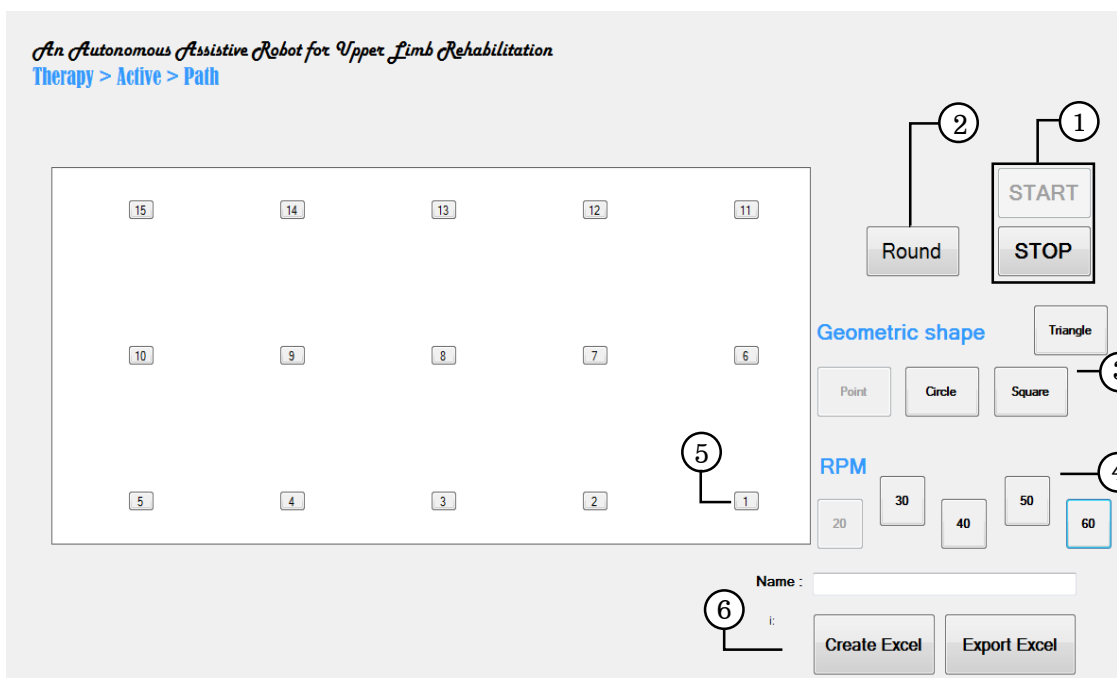
รูปที่ 3-32 รูปแบบของฟังก์ชันการทำงานหลักของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

- โดยที่
- (1) คือ ปุ่ม Home เมนูจะกลับสู่หน้าหลัก
 - (2) คือ ปุ่ม EMG Data แสดงข้อมูลของกราฟสัญญาณกล้ามเนื้อ EMG จาก MYO
 - (3) คือ ปุ่มเข้าสู่การทำงานของฟังก์ชัน Active assist therapy
 - (4) คือ ปุ่มเข้าสู่การทำงานของฟังก์ชัน Passive assist therapy
 - (5) คือ ปุ่มเข้าสู่การทำงานของฟังก์ชัน Game therapy
 - (6) คือ การติดต่อสื่อสารกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์



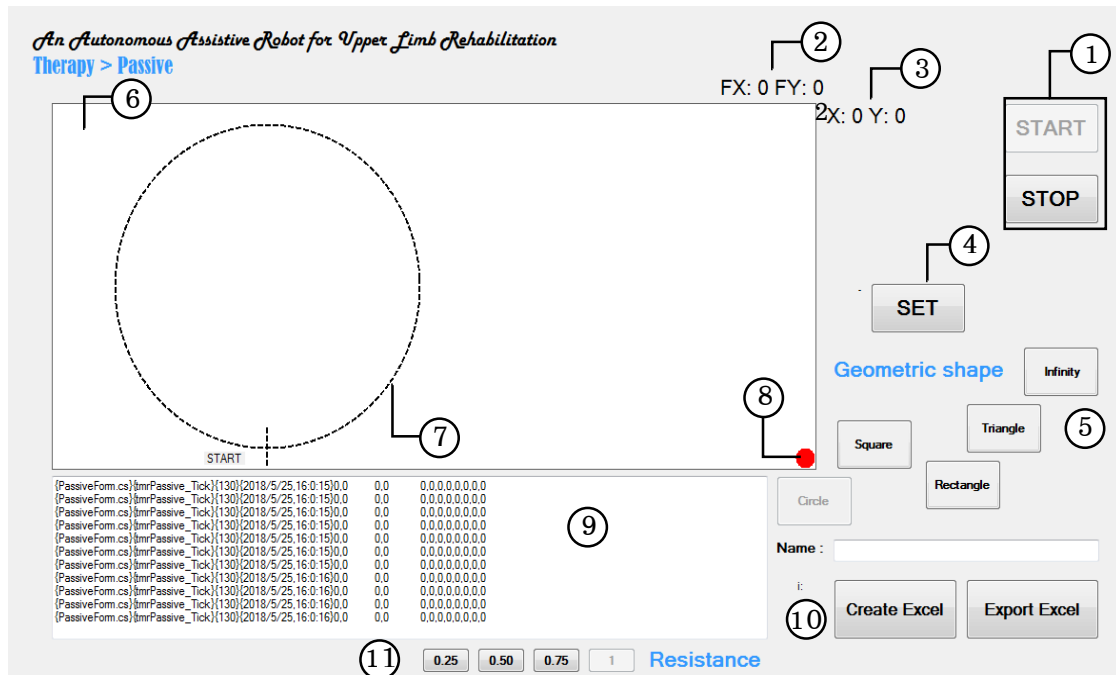
รูปที่ 3-33 การทำงานของฟังก์ชัน Active assist therapy รูปแบบ Point

- โดยที่ (1) คือ ปุ่ม Start/Stop สำหรับเริ่มและหยุดการทำงานของฟังก์ชัน
- (2) คือ ปุ่มปรับความเร็ว มีช่วงของความเร็วตั้งแต่ 20, 30, 40, 50 และ 60 รอบต่อนาที โดยมีค่าเริ่มต้นการทำงานอยู่ที่ 20 รอบต่อนาที
- (3) คือ แสดงรายการความเร็วและตำแหน่งแกน x-y ที่ต้องการ
- (4) คือ แสดงพื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ในระนาบ x-y ขนาด 45x100 เซนติเมตร โดยการทำงานอยู่ใน Quadrant ที่ 2 คือ -x และ +y
- (5) คือ จุดหรือตำแหน่งที่ผู้ใช้ต้องการให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไป
- (6) คือ จุดหรือสัญลักษณ์แทนตำแหน่งของหุ่นยนต์ จะเคลื่อนที่ตามระยะที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไป ประกอบด้วย แรงและตำแหน่ง
- (7) คือ แสดงพิกัดหรือตำแหน่งที่ต้องการ แสดงโดยการเคลื่อนที่ของเมาส์
- (8) คือ บันทึกค่าตำแหน่ง แรง และสัญญาณกลับเนื้อในไฟล์ Excel



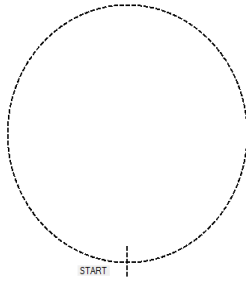
รูปที่ 3-34 การทำงานของฟังก์ชัน Active assist therapy รูปแบบ Path

- โดยที่
- (1) คือ ปุ่ม Start/Stop สำหรับเริ่มและหยุดการทำงานของฟังก์ชัน
 - (2) คือ จำนวนรอบหรือจำนวนครั้งที่ให้ผู้ป่วยฟื้นฟู ข้ำเรื่อยๆ
 - (3) คือ รูปร่างที่กำหนด ประกอบด้วย point, circle, square และ triangle
 - (4) คือ ปุ่มปรับความเร็ว มีช่วงของความเร็วตั้งแต่ 20, 30, 40, 50 และ 60 รอบต่อ นาที โดยมีค่าเริ่มต้นการทำงานอยู่ที่ 20 รอบต่อนาที
 - (5) คือ จุดหรือตำแหน่งที่ผู้ใช้ต้องการให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไป
 - (6) คือ บันทึกค่าตำแหน่ง แรง และสัญญาณกล้ามเนื้อในไฟล์ Excel

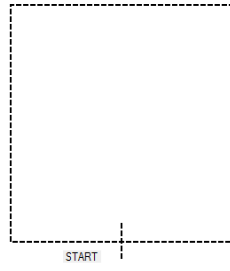


รูปที่ 3-35 การทำงานของฟังก์ชัน Passive assist therapy

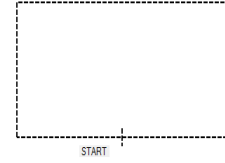
- โดยที่ (1) คือ ปุ่ม Start/Stop สำหรับเริ่มและหยุดการทำงานของฟังก์ชัน
- (2) คือ ส่วนแสดงแรงของผู้ใช้ หน่วยนิวตัน
- (3) คือ ส่วนแสดงตำแหน่งของหุ่นยนต์ หน่วยเซนติเมตร
- (4) คือ ปุ่มเซตหุ่นยนต์เพื่อเริ่มการทำงาน
- (5) คือ ปุ่มเลือกรูปปร่างที่กำหนดเพื่อเป็นเป้าหมายให้ผู้ใช้เคลื่อนที่ตาม จะมีรูปปร่าง Circle, Square, Rectangle, Triangle และ Infinity ดังรูปที่ 3-36
- (6) คือ แสดงพื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ในระนาบ x-y ขนาด 45x100 เซนติเมตร โดยการทำงานอยู่ใน Quadrant ที่ 2 คือ -x และ +y
- (7) คือ แสดงรูปปร่างที่กำหนดเพื่อเป็นเป้าหมาย คือ จุดหรือสัญลักษณ์แทนหุ่นยนต์ โดยจำเคลื่อนที่ตามระยะที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไปประกอบด้วย แรงและตำแหน่ง
- (8) คือ แสดงตำแหน่ง แรง และสัญญาณกล้ามเนื้อที่ได้รับ
- (9) คือ บันทึกค่าตำแหน่ง แรง และสัญญาณกล้ามเนื้อในไฟล์ Excel
- (10) คือ ปุ่มปรับระดับการต้าน จะมีช่วงระดับ 1 (1.00) ระดับ 2 (0.75) ระดับ 3 (0.50) และ ระดับ 4 (0.25) โดยค่าเริ่มต้น คือ ระดับ 1



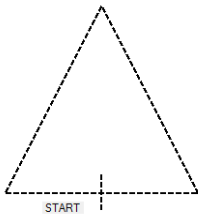
a. Circle



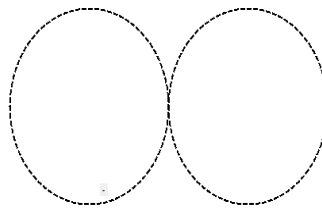
b. Square



c. Rectangle



d. Triangle



e. Infinity

รูปที่ 3-36 รูปร่างที่กำหนดเพื่อเป็นเป้าหมายให้ผู้ใช้เคลื่อนที่ตาม จะมีรูปร่าง
Circle, Square, Rectangle, Triangle และ Infinity

บทที่ 4

วิธีการทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบความเสถียรภาพและสมรรถนะของหุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัตินี้ที่ออกแบบมาเพื่อเป็นแนวทางในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โดยใช้การควบคุมแรงและความเร็วของระบบด้วยวิธี External force/velocity control บนพื้นฐานการควบคุมแบบ PI สำหรับงานวิจัยนี้สิ่งที่สำคัญที่สุดอีกอย่างหนึ่งในการพัฒนาด้านการควบคุมคือการออกแบบค่า PI Gain ที่เหมาะสมที่สุดเพื่อให้เกิดการตอบสนองต่อระบบที่มีประสิทธิภาพ ปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคต่าง ๆ สำหรับการปรับจูน PI Gain ให้เหมาะสม เช่น Ziegler-Nichols, Cohen-Coon, Chien-Hrones-Reswick หรือ Manual (Trial and Error) techniques เป็นต้น [77] ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการปรับจูนด้วยวิธี Ziegler-Nichols เพื่อหาค่า PI Gain ที่เหมาะสมของการควบคุมความเร็วและวิธี Trial and error techniques ของการควบคุมแรง เมื่อได้ค่า Gain ที่เหมาะสมกับระบบควบคุมแล้วสามารถประยุกต์ใช้ร่วมกับรูปแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกออตโนมัตินี้ได้คือรูปแบบ Active assist therapy จะใช้การควบคุม Velocity control และรูปแบบ Passive assist therapy จะใช้การควบคุม Force/Velocity control เป็นต้น การทดลองนี้ยังมีการออกแบบท่าทางการออกกำลังกายฟื้นฟูกล้ามเนื้อด้วยการงอและเหยียดของแขน การเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก มีการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ รวมถึงการปรับระดับการต้านที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพเพื่อแสดงถึงรูปแบบการฟื้นฟูที่มีผลต่อการลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อมัดหลัก การทดลองสุดท้ายเป็นการประเมินความพึงพอใจของหุ่นยนต์ที่ช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนในด้านต่าง ๆ เช่น ประสิทธิภาพการทำงานของระบบหุ่นยนต์ในการฟื้นฟู รูปแบบและการใช้งานของหุ่นยนต์ เป็นต้น

ระบบ External force/velocity control จะประกอบด้วย 2 ลูป สำหรับการควบคุม คือ Force loop และ Velocity loop ที่มีการทำงานร่วมกันแบบเรียลไทม์ ดังนั้นเราได้ทำการแบ่งการทดลองออกเป็น 2 การทดลองหลัก คือ (1) การควบคุมความเร็ว (Velocity control) และ (2) การควบคุมแรง (Force control) ดังรายละเอียดต่อไปนี้

4.1 การทดลองที่ 1: การปรับค่า Gain ของการควบคุมความเร็ว (Velocity control)

การทดลองนี้เป็นการทดลองหาค่า Gain ที่เหมาะสมสำหรับการควบคุมความเร็ว จากที่กล่าวมาข้างต้นได้ใช้ระเบียบวิธี Ziegler–Nichols ที่ช่วยลดเวลาและความซับซ้อนในการกำหนดพารามิเตอร์ของการควบคุมความเร็วให้ได้อย่างมีประสิทธิภาพและตอบสนองตามต้องการ ซึ่งรูปแบบของ PI control จะประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ๆ คือ Proportional gain (K_p) และ Integral gain (K_i) โดยเริ่มต้นทำการหาค่า Gain ด้วยวิธี Ziegler–Nichols มีขั้นตอนดังนี้

1) หุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโน้มติถูกดึงด้วยแรงคงที่ ส่วนใหญ่ผู้ป่วยไม่ค่อยมีแรงจึงออกแบบให้ใช้แรงที่ผู้ป่วยสามารถทำได้ จากการทดลองผู้วิจัยใช้แรงเฉลี่ยที่ 5 นิวตัน จึงนำมาใช้ในการถ่วงน้ำหนักเสมือนจำลองแรงดึงของมนุษย์ ดังรูปที่ 4-1

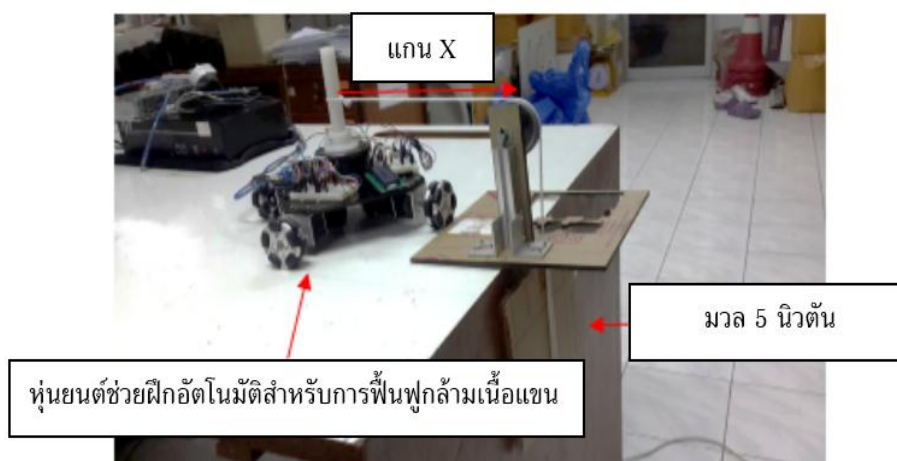
2) ทำการปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i เป็น 0 และเพิ่มค่า K_p ขึ้น

3) ทำการถ่วงน้ำหนัก โดยทำการปล่อยมวล 5 นิวตันลงสู่พื้น เมื่อ Multi-axis force/torque sensor ตรวจจับแรงที่กระทำด้วยแรงจะทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ตามแรงดึงในทิศทางแกน x ขณะที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโน้มติเคลื่อนที่ด้วยความเร็วจะมีการวัดความเร็วและตรวจสอบการตอบสนองของระบบมอเตอร์ และการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้น

4) ทำการทดลองซ้ำจากข้อ 2 โดยทำการเพิ่มค่า K_p ขึ้นเรื่อยๆ และทดสอบจนการตอบสนองของระบบมีการแกว่งตัวหรือเกิด Oscillation แบบแอมป์ริจูดคงที่ (Constant oscillation)

5) บันทึกพารามิเตอร์ควบคุม K_p ความเร็ว และเวลาที่ทำให้ระบบมีการแกว่งที่เรียกว่า Critical gain (K_u) วาดกราฟแสดงความสัมพันธ์ของความเร็วและเวลาเพื่อหาคาบเวลาของการแกว่งที่เรียกว่า Critical period (T_u)

6) คำนวณหาค่า Gain ด้วยตาราง Ziegler–Nichols Tuning ดังตารางที่ 4-1



รูปที่ 4-1 ตั้งค่าการทดลองที่ 1

ตารางที่ 4-1 Ziegler-Nichols Tuning Rule Based on Critical Gain (K_u) and Critical Period (T_u)

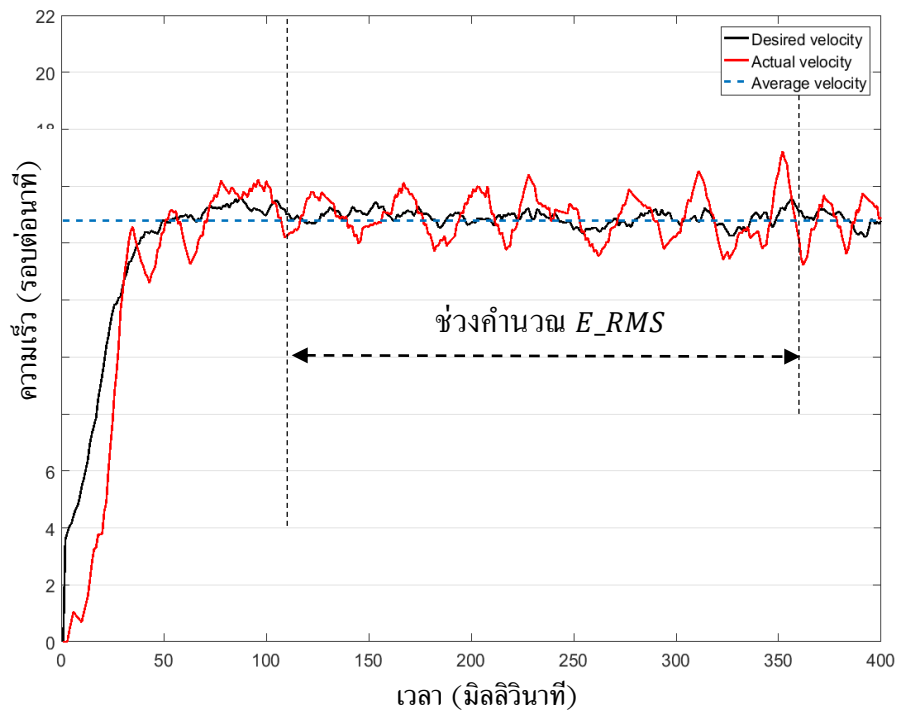
Control Type	K_p	T_i	T_d
P	$0.50K_u$	-	-
PI	$0.45K_u$	$T_u/1.2$	-
PD	$0.80K_u$	-	$T_u/8$
PID	$0.60K_u$	$T_u/2$	$T_u/8$

จากการคำนวณด้วยเทคนิควิธี Ziegler-Nichols ทำให้ได้ค่า Gain ดังนี้ K_p คือ 2.50 และ K_i คือ 0.10 อย่างไรก็ตามเพื่อให้ได้ค่าที่ดีที่สุดที่จะทำให้ระบบมีประสิทธิภาพ จึงทำการทดสอบปรับค่า Gain แบบละเอียด (Fine tuning) ของการควบคุมความเร็ว โดยประสิทธิภาพของการเคลื่อนที่สามารถแสดงได้ด้วยค่า E_{RMS} ของค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วเพื่อตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่าง Proportional integral gain และ E_{RMS} ของความเร็ว เป็นไปดังสมการที่ (4.1)

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (V_d - V_s)^2}{n}} \quad (4.1)$$

โดยที่ n คือ จำนวนของค่าที่ประเมิน
 V_d คือ ความเร็วที่ต้องการ
 V_s คือ ความเร็วจริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส

จากรูปที่ 4-2 เป็นการทดลองปรับค่า K_p คือ 2.50 และ K_i คือ 0.10 ที่แสดงถึงความสัมพันธ์ของความเร็วที่ต้องการ (V_d) และความเร็วจริง (V_s) ที่อ่านได้จากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส จากกราฟแสดงให้เห็นถึงช่วงการคำนวณค่า E_{RMS} ของค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็ว โดยค่าความเร็วที่ต้องการแสดงด้วยเส้นทึบสีดำคือหุ่นยนต์ถูกดึงด้วยแรงคงที่ โดยใช้แรงที่ 5 นิวตัน ซึ่งมีความเร็วรอบอยู่ที่ประมาณ 15 รอบต่อนาที จึงทำการหาค่าเฉลี่ยของความเร็วที่ต้องการ (Average velocity) ไปใช้ในการคำนวณ ส่วนค่าความเร็วที่วัดได้จากเซนเซอร์แสดงด้วยเส้นทึบสีแดง สำหรับการคำนวณค่า E_{RMS} ในช่วงเวลาเริ่มต้นที่ 0-100 มิลลิวินาที จะไม่นำมาคำนวณเนื่องจากเป็นช่วง Transient ที่มอเตอร์เปลี่ยนความเร็วให้ถึงความเร็วที่ต้องการ จะใช้ช่วงเวลา 100-350 มิลลิวินาที ในการคำนวณที่เป็นช่วงความเร็วคงที่



รูปที่ 4-2 การควบคุมความเร็วที่ $K_p = 2.50$ และ $K_i = 0.10$

จากการทดลองปรับค่า K_p คือ 2.50 และ K_i คือ 0.10 ยังไม่ใช้ค่าที่ดีที่สุดในการนำไปใช้ในการควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์ จึงมีการทดลองปรับค่า Gain ของการควบคุมความเร็ว โดยแบ่งออกเป็น 2 การทดลองคือ การทดลองปรับค่า K_p Gain และการทดลองปรับค่า K_i Gain เพื่อตรวจสอบหาค่าที่เหมาะสมที่ทำให้หุ่นยนต์ช่วยฝีกัดโนมัตมีประสิทธิภาพที่ดีที่สุด ด้วยค่า E_{RMS} สำหรับการตั้งค่าการทดลองจะเป็นในแนวทางเดียวกันกับการทดลองก่อนหน้า จะใช้ Gain ที่ได้จากวิธี Ziegler-Nichols เป็นค่าตั้งต้น โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

4.1.1 การทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์

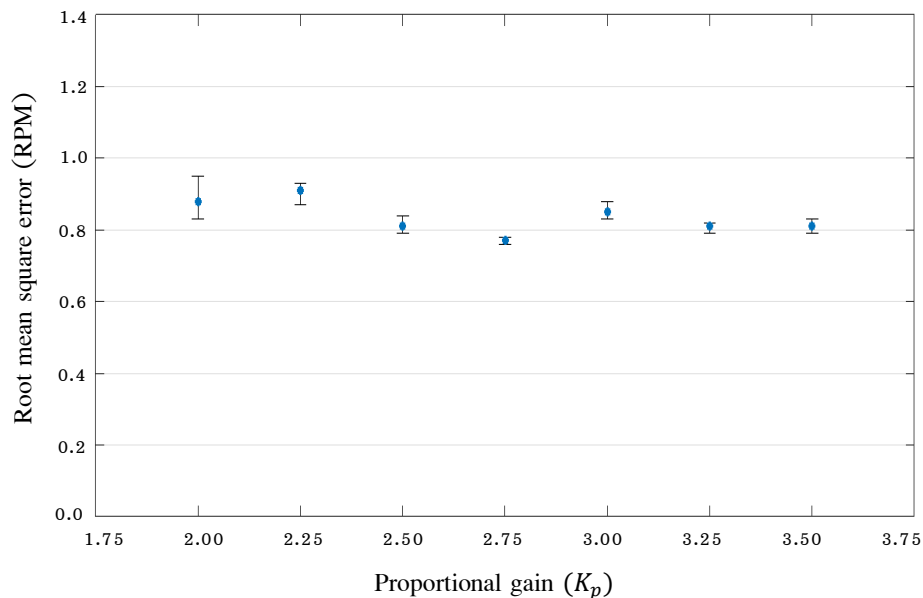
การทดลองนี้เป็นการหาค่า K_p ที่เหมาะสมที่สุดของระบบ โดยนำค่า Gain ที่คำนวณได้จากวิธี Ziegler-Nichols คือ K_p คือ 2.5 และ K_i คือ 0.10 ตั้งต้น ทำการปรับค่า K_p โดยมีขั้นตอนดังนี้

- 1) หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติถูกตั้งด้วยแรงคงที่ ทำการถ่วงน้ำหนักที่มวล 5 นิวตัน เสมือนจำลองแรงดึงของมนุษย์ ดังรูปที่ 4-1
- 2) ทำการเซตค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i เป็น 0.10 และปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_p ขึ้นทีละลำดับในช่วง คือ 2.00, 2.25, 2.50, 2.75, 3.00, 3.25 และ 3.50
- 3) ทำการถ่วงน้ำหนัก โดยทำการปล่อยมวล 5 นิวตันลงสู่พื้น เมื่อ Multi-axis force/torque sensor ตรวจจับแรงที่กระทำด้วยแรงดังทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ตามแรงดึงในทิศทางแกน x ขณะที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติเคลื่อนที่ด้วยความเร็วจะมีการวัดและบันทึกค่าความเร็วที่อ่านได้จริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส ทำการทดลองซ้ำ 5 ครั้งของแต่ละ Gain เพื่อหาค่าเฉลี่ยที่ดีที่สุดของการทดลอง
- 4) นำค่าที่บันทึกคำนวณหาค่า E_{RMS}
- 5) เปรียบเทียบและวิเคราะห์ผลการทดลอง

ผลการทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์

ตารางที่ 4-2 ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_p Gain

K_p Gain	E_{RMS} ของความเร็ว (รอบต่อนาที)	SD
2.00	0.88	0.06
2.25	0.91	0.04
2.50	0.81	0.03
<u>2.75</u>	<u>0.77</u>	<u>0.02</u>
3.00	0.85	0.03
3.25	0.81	0.03
3.50	0.81	0.03



รูปที่ 4-3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง K_p และ E_{RMS} ของความเร็ว

จากตารางที่ 4-2 และ รูปที่ 4-3 แสดงถึงผลการทดลองปรับค่า K_p Gain เพื่อหาค่าที่เหมาะสมที่สุดที่จะทำให้ระบบมีประสิทธิภาพที่ดีที่สุด สามารถวิเคราะห์ได้จากความสัมพันธ์ของ E_{RMS} ของความเร็วที่มีค่าน้อยที่สุด จากการทดลองปรับค่า K_p ในช่วงระหว่าง 2.00–3.50 สังเกตเห็นว่าค่า $K_p = 2.75$ มีค่า $E_{RMS} = 0.77$ มีค่าต่ำที่สุด จะเห็นว่าความเร็วของหุ่นยนต์ที่วัดได้จริงจากเซนเซอร์มีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่ต้องการ ซึ่งมีค่าความ

คลาดเคลื่อนของความเร็วน้อยมากในช่วงการทดลอง จึงเหมาะสมที่สุดที่จะนำมาใช้ควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัดติ

4.1.2 การทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์

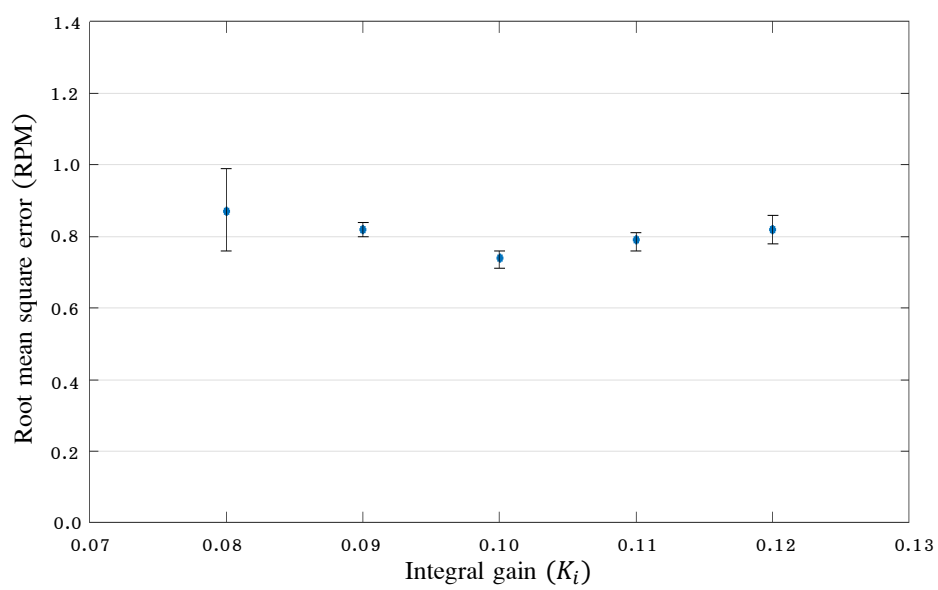
การทดลองนี้เพื่อหาค่า K_i ที่เหมาะสมที่สุดของระบบ โดยการทดลองนี้เป็นการทดลองทำนองเดียวกับการทดลองที่ 4.1.1 ทำให้ได้ค่า K_p ที่เหมาะสมที่สุดของระบบและใช้เป็นค่าตั้งต้นสำหรับการทดลอง ทำการปรับค่า K_i โดยมีขั้นตอนดังนี้

- 1) หุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัดติถูกดึงด้วยแรงคงที่ ทำการถ่วงน้ำหนักที่มวล 5 นิวตัน เสมือนจำลองแรงดึงของมนุษย์ ดังรูปที่ 4-1
- 2) ทำการเซตค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_p ที่ได้จากการทดลองก่อนหน้าและปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i ขึ้นทีละลำดับในช่วง 0.08, 0.09, 0.10, 0.11 และ 0.12
- 3) ทำการถ่วงน้ำหนัก โดยทำการปล่อยมวล 5 นิวตันลงสู่พื้น เมื่อ Multi-axis force/torque sensor ตรวจจับแรงที่กระทำด้วยแรงดึงทำให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ตามแรงดึงในทิศทางแกน x ขณะที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัดติเคลื่อนที่ด้วยความเร็วจะมีการวัดและบันทึกค่าความเร็วที่อ่านได้จริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส ทำการทดลองซ้ำ 5 ครั้งของแต่ละ Gain เพื่อหาค่าเฉลี่ยที่ดีที่สุดของการทดลอง
- 4) นำค่าที่บันทึกคำนวณหาค่า E_{RMS}
- 5) เปรียบเทียบและวิเคราะห์ผลการทดลอง

ผลการทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์

ตารางที่ 4-3 ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_i Gain

K_i Gain	E_{RMS} ของความเร็ว (รอบต่อนาที)	SD
0.08	0.87	0.05
0.09	0.82	0.04
<u>0.10</u>	<u>0.74</u>	<u>0.03</u>
0.11	0.79	0.03
0.12	0.82	0.04



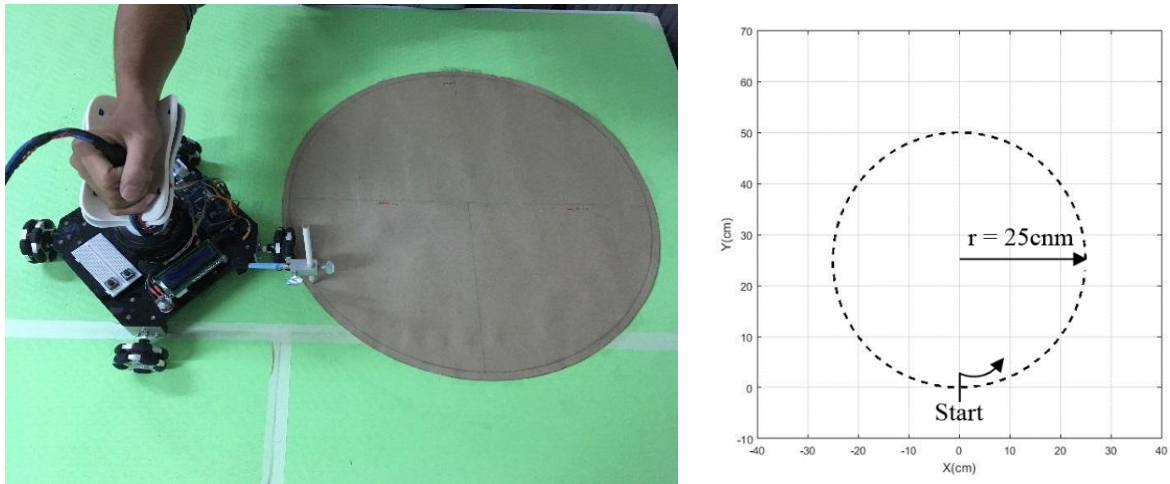
รูปที่ 4-4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง K_i และ E_{RMS} ของความเร็ว

ในทำนองเดียวกันจากตารางที่ 4-3 และ รูปที่ 4-4 แสดงถึงผลการทดลองปรับค่า K_i ในช่วงระหว่าง 0.08-0.12 เพื่อหาค่าที่เหมาะสมที่สุดที่ทำให้ระบบมีประสิทธิภาพที่ดีที่สุดจากการทดลองทำให้เห็นว่าความสัมพันธ์ของ E_{RMS} ของความเร็วที่ $K_i = 0.10$ มีค่าที่ต่ำที่สุดจึงเหมาะสมที่สุดที่จะนำมาใช้ควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ จากการทดลองทำให้ได้ค่าที่เหมาะสมที่สุดของระบบควบคุมความเร็ว นั่นคือ K_p คือ 2.75 และ K_i คือ 0.10 ที่มีค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วน้อยที่สุด ถือว่าเป็นการทำให้ประสิทธิภาพของการควบคุมความเร็วดีมากขึ้น หลังจากได้ค่าที่เหมาะสมแล้ว ผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์โดยการออก

แรงไปยังส่วนปลายของหุ่นยนต์ที่ยึดติดกับเซนเซอร์ตรวจวัดแรง จะเห็นได้ว่าหุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ไปยังทิศทางที่ต้องการหรือทิศทางเดียวกับแรง เมื่อออกแรงเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์มากทำให้ความเร็วที่ต้องการมากขึ้น หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่เข้าหาความเร็วที่ต้องการอย่างรวดเร็ว ทำให้เห็นถึงประสิทธิภาพในการควบคุมความเร็วของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

4.2 การทดลองที่ 2: การปรับค่า Gain ของการควบคุมแรง (Force control)

การทดลองนี้เป็นการทำงานร่วมกันระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ โดยมีการควบคุมแบบ External force/velocity control บนพื้นฐานการควบคุมแบบ PI นั่นคือมีการควบคุมแรงและความเร็ว การทดลองนี้จะไม่ใช่วิธี Ziegler-Nichols เนื่องจากระบบมีการควบคุมแรงและความเร็วในเวลาเดียวกัน ทำให้การหาค่าที่ทำให้ระบบเกิดการแกว่งตัวหรือ Oscillation แบบแอมปริจูดคงที่ ต้องใช้แรงที่คงที่ตลอดการปรับค่า Gain จึงเป็นไปได้ยาก จึงใช้วิธี Trial and error techniques ที่เป็นการลองผิดลองถูกโดยให้มนุษย์และหุ่นยนต์ร่วมกันเคลื่อนที่ไปตามเส้นทางที่กำหนดเพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ การทดลองนี้จะใช้เส้นทางวงกลมเป็นเป้าหมายในการทดลองเนื่องจากเป็นเส้นทางที่ใช้หาค่าความคลาดเคลื่อนได้ดีที่สุด นั่นคือมนุษย์พยายามออกแรงเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางวงกลมที่กำหนด หุ่นยนต์ต้องเคลื่อนที่ตามทิศทางของแรงและรักษาตำแหน่งการเคลื่อนที่ ดังนั้นจึงมีการออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบหาค่า Gain ที่เหมาะสมของการควบคุมแรง โดยอ้างอิงชุดการทดลองดังรูปที่ 4-5 ให้มนุษย์และหุ่นยนต์ร่วมเคลื่อนที่ไปตามเส้นทางวงกลมที่ถูกกำหนดไว้บนแทมเพลตสี่เหลี่ยมที่ติดอยู่บนโต๊ะวงกลมมีรัศมีขนาด 25 เซนติเมตร สำหรับหุ่นยนต์จะมีตัวชี้บอกตำแหน่งจุดเพื่อให้ง่ายต่อการเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางวงกลมที่กำหนด หุ่นยนต์จะมีการเคลื่อนที่ในระนาบ x-y การทดลองจะทำการปรับค่า Gain และทำการเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางวงกลมที่กำหนดเพื่อดูตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ถ้าค่า Gain ที่เหมาะสมของการควบคุมแรง จะทำให้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยเมื่อเทียบกับเส้นทางและตำแหน่งของวงกลมที่กำหนด โดยประสิทธิภาพของการเคลื่อนที่ที่สามารถแสดงได้โดยค่า E_{RMS} ของค่าความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ คือ ถ้าค่า E_{RMS} มีค่าน้อยจะทำให้ระบบควบคุมมีประสิทธิภาพที่ดี



รูปที่ 4-5 ตั้งค่าการทดลองที่ 2

การทดลองมีผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 20 คน โดยการทดลองแต่ละครั้งจะทำซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุมเพื่อหาค่าเฉลี่ยที่มีความน่าเชื่อถือ โดยการทดลองจะให้ผู้ทดสอบเคลื่อนที่หุ่นยนต์เพื่อให้เกิดความคุ้นชินกับชุดการทดลอง ผู้ทดสอบจะนั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมด้วยท่าที่สบาย วางมือข้างขวาบนชุดรองรับแขนที่หุ่นยนต์ หุ่นยนต์จะถูกวางในตำแหน่งเริ่มต้น เมื่อการทำงานเริ่มขึ้น ผู้ทดสอบต้องเคลื่อนที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นวงกลมที่กำหนดไว้ ในขณะที่เริ่มมีการตรวจวัดและบันทึกค่าของแรงและตำแหน่งที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่ไป สำหรับการทดลองวิธีการควบคุม PI external force control จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก ๆ คือ Proportional gain (K_p) และ Integral gain (K_i) เพื่อหาค่า Gain ที่เหมาะสมของการควบคุมแรง และหาประสิทธิภาพการทำงานจะวิเคราะห์ได้จาก E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ ดังสมการที่ (4.2) ค่าที่ได้ถ้ามีค่าน้อยจะทำให้ประสิทธิภาพการทำงานของระบบควบคุม PI ดีขึ้น

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n ((x_d - x_s)^2 + (y_d - y_s)^2)}{n}} \quad (4.2)$$

โดยที่ n คือ จำนวนของค่าที่ประเมิน
 x_d, y_d คือ ตำแหน่ง x-y ของวงกลมที่กำหนด
 x_s, y_s คือ ตำแหน่งที่วัดได้จริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส

4.2.1 การทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์

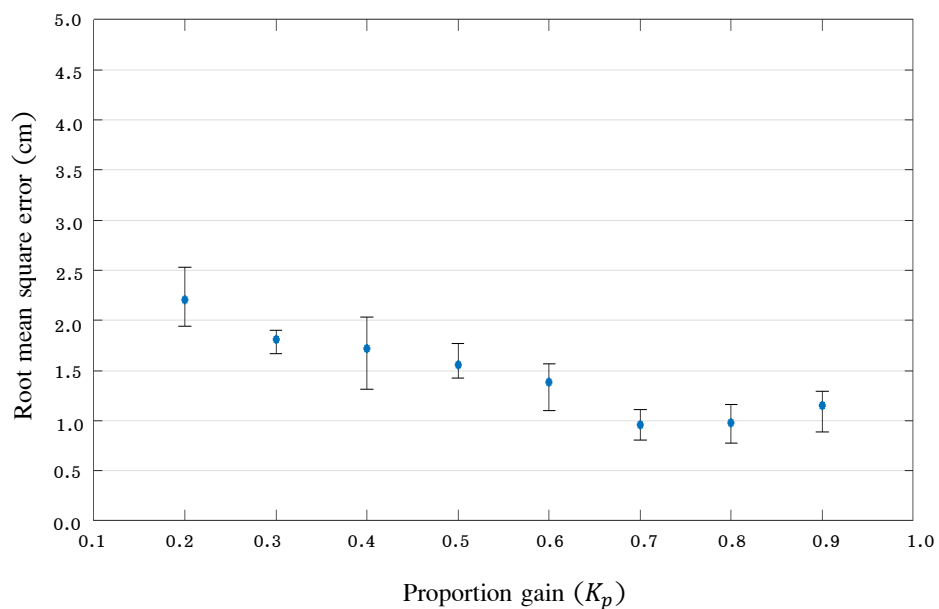
การทดลองนี้เป็นการหาค่า K_p ที่เหมาะสมที่สุดของระบบควบคุมความแรง ด้วยวิธี Trial and error techniques หรือการลองผิดลองถูก โดยการปรับค่า K_p ในช่วงต่างๆ และทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ตามเส้นทางวงกลมที่กำหนด โดยการทดลองนี้จะปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i เป็น 0 เนื่องจากต้องการหาค่า K_p ที่เป็นการกำหนดการทำงานของเอาต์พุตหรือสัดส่วนของค่าความผิดพลาดเป็นหลักก่อน จากนั้นทำการหาค่า K_i ที่ช่วยลดขนาดและระยะของความผิดพลาด การทดลองนี้มีการตั้งค่าการทดลองตามชุดการทดลองดังรูปที่ 4-5 โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

- 1) ตั้งค่าชุดการทดลองดังรูปที่ 4-5 ผู้ทดสอบจะนั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมด้วยท่าที่สบาย วางมือข้างขวาบนชุดรองรับแขนที่หุ่นยนต์และหุ่นยนต์จะถูกวางในตำแหน่งเริ่มต้น
- 2) ทำการปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i เป็น 0 และปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_p ขึ้นทีละลำดับในช่วง 0.2-0.9
- 3) เมื่อเริ่มการทำงานผู้ทดสอบจะเริ่มทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์จากตำแหน่งเริ่มต้นไปตามเส้นทางวงกลมที่กำหนดไว้ ในขณะที่เดียวกันตำแหน่งของหุ่นยนต์และความเร็วจะถูกตรวจจับและบันทึกไปพร้อม ๆ กันในรูปแบบเรียลไทม์ จากนั้นผู้ทดสอบทำการบังคับหุ่นยนต์ให้เคลื่อนที่ติดตามเส้นทางวงกลมอย่างต่อเนื่องตามที่ติดตามเข็มนาฬิกาจนกว่าจะครบรอบของวงกลมระบบจะหยุดการทำงาน
- 4) ทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับค่าพารามิเตอร์ ทำการทดลองมีผู้ทดสอบจำนวน 20 คน บันทึกแรง ความเร็ว และตำแหน่งของหุ่นยนต์
- 5) นำข้อมูลตำแหน่งที่ได้ของหุ่นยนต์มาเปรียบเทียบกับตำแหน่งของวงกลมที่กำหนดไว้เพื่อคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งและตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่าง Proportional gain และ E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่และหาค่าเฉลี่ยของแรงที่ผู้ทดสอบกระทำต่อการทดลอง

ผลการทดลอง: การปรับค่า K_p Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์

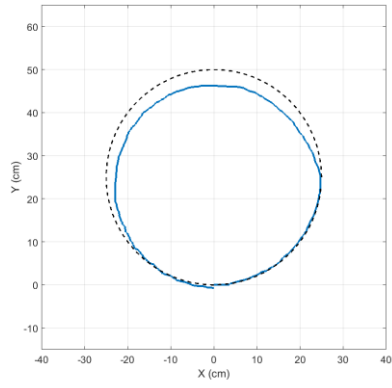
ตารางที่ 4-4 ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_p Gain

K_p Gain	E_{RMS} ของตำแหน่ง (เซนติเมตร)	Radial Force (นิวตัน)	
		Mean	SD
0.2	2.21	11.53	1.04
0.3	1.81	9.33	0.57
0.4	1.72	9.45	0.24
0.5	1.56	8.02	0.43
0.6	1.38	7.27	0.21
<u>0.7</u>	<u>0.96</u>	<u>4.69</u>	0.20
0.8	0.98	4.93	0.20
0.9	1.15	4.91	0.21

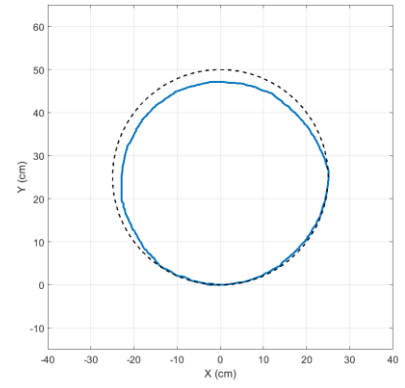


รูปที่ 4-6 ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_p และ E_{RMS}

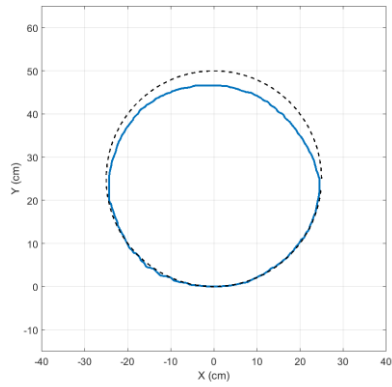
$$K_p = 0.2$$



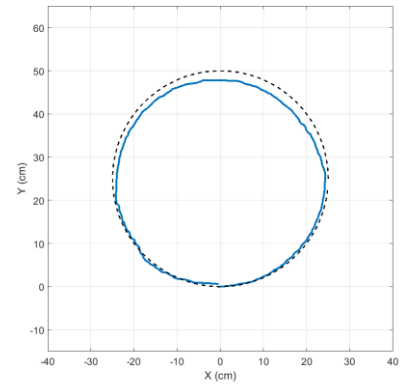
$$K_p = 0.3$$



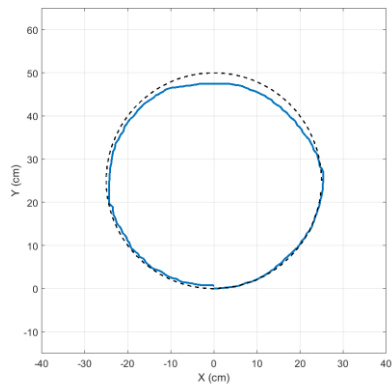
$$K_p = 0.4$$



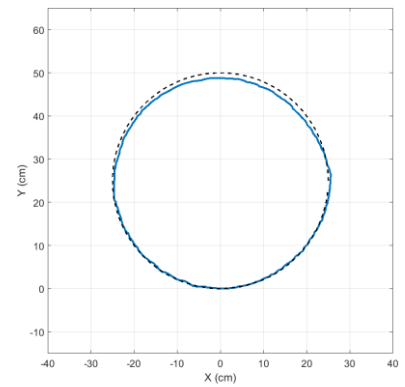
$$K_p = 0.5$$

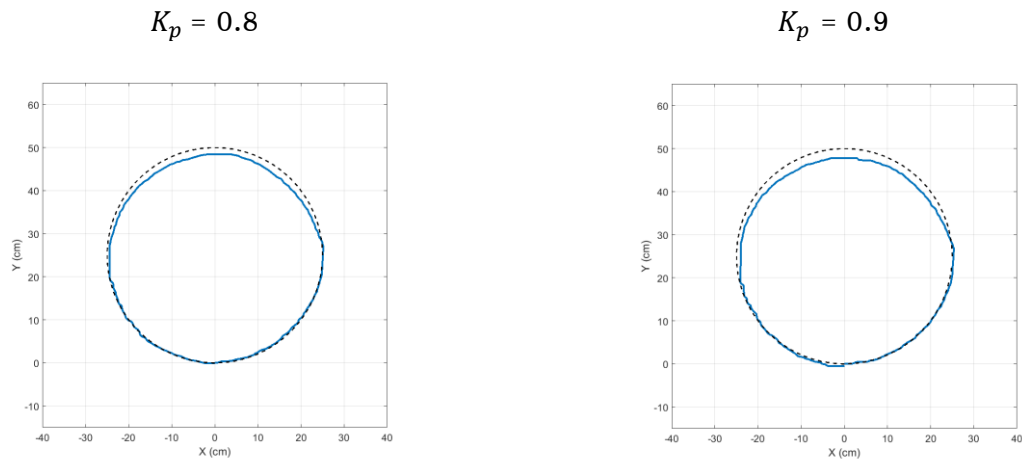


$$K_p = 0.6$$



$$K_p = 0.7$$





รูปที่ 4-7 ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_p Gain โดยเส้นประสีดำคือตำแหน่งของวงกลมที่กำหนดและเส้นทึบสีฟ้าแสดงตำแหน่งที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่

จากตารางที่ 4-4 และ รูปที่ 4-6 แสดงถึงผลการทดลองปรับค่า K_p ในช่วงระหว่าง 0.2-0.9 ด้วยวิธี Trial and error techniques โดยประสิทธิภาพของระบบสามารถระบุได้ด้วยค่า E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ จากการทดลองค่า gain ที่เหมาะสมที่จะทำให้ระบบควบคุมมีประสิทธิภาพคือ ค่า $K_p = 0.7$ ที่มีค่า E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ต่ำที่สุด คือ 0.96 เซนติเมตร นั่นคือตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์มีความคลาดเคลื่อนน้อยเมื่อเทียบกับเส้นทางวงกลมที่กำหนด ดังรูปที่ 4-7 คือกราฟความสัมพันธ์ของตำแหน่งที่กำหนด (เส้นทางวงกลม รัศมี 25 เซนติเมตร) แสดงด้วยเส้นประสีดำและตำแหน่งของหุ่นยนต์ที่เคลื่อนที่จากการทดลองปรับค่า K_p ในแต่ละช่วง ซึ่งสามารถระบุทิศทางและตำแหน่งด้วยเซนเซอร์เข้ารหัสของหุ่นยนต์ช่วยฝีกอัตโนมัติแสดงด้วยเส้นทึบสีน้ำเงิน จะเห็นได้ว่าค่า $K_p = 0.7$ มีเส้นทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ใกล้เคียงกับเส้นทางวงกลมที่กำหนดมากที่สุด แสดงให้เห็นถึงผู้ทดลองและหุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ไปด้วยกันอย่างราบเรียบตามที่ต้องการ รวมถึงแรงของผู้ทดลองดูได้จากค่า Radial force ดังตาราง แสดงให้เห็นถึงการออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางวงกลม ดังค่า $K_p = 0.2$ เมื่อผู้ทดลองพยายามลดรัศมีของแรงในการเคลื่อนที่หุ่นยนต์จะต้องออกแรงมากจนทำให้การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์คลาดเคลื่อนจากเส้นทางวงกลมที่กำหนดส่งผลทำให้ค่า E_{RMS} มีค่าสูงขึ้น ดังนั้นค่าที่เหมาะสมที่สุดที่จะทำให้ประสิทธิภาพการควบคุมแรงดีขึ้น คือค่าที่แสดงด้วย E_{RMS} ต่ำที่สุดและค่า Radial force ที่น้อยที่สุด นั่นคือ $K_p = 0.7$ แต่ค่าที่ได้ยังไม่ถือว่าดีที่สุด จึงทำการทดลองปรับค่า K_i ที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของระบบควบคุมที่ดีที่สุด

4.2.2 การทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์

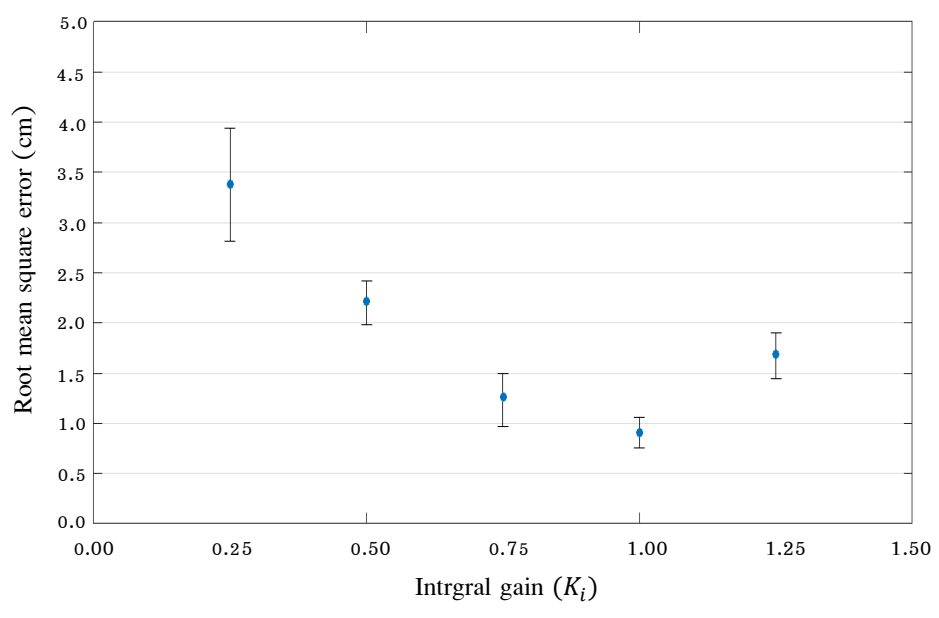
การทดลองนี้เพื่อหาค่า K_i ที่เหมาะสมที่สุดของระบบควบคุมแรงเป็นการทดลองทำนองเดียวกับการทดลองที่ 4.2.1 จากการทดลองข้างต้นทำให้ได้ค่า K_p ที่เหมาะสมที่สุดของระบบ คือ ค่า $K_p = 0.7$ และให้ค่านี้เป็นค่าตั้งต้นสำหรับการทดลอง โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

- 1) ตั้งค่าชุดการทดลองดังรูปที่ 4-5 ผู้ทดสอบจะนั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมด้วยท่าที่สบาย วางมือข้างขวาบนชุดรองรับแขนที่หุ่นยนต์ หุ่นยนต์จะถูกวางในตำแหน่งเริ่มต้น
- 2) ทำการปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม $K_p = 0.7$ และปรับค่าพารามิเตอร์ควบคุม K_i ขึ้นทีละลำดับในช่วง 0.25–1.25 โดยมีความละเอียดที่ 0.25
- 3) เมื่อเริ่มการทำงานผู้ทดสอบจะเริ่มทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์จากตำแหน่งเริ่มต้นไปตามเส้นทางวงกลมที่ถูกกำหนดไว้ ในขณะเดียวกันตำแหน่งของหุ่นยนต์และความเร็วจะถูกตรวจจับและบันทึกไปพร้อม ๆ กันในรูปแบบเรียลไทม์ จากนั้นผู้ทดสอบทำการบังคับหุ่นยนต์ให้เคลื่อนที่ติดตามเส้นวงกลมอย่างต่อเนื่องตามที่คาดหมายขึ้นมาพิจารณาว่าจะครบรอบของวงกลมระบบจะหยุดการทำงาน
- 4) ทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับค่าพารามิเตอร์ ทำการทดลองมีผู้ทดสอบจำนวน 20 คน บันทึกแรง ความเร็ว และตำแหน่งของหุ่นยนต์
- 5) นำข้อมูลตำแหน่งที่ได้ของหุ่นยนต์มาเปรียบเทียบกับตำแหน่งของวงกลมที่กำหนดไว้เพื่อคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งและตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่าง Integral gain และ E_{RMS} ของตำแหน่งและหาค่าเฉลี่ยของแรงที่ผู้ทดสอบกระทำต่อการทดลอง

ผลการทดลอง: การปรับค่า K_i Gain ด้วยอัลกอริทึมควบคุมความแรงของหุ่นยนต์

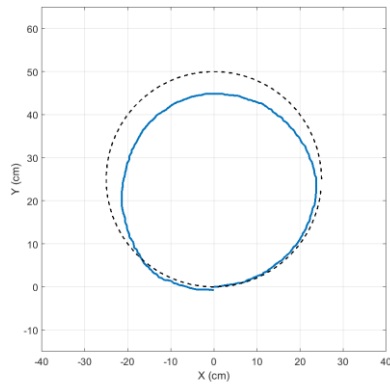
ตารางที่ 4-5 ผลการทดลองเพื่อประเมินค่า K_i Gain

K_i Gain	E_{RMS} ของตำแหน่ง (เซนติเมตร)	Radial Force (นิวตัน)	
		Mean	SD
0.25	3.38	12.45	0.53
0.50	2.22	7.91	0.40
0.75	1.26	4.87	0.21
1.00	0.91	4.58	0.20
1.25	1.69	5.97	0.25

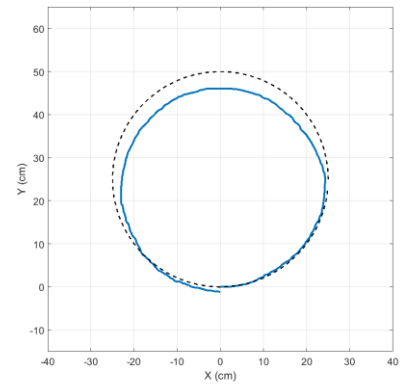


รูปที่ 4-8 ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_i และ E_{RMS}

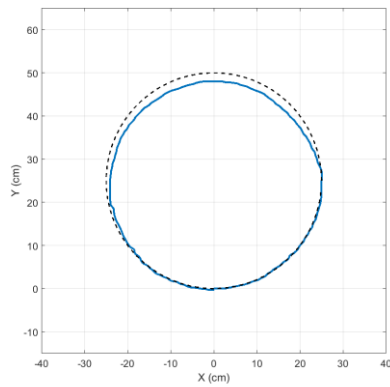
$$K_i = 0.25$$



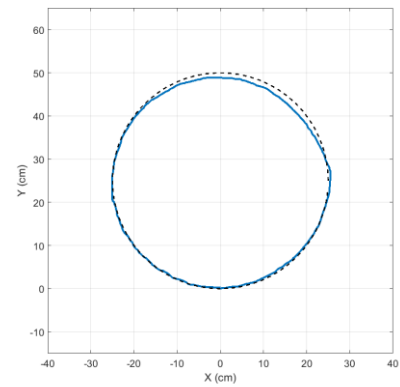
$$K_i = 0.50$$



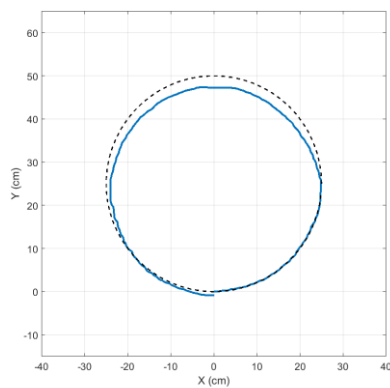
$$K_i = 0.75$$



$$K_i = 1.00$$



$$K_i = 1.25$$



รูปที่ 4-9 ผลการทดสอบตามเส้นวงกลมเพื่อหาค่า K_i Gain โดยเส้นปะสีดำคือตำแหน่งของวงกลมที่ถูกกำหนดและเส้นทึบสีฟ้าแสดงตำแหน่งที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่

ในทำนองเดียวกันกับการทดลองที่ผ่านมาจากตารางที่ 4-5 และรูปที่ 4-8 แสดงถึงผลการทดลองปรับค่า K_p คือ 0.7 และ K_i ในช่วงระหว่าง 0.25-1.25 จะเห็นได้ว่าค่า Gain ที่เหมาะสมที่จะทำให้ระบบควบคุมมีประสิทธิภาพคือ ค่า $K_i = 1.00$ ที่มีค่า E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ต่ำที่สุด คือ 0.91 เซนติเมตร และมีค่า Radial force น้อยที่สุด คือ 4.58 นิวตัน คือค่าที่เหมาะสมที่สุดของระบบควบคุม ผู้ทดลองและหุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ไปยังเส้นทางเป้าหมายด้วยกันอย่างราบเรียบ มีการออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์ในขณะลดรัศมีของวงกลมด้วยแรงที่น้อยทำให้หุ่นยนต์ไม่คลาดเคลื่อนจากเส้นทางวงกลมที่กำหนด ทำให้เห็นถึงประสิทธิภาพในการควบคุมความแรงของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัตติ สามารถนำไปใช้ร่วมกับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้ ในกรณีที่ผู้ป่วยมีแรงผู้ป่วยสามารถออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์ไปตามเส้นทางที่กำหนดได้ ถ้าระบบควบคุมไม่ดีมีค่า Gain น้อยไปจะทำให้ผู้ป่วยต้องออกแรงมากในการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ไปตามเป้าหมาย ในขณะที่เคลื่อนที่หุ่นยนต์อาจมีการเคลื่อนที่ที่ไม่ราบเรียบเป็นการส่งผลอันตรายต่อตัวผู้ป่วยเอง ดังนั้นค่า Gain ที่เหมาะสมจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัตติในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนผู้ป่วยได้มากยิ่งขึ้นและค่า Gain ที่ดีที่สุดคือ ค่า K_p คือ 0.7 และ K_i คือ 1.00

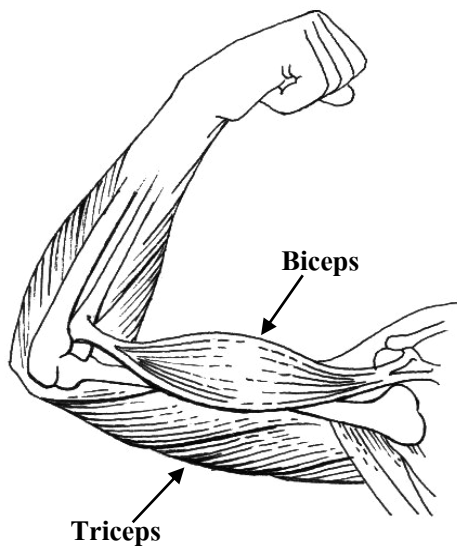
4.3 การทดลองที่ 3: การวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO

การทดลองนี้เป็นการทดลองการทำงานร่วมกันของผู้ทดลองและหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัตติ เพื่อตรวจสอบกิจกรรมการออกกำลังกายฟื้นฟูกล้ามเนื้อที่ได้ออกแบบมีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อผู้ทดลองเองหรือไม่ โดยทำการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO จากการศึกษาผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่มักมีอาการเกร็งของกล้ามเนื้อมัดหลัก ๆ คือ กล้ามเนื้อมัด Triceps และ Infraspinatus สำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Triceps ผู้ป่วยต้องออกแรงกล้ามเนื้อด้วยการงอและเหยียดส่วนของแขนและการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ Infraspinatus ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกล้ามเนื้อด้วยการกางและหุบส่วนของแขน ดังนั้นการทดลองนี้ต้องการศึกษาท่าทางการฟื้นฟูเบื้องต้นที่จะส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อมัดหลัก เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโนมัตติด้วยชุดการทดลอง ดังรูปที่ 4-10 ผู้ทดลองนั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมไว้ วางแขนข้างขวาบนชุดรองรับแขนที่หุ่นยนต์ เคลื่อนที่หุ่นยนต์บนเทมเพลตสี่เหลี่ยมติดอยู่บนโต๊ะที่มีการเคลื่อนที่ในระนาบ x-y มีรูปแบบการเคลื่อนไหวร่างกายในแนวระนาบ Horizontal Plane เป็นการเคลื่อนไหวที่ผู้ทดลองสามารถเคลื่อนไหวแขนด้วยการงอ การเหยียด การกางและการหุบ



รูปที่ 4-10 ตั้งค่าการทดลองที่ 3

การทดลองจะเน้นตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อต้นแขนเป็นหลัก โดยทำการตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองด้วยปลอกรัดแขน MYO ที่มีการตรวจจับการทำงานของ Muscle sensor ทั้งหมด 8 อิเล็กโทรด ทำให้สามารถรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ 8 ช่อง ผู้ทดลองสวมปลอกรัดแขน MYO บริเวณต้นแขน ดังรูปที่ 4-11



a) กล้ามเนื้อต้นแขน



b) หมายเลขช่องสัญญาณปลอกแขน MYO

รูปที่ 4-11 กล้ามเนื้อต้นแขนและช่องสัญญาณของปลอกแขน MYO

การทดลองวัดสัญญาณกล้ามเนื้อในขณะที่ออกกำลังกายฟื้นฟูด้วยหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลัก ๆ คือ ทำทางการออกกำลังกายด้วยการงอและเหยียดแขน พิจารณาการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ และพิจารณาการเคลื่อนไหวของข้อศอก ทั้งหมดนี้จะถูกตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO เพื่อนำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์สัดส่วนการทำงาน EMG_{rate} ของแต่ละช่อง EMG ที่ส่งผลต่อกล้ามเนื้อผู้ทดลอง [78] ดังสมการที่ (4.3) รวมถึงการทดลองมีการปรับระดับการต้านในระดับที่ต่างกันเพื่อให้ผู้ทดลองสามารถออกแรงได้มากขึ้น

$$EMG_{rate} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |E_n| \times 100\% \quad (4.3)$$

โดยที่ EMG_{rate} คือ สัดส่วนของแต่ละช่อง EMG

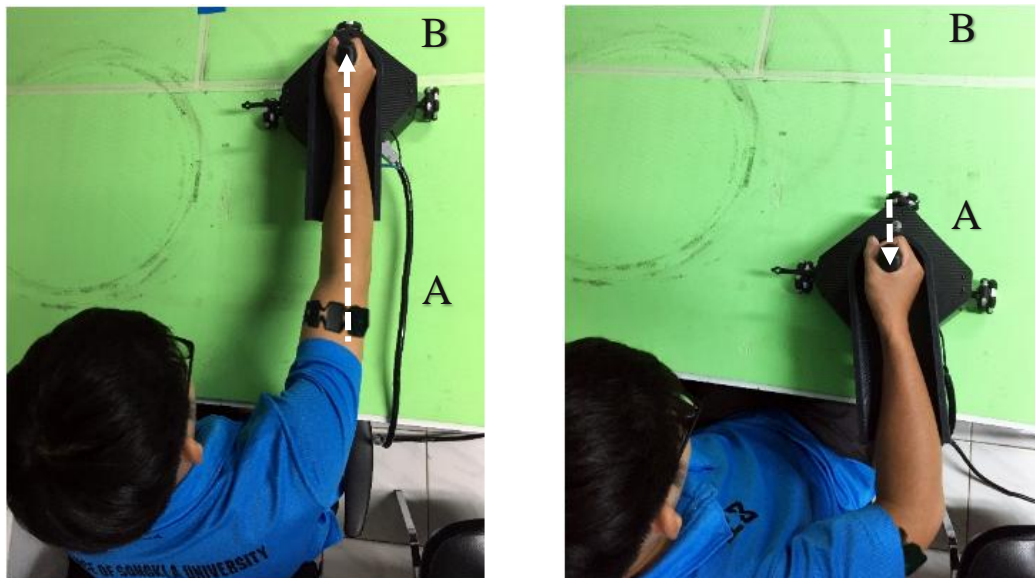
N คือ จำนวนข้อมูล

E_n คือ ข้อมูล EMG แต่ละช่องสัญญาณ

n คือ ช่องสัญญาณ $n = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8$

4.3.1 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดของแขน

การทดลองนี้เป็นการทดลองวัดค่าสัญญาณกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นของผู้ทดลองขณะเคลื่อนที่หุ่นยนต์เพื่อนำมาวิเคราะห์การออกกำลังกายฟื้นฟูของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่มีผลต่อการลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ ทำทางการออกกำลังกายที่ได้รับการออกแบบเบื้องต้น คือการเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดส่วนแขน การตั้งค่าการทดลองดังรูปที่ 4-10 มีผู้เข้าร่วมการทดลอง 10 คน นั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียม วางแขนข้างขวาบนหุ่นยนต์ที่มีชุดรองรับแขน ผู้ทดลองสวมใส่อุปกรณ์ปลอกแขน MYO บริเวณต้นแขนและทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยท่าทางการเหยียดแขนไปข้างหน้า จากจุด A ไปจุด B และทำนองเดียวกันเคลื่อนที่หุ่นยนต์กลับด้วยการงอแขน จากจุด B ไปจุด A ดังรูปที่ 4-15 รวมถึงการปรับระดับการต้าน จะใช้ระดับ 1, 2, 3 และ 4 ในการทดลอง เพื่อให้ผู้ทดลองได้มีการออกแรงได้มากขึ้นและมีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อมากอย่างไร เมื่อเริ่มการทำงานจะมีการตรวจวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อนำมาวิเคราะห์หาค่า EMG_{rate}



a) ทำทางการเหยียดแขน

b) ทำทางการงอแขน

รูปที่ 4-12 ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.1

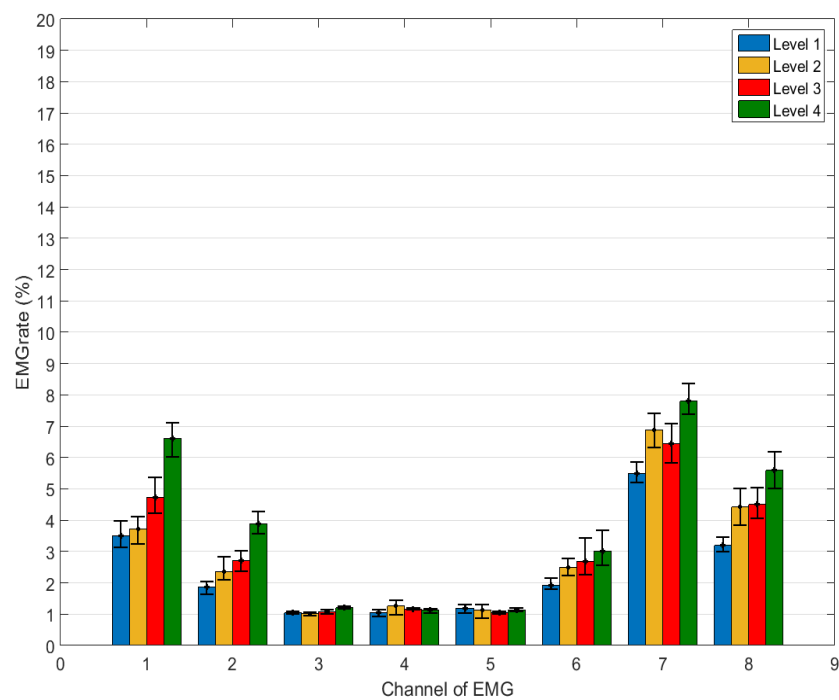
ขั้นตอนและรายละเอียดการทดลองมีดังนี้

- 1) ตั้งค่าการทดลองดังรูปที่ 4-10 ผู้ทดลองสวมปลอกแขน MYO บริเวณต้นแขน นั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมในท่าสบาย วางแขนขวาบนชุดรองรับแขนบนหุ่นยนต์ ทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์เพื่อคุ้นชินกับการทดลอง
- 2) ทำการปรับระดับการต้านสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติในระดับ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ
- 3) เมื่อเริ่มการทำงานผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยท่าทางการเหยียดแขนไปข้างหน้า ดังรูปที่ 4-15 (a) ในขณะเดียวกันจะมีการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองด้วยอุปกรณ์ MYO
- 4) ทำนองเดียวกันทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยท่าทางการงอแขนเข้าหาลำตัว ดังรูปที่ 4-15 (b) ทำการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองด้วยอุปกรณ์ MYO
- 5) ทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับพารามิเตอร์การทดลอง
- 6) นำค่าสัญญาณกล้ามเนื้อแต่ละช่องสัญญาณมาวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อด้วยสัดส่วนของ EMG ในแต่ละช่องสัญญาณ (EMG_{rate})

ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดของ
แขน

ตารางที่ 4-6 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอแขน (จากจุด B ไปจุด A)

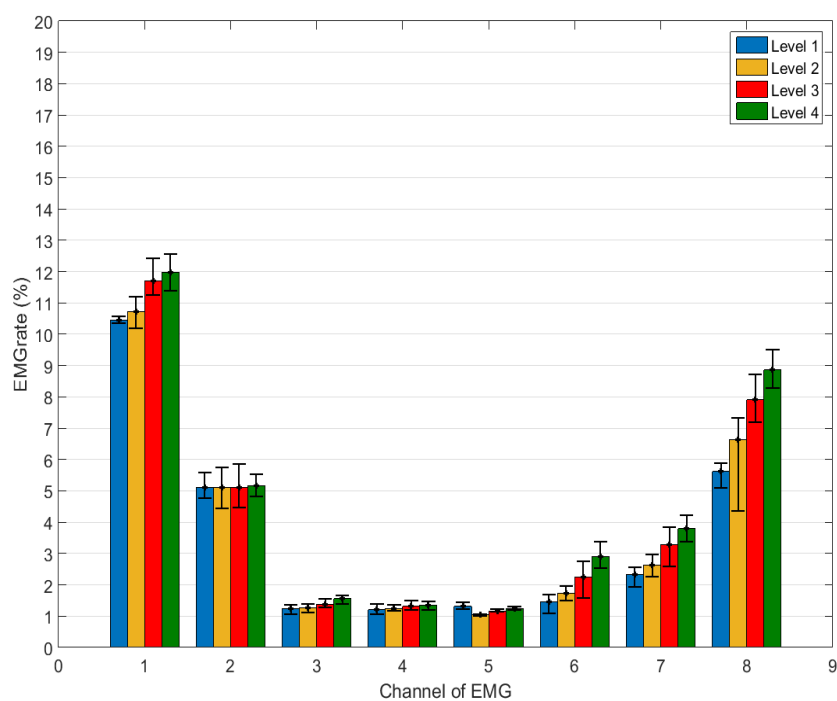
ระดับ	1		2		3		4	
ช่อง	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	3.51	0.12	3.71	0.74	4.72	1.93	6.61	1.22
2	1.86	0.28	2.35	0.61	2.71	0.64	3.89	0.57
3	1.04	0.02	1.01	0.05	1.08	0.06	1.20	0.05
4	1.06	0.01	1.26	0.25	1.17	0.03	1.12	0.07
5	1.19	0.13	1.13	0.23	1.05	0.05	1.14	0.06
6	1.93	0.23	2.50	0.28	2.68	0.65	3.02	0.77
7	5.48	0.19	6.87	1.06	6.44	2.10	7.80	1.21
8	3.19	0.38	4.42	0.91	4.50	0.94	5.59	1.20



รูปที่ 4-13 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอแขน

ตารางที่ 4-7 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดแขน (จากจุด A ไปจุด B)

ระดับ	1		2		3		4	
channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	10.46	0.11	10.73	0.80	11.70	1.53	11.98	1.09
2	5.10	0.42	5.11	1.52	5.12	1.47	5.15	0.40
3	1.24	0.16	1.27	0.14	1.38	0.14	1.56	0.16
4	1.20	0.18	1.24	0.11	1.32	0.17	1.35	0.14
5	1.31	0.12	1.04	0.03	1.17	0.05	1.25	0.05
6	1.47	0.33	1.74	0.24	2.26	1.05	2.91	0.62
7	2.32	0.34	2.62	0.41	3.29	1.25	3.80	0.67
8	5.62	0.46	6.64	2.02	7.91	2.43	8.86	1.12

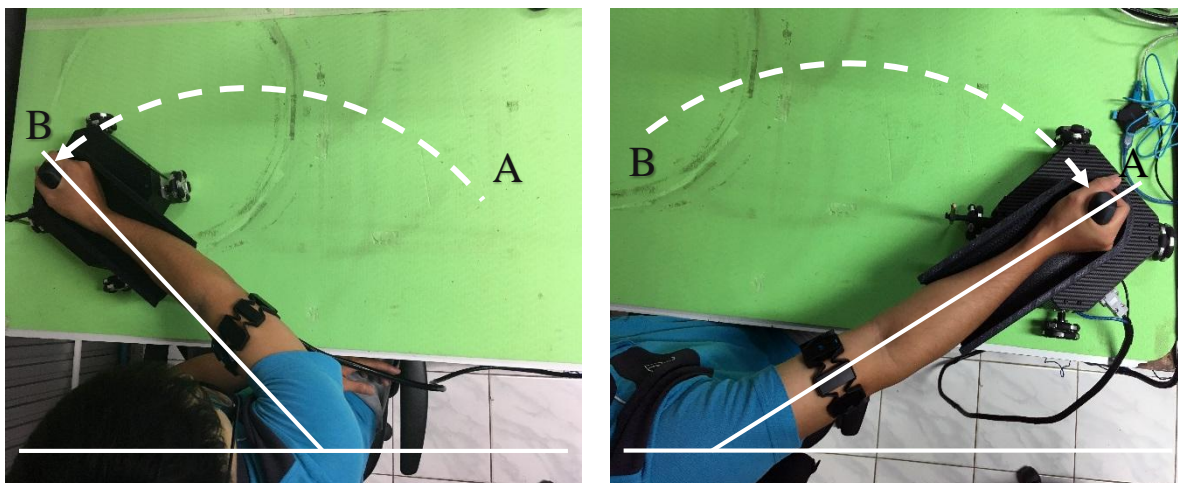


รูปที่ 4-14 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดแขน

จากตารางที่ 4-6 และ รูปที่ 4-13 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอแขน (จากจุด B ไปจุด A) และทำนองเดียวกันตารางที่ 4-7 และ รูปที่ 4-14 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดแขน (จากจุด A ไปจุด B) จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนที่ด้วยท่าทางการออก กำลังกายที่ได้รับการออกแบบเบื้องต้น มีประสิทธิภาพช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อแขนของผู้ทดลอง ดูได้จากค่า EMG_{rate} ของแต่ละช่องสัญญาณ จากการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอแขน และเหยียดแขน มีช่องสัญญาณที่ 1, 2, 7 และ 8 มีค่าสัดส่วนที่สูงกว่าช่องสัญญาณอื่น แสดงถึงการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Triceps ช่วยลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อนี้ได้ และช่องสัญญาณที่ 3, 4, 5 และ 6 มีค่า EMG_{rate} อยู่เล็กน้อย แสดงถึงการทำงานมีผลต่อการกระตุ้นกล้ามเนื้อ Biceps อยู่เช่นกัน เมื่อมีการปรับระดับการต้านที่กำหนด จะเห็นว่าผู้ทดลองมีการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยแรงที่มากในระดับที่มากขึ้น สังเกตได้จากค่า EMG_{rate} ของแต่ละช่องสัญญาณ ระดับยิ่งเพิ่มจะทำให้ผู้ทดลองต้องออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์มากขึ้น การทดลองนี้ทำให้สามารถนำท่าทางการออกกำลังกายที่ได้รับการออกแบบเบื้องต้นไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติต่อไป

4.3.2 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่

การทดลองนี้เป็นการทดลองทำนองเดียวกับการทดลองที่ 4.3.1 เป็นการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยพิสัยของการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ โดยการยืดแขนตรงและเคลื่อนที่เป็นรัศมีวงกลมด้วยหัวไหล่ ดังรูปที่ 4-15 ให้ผู้เข้าร่วมการทดลอง 10 คน นั่งบนเก้าอี้ด้วยท่าสบาย วางแขนข้างขวาบนหุ่นยนต์ที่มีชุดรองรับแขน ผู้ทดลองสวมอุปกรณ์ปลูกแขน MYO บริเวณต้นแขนและเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยหัวไหล่ โดยการเคลื่อนที่ด้วยการงอหัวไหล่จากจุด A ไปจุด B ทิศทวนเข็มนาฬิกา และทางกลับกัน เคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่จากจุด B ไปจุด A เริ่มต้นการทำงานหุ่นยนต์จะถูกติดตั้งที่จุด A ผู้ทดลองทำการวางแขนบนชุดรองรับแขน ลักษณะแขนตรงและทำมุม 45 องศา เมื่อเริ่มการทำงาน ผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอหัวไหล่โดยแขนต้องตรง เคลื่อนที่เป็นรัศมีวงกลมจนสุดหรือจุด B ในขณะเคลื่อนที่จะมีการตรวจวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อนำมาวิเคราะห์ค่า EMG_{rate} ในทำนองเดียวกันให้ผู้ทดลองเคลื่อนที่กลับจากจุด B ไปยังจุด A รวมถึงการปรับระดับการต้าน จะใช้ระดับ 1, 2, 3 และ 4 ในการทดลอง



รูปที่ 4-15 ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.2

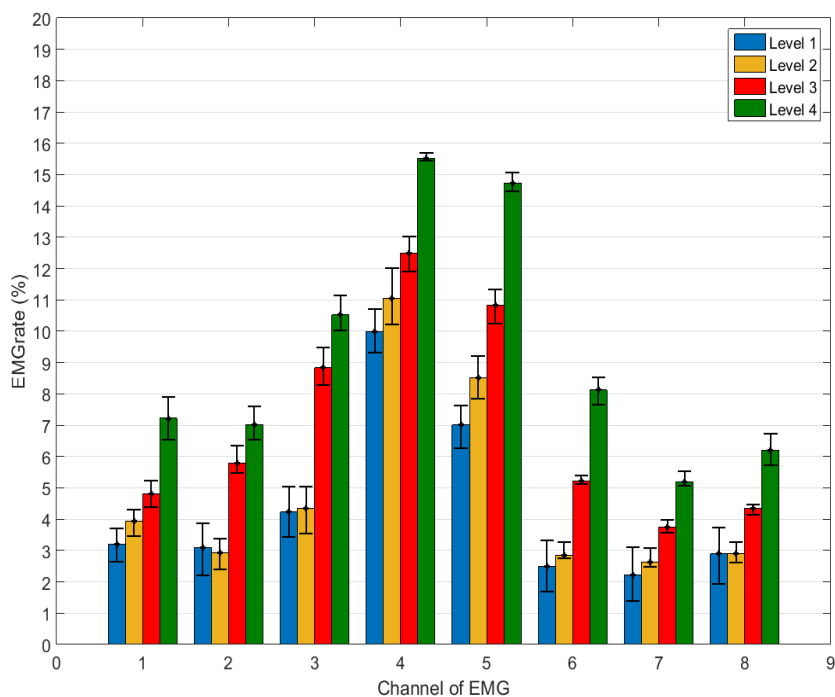
ขั้นตอนและรายละเอียดการทดลองมีดังนี้

- 1) ตั้งค่าการทดลองดังรูปที่ 4-10 ผู้ทดลองสวมปลอกแขน MYO บริเวณต้นแขน นั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมในท่าสบาย วางแขนขวาบนชุดรองรับแขนบนหุ่นยนต์ แขนตรงทำมุม 45 องศา ทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์เพื่อคั่นชินกับการทดลอง จากนั้นวางหุ่นยนต์ในตำแหน่งเริ่มต้นที่จุด A
- 2) ทำการปรับระดับการต้านสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติในระดับ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ
- 3) เมื่อเริ่มการทำงานผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยหัวไหล่เป็นรัศมีวงกลมจากจุด A ไปยังจุด B ทิศทวนเข็มนาฬิกา ในขณะเดียวกันจะมีการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองที่อ่านได้จาก MYO
- 4) ทำนองเดียวกันทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์จากจุด B ไปยังจุด A ในขณะเดียวกันจะมีการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองที่อ่านได้จาก MYO
- 5) ทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับพารามิเตอร์การทดลอง
- 6) นำค่าสัญญาณกล้ามเนื้อแต่ละช่องสัญญาณมาวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อด้วยสัดส่วนของ EMG ในแต่ละช่องสัญญาณ (EMG_{rate})

ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่

ตารางที่ 4-8 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอหัวไหล่ (จากจุด A ไปจุด B)

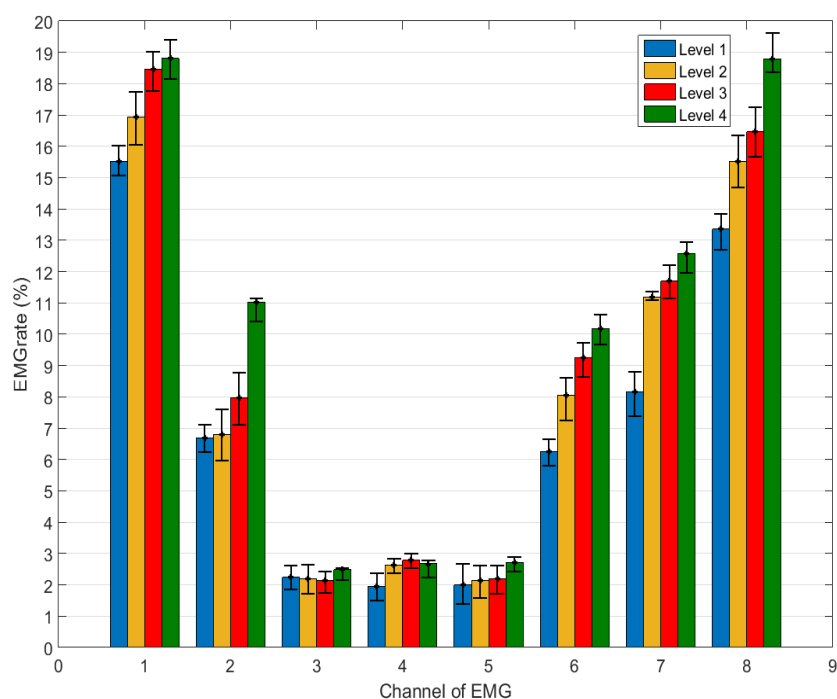
ระดับ	1		2		3		4	
ช่อง	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	3.20	0.24	3.95	0.29	4.80	0.74	7.22	1.45
2	3.10	0.31	2.92	0.66	5.80	0.68	7.01	0.99
3	4.23	1.70	4.35	1.20	8.83	1.34	10.53	1.40
4	9.99	1.23	11.05	0.99	12.50	0.97	15.53	0.15
5	7.01	0.57	8.52	4.40	10.83	0.95	14.73	0.48
6	2.50	0.40	2.86	0.95	5.23	0.15	8.12	0.85
7	2.23	0.45	2.62	0.67	3.75	0.22	5.20	0.55
8	2.89	0.34	2.90	0.49	4.35	0.19	6.20	0.95



รูปที่ 4-16 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอหัวไหล่ (จากจุด A ไปจุด B)

ตารางที่ 4-9 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่ (จุด B ไปจุด A)

ระดับ	1		2		3		4	
ช่อง	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	15.52	3.64	16.93	1.09	18.45	3.16	18.81	1.13
2	6.70	1.61	6.81	0.36	7.96	1.15	11.01	0.41
3	2.24	0.32	2.19	0.31	2.13	0.21	2.48	0.14
4	1.95	1.53	2.64	0.83	2.79	0.22	2.67	0.65
5	2.00	0.52	2.14	0.16	2.19	0.24	2.72	0.03
6	6.26	1.76	8.04	0.62	9.24	2.52	10.18	0.74
7	8.16	2.80	11.19	2.22	11.69	1.92	12.58	1.60
8	13.36	3.62	15.52	0.89	16.46	3.22	18.79	0.94

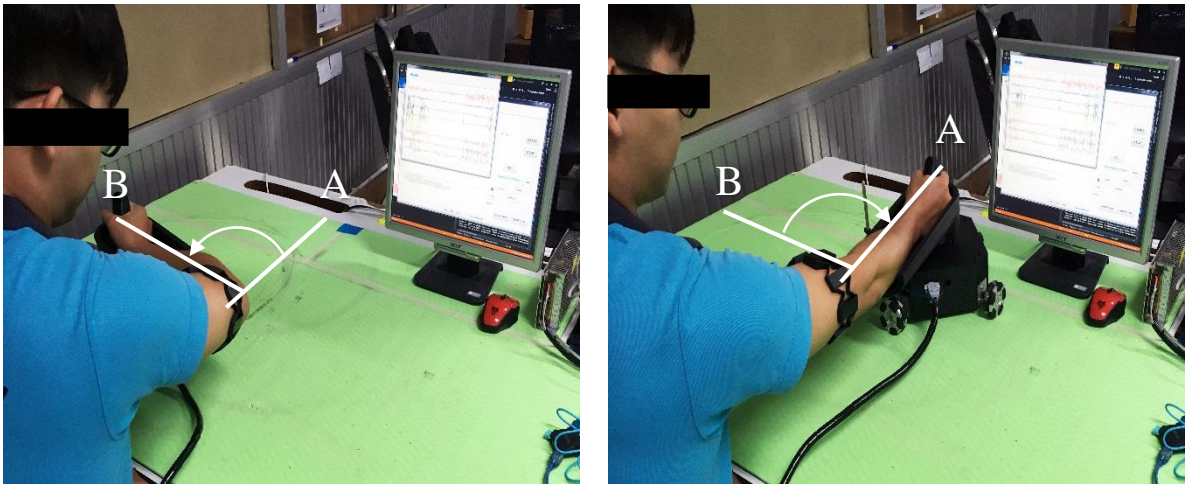


รูปที่ 4-17 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่ (จุด B ไปจุด A)

จากตารางที่ 4-8 และ รูปที่ 4-16 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอหัวไหล่ (จากจุด A ไปจุด B) ในทำนองเดียวกันตารางที่ 4-9 และ รูปที่ 4-17 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดหัวไหล่ (จากจุด B ไปจุด A) โดยใช้พิสัยการเคลื่อนที่ของหัวไหล่จะสังเกตได้ถึงประสิทธิภาพการทำงานของหุ่นยนต์จะช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ เมื่อผู้ทดลองเคลื่อนที่งอหัวไหล่ ค่าสัดส่วนการทำงานของ EMG_{rate} ช่องที่ 4 และ 5 มีค่าสูงแสดงถึงการเคลื่อนที่มีผลช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps และเมื่อมีการปรับระดับการต้านมากขึ้นจะส่งผลให้ผู้ทดลองมีการออกแรงมากขึ้นสังเกตได้จากค่า EMG_{rate} ที่สูงขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับแต่ละช่องสัญญาณ ในทำนองเดียวกันการเคลื่อนที่เหยียดหัวไหล่มีค่า EMG_{rate} ช่องที่ 1 และ 8 มีค่าสูง คือการทำงานนี้ช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Triceps ให้ดีขึ้นและมีการออกแรงมากขึ้นเมื่อมีการปรับระดับการต้านมากขึ้น ดังนั้นการทดลองนี้เป็นการเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่จะเป็นการทำให้มีประสิทธิภาพช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อแขนให้ดีขึ้น สามารถนำผลการเคลื่อนที่นี้ไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติต่อไป

4.3.3 การทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อศอก

การทดลองนี้เป็นไปในทำนองเดียวกันกับการทดลองที่ 4.3.2 โดยให้ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยของการเคลื่อนไหวของข้อศอก โดยมีผู้ร่วมทดลอง 10 คน ผู้ทดลองสวมปลอกแขน MYO บริเวณต้นแขน นั่งบนเก้าอี้ด้วยท่าสบาย หุ่นยนต์จะถูกติดตั้งที่จุด A ผู้ทดลองทำการวางแขนข้างขวาบนชุดรองรับแขน แขนตรงทำมุม 90 องศา ดังรูปที่ 4-18 เมื่อเริ่มการทำงานผู้ทดลองทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอข้อศอก 90 องศา จากจุด A ไปจุด B ทำการบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้ด้วยปลอกแขน MYO รวมถึงมีการปรับระดับการต้านด้วยค่าที่กำหนด เพื่อให้ผู้ทดลองได้ออกแรงมากขึ้น ทำการทดลองซ้ำ 5 ครั้งต่อการทดลอง หลังจากนั้นทำการเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก 90 องศา จากจุด B ไปจุด A ทำการทดลองในแนวทางเดียวกัน และนำค่าที่บันทึกวิเคราะห์สัดส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG_{rate}) เพื่อแสดงถึงประสิทธิภาพการทำงานที่ดีที่จะช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อแขนให้ดีขึ้น



รูปที่ 4-18 ตั้งค่าการทดลองที่ 4.3.3

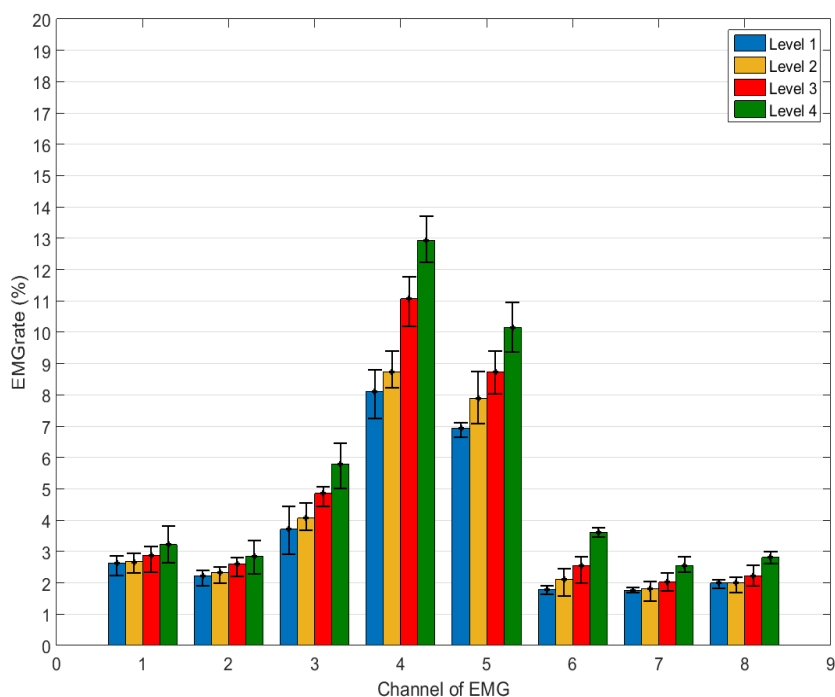
ขั้นตอนและรายละเอียดการทดลองมีดังนี้

- 1) ตั้งค่าการทดลองแนวทางเดียวกับการทดลองที่ 4.3.3 ผู้ทดลองสวมปลอกแขน MYO บริเวณต้นแขน นั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมในท่าสบาย วางแขนขวาบนชุดรองรับแขนบนหุ่นยนต์ แขนตรงทำมุม 90 องศา ทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์เพื่อคั่นชินกับการทดลอง จากนั้นวางหุ่นยนต์ในตำแหน่งเริ่มต้นที่จุด A
- 2) ทำการปรับระดับการต้านสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติในระดับ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ
- 3) เมื่อเริ่มทดสอบผู้ทดสอบทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอและเหยียดแขนให้ข้อศอกเป็นจุดหมุน การเคลื่อนที่หุ่นยนต์งอแขนเข้าหาลำตัวจากจุด A ไปยังจุด B ในขณะเดียวกันจะมีการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองที่อ่านได้จาก MYO
- 4) ทำนองเดียวกันทำการเคลื่อนที่หุ่นยนต์เหยียดแขนจากจุด A ไปยังจุด B ในขณะเดียวกันจะมีการตรวจวัดและบันทึกค่าสัญญาณกล้ามเนื้อของผู้ทดลองที่อ่านได้จาก MYO
- 5) ทำการทดลองซ้ำจำนวน 5 ครั้งต่อการปรับพารามิเตอร์การทดลอง
- 6) นำค่าสัญญาณกล้ามเนื้อแต่ละช่องสัญญาณมาวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อด้วยสัดส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อในแต่ละช่อง (EMG_{rate})

ผลการทดลอง: การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อขณะที่ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อศอก

ตารางที่ 4-10 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอข้อศอก (จุด A ไปจุด B)

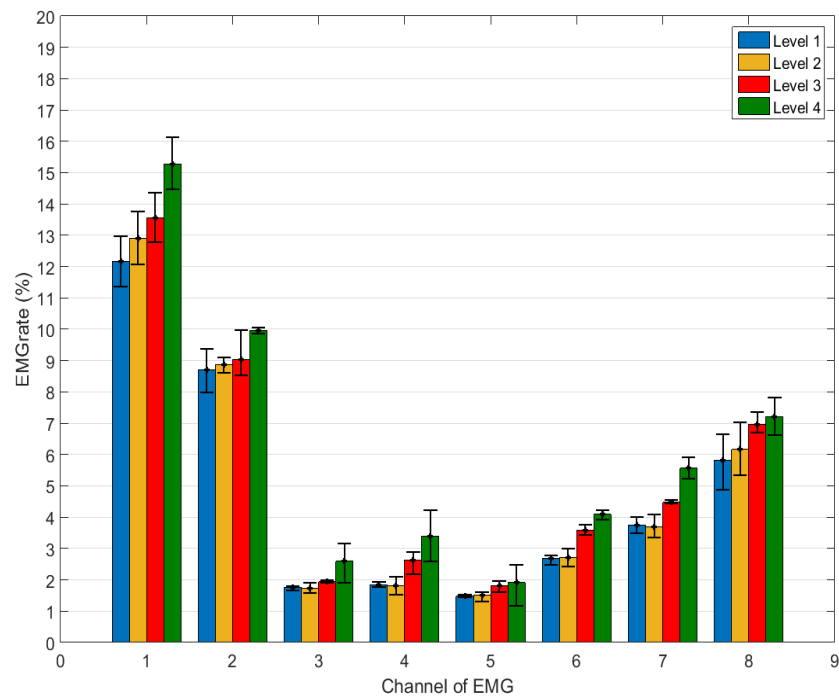
ระดับ	1		2		3		4	
ช่อง	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	2.64	0.34	2.67	0.34	2.87	0.47	3.22	0.11
2	2.22	0.27	2.34	0.30	2.60	0.34	2.84	0.10
3	3.71	0.75	4.06	0.13	4.86	0.36	5.80	1.07
4	8.11	1.23	8.74	0.98	11.07	1.71	12.93	0.23
5	6.94	0.26	7.88	0.59	8.73	1.07	10.16	0.58
6	1.78	0.14	2.11	0.46	2.54	0.47	3.61	0.15
7	1.76	0.08	1.82	0.35	2.02	0.29	2.55	0.39
8	1.99	0.15	2.01	0.29	2.23	0.33	2.81	0.31



รูปที่ 4-19 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอข้อศอก (จุด A ไปจุด B)

ตารางที่ 4-11 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก (จุด B ไปจุด A)

ระดับ	1		2		3		4	
ช่อง	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	12.17	0.75	12.89	0.64	13.56	1.05	15.28	0.30
2	8.70	0.70	8.87	0.37	9.04	1.07	9.96	0.10
3	1.76	0.08	1.73	0.13	1.94	0.05	2.59	0.94
4	1.85	0.08	1.82	0.28	2.64	0.39	3.40	0.18
5	1.48	0.04	1.50	0.16	1.80	0.17	1.91	0.37
6	2.68	0.17	2.71	0.39	3.59	0.16	4.09	0.15
7	3.75	0.25	3.69	0.49	4.48	0.05	5.56	0.34
8	5.82	0.52	6.17	0.69	6.97	0.34	7.21	0.38



รูปที่ 4-20 ผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก (จุด B ไปจุด A)

จากตารางที่ 4-10 และ รูปที่ 4-19 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการงอข้อศอก (จากจุด A ไปจุด B) ในทำนองเดียวกันตารางที่ 4-11 และ รูปที่ 4-20 แสดงถึงผลการทดลองเคลื่อนที่ด้วยการเหยียดข้อศอก (จากจุด B ไปจุด A) โดยใช้พิสัยการเคลื่อนที่ของข้อศอกจะสังเกตได้ถึงประสิทธิภาพการทำงานของหุ่นยนต์จะช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ เมื่อผู้ทดลองเคลื่อนที่ข้อศอก ค่า EMG_{rate} ช่องที่ 4 และ 5 มีค่าสูง แสดงถึงกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps ในทำนองเดียวกันการเคลื่อนที่เหยียดข้อศอก จะมีค่า EMG_{rate} ช่องสัญญาณที่ 1, 2 และ 8 มีค่าสูง แสดงถึงการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Triceps ให้ดีขึ้น สำหรับการปรับระดับการต้านเป็นไปในแนวทางเดียวกัน เมื่อปรับระดับมากขึ้น ผู้ทดลองมีการออกแรงที่มากขึ้นด้วย ดังนั้นการทดลองนี้เป็นการทำให้มีประสิทธิภาพในการช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อแขนให้ดีขึ้นสามารถนำการเคลื่อนที่นี้ไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติต่อไป

สำหรับการทดลองที่ 4.3 เป็นการศึกษาการทำงานของท่าออกกำลังกายที่ได้ออกแบบไว้ คือ การเคลื่อนที่ด้วยการงอและเหยียดแขน การเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก ทั้งหมดมีการทำงานที่เพิ่มประสิทธิภาพในการช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อแขนที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ Biceps และ Triceps จะช่วยลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อได้ รวมถึงเมื่อมีการปรับระดับการต้านยังเป็นอีกแนวทางที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นได้มากขึ้น ทั้งนี้รูปแบบฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติได้ประยุกต์ทำทางออกกำลังกายในการฟื้นฟูส่วนของแขนตามการทดลองที่ผ่านมา โดยแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบ คือ Active assist therapy และ Passive assist therapy ตัวอย่างเช่นการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติตามเส้นทางวงกลม ผู้ป่วยต้องเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยการงอและเหยียดแขน และยังมีเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอกตามการทดลอง รวมถึงสามารถปรับระดับการต้านได้ ใช้ในกรณีแขนของผู้ป่วยสามารถขยับได้

4.4 การทดลองที่ 4: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

การทดลองนี้เป็นการทดสอบการประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่เป็นหุ่นยนต์ต้นแบบสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน โดยทำการออกแบบประเมินในด้านต่างๆ เช่น ประสิทธิภาพของตัวเครื่อง ฟังก์ชันการทำงาน รวมถึงเทคนิคที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย โดยระเบียบวิธีการของ ลิเคิร์ต (Likert technique) มีการกำหนดระดับมาตราส่วนที่เป็นข้อความให้เป็นค่าน้ำหนักตัวเลข เพื่อประโยชน์ต่อการนำไปใช้ในการวิเคราะห์ ข้อมูลสถิติ ดังตารางที่ 4-12

ตารางที่ 4-12 เกณฑ์การให้คะแนนและเกณฑ์การประเมินระดับความพึงพอใจ

ระดับความพึงพอใจ	เกณฑ์การให้คะแนน	เกณฑ์การประเมิน
ระดับความพึงพอใจ มากที่สุด	5	4.21-5.00
ระดับความพึงพอใจ มาก	4	3.41-4.20
ระดับความพึงพอใจ ปานกลาง	3	2.61-3.40
ระดับความพึงพอใจ น้อย	2	1.81-2.60
ระดับความพึงพอใจ น้อยที่สุด	1	1.00-1.80

การทดลองนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนการประเมิน คือ (1) การประเมินด้วยตัวผู้จัดทำเพื่อประเมินด้าน คุณลักษณะ ประสิทธิภาพ และขอบเขตการใช้งานของหุ่นยนต์ และ (2) การประเมินด้วยกลุ่มผู้เข้าร่วมทดลองจำนวน 20 คน เพื่อประเมินการใช้งานหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ การทำงาน และประสิทธิภาพของหุ่นยนต์เมื่อใช้งานร่วมกับผู้ทดลอง โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้ มีผู้ร่วมทำการทดลอง 20 คน ผู้ทดลองแต่ละคนจะได้รับแบบประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน 1 ชุด เพื่อทำการประเมิน โดยผู้ทดลองมีการเรียนรู้วิธีการใช้งานหุ่นยนต์ร่วมกับการบริหารฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขนก่อนการประเมิน เมื่อผู้ทดลองทำการประเมินเรียบร้อยแล้วจะทำการรวบรวมข้อมูลเพื่อทำสถิติโดยใช้ ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน พิสัย ร้อยละ และหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยจากการทดลองที่ได้จากการประเมินรูปแบบ ลิเคิร์ต (Likert technique) มีแบบประเมินดังภาคผนวก ก.

4.4.1 ผลการทดลอง: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้จัดทำ

1) แรงสูงสุดที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติรับได้ ทำการทดสอบวัดแรงดึงด้วยเครื่องวัดแรงดึง-แรงกดแบบดิจิตอล (Digital Push-Pull Gauge) โดยทำการทดสอบในแต่ละแกน เพื่อหาแรงกระทำสูงสุดที่หุ่นยนต์รับได้หรือหุ่นยนต์พลิกคว่ำได้ ผลการทดสอบมีดังนี้

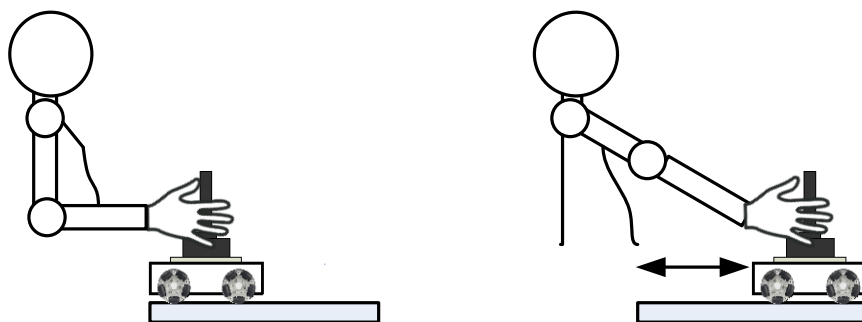
ตารางที่ 4-13 การทดสอบหาแรงสูงสุดที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติรับได้

แนวแกน	แรงสูงสุด (กิโลกรัม)	แรงสูงสุด (นิวตัน)	SD
-x	2.57	25.25	0.04
+x	2.60	25.47	0.03
-y	2.57	25.23	0.03
+y	2.60	25.53	0.03

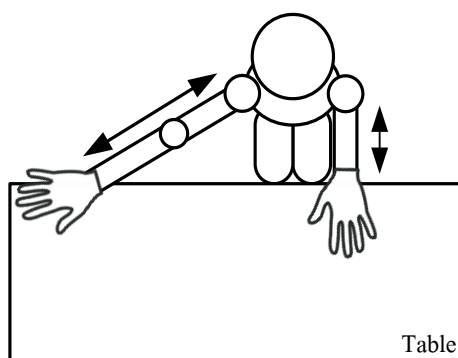
จากผลสรุปตารางที่ 4-13 ทำให้ได้แรงสูงสุดที่หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ คือ 2.59 กิโลกรัม หรือ 25.37 นิวตัน

2) ความเร็วสูงสุดของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูงสุด ที่ 100 รอบต่อนาที หรือ 0.30 เมตรต่อวินาที

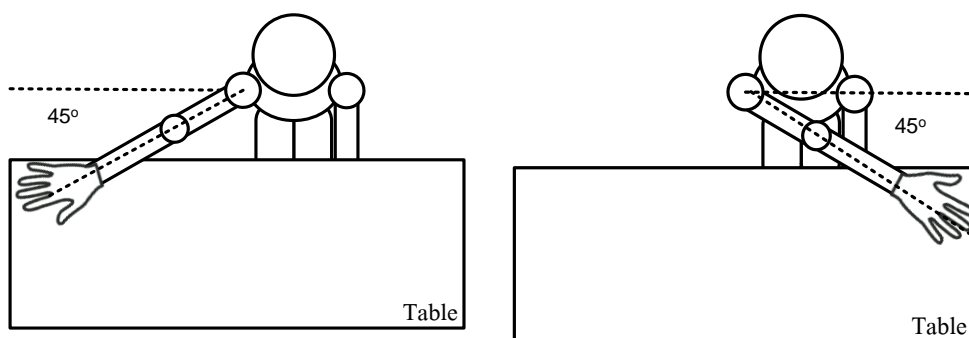
3) พื้นที่การทำงาน (Workspace) และพิสัยการเคลื่อนไหว (Range of motion) ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ โดยแบ่งออกเป็น 2 แนวคือ Sagitta Plane และ Frontal Plane สมมติให้ผู้ใช้งานจะนั่งบนเก้าอี้ที่จัดเตรียมด้วยท่าที่สบาย วางมือข้างขวาบนชุดรองรับแขนที่หุ่นยนต์ สำหรับแนวแกน Sagitta plane ดังรูปที่ 4-21 หุ่นยนต์สามารถเคลื่อนที่ได้ระยะทาง 45 เซนติเมตร สำหรับแนวแกน Frontal plane ดังรูปที่ 4-22 หุ่นยนต์สามารถเคลื่อนที่ได้บนระนาบ x-y โดยพื้นที่เทมเพลตสี่เหลี่ยมที่ติดอยู่บนโต๊ะ มีขนาด 82x138 เซนติเมตร (กว้างxยาว) สำหรับมุมการเคลื่อนที่ ผู้ใช้สามารถเคลื่อนที่หุ่นยนต์ด้วยมุม 90 องศา ดังรูปที่ 4-23



รูปที่ 4-21 พื้นที่การทำงานในแนว Sagittal สำหรับการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า



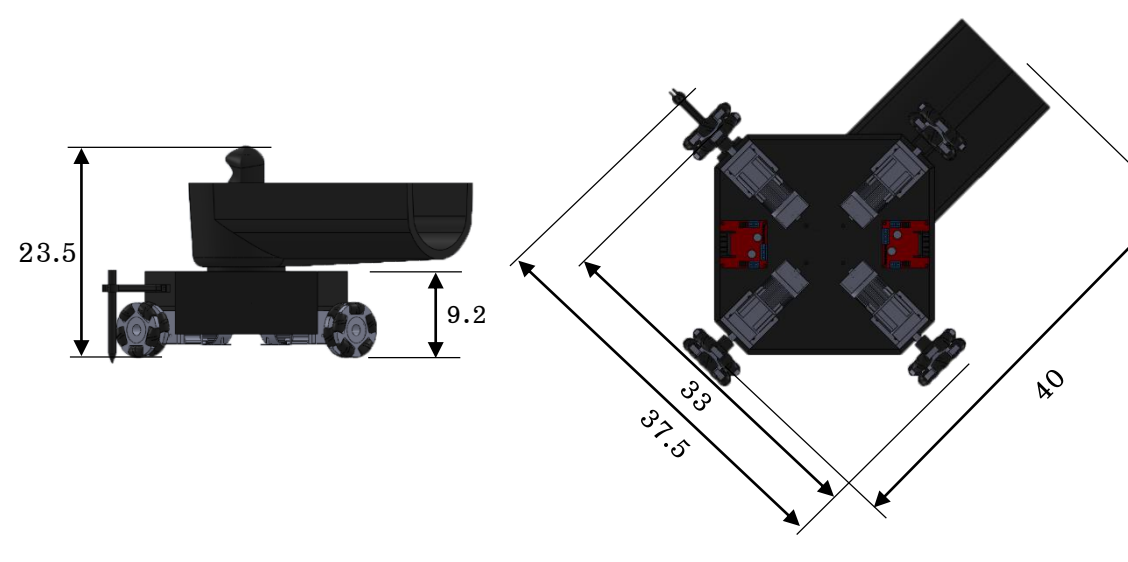
รูปที่ 4-22 พื้นที่การทำงานในแนวแกน Frontal



รูปที่ 4-23 มุมของแขนผู้ทดลอง

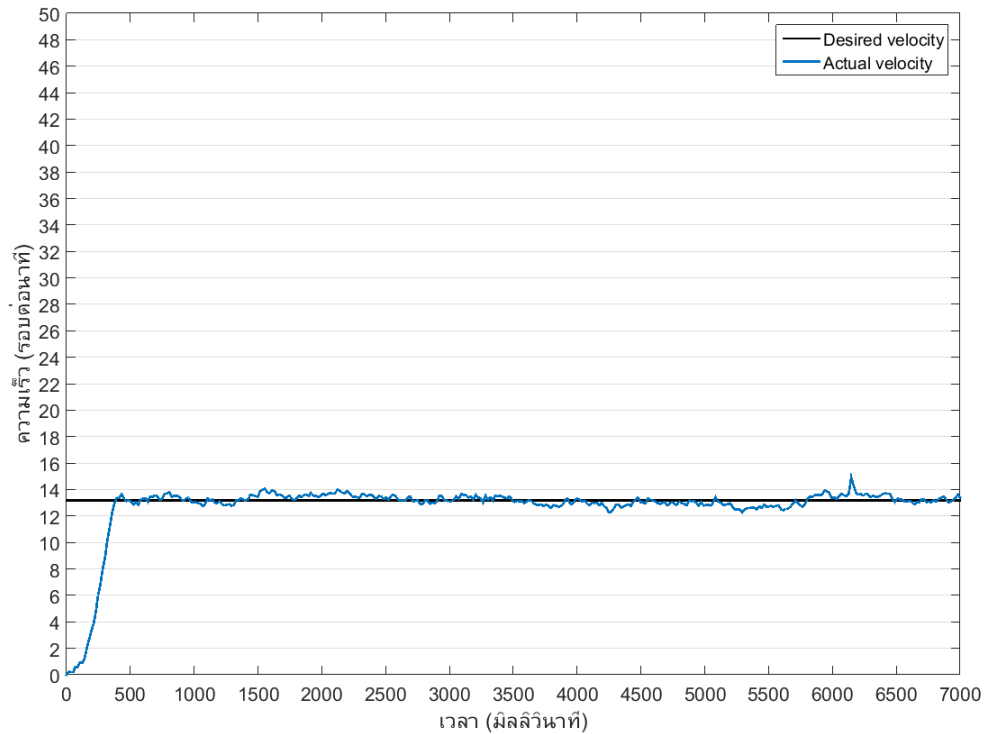
4) ข้อมูลของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับพื้นพุก้ามเนื้อขน

ตารางที่ 4-14 รายละเอียดคุณลักษณะเฉพาะ (Specification) ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ



ความสูง	23.5 เซนติเมตร
ความกว้าง	37.5 เซนติเมตร
ความยาว	40 เซนติเมตร
น้ำหนัก	3 กิโลกรัม
ตัวทำงาน	ดีซีมอเตอร์ Faulhaber 12 V จำนวน 4 ตัว ชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ L298N จำนวน 2 ตัว
ตัวควบคุม	Arduino Mega 2560
เซนเซอร์	Multi-axis force/torque sensor Optical encoder 12CPR
ล้อ	ล้อโอโมนิขนาด 58 มิลลิเมตร จำนวน 4 ล้อ

5) เวลาในการเข้าสู่ Steady state จากการทดลองถ่วงน้ำหนัก โดยทำการปล่อยมวล 5 นิวตันลงสู่พื้น ตรวจวัดค่าความเร็วที่อ่านได้จริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัส จะได้เวลาในการเข้าสู่ Steady state คือ 500 มิลลิวินาที ดังรูปที่ 4-24



รูปที่ 4-24 เวลาในการเข้าสู่ Steady state

4.4.2 ผลการทดลอง: การประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้เข้าร่วมประเมิน

การทดลองนี้เป็นการประเมินจากกลุ่มผู้ทดลองจำนวน 20 คน แบ่งกลุ่มผู้ทดลองเป็น จำนวนผู้ชาย 15 คนและผู้หญิงจำนวน 5 คน มีอายุเฉลี่ย 20-35 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 50-90 กิโลกรัม ทำการทดลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูด้วยฟังก์ชันต่างๆ เพื่อประเมินประสิทธิภาพของหุ่นยนต์ต้นแบบ โดยมีผลการทดลองตามตารางดังต่อไปนี้

ตารางที่ 4-15 ผลการประเมินสำหรับวัตถุประสงค์ของงานวิจัย

รายการ	ค่าเฉลี่ย	SD	ระดับความพึงพอใจ
1) หุ่นยนต์สามารถทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูกล้ามเนื้อในส่วนแขนได้	4.27	0.46	มากที่สุด
2) ฟังก์ชันการใช้งานของหุ่นยนต์ฟื้นฟูกล้ามเนื้อในรูปแบบ Active และ Passive assist therapy สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ	4.87	0.35	มากที่สุด
3) ระบบ Optimized force/velocity control สำหรับหุ่นยนต์ทำงานอย่างมีประสิทธิภาพ	4.13	0.83	มาก
4) หุ่นยนต์สามารถปรับค่าการต้านในการเคลื่อนที่เพื่อการฟื้นฟูได้	4.40	0.51	มากที่สุด
5) มีระบบบันทึกค่าเพื่อใช้ในการวิเคราะห์กล้ามเนื้อทางการแพทย์ต่อไป	4.07	0.96	มาก
เฉลี่ยรวม	4.35	0.26	มากที่สุด

ตารางที่ 4-15 แสดงถึงวัตถุประสงค์ทั้งหมดของงานวิจัย ผู้ทดลองให้ความพึงพอใจมากที่สุดสำหรับหุ่นยนต์สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีการฟื้นฟูกล้ามเนื้อส่วนแขน เพื่อลดอาการเกร็งของมัดกล้ามเนื้อ รวมถึงรูปแบบการทำงาน Active และ Passive assist therapy มีความสอดคล้องกับการฟื้นฟู การปรับระดับการต้านเป็นการช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อมากขึ้น สำหรับการประเมินทางด้านระบบ Optimized force/velocity control ผู้ทดลองได้ร่วมทดลองเคลื่อนที่หุ่นยนต์ตามรูปแบบการทำงานของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ที่ราบเรียบ การทำงานร่วมกันระหว่างแรงและความเร็วสอดคล้องกัน ความพึงพอใจอยู่ในระดับมาก สำหรับการประเมินสำหรับวัตถุประสงค์ของงานวิจัย ผู้ทดลองมีความพึงพอใจเฉลี่ยมากที่สุด

ตารางที่ 4-16 ผลการประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

รายการ	ค่าเฉลี่ย	SD	ระดับความพึงพอใจ
1) เป็นอุปกรณ์ที่มีประโยชน์สำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง	4.27	0.59	มากที่สุด
2) มีความต่อเนื่องในการฟื้นฟู	4.27	0.46	มากที่สุด
3) ระยะเวลาที่มีความเหมาะสมในการฟื้นฟู	4.07	0.70	มาก
4) เป็นอุปกรณ์ที่มีขนาดกระทัดรัด	4.27	0.59	มากที่สุด
5) สามารถเคลื่อนย้ายจากคลินิกไปบ้านได้สะดวก	4.47	0.64	มากที่สุด
6) สามารถบริหารฟื้นฟูในการเคลื่อนไหวแขนได้หลายแบบ	3.70	0.72	มาก
7) ปรับการต้านตามประสิทธิภาพ	4.33	0.62	มากที่สุด
8) มีการปรับท่าทางการฟื้นฟูตามนักกายภาพ	4.20	0.41	มาก
9) มีการเคลื่อนที่ในแนวระนาบ Horizontal Plane	4.60	0.51	มากที่สุด
10) มีชุดรองรับแขนที่เหมาะสม	4.00	0.65	มาก
11) ชุดรองรับแขนมีความยืดหยุ่นสามารถเคลื่อนที่ไปรอบ ๆ ได้	4.47	0.52	มากที่สุด
12) มีหน้าจอแสดงผลและความเหมาะสมต่อผู้ใช้งาน	3.90	0.46	มาก
13) ระบบ Optimized force/velocity control หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วย	4.00	0.76	มาก
เฉลี่ยรวม	4.27	0.11	มากที่สุด

ตารางที่ 4-16 แสดงถึงผลการประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน โดยผู้ทดลองส่วนใหญ่มีความพึงพอใจมากที่สุดในส่วนของตัวหุ่นยนต์มีขนาดกระทัดรัด เคลื่อนย้ายได้สะดวก ท่าทางการฟื้นฟูมีการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ในแนวระนาบ x-y หรือแนวระนาบ Horizontal Plane ได้เป็นอย่างดี มีรูปแบบท่าทางการเคลื่อนไหวหลายแบบที่ช่วยในการฟื้นฟูรวมทั้งการปรับระดับการต้านและความต่อเนื่องในการฟื้นฟูที่มีการทำงานที่ตอบสนองต่อกล้ามเนื้อผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้เป็นอย่างดี รวมถึงอุปกรณ์ชุดรองรับแขนมีความยืดหยุ่นสามารถเคลื่อนที่ตามการเคลื่อนไหวของแขนได้เป็นอย่างดี

ตารางที่ 4-17 ผลการประเมินสำหรับฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

รายการ	ค่าเฉลี่ย	SD	ระดับความพึงพอใจ
1) ความเหมาะสมในการฟื้นฟูรูปแบบ active assist therapy	4.13	0.35	มาก
2) ความเหมาะสมในการฟื้นฟูรูปแบบ passive assist therapy	4.27	0.59	มากที่สุด
3) ความยาก-ง่ายในการใช้งาน	3.80	0.65	มาก
4) มีการฟื้นฟูกล้ามเนื้อมัดหลักที่ตรงจุด	4.20	0.41	มาก
5) อุปกรณ์ MYO มีความเหมาะสมในการใช้อ่านสัญญาณกล้ามเนื้อ	4.33	0.72	มากที่สุด
6) มีการบันทึกข้อมูลที่เหมาะสม	4.00	0.85	มาก
เฉลี่ยรวม	4.16	0.19	มาก

แนวทางเดียวกันตารางที่ 4-17 แสดงถึงผลการประเมินสำหรับฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน โดยผู้ทดลองมีการทดลองการเคลื่อนที่ด้วยรูปแบบ Active และ Passive assist therapy ภาพรวมของผู้ทดลองมีความพึงพอใจในระดับมาก โดยรูปแบบ Passive ผู้ทดลองมีความเห็นด้วยมากที่สุดในหลักการทำงานของรูปแบบนี้จะช่วยฟื้นฟูผู้ป่วยได้เป็นอย่างดีมากกว่ารูปแบบ Active แต่สำหรับรูปแบบ Active จะใช้ในกรณีผู้ป่วยไม่มีแรงหุ่นยนต์จะเคลื่อนที่พาแขนผู้ป่วยไปยังเป้าหมายที่กำหนด การเคลื่อนที่มีความราบเรียบในระดับดี รูปแบบการใช้ง่ายการใช้งานของหุ่นยนต์ รวมถึงหน้าจอแสดงผลที่ช่วยให้ง่ายต่อผู้ใช้และการบันทึกข้อมูลอยู่ในระดับความพึงพอใจที่มาก สำหรับการประเมินสำหรับฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนผู้ทดลองมีความพึงพอใจเฉลี่ยมากที่สุด

ตารางที่ 4-18 ผลการประเมินสำหรับผลตอบรับสำหรับการฟื้นฟูและหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

รายการ	ค่าเฉลี่ย	SD	ระดับความพึงพอใจ
1) ทำทางที่ใช้เหมาะสมกับการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อแขน	4.27	0.46	มากที่สุด
2) หุ่นยนต์สามารถกระตุ้นหรือเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ	4.13	0.64	มาก
3) รูปแบบฟังก์ชันการฟื้นฟูมีความสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของแขน	4.33	0.72	มากที่สุด
4) รูปแบบฟังก์ชันการฟื้นฟูสอดคล้องกับรูปแบบการทำงานในชีวิตจริง	4.27	0.59	มากที่สุด
5) ความเหมาะสมในการนำหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมาเป็นส่วนหนึ่งของการรักษา	4.60	0.51	มากที่สุด
เฉลี่ยรวม	4.32	0.10	มากที่สุด

ตารางที่ 4-18 แสดงถึงผลตอบรับของผู้ทดลองที่ได้ร่วมเคลื่อนที่ร่วมกันระหว่างหุ่นยนต์และผู้ทดลอง โดยความพึงพอใจของผู้ทดลองอยู่ในระดับมากที่สุด แสดงถึงผลการทำงานของหุ่นยนต์ที่ช่วยในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ แขน หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสามารถช่วยเหลือผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้เป็นอย่างดี มีฟังก์ชันการทำงานที่สอดคล้อง รวมถึงการทำงานที่ส่งผลต่อการลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ อีกทั้งยังมีการปรับระดับการต้านต่าง ๆ ที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ ส่วนสำคัญคือระบบ Optimized force/velocity control มีความเสถียรภาพและมีประสิทธิภาพในการทำงานมาก เห็นได้จากการเคลื่อนที่ที่มีความราบเรียบเคลื่อนที่ตามทิศทางที่ผู้ทดลองออกแรงกระทำต่อหุ่นยนต์ เมื่อมีการออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์มาก หุ่นยนต์มีการตอบสนองต่อแรงได้เป็นอย่างดี รูปแบบฟังก์ชันและหน้าจอแสดงผลมีความง่ายไม่ซับซ้อนมากนักสำหรับผู้ใช้งาน ภาพรวมสำหรับผลตอบรับของผู้ทดลองมีความเห็นด้วยถึงประสิทธิภาพการทำงานและรูปแบบของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติที่มีผลต่อผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ช่วยฟื้นฟูและลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อได้เป็นอย่างดี

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการการออกแบบหุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโน้มติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนรูปแบบใหม่ มีการประยุกต์ใช้หุ่นยนต์แบบเคลื่อนที่เป็นโครงสร้างหลัก มี Robot Platform ที่มีโครงสร้างไม่ซับซ้อน ราคาถูก มีขนาดเล็ก สามารถเคลื่อนที่ได้สะดวก โดยมีการควบคุมแรงและความเร็วของระบบด้วยวิธี External force/velocity control บนพื้นฐานการควบคุมแบบ PI ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบมีความเสถียรภาพและสมรรถนะของหุ่นยนต์ที่ดีที่สุด การควบคุมความเร็วจะใช้วิธีการปรับจูนด้วยวิธี Ziegler-Nichols และตรวจสอบหาค่า Gain ที่เหมาะสมที่ทำให้หุ่นยนต์ช่วยฝึกอึดโน้มติมีประสิทธิภาพที่ดีที่สุดด้วยค่า E_{RMS} คือ $K_p = 2.75$ และ $K_i = 0.10$ จะเห็นว่าความเร็วของหุ่นยนต์ที่วัดได้จริงจากเซนเซอร์ตัวเข้ารหัสมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่ต้องการ ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วที่น้อยที่สุด การควบคุมแรงจะใช้วิธี Trial and error techniques เพื่อหาค่า Gain ที่เหมาะสมที่สุดด้วยค่า E_{RMS} คือ $K_p = 0.7$ และ $K_i = 1.00$ ที่มีค่า E_{RMS} ของความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ที่ต่ำที่สุดและมีค่า Radial force น้อยที่สุดด้วยเช่นกันทำให้ผู้ทดลองและหุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ไปยังเส้นทางเป้าหมายอย่างราบเรียบ มีการออกแรงเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์ในขณะลดรัศมีของวงกลมด้วยแรงที่น้อยทำให้หุ่นยนต์ไม่คลาดเคลื่อนจากเส้นทางวงกลมที่กำหนด เมื่อได้ระบบหุ่นยนต์ที่มีความเหมาะสมกับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนแล้วยังมีการออกแบบท่าทางการออกกำลังกายด้วยการงอและเหยียดของแขน การพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก รวมถึงมีการปรับระดับการต้านมีระดับต่างกัน คือ ระดับ 1, 2, 3 และ 4 เพื่อให้ผู้ทดลองได้ออกแรงมากขึ้นมีการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยอุปกรณ์ MYO เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยค่า EMG_{rate} ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพที่ช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อแขน การเคลื่อนที่ด้วยการงอแขนและการเหยียดแขนจะทำให้ EMG_{rate} ช่องที่ 1, 2, 7 และ 8 มีค่าสูง จะมีการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ Triceps ช่วยลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อนี้ได้ รวมถึงระดับการต้านที่น้อยลงจะมีการเคลื่อนที่ที่หุ่นยนต์ด้วยแรงที่มากขึ้น การทดลองการเคลื่อนที่ด้วยพิสัยการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก จะประกอบด้วยการงอและเหยียด จากผลการทดลองมีลักษณะเดียวกัน คือ ค่า EMG_{rate} ของการงอช่องที่ 4 และ 5 มีค่าสูงแสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps และการเหยียดหัวไหล่ช่องที่ 1 และ 8 มีค่าสูง แสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อ Triceps สำหรับการปรับระดับการต้านเป็นไปแนวทางเดียวกัน เมื่อมีการปรับระดับน้อยลง จะทำ

ให้ผู้ทดลองต้องออกแรงเคลื่อนที่หุ่นยนต์มากขึ้น การทดลองนี้ทำให้เห็นถึงท่าทางการออกกำลังกายและการปรับระดับการต้านมีการทำงานที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อจึงมีการนำมาประยุกต์ร่วมกับรูปแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ คือ Active assist therapy และ Passive assist therapy เมื่อได้ระบบและรูปแบบการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติยังมีการประเมินความพึงพอใจของผู้ทดลอง จำนวนผู้ทดลอง 20 คน ให้ความพึงพอใจมากที่สุดสำหรับ วัตถุประสงค์ หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ ฟังก์ชันการทำงาน และผลตอบรับสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน แสดงให้เห็นถึงหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสามารถนำมาช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อและลดอาการเร็งของกล้ามเนื้อมัดหลักสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้เป็นอย่างดี

5.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข

- 1) ระบบสายไฟ เนื่องจากมีการใช้สายไฟร่วมกันระหว่างหุ่นยนต์และชุดควบคุมคอมพิวเตอร์ ทำให้การใช้งานหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมีความยุ่งยาก อาจทำการเชื่อมต่อผ่านระบบไร้สาย เพื่อให้หุ่นยนต์ใช้งานสะดวกและง่ายขึ้น
- 2) ออกแบบและสร้างแอปพลิเคชันหรือโปรแกรมประยุกต์ร่วมกับ Ipad เนื่องจากหน้าจอแสดงผล GUI มีการใช้คอมพิวเตอร์แสดงหน้าจอการทำงานระหว่างหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติและผู้ใช้งาน เมื่อเปลี่ยนเป็น Ipad ที่มีขนาดเล็กจะมีความสะดวกในการใช้งานและเคลื่อนย้ายได้ง่าย
- 3) การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ เนื่องจากมีช่องทางการรับและส่งข้อมูลที่แตกต่างกัน เช่น เซนเซอร์ Multi-axis force/torque sensor มีการเชื่อมต่อผ่านช่องทาง RS232 ไมโครคอนโทรลเลอร์มีการเชื่อมต่อผ่านช่องทาง Serial port และอุปกรณ์ MYO มีการเชื่อมต่อผ่านช่องทาง Bluetooth ทำให้มีการรับและส่งข้อมูลที่ซับซ้อน อาจทำการเชื่อมต่อช่องทางที่น้อยที่สุดเพื่อให้ระบบประมวลผลง่าย
- 4) ระบบความปลอดภัยของหุ่นยนต์มีการใช้ Emergency stop โดยนักกายภาพสามารถหยุดการทำงานเมื่อหุ่นยนต์เกิดปัญหาหรือส่งผลกระทบต่อผู้ป่วย จะมีการเพิ่มระบบความปลอดภัยของหุ่นยนต์มากขึ้น คือ เซนเซอร์ IR ตรวจวัดขอบของโต๊ะเพื่อป้องกันการตกโต๊ะ และลิมิตสวิทช์ที่ชุดรองรับแขนเพื่อตรวจสอบแขนผู้ป่วยมีการวางบนชุดรองรับแขน
- 5) การทำงานของหุ่นยนต์มีการทำซ้ำ เมื่อทดสอบเคลื่อนที่หุ่นยนต์ 10 ครั้ง หุ่นยนต์จะเคลื่อนที่ได้ตามต้องการ 7 ครั้ง และหุ่นยนต์มีปัญหา 3 ครั้ง เนื่องจากมีปัญหาจาก ATI Multi-axis force/torque sensor ส่งสัญญาณผ่าน Analog output ผ่านวงจร INA118P และวงจร Zero-span ทำให้ได้สัญญาณผิดเพี้ยนไป ควรทำการทดสอบซ้ำจำนวนครั้งมากขึ้นเพื่อปรับปรุงให้ได้ความน่าเชื่อถือของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ

5.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป

1) รูปแบบฟังก์ชัน Game therapy เป็นกิจกรรมการออกกำลังกายร่วมกับเกมส์ เพื่อสร้างแรงกระตุ้นและแรงจูงใจในการฟื้นฟู จะช่วยส่งเสริมเรื่องทักษะการเคลื่อนไหว การมอง และการคิด เป็นต้น

2) รูปแบบภายนอกของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ ที่มีความโดดเด่น และนำใช้งานสำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

3) มีการเพิ่มระบบความปลอดภัยของหุ่นยนต์มากขึ้น คือ เซนเซอร์ IR ตรวจวัดขอบของโต๊ะเพื่อป้องกันการตกโต๊ะ และลิฟต์สวิทช์ที่ชุดรองรับแขนเพื่อตรวจสอบแขนผู้ป่วยมีการวางบนชุดรองรับแขน

อ้างอิง

- [1] "World Stroke Organization." [Online]. Available: <https://www.world-stroke.org/>. [Accessed: 01-Apr-2016].
- [2] "กระทรวงสาธารณสุข, สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์, ข้อมูลสถิติสาธารณสุข ปี 2548-2555." [Online]. Available: <http://bps.ops.moph.go.th/Healthinformation/ill-in42-48.htm>. [Accessed: 01-Apr-2016].
- [3] "Robotics," Stroke Engine. [Online]. Available: <https://www.strokengine.ca/en/intervention/robotics-introduction/>. [Accessed: 31-Aug-2018].
- [4] "InnoMag_SensibleTAB." [Online]. Available: http://www.fibo.kmutt.ac.th/fiboweb2015/images/upload/news_and_events/Interesting_Issue/2013/InnoMag_SensibleTAB.pdf. [Accessed: 14-Feb-2017].
- [5] H. I. Krebs et al., "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 1, p. 5, Oct. 2004.
- [6] H. I. Krebs et al., "Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 15, no. 3, pp. 327–335, Sep. 2007.
- [7] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar, and M. Van der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 7, pp. 952–959, Jul. 2002.
- [8] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. V. der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, and R. Yap, "The MIME robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trial in subacute stroke," in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, 2005, pp. 511–514.
- [9] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, and W. Harwin, "Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy—GENTLE/s Approach," *Auton. Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 35–51, Jul. 2003.
- [10] D. J. Reinkensmeyer, L. E. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B. D. Schmit, and W. Z. Rymer, "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 37, no. 6, pp. 653–662, Dec. 2000.
- [11] D. J. Reinkensmeyer, J. P. Dewald, and W. Z. Rymer, "Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study," *IEEE Trans. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–11, Mar. 1999.
- [12] M. Casadio, P. Giannoni, P. Morasso, and V. Sanguineti, "A proof of concept study for the integration of robot therapy with physiotherapy in the treatment of stroke patients," *Clin. Rehabil.*, vol. 23, no. 3, pp. 217–228, Mar. 2009.
- [13] S. J. Housman, V. Le, T. Rahman, R. J. Sanchez, and D. J. Reinkensmeyer, "Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial," in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007*, pp. 562–568.
- [14] G. Fazekas, M. Horvath, and A. Toth, "A novel robot training system designed to supplement upper limb physiotherapy of patients with spastic hemiparesis," *Int. J.*

- Rehabil. Res. Int. Z. Rehabil. Rev. Int. Rech. Readaptation, vol. 29, no. 3, pp. 251–254, Sep. 2006.
- [15] C. Sicuri, G. Porcellini, and G. Merolla, “Robotics in shoulder rehabilitation,” *Muscles Ligaments Tendons J.*, vol. 4, no. 2, pp. 207–213, Apr. 2014.
- [16] P. Kan, R. Huq, J. Hoey, R. Goetschalckx, and A. Mihailidis, “The development of an adaptive upper-limb stroke rehabilitation robotic system,” *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 8, no. 1, p. 33, Jun. 2011.
- [17] S. Hesse, H. Schmidt, and C. Werner, “Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 5, pp. 671–678, Sep. 2006.
- [18] S. Hesse, C. Werner, M. Pohl, J. Mehrholz, U. Puzich, and H. I. Krebs, “Mechanical arm trainer for the treatment of the severely affected arm after a stroke: a single-blinded randomized trial in two centers,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 10, pp. 779–788, Oct. 2008.
- [19] “สถาบันประสาทวิทยา กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. คู่มือโรคหลอดเลือดสมอง (อัมพาต อัมพฤกษ์) สำหรับประชาชน. พิมพ์ครั้งที่ 3.” [Online]. Available: <http://pni.go.th/pnigoth/>. [Accessed: 19-Jan-2018].
- [20] J. MacGregor, “Cooper, Adrian and Glasgow ‘Kinesiology,’” *Br. J. Sports Med.*, vol. 17, no. 3, p. 179, Sep. 1983.
- [21] “Robot - Wikipedia.” [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Robot>. [Accessed: 19-Feb-2018].
- [22] “DC motor,” Wikipedia, 29-Jan-2018. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=DC_motor&oldid=857127596. [Accessed: 31-Aug-2018].
- [23] P. E. Sandin, “Robot Mechanisms and Mechanical Devices Illustrated,” p. 337.
- [24] P. A. Askar and E. Department, “Speed Control of DC Motor Using Microcontroller,” vol. 7, no. 3, p. 5, 2017.
- [25] “CDT-2000HD_Checkline.pdf.” .
- [26] “Rotary encoder,” Wikipedia. 30-Jul-2018.
- [27] “9610-05-1001 CTL.pdf.” .
- [28] A. Brahma, B. Glenn, Y. Guezennec, T. Miller, G. Rizzoni, and G. Washington, “Modeling, performance analysis and control design of a hybrid sport-utility vehicle,” in *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Control Applications (Cat. No.99CH36328)*, 1999, vol. 1, pp. 448–453 vol. 1.
- [29] A. Winkler and J. Suchý, “Implicit Force Control of a Position Controlled Robot – A Comparison with Explicit Algorithms,” vol. 9, no. 6, p. 7, 2015.
- [30] J. K. Salisbury, “Active stiffness control of a manipulator in cartesian coordinates,” in *1980 19th IEEE Conference on Decision and Control including the Symposium on Adaptive Processes*, 1980, pp. 95–100.
- [31] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation,” in *1984 American Control Conference*, 1984, pp. 304–313.
- [32] R. Volpe and P. Khosla, “A theoretical and experimental investigation of explicit force control strategies for manipulators,” *IEEE Trans. Autom. Control*, vol. 38, no. 11, pp. 1634–1650, Nov. 1993.
- [33] “Hybrid Position/Force Control of Manipulators | Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control | ASME DC.” [Online]. Available: <http://dynamicsystems.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1403159>. [Accessed: 31-Aug-2018].

- [34] J. De Schutter and H. Van Brussel, "Compliant Robot Motion II. A Control Approach Based on External Control Loops," *Int. J. Robot. Res.*, vol. 7, no. 4, pp. 18–33, Aug. 1988.
- [35] "Proceedings of WCECS 2007, October 24 - 26, 2007, San Francisco, USA, IAENG Open Access Publication." [Online]. Available: <http://www.iaeng.org/publication/WCECS2007/>. [Accessed: 24-May-2018].
- [36] "PID controller," Wikipedia. 27-Aug-2018.
- [37] S. R. Khuntia, K. B. Mohanty, S. Panda, and C. Ardil, "A Comparative Study of P-I, I-P, Fuzzy and Neuro-Fuzzy Controllers for Speed Control of DC Motor Drive," p. 6, 2009.
- [38] G. Zeng and A. Hemami, "An overview of robot force control," *Robotica*, vol. 15, no. 5, pp. 473–482, Sep. 1997.
- [39] C. Kilgus and W. Gore, "Root-Mean-Square Error in Encoded Digital Telemetry," *IEEE Trans. Commun.*, vol. 20, no. 3, pp. 315–320, Jun. 1972.
- [40] M. Giuliani, C. Lenz, T. Müller, M. Rickert, and A. Knoll, "Design Principles for Safety in Human-Robot Interaction," *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 2, no. 3, pp. 253–274, Sep. 2010.
- [41] E. Mitka, A. Gasteratos, N. Kyriakoulis, and S. G. Mouroutsos, "Safety certification requirements for domestic robots," *Saf. Sci.*, vol. 50, no. 9, pp. 1888–1897, Nov. 2012.
- [42] R. Alami et al., "Safe and dependable physical human-robot interaction in anthropic domains: State of the art and challenges," in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006, pp. 1–16.
- [43] A. Bicchi, "Hands for dexterous manipulation and robust grasping: a difficult road toward simplicity," *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 16, no. 6, pp. 652–662, Dec. 2000.
- [44] A. Bicchi, M. A. Peshkin, and J. E. Colgate, "Safety for Physical Human–Robot Interaction," in *Springer Handbook of Robotics*, B. Siciliano and O. Khatib, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 1335–1348.
- [45] S. Haddadin, A. Albu-Schaffer, A. D. Luca, and G. Hirzinger, "Collision detection and reaction: A contribution to safe physical Human-Robot Interaction," in *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, pp. 3356–3363.
- [46] J. Heinzmann and A. Zelinsky, "The safe control of human-friendly robots," in *Proceedings 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human and Environment Friendly Robots with High Intelligence and Emotional Quotients (Cat. No.99CH36289)*, 1999, vol. 2, pp. 1020–1025 vol.2.
- [47] Y. Yamada, Y. Hirasawa, S. Huang, Y. Umetani, and K. Suita, "Human-robot contact in the safeguarding space," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 2, no. 4, pp. 230–236, Dec. 1997.
- [48] Z. Z. Bien, J.-B. Kim, D.-J. Kim, J.-S. Han, and J.-H. Do, "Soft Computing Based Emotion/Intention Reading for Service Robot," in *Advances in Soft Computing — AFSS 2002*, 2002, pp. 121–128.
- [49] V. J. Traver, A. P. del Pobil, and M. Perez-Francisco, "Making service robots human-safe," in *Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2000) (Cat. No.00CH37113)*, 2000, vol. 1, pp. 696–701 vol.1.
- [50] "Compliant design for intrinsic safety: general issues and preliminary design - IEEE Conference Publication." [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/976345/>. [Accessed: 31-Aug-2018].
- [51] "Fast and 'soft-arm' tactics [robot arm design] - IEEE Journals & Magazine." [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1310939/>. [Accessed: 31-Aug-2018].
- [52] "Replicating Human-Human Physical Interaction - IEEE Conference Publication." [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4209650/>. [Accessed: 31-Aug-2018].

- [53] “Physical Collaboration of Human-Human and Human-Robot Teams - IEEE Journals & Magazine.” [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4624256/>. [Accessed: 31-Aug-2018].
- [54] W. Kaewboon, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Upper limbs rehabilitation system for stroke patient with biofeedback and force,” in *The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference*, 2013, pp. 1–5.
- [55] “Clavicle - Reduction & Fixation - Nonoperative - Lateral undisplaced, Articular - AO Surgery Reference.” [Online]. Available: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/?bone=Clavicle&classification=15-Lateral%20undisplaced%2C%20Articular&method=Nonoperative&segment=Nonsegmented&showPage=redfix&treatment=Operative. [Accessed: 25-Sep-2018].
- [56] leastman15, “NASM Chapter 5 Fundamentals of Human Movement Science,” alexanderfitness, 27-May-2015. .
- [57] U. F. O. Themes, “SHOULDER,” Musculoskeletal Key, 07-Jun-2016. .
- [58] “FAULHABER 12VDC Motor 2342L012CR Gear 64:1 + Encoder *USED* free ship,” eBay. [Online]. Available: <https://www.ebay.com/itm/FAULHABER-12VDC-Motor-2342L012CR-Gear-64-1-Encoder-USED-free-ship-/132424181847>. [Accessed: 25-Sep-2018].
- [59] “Módulo de controlador de motor paso a paso dual h-bridge L298N para arduino,” DX.com. [Online]. Available: <http://www.dx.com/es/p/l298n-dual-h-bridge-stepper-motor-driver-module-w-heat-dissipation-for-arduino-red-white-408436>. [Accessed: 25-Sep-2018].
- [60] 14core Editor, “The Official Arduino MEGA 2560 Schematics Diagram | 14core.com | Ideas Converts Reality.” .
- [61] “58mm Omni Wheel Metal Skate Wheels ROS Platform Omni Robot Omnidirectional Motion For Arduino DIY Robot Smart Car Chassis-in Parts & Accessories from Toys & Hobbies on Aliexpress.com | Alibaba Group,” aliexpress.com. [Online]. Available: https://www.aliexpress.com/item/58mm-Omni-Wheel-Metal-Skate-Wheels-ROS-Platform-Omni-Robot-Omnidirectional-Motion-For-Arduino-DIY-Robot/32862938007.html?src=ibdm_d03p0558e02r02&sk=&aff_platform=. [Accessed: 25-Sep-2018].
- [62] M. Abduo and M. Galster, “Myo gesture control,” p. 29.
- [63] M. Sathiyarayanan and S. Rajan, “MYO Armband for physiotherapy healthcare: A case study using gesture recognition application,” in *2016 8th International Conference on Communication Systems and Networks (COMSNETS)*, Bangalore, India, 2016, pp. 1–6.
- [64] Z. Ge, H. Xu, and L. Liu, “A Variable Strategy Pilot Modeling and Application,” in *2007 International Conference on Mechatronics and Automation*, 2007, pp. 210–214.
- [65] A. C. Trujillo and I. Gregory, “Piloting changes to changing aircraft dynamics: What do pilots need to know?,” in *2011 IEEE/AIAA 30th Digital Avionics Systems Conference*, 2011, pp. 6A5-1-6A5-12.
- [66] E. von Collani, “A Note on the XIX IMEKO World Congress Fundamental and Applied Metrology,” *Econ. Qual. Control*, vol. 24, no. 2, Jan. 2009.
- [67] M. M. Rahman, R. Ikeura, and K. Mizutani, “Control characteristics of two humans in cooperative task and its application to robot control,” in *2000 26th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. IECON 2000. 2000 IEEE International*

- Conference on Industrial Electronics, Control and Instrumentation. 21st Century Technologies, 2000, vol. 3, pp. 1773–1778 vol.3.
- [68] M. M. Rahman, R. Ikeura, and K. Mizutani, “Investigating the impedance characteristic of human arm for development of robots to co-operate with human operators,” in IEEE SMC’99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (Cat. No.99CH37028), 1999, vol. 2, pp. 676–681 vol.2.
- [69] “RO-MAN 2018 - IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication.” [Online]. Available: <http://www.ieee-ras.org/component/rseventspro/event/1263-ro-man-2018-ieee-international-conference-on-robot-and-human-interactive-communication>. [Accessed: 03-Sep-2018].
- [70] P. O. Helder, J. S. Armando, and M. A. Pulo, “Modeling and Assessing of Omni-Directional Robots with Three and Four Wheels.”
- [71] E. Hashemi, M. G. Jadidi, and O. B. Babarsad, “Trajectory planning optimization with dynamic modeling of four wheeled omni-directional mobile robots,” in 2009 IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation - (CIRA), Daejeon, Korea (South), 2009, pp. 272–277.
- [72] B. Siciliano and O. Khatib, Eds., Springer Handbook of Robotics. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [73] N. WAN and Z. WAN, “FORCE-CONTROLLED TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION (TMS) ROBOTIC SYSTEM.” .
- [74] J. A. Stankovic, “Misconceptions about real-time computing: a serious problem for next-generation systems,” *Computer*, vol. 21, no. 10, pp. 10–19, Oct. 1988.
- [75] F. Ferguene and R. Toumi, “Dynamic External Force Feedback Loop Control of a Robot Manipulator Using a Neural Compensator—Application to the Trajectory Following in an Unknown Environment,” *Int. J. Appl. Math. Comput. Sci.*, vol. 19, no. 1, pp. 113–126, Mar. 2009.
- [76] A. H. GLATTFELDER and W. SCHAUFELBERGER, “Start-up performance of different proportional-integral-anti-wind-up regulators,” *Int. J. Control*, vol. 44, no. 2, pp. 493–505, Aug. 1986.
- [77] M. Shahrokhi and A. Zomorodi, “Comparison of PID Controller Tuning Methods,” p. 12.
- [78] H. J. Kim, Y. S. Lee, and D. Kim, “Arm Motion Estimation Algorithm Using MYO Armband,” in 2017 First IEEE International Conference on Robotic Computing (IRC), Taichung, Taiwan, 2017, pp. 376–381.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

แบบประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

สำหรับการประเมินหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติจะใช้วิธีของลิเค (Likert technique) โดยการกำหนดระดับมาตราส่วนที่ป็นข้อความให้เป็นค่านำหนักตัวเลข เพื่อประโยชน์ต่อการนำไปใช้ในการวิเคราะห์ ข้อมูลสถิติ ดังนี้

ตารางที่ ก-1 เกณฑ์การให้คะแนนและเกณฑ์การประเมินระดับความพึงพอใจ

ระดับความพึงพอใจ	เกณฑ์การให้คะแนน	เกณฑ์การประเมิน
ระดับความพึงพอใจ มากที่สุด	5	4.21-5.00
ระดับความพึงพอใจ มาก	4	3.41-4.20
ระดับความพึงพอใจ ปานกลาง	3	2.61-3.40
ระดับความพึงพอใจ น้อย	2	1.81-2.60
ระดับความพึงพอใจ น้อยที่สุด	1	1.00-1.80

ชื่อ..... อายุ.....
 วันเกิด..... อาชีพ.....
 น้ำหนัก..... ส่วนสูง.....
 ที่อยู่.....

ตารางที่ ก-2 แบบประเมินสำหรับหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

รายการ	น้อยที่สุด	น้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด	หมายเหตุ
1. วัตถุประสงค์ของงานวิจัย						
1.1 หุ่นยนต์สามารถช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อในส่วนแขนได้เป็นอย่างดี						
1.2 ฟังก์ชันการใช้งานของหุ่นยนต์ฟื้นฟูกล้ามเนื้อในรูปแบบ Active และ Passive assist therapy มีประโยชน์ต่อผู้ใช้งาน						
1.3 ระบบ Optimized force/velocity control สำหรับหุ่นยนต์อย่างมีประสิทธิภาพ						
1.4 หุ่นยนต์สามารถปรับค่าการต้านและความเร็วในการเคลื่อนที่เพื่อการฟื้นฟูได้						

รายการ	น้อยที่สุด	น้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด	หมายเหตุ
1.5 มีระบบบันทึกค่าเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ กล้ามเนื้อทางการแพทย์ต่อไป						
2. หุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน						
2.1 เป็นอุปกรณ์ที่มีประโยชน์สำหรับผู้ป่วยโรค หลอดเลือดสมอง						
2.2 มีความต่อเนื่องในการฟื้นฟู						
2.3 ระยะเวลาที่มีความเหมาะสมในการฟื้นฟู						
2.4 เป็นอุปกรณ์ที่มีขนาดกระทัดรัด						
2.5 สามารถเคลื่อนย้ายจากคลินิกกลับบ้านได้ สะดวก						
2.6 สามารถบริหารฟื้นฟูในการเคลื่อนไหว แขนได้หลายแบบ						
2.7 ปรับการต้านตามประสิทธิภาพ						
2.8 มีการปรับท่าทางการฟื้นฟูตามนักกายภาพ						
2.9 มีการเคลื่อนที่ในแนวระนาบ Horizontal Plane						
2.10 มีชุดรองรับแขนที่เหมาะสม						
2.11 ชุดรองรับแขนมีความยืดหยุ่นสามารถ เคลื่อนที่ไปรอบ ๆ ได้						
2.12 มีหน้าจอแสดงผลและความเหมาะสมต่อ ผู้ใช้งาน						
2.13 ระบบ Optimized force/velocity control หุ่นยนต์มีการเคลื่อนที่ที่เหมาะสมสำหรับ ผู้ป่วย						
3. ฟังก์ชันการทำงานของหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน						
3.1 ความเหมาะสมในการฟื้นฟูรูปแบบ active assist therapy						
3.2 ความเหมาะสมในการฟื้นฟูรูปแบบ passive assist therapy						

รายการ	น้อยที่สุด	น้อย	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด	หมายเหตุ
3.3 ความยาก-ง่ายในการใช้งาน						
3.4 มีการฟื้นฟูกล้ามเนื้อมัดหลักที่ตรงจุด						
3.5 อุปกรณ์ MYO มีความเหมาะสมในการใช้อ่านสัญญาณกล้ามเนื้อ						
3.6 มีการบันทึกข้อมูลที่เหมาะสม						
4. ผลตอบรับสำหรับการฟื้นฟูและหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติ						
4.1 ทำทางที่ใช้เหมาะสมกับการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อแขน						
4.2 หุ่นยนต์สามารถกระตุ้นหรือเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ						
4.3 รูปแบบฟังก์ชันการฟื้นฟูมีความสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของแขน						
4.4 รูปแบบฟังก์ชันการฟื้นฟูสอดคล้องกับรูปแบบการทำงานในชีวิตจริง						
4.5 ความเหมาะสมในการนำหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติมาเป็นส่วนหนึ่งของการรักษา						

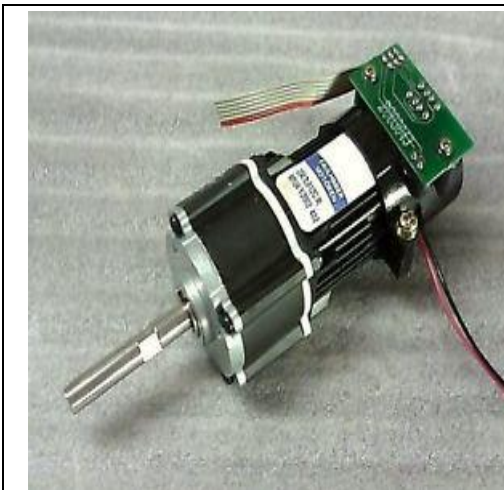
ภาคผนวก ข.

ข้อมูลจำเพาะหุ่นยนต์ช่วยฝึกอัตโนมัติสำหรับฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน (Specification)

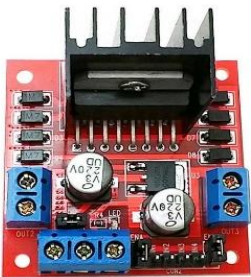
ตารางที่ ข-1 รายละเอียดของ ATI gamma multi-axis force/torque sensor with controller unit

	Single-Axis Sensing Ranges	
	Force x and y	±130 N
	Force z	±400 N
	Torque x, y and z	±10 N-m
	Resolution	
	Fx & Fy	1/20 N
	Fz	1/10 N
	Tx,Ty & Tz	1/400 N-m
	Stiffness	
	Kx & Ky	9.1×10^6 N/m
	Kz	1.8×10^7 N/m
	Ktx & Kty	1.1×10^4 Nm/rad
	Ktz	1.4×10^4 Nm/rad
	Overload Protection	
	Fx & Fy	±1200 N
	Fz	±4100 N
	Tx & Ty	±79 N-m
	Tz	±82 N-m
	Physical specification	
	Weight	0.255 kg
Diameter	75 mm	
Height	33 mm	


ตารางที่ ข-2 รายละเอียดของ Faulhaber 12V DC coreless motor with an encoder

	Motor Type	Faulhaber 12V DC coreless motor
	Power	17 W
	RPM	120 rpm
	Diameter	30 mm
	Length	42 mm
	Total Length	85 mm
	Diameter of Shaft	6 mm
	Length of Shaft	35 mm
	No Load Current	75 mA
	Load Current	1400 mA
	Gearbox Ratio	64:1
	Encoder Type	Optical
	Encoder Phase	AB
	Encoder Resolution	12 CPR


ตารางที่ ข-3 รายละเอียดของ L298N motor driver module

	Control chip	L298N
	Logical voltage	5V
	Driving voltage	5-35 V
	Logical current	0-36 mA
	Driving current	2A (MAX single bridge)
	Maximum power	25 W
	Weight	30 g
	Periphery dimension	43x43x27 mm


ตารางที่ ข-4 รายละเอียดของ Arduino Mega 2560 Microcontroller

	Microcontroller	ATmega2560
	Operating Voltage	5 V
	Input Voltage	7-12 V
	Input Voltage (limit)	6-20 V
	Digital I/O Pins	54 (of which 15 provide PWM output)
	Analog Input Pins	16
	DC Current per I/O Pin	20 mA
	DC Current for 3.3V Pin	50 mA
	Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
	SRAM	8 KB
	EEPROM	4 KB
	Clock Speed	16 MHz
	LED_BUILTIN	13
	Length	101.52 mm
	Weight	37 g

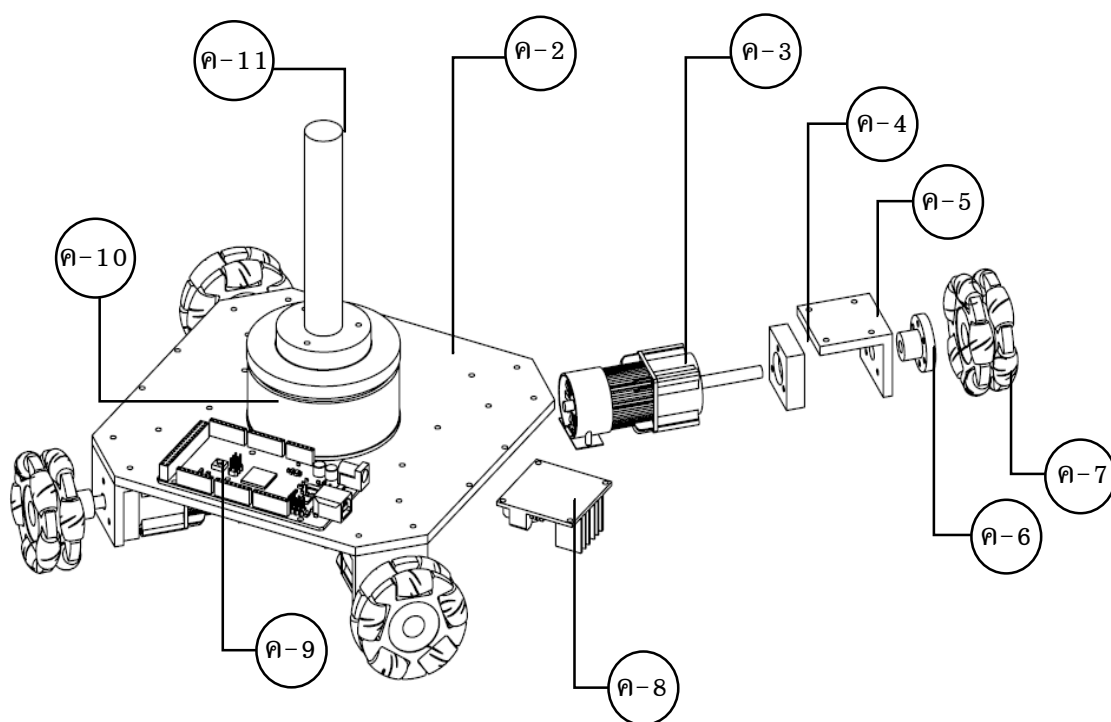
ตารางที่ ข-5 รายละเอียดของ Aluminum Omni Wheel

	Diameter	58 mm
	Axial width	12 mm
	Number of plates	2
	Number of rollers	10
	Body material	Aluminum Alloy
	Roller material	Nylon + PE
	Roller Diameter	13 mm
	Net weight	79 g
	Load capacity	3 g

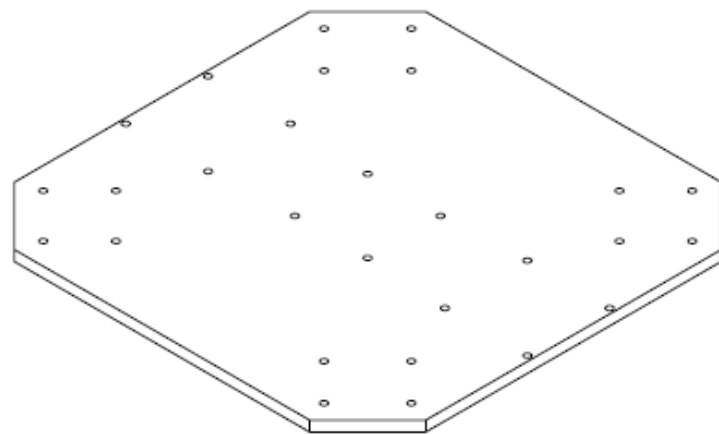
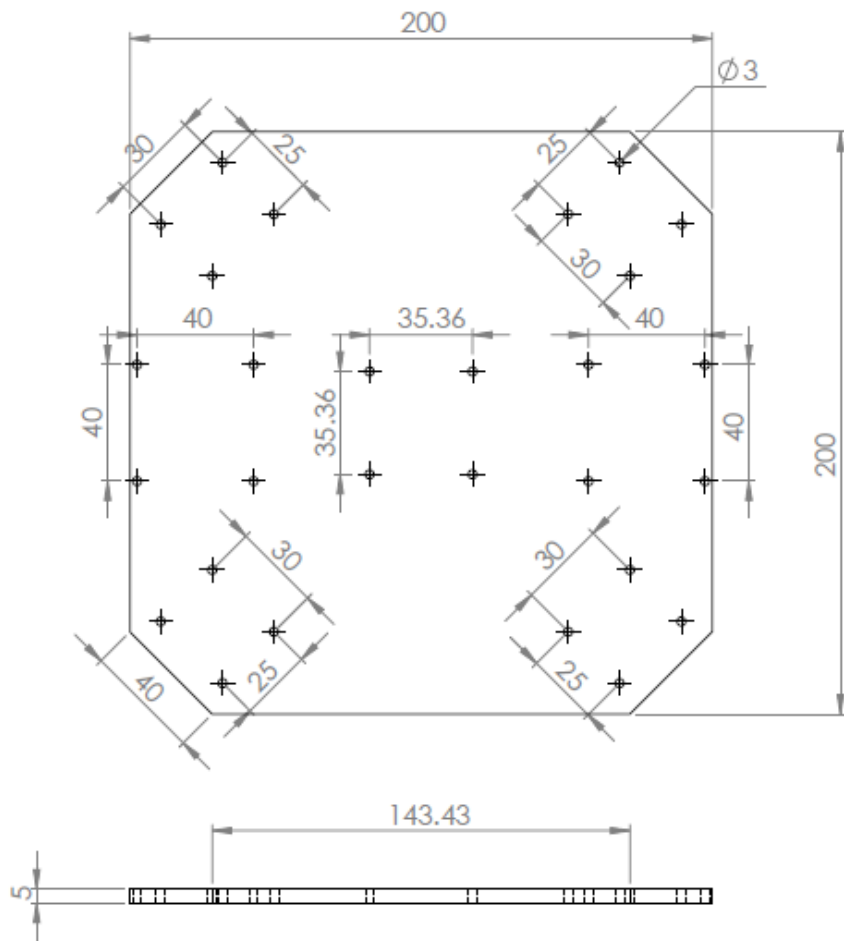
ตารางที่ ข-6 รายละเอียดของ MYO armband

	Arm size	Expandable between 7.5 - 13 inches (19 - 34 cm) forearm circumference
	Weight	93 grams
	Thickness	0.45 inches
	Sensors	Medical Grade Stainless Steel EMG sensors, Highly sensitive nine-axis IMU containing three-axis gyroscope, three-axis accelerometer, three-axis magnetometer
	LEDs	Dual Indicator LEDs
	Processor	ARM Cortex M4 Processor
	Haptic Feedback	Short, Medium, Long Vibrations

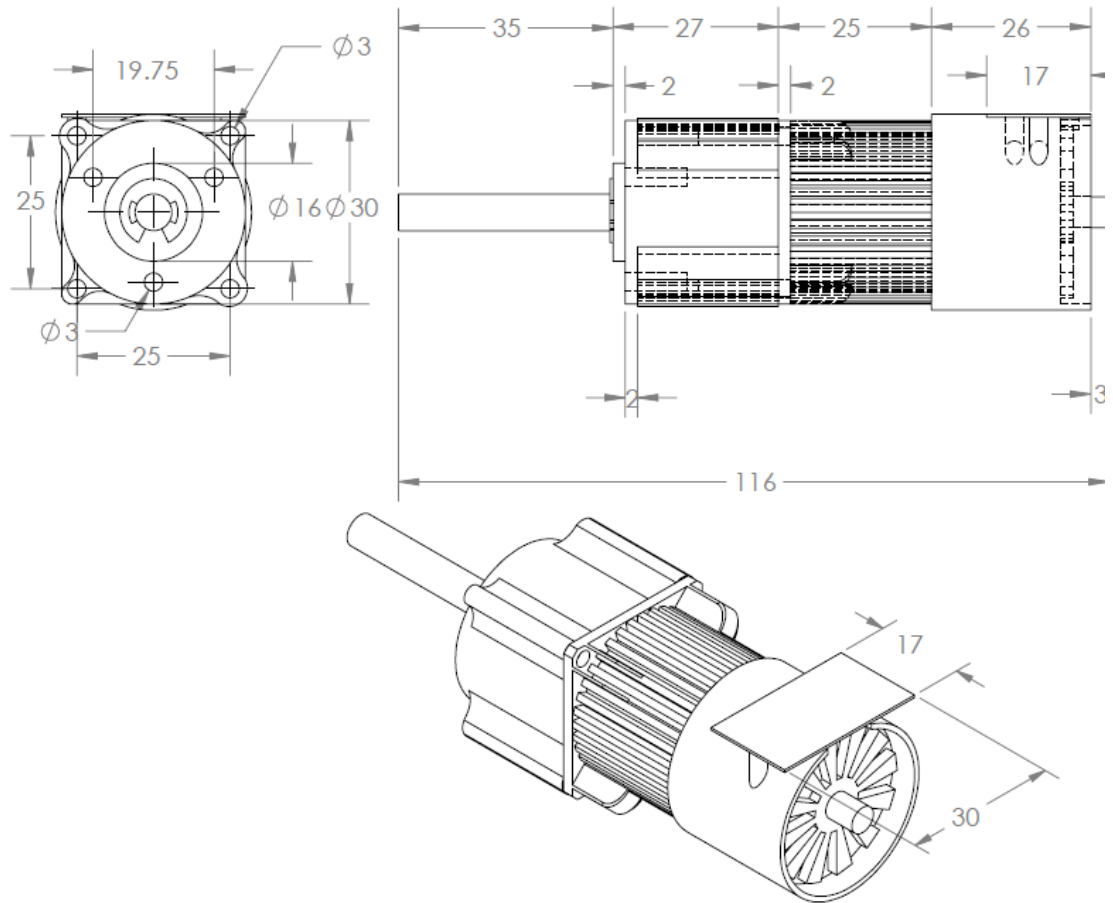
ภาคผนวก ค.
ส่วนประกอบของเครื่อง



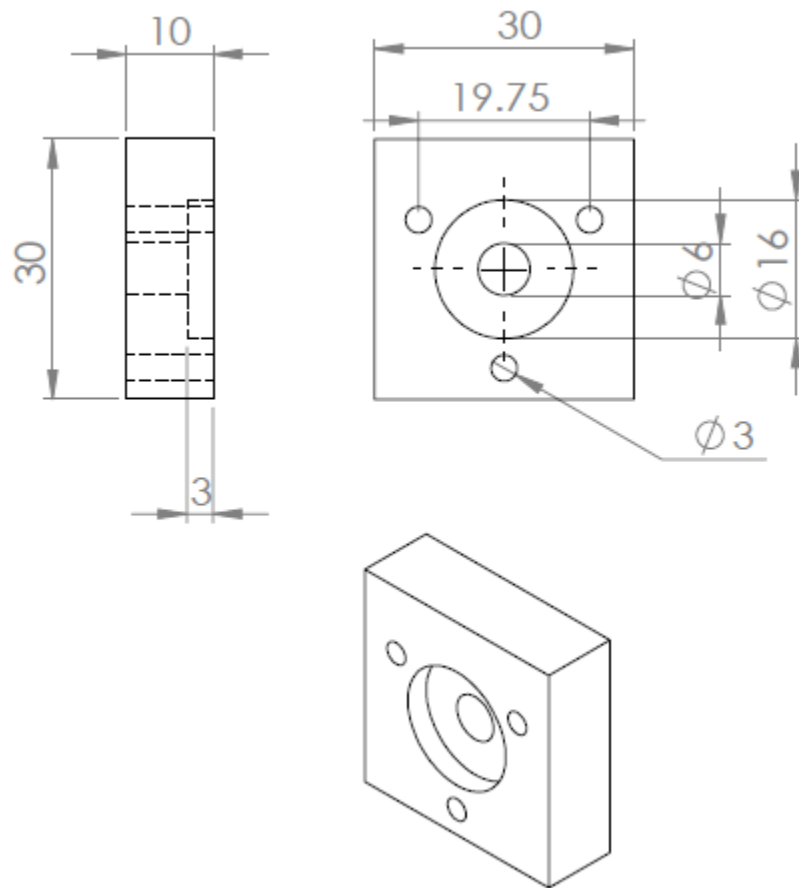
รูปที่ ค-1 ส่วนประกอบของเครื่อง



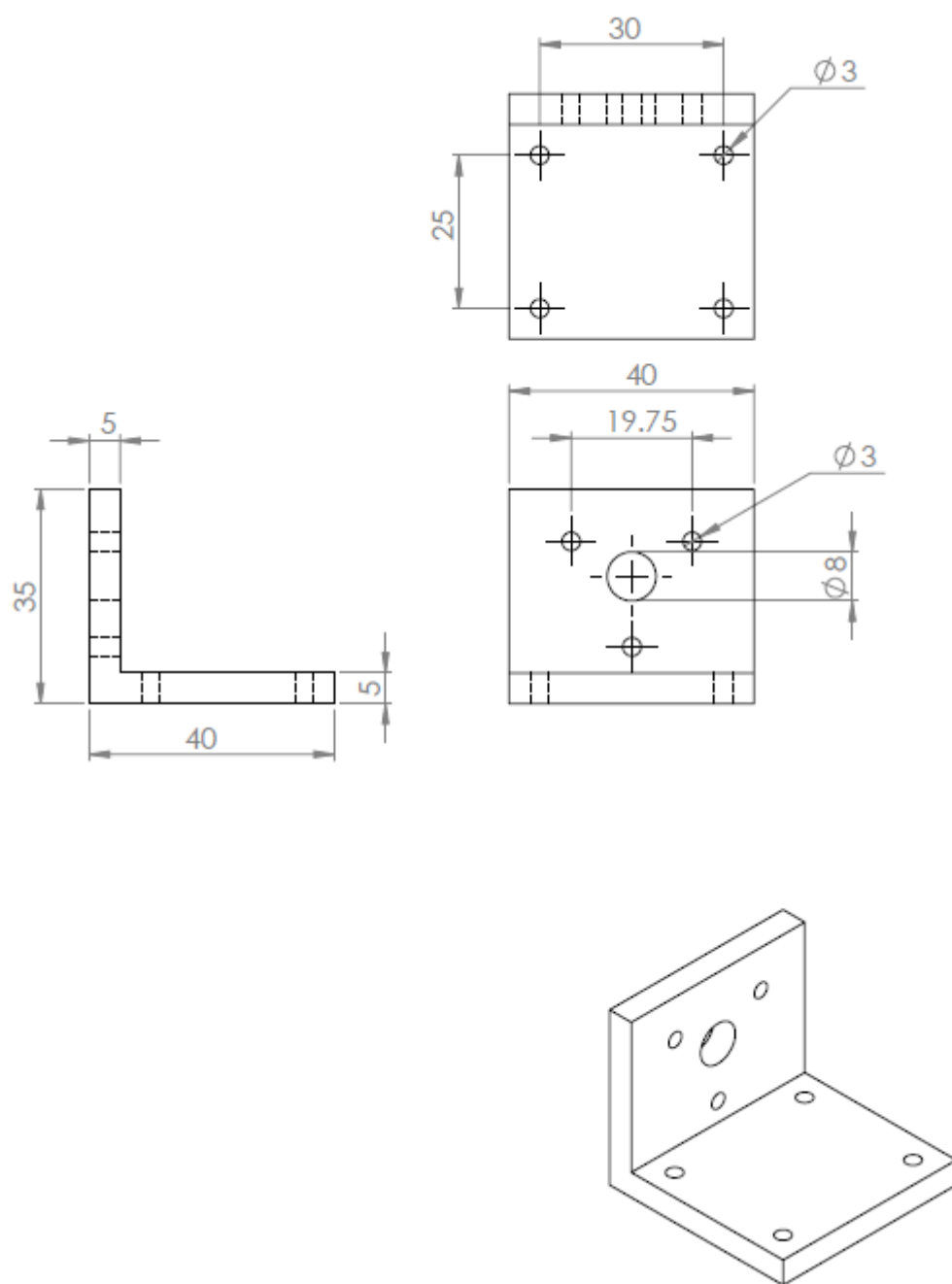
รูปที่ ค-2 ฐานของเครื่อง อัตราส่วน 1:2 หน่วย มม.



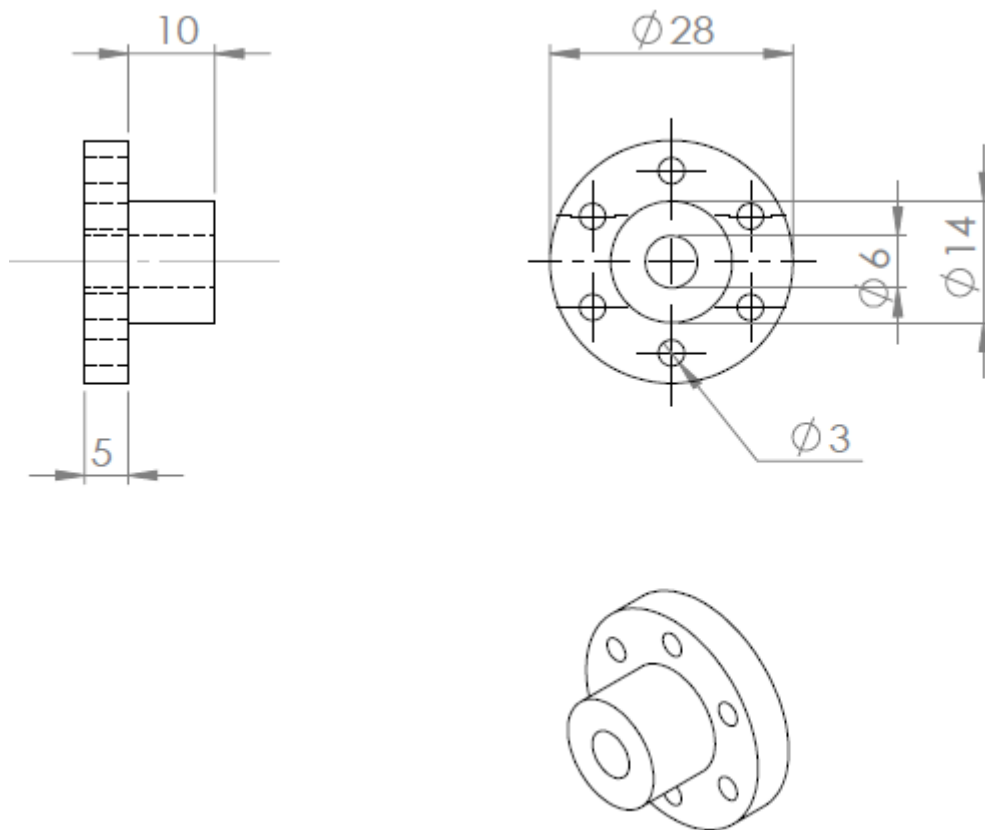
รูปที่ ค-3 Faulhaber 12V DC coreless motor with an encoder



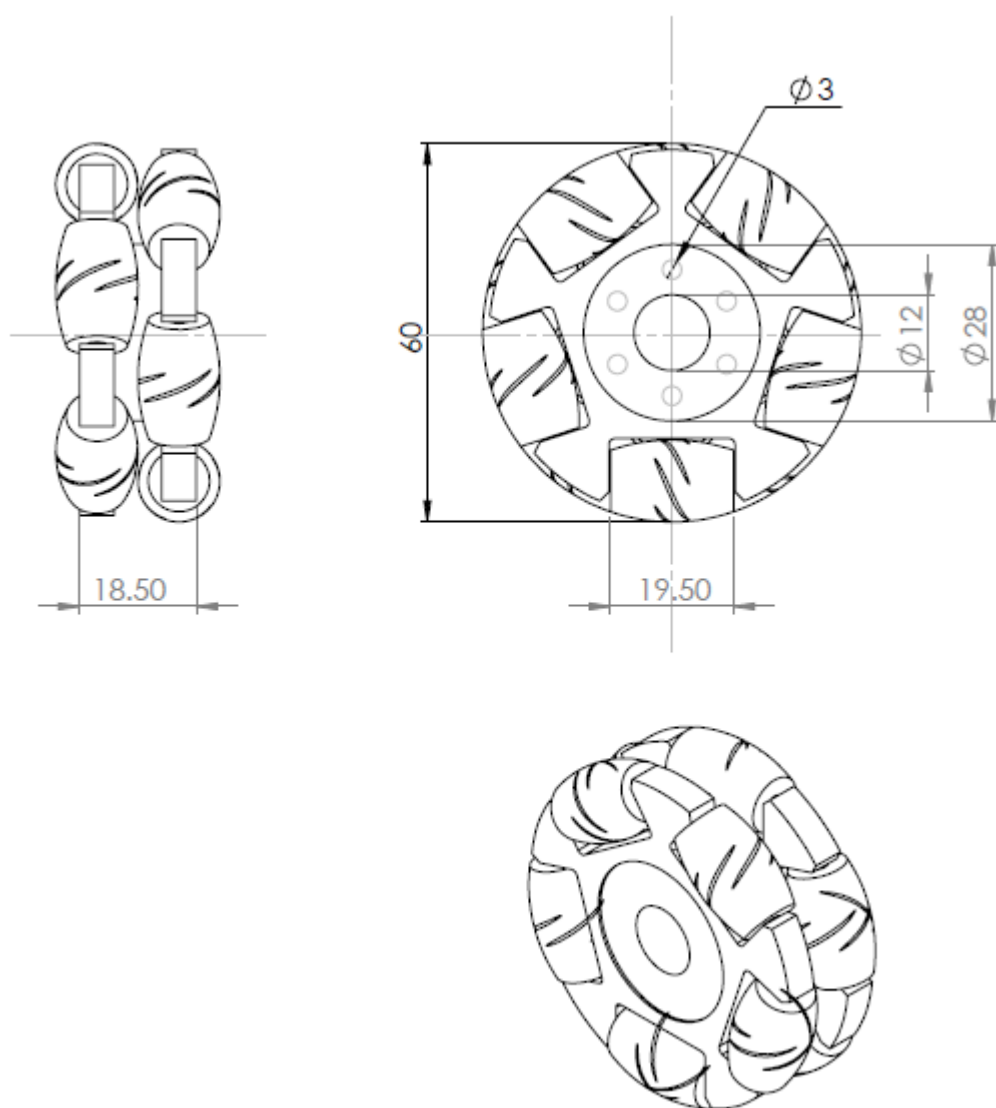
รูปที่ ค-4 หน้าแปลนยึดระหว่างเฟลตามอเตอร์และตลับลูกปืน (Bearing) ขนาดรู 6 มม.



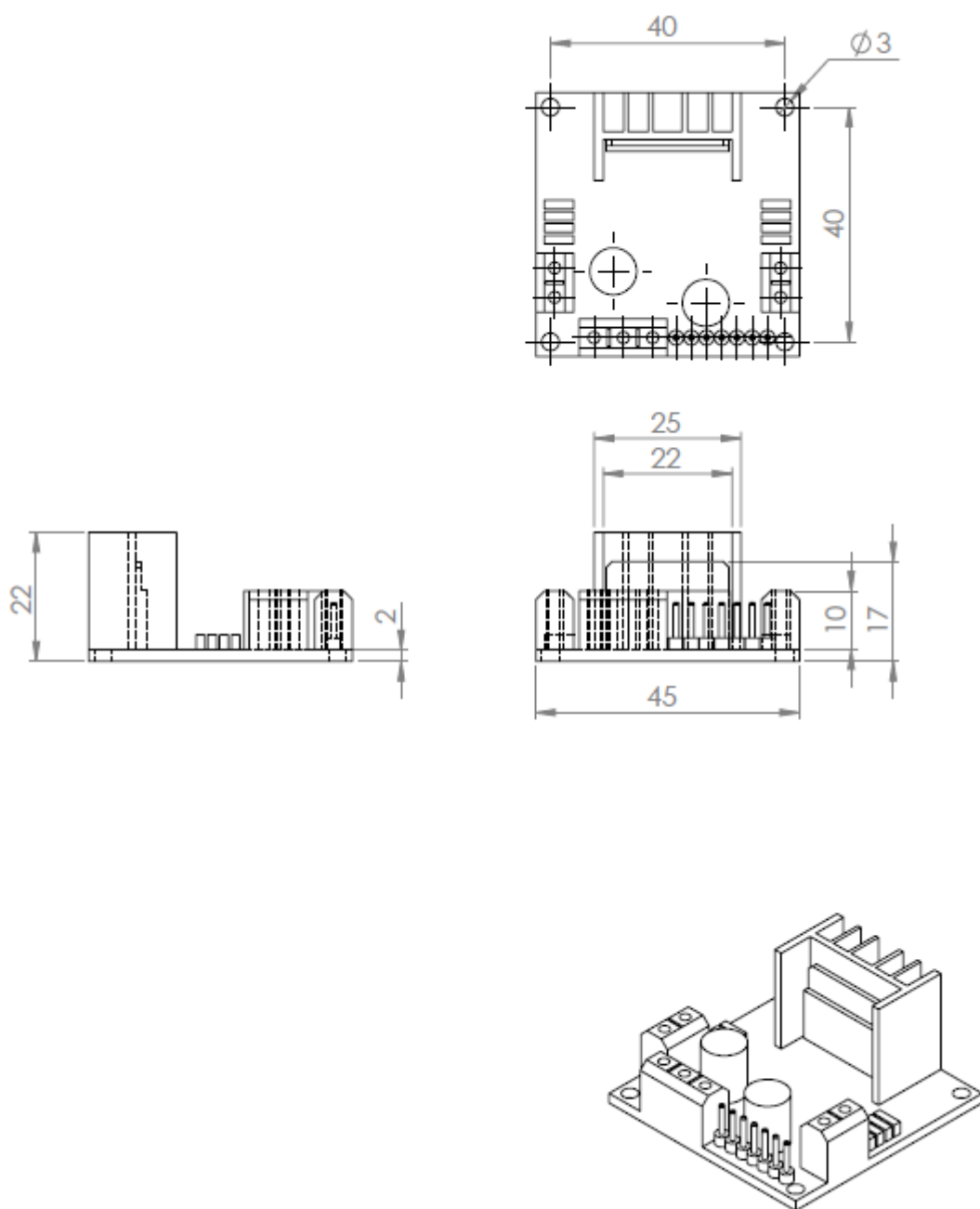
รูปที่ ค-5 หน้าแปลนยึดระหว่างมอเตอร์และฐานของเครื่อง



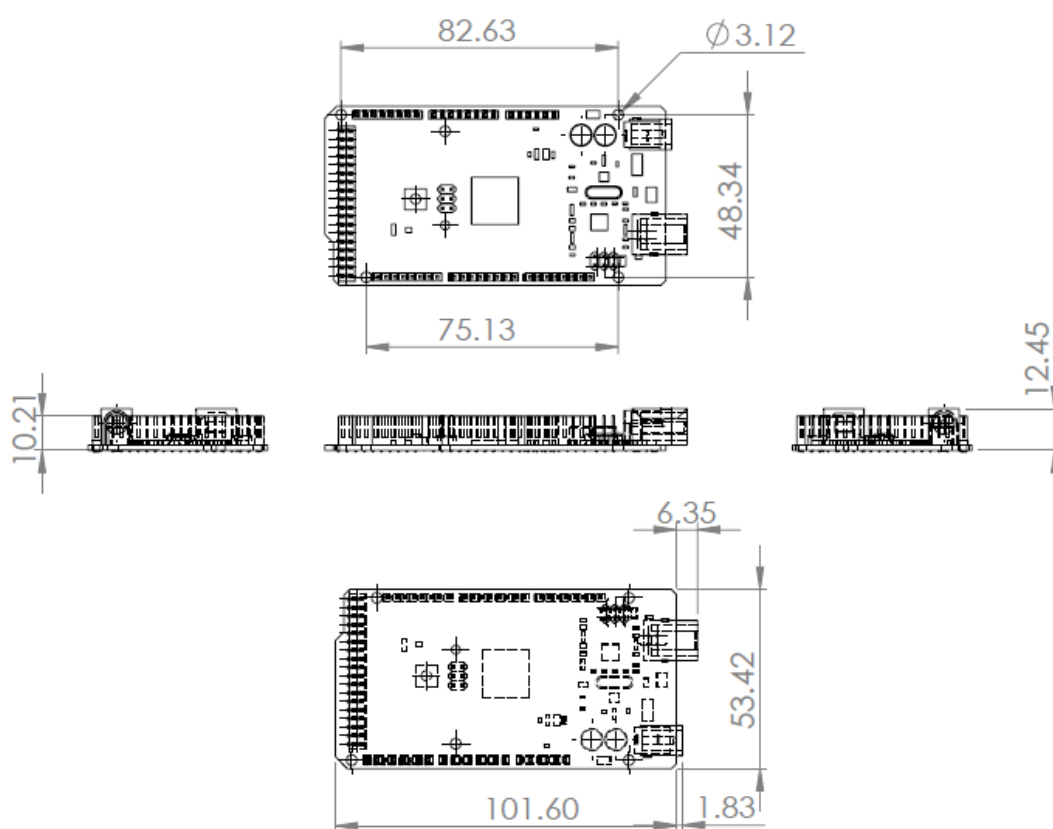
รูปที่ ค-6 หน้าแปลนยึดระหว่างเฟลวมอเตอร์และล้อ Omni wheel



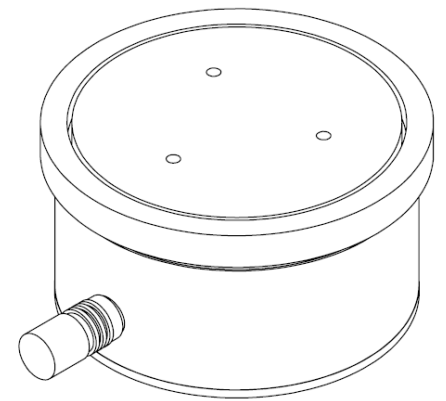
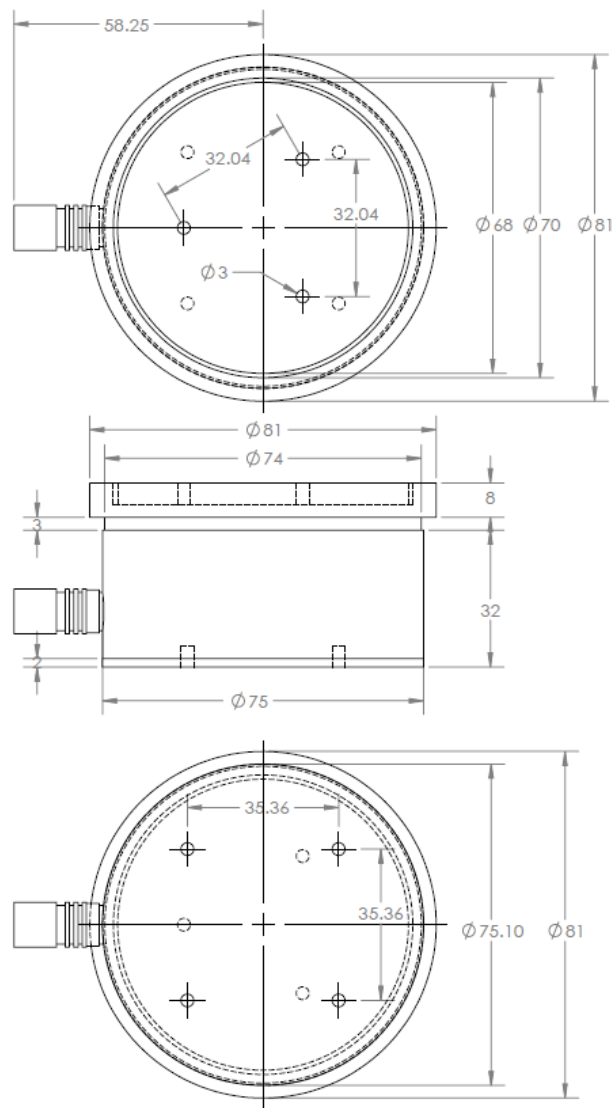
รูปที่ ค-7 Aluminum Omni Wheel



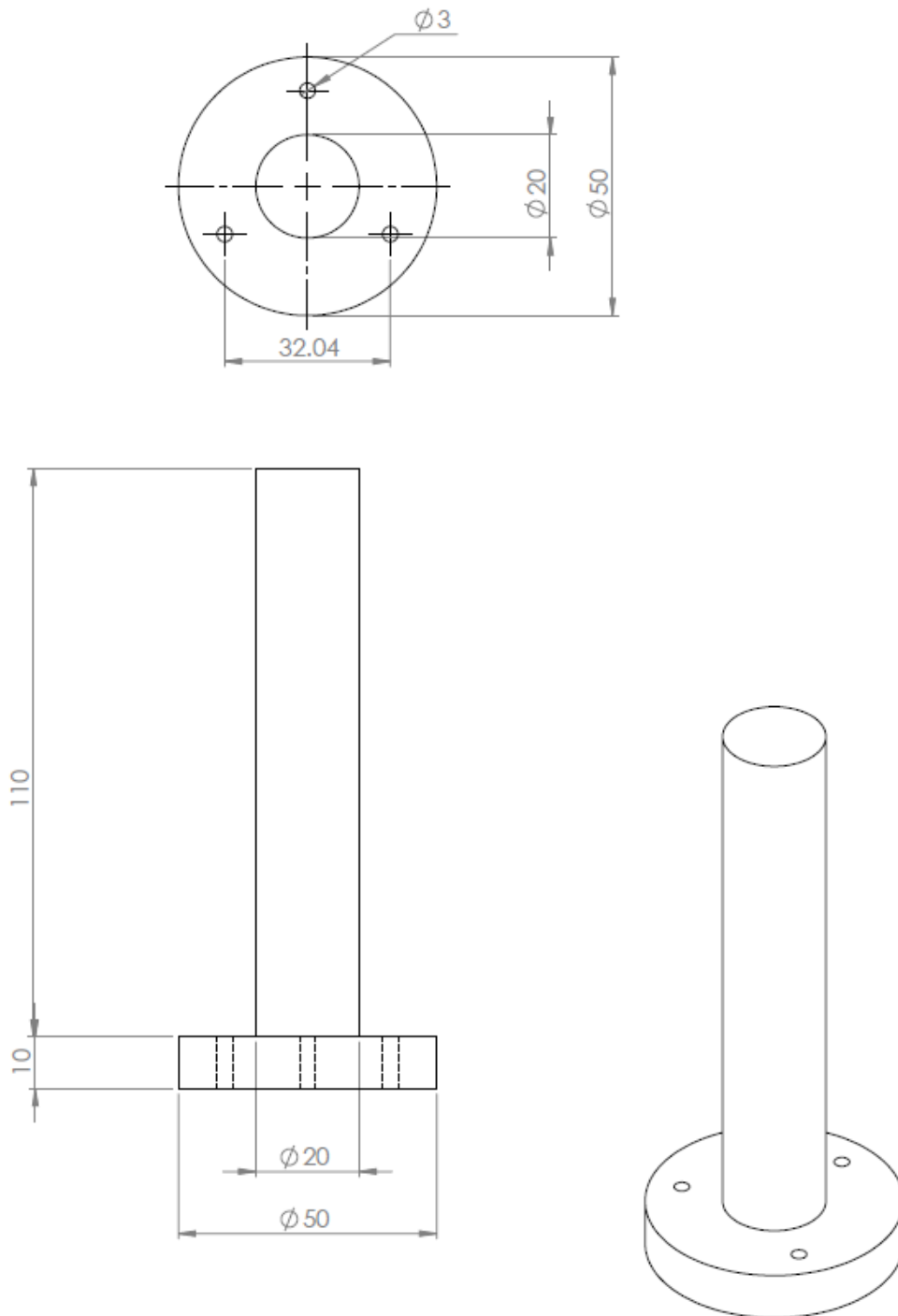
รูปที่ ค-8 L298N motor driver module



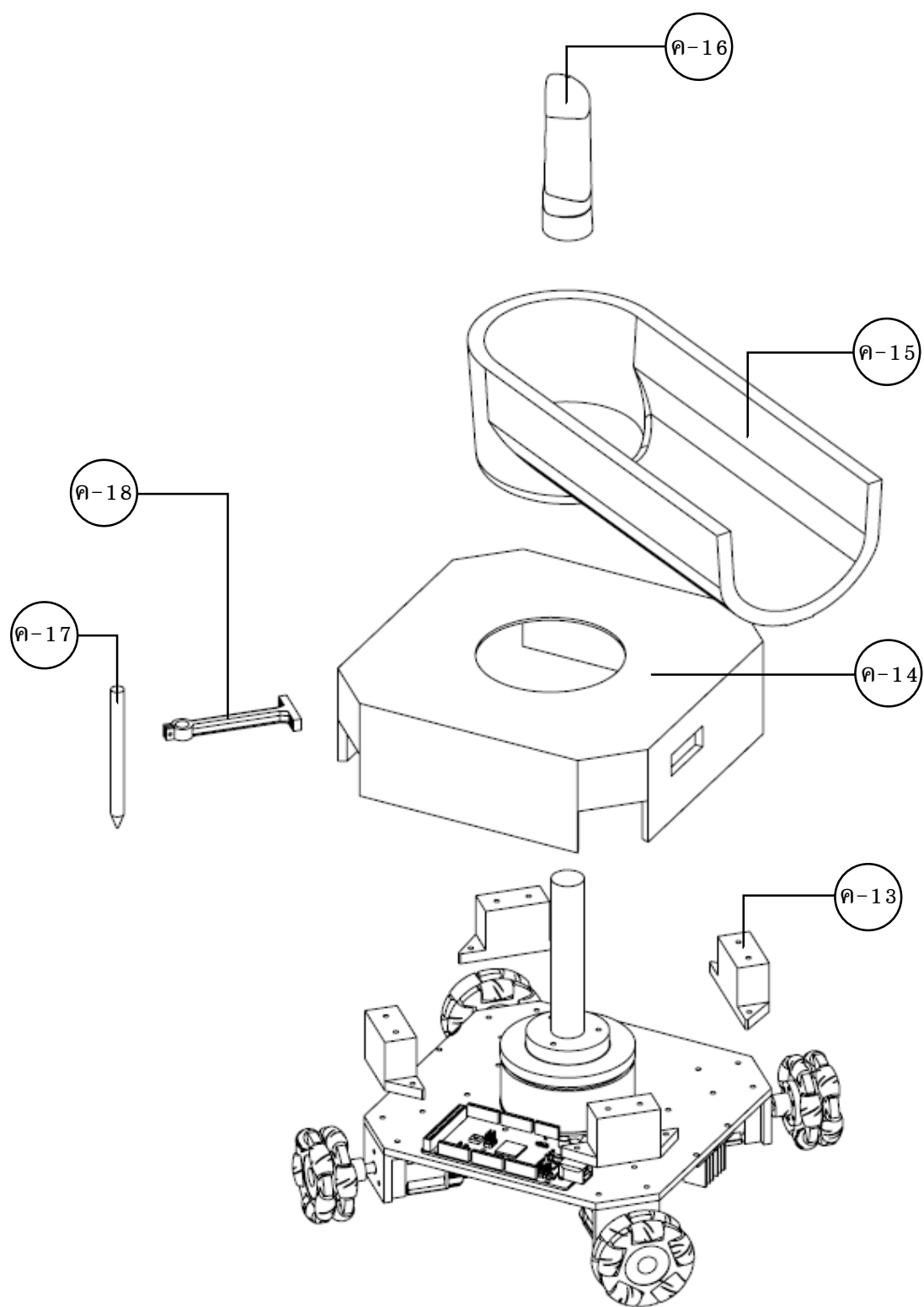
รูปที่ ค-9 Arduino Mega 2560 Microcontroller อัตราส่วน 1:2



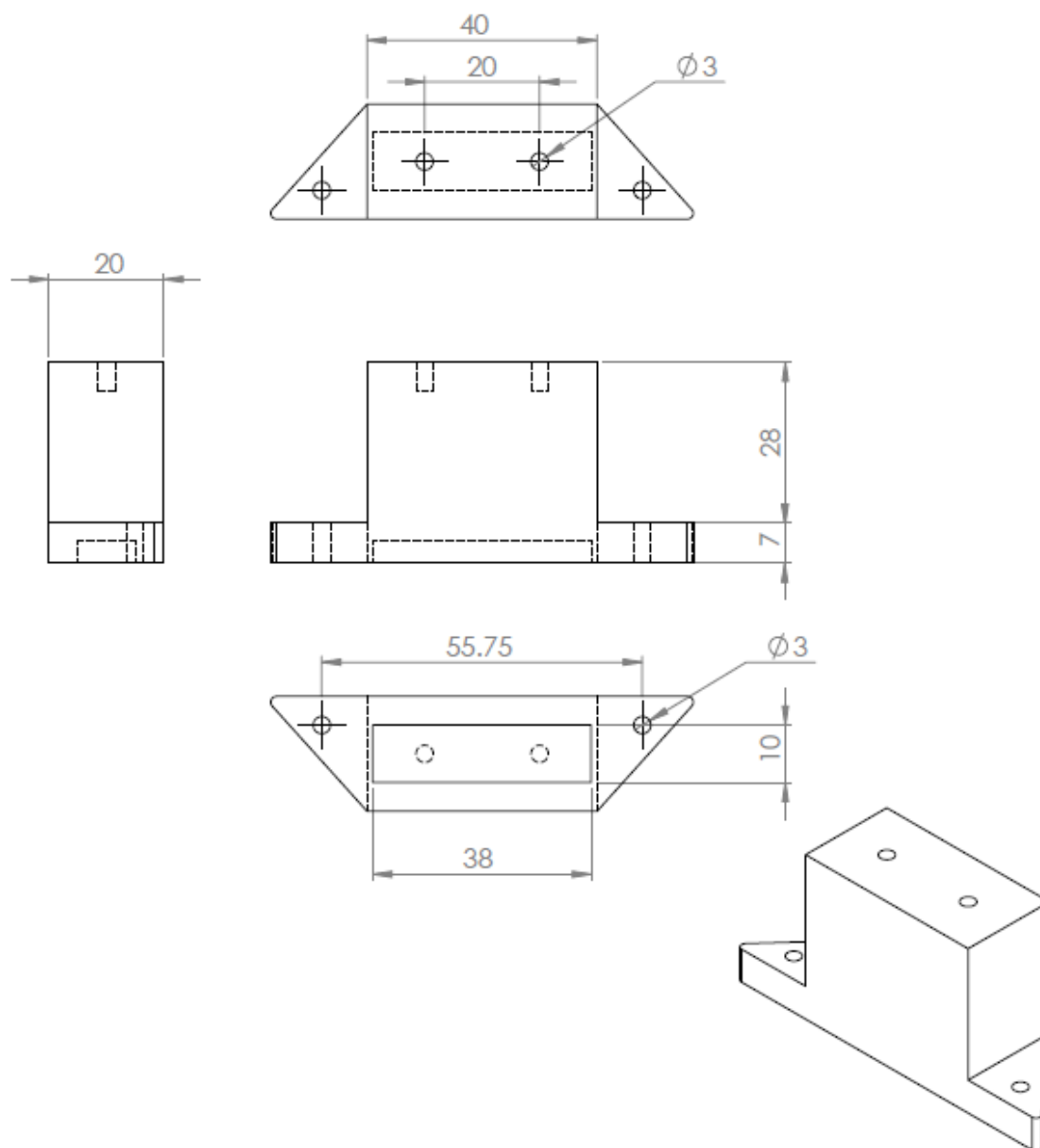
รูปที่ ค-10 ATI Gamma multi-axis force/torque sensor



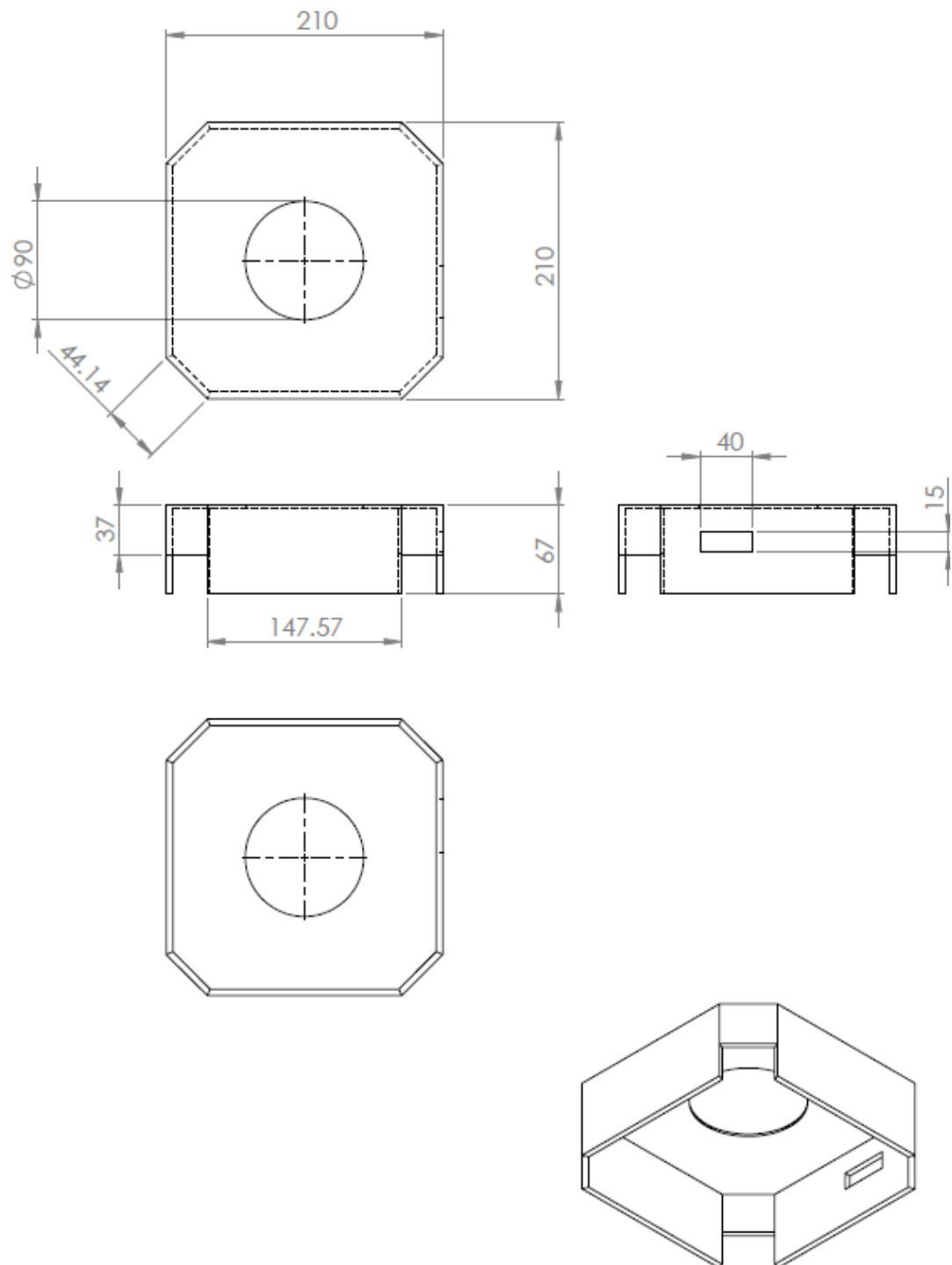
รูปที่ ค-11 End-effector มือจับยึดที่ ATI gamma force/torque sensor



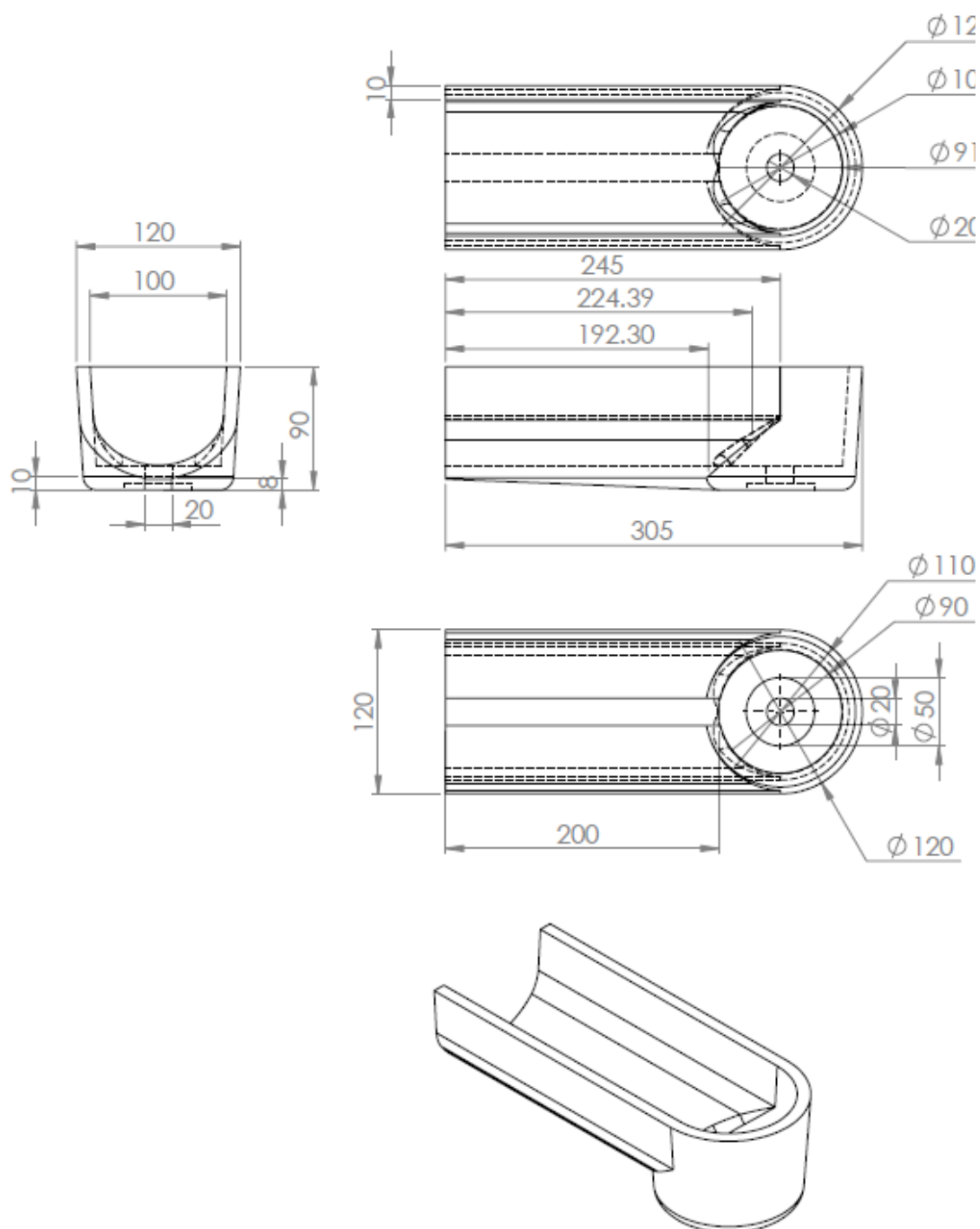
รูปที่ ค-12 รูปลักษณะของเครื่อง



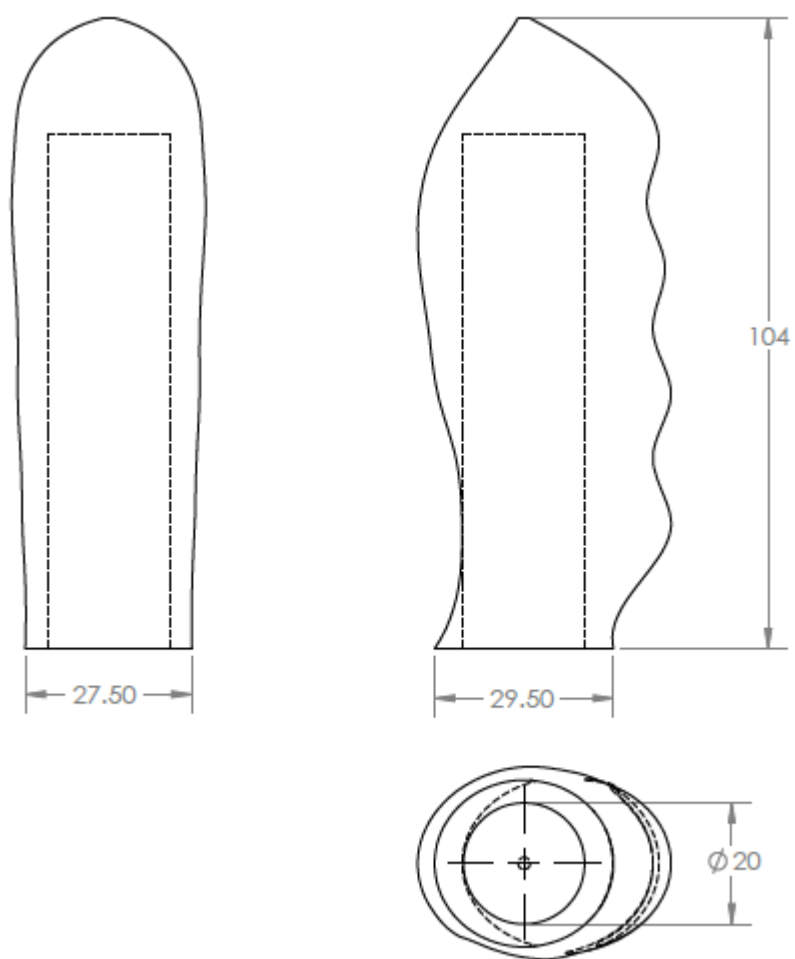
รูปที่ ค-13 หน้าแปลนยึดระหว่างตัวเครื่องกับชุดปิดตัวเครื่อง



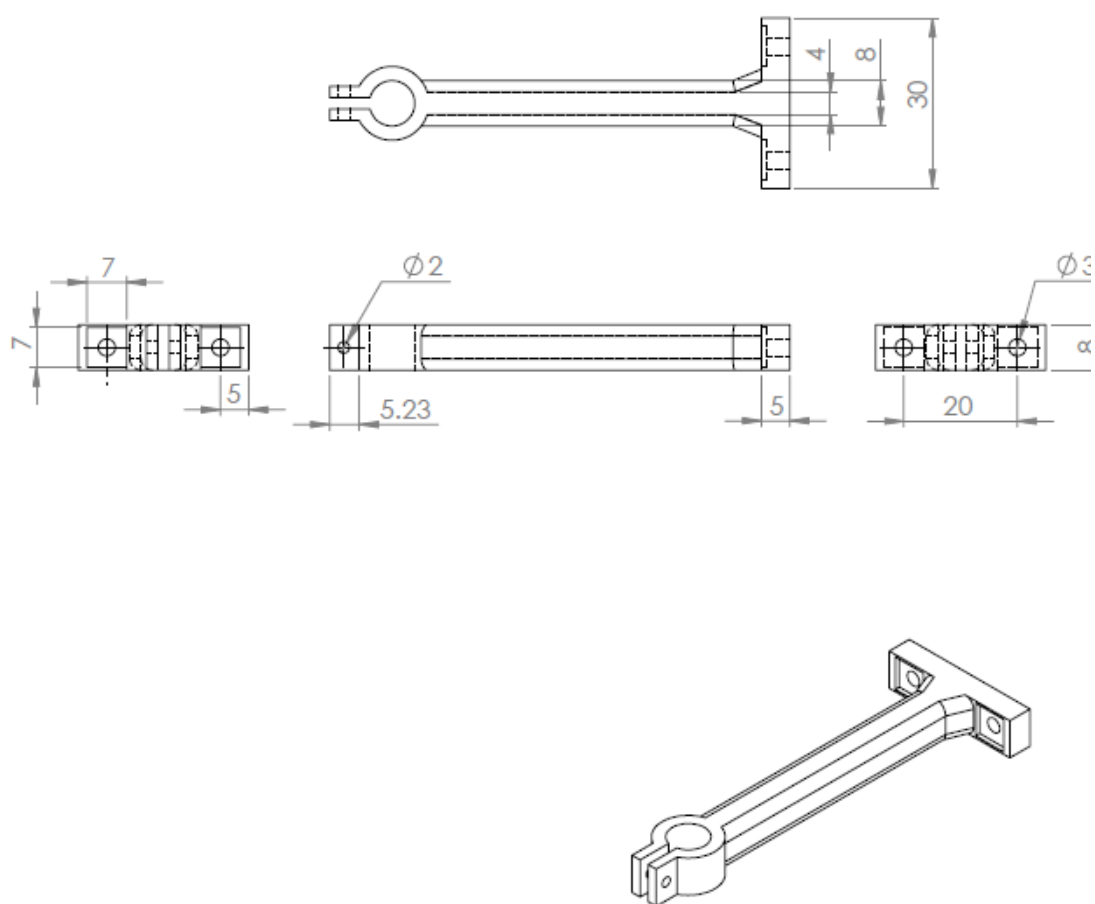
รูปที่ ค-14 ชุดปิดตัวเครื่อง อัตราส่วน 1:4



ที่ ค-15 ชุดรองรับแขน อัตราส่วน 1:4



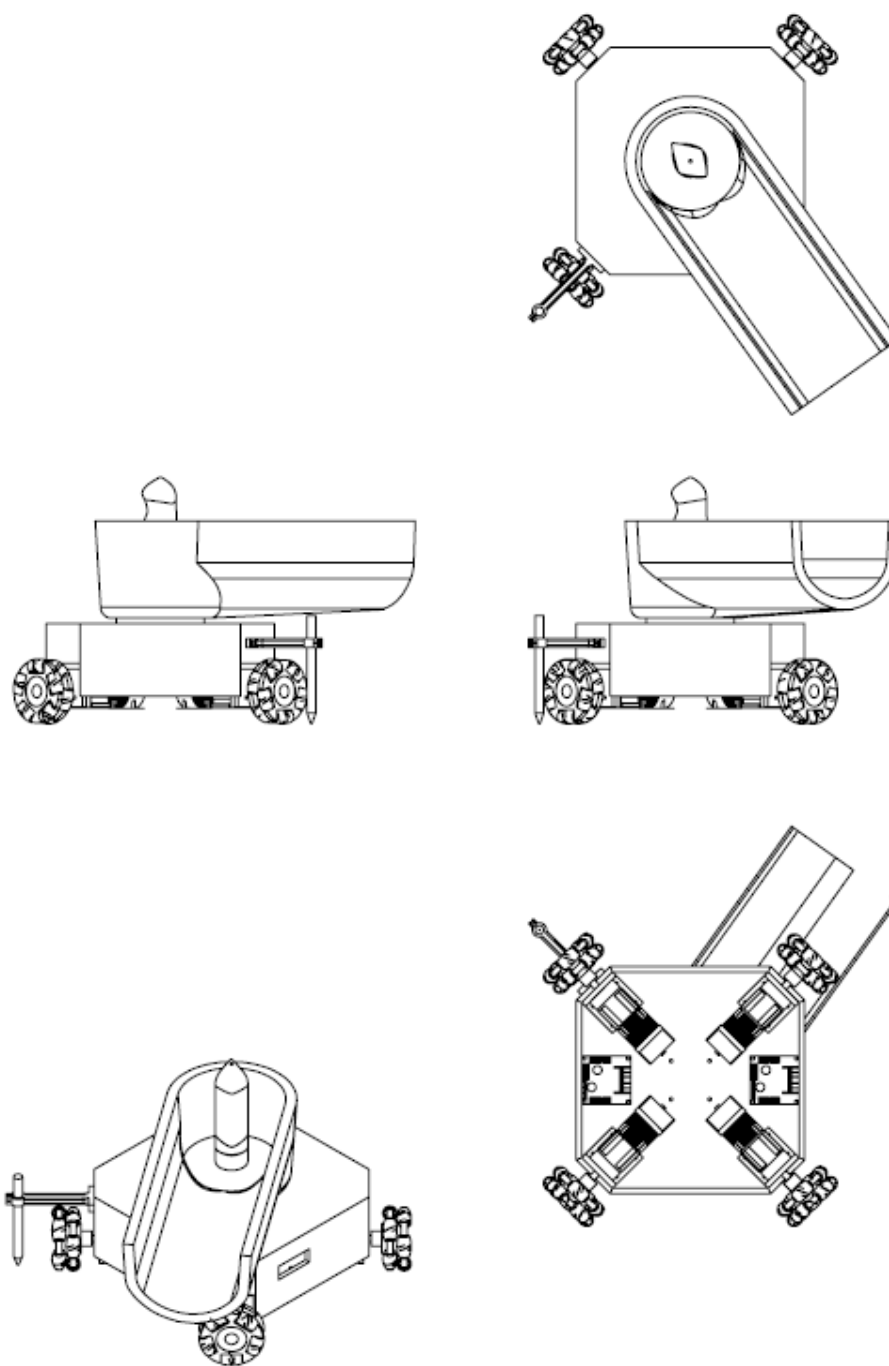
รูปที่ ค-16 ชุดมือจับ



รูปที่ ค-17 อุปกรณ์ยึดระหว่างเครื่องและอุปกรณ์ Mark



รูปที่ ค-18 อุปกรณ์ Mark



รูปที่ ค-19 ส่วนประกอบทั้งหมดของเครื่อง

ภาคผนวก ง.
บทความทางวิชาการ

บทความทางวิชาการเรื่อง External Force/Velocity Control for An Autonomous Rehabilitation Robot ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่างโดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ The 8th TSME International Conference on Mechanical Engineering ระหว่างวันที่ 12-15 ธันวาคม 2560

บทความทางวิชาการเรื่อง A New Design of a Portable Rehabilitation Robot for Upper Limb ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่างโดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ The 9th TSME International Conference on Mechanical Engineering ระหว่างวันที่ 11-14 ธันวาคม 2561

The 8th TSME International Conference on Mechanical Engineering
12-15 December 2017
Bangkok, Thailand



DRC0020

External force/velocity control for an autonomous rehabilitation robot

Peerayuth Saekow *, Paramin Neranon and Pruittikorn Smithmaitrie

Prince of Songkla University, Faculty of Engineering, Hat Yai, Songkla 90110, Thailand

* Corresponding Author: E-mail: Peerayuth.psu@gmail.com
Telephone Number: 083-6551504

Abstract. Stroke is a primary cause of death and the leading cause of permanent disability in adults. There are many stroke survivors, who live with a variety of levels of disability and always need rehabilitation activities on daily basis. Several studies have reported that usage of rehabilitation robotic devices shows the better improvement outcomes in upper-limb stroke patients than the conventional therapy—nurses or therapists actively help patients with exercise-based rehabilitation. This research focuses on the development of an autonomous robotic trainer designed to guide a stroke patient through an upper-limb rehabilitation task. The robotic device was designed and developed to automate the reaching exercise as mentioned. The designed robotic system is made up of a four-wheel omni-directional mobile robot, an ATI Gamma multi-axis force/torque sensor used to measure contact force and a microcontroller real-time operating system. Proportional plus Integral control was adapted to control the overall performance and stability of the autonomous assistive robot. External force control was successfully implemented to establish the behavioral control strategy for the robot force and velocity control scheme. In summary, the experimental results indicated satisfactorily stable performance of the robot force and velocity control can be considered acceptable. The gain tuning for proportional integral (PI) velocity control algorithms was suitably estimated using the Ziegler-Nichols method in which the optimized proportional and integral gains are 0.45 and 0.11, respectively. Additionally, the PI external force control gains were experimentally tuned using the trial and error method based on a set of experiments which allow a human participant moves the robot along the constrained circular path whilst attempting to minimize the radial force. The performance was analyzed based on the root mean square error (E_{RMS}) of the radial forces, in which the lower the variation in radial forces, the better the performance of the system. The outstanding performance of the tests as specified by the E_{RMS} of the radial force was observed with proportional and integral gains of $K_p = 0.7$ and $K_i = 0.75$, respectively.

1. Introduction

Stroke is a state describing the lack of blood in the brain which occurs from having ischemic stroke, arterial occlusive diseases, or Intracranial haemorrhage. This causes tissue of the brain to die, and its function to instantly stop. The body subsequently will be paralyzed, weak, and immobilized which results in the disability. Stroke and its effects are considered the major problem and cause of people's death throughout the world. According to the World Safety Organization (WSO)'s record, it is postulated that at least one person dies in every 6 seconds, and it is the third major reason of death and disability of the world [14]. Therefore, many research papers have studied a new approach to the

restoration of the original condition of patients with stroke based on the repeated movement to stimulate the muscles with an assistive robot. The robot is able to perform the task repeatedly and efficiently with consistent control. According to studies by Hermano and Krebs [1, 2], they have developed upper-limb robotic rehabilitation devices, namely MIT-MANUS and InMotion2, respectively. Each robot has two degrees of freedom (DOF). The user's paretic forearm is placed in a support provided, which is attached to a robot end-effector. The user can move the handle in the transverse plane and perform goal-directed tasks which focus on human's shoulder and elbow movement. In addition, a monitor was served to display user targets and provide visual feedback.

An upper-limb robotic rehabilitation device which is the Mirror-Image Motion Enabler (MIME) was developed by Peter and Van [3, 11]. The MIME robot is made up of a six-DOF paretic arm robot with the end effector, which has actuators to apply forces in goal-directed movements. The arm is attached to the end effector, which restricts wrist and hand movement. Loureiro and Harwin [4] constructed an upper-limb robotic rehabilitation device called the GENTLE/s with a virtual reality (VR) display provided to motivate users to engage in the rehabilitation therapy. The GENTLE/s includes a chair, shoulder supports, a wrist connector, an elbow orthosis, two computers, a large monitor with speakers, an exercise table, and a keypad. The arm is suspended to overcome the negative effects of gravity on the paretic arm and to help with shoulder subluxation; in the meantime, the VR can simulate three different environments: an empty room, a real room with some general shapes, and a detailed room with several objects. The Guide (ARM) robot is one of the upper-limb robotic rehabilitation devices and it was designed by Reinkensmeyer, Dewald and Rymer [5, 6]. The Guide (ARM) was utilized to assess multi-joint coordination and the workspace deficits of a paretic arm in a quantitative manner. The ARM Guide was attached to the user's forearm with a custom splint and guides the arm on a linear path, and range of motion and constraint force components were simultaneously measured. Furthermore, there are some research papers currently focusing on high-DOF robot in rehabilitation activities. For examples, Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton (T-WREX) robot which has five degrees of freedom and it was proposed by Housman and Reinkensmeyer [12]. The robot was initially designed to support a weak human arm in intensive movement training by reducing the effects of gravity. The T-WREX uses rubber bands to provide various levels of arm support and has position sensors at each joint, which can measure arm movement. It is able to be used in conjunction with a computer to allow the user to interact in a VR environment and play games. A six-DOF arm robot, named REHAROB, was used in upper-limb rehabilitation. This robot can perform passive physiotherapy at a constant velocity, and it was trained by therapists [7].

However, there is currently no research having studied on and developed an omni-directional mobile robot used in upper-limb stroke rehabilitation which actively help patients through exercise-based activities. Consequently, this paper highlights on the development of a behavioral control strategy using force/velocity control based on PI algorithm for the autonomous robotic trainer designed to guide a stroke patient through an upper-limb rehabilitation task. By first understanding the principle dynamics and control behavior, two sets of experiments have been conducted. PI velocity control algorithm was firstly designed and optimized to ensure the effective robot movements; secondly, the PI external force control was also experimentally tuned to provide successful and safe stroke rehabilitation tasks. The challenge is further complicated by the dynamic nature of the human-robot environment, which by its nature necessitates very careful design of the control strategy and its implementation in order to protect the human operator from the risk of harm or injury by the robot.

2. The designed robotic

This section introduces the conceptual design of the assistive robotic system as schematically illustrated in Figure 1. The system involves a four-wheel omni-directional mobile robot which coordinates with a set of physical sensors and their feedback signals have been processed by an Arduino controller in real-time. An ATI Gamma multi-axis force/torque sensor was used to measure the interactive force between the human and robot, whereas optical linear encoders were mounted to the motor actuators. The force sensor system consists of an ATI F/T Gamma sensor, an electrically shielded and twisted transducer cable and a stand-alone ATI controller in which optional analogue, parallel and serial outputs have already provided. The ranges of force/torque measurements are up to ± 130 N with 0.1 N resolution and ± 10 Nm with 0.0025 Nm resolution, respectively. A Faulhaber 12V-DC motor with an encoder which is any of a class of rotary electrical machines that converts direct current electrical energy into mechanical energy was utilized. The motors with 64:1 planetary gearbox and 120RPM with 12CPR Encoder were used for an autonomous robotic platform. A detailed description of Arduino Mega 2560 microcontroller is based on the ATmega2560, which has 54 digital input/output pins (14 of which can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16-MHz crystal oscillator. According to the mobile robotic platform design, anodized aluminium was used for the body structures to ensure a durable and robust, yet lightweight construction, whilst plastic linkages and circuit board carriers ensure lightness yet durability. The omni-wheels adopted are wheels with small discs around the circumference which are perpendicular to the turning direction. The effect is that the wheel can be driven with full force, but it can also slide laterally with great ease.

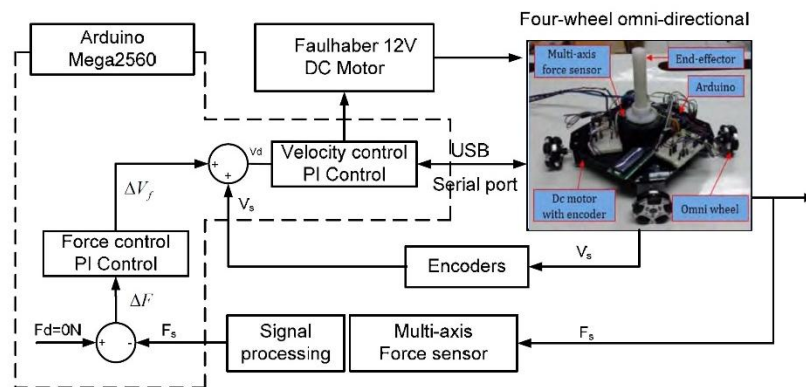


Figure 1. Block diagram and four-wheel omni-directional mobile robot.

3. Robot dynamic model

The robotic dynamic model is essential for describing a mobile robot's position, orientation and motions of the wheels and for analyzing and synthesizing the overall dynamic behavior of the robot. The omni-wheels robot has three degrees of freedom on the x-y plane and can perform forward-reverse movement and left-right movements. The movement in all three directions is due to the sum of and the four wheels. The kinematic equations and relations between robot velocity and various geometry specifications are expressed as the following. Oliveira and Hashemi [8, 13] have suggested that there are two coordinate frames used in the model consisting of the global frame (x, y) which represents the environment of the robot as depicted in Figure 2. The robot's location and orientation in this global frame can be represented as (x, y, θ) . The global velocity of the robot can be written as $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta})$ and define a local frame $[x_r, y_r]$ that is attached to the robot itself.

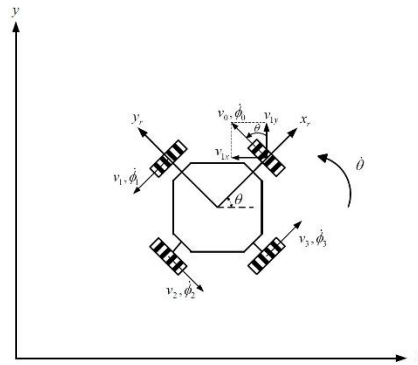


Figure 2. Global and Robot coordinates.

Transformation matrices from linear velocity on the global frame to linear on the robot frame can be expressed as the following equation:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (1)$$

The relationship between the translational velocity of wheel v_i and the global velocity of the robot in the environment $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta})$ is presented. The translation of velocity of wheel can be divided into a two parts which are translation and rotation.

$$V_i = V_{trans,i} + V_{rot} \quad (2)$$

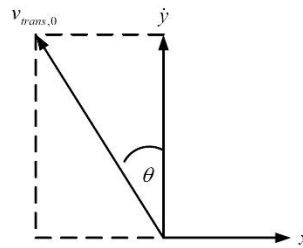


Figure 3. Translation velocity at wheel 0.

Translation as shown in Figure 3 can map the vector $V_{trans,0}$ onto the vectors \dot{x} and \dot{y} as follows:

$$V_{trans,0} = -\sin(\theta)\dot{x} + \cos(\theta)\dot{y}. \quad (3)$$

The vector for all wheels takes into consideration that the vector v_i are position and offset by $\theta + \alpha_i$ as follows:

$$V_{trans,i} = -\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y}, \quad (4)$$

where α_i = starting point and count degrees in the clockwise direction as positive, $\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = 90^\circ$, $\alpha_2 = 180^\circ$ and $\alpha_3 = 270^\circ$.

Once the mobile robot has a pure rotation, it gives:

$$V_{rot} = R\dot{\theta}, \quad (5)$$

where R is distance between wheel and center robot ($R = 0.155$ m).

Substituting the equations (4) and (5) into the equation (2) gives:

$$V_i = -\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y} + R\dot{\theta}. \quad (6)$$

The translation velocity of the hub is related to the angular velocity $\dot{\phi}_i$ of the wheel as:

$$v_i = r\dot{\phi}_i, \quad (7)$$

where r is wheel radius ($r = 0.029$ m) and $i = 0, 1, 2, 3$ represents indices of the wheels.

Substituting the equation (7) into the equation (6) gives:

$$\dot{\phi}_i = \frac{1}{r}(-\sin(\theta + \alpha_i)\dot{x} + \cos(\theta + \alpha_i)\dot{y} + R\dot{\theta}). \quad (8)$$

Then equation (8) can be transformed to matrix representation (9) as follows:

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -\sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_1) & \cos(\theta + \alpha_1) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_2) & \cos(\theta + \alpha_2) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_3) & \cos(\theta + \alpha_3) & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (9)$$

Simply converting the global to robot coordinates and substituting equation (1) into the equation (9) lead to:

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -\sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_1) & \cos(\theta + \alpha_1) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_2) & \cos(\theta + \alpha_2) & R \\ -\sin(\theta + \alpha_3) & \cos(\theta + \alpha_3) & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix}. \quad (10)$$

Therefore, the local frame matrix relation can be expressed the following equation:

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.00 & 34.48 & 5.35 \\ -34.48 & 0.00 & 5.35 \\ 0.00 & -34.48 & 5.35 \\ 34.48 & 0.00 & 5.35 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_r \\ \dot{y}_r \\ \dot{\theta} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

where $\dot{\phi}_1, \dot{\phi}_2, \dot{\phi}_3, \dot{\phi}_4$ are angular velocities of the wheels and $\dot{x}_r, \dot{y}_r, \dot{\theta}$ are velocities of the robot in local frame.

4. Fundamental of Force/Velocity Control

This section explains robot force/velocity control algorithms, which are a fundamental requirement in the achievement of the robot's real-time control. External force control involves any contact force between the mobile robot and its environment. In the meantime the robot velocity control algorithm has perform satisfactorily stable performance for every robot movement. The key performance issue in design of a robotic force/velocity control system is that of stability and reliability that means the robot has to perform in a stable and reliable manner while operating and contacting with various unknown stiffness environments and moving along the constrained path. Using external force/velocity control (see Figure 4.) developed by De Schutter and Van Brussel [9] is considered to offer a better solution regarding the safety constraints, simplicity and implementation efficiency. The most crucial aspect in

this control method is to achieve a suitable compromise between the system response and stability, where the response time was required to be as short as possible.

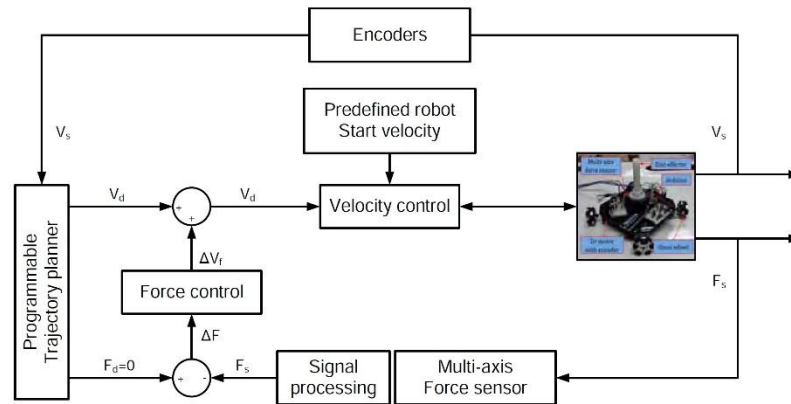


Figure 4. External force/velocity control [9].

Proportional plus integral (PI) control is most widely utilized in industrial process control applications because it is relatively easy to implement and no other type of control can match its simplicity and clear functionality, such as motor speed or position control as suggested by De Schutter and Van Brussel [9]. The PI (proportional plus integral) force control algorithms were successfully implemented with discrete sampling periods. The discrete form of the proportional integral equation is needed to approximate the integral of the error and because this technique facilitates an increase in the accuracy and stability of control system. Therefore, it was decided to apply simple proportional plus integral robot force control in this project.

An incremental discrete-time PI control algorithm [10] with sampling time period τ and the discrete time interval k can be calculated by applying the equations (12) and (13) and it gives:

$$U(k) = k_p e(k) + k_i \sum_{j=0}^k e(j). \quad (12)$$

The incremental PI control value represented by $\Delta u(k)$ can be calculated as:

$$\Delta u(k) = k_p e(k) + k_i \sum_{j=0}^k e(j) - k_p e(k-1) + k_i \sum_{j=0}^{k-1} e(j) \quad (13)$$

$$\Delta u(k) = k_p [e(k) - e(k-1)] + k_i e(k) \quad (14)$$

$$e(k) = f_d - f_s \quad (15)$$

where $u(k)$ is the PI control output; k_p is proportional gain; k_i is integral gain; f_d is desired force, which is initially defined as 0, and f_s is the actual force (measured by the ATI force control)

A block diagram of external force/velocity control based on the PI control is subsequently shown in Figure 5 where e is the error defined as the difference in magnitude between the desired (f_d) and actual (f_s) forces, while e_e is the change in error (e). The PI control output can be determined as the incremental displacement (ΔU_k) modified by the previous computed value of (ΔU_{k-1}), which is scaled before being transferred to the robot.

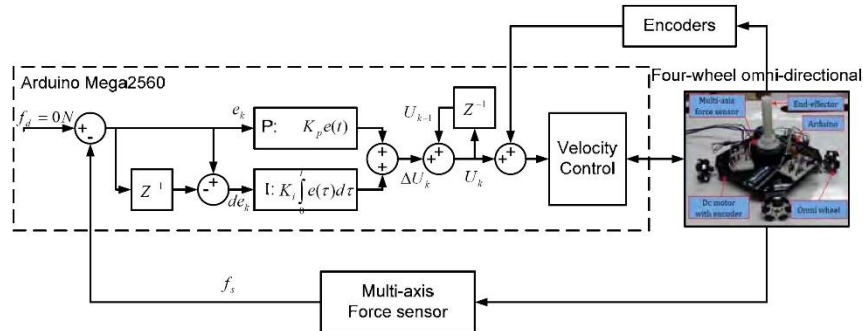


Figure 5. Diagram of the force control strategy based on PI control.

In the same way, the output of the PI velocity control implemented was assumed to be the incremental position $\Delta u(k)$, where increment PI velocity control algorithm can be calculated by applying the equation as shown below.

The incremental robot PI velocity control is defined by

$$u(k) = u(k-1) + k_p[e(k) - e(k-1)] + k_i e(k) \quad (16)$$

$$e(k) = V_d - V_s \quad (17)$$

The input e of PI control was generated as the difference in magnitude between the desired (V_d) and actual (V_s) velocities, and the input de is the change in error (e) where V_d is desired velocity, and V_s is the actual velocity (measured by the encoder sensor), respectively.

5. External Implementation

In order to improve the stability and performance of the autonomous robotic trainer designed to guide a stroke patient through an upper-limb rehabilitation task, the proportional integral (PI) force/velocity control technique has been clearly addressed in the last section. However, one of the most principal challenges in the control development is to design a set of appropriate PI gains to achieve an effective system response. Various techniques for PI gain tuning have been developed, such as the Ziegler-Nichols, Cohen-Coon, Chien-Hrones-Reswick or manual (trial and error) techniques. In this paper, Ziegler-Nichols tuning method was adopted to establish appropriate PI gains for the robot's velocity control algorithm. However, as complicated robot force control while the robot interacts with the human environment, a trial-and-error tuning method based on a circular tracking experiment was used in the robot's external force control.

a. Experiment 1: Gain tuning of the PI velocity control

Ziegler-Nichols method was applied to simplify the determination of PI velocity control's gain parameters to meet the desired performance specifications, in which the system overshoot response is kept to minimum but at the same time the response should be as fast as possible. However, in this paper this tuning technique still needs operator's experience for a fine tuning until the system specification being completely achieved. As the systematic approach based on the method of Ziegler and Nichols rules was applied to simplify PI gains, its performance was analyzed based on the root mean square error (E_{RMS}) of the velocity. It can be said that the performance of the system response can be evaluated in terms of variation in the radial forces, in which the lower the variation in radial forces, the better the performance of the system. The equation used to calculate the magnitude of error deviations of E_{RMS} is expressed as:

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_d - X_s)^2}{n}}, \quad (18)$$

where n is the number of evaluated values, X_d is desired value, and X_s is the actual value (measured by the encoder sensor).

Properly tuning the gain parameters for the PI velocity control algorithm can be a challenge because, if the time constants in the process are large, the time to do the optimization can be excessively long. This following process presents how the appropriate gain tuning was achieved. Firstly, the autonomous rehabilitation robot was pulled by constant forces using a mass of 5N (simulating a human pulling force). The integral term (K_i) was turned off and only the proportional gain (K_p) was initially set to zero. The K_p component subsequently increased slowly while the robot velocity was simultaneously measured and monitored until it can be noted that the velocity profile exhibited sustained oscillations. At this point, the experiment finalizes the critical gain, and the K_u, T_u unknown parameters were calculated. Thus, using Ziegler and Nichols technique gave the proportional gain (K_p) of 0.45 and integral gain (K_i) of 0.10. Nevertheless, as mentioned earlier, to adopt the set of proper PI gains this method still needs operator's experience for a fine tuning. A set of the experiments were undertaken to examine the relationship between the adjusted proportional gain and root mean square error (E_{RMS}) of the velocity where V_d is desired velocity, and V_s is the actual velocity. The test results are illustrated in Table 1.

5.1.1. Experimental results: K_p gain fine tuning (robot velocity control algorithm)

Table 1. The results of preliminary tests to evaluate the gain K_p

K_p Gain	E_{RMS} of velocity [RPM]
0.25	14.07
0.35	8.17
<u>0.45</u>	<u>4.86</u>
0.55	5.44
0.65	5.93
0.75	8.13
0.85	9.61

After using Ziegler-Nichols technique to roughly estimate the proportional and integral gains, the operator's experience was needed for a fine tuning to delivery an optimized control system. A set of the experiments was proposed and undertaken to examine the relationship between the adjusted proportional gain and root mean square error (E_{RMS}) of the velocity where V_d is desired velocity, and V_s is the actual velocity. The gain tuning for the proportional velocity control was successfully implemented. Based on the results of the experiments, it can be concluded that the best performance as specified by the lowest E_{RMS} of the velocity is observed with the proportional $K_p = 0.45$, in which this value was subsequently employed in the robot velocity control in order to finalize the appropriate integral gain K_i .

5.1.2. Experimental results: K_i gain fine tuning (robot velocity control algorithm)

Table 2. The results of preliminary tests to evaluate the gain K_i

K_i Gain	E_{RMS} of velocity [RPM]
0.09	6.49
0.10	6.20
<u>0.11</u>	<u>4.86</u>
0.12	5.38
0.13	5.63

In the same way, Table 2 shows the results of preliminary tests to evaluate the gain K_i presented in the performance results of the tests in which the range of the integral gain (K_i) were between 0.09 and 0.13. The system performance can be also identified based on the E_{RMS} of velocity as in the previous case. The best performance of this test is represented by minimum E_{RMS} of velocity, and was achieved at a gain K_i of 0.11.

5.2. Experiment 2: Gain tuning of the PI force control

As suggested by De Schutter and Van Brussel [9], proportional integral (PI) control is appropriate for robot force/position control in order to provide the smallest possible force control error. The journal of Nerano and Bicker [10] also stated that according to the Ziegler-Nichols method, K_u, T_u and the critical gain can be calculated once the K_p component is slowly increased until the robot motion profile exhibited sustained oscillations; however, at this point if the robot system has very high unstable oscillation, this could damage the robot. Therefore, the proper gains of PI external force control were experimentally tuned using the trial-and-error method based on a set of circular tracking experiments which allow a human participant to move the robot along the constrained circular path whilst attempting to minimize the radial force. The designed circle was drawn on a green template mounted on the fixed platform where the circular tracking test in an X-Y plane required the operator to track a circle radius selected of approximately 25 cm. The robot was positioned such that its pointer was at the home position as shown in Figure 6. The performance was analyzed based on the root mean square error (E_{RMS}) of the radial forces, in which the lower the variation in radial forces, the better the performance of the PI control system.

Ten participants were adopted and required to perform a set of tests in order to become familiar the test rig before completing five repetitions of the substantive experiments. Prior to running the real-time circular tracking test, the human was requested to sit down in comfortable position in front of the test rig and naturally grasp the supporter provided using only one hand. When the timer trigger is activated, the human participant is asked to start moving the robot from the home positions towards the constrained circular path. In the meantime, the robot position and velocity components are simultaneously detected and monitored in real time. The human operator is then required to continually track the constrained circular path in a clockwise direction until the test is totally completed when a full revolution has been achieved and the timer is stopped.

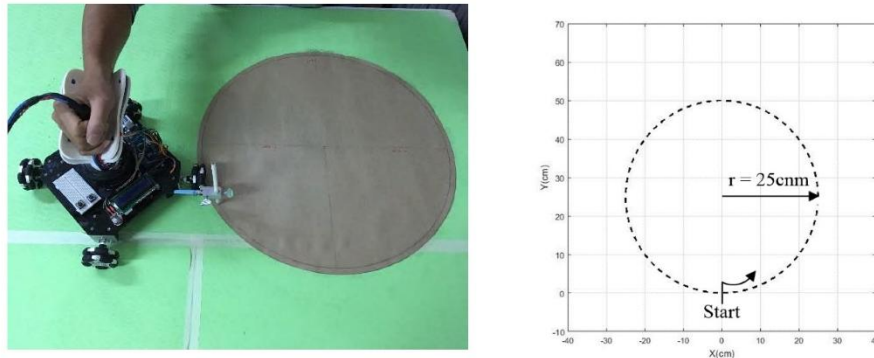


Figure 6. experimental set-up.

5.2.1. Experimental results: K_p gain tuning (robot force control algorithm)

As a trial-and-error tuning based on a circular tracking experiments was adopted. Firstly, the integral term (K_i) was initially turned off and only the proportional gain (K_p) ranging between 0.2 – 0.8 with 0.1 resolution was set. Choosing the optimum empirical control gains is a cautious exercise if a high proportional gain is preferable as its implementation will increase the transparency of the operation; nevertheless, the gain can only be increased to a certain upper limit; if the gain is set too large the system becomes unstable which could easily damage the mobile robot. The following table and figures demonstrate a representative of results of the relationship between the proportional gain and the root mean square error (E_{RMS}) of the radial force applied to the robot.

Table 3. The results of preliminary tests to evaluate the gain K_p

K_p Gain	E_{RMS} of force [N]
0.2	4.33
0.3	1.71
0.4	1.92
0.5	1.45
0.6	1.39
<u>0.7</u>	<u>0.96</u>
0.8	0.98
0.9	1.29

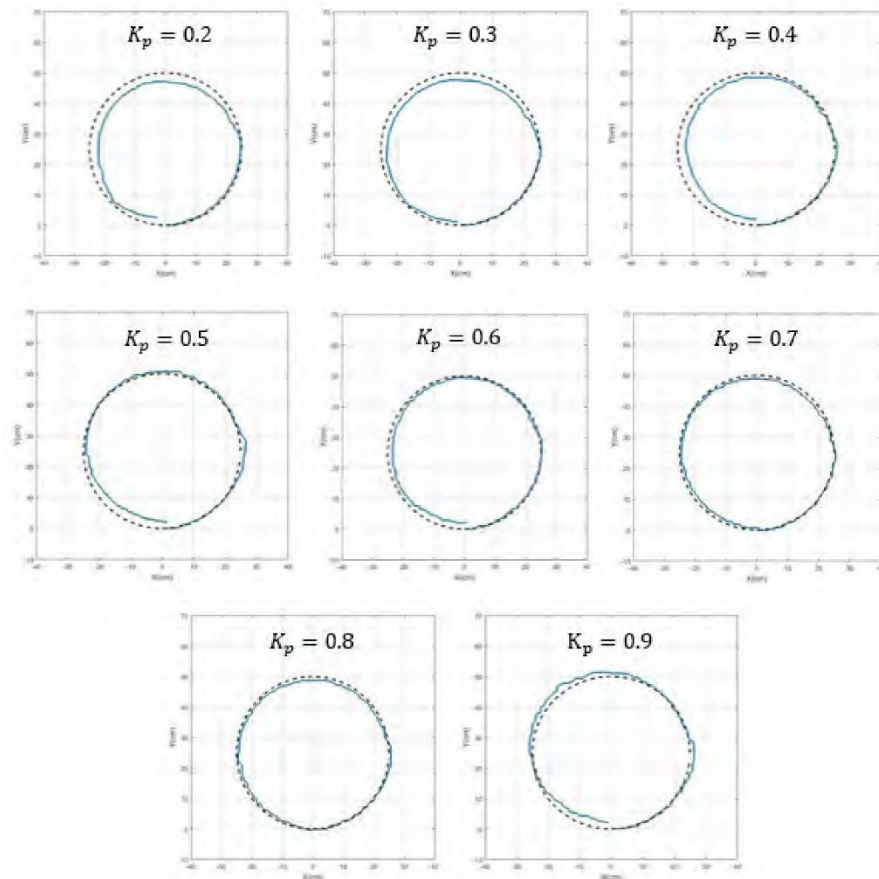


Figure 7. Circular tracking tests to evaluate the gain K_p .

Figure 7 presents the examples of the performance results with the different values of proportional gain K_p ranging between 0.2 and 0.9 in which the system performance can be identified based on the E_{RMS} of force. The highest performance of this test is represented by the minimum E_{RMS} of the radial force and was achieved at a gain K_p of 0.7, where the minimum E_{RMS} value is 0.96 N. Additionally, as expected the tangential force applied to the robot decreases when the gain K_p increases, and is approximately inversely proportional to the K_p gain value. Hence, the optimized proportional gain proposed was then utilized in K_i gain tuning of the robot force control algorithm expressed in the following section.

5.2.2. Experimental results: K_i gain tuning (robot force control algorithm)

To optimize the integral gain (K_i), the gain K_p was initially set at 0.7, and then tuning of the integral gain is marked by increasing K_i until the best performance indicating by the minimum E_{RMS} of the radial force is achieved. The same procedure for the first circular tracking test developed for evaluating the performance of the gain K_p was used. The same group of the participants was employed

to perform the assigned tests in which a range of integral gains varying from 0.25 to 1.25 with 0.25 resolution.

Table 4. The results of preliminary tests to evaluate the gain K_i

K_i Gain	E_{RMS} of force [N]
0.25	2.44
0.50	1.26
<u>0.75</u>	<u>0.91</u>
1.00	1.03
1.25	1.27

Table 4 presents the performance results of test different values of integral gain K_i ranging between 0.25 and 1.25. The system performance can be identified based on the E_{RMS} of force. The best performance of this test is represented by minimum E_{RMS} of force, and was achieved at a gain K_i of 0.75.

The performance of the circular tracking test for different values of integral gain (K_i) is illustrated above. It can be noted that the best performance of the K_i tuning test is 0.75, in which the lowest E_{RMS} value is 0.9. To sum up, based on a set of experiments which allow a human participant to move the robot along the constrained circular path whilst attempting to minimize the radial force, the performance was analyzed based on the root mean square error (E_{RMS}) of the radial forces, in which the lower the variation in radial forces, the better the performance of the system. The outstanding performance results to optimized proportional (K_p) and integral (K_i) gains are observed with 0.7 and 0.75, respectively.

6. Conclusion

This paper has presented a new development of the force/velocity control for an autonomous rehabilitation robot system. This new robotic system has its emphasis on real-time control, programmability and repeatability in which the robot provides as advantages for guiding a stroke patient through an upper-limb rehabilitation. A well tuned proportional plus integral (PI) control was successful developed and it allows the robot to meet the desired response and satisfactorily stable performance. Based on the experimental results, it was confirmed that the best performance of the robotic force/velocity control as specified by the E_{RMS} of radial force has been observed with proportional and integral gains of the velocity control equal to 0.45 and 0.11, respectively. And proportional and integral gains of force control are 0.7 and 0.75, respectively. Therefore the development of an autonomous robotic trainer designed to guide a stroke patient through an upper-limb rehabilitation task has been carried out successfully.

Reference

- [1] Krebs H I, *et al.*, *J. Neuroengineering Rehabil.* **1**(1) p 5
- [2] Krebs H I, Hogan N, Aisen M L and Volpe B T 1998 *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **6**(1) pp 75–87
- [3] Lum P S, Burgar C G, Shor P C, Majmundar M and Van der Loos M 2002 *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **83**(7) pp 952–959
- [4] Loureiro R, Amirabdollahian F, Topping M, Driessen B and Harwin W 2003 *Auton. Robots* **15**(1) pp 35–51
- [5] Reinkensmeyer D J, Kahn L E, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit B D and Rymer W Z 2014 *J. Rehabil. Res. Dev.* **37**(6)
- [6] Reinkensmeyer D J, Dewald J P A and Rymer W Z 1990 *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **7**(1) pp 1–11
- [7] Fazekas G, Horvath M and Toth A 2006 *Int. J. Rehabil. Res.* **29**(3) pp 251–254
- [8] Oliveira H P, Sousa A J, Moreira A P and Costa P J 2009 *Modeling and Assessing of Omni-Directional Robots with Three and Four Wheels*
- [9] De Schutter J and Van Brussel H 1988 *Int. J. Robot. Res.* **7**(4) pp 18–33
- [10] Neranon P and Bicker R 2016 *Therm. Sci.* **20**(2) pp 537–548
- [11] Lum P S, Burgar C G, der Loos M V, Shor P C, Majmundar M and Yap R 2005 *9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics* pp 511–514
- [12] Housman S J, Le V, Rahman T, Sanchez R J and Reinkensmeyer D J 2007 *2007 IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics* pp 562–568
- [13] Hashemi E, Jadidi M G and Babarsad O B 2009 *Computational Intelligence in Robotics and Automation (CIRA), 2009 IEEE Int. Symp.* pp 272–277
- [14] <http://world-stroke.org/> [4 January 2016].

The 9th TSME International Conference on Mechanical Engineering
11-14 December 2018
Phuket, Thailand



DRC0011

A New Design of a Portable Rehabilitation Robot for Upper Limb

Peerayuth Saekow^{1*}, Paramin Neranon¹ and Pruittikorn Smithmaitrie¹

¹ Prince of Songkla University, Faculty of Engineering, Hat Yai, Songkla, Thailand, 90110

* Corresponding Author: E-mail: Peerayuth.psu@gmail.com, Telephone Number: 083-6551504

Abstract. Stroke is the primary of death and the leading cause of permanent disability in adults. There are many stroke survivors, who live with a variety of levels of disability and always need rehabilitation activities of daily living. Several studies have reported that usage of rehabilitation robotic devices shows the better improvement outcomes in upper-limb stroke patients than the conventional therapy - therapists actively help patients with exercise-based rehabilitation. Much of the relevant rehabilitation robot research has been extensively reviewed. However, most of existing robotic devices for upper limb are bulky and heavy that might be very difficult to move. This research therefore proposed a newly designed smart portable robot for upper-limb rehabilitation in which a mobile robot has been implemented as a main component of the robot. To meet the requirements of rehabilitation training for the patients, the robot has two modes, active and passive modes according to different patients or trainings respectively, namely, training in a state of initiative and training of trajectory tracking. The designed robotic system is made up of a four-wheel omni-directional mobile robot driving DC motor, an ATI Gamma multi-axis force/torque sensor used to measure contact force and a microcontroller real-time operating system. The robotic external force/velocity control based on the PI control algorithm was adopted to control the overall performance and stability. Additionally, MYO armband which contains eight Electromyography (EMG) sensors was used to capture the EMG signal of the human arm muscles for further medical investigation. A user-friendly interface is not overly complex, but instead is straightforward, providing quick access to data monitoring. The experimental results show that the new design of smart portable rehabilitation robot for upper limb can be used in the rehabilitation therapy and has been gaining traction in the rehabilitation field as technology advances. It can be also used to supplement or facilitate rehabilitation by assisting in the repetitively active and passive therapy.

1. Introduction

The External Force/Velocity Control for an Autonomous Rehabilitation Robot talking about stroke is a state describing the lack of blood in the brain which occurs from having ischemic stroke, arterial occlusive diseases, or Intracranial hemorrhage. This causes tissue of the brain to die, and its function to instantly stop. The body subsequently will be paralyzed, weak, and immobilized which results in the disability. Stroke and its effects are considered the major problem and cause of people's death throughout the world. According to the World Safety Organization (WSO)'s record, it postulates that at least one person dies in every 6 seconds, and it is the third major reason of death and disability of the world [1]. Therefore, many research papers have studied a new approach to the restoration of the original condition of patients with stroke based on the repeated movement to stimulate the muscles with an

assistive robot. The robot is able to perform the task repeatedly, and efficiently with consistent control [2,3]. This research therefore proposed a newly designed smart portable robot for upper-limb rehabilitation. To meet the requirements of rehabilitation training for the patients, the robot has two modes, active and passive modes according to different patients or training respectively, namely, training in a state of initiative and training of trajectory tracking. The designed robotic system is made up of a four-wheel omni-directional mobile robot, Arduino controller, An ATI Gamma multi-axis force/torque sensor and Faulhaber 12V-DC motor with an encoder with 64:1 planetary gearbox and 120RPM with 12CPR Encoder. The MYO enables the user to control technology wirelessly using various hand motions. It uses a set of eight Electromyography (EMG) sensors that sense electrical activity in the forearm muscles. A user-friendly interface is not overly complex but instead is straightforward, providing quick access to data monitoring [4].

2. Muscle rehabilitation therapy

Most patients with stroke will lose control of the arm. Hence, they need rehabilitation or exercise to improve their muscle strength. The muscle groups required in rehabilitation are triceps and infraspinatus muscles shown in Figure 1. the rehabilitation of the triceps muscles the patients can be stretch and contraction shows the contraction of muscles was decreased. However, the rehabilitation of infraspinatus muscle the patients can extend the arms out of the body [5].

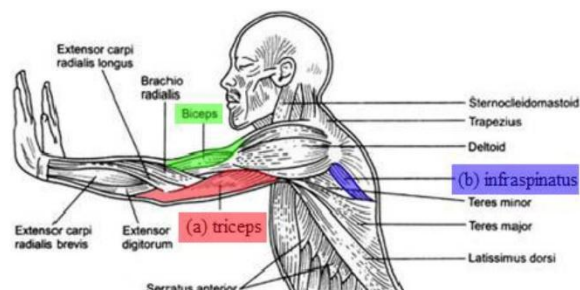


Figure 1. Triceps muscle and Infraspinatus muscle

3. A new design of a portable rehabilitation robot for upper limb

This section introduces the conceptual design of the robot system as schematically illustrated in Figure 2 and Figure 3 shows an overview of the design of Smart Portable Rehabilitation Robot. The system involves a four-wheel omni-directional mobile robot which coordinates with a set of physical sensors and their feedback signals have been processed by an Arduino controller in real-time. An ATI Gamma multi-axis force / torque sensor was used to measure the interactive force between the human and robot, whereas optical linear encoders have been mounted to the motor actuators. The force sensor system consists of an ATIF/T Gamma sensor, an electrically shielded and twisted transducer cable and a stand-alone ATI controller in which optional analogue, parallel and serial outputs have been already provided. The ranges of force/torque measurements are up to ± 130 N with 0.1 N resolution and ± 10 Nm with 0.0025 Nm resolution, respectively. A Faulhaber 12V-DC motor with an encoder which is any of a class of rotary electrical machines that converts direct current electrical energy into mechanical energy was utilized. The motors with 64:1 planetary gearbox and 120RPM with 12CPR Encoder were used for an autonomous robotic platform. A detailed description of Arduino Mega 2560 microcontroller is based on the ATmega2560, which has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator. According to the mobile robotic platform design, anodized aluminium was used for the body structures to ensure a durable and

robust, yet lightweight construction, whilst plastic linkages and circuit board carriers ensure lightness yet durability. The omni-wheels adopted are wheels with small discs around the circumference which are perpendicular to the turning direction. The effect is that the wheel can be driven with full force, but it can also slide laterally with great ease. The PI external force control was applied to the robotic system, whose optimize K_p and K_i gains were detailed in the research, namely External force/velocity control for an autonomous rehabilitation robot [6].

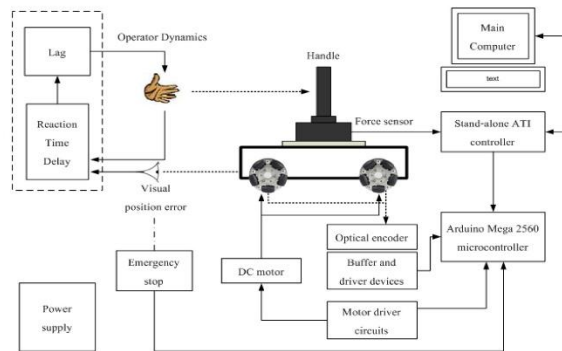


Figure 2. Block diagram of the portable rehabilitation robot

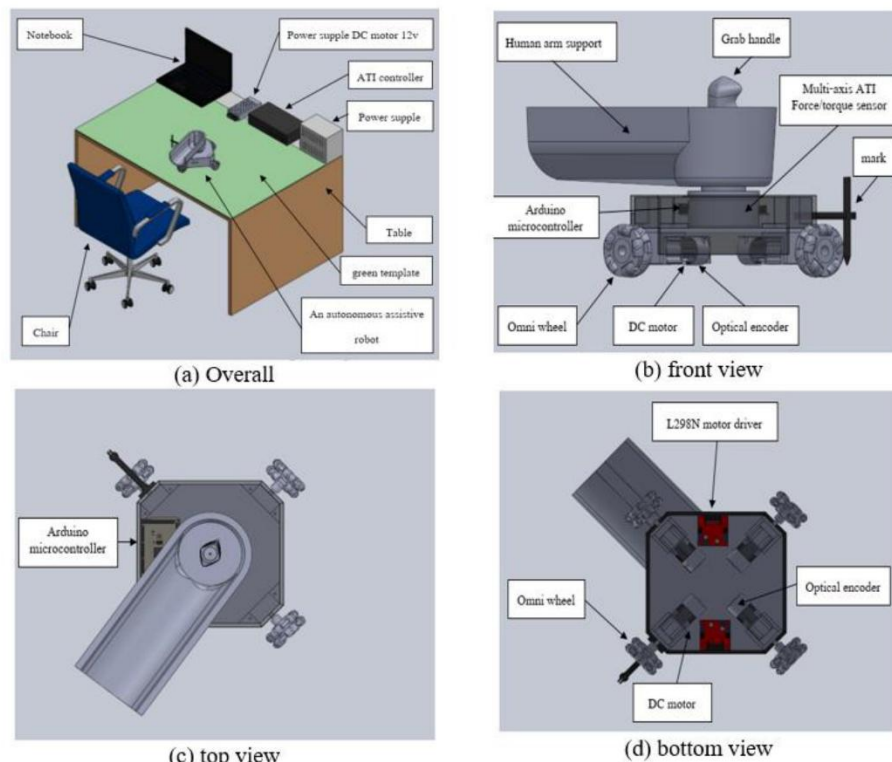


Figure 3. Design of the Smart Portable Rehabilitation Robot

4. MYO armband

The MYO armband is a device developed by the company Thalmic Labs which can be worn on the arm to interact with the systems [7]. The MYO is equipped with several sensors that can recognize hand gestures and the movement of the arms. It is characterized by using a process called electromyography (EMG). Based on the electrical impulses generated by muscles, 8 EMG sensors are responsible to recognize and perform each gesture. In addition to the EMG sensors, the MYO also has a nine-axis inertial measurement unit (IMU), which enables the detection of arm movement. IMU contains a three-axis gyroscope, a three-axis accelerometer and a three-axis magnetometer. For the connection, the gadget used Bluetooth low energy technology, which allows a reasonable way to perform tasks. One must make sure, the Bluetooth adapter is plugged in and have a look at the Bluetooth signal (and its strength), get a reading from each of the eight EMG sensor pods in the armband, check out the motion control of the IMU, test your gesture recognition, play with haptic feedback in Figure 4 [8,9].

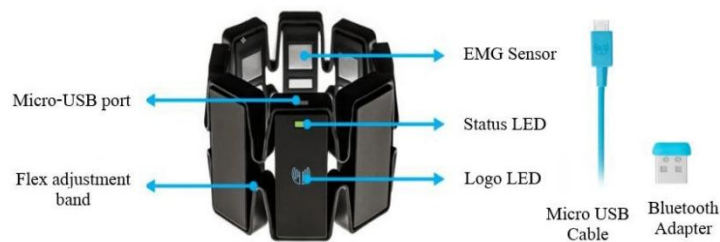


Figure 4. MYO armband

5. Experiments

This experiments involving a collaboration between the autonomous robotic trainer and humans in the exercise-based rehabilitation can be divided into three main experiments consisting of hand flexion/extension, shoulder flexion/extension and elbow flexion/extension. During executing the task, human's EMG signals was captured and monitored. The test requires a human participant to sit down comfortably in front of the test rig and the subject has to move the robot on the XY plane as shown in Figure 5. The performance of the human's arm strength can be calculated using the following equation [10].

$$EMG_{rate} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |E_n| \times 100\% \quad (1)$$



Figure 5. Experimental set-up.

where, EMG_{rate} is the proportion of each channel from 8 channel.
 N is denoted the sampling time of EMG raw data.
 n is the channel of MYO from 1 to 8.
 E_n is an 8-bit integer data that is an EMG signal from the channel of MYO.

5.1 Experiment 1: Hand flexion and extension

The experiment setup is shown in Figure 5, in which the participants has to manipulate the robot from point A to point B vertically and vice versa as shown in Figure 6. This exercise-based rehabilitation allows spontaneous hand extension and flexion. Ten participants were adopted and required to perform a set of tests in order to become familiar with the rig test before completing the substantive experiments. Prior to running the real-time executing, the human was requested to sit down in the comfortable position in front of the test rig and naturally grasp the supporter provided using only one hand. The resistances against the robot motion can be strategically varied by multiplying the PI robotic control gain with a set of constant values in range of 0.25 – 1.00 with 0.25 resolution. The level of resistance can be determined as follows: level 1 is very easy (1.00), level 2 is quite easy (0.75), level 3 is quite difficult (0.50) and level 4 is difficult (0.25). So requires more force to move the robot. Additionally, the MYO armband was used to record the EMG signals from the human, and the test results can be shown in Tables 1-2 and Figures 7-8.

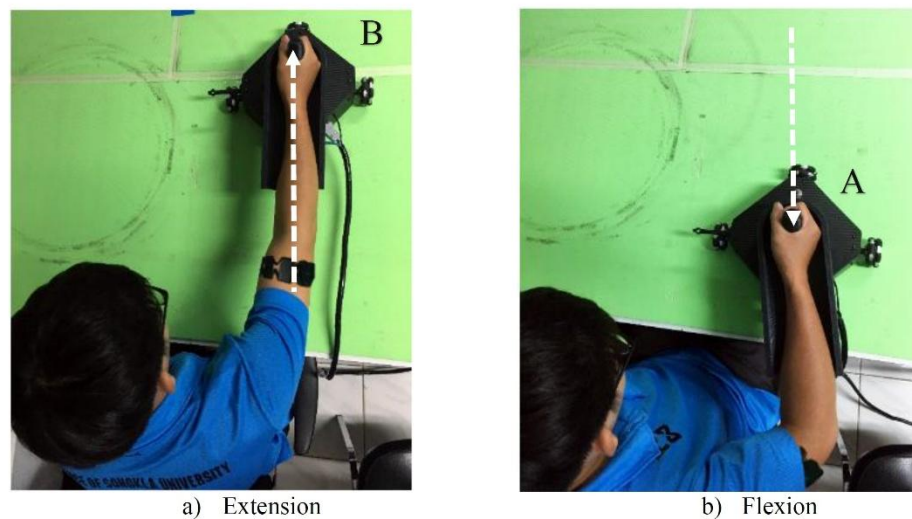


Figure 6. experimental set-up.

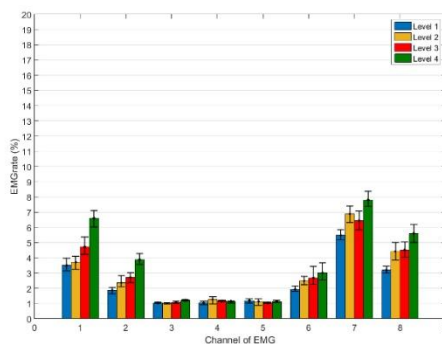
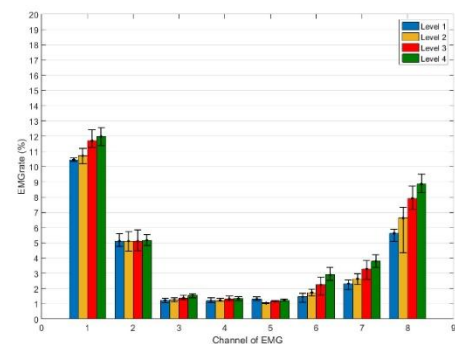
5.1. Experimental results: Hand flexion and extension

Table 1 The results of hand flexion (moving from point B to point A)

Level	1		2		3		4	
channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	3.51	0.12	3.71	0.74	4.72	1.93	6.61	1.22
2	1.86	0.28	2.35	0.61	2.71	0.64	3.89	0.57
3	1.04	0.02	1.01	0.05	1.08	0.06	1.20	0.05
4	1.06	0.01	1.26	0.25	1.17	0.03	1.12	0.07
5	1.19	0.13	1.13	0.23	1.05	0.05	1.14	0.06
6	1.93	0.23	2.50	0.28	2.68	0.65	3.02	0.77
7	5.48	0.19	6.87	1.06	6.44	2.10	7.80	1.21
8	3.19	0.38	4.42	0.91	4.50	0.94	5.59	1.20

Table 2 The results of hand extension (moving from point A to point B)

Level	1		2		3		4	
channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	10.46	0.11	10.73	0.80	11.70	1.53	11.98	1.09
2	5.10	0.42	5.11	1.52	5.12	1.47	5.15	0.40
3	1.24	0.16	1.27	0.14	1.38	0.14	1.56	0.16
4	1.20	0.18	1.24	0.11	1.32	0.17	1.35	0.14
5	1.31	0.12	1.04	0.03	1.17	0.05	1.25	0.05
6	1.47	0.33	1.74	0.24	2.26	1.05	2.91	0.62
7	2.32	0.34	2.62	0.41	3.29	1.25	3.80	0.67
8	5.62	0.46	6.64	2.02	7.91	2.43	8.86	1.12

**Figure 7** The results of hand flexion**Figure 8** The results of hand extension

According to the results of hand flexion and extension, Triceps muscle, which was measured by EMG sensor channels 1, 2, 7 and 8, was intensively stimulated, indicating that this muscle will build strength. Unlike Biceps muscle strength, this was slightly gained. However, careful observation suggests that in particular hand extension provides higher EMG rate than that of had flexion. Furthermore, as expected the more motion resistance added to the system, the more magnitude of force applied.

5.2 Experiment 2: Shoulder flexion and extension

This experiment highlights on shoulder flexion and extension and the experimental setup can be illustrated in Figure 9. Again, the same group of the participants were adopted to perform a set of tests. The subjects, whom are required to sit down in the comfortable position in front of the test rig, have to be familiar with the rig test before completing the main experiments. Once the timer trigger is activated, the participant has to naturally grasp the supporter provided using only one hand and starts moving the robot from point A to point B (approximately 90°) and vice versa. During executing the test, the elbow has to be straight and moving only the shoulder is allowed. Likewise the first experiment, The level of resistance can be determined as follows: level 1 is very easy, level 2 is quite easy, level 3 is quite difficult and level 4 is difficult, and the EMG signals of the human's hand can be measured using the MYO armband and the experimental results be expressed in Tables 3-4 and Figures 10-11 respectively.

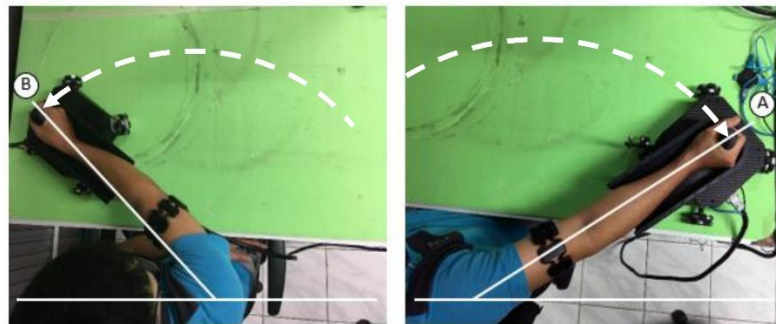


Figure 9. experimental set-up.

5.2. Experimental results: Shoulder flexion and extension

Table 3 The results of shoulder flexion (moving from point A to point B)

Level	1		2		3		4		
	channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1		3.20	0.24	3.95	0.29	4.80	0.74	7.22	1.45
2		3.10	0.31	2.92	0.66	5.80	0.68	7.01	0.99
3		4.23	1.70	4.35	1.20	8.83	1.34	10.53	1.40
4		9.99	1.23	11.05	0.99	12.50	0.97	15.53	0.15
5		7.01	0.57	8.52	4.40	10.83	0.95	14.73	0.48
6		2.50	0.40	2.86	0.95	5.23	0.15	8.12	0.85
7		2.23	0.45	2.62	0.67	3.75	0.22	5.20	0.55
8		2.89	0.34	2.90	0.49	4.35	0.19	6.20	0.95

Table 4 The results of shoulder extension (moving from point B to point A)

Level	1		2		3		4		
	channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1		15.52	3.64	16.93	1.09	18.45	3.16	18.81	1.13
2		6.70	1.61	6.81	0.36	7.96	1.15	11.01	0.41
3		2.24	0.32	2.19	0.31	2.13	0.21	2.48	0.14
4		1.95	1.53	2.64	0.83	2.79	0.22	2.67	0.65
5		2.00	0.52	2.14	0.16	2.19	0.24	2.72	0.03
6		6.26	1.76	8.04	0.62	9.24	2.52	10.18	0.74
7		8.16	2.80	11.19	2.22	11.69	1.92	12.58	1.60
8		13.36	3.62	15.52	0.89	16.46	3.22	18.79	0.94

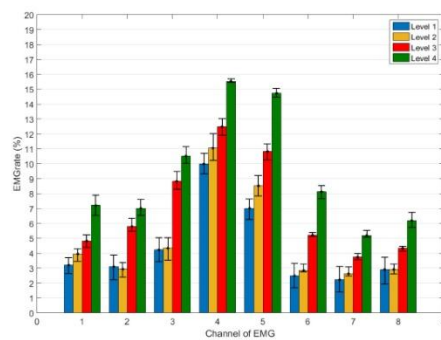


Figure 10 The results of shoulder flexion

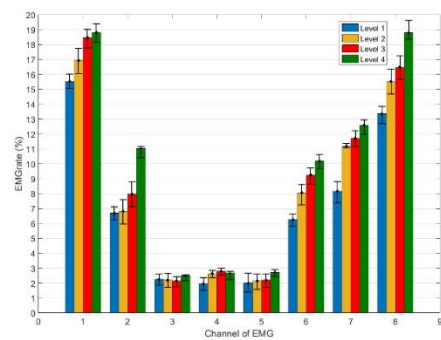


Figure 11 The results of shoulder extension

Figures 10 and 11 demonstrate that exercise-based rehabilitation of shoulder flexion and extension effectively stimulates both Triceps and Biceps muscles. Shoulder flexion actively affects to the Biceps muscle movement as seen in the EMG sensor channels 3, 4, 5 and 6; whereas, shoulder extension highly provides active Triceps muscle workout. Likewise the first experiment, if we increase the resistance in the system, the participant has to take more force to the robot, indicating by EMG_{rate} .

5.3 Experiment 3: Elbow flexion and extension

This experiment involves exercise-based rehabilitation for shoulder flexion and extension. The experimental setup is depicted in Figure 12. In this test, the participant is required to manipulate the rehabilitation robot from point A to point B and vice versa. The elbow flexion and extension (approximately 90°) are only allowed. Likewise the experiments above, The level of resistance can be determined as follows: level 1 is very easy, level 2 is quite easy, level 3 is quite difficult and level 4 is difficult and the EMG signals of the human's hand are measured using the MYO armband and the experimental results be expressed in Tables 5-6 and Figures 13-14 respectively.

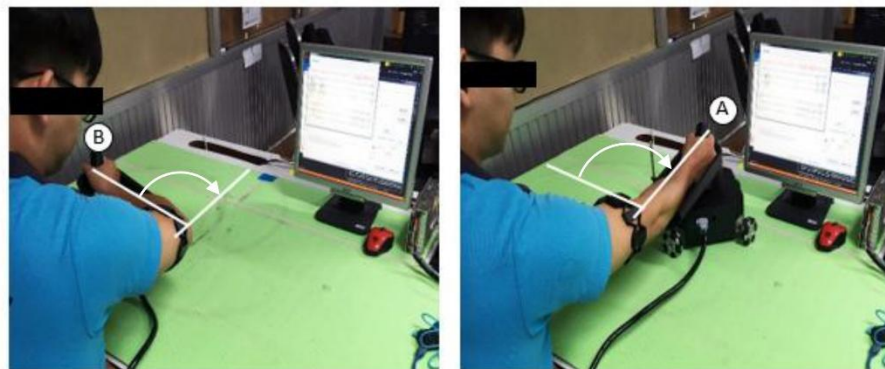


Figure 12. experimental set-up.

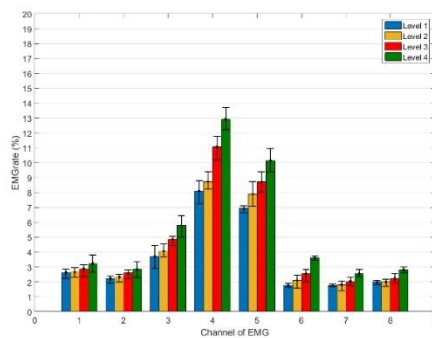
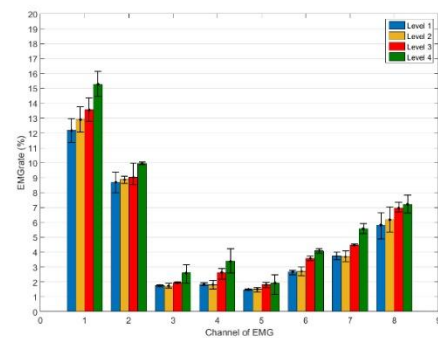
5.3. Experimental results: Elbow flexion and extension

Table 5 The results of elbow flexion (moving from point A to point B)

Level	1		2		3		4	
channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	2.64	0.34	2.67	0.34	2.87	0.47	3.22	0.11
2	2.22	0.27	2.34	0.30	2.60	0.34	2.84	0.10
3	3.71	0.75	4.06	0.13	4.86	0.36	5.80	1.07
4	8.11	1.23	8.74	0.98	11.07	1.71	12.93	0.23
5	6.94	0.26	7.88	0.59	8.73	1.07	10.16	0.58
6	1.78	0.14	2.11	0.46	2.54	0.47	3.61	0.15
7	1.76	0.08	1.82	0.35	2.02	0.29	2.55	0.39
8	1.99	0.15	2.01	0.29	2.23	0.33	2.81	0.31

Table 6 The results of elbow extension (moving from point B to point A)

Level	1		2		3		4	
channel	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD	EMG_{rate}	SD
1	12.17	0.75	12.89	0.64	13.56	1.05	15.28	0.30
2	8.70	0.70	8.87	0.37	9.04	1.07	9.96	0.10
3	1.76	0.08	1.73	0.13	1.94	0.05	2.59	0.94
4	1.85	0.08	1.82	0.28	2.64	0.39	3.40	0.18
5	1.48	0.04	1.50	0.16	1.80	0.17	1.91	0.37
6	2.68	0.17	2.71	0.39	3.59	0.16	4.09	0.15
7	3.75	0.25	3.69	0.49	4.48	0.05	5.56	0.34
8	5.82	0.52	6.17	0.69	6.97	0.34	7.21	0.38

**Figure 13** The results of elbow flexion**Figure 14** The results of elbow extension

The findings of elbow flexion and extension as shown in Figures 13 and 14 are slightly similar to the results of shoulder flexion and extension. However, elbow exercise-based rehabilitation provides lower active muscle strength rather than shoulder workout. Elbow flexion greatly improve Biceps muscle strength and elbow extension gains Triceps muscle strength. Again, the higher the resistance, the more applied force required in the system.

6. Conclusion

This research has proposed a newly designed smart portable robot for upper-limb rehabilitation by using a four-wheel omni-directional mobile as a robot platform. Proportional plus Integral force/velocity control was used to control the overall performance and stability of the autonomous assistive robot (as detailed in [1]). After testing the robot, it can be found that the robot assisted therapy can be effectively used for motor recovery for the patient's hand. The experimental results also show that the new design of smart portable rehabilitation robot for upper limb can be used to supplement or facilitate rehabilitation by assisting in the repetitively active and passive therapy. This has been gaining traction in the rehabilitation field as technology advances. To evaluate the feasibility and efficacy of robot-assisted hand rehabilitation in improving arm function abilities, the exercise-based rehabilitation experiments for hand flexion/extension, shoulder flexion/extension and elbow flexion/extension have been carried out to investigate the muscle strength of the human's hand by analysing its EMG signals (measured by the MYO arm band). The EMG signals can be subsequently used for further investigation by a doctor.

Acknowledgment

This work was supported by The Coordinating Center for Thai Government Science and Technology Scholarship Students (CSTS) and National Science and Technology Development Agency (NSTDA)

Reference

- [1] <https://world-stroke.org/> [4 January 2016].
- [2] E. C. Lu, "Development of an Upper Limb Robotic Device for Stroke Rehabilitation," p. 197.
- [3] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 11, no. 1, p. 3, 2014.
- [4] S. Pizzolato, L. Tagliapietra, M. Cognolato, M. Reggiani, H. Müller, and M. Atzori, "Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks," *PLOS ONE*, vol. 12, no. 10, p. e0186132, Oct. 2017.
- [5] W. Kaewboon, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, "Upper limbs rehabilitation system for stroke patient with biofeedback and force," in *The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference*, Amphur Muang, Krabi, Thailand, 2013, pp. 1–5.
- [6] P. Sackow, P. Neranon, and P. Smithmaitrie, "External force/velocity control for an autonomous rehabilitation robot," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 297, p. 012051, Jan. 2018.
- [7] <https://www.myo.com/> [9 January 2018].
- [8] M. Abduo and M. Galster, "Myo gesture control," p. 29.
- [9] M. Sathiyarayanan and S. Rajan, "MYO Armband for physiotherapy healthcare: A case study using gesture recognition application," in *2016 8th International Conference on Communication Systems and Networks (COMSNETS)*, Bangalore, India, 2016, pp. 1–6.
- [10] H. J. Kim, Y. S. Lee, and D. Kim, "Arm Motion Estimation Algorithm Using MYO Armband," in *2017 First IEEE International Conference on Robotic Computing (IRC)*, Taichung, Taiwan, 2017, pp. 376–381.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล นายพีรยุทธ แซ่ไคว่

รหัสประจำตัวนักศึกษา 5810120039

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถานศึกษา	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกล)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2556

ทุนการศึกษา

- 1) ทุนศิษย์ก้นกุฏิ

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

- 1) บทความทางวิชาการเรื่อง External Force/Velocity Control for An Autonomous Rehabilitation Robot ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่างโดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ The 8th TSME International Conference on Mechanical Engineering ระหว่างวันที่ 12-15 ธันวาคม 2560
- 2) บทความทางวิชาการเรื่อง A New Design of a Portable Rehabilitation Robot for Upper Limb ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่างโดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ The 9th TSME International Conference on Mechanical Engineering ระหว่างวันที่ 11-14 ธันวาคม 2561