

หุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนสื่อสารสำหรับการทำกายภาพบำบัด

นายคณินันท์ บรรพกาญจน์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2558

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A FOUR DEGREE-OF-FREEDOM UPPER-LIMB EXOSKELETON FOR REHABILITATIONS

Mr. Kanutsanant Banpakan



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2015

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	หุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนสี่องศาอิสระสำหรับการทำ
	กายภาพบำบัด
โดย	นายคณิสันันท์ บรรพภาณุจันท์
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร. สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทยา วัฒนสุโขประสิทธิ์)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ ดร.กฤษณ์นันท มะลิทอง)

คณิสันท์ บรรพกาญจน์ : หุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนสี่องศาอิสระสำหรับการทำ
กายภาพบำบัด (A FOUR DEGREE-OF-FREEDOM UPPER-LIMB EXOSKELETON FOR
REHABILITATIONS) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ศ. ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ, 88 หน้า.

ในงานวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบและควบคุมหุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนสี่องศาอิสระเพื่อ
ฟื้นฟูสมรรถนะการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง การฟื้นฟูหรือการทำกายภาพบำบัด
ครอบคลุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอก โดยวัตถุประสงค์ของงานวิจัยมุ่งเน้นไปที่การ
ออกแบบหุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนที่มีความปลอดภัย เคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติ และสามารถ
เคลื่อนที่ตามท่าทางที่กำหนดโดยแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดได้ จากการทดสอบเบื้องต้นกับ
ผู้เข้าร่วมวิจัยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงเนื่องจากโรคหลอดเลือดสมอง จำนวน 5 รายที่ศูนย์เวช
ศาสตร์ฟื้นฟู สววงคินวาส สภากาชาดไทย ผลการทดสอบพบว่าหุ่นยนต์สวมใส่ที่แขนสี่องศาอิสระที่ถูก
พัฒนาขึ้นสามารถเคลื่อนที่ตามท่าทางที่กำหนดโดยนักกายภาพบำบัดได้ดี ครอบคลุมพิสัยการ
เคลื่อนที่ของแขนทั้งหมด ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติ และมีความ
ปลอดภัยขณะใช้งาน โดยสรุปแล้ว หุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนสี่องศาอิสระที่ได้รับการพัฒนาขึ้นนี้
สามารถนำไปใช้งานเพื่อเสริมกิจกรรมกายภาพบำบัด สำหรับการฟื้นฟูในผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้อ
อ่อนแรงได้ดี หุ่นยนต์สามารถเคลื่อนที่ตามท่าทางที่กำหนด มีความปลอดภัยขณะใช้งาน ซึ่งถือเป็น
ประโยชน์อย่างมากต่อผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองในสังคมผู้สูงอายุของประเทศไทยในปัจจุบัน



ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2558

5570132521 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS: REHABILITATION / UPPER LIMB / EXOSKELETON

KANUTSANANT BANPAKAN: A FOUR DEGREE-OF-FREEDOM UPPER-LIMB EXOSKELETON FOR REHABILITATIONS. ADVISOR: PROF.VIBOON SANGVERAPHUNSIRI, Ph.D., 88 pp.

This research is to develop a four degree-of-freedom upper-limb exoskeleton robot for stroke rehabilitation. The goal of this research is to develop the mechanism including the control system. The design criteria are exoskeleton-type robot, safely to operate and natural ergonomic movement which can imitate the postures which are assigned by a medical doctor or a therapist. Preliminary experiments with volunteer participants, who have muscle weakness conditions after stroke, at Sawangkanivas (Thai Red Cross nursing home), it is found that the exoskeleton robot can mimic the assigned postures and cover participants arm workspace inclusively. Participants can practice safely with the robot and perform with natural manner during the rehabilitation periods. The volunteer participants have some signs of improvement in muscle strength restoration. In conclusion, this development of a four degree-of-freedom upper-limb exoskeleton robot is able to support typical rehabilitation activities for restoring muscle strength in stroke patients which benefit to Thailand aging society.

Department: Mechanical Engineering Student's Signature

Field of Study: Mechanical Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2015

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยการสนับสนุน และให้คำแนะนำของ ศาสตราจารย์ ดร. วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ตลอดช่วงเวลาการทำวิจัย อาจารย์ได้มอบคำแนะนำและแสดงความคิดเห็นต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์ ทั้งทางด้านวิชาการ และการดำเนินชีวิต รวมทั้งสนับสนุนด้านอุปกรณ์และสถานที่ในการทำวิจัยเป็นอย่างดี

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่มอบทุนสนับสนุนการศึกษาในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต เป็นเวลา 2 ปี

ขอขอบคุณพี่ที่ห้องปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีหุ่นยนต์ ที่ร่วมสร้างสรรค์ประสบการณ์การทำงานเป็นทีมที่ดี นายอานันท์ สุตาพันธ์ ฟินิสิตปริญญาเอกที่ให้คำปรึกษา สร้างแรงบันดาลใจ และเป็นผู้ริเริ่มงานหลาย ๆ อย่างในโครงการวิจัยโดยเฉพาะระบบควบคุมหุ่นยนต์แบบสวมใส่ที่แขนนี้ นายชุมพล เหมพรหมราช ฟินิสิตปริญญาโทที่ช่วยในการจัดหาอุปกรณ์ที่จำเป็นสำหรับการสร้างหุ่นยนต์สวมแขน

ขอบคุณครอบครัวอันเป็นที่รักที่มอบโอกาสและกำลังใจตลอดมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูป	ญ
สารบัญตาราง.....	ฐ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์	4
1.3 ขอบเขต	4
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์.....	5
บทที่ 2 การสืบค้นวรรณกรรม.....	6
2.1 The Technical Trend of the Exoskeleton Robot System for Human Power Assistance [1]	6
2.2 The Human Arm Kinematics and Dynamics during Daily Activities – Toward a 7 DOF Upper Limb Powered Exoskeleton [2].....	8
2.3 Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton [3]	10
2.4 ARMin III – Arm Therapy Exoskeleton with an Ergonomic Shoulder Actuation [4]	13
2.5 Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction [5]....	15
บทที่ 3 กายวิภาคแขน และการทำการกายภาพบำบัด	18
3.1 กายวิภาคของแขน (Gross Anatomy of the Upper Limb).....	18

3.1.1 โครงสร้างกระดูก และข้อต่อของแขน	19
3.1.1.1 ข้อต่อหัวไหล่ (Shoulder).....	19
3.1.1.2 ข้อศอก (Elbow).....	21
3.1.2 ทิศทางการเคลื่อนไหวของแขนและข้อเรียก.....	22
3.2 การทำกายภาพบำบัด (Physical Therapy).....	23
3.2.1 การทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีก[6] .	24
บทที่ 4 การออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน	28
4.1 เงื่อนไขประกอบการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน.....	28
4.2 การออกแบบแต่ละข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขน	29
4.2.1 การออกแบบข้อต่อหัวไหล่.....	29
4.2.2 การออกแบบข้อศอก	31
4.2.3 การออกแบบฐานของหุ่นยนต์สวมแขน	33
4.2.4 ภาพรวมการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน	33
4.3 จลนศาสตร์เดินหน้าของหุ่นยนต์สวมแขน	35
4.4 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน	39
บทที่ 5 การออกแบบระบบควบคุมหุ่นยนต์สวมแขน	43
5.1 ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ (Impedance Base Assistive Control Strategy).....	44
5.2 ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก (Assistive Gravity Compensate Control Strategy).....	45
5.3 ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก (Gravity Compensate Control Strategy).....	45
5.4 ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่ (Resistive Control Strategy).....	46
บทที่ 6 การทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง	47
6.1 การทดลองหุ่นยนต์สวมแขน	47

6.1.1	กลุ่มตัวอย่าง	47
6.1.2	เครื่องมือที่ใช้	47
6.1.3	ขั้นตอนการศึกษา	49
6.2	ผลการทดลองหุ่นยนต์สวมแขน	50
6.2.1	ผลการทดลองที่ 1	50
6.2.2	ผลการทดลองที่ 2	54
6.2.3	ผลการทดลองที่ 3	57
6.2.4	ผลการทดลองที่ 4	60
6.2.5	ผลการทดลองที่ 5	63
บทที่ 7	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	66
7.1	สรุปผลการวิจัย	66
7.2	ข้อเสนอแนะ	67
	รายการอ้างอิง	68
	ภาคผนวก ก. แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน	70
	ภาคผนวก ข. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	85
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	88

สารบัญรูป

รูปที่ 1.1	การทำกายภาพบำบัดผู้ป่วย โดยนักกายภาพบำบัด.....	1
รูปที่ 1.2	หุ่นยนต์สำหรับทำกายภาพบำบัดประเภท End-Effector-Based Type (MIT MANUS, MIME และ Bi-Manu-Track).....	3
รูปที่ 1.3	หุ่นยนต์สำหรับทำกายภาพบำบัดประเภท Exoskeleton (Armeo, ARMin III และ Rosen’s Arm)	3
รูปที่ 2.1	การเก็บข้อมูลตำแหน่งกิจกรรมในชีวิตประจำวันด้วยระบบจับการเคลื่อนไหว VICON [2].....	8
รูปที่ 2.2	ทิศทางของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือ [2]	9
รูปที่ 2.3	โครงสร้างหุ่นยนต์ของ Rosen [3]	11
รูปที่ 2.4	การขยับขึ้นของข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลที่องศาการเคลื่อนที่สูง [4].....	13
รูปที่ 2.5	ระยะยกตัวของข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลที่องศาการยกแขน Abduction-Adduction ต่างๆ อ้างอิงบุคคลที่มีสุขภาพแข็งแรง ความสูง 170 เซนติเมตร [4].....	14
รูปที่ 2.6	การเรียงตัวของข้อต่อที่คลาดเคลื่อนเนื่องจากปัจจัยหลายๆ อย่าง [5].....	15
รูปที่ 2.7	หุ่นยนต์สวมแขน 15 องศาอิสระ [5]	17
รูปที่ 2.8	ตัวอย่างการสวมใส่หุ่นยนต์สวมแขน 15 องศาอิสระ [5].....	17
รูปที่ 3.1	กายวิภาคของแขน.....	18
รูปที่ 3.2	ชื่อ และตำแหน่งของกระดูกแขน.....	19
รูปที่ 3.3	หัวไหล่ และองศาอิสระของหัวไหล่ในทิศทางต่างๆ	20
รูปที่ 3.4	ข้อศอก และองศาอิสระของข้อศอก	22
รูปที่ 3.5	แผนผังการคัดกรองระดับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง	26
รูปที่ 4.1	ข้อต่อหัวไหล่ 3 องศาอิสระที่ได้รับการออกแบบ จุดตัดของแสดงตำแหน่งหัวไหล่ของผู้ป่วย และมวลถ่วงสำหรับชดเชยน้ำหนัก.....	30
รูปที่ 4.2	แนวหยุดทางกายภาพป้องกันการเคลื่อนไหวเกินพิสัยการเคลื่อนที่.....	31

รูปที่ 4.3	ข้อศอก 1 องศาอิสระที่ได้รับการออกแบบ และชุดกลไกสำหรับปรับความยาวแขน	32
รูปที่ 4.4	ฐานของหุ่นยนต์สวมแขนซึ่งเป็นส่วนที่ใช้สั่งการควบคุม	33
รูปที่ 4.5	หุ่นยนต์สวมแขนที่ถูกออกแบบด้วยโปรแกรม CATIA	34
รูปที่ 4.6	หุ่นยนต์สวมแขน 4 องศาอิสระที่ถูกสร้างขึ้นสมบูรณ์.....	34
รูปที่ 4.7	แผนภาพจลนศาสตร์ (Kinematics Diagram) ของหุ่นยนต์สวมแขน	36
รูปที่ 5.1	ระบบควบคุมช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์.....	44
รูปที่ 5.2	ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก	45
รูปที่ 5.3	ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก	45
รูปที่ 5.4	ระบบควบคุมแบบด้านการเคลื่อนที่	46
รูปที่ 6.1	ส่วนติดต่อผู้ใช้ผ่านโปรแกรมสำหรับการทำกายภาพบำบัด	48
รูปที่ 6.2	ตัวอย่างข้อมูลที่ถูกเก็บขณะทำกายภาพบำบัด.....	49
รูปที่ 6.3	ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของผลการทดลองที่ 1.....	51
รูปที่ 6.4	ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1....	52
รูปที่ 6.5	ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2....	52
รูปที่ 6.6	ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3....	53
รูปที่ 6.7	ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4....	53
รูปที่ 6.8	ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 2	54
รูปที่ 6.9	ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1....	55
รูปที่ 6.10	ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2 .	55
รูปที่ 6.11	ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3 .	56
รูปที่ 6.12	ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4 .	56
รูปที่ 6.13	ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 3	57
รูปที่ 6.14	ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1 .	58
รูปที่ 6.15	ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2 .	58

รูปที่ 6.16 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3	59
รูปที่ 6.17 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4	59
รูปที่ 6.18 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 4	60
รูปที่ 6.19 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1	61
รูปที่ 6.20 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2	61
รูปที่ 6.21 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3	62
รูปที่ 6.22 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4	62
รูปที่ 6.23 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 5	63
รูปที่ 6.24 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1	64
รูปที่ 6.25 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2	64
รูปที่ 6.26 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3	65
รูปที่ 6.27 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4	65
รูปที่ ก.1 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 ด้วยโปรแกรม CATIA	72
รูปที่ ก.2 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 ด้วยโปรแกรม CATIA	74
รูปที่ ก.3 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3 ด้วยโปรแกรม CATIA	76
รูปที่ ก.4 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 ด้วยโปรแกรม CATIA	78
รูปที่ ข.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปลงถ่าน	85
รูปที่ ข.2 ชุดขับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปลงถ่าน	86
รูปที่ ข.3 Data Acquisition Card	87

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1	พิสัยการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ	10
ตารางที่ 3.1	ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของแขนในทิศทางต่างๆ.....	22
ตารางที่ 3.2	พิสัยการเคลื่อนที่ของแขน.....	23
ตารางที่ 4.1	พิสัยการเคลื่อนที่ และอัตราทดของข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์สวมแขนในแต่ละ ทิศทาง.....	30
ตารางที่ 4.2	พิสัยการเคลื่อนที่ และอัตราทดของข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์สวมแขนในแต่ละ ทิศทาง.....	32
ตารางที่ 4.3	Denavit-Hartenberg Parameters ของหุ่นยนต์สวมแขน	37



บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ประเทศไทยกำลังก้าวเข้าสู่ภาวะสังคมผู้สูงอายุในปัจจุบัน ผู้สูงอายุจำนวนมากประสบปัญหาจากโรคและอาการที่เกี่ยวข้องกับสมอง เช่น โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) ซึ่งเป็นสาเหตุการตายที่สำคัญและเป็นต้นเหตุทำให้เกิดความพิการ จากสถิติด้านสาธารณสุข ปี 2557 พบว่าโรคหลอดเลือดสมอง จัดเป็นสาเหตุการตายอันดับที่ 2 ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่รอดชีวิตมักประสบปัญหาทางด้านการเคลื่อนไหวของร่างกาย เกิดอาการอ่อนแรงของแขนและขาซีกหนึ่ง สูญเสียความสามารถในการหยิบ-จับสิ่งของ พูดไม่ชัด มีอาการเกร็งและกระตุกของกล้ามเนื้อ ไปจนถึงอัมพฤกษ์ อัมพาต ซึ่งเป็นผลมาจากความล้มเหลวในการทำงานร่วมกันระหว่างระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ความผิดปกติที่เกิดขึ้นนี้ล้วนทำให้การใช้ชีวิตประจำวันของผู้ป่วยเป็นเรื่องยากลำบาก ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้

หลากหลายงานวิจัยที่ผ่านมา พบว่าการทำกายภาพบำบัดสามารถช่วยเยียวยาอาการอัมพฤกษ์ อัมพาต และป้องกันความผิดปกติที่จะเกิดขึ้นในระยะยาวได้ สี่ปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการฟื้นฟู ได้แก่ 1. การทำกายภาพบำบัดที่มีความเข้มข้นต่อเนื่อง 2. ระยะเวลาต่อครั้งในการทำกายภาพบำบัดที่มากพอ 3. มีการทำซ้ำสม่ำเสมอ และ 4. รูปแบบของการทำกายภาพบำบัดที่หลากหลาย เมื่อปัจจัยทั้ง 4 ข้อมีความเหมาะสม ผลที่ตามมาคือ ผู้ป่วยมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพิ่มมากขึ้น เนื้อเยื่อฟื้นฟูสภาพ อาการหดเกร็งกระตุกลดลง ขอบเขตการเคลื่อนไหวของข้อต่อเพิ่มมากขึ้น



รูปที่ 1.1 การทำกายภาพบำบัดผู้ป่วย โดยนักกายภาพบำบัด

ในปัจจุบัน การทำกายภาพบำบัดส่วนใหญ่ถูกกระทำโดยผู้เชี่ยวชาญหรือนักกายภาพบำบัด ซึ่งมีข้อเสียที่เป็นที่ทราบกันอย่างชัดเจนว่า นักกายภาพบำบัดมีจำนวนไม่เพียงพอ ทำให้ผู้ป่วยต้องรอเข้ารับการรักษา และมีค่าใช้จ่ายสูง ในการทำการกายภาพบำบัด นักกายภาพบำบัดมักเกิดความเมื่อยล้าจากการเคลื่อนไหวซ้ำๆ ในท่าทางที่ไม่ปกติเป็นเวลานาน ทำให้ระยะเวลาในการทำกายภาพบำบัดจึงถูกจำกัดไว้เพียงครั้งละสั้นๆ เท่านั้น ส่งผลให้เกิดความไม่สม่ำเสมอของการทำกายภาพบำบัดขึ้น การวิเคราะห์ผลใช้การสังเกตอาการเป็นหลัก เก็บเพียงข้อมูลเชิงคุณภาพ ไม่สามารถเก็บข้อมูลเชิงปริมาณได้ ซึ่งยากต่อการวิเคราะห์ผล และไม่เป็นที่พอใจต่อผู้เข้ารับการรักษา ด้วยข้อจำกัดนี้จึงเป็นเหตุให้เกิดการพัฒนาหุ่นยนต์เพื่อเข้ามาช่วยในกระบวนการการทำกายภาพบำบัด เนื่องจากหุ่นยนต์มีข้อได้เปรียบที่สามารถทำภารกิจได้อย่างซ้ำๆ โดยไม่เกิดอาการเมื่อยล้า ระยะเวลาในการทำกายภาพบำบัดเมื่อใช้หุ่นยนต์สามารถทำได้นานขึ้น ได้จำนวนครั้งที่มากขึ้น แรงที่กระทำมีความสม่ำเสมอ เก็บข้อมูลในเชิงปริมาณได้ ผู้ป่วยมีกำลังใจที่ดี กระบวนการฟื้นฟูจึงเห็นผลได้ชัดเจนและรวดเร็ว

การนำหุ่นยนต์เข้ามามีส่วนร่วมในการทำกายภาพบำบัด มีส่วนที่ต้องคำนึงถึงเป็นอันดับต้นๆ คือ ปัญหาด้านความปลอดภัย ขอบเขตพิสัยการเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ รวมไปถึงความรู้สึกเป็นธรรมชาติขณะเคลื่อนไหวของผู้ป่วย โดยในการออกแบบหุ่นยนต์นั้น นอกจากจะต้องออกแบบให้มีความสัมพันธ์กับลักษณะทางกายภาพ จลนศาสตร์ (Kinematics) และพลศาสตร์ (Dynamics) ของแขนแล้ว ยังต้องพิจารณาลักษณะของกิจกรรมต่างๆ ที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน เช่น การรับประทานอาหาร การดื่มน้ำ หรือ การเปิดประตู เป็นต้น

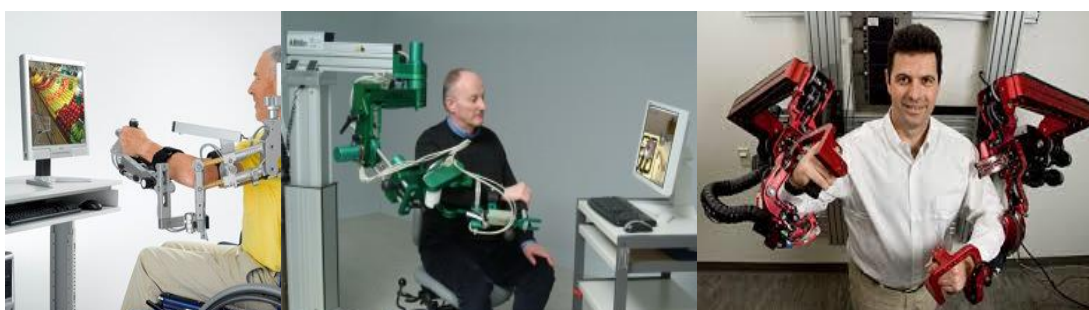
จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า หุ่นยนต์สำหรับการทำกายภาพบำบัด สามารถแบ่งได้เป็น สองประเภทใหญ่ๆ ประเภทแรกคือ หุ่นยนต์ที่สนใจตำแหน่งของปลายแขนเท่านั้น (End-Effector-Based Type) และประเภทที่สองคือ หุ่นยนต์สวมแขน (Exoskeleton Type) ซึ่งในแต่ละประเภทมีลักษณะของข้อดี และข้อเสียแตกต่างกันไป ในรูปแบบแรก หุ่นยนต์ประเภท End-Effector-Based Type จะสนใจเพียงตำแหน่งของปลายแขน หรือข้อมือเท่านั้น หุ่นยนต์ประเภทนี้จึงง่ายต่อการสร้าง และนำไปใช้งาน ตัวอย่างของหุ่นยนต์ประเภท End-Effector-Type เช่น The MIT Manus (Krebs et al., 2004), The Mirror Image Motion Enabler (Lum et al., 2004), The Neurorehabilitation Robot (Fanin et al., 2003), the Bi-Manu-Track (Hesse et al. 2005) and The Arm Coordination Training Robot (Dewald et al., 2004) หุ่นยนต์ประเภทนี้มีข้อดีคือ สามารถปรับให้เข้ากับสรีระของผู้ป่วยได้ง่าย โดยไม่มีความจำเป็นที่ต้องคำนึงถึงความยาวแขนของผู้ป่วยที่แตกต่างกันแต่อย่างใด แต่ข้อเสียที่สำคัญของหุ่นยนต์ประเภทนี้คือ ไม่สามารถกำหนด

ท่าทาง (Posture) ของแขน ควบคุมและวัดแรงที่เกิดขึ้นในแต่ละข้อต่อได้ไม่ชัดเจน อีกทั้งยังมีขอบเขตในการเคลื่อนไหวที่จำกัด หรือเคลื่อนที่ได้แคบขนาดบองสองมิติเท่านั้น



รูปที่ 1.2 หุ่นยนต์สำหรับทำกายภาพบำบัดประเภท End-Effector-Based Type (MIT MANUS, MIME และ Bi-Manu-Track)

ต่างจากหุ่นยนต์ในประเภทที่สอง หรือหุ่นยนต์สวมแขน (Exoskeleton Type) หุ่นยนต์สวมแขนถูกออกแบบให้มีลักษณะเลียนแบบสรีระของมนุษย์ (Anthropomorphic) มีความซับซ้อนมากกว่า การใช้งานต้องปรับให้เข้ากับแขนของผู้ป่วยแต่ละคน อย่างไรก็ตามหุ่นยนต์ประเภทนี้มีข้อดีเรื่องความสามารถในการกำหนดท่าทางของแขนได้อย่างสมบูรณ์ ตั้งแต่หัวไหล่ไปจนถึงข้อมือ สามารถควบคุมแรงที่กระทำต่อข้อต่อได้อย่างอิสระ และออกแบบให้มีความปลอดภัยในทางกายภาพได้ ป้องกันการเคลื่อนไหวที่เกินขีดจำกัดได้ ง่ายต่อการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาวิเคราะห์ผลเนื่องจากการควบคุมข้อต่อเป็นอิสระจากกัน ตัวอย่างของหุ่นยนต์ Exoskeleton Type เช่น Armeo (Sanchez et al., 2006), Rosen's arm robot (Rosen et al., 2005), ARMin III (Nef et al. 2009)



รูปที่ 1.3 หุ่นยนต์สำหรับทำกายภาพบำบัดประเภท Exoskeleton (Armeo, ARMin III และ Rosen's Arm)

ในงานวิจัยนี้ นำเสนอการออกแบบและควบคุมหุ่นยนต์สวมแขน (Exoskeleton Type) 4 องศาอิสระ สำหรับการถ่ายภาพบำบัดในผู้ป่วยที่มีอาการหลอดเลือดสมอง ครอบคลุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ (3 องศาอิสระ) และข้อศอก (1 องศาอิสระ) โดยมีวัตถุประสงค์มุ่งเน้นไปที่การออกแบบหุ่นยนต์ที่มีความปลอดภัย เคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติ และสร้างระบบควบคุมหุ่นยนต์สวมแขน เพื่อให้หุ่นยนต์สวมแขนเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดโดยนักกายภาพบำบัดได้ ซึ่งแตกต่างกันไปตามสภาวะของผู้ป่วยแต่ละราย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาการนำเสนอตามบท ดังนี้ ในบทที่ 2 นำเสนอการสืบค้นวรรณกรรมทั้งในส่วนของกายวิภาคของแขน ตัวอย่างของหุ่นยนต์สวมแขนสำหรับการถ่ายภาพบำบัดที่ได้รับการพัฒนาอยู่ในปัจจุบัน การใช้งานในรูปแบบต่างๆ บทที่ 3 แสดงกายวิภาคของแขน วิเคราะห์จลนศาสตร์ กระบวนการการถ่ายภาพบำบัด และแนวทางในการวิเคราะห์ผลการรักษา ในส่วนของการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน จลนศาสตร์เดิหน้าของหุ่นยนต์ ถูกนำเสนออยู่ในบทที่ 4 ต่อเนื่องบทที่ 5 แสดงกระบวนการการออกแบบระบบควบคุมของหุ่นยนต์สวมแขน การควบคุมตำแหน่ง และการควบคุมความปลอดภัย การทดสอบการทำงานของหุ่นยนต์สวมแขนตามวัตถุประสงค์ อภิปราย และการสรุปผลการทดลอง นำเสนอในบทที่ 6 และ 7 ตามลำดับ

1.2 วัตถุประสงค์

1. ศึกษา ออกแบบ และสร้างระบบหุ่นยนต์สวมแขน สี่องศาอิสระ (4-DOF Upper Limb Exoskeleton) โดยมีโครงสร้างที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพบำบัด
2. ศึกษา ระบบควบคุมหุ่นยนต์สวมแขนที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพบำบัด

1.3 ขอบเขต

1. ศึกษาจลนศาสตร์และพลศาสตร์ของแขน
2. ศึกษา ออกแบบ และสร้างหุ่นยนต์สวมแขน สี่องศาอิสระ ซึ่งครอบคลุมข้อต่อหัวไหล่และข้อศอก
3. ศึกษา ระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์สวมแขนที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพบำบัดแต่ละรูปแบบ

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. หุ่นยนต์สวมแขนสามารถเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้สำหรับการทำกายภาพบำบัดได้
2. สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับการควบคุมแบบอื่นได้ เช่น การทำกิจกรรมในชีวิตประจำวัน

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์

1. ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับจลนศาสตร์ พลศาสตร์ของแขน และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับหุ่นยนต์สวมใส่ภายนอก
2. ออกแบบ และสร้างโครงสร้างหุ่นยนต์สวมแขนต้นแบบ เพื่อตรวจสอบความเหมาะสมของการเคลื่อนที่
3. ออกแบบ และสร้างระบบขับเคลื่อนสำหรับหุ่นยนต์สวมแขน รวมถึงระบบความปลอดภัยของหุ่นยนต์
4. ศึกษาพลศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน และออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนไหวที่เหมาะสม
5. พัฒนาโปรแกรมการควบคุมหุ่นยนต์สวมแขน
6. ทดลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์สวมแขนตามขอบเขตที่กำหนด
7. สรุปผล ปรับปรุงข้อบกพร่อง และเขียนรูปเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์

บทที่ 2 การสืบค้นวรรณกรรม

2.1 The Technical Trend of the Exoskeleton Robot System for Human Power Assistance [1]

งานวิจัยนี้นำเสนอแนวโน้มของระบบหุ่นยนต์แบบสวมใส่ (Exoskeleton) ตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบัน แนวคิดในการใช้งานของระบบหุ่นยนต์แบบสวมใส่แบ่งตามเกณฑ์ของการใช้งานของกล้ามเนื้อผู้ใช้เป็นหลักซึ่ง ได้แก่ การใช้งานเพื่อช่วยเหลือในการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย หวังผลในการช่วยให้ผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บหรือพิการสามารถกลับมาใช้ชีวิตได้อย่างเป็นปกติมากขึ้น หรือการกายภาพบำบัด และอีกแนวคิดหนึ่งคือการใช้งานเพื่อเสริมกำลังผู้ใช้งาน โดยในส่วนใหญ่ผู้ใช้งานมีความปกติแข็งแรงสมบูรณ์ เพิ่มการใช้งานหุ่นยนต์แบบสวมใส่เพื่อเสริมสมรรถภาพในการทำงาน เช่น การแบกของหนัก การทำภารกิจที่ต้องการความสามารถพิเศษ

ด้านโครงสร้างของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์แบบสวมใส่แยกตามเกณฑ์การวางแนวของชิ้นส่วนแขน หุ่นยนต์และข้อต่อสัมพันธ์ไปกับโครงสร้างกายวิภาคของมนุษย์ สามารถแบ่งได้เป็น 3 รูปแบบหลัก รูปแบบแรก Anthropomorphic รูปแบบนี้ออกแบบให้แขนและข้อต่อของหุ่นยนต์เคลื่อนที่ในรูปแบบเดียวกันกับแขนของมนุษย์ ข้อต่อของหุ่นยนต์เรียงตัวในรูปแบบเดียวกันกับของมนุษย์ การออกแบบหุ่นยนต์ประเภทนี้ตรงไปตรงมา ช่วยหลีกเลี่ยงการเคลื่อนที่ที่ไม่เป็นธรรมชาติได้ รูปแบบที่ 2 Quasi-Anthropomorphic หุ่นยนต์แบบสวมใส่ประเภทนี้ แขนและข้อต่อของหุ่นยนต์เคลื่อนที่คล้ายคลึงกับรูปแบบแขนของมนุษย์ การเรียงตัวข้อต่อของหุ่นยนต์ไม่อยู่ในตำแหน่งข้อต่อปกติ ในการออกแบบจึงจำเป็นต้องสร้างสมการความสัมพันธ์ในการเคลื่อนไหวของแขนหุ่นยนต์และแขนมนุษย์ขึ้น รูปแบบที่ 3 รูปแบบสุดท้าย Non-Anthropomorphic รูปแบบนี้ไม่ใช่รูปแบบปกติทั่วไปของหุ่นยนต์แบบสวมใส่ การเรียงตัวของข้อต่อของหุ่นยนต์ไม่เป็นไปตามการเรียงตัวของข้อต่อแขน สร้างขึ้นเพื่อเน้นการใช้งานเฉพาะอย่าง และการใช้พลังงานอย่างมีประสิทธิภาพ โดยส่วนใหญ่หุ่นยนต์แบบสวมใส่จะออกแบบมาในรูปแบบแรก Anthropomorphic เนื่องจากความตรงไปตรงมาในการส่งกำลังจากหุ่นยนต์สู่ผู้ใช้ และการออกแบบมีแนวทางชัดเจน มักใช้ในหุ่นยนต์เพื่อการฟื้นฟู หรือการกายภาพบำบัด หากนอกเหนือจากกรณีดังกล่าว เช่น หุ่นยนต์ที่ต้องการสร้างพลังกำลัง หรือทักษะพิเศษให้กับผู้ใช้ มักถูกออกแบบในลักษณะ Quasi-Anthropomorphic และ Non-Anthropomorphic

ด้านการวัด และสร้างสัญญาณคำสั่งจากร่างกายของผู้ใช้งานมีเทคนิคการวัดอยู่สองรูปแบบหลักคือ การวัดกิจกรรมทางประสาทของผู้ใช้งานโดยตรง วิธีนี้สามารถรับรู้การสั่งการจากสมองก่อนที่

จะเกิดการเคลื่อนไหวจริง ทำให้สามารถคาดการณ์การเคลื่อนที่ได้ล่วงหน้า แต่ต้องแลกเปลี่ยนด้วยความยากในการวัดสัญญาณดังกล่าวซึ่งมีรูปแบบที่ซับซ้อน เต็มไปด้วยสัญญาณรบกวน และยังคงแตกต่างกันในแต่ละผู้ใช้งาน รูปแบบที่สองคือการวัดกิจกรรมการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อ วิธีนี้มีความสะดวกในการวัดมากกว่า สามารถวัดตำแหน่งที่เปลี่ยน แรงที่ผู้ใช้สั่งการ แต่มีข้อเสียอยู่ที่ไม่สามารถคาดการณ์เจตนาของผู้ใช้ก่อนที่การเคลื่อนไหวจะเกิดขึ้นได้ ซึ่งส่งผลถึงการเคลื่อนไหว หากการตอบสนองทำได้ไม่ราบรื่น หรือรวดเร็วเพียงพอ

ส่วนสำคัญที่กล่าวถึงอีกส่วนคือเทคนิคในการควบคุม แบ่งตามการวัดเจตนาของผู้ใช้ดังที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น สำหรับระบบที่วัดกิจกรรมทางประสาท มีตัวควบคุมการทำงานสองแบบหลักคือ

1. ใช้คำสั่งจากร่างกายส่วนที่ปกติของผู้ใช้งาน สร้างสัญญาณคำสั่งไปควบคุมส่วนที่มีความผิดปกติ เช่น การใช้ตำแหน่งของนิ้ว สั่งการทำงานของขา มักพบในกระบวนการกายภาพบำบัด ระบบนี้มีข้อจำกัดจากการสั่งงานคนละส่วนของกล้ามเนื้อ การใช้งานจริงจึงไม่ค่อยเป็นธรรมชาติ
2. ใช้สัญญาณ Myosignal ซึ่งวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากสั่งการการเคลื่อนไหวของผู้ใช้มาเป็นคำสั่งในการทำงาน ซึ่งมีข้อดีคือ สัญญาณในผู้ใช้แต่ละคนจะแตกต่างกัน และกระบวนการแปลงสัญญาณมีความยุ่งยากเนื่องจากสัญญาณที่ได้มีขนาดเล็กมาก และมักมีสัญญาณรบกวน

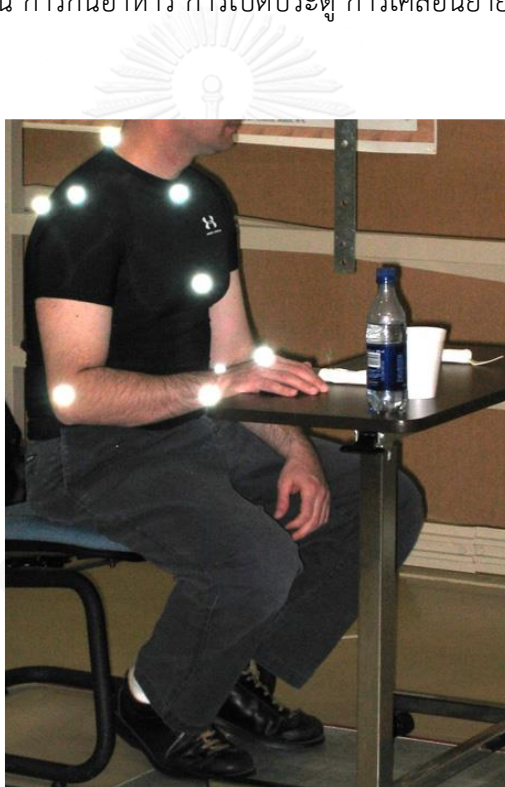
อีกเทคนิคหนึ่งอาศัยของการควบคุมที่อาศัยการวัดกิจกรรมการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อ มีวิธีการควบคุมดังนี้

1. การควบคุมแรง วิธีนี้ควบคุมให้ผู้ใช้รู้สึกถึงการมีอยู่หุ่นยนต์น้อยที่สุด ต้องอาศัยแบบจำลองทางพลศาสตร์ของทั้งหุ่นยนต์ และผู้ใช้ที่มีความแม่นยำ ความยากในการวัดแรงที่เกิดขึ้นจริง
2. แชนนำ-แชนตาม เป็นวิธีที่พบได้มาก วิธีนี้วัดการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของผู้ใช้ และแปลงเป็นคำสั่งส่งให้กับหุ่นยนต์ ผู้ใช้ได้สั่งงานหุ่นยนต์ได้โดยตรง แต่อาจมีปัญหาได้เมื่อแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ไม่แม่นยำเช่นกัน
3. การทำงานตามคำสั่งที่ถูกกำหนดไว้ล่วงหน้า ใช้กับผู้ป่วยเพื่อการกายภาพบำบัด ให้ผู้ป่วยสร้างความคุ้นเคยในการขยับร่างกายและสร้างกล้ามเนื้ออีกครั้ง ซึ่งวิธีนี้อาจมีความไม่เป็นธรรมชาติในการเคลื่อนที่สืบเนื่องมาจากผู้ป่วยที่มีสภาพร่างกายแตกต่างกัน และระบบยังต้องการเสถียรภาพขณะทำงานอย่างมากอีกด้วย

2.2 The Human Arm Kinematics and Dynamics during Daily Activities – Toward a 7 DOF Upper Limb Powered Exoskeleton [2]

งานวิจัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของการออกแบบหุ่นยนต์ 7 DOF Upper-Limb Powered Exoskeleton [3] มีจุดประสงค์เพื่อศึกษาจลนศาสตร์และพลศาสตร์ของแขนระหว่างกิจกรรมในชีวิตประจำวัน งานวิจัยนี้ใช้การเก็บข้อมูลจลนศาสตร์ของแขนซึ่งได้มาจากระบบจับการเคลื่อนไหว VICON โดยขอบเขตของข้อมูล พิจารณาจากกิจกรรมในชีวิตประจำวันซึ่งถูกแบ่งออกเป็นสองกลุ่ม

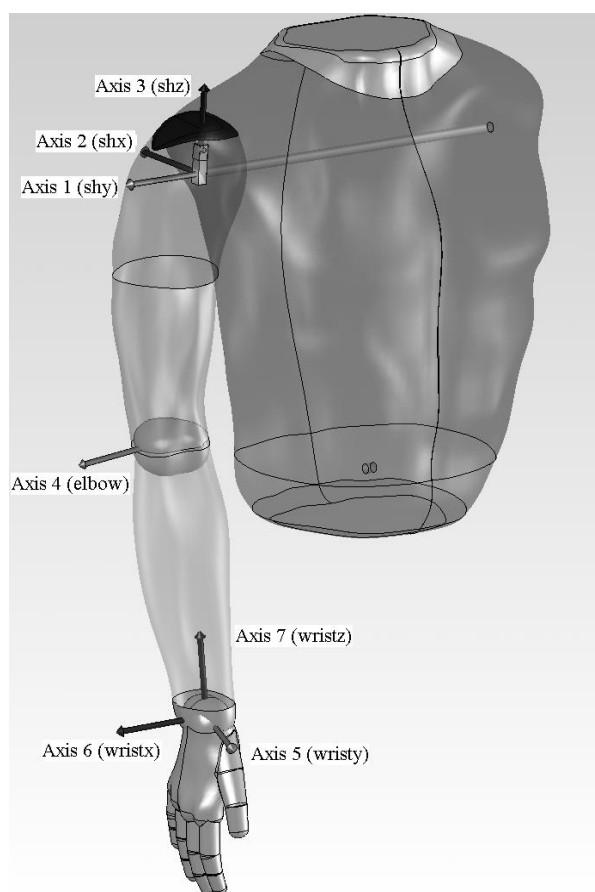
1. กิจกรรมทั่วไป ได้แก่ การงอ-ยืดข้อศอก การยกแขนขึ้นบนสุด-ล่างสุด ผายมือออกซ้าย-ขวา กางแขนและหุบแขน
2. กิจกรรมเฉพาะ เช่น การกินอาหาร การเปิดประตู การเคลื่อนย้ายสิ่งของ เป็นต้น



รูปที่ 2.1 การเก็บข้อมูลตำแหน่งกิจกรรมในชีวิตประจำวันด้วยระบบจับการเคลื่อนไหว VICON [2]

ทั้งสองรูปแบบของกิจกรรม ถูกเก็บข้อมูลทั้งในขณะยืน นั่ง หรือตามความเหมาะสมของแต่ละกิจกรรม โดยศึกษากับแขนข้างที่ถนัดของผู้ทดลอง (ขวา) โดยเริ่มต้นทุกกิจกรรมจากท่าแขนเหยียดตรงข้างลำตัวปกติ เป็นตำแหน่งควบคุม

พลศาสตร์ของแขนถูกศึกษาด้วยการวิเคราะห์ระบบจริง และการประมาณด้วยระเบียบวิธีเชิงเลข นำมาสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ขึ้นสองแบบเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของกันและกัน แบบจำลองที่สร้างขึ้น แบบหนึ่งคิดผลจากแรงโน้มถ่วงและอีกแบบหนึ่งไม่คิดผลจากแรงโน้มถ่วง จากผลการทดลองทำให้ได้ทราบถึงพิสัยการเคลื่อนที่ของหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือในกิจกรรมต่างๆ อ้างอิงทิศทางและแกนหมุนของแขนในรูปที่ 2.2 นอกจากนี้ยังพบว่า พจน์ของแรงโน้มถ่วงมีผลอย่างมากในแบบจำลอง เมื่อเปรียบเทียบกับพจน์อื่น ๆ ได้แก่ แรงเฉื่อย แรงหนีศูนย์กลาง แรงเข้าสู่ศูนย์กลางทั้งหมดรวมกัน



รูปที่ 2.2 ทิศทางของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือ [2]

2.3 Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton [3]

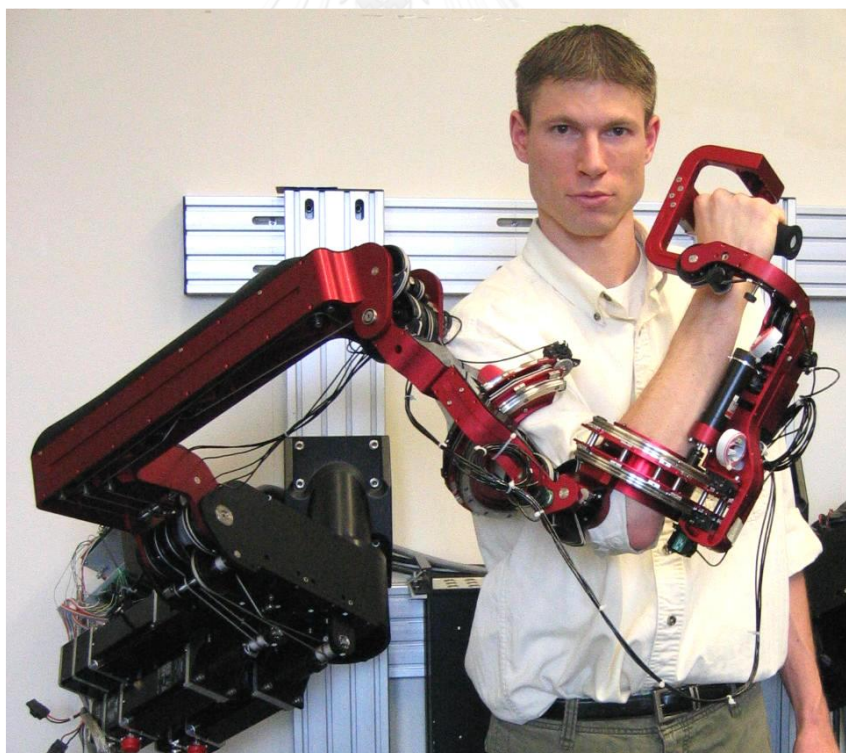
งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาหุ่นยนต์สวมแขน แบบเจ็ดองศาอิสระ ลักษณะโครงสร้างของหุ่นยนต์สวมแขนเป็นแบบ Anthropomorphic การออกแบบอ้างอิงข้อมูลพิสัยการเคลื่อนที่ และแรงที่ใช้ในตารางที่ 2.1 จากผลการวิจัยเกี่ยวกับการศึกษาจลนศาสตร์และพลศาสตร์ของแขนขณะทำกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน [2] การส่งกำลังของหุ่นยนต์โครงร่างแข็งภายนอกส่งกำลังจากมอเตอร์ไฟฟ้าผ่านระบบรอกและสายเคเบิล ออกแบบโครงสร้างของหุ่นยนต์ให้มีน้ำหนักเบา ความแข็งแรงสูง มีสมบัติในการขับเคลื่อนย้อนกลับได้และไม่มีระยะคลอน

ตารางที่ 2.1 พิสัยการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ

ข้อต่อ	ทิศทาง	พิสัยการเคลื่อนที่ / ค่าเฉลี่ยเลขคณิต (องศา)	ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของ แรงบิด (นิวตันเมตร)
หัวไหล่	Shoulder-X (Abduction-Adduction)	100 / 42.0	7.50
	Shoulder-Y (Flexion-Extension)	110 / 35.4	3.80
	Shoulder-Z (Internal-External Rotation)	135 / 13.1	-4.10
ข้อศอก	Elbow (Flexion-Extension)	150 / 92.1	0.90
ข้อมือ	Wrist-X (Radial-Ulnar Deviation)	70 / 3.1	-0.07
	Wrist-Y (Flexion-Extension)	115 / -4.8	0.10
	Wrist-Z (Pronation-Supination)	150 / 11.7	0.01

เนื่องจากหุ่นยนต์สวมแขนต้องยึดติดอยู่กับร่างกายของผู้ใช้ การออกแบบระบบด้านความปลอดภัยจึงเป็นเรื่องที่ผู้วิจัยให้ความสนใจเป็นลำดับต้น ๆ ผู้วิจัยได้ออกแบบระบบความปลอดภัยไว้สามส่วน ได้แก่ ทางด้านกายภาพออกแบบรอกและสายเคเบิลให้เกิดการลื่นไถลสัมพันธ์กันได้ ระบบอิเล็กทรอนิกส์ สวิตช์ฉุกเฉินสามตัวที่วงจรรขยายสัญญาณมอเตอร์ ผู้สังเกตการณ์ และตัวผู้ใช้งานเอง ส่วนสุดท้ายคือส่วนของโปรแกรมซึ่งผู้วิจัยคาดหวังให้ระบบความปลอดภัยถูกตัดการทำงานที่ส่วนนี้เป็นอันดับแรก โดยการติดอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งส่วนเกินเพื่อวัดมุมที่แตกต่างกันของมอเตอร์และรอก เมื่อเกิดการลื่นไถลสัมพันธ์กันระหว่างรอกและสายเคเบิล ระบบจะถูกตัดการทำงาน

การออกแบบข้อต่อต่างๆ ออกแบบให้พิสัยของหุ่นยนต์สวมแขนกว้างกว่าพิสัยการเคลื่อนที่ของแขนมนุษย์ซึ่งถือเป็น 99% มีการลดรูปข้อต่อในส่วนของหัวไหล่ให้เหลือเพียง 3 องศาอิสระ ตัดกันที่บริเวณกระดูกกลีโนฮิวเมอร์ล (Glenohumeral joint) นอกจากนี้การออกแบบยังคำนึงถึงการเคลื่อนที่รูปแบบต่าง ๆ ที่อาจทำให้เกิดการสูญเสียองศาอิสระ โดยหุ่นยนต์ที่ผู้วิจัยได้ออกแบบแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 โครงสร้างหุ่นยนต์ของ Rosen [3]

การส่งกำลังเลือกใช้วิธีที่ส่งผลต่อน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์น้อยที่สุด วิธีที่ผู้วิจัยเลือกคือระบบส่งกำลังด้วยสายเคเบิล เนื่องจากเคเบิลสามารถส่งกำลังในระยะไกล มีน้ำหนักเบา อีกทั้งยังไม่มีระยะคลอนเมื่อเทียบกับการส่งกำลังรูปแบบอื่นๆ เช่น เกียร์ทด การวางตำแหน่งของมอเตอร์ มอเตอร์ที่ผู้วิจัยในงานวิจัยชิ้นนี้เลือกใช้คือมอเตอร์กระแสตรงแบบมีแปรงถ่านซึ่งมีน้ำหนักมาก จึงทำการติดตั้งมอเตอร์ไว้ที่ฐานของตัวหุ่นยนต์โดยตรง ซึ่งสามารถลดน้ำหนักที่แขนหุ่นยนต์ในส่วนที่เคลื่อนที่ลงได้ 60% การติดตั้งด้วยวิธีนี้เป็นผลให้มีพื้นที่สำหรับการทดสอบด้วยพุลล์หลายชั้นได้ ระบบทดสอบกำลังจึงมีขนาดเล็กแต่ใช้การทดสอบ 1-2 ครั้งแทนการใช้ระบบทดสอบขนาดใหญ่แทน ในการทดสอบพบว่า การส่งกำลังด้วยสายเคเบิลต้องปรับความตึงของสายเคเบิลให้พอเหมาะ หากตึงเกินไปจะทำให้อายุการใช้งานของสายเคเบิลและแบริ่งลดลง และหากหย่อนเกินไปอาจทำให้สายเคเบิลมีระยะคลอนแตก หรือหลุดออกจากระบบทดสอบได้

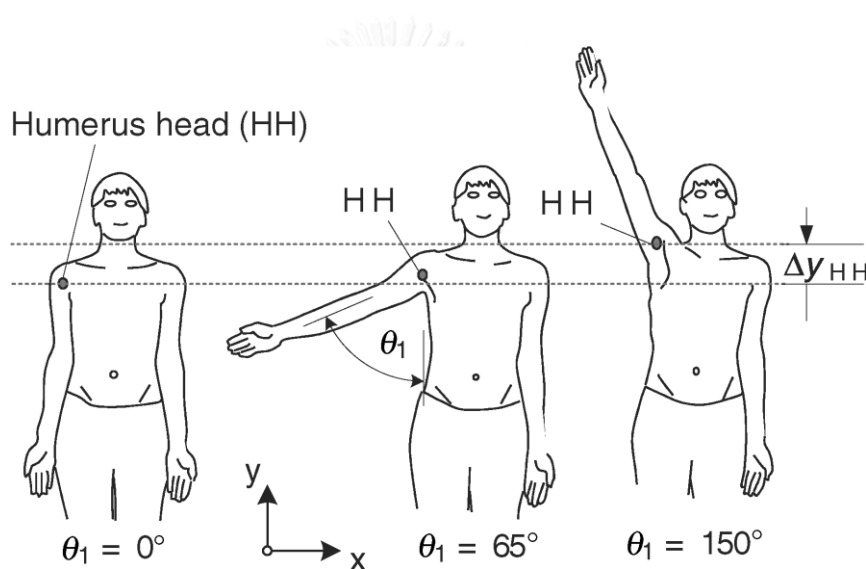


2.4 ARMin III – Arm Therapy Exoskeleton with an Ergonomic Shoulder Actuation [4]

งานวิจัยนี้ ผู้วิจัยนำเสนอความซับซ้อนของข้อต่อหัวไหล่ วิเคราะห์การเคลื่อนที่ในแนวตั้งของข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัล (Glenohumeral joint) ที่การเคลื่อนที่องศาต่างๆ สร้างรูปแบบความสัมพันธ์อย่างง่ายขึ้น และนำเสนอกลไกแบบใหม่เพื่อประยุกต์ใช้กับหุ่นยนต์สวมแขน ARMin III

ผู้วิจัยกล่าวว่า การลดรูปอย่างง่ายของข้อต่อหัวไหล่กลีโนฮิวเมอรัล (Glenohumeral joint) ซึ่งมีลักษณะเป็น Ball and Socket ทำให้เกิดความไม่เป็นธรรมชาติในการเคลื่อนไหว การเคลื่อนไหวที่องศาการเคลื่อนที่สูง เช่น การยกแขนขึ้น ข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลจะขยับไปอย่างมาก ดังแสดงในรูปที่

2.4

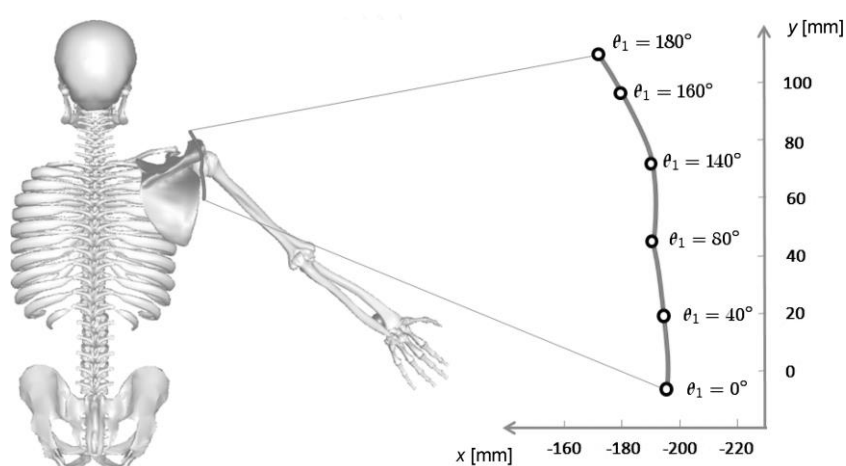


รูปที่ 2.4 การขยับขึ้นของข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลที่องศาการเคลื่อนที่สูง [4]

งานวิจัยมีเป้าหมายเพื่อสร้างลักษณะความสัมพันธ์อย่างง่ายของระยะยกตัว โดยใช้การเคลื่อนที่ของแขนในทิศทางต่างๆ เป็นตัวแปรอ้างอิง จากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่พบว่าระยะการยกตัวขึ้นของข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลเป็นผลโดยตรงมาจากองศาของการยกแขน Abduction-Adduction โดยมีสมมุติฐาน ดังนี้

1. บุคคลที่มีรูปร่างใกล้เคียงกัน จะมีระยะการยกตัวข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลเหมือนกัน (Zatsiorsky, 1998)
2. สภาพร่างกาย และอายุไม่มีผลต่อระยะการยกตัวข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัล (Lenarcic and Stanisic, 2003)

3. มวลภายนอกที่บุคคลรับน้ำหนักอยู่ไม่มีผลต่อตำแหน่งกระดูกไหปลาร้า และข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ล(De Groot et al., 1999)
4. การบิดหัวไหล่ Internal-External Rotation ไม่ส่งผลกระทบต่อระยะยกตัวข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ล (Moeslund et al., 2005)
5. การเคลื่อนที่ของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ลเป็นอิสระจากมุมของระนาบการยกตัว(Zatsiorsky, 1998)
6. ความยาวของกระดูกแปรผันตรงกับความสูงของแต่ละคน (Cheng et al., 1998)



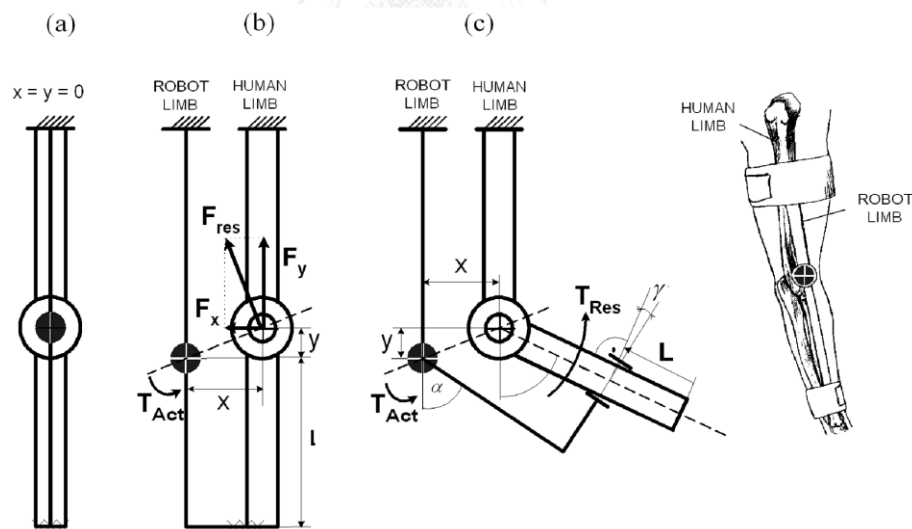
รูปที่ 2.5 ระยะยกตัวของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ลที่องศาการยกแขน Abduction-Adduction ต่างๆ
อ้างอิงบุคคลที่มีสุขภาพแข็งแรง ความสูง 170 เซนติเมตร [4]

ในการสรุปผลที่ได้ มุมของข้อต่อกระดูกส่วนที่เกี่ยวข้องทั้งหมดถูกสร้างความสัมพันธ์กับองศาการยกแขน (θ_1) และนำไปใช้ในการสร้างกลไกเพื่อชดเชยระยะยกตัวดังกล่าว ผลที่ได้คือการเพิ่มแกนเลื่อนในแนวตั้งเท่านั้นเข้าไปในระบบข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์ ARMin III ซึ่งช่วยให้การเคลื่อนที่มีความเป็นธรรมชาติมากขึ้น

2.5 Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction [5]

งานวิจัยนี้นำเสนอการวิเคราะห์พลศาสตร์ของแขนมนุษย์และออกแบบหุ่นยนต์สวมแขนที่มีลักษณะเหมาะสม มีความเป็นธรรมชาติตามหลักสรีระศาสตร์ ผู้วิจัยออกแบบและทดสอบหุ่นยนต์สวมแขนแบบ 9 องศาอิสระ ในการทดสอบการใช้งานหุ่นยนต์ที่ออกแบบไม่มีความจำเป็นที่จะต้องจัดตำแหน่งข้อต่อของหุ่นยนต์ให้ตรงกับข้อต่อของมนุษย์ แต่ยังสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ และครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนที่ทั้งหมด ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยชี้ให้เห็นถึงการออกแบบหุ่นยนต์ที่เหมาะสมมีความสำคัญมากพอๆ กับการออกแบบระบบควบคุม

ปัญหาที่พบในการใช้งานหุ่นยนต์สวมแขนร่วมกับมนุษย์ คือการเรียงตัวกันอย่างพอดีของข้อต่อหุ่นยนต์ และแขนของมนุษย์สามารถทำได้ยากด้วยเหตุผลหลายๆ อย่าง เช่น การระบุตำแหน่งข้อต่อแขนอย่างชัดเจนทำไม่ได้ในผู้ป่วยที่ยังมีชีวิต การระบุจำนวนองศาอิสระของข้อต่อต่างๆ มีความคลาดเคลื่อน เนื่องจากไม่มีข้อต่อใดมีหนึ่ง สอง หรือสามองศาอิสระจริง ข้อต่อมักซับซ้อนกว่า และการเคลื่อนที่ของข้อต่อเกิดจากการประกอบกันของหลายๆ รูปแบบ และการยึดหุ่นยนต์สวมแขนกับผู้ป่วยมีการเคลื่อนที่ขณะใช้งานเสมอ ตัวอย่างความผิดพลาดของตำแหน่งดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 การเรียงตัวของข้อต่อที่คลาดเคลื่อนเนื่องจากปัจจัยหลายๆ อย่าง [5]

กระบวนการออกแบบ และผลิต เริ่มจากการวิเคราะห์พลศาสตร์ของแขน ผู้วิจัยกล่าวว่า หุ่นยนต์สวมแขนจะต้องสอดคล้องกับเป้าหมาย 3 ข้อ ได้แก่ 1. การใช้งานหุ่นยนต์ต้องครอบคลุมทุกท่าทางการเคลื่อนไหวของแขน 2. การส่งกำลังต้องเกิดขึ้นแบบข้อต่อ-ต่อ-ข้อต่อ 3. ต้องมีความสบาย

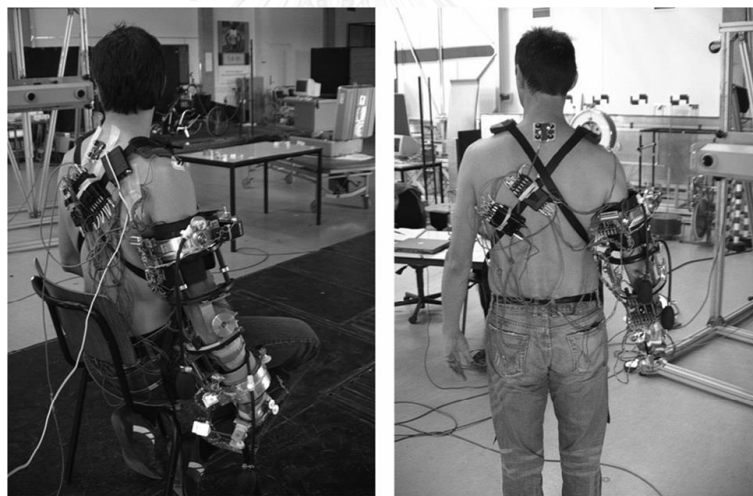
และปลอดภัยในการสวมใส่ ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขนแบบใหม่ ที่ไม่มีความจำเป็นต้องสวมแขน ซึ่งครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนไหว และยังตอบโจทย์ในข้อที่ 2 และ 3 ได้เป็นอย่างดี

ผลลัพธ์การออกแบบที่ได้คือ หุ่นยนต์ที่ออกแบบมาให้มีส่วนยึดติดอยู่กับส่วนตัวของผู้ใช้ 15 องศาอิสระ (รูปที่ 2.7) ข้อต่อหัวไหล่ที่มีความซับซ้อนถูกออกแบบให้มี 6 องศาอิสระ ข้อศอก 4 องศาอิสระ และ 5 องศาอิสระที่บริเวณข้อมือ มีรายละเอียด ดังนี้

1. ข้อต่อหัวไหล่ เมื่อพิจารณาการยกตัวของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ลด้วยจะพบว่า มี 5 องศาอิสระ แต่การออกแบบหุ่นยนต์ให้มีเพียง 5 องศาอิสระ หุ่นยนต์จะเคลื่อนที่เข้าสู่จุดเอกภาพ (Singularity) ที่ทำให้องศาอิสระสูญหายไป ผู้วิจัยจึงเพิ่ม หนึ่งองศาอิสระเพื่อป้องกันการเกิดจุดเอกภาพ การเรียงตัวของข้อต่อเป็นแบบ R-R-P-R-R-R โดย 3 ข้อต่อแรก R-R-P ทำหน้าที่ชดเชยการยกตัวของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ล ในขณะที่ 3 ข้อต่อหลัง R-R-R ตัดกันที่จุดเดียว เหมือนข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ล ในการใช้งานต้องมีข้อต่อที่สั่งการได้ (Active Joint) อย่างน้อย 4 ข้อต่อ ได้แก่ข้อต่อที่ 1, 2, 3 และ 6 เพื่อให้การเคลื่อนที่ทำได้อย่างราบรื่น หากต้องการควบคุมการยกตัวของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ลร่วมด้วย ข้อต่อที่ 4 และ 5 ต้องสามารถสั่งการได้เช่นเดียวกัน
2. ข้อศอก ออกแบบโดยคำนึงถึงการลดความผิดพลาดเนื่องจากการการเยื้องกันของข้อต่อ มี 4 องศาอิสระ R-P-R-R โดยข้อต่อที่ 7 ทำหน้าที่ขับเคลื่อนข้อศอก ข้อต่อ 8 และ 9 ชดเชยการเยื้องตำแหน่งของข้อต่อ และ 10 ใช้สำหรับการปรับมุมของแขนท่อนล่าง
3. ข้อมือ มี 5 องศาอิสระ R-R-R-R-R โดยการใช้งาน ข้อต่อที่ 11 และ 15 ทำหน้าที่เป็นข้อต่อเคลื่อนที่แบบเสมือนสำหรับการยกข้อมือขึ้นลง และ 13 ช่วยให้ข้อมือบิดซ้าย-ขวาได้ โดยทำงานร่วมกันข้อต่อ 12 และ 14 ข้อต่อ 11, 13 และ 15 เป็นข้อต่อแบบสั่งการได้



รูปที่ 2.7 หุ่นยนต์สวมแขน 15 องศาอิสระ [5]

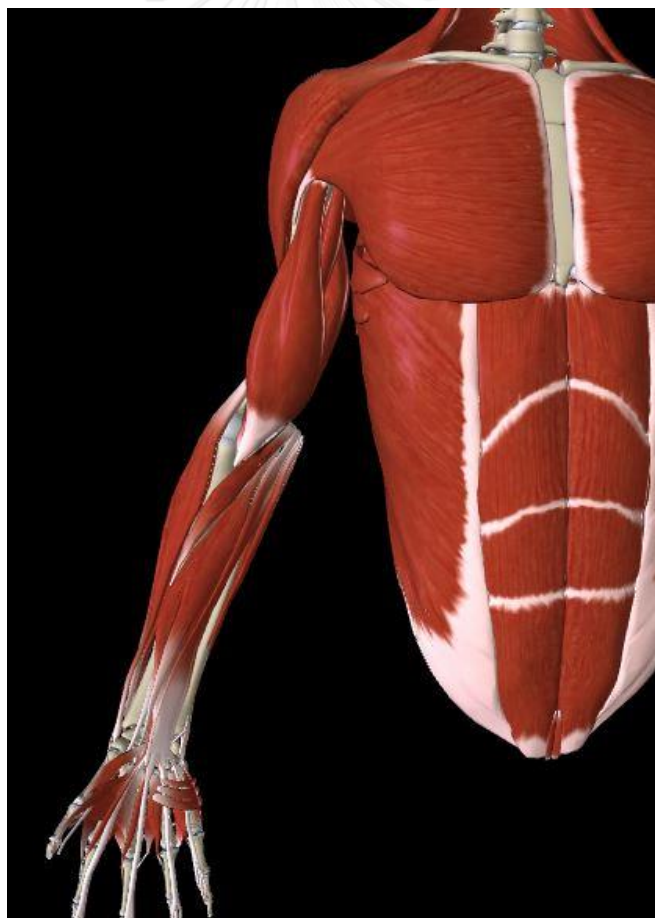


รูปที่ 2.8 ตัวอย่างการสวมใส่หุ่นยนต์สวมแขน 15 องศาอิสระ [5]

บทที่ 3 กายวิภาคแขน และการทำการกายภาพบำบัด

3.1 กายวิภาคของแขน (Gross Anatomy of the Upper Limb)

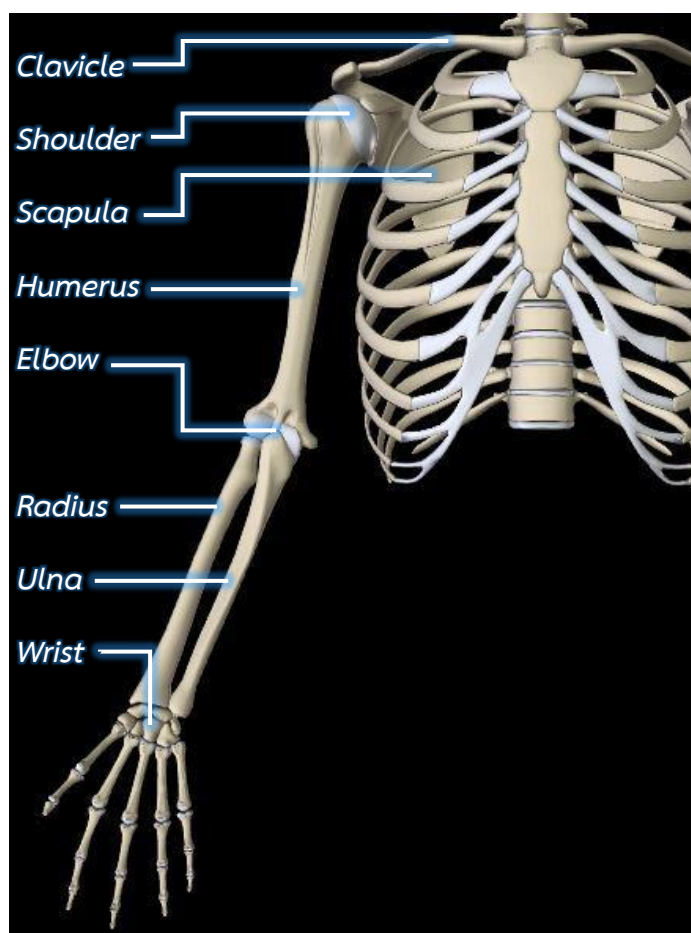
แขน หรือรยางค์บน (Upper limb) คือส่วนอวัยวะของร่างกายที่มีความซับซ้อนมากที่สุดส่วนหนึ่ง มีส่วนหลักที่เห็นได้อย่างชัดเจน ตั้งแต่ หัวไหล่, แขนท่อนบน, ข้อศอก, แขนท่อนล่าง, ข้อมือ, มือ, จนถึงนิ้วมือ ในงานวิจัยนี้ พิจารณาเฉพาะส่วนของการเคลื่อนที่แบบหยาบเท่านั้น นั่นคือ หัวไหล่, แขนท่อนบน, ข้อศอก และแขนท่อนล่าง ในแขนแต่ละข้างประกอบด้วยกระดูกทั้งหมด 5 ชิ้น และกล้ามเนื้อ 31 มัด แขนมีความสำคัญด้านการใช้งานในชีวิตประจำวันเป็นอย่างมาก เนื่องจากเป็นอวัยวะที่ช่วยในการหยิบจับ ทำภารกิจที่หลากหลายต่างๆ ช่วยรักษาสมดุลร่างกายขณะเดิน วิ่ง หรือการเคลื่อนที่รูปแบบอื่นๆ



รูปที่ 3.1 กายวิภาคของแขน

3.1.1 โครงสร้างกระดูก และข้อต่อของแขน

แขนประกอบด้วยกระดูกหลายชิ้นที่ทำหน้าที่ร่วมกันเสมือนเป็นโครงสร้างในการเคลื่อนที่ให้กับแขน ในการเคลื่อนที่แบบหยาบ (Rough Motion) ข้อต่อที่จัดอยู่ในการเคลื่อนที่ประเภทนี้คือ ข้อต่อหัวไหล่ และข้อศอก ประกอบด้วยกระดูกที่เคลื่อนที่ประสานกัน 5 ชิ้น ได้แก่ กระดูกไหปลาร้า (Clavicle), กระดูกสะบัก (Scapula), กระดูกต้นแขน (Humerus), กระดูกปลายแขนท่อนนอก (Radius) และกระดูกปลายแขนท่อนใน (Ulna)



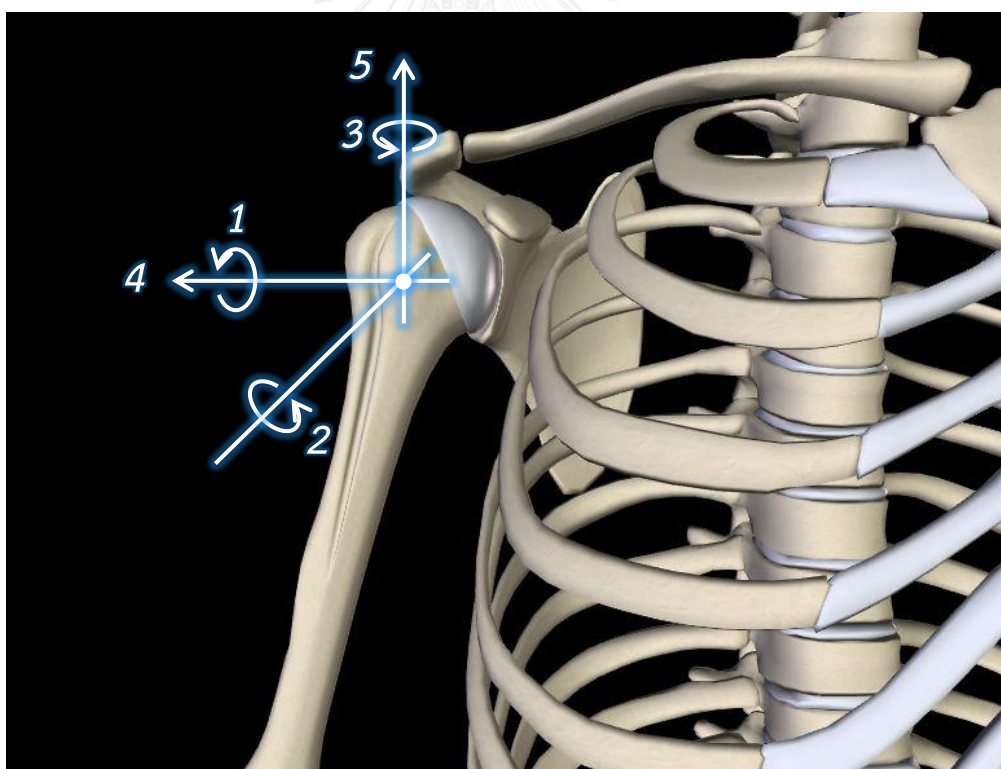
รูปที่ 3.2 ชื่อ และตำแหน่งของกระดูกแขน

3.1.1.1 ข้อต่อหัวไหล่ (Shoulder)

ข้อต่อหัวไหล่ (Shoulder) คือบริเวณจุดเชื่อมต่อระหว่างส่วนหัวกระดูกต้นแขน (Head of Humerus: HH) ของกระดูกต้นแขน (Humerus) เชื่อมต่ออยู่กับแอ่งเข้าข้อไหล่ (Glenoid Fossa)

ของกระดูกสะบัก (Scapula) ทางกายวิภาคศาสตร์เรียกจุดเชื่อมต่อนี้ว่า ข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัล (Glenohumeral Articulation: GH-Joint) มีลักษณะเทียบเท่าข้อต่อทางกลประเภทข้อต่อหัวกลม (Ball and Socket Joint) ในส่วนของกระดูกสะบัก (Scapula) ด้านหนึ่งเชื่อมต่อกับกระดูกไหปลาร้า (Clavicle) ที่ข้อต่อภายนอกกระดูกไหปลาร้า (Acromioclavicular Joint: AC-Joint) กระดูกไหปลาร้าอีกปลายหนึ่งยึดอยู่กับกระดูกส่วนอก (Manubrium of Sternum) ที่ข้อต่อสเตอร์โนคาวีคิวลา (Sternoclavicular Joint: SC-Joint) อีกทอดหนึ่ง

ด้วยลักษณะของข้อต่อดังกล่าว ทำให้หัวไหล่มีความซับซ้อนในการเคลื่อนที่มากที่สุดข้อต่อหนึ่งของอวัยวะในร่างกาย มีองศาอิสระบริเวณข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัล (Glenohumeral Articulation) ที่มีลักษณะเป็นข้อต่อหัวกลม หมุนได้ 3 องศาอิสระ และตัวข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลเองยังสามารถเคลื่อนได้ 2 ทิศทาง (Shoulder Girdle) ทำให้หัวไหล่มีองศาอิสระรวมทั้งหมดคือ 5 องศาอิสระด้วยกัน รูปที่ 3.3 แสดงให้เห็นถึงองศาอิสระของข้อต่อหัวไหล่ในทิศทางต่างๆ



รูปที่ 3.3 หัวไหล่ และองศาอิสระของหัวไหล่ในทิศทางต่างๆ

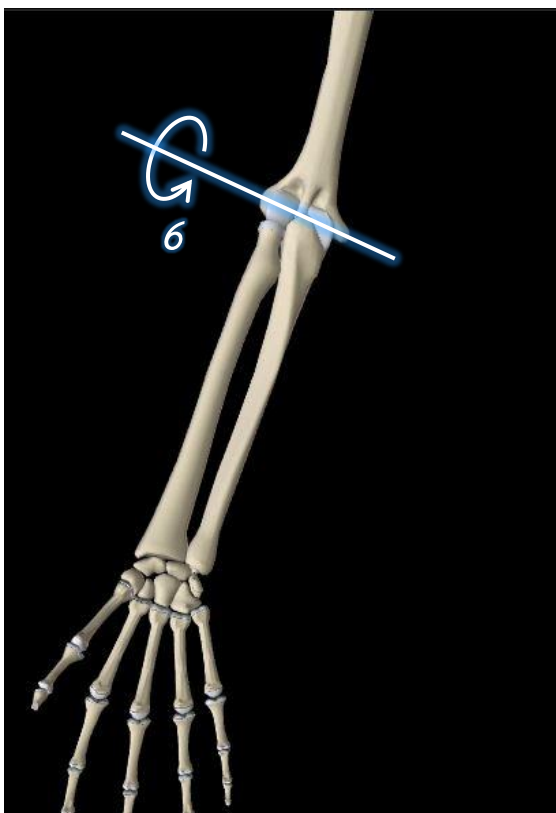
จากรูปที่ 3.3 การเลื่อนยกตัวขึ้นของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ลตามแกน X และ Z (ทิศทาง 4 และ 5 ตามลำดับในรูป) เกิดจากการยกแขนขึ้นรอบแกนหมุน Y (ทิศทาง 2 ในรูป) การยกตัวเลื่อนตำแหน่งนี้แปรผันตามการยกแขน ในตัวอย่างของคนปกติสูง 170 เซนติเมตร การยกตัวขึ้นนี้อาจมีระยะมากถึง 10 เซนติเมตรจากจุดพัก

3.1.1.2 ข้อศอก (Elbow)

ข้อศอก (Elbow) เป็นบริเวณที่เชื่อมต่อระหว่างกระดูกต้นแขน และกระดูกปลายแขนทั้งสองข้าง (แสดงในรูปที่ 3.4) มีความซับซ้อนในการเคลื่อนที่เช่นเดียวกับข้อต่อหัวไหล่ ประกอบด้วยข้อต่อภายใน 3 ส่วน ได้แก่

1. ข้อต่อฮิวเมอโรอัลนา (Humeroulnar Joint) เชื่อมต่อโทรเคลียร์ (Trochlear) ของกระดูกต้นแขน เข้ากับรอยเว้าโทรเคลียร์ (Trochlear Notch) บนกระดูกอัลนา
2. ข้อต่อฮิวเมอโรเรเดียล (Humeroradial Joint) เชื่อมต่อแคปปีทูลัม (Capitulum) ของกระดูกต้นแขนเข้ากับส่วนหัวของกระดูกเรเดียส (Head of Radius)
3. ข้อต่อเรดิโออัลนาด้านต้นแขน (Proximal Radioulnar Joint) เชื่อมต่อระหว่างกระดูกปลายแขนท่อนนอก และกระดูกปลายแขนท่อนในด้วยตัวเอง กล่าวคือ เชื่อมต่อส่วนหัวของกระดูกเรเดียส (Head of Radius) และรอยเว้าอัลนา (Radius Notch) ของกระดูกอัลนา

ถึงแม้ว่าข้อศอกจะดูเหมือนมีความซับซ้อนของข้อต่อ แต่ความซับซ้อนของข้อศอกนี้จะแสดงผลในการบิดของข้อมือแทน ข้อศอกสามารถยอมให้เกิดการเคลื่อนที่แบบบานพับ (Hinge Joint) นั่นคือมีเพียง 1 องศาอิสระเท่านั้น (ทิศทาง 6 ในรูป)



รูปที่ 3.4 ข้อศอก และองศาอิสระของข้อศอก

3.1.2 ทิศทางการเคลื่อนไหวของแขนและข้อเรียก

เมื่ออ้างอิงจากแกนหมุนของข้อต่อตามรูปที่ 3.3 และรูปที่ 3.4 การเคลื่อนไหวของแขนในแต่ละทิศทาง มีชื่อเรียกดังตารางที่ 3.1 ดังนี้

ตารางที่ 3.1 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของแขนในทิศทางต่างๆ

ข้อต่อ	ทิศทาง	ชื่อเรียกการเคลื่อนไหว
หัวไหล่	1: Shoulder - X	Abduction - Adduction
	2: Shoulder - Y	Flexion - Extension
	3: Shoulder - Z	Internal Rotation - External Rotation
ข้อศอก	6: Elbow	Flexion - Extension

ในแต่ละทิศทางการเคลื่อนที่ เราสามารถวัดพิสัยการเคลื่อนที่ของแขน ได้ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 พิสัยการเคลื่อนที่ของแขน

ข้อต่อ	ทิศทาง	พิสัยการเคลื่อนที่ (องศา)
หัวไหล่	1: Shoulder - X	100
	2: Shoulder - Y	110
	3: Shoulder - Z	135
ข้อศอก	6: Elbow	150

3.2 การทำกายภาพบำบัด (Physical Therapy)

การทำกายภาพบำบัดเป็นกระบวนการทางด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพที่เกี่ยวข้องกับการจัดการการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติของผู้ป่วยในทุกช่วงวัย การทำกายภาพบำบัดจะกระทำโดยผู้เชี่ยวชาญด้านการทำกายภาพบำบัดโดยเฉพาะ หรือเรียกว่านักกายภาพบำบัด การรักษาจะถูกดูแลควบคุมโดยนักกายภาพบำบัด โดยใช้ข้อมูลจากการตรวจร่างกายของผู้ป่วย และประวัติการรักษาในอดีต และมีการเก็บข้อมูลอย่างต่อเนื่องเพื่อการรักษาที่อาจเกิดขึ้นทั้งในระยะสั้น และระยะยาว ขึ้นอยู่กับสภาพร่างกาย หรืออาการบาดเจ็บของผู้ป่วย

วัตถุประสงค์หลักของการทำกายภาพบำบัดคือต้องการให้ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตนเอง ใช้ชีวิตประจำวันให้เป็นปกติ ลดการพึ่งพาจากอุปกรณ์ หรือผู้ดูแลให้ได้มากที่สุด รวมไปถึงการป้องกันรักษา และจัดการการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติทั้งที่เกิดขึ้นแล้วและคาดว่าจะเกิดขึ้นอีกด้วย

การทำกายภาพบำบัดสามารถแบ่งตามความเชี่ยวชาญเฉพาะด้านได้ ดังนี้

1. ระบบหัวใจและหลอดเลือด (Cardiopulmonary): รักษาความผิดปกติของระบบหัวใจและหลอดเลือด โดยเฉพาะผู้ที่ได้รับการผ่าตัดหลอดเลือดหัวใจและปอด เพื่อเพิ่มความทนทานของการทำงาน และอิสระในการใช้ชีวิตของผู้ป่วย
2. ผู้สูงอายุ (Geriatric): รักษาความผิดปกติของผู้ป่วยเนื่องจากโรคที่เกิดขึ้นเมื่อเข้าสู่ช่วงชรา เช่น โรคข้ออักเสบ ภาวะกระดูกบาง มะเร็ง การเปลี่ยนข้อต่อกระดูก การสูญเสียการทรงตัว เป็นต้น การทำกายภาพบำบัดในผู้สูงวัยมักใช้กระบวนการพิเศษที่ช่วยการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยให้ดีขึ้น ลดอาการปวด และเพิ่มสมรรถภาพทางร่างกาย
3. ระบบประสาท (Neurological): รักษาความผิดปกติทางระบบประสาทซึ่งเฉพาะเจาะจงในแต่ละราย เช่น โรคอัลไซเมอร์ โรคที่เกิดจากการกระทบกระเทือนของสมอง โรคสมองพิการ

แต่กำเนิด เส้นเลือดในสมองแตก เป็นต้น การรักษาจะทำแบบเฉพาะเจาะจงต่ออาการของโรค เพื่อฟื้นฟูกิจกรรมในแต่ละส่วนกลับขึ้นมา

4. ระบบกล้ามเนื้อและกระดูก (Orthopedic): รักษาความผิดปกติของระบบกล้ามเนื้อกระดูก ซึ่งเกิดจากการบาดเจ็บ การผ่าตัดศัลยกรรมกระดูก ภาวะข้อเสื่อม อาการติดขัดของข้อต่อเนื่องจากการไม่ได้เคลื่อนไหวเป็นเวลานาน การรักษามักควบคู่กับการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยวิธีการต่าง ๆ
5. ผู้ป่วยเด็ก (Pediatric): การทำกายภาพบำบัดในเด็ก เพื่อช่วยการตรวจหาปัญหาสุขภาพตั้งแต่แรกเกิด มีรูปแบบที่หลากหลายในการ นักกายภาพบำบัดจะต้องมีความเชี่ยวชาญเกี่ยวกับภาวะที่ผิดปกติตั้งแต่กำเนิดเป็นพิเศษ ดูแลพัฒนาการ ระบบกล้ามเนื้อ ประสาทระบบกระดูก จะมุ่งเน้นการรักษาไปที่ การเพิ่มทักษะเกี่ยวกับการควบคุมกล้ามเนื้อ การทรงตัว รวมไปถึงการเสริมสร้างพัฒนาการ

3.2.1 การทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีก[6]

ก่อนที่จะทำการกายภาพบำบัด ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจำเป็นต้องผ่านการคัดกรองจากแพทย์ขั้นเริ่มต้น ผู้ป่วยต้องอยู่ในสภาวะทางการแพทย์ที่ ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยมีสัญญาณชีพคงที่ ไม่มีอาการไข้ ภายใน 48 ชั่วโมงที่ผ่านมา ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสำคัญทางการแพทย์ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงการรักษา สามารถรับประทานอาหารและน้ำทางสายยางได้ หลังจากนั้นจึงเข้าสู่ขั้นตอนการประเมินสมรรถภาพร่างกาย ทั้งทางด้าน การเคลื่อนไหวรับรู้ การทำกิจกรรม และการสื่อความหมาย ซึ่งสามารถแบ่งหัวข้อย่อยได้ ดังนี้ 1. การประเมินประสาทสั่งการ (Motor Function Assessment) 2. การประเมินประสาทรับรู้ (Perceptual Assessment) 3. การควบคุมและประสานงานการเคลื่อนไหว (Coordination) 4. พิสัยของข้อ (Range of Motion) 5. ความตึงตัวของกล้ามเนื้อ (Muscle Tone) 6. ประเมินกิจวัตรประจำวัน 7. การประกอบอาชีพ 8. ความผิดปกติในการสื่อภาษา (Language Disorder) และ 9. ความผิดปกติทางการพูด (Speech Disorder) เมื่อสถานะของผู้ป่วยได้รับการประเมินและอยู่ในขอบเขตที่สามารถเข้ารับการกายภาพบำบัดข้างต้นแล้ว จึงทำการส่งต่อให้แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดต่อไป

ในกระบวนการการทำการกายภาพบำบัดแขน จะใช้ผู้ป่วยที่มีอาการเกร็งกระตุกไม่รุนแรง แต่กล้ามเนื้อยังคงหดตัวได้ไม่ปกติ มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง โดยระดับอาการของกล้ามเนื้ออ่อนแรงสามารถแบ่งตามเกณฑ์ของสภาวิจัยทางการแพทย์ (Medical Research Council: MRC) ได้ดังนี้

ระดับที่ 0 ไม่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อ

ระดับที่ 1 กล้ามเนื้อหดตัวเล็กน้อย นักกายภาพบำบัดสามารถรู้สึกถึงการหดตัวของกล้ามเนื้อได้

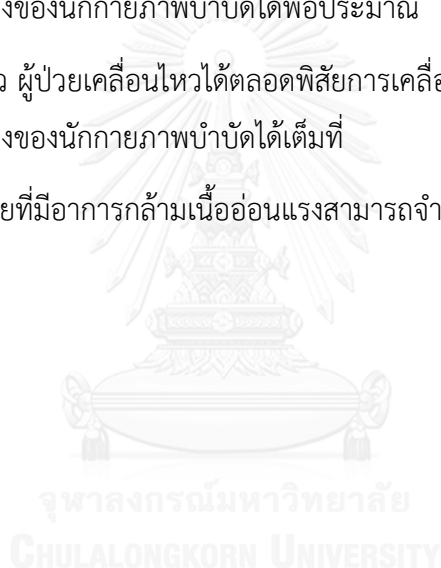
ระดับที่ 2 กล้ามเนื้อหดตัว ผู้ป่วยเคลื่อนไหวได้ตลอดพิสัยการเคลื่อนไหวที่ เมื่อหดเขยแรงโน้มถ่วง

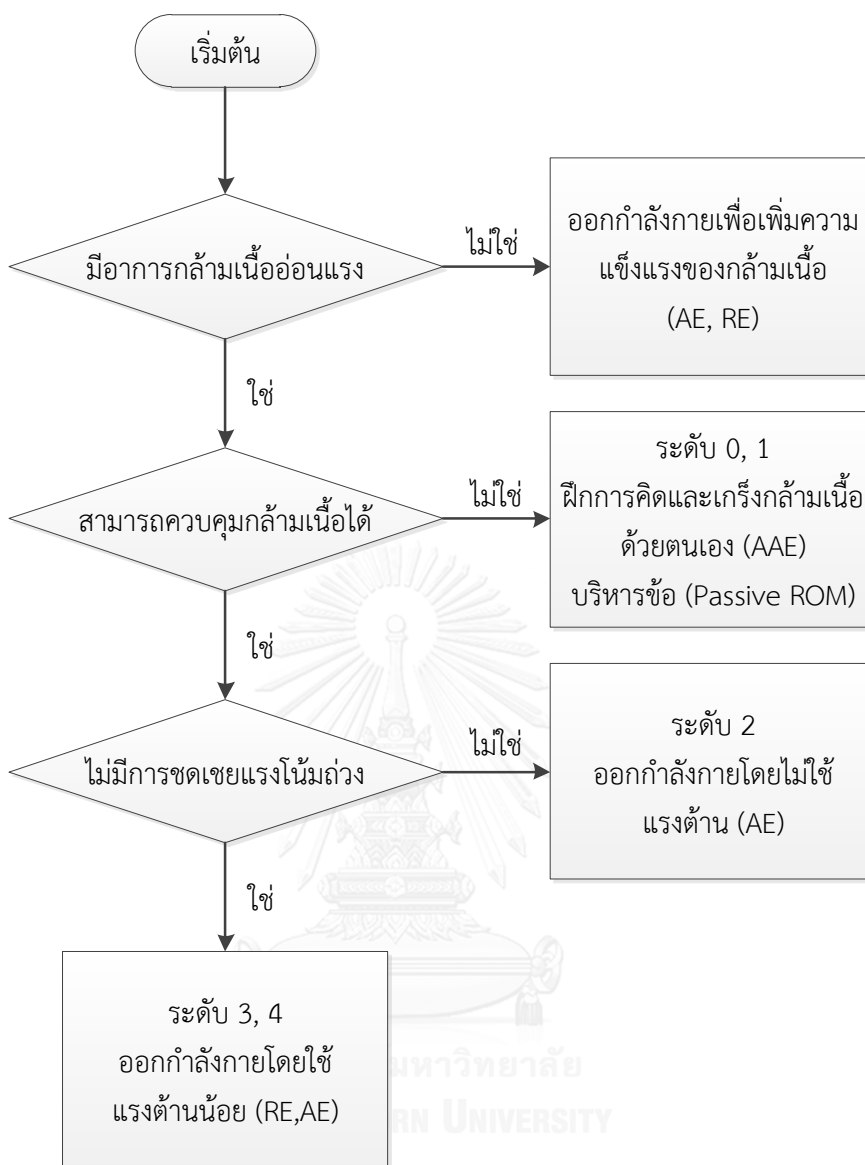
ระดับที่ 3 กล้ามเนื้อหดตัว ผู้ป่วยเคลื่อนไหวได้ตลอดพิสัยการเคลื่อนไหวที่ เมื่อไม่หดเขยแรงโน้มถ่วง

ระดับที่ 4 กล้ามเนื้อหดตัว ผู้ป่วยเคลื่อนไหวได้ตลอดพิสัยการเคลื่อนไหวที่ เมื่อไม่หดเขยแรงโน้มถ่วง และสามารถต้านแรงของนักกายภาพบำบัดได้พอประมาณ

ระดับที่ 5 กล้ามเนื้อหดตัว ผู้ป่วยเคลื่อนไหวได้ตลอดพิสัยการเคลื่อนไหวที่ เมื่อไม่หดเขยแรงโน้มถ่วง และสามารถต้านแรงของนักกายภาพบำบัดได้เต็มที่

การจำแนกระดับของผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงสามารถจำแนกได้ตามแผนผังด้านล่างนี้





รูปที่ 3.5 แผนผังการคัดกรองระดับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง

แพทย์จะใช้แผนภูมินี้ ในการพิจารณาเลือกใช้รูปแบบของการบริหาร หรือการทำกายภาพบำบัด โดยการทำกายภาพบำบัดแบ่งออกเป็น 4 ระดับ ดังนี้

1. การออกกำลังแบบผู้ช่วยหรือนักกายภาพบำบัดเป็นผู้กระทำทั้งหมด (Passive Exercise) ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 0 ไม่สามารถขยับร่างกายเองได้ ป้องกันการยึดติดของข้อต่อต่างๆ และป้องกันการหดรั้งของกล้ามเนื้อ

2. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำ และมีผู้อื่นช่วยในเวลาเดียวกัน (Active Assisted Exercise: AAE) ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 1 ฝึกกระตุ้นการเกร็งของกล้ามเนื้อ และมีผู้อื่นช่วยในการเคลื่อนไหว
3. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำเองทั้งหมด (Active Exercise: AE) ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 2 การเคลื่อนไหวเป็นไปในลักษณะขนานกับพื้น เพื่อลดการต้านแรงโน้มถ่วง และในผู้ป่วยระดับ 3 เพิ่มการเคลื่อนไหวขึ้นลงเพื่อต้านแรงโน้มถ่วง
4. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำเองทั้งหมด เสริมแรงต้านในการเคลื่อนไหว (Resisted Exercise: RE) ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 3 และ 4 ผู้ป่วยเคลื่อนไหวแขนขาได้เอง มีการเพิ่มน้ำหนักถ่วงเพื่อต้านการเคลื่อนไหวตามกำลังของผู้ป่วย

การทํากายภาพบำบัดยึดถือแนวทางในการปฏิบัติเพื่อให้เกิดผลดีที่สุด ดังนี้

1. การทํากายภาพบำบัดควรทำอย่างช้าๆ
2. ในแต่ละท่าทาง ควรทำอย่างช้าๆ 10 – 20 ครั้งต่อรอบ 2 รอบต่อวัน
3. เคลื่อนไหวให้เต็มช่วงพิสัยการเคลื่อนที่
4. ควรออกแรงในการทำอย่างสม่ำเสมอ

การวิเคราะห์ผลของการทํากายภาพบำบัด มีดัชนีชี้วัดหลายอย่าง ตัวอย่างหนึ่งของดัชนีชี้วัดสากลที่เป็นที่นิยมใช้คือ ดัชนีบาร์เธลเอดีแอล (Barthel ADL Index) เป็นการสังเกตและให้คะแนนการทํากิจกรรมในชีวิตประจำวันต่างๆ ให้คะแนนตั้งแต่ 0 ถึง 10 จากนั้นจึงรวมคะแนนทั้งหมดและ จัดระดับของพัฒนาการการรักษา ตัวอย่างกิจกรรมที่ใช้ชี้วัดในดัชนีบาร์เธลเอดีแอล (Barthel ADL Index) เช่น การรับประทานอาหารด้วยตัวเอง การลุกนั่งจากเตียง การย้ายที่นั่ง การใช้ห้องน้ำ การขึ้นลงบันได การสวมใส่เสื้อผ้า รวมไปถึงการกลืนปัสสาวะ อุจจาระ เป็นต้น

บทที่ 4 การออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน

4.1 เงื่อนไขประกอบการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน

จากการสืบค้นวรรณกรรม และการวิเคราะห์กายวิภาคของแขนในบทที่ 2 และบทที่ 3 ทำให้ทราบเงื่อนไขการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขนที่เหมาะสมสำหรับการทำกายภาพบำบัด ดังนี้

1. ควรออกแบบหุ่นยนต์ในลักษณะมานุษยรูปร่าง (Anthropomorphism) โดยอ้างอิงการเคลื่อนไหวของแขน ข้อต่อหัวไหล่ และข้อศอกเป็นหลัก นั่นคือที่บริเวณข้อต่อหัวไหล่ควรออกแบบให้มี 3 ถึง 5 องศาอิสระเพื่อรองรับการเคลื่อนที่แบบหมุนใน 3 ทิศทางของข้อต่อกลีโนฮิวเมอร์ล (Glenohumeral Joint) ที่มีลักษณะเป็นข้อต่อหัวกลม (Ball and Socket Joint) และ/หรือแบบเลื่อนอีก 2 ทิศทางเพื่อรองรับการยกตัวของข้อต่อหัวไหล่ (Shoulder Girdle) ที่บริเวณของศอก 1 องศาอิสระเพื่อรองรับข้อต่อแบบบานพับ (Hinge Joint) เพื่อให้การส่งกำลังจากมอเตอร์สามารถส่งไปยังข้อต่อของผู้ป่วยได้โดยตรง
2. การส่งกำลังใช้ระบบพูลเลย์ และสายเคเบิลในระบบทดรอบและส่งกำลัง เนื่องจากง่ายต่อการทดรอบความเร็ว ไม่มีระยะคลอน (Zero Backlash) เกิดขึ้นขณะเคลื่อนไหว สามารถขยับย้อนกลับได้ (Back-Drivable) สามารถออกแบบระบบความปลอดภัยที่ช่วยป้องกันการเคลื่อนที่ออกนอกพิสัยการเคลื่อนที่ได้เหมาะสม และสายเคเบิลที่ใช้มีความยืดหยุ่นคล้ายสปริงทำให้การออกแบบระบบควบคุมย้อนกลับทำได้โดยง่าย ลดการกระตุกขณะทำงาน
3. ความยาวของหุ่นยนต์สวมแขนต้องสามารถปรับได้เพื่อให้เข้ากับสรีระของผู้ป่วยที่ต่างกัน
4. มีระบบควบคุมความปลอดภัยในระดับฮาร์ดแวร์ และระดับซอฟต์แวร์ นั่นคือบริเวณข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขนจะมีตัวหยุด (Mechanical Stopper) ป้องกันการเคลื่อนที่เกินขอบเขตพิสัยการเคลื่อนที่ มีปุ่มหยุดฉุกเฉิน (Emergency Stop) สองชั้น สำหรับนักกายภาพบำบัด และตัวผู้ป่วยเอง สามารถกดหยุดเพื่อตัดกำลังของชุดขับเคลื่อนได้โดยตรง การส่งกำลังที่ใช้ระบบพูลเลย์ และสายเคเบิลส่งกำลังผ่านแรงเสียดทาน นั่นคือเมื่อมีแรงบิดจากมอเตอร์ที่มากผิดปกติ หรือการเคลื่อนที่ที่ขัดกัน ระบบจะยอมให้เกิดการลื่นไถลของระบบส่งกำลังได้ และในส่วนของซอฟต์แวร์มีการวัดและควบคุมแรงบิดที่เกิดขึ้นของมอเตอร์ สามารถตั้งขอบเขตค่าแรงบิดสูงสุดที่มอเตอร์จะกระทำได้ เป็นการป้องกันความปลอดภัยในระดับซอฟต์แวร์
5. พิสัยการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์จะต้องครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนไหวของแขนทั้งหมด ดังที่แสดงอยู่ในตารางที่ 3.2

6. หุ่นยนต์สวมแขนจะยึดติดอยู่กับผู้ป่วย 2 จุดที่บริเวณแขนท่อนล่างด้านใกล้ข้อศอก และที่บริเวณข้อมือ
7. การทำกายภาพบำบัด ผู้ป่วยจะอยู่ในท่านั่ง และสวมหุ่นยนต์สวมแขน
8. การออกแบบคำนึงถึงการสูญเสียองศาอิสระเนื่องมาจากการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์เข้าใกล้จุดเอกภาพ (Singularity Point)
9. เงื่อนไขอื่น ๆ เช่น หุ่นยนต์ต้องมีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ง่ายต่อการเคลื่อนย้าย เป็นต้น

4.2 การออกแบบแต่ละข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขน

4.2.1 การออกแบบข้อต่อหัวไหล่

อย่างที่ได้อธิบายไปในขั้นต้นแล้วว่า ข้อต่อหัวไหล่มีการเคลื่อนที่ 5 องศาอิสระ แบ่งเป็นการเคลื่อนที่แบบหมุน 3 องศาอิสระ และแบบเลื่อน 2 องศาอิสระ ในการออกแบบในข้อต่อหัวไหล่ ผู้วิจัยได้ทำการลดรูปข้อต่อหัวไหล่ลงเหลือเพียงการเคลื่อนที่แบบหมุน 3 องศาอิสระ โดยมีจุดหมุนตัดกันที่จุดๆ เดียว จำลองลักษณะของข้อต่อหัวกลม ซึ่งจุดตัดนี้จะอยู่จุดเดียวกันข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัลในแขนของผู้ป่วยในท่าพักเริ่มต้น

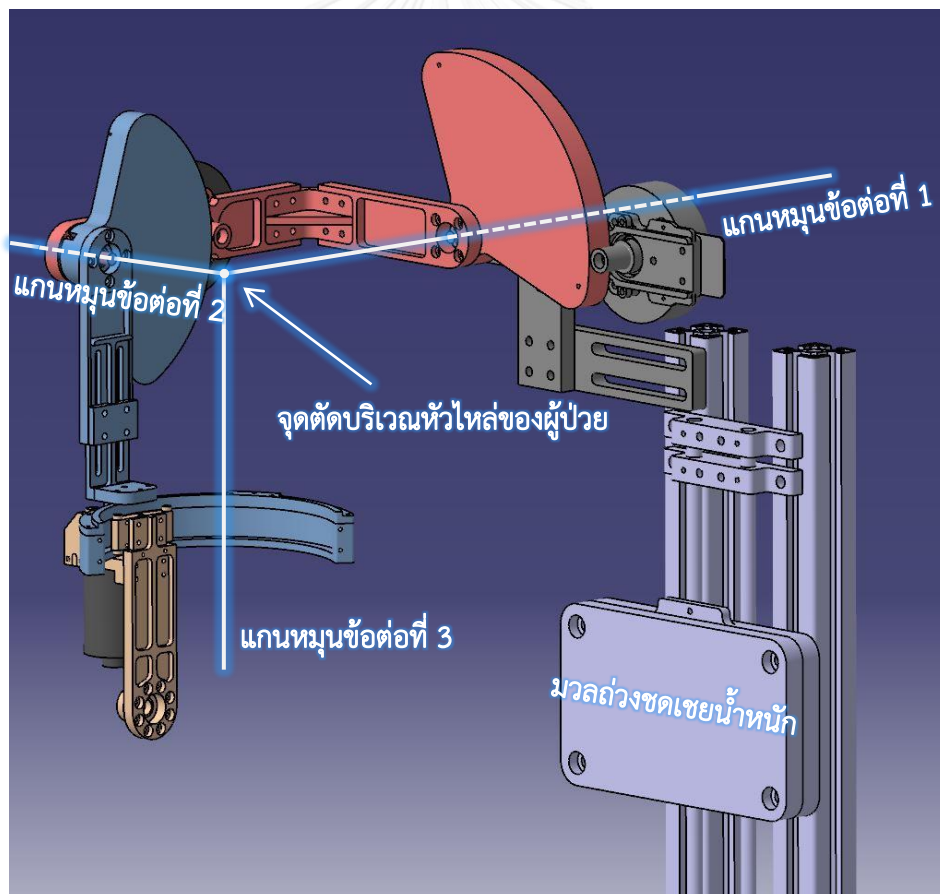
สาเหตุที่ทำให้สามารถลดรูปการเคลื่อนที่แบบเลื่อน 2 องศาอิสระที่เกิดจากการยกตัวของหัวไหล่ (Shoulder Girdle) ออกได้นั้น เนื่องจากหุ่นยนต์สวมแขนนี้ คณะผู้วิจัยต้องการออกแบบให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา มีความซับซ้อนให้น้อยที่สุด เพื่อให้ง่ายต่อการบำรุงรักษาจึงต้องทำการลดจำนวนข้อต่อลง อีกทั้งการยึดติดหุ่นยนต์สวมแขนเข้ากับผู้ป่วยจะยึดอยู่กับบริเวณแขนท่อนล่างเท่านั้น จึงทำให้เกิดระยะให้ตัวได้ขณะเคลื่อนที่ ระหว่างข้อต่อที่ 1, 2 และ 3 ของหุ่นยนต์สวมแขนกับข้อต่อหัวไหล่ของผู้ป่วยตลอดเวลา ซึ่งในความเป็นจริงเราไม่สามารถระบุตำแหน่งที่แน่ชัดของข้อต่อหัวไหล่ได้ การเคลื่อนที่ในแบบเลื่อน 2 องศาอิสระนี้จึงลดรูปลงได้ ใช้การขยับร่างกายของผู้ป่วยชดเชยการเคลื่อนที่เหล่านั้นแทน

ข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์สวมแขน สร้างขึ้นจากอลูมิเนียมแข็งแรง น้ำหนักเบา ถูกออกแบบให้ครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวไหล่ และมีอัตราทดของชุดขับเคลื่อน ดังตารางที่ 4.1 ภายในชุดพูลเล่ทรอบจะมีตัวหยุดทางกายภาพ (Mechanical Stopper) อยู่ในข้อต่อที่ 1 และ 2 ขับเคลื่อนโดยชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC Motor) ขนาด 90 วัตต์ ให้แรงบิด 0.533 นิวตันเมตร วัดตำแหน่งด้วย Incremental Encoder และสามารถวัดค่าแรงบิดจากการวัดกระแสไฟฟ้าของมอเตอร์ผ่าน Current Sensor และข้อต่อที่ 3 ขับเคลื่อนโดยชุด

ขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor) ขนาด 90 วัตต์ ให้แรงบิด 0.106 นิวตันเมตร วัดตำแหน่งด้วย Incremental Encoder และสามารถวัดค่าแรงบิดจากการวัดกระแสไฟฟ้าของมอเตอร์ผ่าน Current Sensor

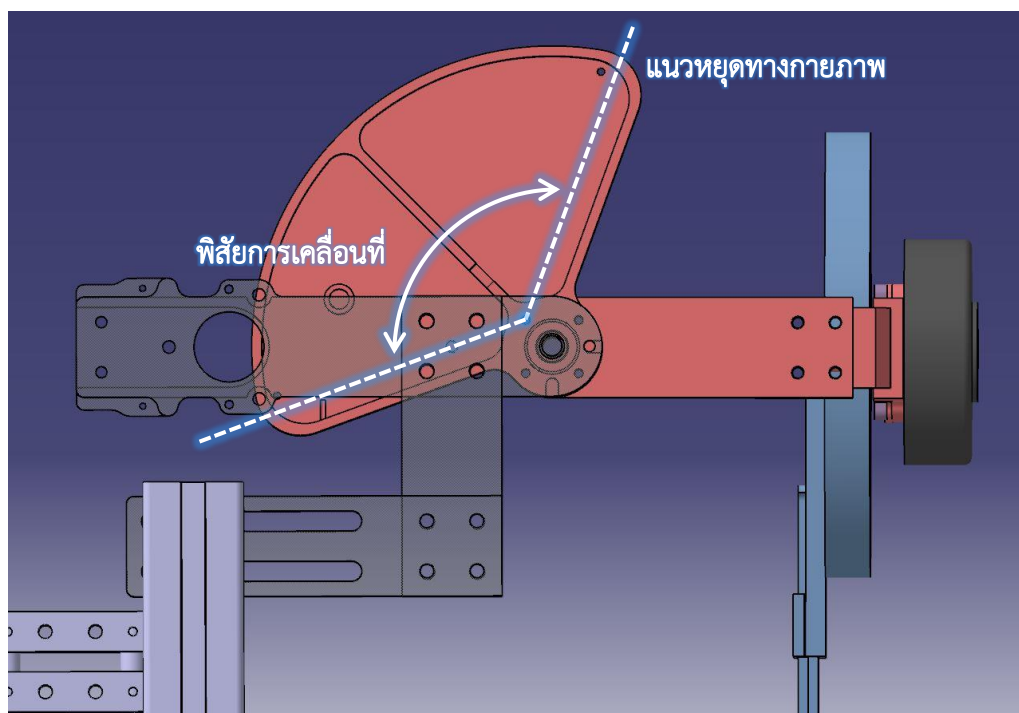
ตารางที่ 4.1 พิสัยการเคลื่อนที่ และอัตราทดของข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์สวมแขนในแต่ละทิศทาง

ข้อต่อ	พิสัยการเคลื่อนไหวของแขน(องศา)	พิสัยการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์(องศา)	อัตราทด	ทิศทางเคลื่อนที่
1	100	110	12.5	Abduction - Adduction
2	110	120	12.5	Flexion - Extension
3	135	140	19.0	Internal - External Rotation



รูปที่ 4.1 ข้อต่อหัวไหล่ 3 องศาอิสระที่ได้รับการออกแบบ จุดตัดของแสดงตำแหน่งหัวไหล่ของผู้ป่วย และมวลถ่วงสำหรับชุดเซนเซอร์น้ำหนัก

ในขณะที่ใช้งาน ข้อต่อที่ 1 ของหุ่นยนต์ต้องแบกรับน้ำหนักของตัวหุ่นยนต์เอง และแขนของผู้ป่วยซึ่งเป็นภาระเกินกว่าขีดจำกัดของมอเตอร์ จึงได้เพิ่มน้ำหนักถ่วงที่ข้อต่อที่ 1 เพื่อชดเชยน้ำหนักดังกล่าว มวลที่ใช้มีขนาดประมาณ 5 กิโลกรัม ถูกติดตั้งอยู่บนรางสไลด์บริเวณฐานของหุ่นยนต์สวมแขน



รูปที่ 4.2 แนวหยุดทางกายภาพป้องกันการเคลื่อนไหวเกินพิสัยการเคลื่อนที่

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

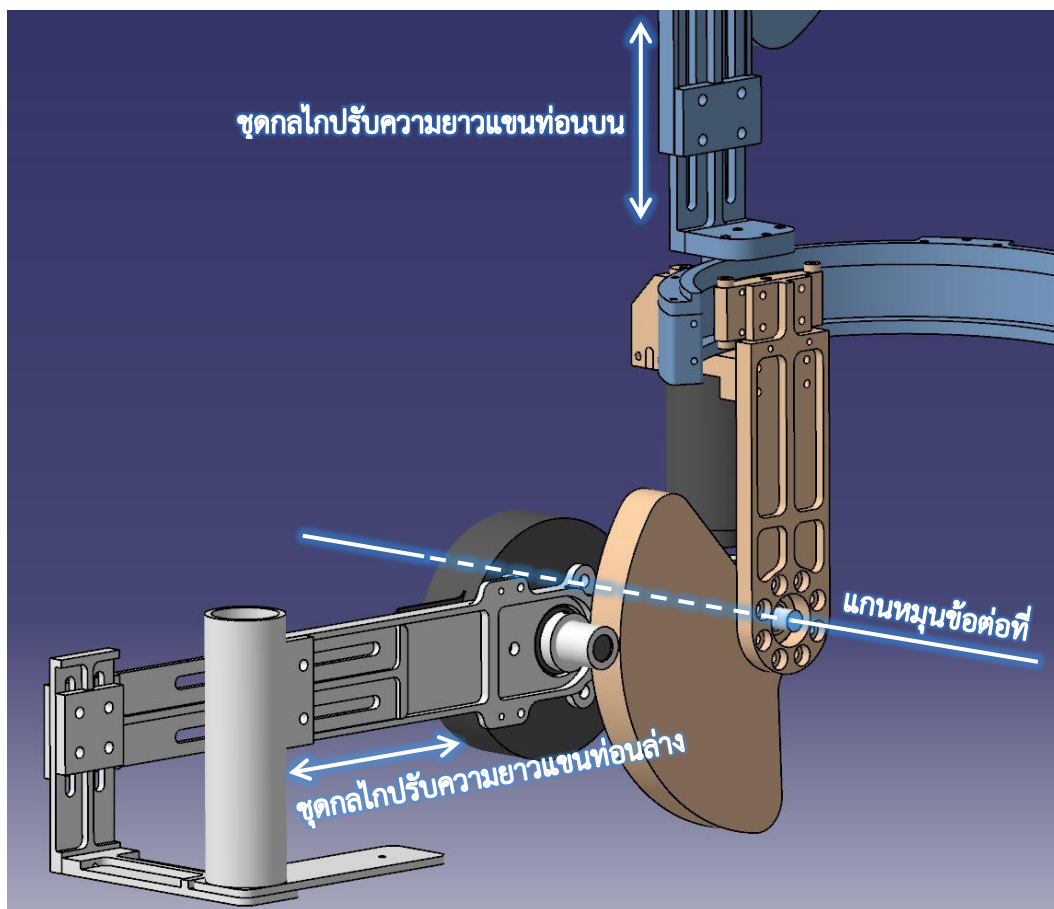
4.2.2 การออกแบบข้อศอก

ในบทที่ 3 กล่าวถึงโครงสร้างของข้อศอกที่มีเพียง 1 องศาอิสระเท่านั้น เคลื่อนที่ในรูปแบบข้อต่อบานพับ หุ่นยนต์สวมแขนจึงถูกออกแบบให้มีเพียง 1 องศาอิสระที่ข้อศอก ซึ่งหุ่นยนต์สวมแขนจะติดตั้งอยู่บริเวณด้านข้างของแขน โดยมีจุดหมุนเรียงตัวในตำแหน่งเดียวกันกับข้อศอก สวมยึดติดอยู่กับผู้ป่วยที่แขนท่อนล่าง

ข้อศอกของหุ่นยนต์สวมแขน สร้างขึ้นจากอลูมิเนียมแข็งแรง น้ำหนักเบา เช่นเดียวกับข้อต่อหัวไหล่ มีอัตราทดของชุดขับเคลื่อน ดังตารางที่ 4.2 ขับเคลื่อนโดยชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC Motor) ขนาด 90 วัตต์ ให้แรงบิด 0.533 นิวตันเมตร วัตต์ตำแหน่งด้วย Incremental Encoder และสามารถวัดค่าแรงบิดจากการวัดกระแสไฟฟ้าของมอเตอร์ผ่าน Current Sensor เช่นเดียวกับข้อต่อหัวไหล่

ตารางที่ 4.2 พิสัยการเคลื่อนที่ และอัตราทดของข้อต่อหัวไหล่ของหุ่นยนต์สวมแขนในแต่ละทิศทาง

ข้อต่อ	พิสัยการเคลื่อนไหวของแขน(องศา)	พิสัยการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์(องศา)	อัตราทด	ทิศทางการเคลื่อนที่
4	150	150	8.75	Flexion - Extension

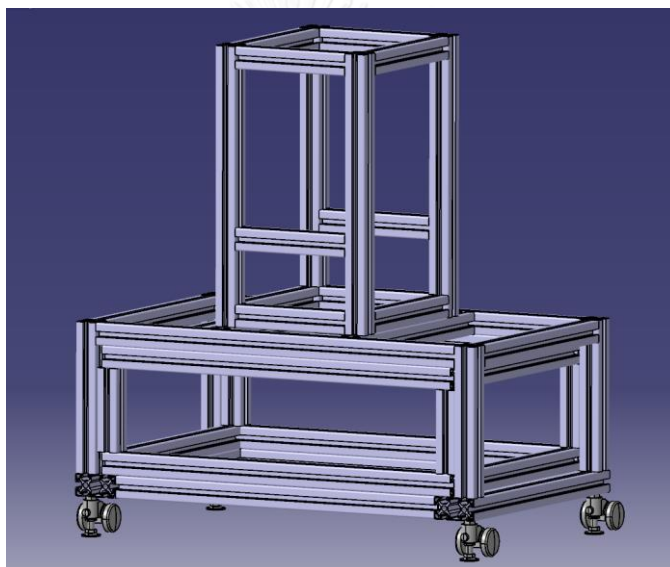


รูปที่ 4.3 ข้อต่อ 1 องศาอิสระที่ได้รับการออกแบบ และชุดกลไกสำหรับปรับความยาวแขน

การออกแบบหุ่นยนต์สวมแขนในส่วนนี้ รวมไปถึงการออกแบบตัวปรับความยาว (รูปที่ 4.3) ซึ่งสามารถปรับให้เหมาะกับผู้ใช้แต่ละรายได้ โดยแขนท่อนบนปรับความยาวได้ตั้งแต่ 290 - 360 มิลลิเมตร และแขนท่อนล่าง 300 - 390 มิลลิเมตร

4.2.3 การออกแบบฐานของหุ่นยนต์สวมแขน

ฐานของหุ่นยนต์สวมแขนถูกออกแบบให้มีความแข็งแรง มั่นคง มีล้อเพื่อให้สามารถเคลื่อนย้ายได้อย่างสะดวก ประกอบขึ้นจากชิ้นส่วนอลูมิเนียมโพรไฟล์ (Aluminium Profile) ถอดประกอบแยกเป็นสองชั้น ได้แก่ กล่องควบคุมส่วนบน (รูปที่ 4.4) เป็นส่วนควบคุมสั่งการหุ่นยนต์ทั้งหมด ภายในประกอบด้วยคอมพิวเตอร์ และชุดขับเคลื่อนไฟฟ้า 4 ชุด จัดการระบบไฟฟ้าภายในทั้งหมด (ดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ในภาคผนวก ข.) ที่ด้านบนของกล่อง มีปลั๊กสำหรับเชื่อมต่อมอเตอร์ของหุ่นยนต์สวมแขน รวมไปถึงระบบความปลอดภัย สำหรับปุ่มหยุดฉุกเฉิน นอกจากนี้ที่ด้านข้าง ยังเป็นส่วนเชื่อมต่อสำหรับจอแสดงผล และอุปกรณ์ต่อเชื่อมอื่นๆ

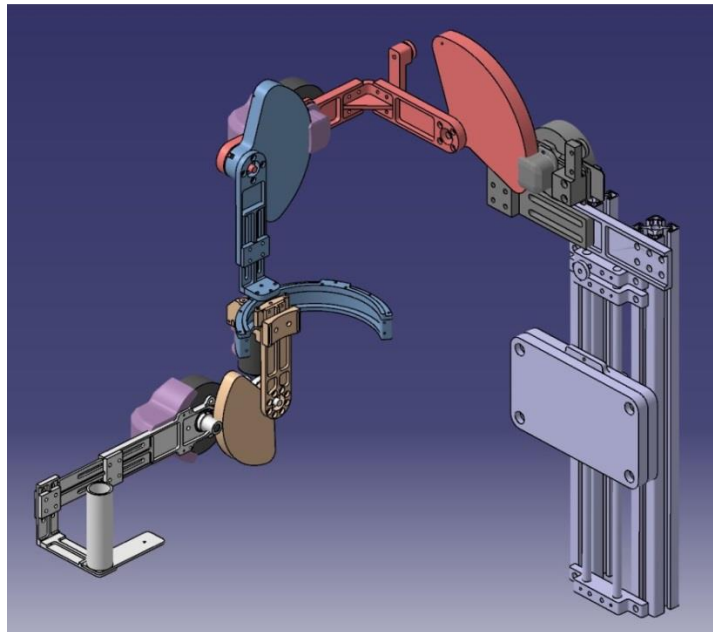


รูปที่ 4.4 ฐานของหุ่นยนต์สวมแขนซึ่งเป็นส่วนที่ใช้สั่งการควบคุม

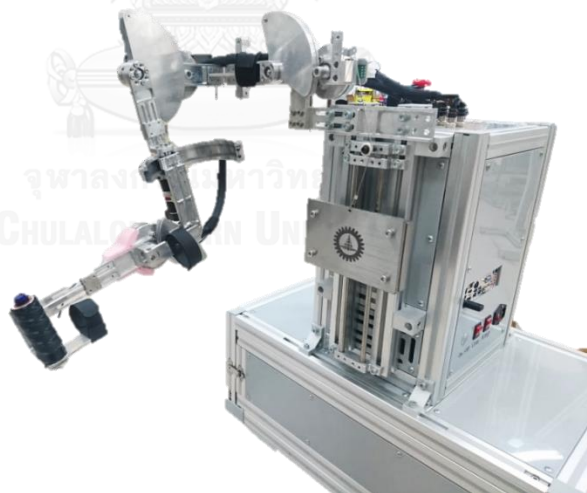
ในส่วนของชิ้นส่วนฐานด้านล่าง เป็นส่วนที่ใช้สำหรับการเคลื่อนย้ายเป็นหลัก ภายในเป็นพื้นที่สำหรับจัดเก็บหุ่นยนต์สวมแขนเมื่อทำการเคลื่อนย้ายในระยะทางไกล มีชุดล้อและตัวค้ำยันแยกอิสระสำหรับยึดกับพื้นที่ที่ไม่ราบเรียบได้

4.2.4 ภาพรวมการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขน

หลังจากทำการวิเคราะห์ และออกแบบแต่ละข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขนแล้ว ลักษณะของหุ่นยนต์ที่ออกแบบเป็นดังรูปที่ 4.5 ทำการจำลองการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์สวมแขนในคอมพิวเตอร์ และปรับปรุงแก้ไขให้มีความเหมาะสมแล้ว จึงทำการสร้างหุ่นยนต์สวมแขนสำหรับการใช้งานจริง (รูปที่ 4.6)



รูปที่ 4.5 หุ่นยนต์สวมแขนที่ถูกออกแบบด้วยโปรแกรม CATIA



รูปที่ 4.6 หุ่นยนต์สวมแขน 4 องศาอิสระที่ถูกสร้างขึ้นสมบูรณ์

4.3 จลนศาสตร์เดินหน้าของหุ่นยนต์สวมแขน

การวิเคราะห์จลนศาสตร์เดินหน้า (Forward Kinematics) ของหุ่นยนต์ พิจารณาตามระเบียบวิธีของ Denavit-Hartenberg โดยให้

กรอบอ้างอิงที่ 0 แสดงถึงฐานของตัวหุ่นยนต์ (Base)

กรอบอ้างอิงที่ 1 แสดงถึงข้อต่อแกนหมุนที่ 1 ซึ่งเป็นมอเตอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนที่ในทิศทาง Abduction – Adduction ของหัวไหล่

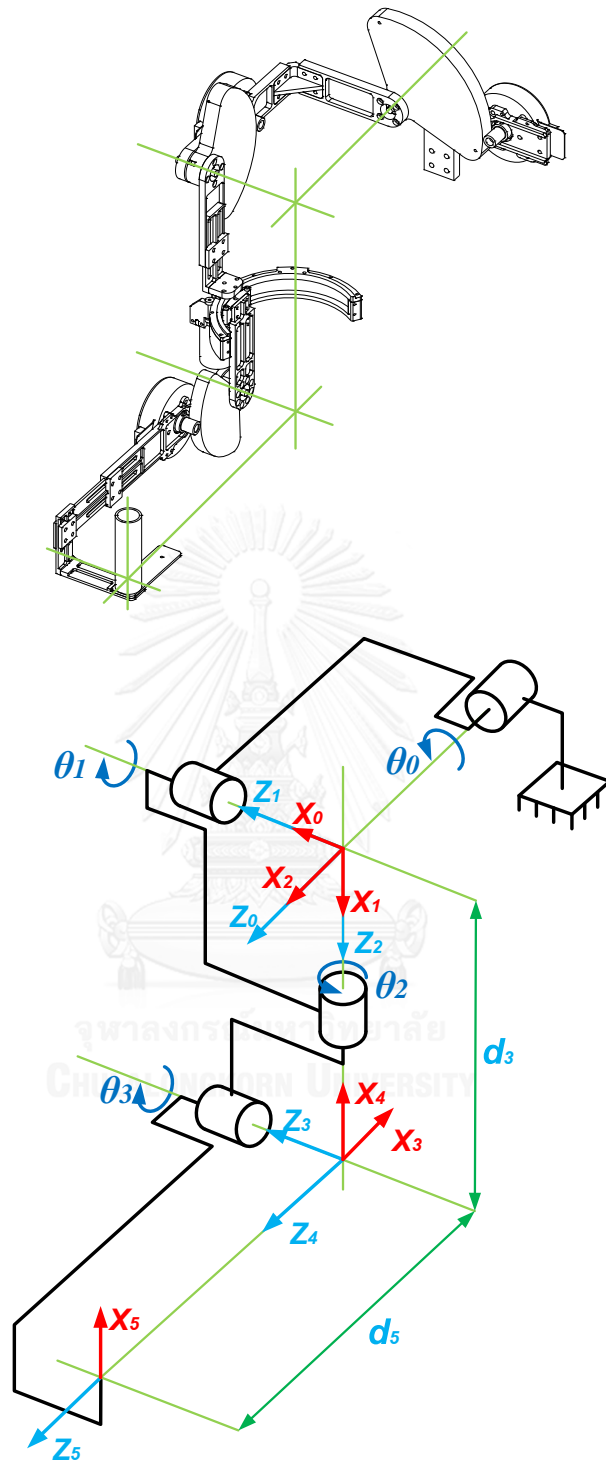
กรอบอ้างอิงที่ 2 แสดงถึงข้อต่อแกนหมุนที่ 2 ซึ่งเป็นมอเตอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนที่ในทิศทาง Flexion – Extension ของหัวไหล่

กรอบอ้างอิงที่ 3 แสดงถึงข้อต่อแกนหมุนที่ 3 ซึ่งเป็นมอเตอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนที่ในทิศทาง Internal Rotation - External Rotation ของหัวไหล่

กรอบอ้างอิงที่ 4 แสดงถึงข้อต่อแกนหมุนที่ 4 ซึ่งเป็นมอเตอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนที่ในทิศทาง Flexion – Extension ของข้อศอก

กรอบอ้างอิงที่ 5 แสดงถึงตำแหน่งปลายของหุ่นยนต์สวมแขน (End Effector) หรือตำแหน่งมือของผู้ป่วย

ในรูปที่ 4.7 แสดงแผนภาพจลนศาสตร์ (Kinematics Diagram) ของหุ่นยนต์สวมแขน และการติดกรอบอ้างอิงตามที่ได้กล่าวไว้ด้านบน โดยข้อต่อทุกข้อต่อเป็นแบบหมุน ระยะ d_3 และ d_5 สามารถปรับระยะได้



รูปที่ 4.7 แผนภาพจลนศาสตร์ (Kinematics Diagram) ของหุ่นยนต์สวมแขน

จากแผนภาพช่วยให้เราสร้างตาราง Denavit-Hartenberg Parameters เพื่อนำไปวิเคราะห์หาจลนศาสตร์เคลื่อนที่ของหุ่นยนต์สวมแขนได้ ดังแสดงในตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 Denavit-Hartenberg Parameters ของหุ่นยนต์สวมแขน

Link i	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	0	$\pi/2$	0	θ_1^*
2	0	$\pi/2$	0	θ_2^*
3	0	$\pi/2$	d_3	θ_3^*
4	0	$\pi/2$	0	θ_4^*
5	0	0	d_5	0

โดย a_i : $Trans(x)$: ระยะทางตามแนว x_i จาก z_{i-1} ถึง z_i (Link Length)
 α_i : $Rot(x)$: มุมรอบแกนหมุน x_i ระหว่าง z_{i-1} ถึง z_i (Link Twist)
 d_i : $Trans(z)$: ระยะทางตามแนว z_{i-1} จากจุดกำเนิด $i-1$ ถึง x_i (Link Offset)
 θ_i : $Rot(z)$: มุมรอบแกนหมุน z_{i-1} ระหว่าง x_{i-1} ถึง x_i (Joint Angle)

และเมตริกซ์การแปลงสามารถหาได้จากสมการ

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \cos \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

จากตาราง Denavit-Hartenberg Parameters เราสามารถหาเมตริกซ์การแปลง (Homogenous Transformation Matrix) ของกรอบอ้างอิงปลายแขนเทียบกับกรอบอ้างอิงฐานได้ ดังนี้

$${}^0T_5 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 = A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 \quad (2)$$

โดยในแต่ละเมตริกซ์มีรายละเอียด ดังนี้

$$\begin{aligned}
{}^0_1T &= \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^1_2T &= \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & \sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & -\cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^2_3T &= \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & 0 & -\cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^3_4T &= \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & \sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & -\cos \theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^4_5T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

จะได้เมตริกซ์การแปลงของกรอบอ้างอิงปลายแขนเทียบกับกรอบอ้างอิงฐาน คือ

$${}^0_5T = \begin{bmatrix} c_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) + c_1s_2s_4 & c_1c_2s_3 - s_1c_3 & s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1s_2c_4 & d_5(s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1s_2c_4) + d_3c_1s_2 \\ s_1s_2s_4 - c_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) & c_1c_3 + s_1c_2s_3 & -s_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) - s_1s_2c_4 & -d_5(s_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) + s_1s_2c_4) + d_3s_1s_2 \\ s_2c_3c_4 - c_2s_4 & s_2s_3 & c_2c_4 + s_2c_3s_4 & d_5(c_2c_4 + s_2c_3s_4) - d_3c_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad ..(3)$$

โดยให้ $c_i = \cos \theta_i$ และ $s_i = \sin \theta_i$

จากสมการที่ 3 สามารถแยกเมตริกซ์การหมุน (Rotational Matrix) และเวกเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง (Translational Vector) ของกรอบอ้างอิงปลายแขนเทียบกับกรอบอ้างอิงฐาน ได้ดังนี้

$${}^0_5R = \begin{bmatrix} c_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) + c_1s_2s_4 & c_1c_2s_3 - s_1c_3 & s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1s_2c_4 \\ s_1s_2s_4 - c_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) & c_1c_3 + s_1c_2s_3 & -s_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) - s_1s_2c_4 \\ s_2c_3c_4 - c_2s_4 & s_2s_3 & c_2c_4 + s_2c_3s_4 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$${}^0_5P = \begin{bmatrix} {}^0X_{ee} \\ {}^0Y_{ee} \\ {}^0Z_{ee} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_5(s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1s_2c_4) + d_3c_1s_2 \\ -d_5(s_4(c_1s_3 - s_1c_2c_3) + s_1s_2c_4) + d_3s_1s_2 \\ d_5(c_2c_4 + s_2c_3s_4) - d_3c_2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

เราสามารถใส่เวกเตอร์การเลื่อนตำแหน่งนี้ ในการหา Jacobian Matrix ($J_p(\theta)$) ซึ่งเป็นเมตริกซ์การแปลงเวกเตอร์ความเร็วเชิงมุม ($\dot{\theta}$) ของ Joint Space ในแต่ละข้อต่อ ไปเป็นความความเร็วเชิงเส้นเชิงเส้น (\dot{P}_{ee}) บน Cartesian Space ที่ตำแหน่งปลายแขน

$$\dot{P}_{ee} = J_p(\theta)\dot{\theta} \quad (6)$$

ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการออยเลอร์-ลากรานจ์ (Euler-Lagrange Equation) ดังนี้

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad ; i = 1, \dots, n \quad (9)$$

โดย τ_i : แรงบิดจากมอเตอร์ในระบบพิกัด i ที่สนใจ (Generalized Torque)

เมื่อใช้ร่วมกับเมตริกซ์การแปลง (Homogenous Transformation Matrix) ของระเบียบวิธี Denavit-Hartenberg เราหาอนุพันธ์ของเมตริกซ์การแปลงได้จาก

$$\frac{\partial A_i}{\partial q_i} = Q_i A_i \quad ; i = 1, \dots, n \quad (10)$$

โดย A_i : เมตริกซ์การแปลงของกรอบอ้างอิง i เทียบกับกรอบอ้างอิง $i-1$

Q_i : เมตริกซ์ค่าคงที่ขึ้นกับลักษณะของข้อต่อในระบบพิกัด i ที่สนใจ ดังนี้

$$Q_i = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad ; \text{สำหรับข้อต่อแบบหมุน (Revolute Joint)} \quad (11)$$

$$Q_i = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad ; \text{สำหรับข้อต่อแบบเลื่อน (Prismatic Joint)} \quad (12)$$

อนุพันธ์ของเมตริกซ์การแปลงเทียบกับมุมในระบบพิกัดที่เราสนใจ q_i เป็นดังนี้

$$U_{ij} = \frac{\partial_i^0 T}{\partial q_j} = \frac{\partial (A_1 A_2 \dots A_j \dots A_i)}{\partial q_j} = A_1 A_2 \dots Q_j A_j \dots A_i \quad ; j \leq i \quad (13)$$

และหากต้องการหาอนุพันธ์อันดับที่สูงขึ้นเทียบกับมุมในระบบพิกัด q_i และ q_k จะได้ว่า

$$U_{ijk} = \frac{\partial U_{ij}}{\partial q_k} = \frac{\partial}{\partial q_k} \left(\frac{\partial_i^0 T}{\partial q_i} \right) \quad (14)$$

ในส่วนของพจน์พลังงานจลน์ (T) สมการพลังงานจลน์รวมทั้งหมดของระบบสามารถเขียนได้ ดังนี้

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{p=1}^i \sum_{r=1}^i \left(\text{Trace}(U_{ip} J_i U_{ir}^T) \dot{q}_p \dot{q}_r \right) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \left(I_{i(act)} \dot{q}_i^2 \right) \quad ; i = 1, \dots, n \quad (15)$$

โดย J_i : เมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อยของระบบพิกัด i เทียบกับระบบพิกัด i

$I_{i(act)}$: โมเมนต์ความเฉื่อยโรเตอร์ของมอเตอร์ตัวที่ i

$$\frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (I_{i(act)} \dot{q}_i^2) : \text{พลังงานจลน์การหมุนของมอเตอร์ตัวที่ } i$$

และพลังงานศักย์ (P) สมการพลังงานศักย์รวมทั้งหมดของระบบสามารถ คือ

$$P = \sum_{i=1}^n P_i = \sum_{i=1}^n (-m_i g^T ({}^0 T \bar{r}_i)) \quad ; i = 1, \dots, n \quad (16)$$

โดย g^T : เวกเตอร์ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก

$$(\text{The Gravitational Matrix}) = [g_x \quad g_y \quad g_z \quad 0]$$

m_i : มวลของแขนหุ่นยนต์ที่ i

${}^0 T$: เมตริกซ์การแปลงของระบบพิกัด i เทียบกับระบบพิกัดฐาน

\bar{r}_i : เวกเตอร์ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของแขนหุ่นยนต์ที่ i เทียบกับระบบพิกัด i

จากสมการที่ (8), (15) และ (16) จะได้ว่า Lagrangian คือ

$$L = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{p=1}^i \sum_{r=1}^i (\text{Trace}(U_{ip} J_i U_{ir}^T) \dot{q}_p \dot{q}_r) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (I_{i(act)} \dot{q}_i^2) - \sum_{i=1}^n (-m_i g^T ({}^0 T \bar{r}_i)) \quad (17)$$

แทน Lagrangian (17) ลงในสมการออยเลอร์-ลากรางจ์ (Euler-Lagrange Equation) (8) จะ

สามารถหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Dynamic Model) ของหุ่นยนต์สวมแขนได้ คือ

$$\sum_{j=1}^n b_{ij} \ddot{q}_j + j_{i(act)} \ddot{q}_i + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n c_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k + g_i = \tau_i \quad ; i = 1, \dots, n \quad (18)$$

$$\text{โดย } b_{ij} = \sum_{p=\max(i,j)}^n \text{Trace}(U_{pj} J_p U_{pi}^T)$$

$$c_{ijk} = \sum_{p=\max(i,j,k)}^n \text{Trace}(U_{pjk} J_p U_{pi}^T)$$

$$g_i = \sum_{p=i}^n -m_p g^T U_{pi} \bar{r}_p$$

τ_i : แรงบิดจากมอเตอร์ที่จุดหมุน i บนระบบพิกัด i

\ddot{q}_i : ความเร่งเชิงมุมของจุดหมุนที่ i บนระบบพิกัด i

\dot{q}_i : ความเร็วเชิงมุมของจุดหมุนที่ i บนระบบพิกัด i

ซึ่งแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน (18) สามารถจัดให้อยู่ในรูปเมตริกซ์บนระบบพิกัดเชิงมุมได้ ดังนี้

$$B(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F_v\dot{q} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{q}) + g(q) = \tau + \tau_{cw} - J^T(q)h_e \quad (19)$$

โดย	$B(q)$:	เมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย ($n \times n$)
	$C(q, \dot{q})$:	เมตริกซ์ผลกระทบเนื่องจากแรงเฉ (Coriolis force) และแรงเข้าสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) ($n \times 1$)
	F_v :	เมตริกซ์สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเนื่องจากความหนืด (Viscous Friction) ($n \times n$)
	F_s :	เมตริกซ์สัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (Coulomb Friction) ($n \times n$)
	\dot{q} :	เวกเตอร์ความเร็วเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	\ddot{q} :	เวกเตอร์ความเร่งเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	$\operatorname{sgn}(\dot{q})$:	เวกเตอร์แสดงทิศทางความเร็วเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	$g(q)$:	เวกเตอร์โมเมนต์เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก ($n \times 1$)
	τ :	เวกเตอร์แรงบิดจากมอเตอร์และระบบทดรอบส่งกำลัง ($n \times 1$)
	τ_{cw} :	เวกเตอร์โมเมนต์เนื่องจากระบบชดเชยน้ำหนัก (Counter weight) ($n \times 1$)
	$J^T(q)$:	เมตริกซ์ Jacobian Transpose (4×3)
	h_e :	เวกเตอร์ของแรงภายนอกที่กระทำที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ (3×1)

รายละเอียดเพิ่มเติมในแต่ละพจน์ ดูภาคผนวก ก.

บทที่ 5 การออกแบบระบบควบคุมหุ่นยนต์สวมแขน

การออกแบบระบบควบคุมของหุ่นยนต์สวมแขน อ้างอิงลักษณะการทำกายภาพบำบัดตามที่ได้นำเสนอไปแล้วในบทที่ 3 เกี่ยวกับระดับอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงของผู้ป่วย 5 ระดับ ตามเกณฑ์ของสภาวิจัยทางการแพทย์ การทำกายภาพบำบัดถูกแบ่งออกเป็น 4 รูปแบบ[9] คือ

1. การออกกำลังกายแบบผู้ช่วยหรือนักกายภาพบำบัดเป็นผู้กระทำให้ทั้งหมด (Passive Exercise)
2. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำ และมีผู้อื่นช่วยในเวลาเดียวกัน (Active Assisted Exercise: AAE)
3. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำเองทั้งหมด (Active Exercise: AE)
4. การออกกำลังกายแบบผู้ป่วยเป็นผู้กระทำเองทั้งหมด เสริมแรงต้านในการเคลื่อนไหว (Resisted Exercise: RE)

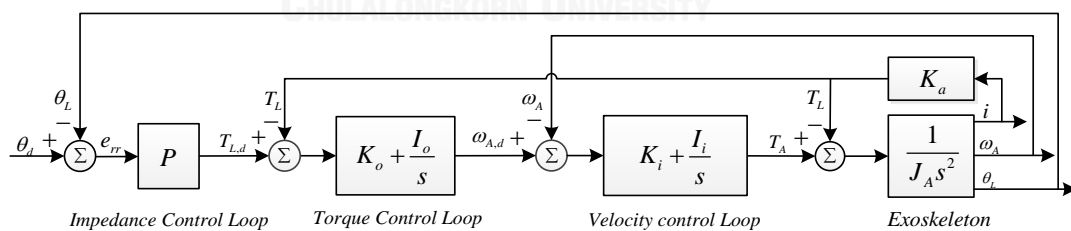
รูปแบบของระบบควบคุมจะต่างกันไปในผู้ป่วยแต่ละราย ขึ้นอยู่กับระดับอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงของผู้ป่วย ในงานวิจัยนี้ระบบควบคุมถูกสร้างขึ้นมาใน 4 รูปแบบ เพื่อใช้งานตามลักษณะการทำกายภาพบำบัด 4 ประเภทตามลำดับข้างต้น ได้แก่

1. ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ (Impedance Base Assistive Control Strategy)
2. ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก (Assistive Gravity Compensate Control Strategy)
3. ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก (Gravity Compensate Control Strategy)
4. ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่ (Resistive Control Strategy)

5.1 ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ (Impedance Base Assistive Control Strategy)

ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ เป็นระบบควบคุมที่ใช้ร่วมกับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 และ 2 คือผู้ป่วยที่ไม่สามารถขยับร่างกายได้เองตลอดพิสัยการเคลื่อนที่ ซึ่งต้องมีผู้ช่วยหรือนักกายภาพบำบัดเป็นผู้ทำการกายภาพบำบัดให้ทั้งหมด การใช้งานระบบควบคุมนี้ อาศัยเส้นทางการเคลื่อนที่ที่ต้องถูกกำหนดไว้ล่วงหน้าโดยนักกายภาพบำบัด โดยลักษณะการทำงาน จะเริ่มขึ้นเมื่อนักกายภาพบำบัดได้กำหนดท่าทางให้ผู้ป่วยเสร็จเรียบร้อยแล้ว จากนั้นจึงสร้างท่าทางเสมือนของหุ่นยนต์สวมแขนขึ้น ผู้ป่วยจะต้องพยายามออกแรงและเคลื่อนที่ตามท่าทางเสมือนดังกล่าว เมื่อผู้ป่วยเคลื่อนที่ได้ช้ากว่าหรือตามหลังท่าทางที่กำหนด หุ่นยนต์จะออกแรงช่วยในแต่ละข้อต่อเสมือนมีนักกายภาพบำบัดมาช่วยขยับแขนให้ และเมื่อผู้ป่วยเคลื่อนที่ได้เร็วกว่า หรือล่วงหน้าเส้นทางการกำหนด หุ่นยนต์จะออกแรงเพื่อต้านการเคลื่อนที่นั้น รักษาให้แขนของผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่ง และมีความเร็วในการทำกายภาพบำบัดสม่ำเสมอที่สุด

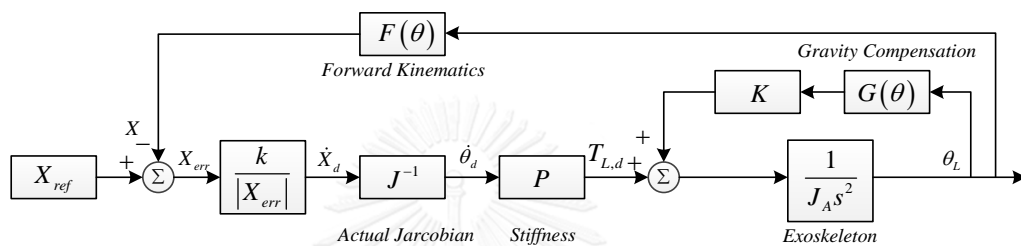
รูปที่ 5.1 แสดงแผนภาพบล็อกไดอะแกรมของระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ แบ่งออกเป็น 3 ลูปการทำงานซึ่งจะควบคุมทั้ง ตำแหน่ง ความเร็ว และแรงบิด ซึ่งในลูปของการควบคุม Impedance ได้มีการประยุกต์ใช้ระบบกำแพงเสมือน (Virtual Wall Control Strategy) เข้ามาร่วมด้วย [10] เพื่อให้เกิดประโยชน์ 2 แบบคือ ให้อำนาจผู้ป่วยในการเคลื่อนที่ที่มากขึ้น และลักษณะของแรงที่กระทำต่อแต่ละข้อต่อจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นตามลักษณะสมการของกำแพงเสมือนที่ใช้



รูปที่ 5.1 ระบบควบคุมช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์

5.2 ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก (Assistive Gravity Compensate Control Strategy)

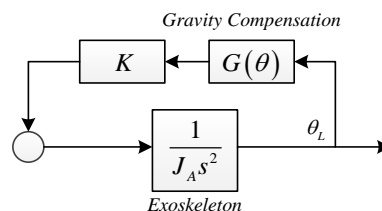
ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก เป็นระบบควบคุมที่ใช้ร่วมกับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 2 คือผู้ป่วยที่สามารถขยับร่างกายได้เองแต่ยังคงต้องการความช่วยเหลือจากนักกายภาพบำบัดอยู่ เพื่อชดเชยน้ำหนักของแขนผู้ป่วย ระบบควบคุมนี้ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ส่วนช่วยการเคลื่อนที่ และส่วนของการชดเชยน้ำหนักหุ่นยนต์สวมแขน ส่วนที่ช่วยในการเคลื่อนที่จะทำงานเสมือนนักกายภาพบำบัดที่ช่วยชดเชยน้ำหนักแขนของผู้ป่วย



รูปที่ 5.2 ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก

5.3 ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก (Gravity Compensate Control Strategy)

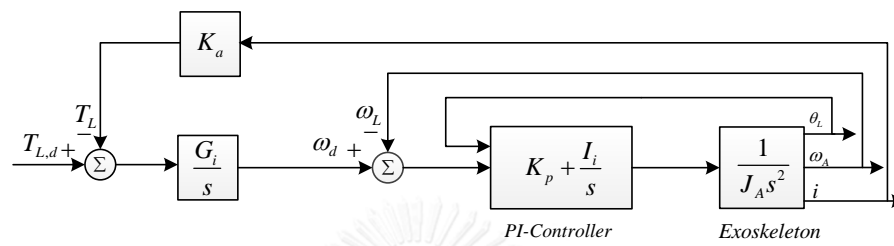
ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก เป็นระบบควบคุมที่ใช้ร่วมกับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 3 คือผู้ป่วยที่สามารถขยับร่างกายได้เองตลอดพิสัยการเคลื่อนที่ ระบบควบคุมนี้จะชดเชยเพียงน้ำหนักของหุ่นยนต์สวมแขนเท่านั้น เพื่อให้ผู้ป่วยได้ฝึกการออกกำลังเพื่อรองรับน้ำหนักแขนของตัวเองได้อย่างเต็มที่



รูปที่ 5.3 ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก

5.4 ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่ (Resistive Control Strategy)

ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่ เป็นระบบควบคุมที่ใช้ร่วมกับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 4 และ 5 คือผู้ป่วยที่สามารถขยับร่างกายได้เองตลอดพิสัยการเคลื่อนที่ และสามารถออกแรงต้านได้ กระบวนการนี้เปรียบเสมือนการออกกำลังเพิ่มเสริมสร้างกล้ามเนื้อให้ผู้ป่วยมีความแข็งแรงมากยิ่งขึ้น หุ่นยนต์สวมแขนจะออกแรงเพื่อต้านผู้ป่วยในทุกทิศทางที่ผู้ป่วยเคลื่อนที่



รูปที่ 5.4 ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่

บทที่ 6 การทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

6.1 การทดลองหุ่นยนต์สวมแขน

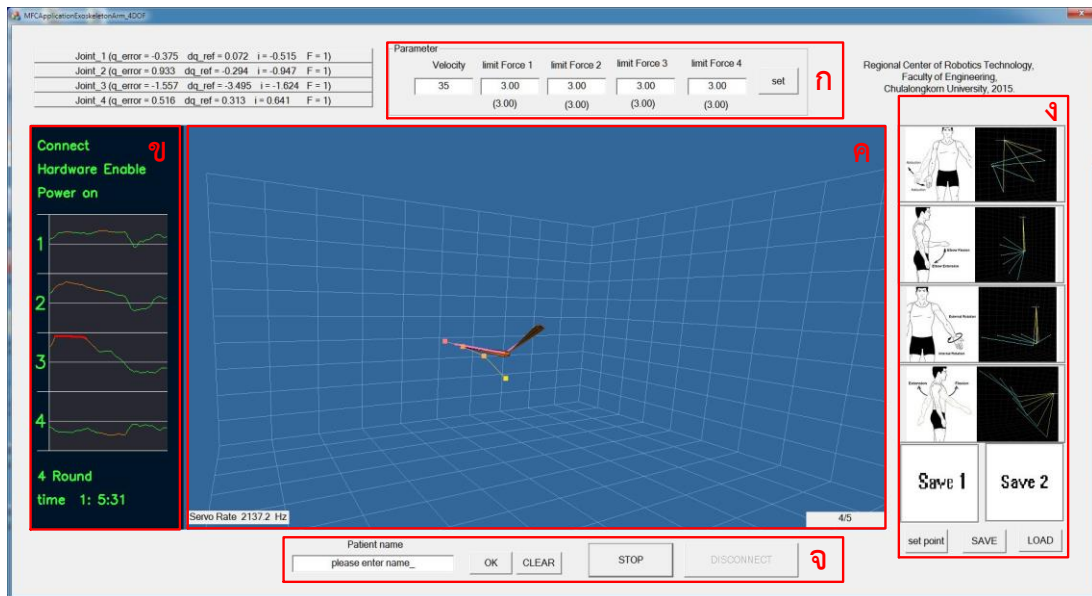
การทดลองหุ่นยนต์สวมแขนกับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง การทดลองมีวัตถุประสงค์ที่คาดหวังคือหุ่นยนต์จะต้องเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดโดยนักกายภาพบำบัดได้ดี ขณะทำการทดลองสามารถเก็บข้อมูลเชิงปริมาณได้เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลการรักษาของผู้ป่วยได้ และตรวจสอบความปลอดภัยขณะใช้งานจริง นอกเหนือจากนี้ยังต้องการที่จะเก็บข้อมูลข้อดีข้อด้อยต่างๆของหุ่นยนต์สวมแขน เพื่อนำไปใช้ในการปรับปรุงหุ่นยนต์สวมแขนสำหรับการทำกายภาพบำบัดในรุ่นต่อไป

6.1.1 กลุ่มตัวอย่าง

ในการทดลองคณะผู้วิจัยได้ทำการทดลองกับกลุ่มตัวอย่างของผู้เข้าร่วมวิจัยเบื้องต้น (Participants) คือ ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง จำนวน 5 คน แบ่งเป็นเพศชาย 3 คนและเพศหญิง 2 คน กลุ่มตัวอย่างของผู้เข้าร่วมวิจัยถูกคัดเลือกโดยแพทย์และนักกายภาพบำบัดของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยคัดเลือกจากผู้ป่วยที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู สว่างคนิवास สภาอากาศไทย โดยมีเกณฑ์ในการคัดเลือกคือ ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องมีดัชนีมวลกาย (Body Mass Index: BMI) อยู่ในระดับปกติ มีอาการของกล้ามเนื้ออ่อนแรงอยู่ในระดับ 1 และ 2

6.1.2 เครื่องมือที่ใช้

เครื่องมือที่นำมาใช้ในการทดลองคือหุ่นยนต์สวมแขนที่ถูกพัฒนาขึ้น โดยหุ่นยนต์สวมแขนจะเชื่อมต่อการใช้งานกับผู้เข้าร่วมวิจัยและนักกายภาพบำบัดผ่านโปรแกรมสำหรับการทำกายภาพบำบัด ซึ่งโปรแกรมนี้อาจแสดงผลข้อมูลต่างๆ ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยได้รับทราบตลอดการใช้งาน ได้แก่ ตำแหน่งและเส้นทางอ้างอิงที่ถูกระบุไว้ล่วงหน้าโดยนักกายภาพบำบัด ตำแหน่งของแขนผู้ป่วย ณ เวลาจริง แรงบิดที่มอเตอร์ของหุ่นยนต์สวมแขนช่วยชดเชยขณะทำกายภาพบำบัด ดังแสดงในรูปที่ 6.1 ทำการทดลองที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู สว่างคนิवास ขณะทำการทดลองจะมีนักกายภาพบำบัดคอยดูแลความปลอดภัยด้วยเสมอ



รูปที่ 6.1 ส่วนติดต่อผู้ใช้ผ่านโปรแกรมสำหรับการทำกายภาพบำบัด

รายละเอียดส่วนประกอบต่างๆ ของโปรแกรมสำหรับทำกายภาพบำบัดเป็นดังนี้

- ก : ส่วนที่กำหนดความเร็วการเคลื่อนที่ขณะทำกายภาพบำบัด และขอบเขตสูงสุดของแรงบิดของมอเตอร์ที่กระทำต่อผู้เข้าร่วมวิจัย
- ข: ส่วนที่ใช้แสดงผลสถานะของหุ่นยนต์สวมแขน แรงบิดที่มอเตอร์ของหุ่นยนต์สวมแขนแต่ละตัวกำลังกระทำ รวมไปถึงจำนวนรอบ และเวลาที่ทำกายภาพบำบัดไปแล้วในรอบนั้นๆ
- ค: ส่วนที่ใช้แสดงตำแหน่งและท่าทางของหุ่นยนต์สวมแขนใน 3 มิติ ซึ่งจะแสดงท่าทางอ้างอิงท่าทางจริงของผู้เข้าร่วมวิจัย และเส้นทางปลายแขนที่ถูกกำหนดโดยนักกายภาพบำบัด
- ง: ท่าทางพื้นฐานสำหรับการทำกายภาพบำบัด ซึ่งนักกายภาพบำบัดสามารถบันทึกท่าทางเหล่านี้ลงไปเพื่อเก็บไว้ใช้ได้
- จ: ส่วนที่ใช้กำหนดชื่อของผู้ป่วย รวมไปถึงการสั่งการหลักของหุ่นยนต์สวมแขน ตั้งแต่ขั้นตอนการเปิดใช้งาน การกำหนด-ยกเลิกตำแหน่งและท่าทางสำหรับการทำกายภาพบำบัด เริ่มต้น-หยุดการทำกายภาพบำบัด จะถูกกระทำผ่านคำสั่งในส่วนนี้ทั้งหมด

6.1.3 ขั้นตอนการศึกษา

1. เตรียมผู้เข้าร่วมวิจัย โดยผู้เข้าร่วมวิจัยจะสวมใส่หุ่นยนต์สวมแขน โดยยึดหุ่นยนต์สวมแขนเข้ากับบริเวณแขนท่อนล่าง ความยาวข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขนจะถูกปรับให้พอดีกับความยาวของแขน และปรับความสูงของเก้าอี้ให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม ทั้งหมดนี้เพื่อให้ตำแหน่งของหัวไหล่และข้อศอกเรียงตัวอยู่ในแนวเดียวกับข้อต่อของหุ่นยนต์สวมแขนที่ได้ทำการออกแบบไว้
2. นักกายภาพบำบัดจะทำการกำหนดจุดและท่าทางสำหรับการทำกายภาพบำบัดให้กับผู้เข้าร่วมวิจัย
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้ทำการกายภาพบำบัด 2 ท่าทาง ท่าทางละ 15 นาที
4. ในขณะที่ทำการทดลอง ข้อมูลต่างๆ ของผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกเก็บบันทึกลงในระบบคอมพิวเตอร์ โดยข้อมูลที่เก็บ ได้แก่ เวลาของโปรแกรม ตำแหน่งหรือท่าทางอ้างอิงของของหุ่นยนต์สวมแขนในแต่ละข้อต่อ ตำแหน่งหรือท่าทางจริงของผู้เข้าร่วมวิจัยในแต่ละข้อต่อ แรงบิดที่มอเตอร์กระทำเพื่อชดเชย เสริม หรือการการเคลื่อนที่ในแต่ละข้อต่อ และบันทึกชื่อไฟล์เป็นข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัย วันที่ เวลา และข้อต่อที่บันทึกข้อมูลตัวอย่างของข้อมูลที่จัดเก็บแสดงในรูปที่ 6.2 ในขณะเดียวกันจะตรวจสอบความปลอดภัยด้วยการสังเกตขณะใช้งานด้วย

Row ID	Value 1	Value 2	Value 3	Value 4	Value 5
8165	1.13617	1.17991	-1.4291		
8265	1.13632	1.17991	-1.42671		
8365	1.13646	1.17998	-1.42425		
8465	1.13661	1.18014	-1.42459		
8565	1.13676	1.18022	-1.42385		
8665	1.1369	1.1803	-1.42172		
8765	1.13705	1.18038	-1.42099		
8865	1.1372	1.18053	-1.42176		
8965	1.13734	1.18053	-1.418		
9065	1.13749	1.18061	-1.41451		
9165	1.13764	1.18077	-1.41473		
9265	1.13779	1.18077	-1.41228		
9365	1.13793	1.18085	-1.40941		
9465	1.13808	1.18108	-1.41181		
9565	1.13823	1.18132	-1.41298		
9665	1.13837	1.18148	-1.41527		
9765	1.13852	1.18163	-1.41748		
9865	1.13867	1.18218	-1.42852		
9965	1.13881	1.18375	-1.4648		
10065	1.13899	1.18564	-1.53364		
10165	1.13932	1.18682	-1.58281		
10265	1.13965	1.18737	-1.60161		

รูปที่ 6.2 ตัวอย่างข้อมูลที่ถูกเก็บขณะทำกายภาพบำบัด

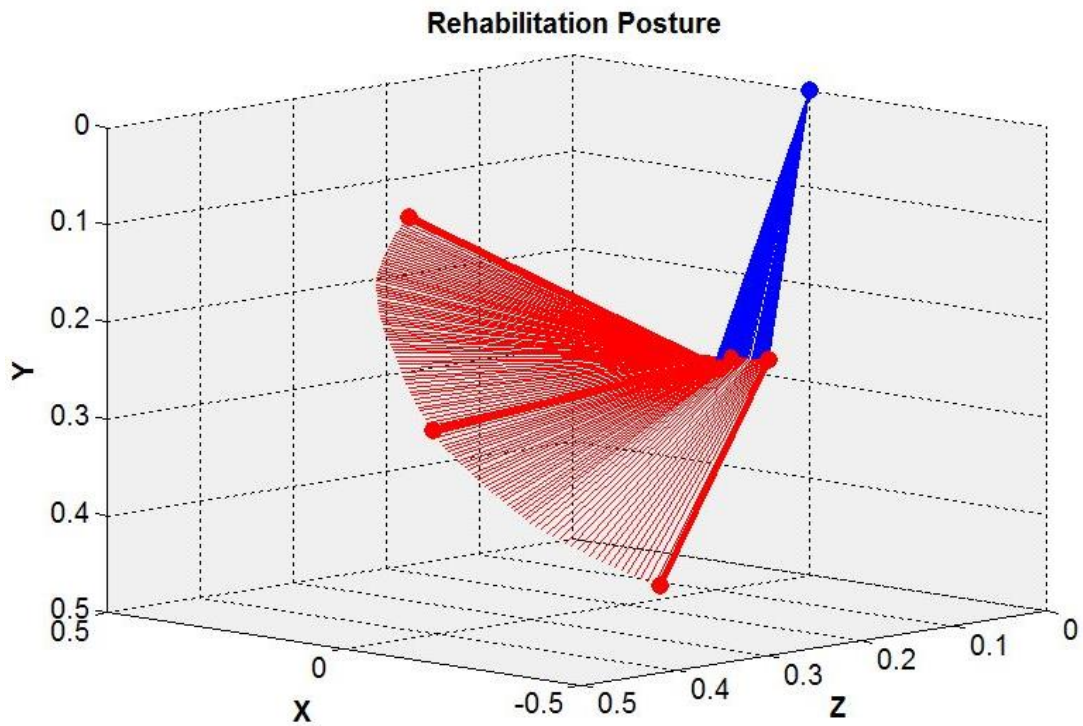
6.2 ผลการทดลองหุ่นยนต์สวมแขน

จากข้อมูลที่เก็บได้จากการทดลอง จะนำมาทำการวิเคราะห์ผลด้วยวิธีการเปรียบเทียบระหว่างตำแหน่งอ้างอิง และตำแหน่งจริง เพื่อดูว่าหุ่นยนต์สวมแขนและผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถเคลื่อนที่ตามท่าทางที่ถูกกำหนดโดยนักกายภาพบำบัดได้ดีหรือไม่ โดยจะนำข้อมูลที่ได้มาสร้างกราฟเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อน และ แสดงร้อยละของความคลาดเคลื่อนนั้นเมื่อเทียบกับตำแหน่งอ้างอิง ในที่นี้จะสรุปตัวอย่างของผลการทดลองมาเพื่อแสดงผลและอธิบาย ดังนี้

6.2.1 ผลการทดลองที่ 1

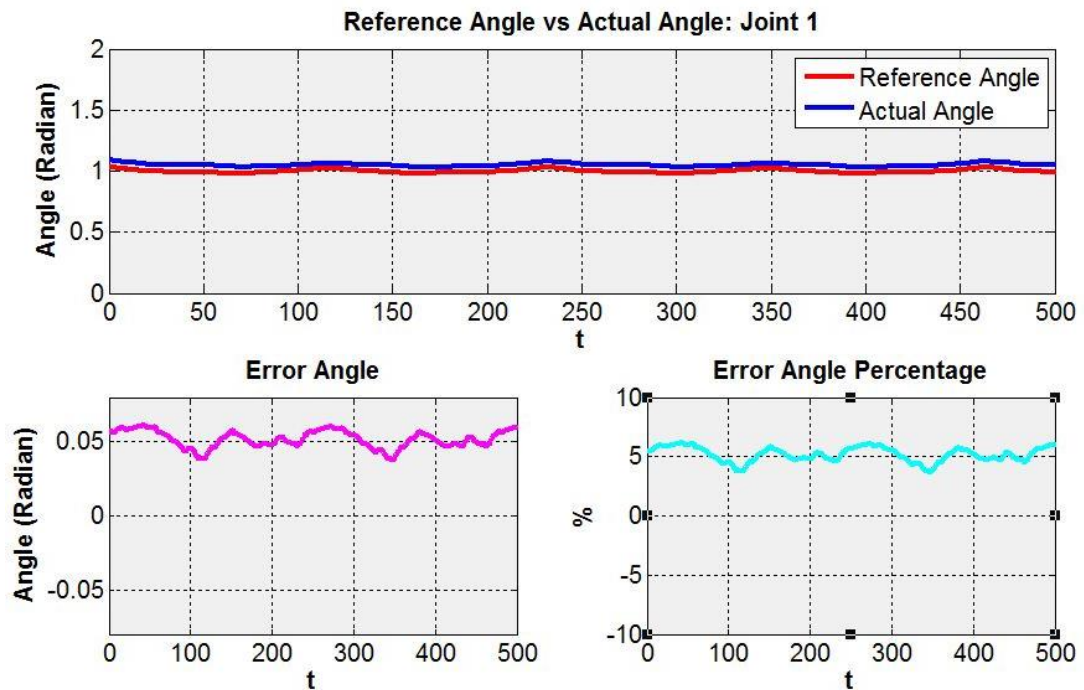
กลุ่มตัวอย่าง: ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 1 เพศหญิง ทำกายภาพบำบัดวันที่ 28 ตุลาคม 2558 เวลา 08.30 น. มีผลการทดลองดังนี้

ผู้เข้าร่วมวิจัย ทำกายภาพบำบัดในท่า Flexion-Extension เพื่อยืดและเหยียดข้อศอกเต็มช่วงการเคลื่อนไหว ซึ่งทำร่วมกับท่า Flexion-Extension ของหัวไหล่ร่วมด้วยที่ช่วงแคบๆ เป็นเวลา 15 นาที (รูปที่ 6.3) ผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 ต้องการการชดเชยแรงโน้มถ่วงและการเสริมการเคลื่อนไหว ขณะใช้งานผู้เข้าร่วมวิจัยพยายามขยับแขนตามตลอดเวลา และมีพักแขนบ้างเป็นช่วงเวลาสั้นๆ จะเห็นว่าหุ่นยนต์สามารถช่วยชดเชยแรงเพื่อรักษาตำแหน่งและท่าทางได้เป็นอย่างดี มีความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งอยู่ในช่วงไม่เกิน 5 % ขณะใช้งานไม่พบปัญหาด้านความปลอดภัย

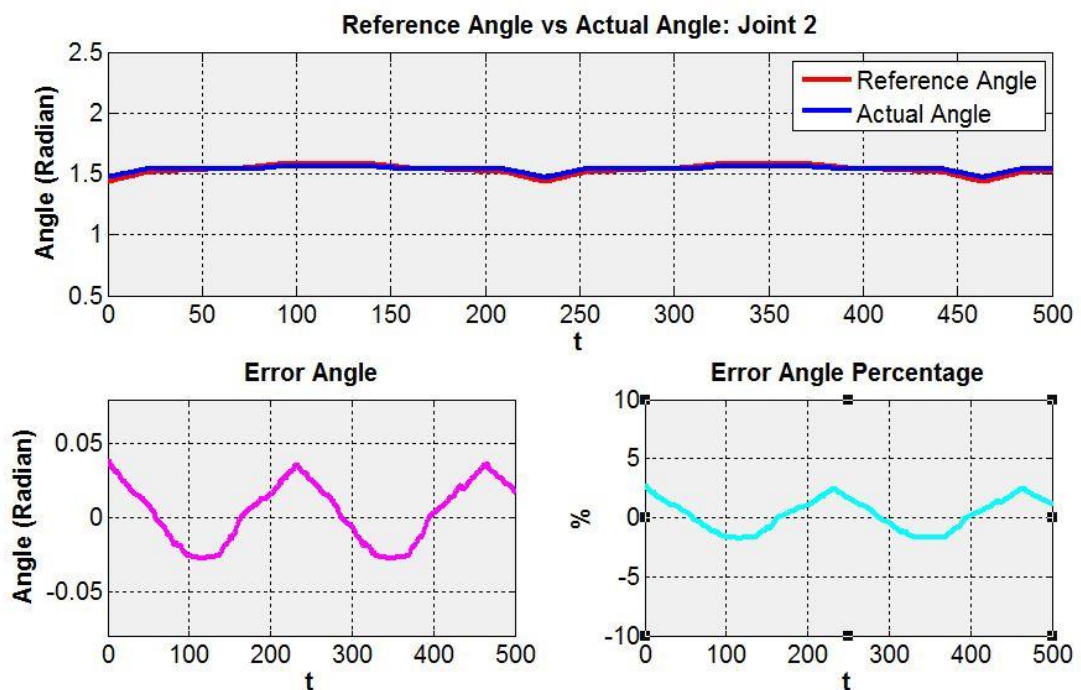


รูปที่ 6.3 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของผลการทดลองที่ 1

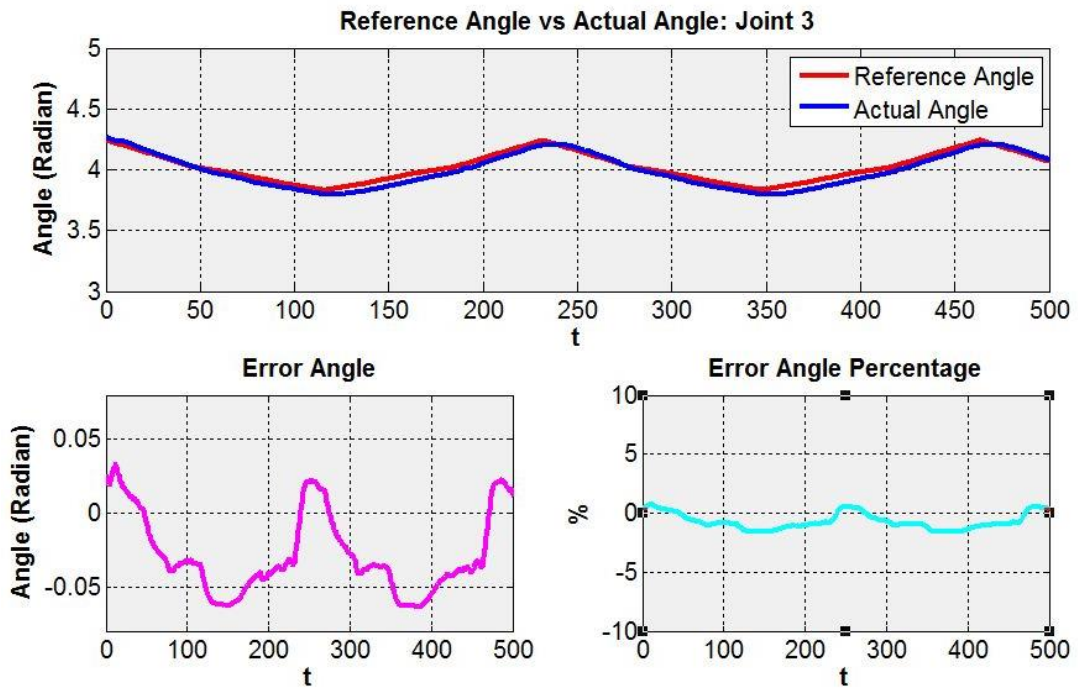
ในส่วนของการแสดงรายละเอียดแต่ละข้อต่อในภาพด้านล่าง ประกอบด้วย 1. กราฟด้านบน คือกราฟที่เปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงของหุ่นยนต์เทียบกับตำแหน่งแขนของผู้ร่วมวิจัย 2. กราฟล่าง ซ้ายคือค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริง และ 3. ร้อยละของความคลาดเคลื่อนดังกล่าวเทียบกับตำแหน่งอ้างอิง



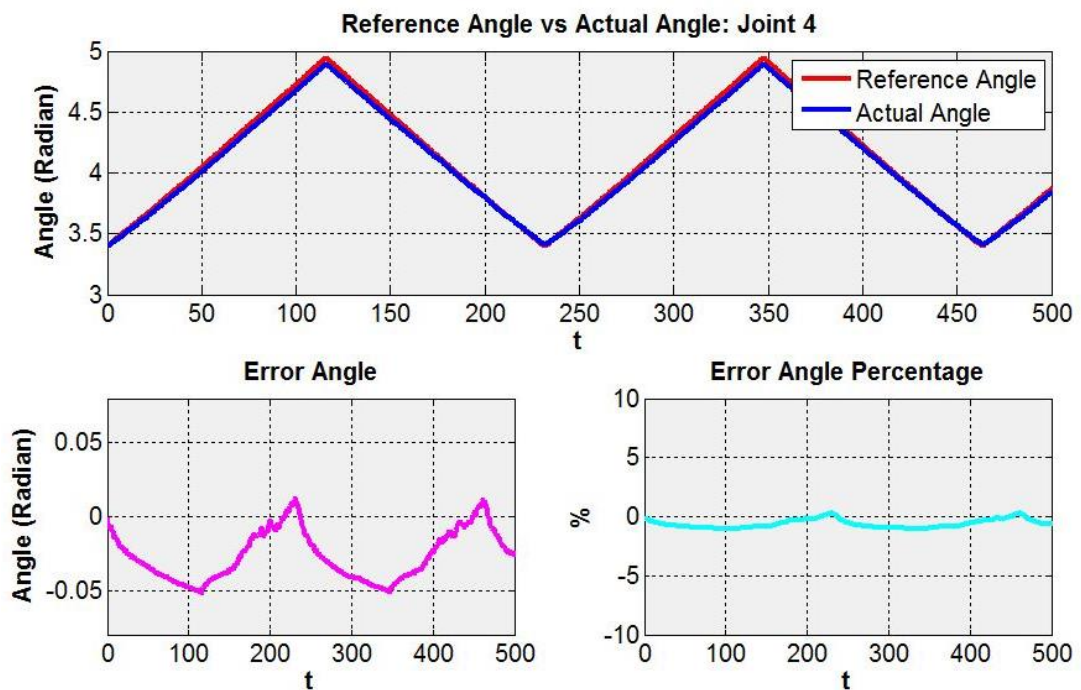
รูปที่ 6.4 ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1



รูปที่ 6.5 ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2



รูปที่ 6.6 ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3

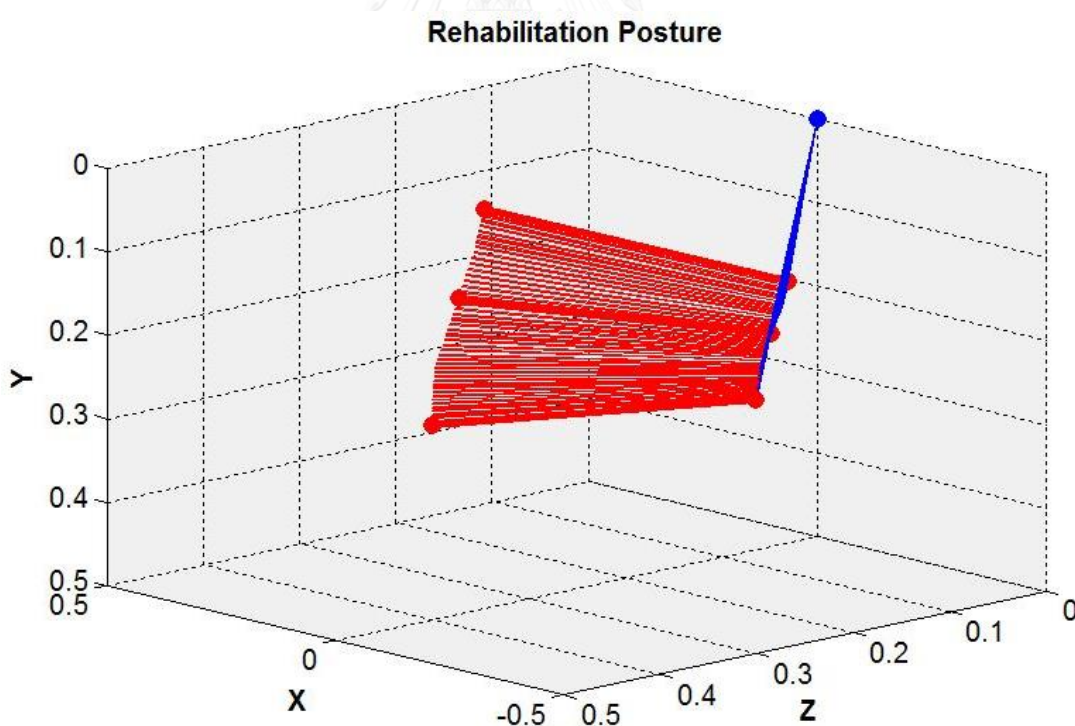


รูปที่ 6.7 ผลการทดลองที่ 1 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4

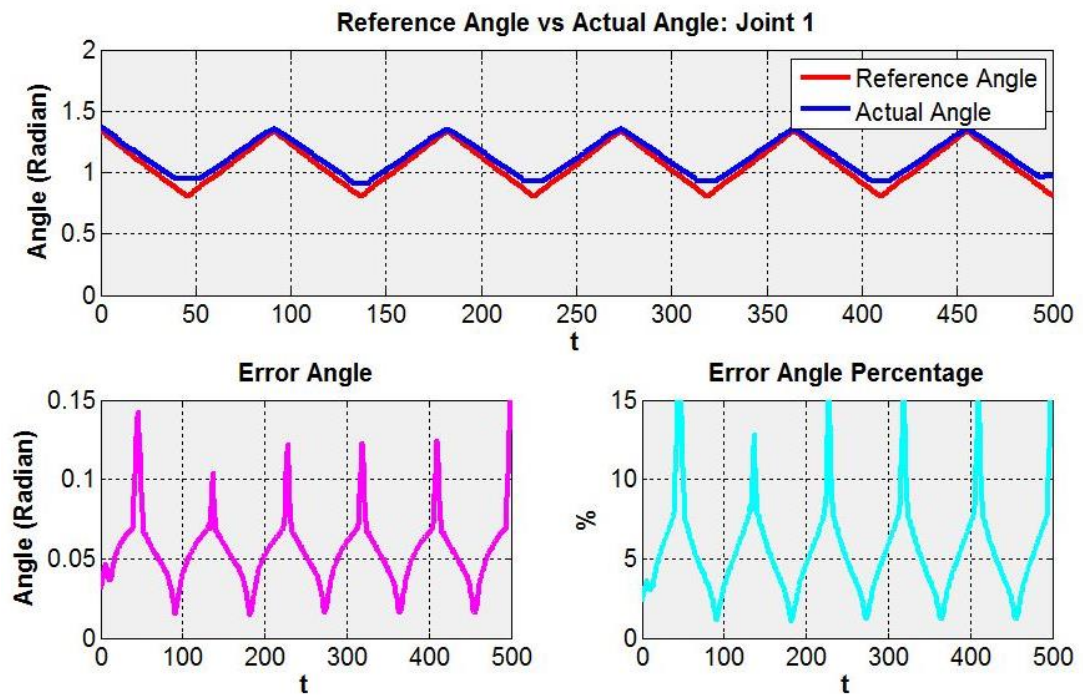
6.2.2 ผลการทดลองที่ 2

กลุ่มตัวอย่าง: ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 1 เพศหญิง ทำกายภาพบำบัดวันที่ 26 ตุลาคม 2558 เวลา 09.15 น. มีผลการทดลองดังนี้

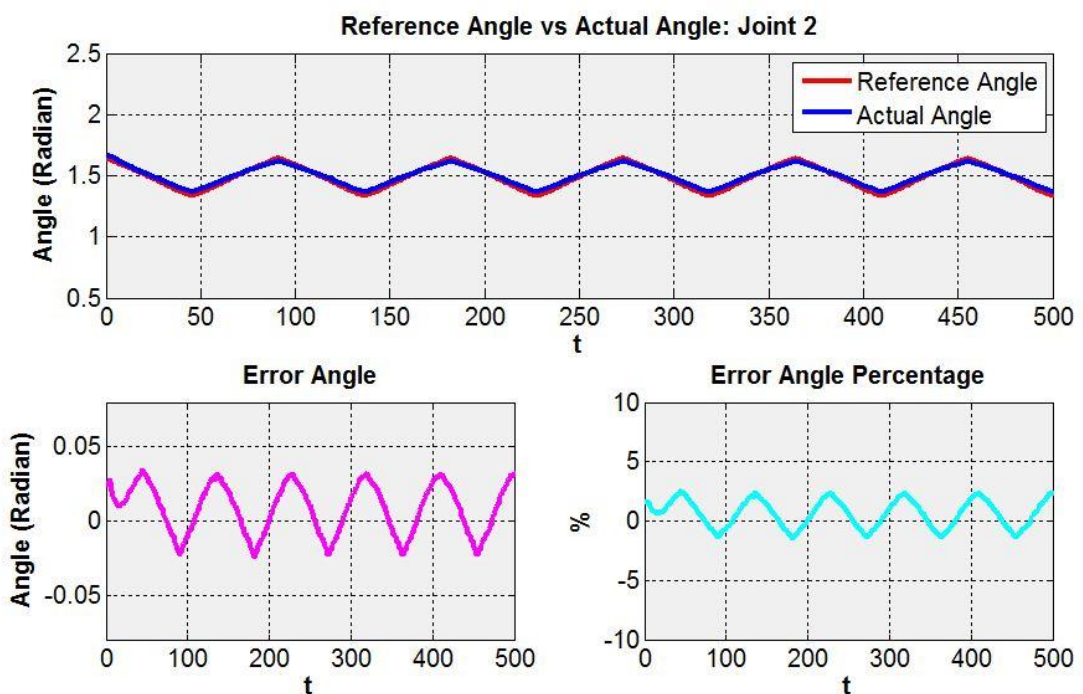
ผู้เข้าร่วมวิจัย ทำกายภาพบำบัดในท่า Abduction - Adduction เพื่อหุบและกางหัวไหล่เป็นเวลา 15 นาที ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 ต้องการการชดเชยแรงโน้มถ่วงและการเสริมการเคลื่อนไหว ขณะใช้งานผู้เข้าร่วมวิจัยพยายามขยับแขนตามและมีพักแขนบ้างเป็นช่วงเวลาสั้นๆ จะเห็นว่าในรูปที่ 6.8 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบตำแหน่งของข้อต่อที่ 1 ซึ่งรับภาระหนักที่สุดในท่าทางสำหรับการทดลองนี้พบว่า ขณะที่แขนยกตัวขึ้นสู่จุดสูงสุด กราฟของตำแหน่งแขนจริงจะเกิดยอดตัดขึ้น ซึ่งเป็นผลมาจากขีดจำกัดของแรงที่กำหนดไว้ถึงจุดสูงสุดจึงทำให้มอเตอร์หยุดการชดเชยแรงเพิ่มเติม ส่งผลให้ผู้ป่วยไม่สามารถยกแขนขึ้นสู่จุดสูงสุดได้ในช่วงเวลาสั้น ส่วนในข้อต่อที่ 3 (รูปที่ 6.11) และข้อต่อที่ 4 (รูปที่ 6.12) รับภาระเพียงชดเชยน้ำหนักของแขนผู้ป่วยเท่านั้น และขณะทำการทดลองนี้ มีความปลอดภัยดี



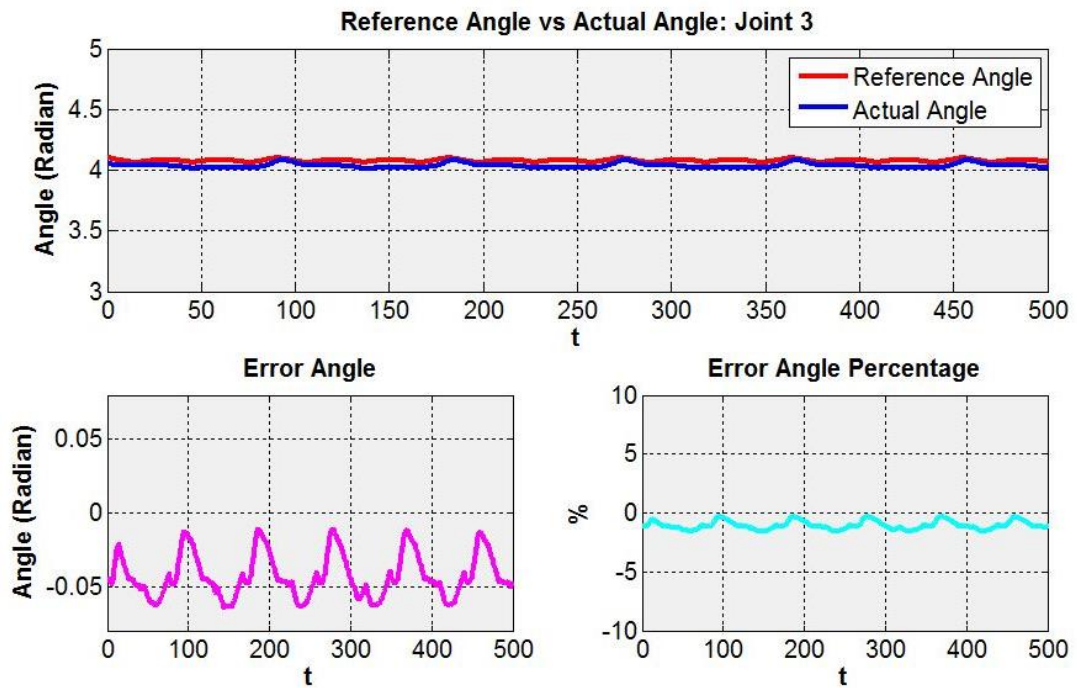
รูปที่ 6.8 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 2



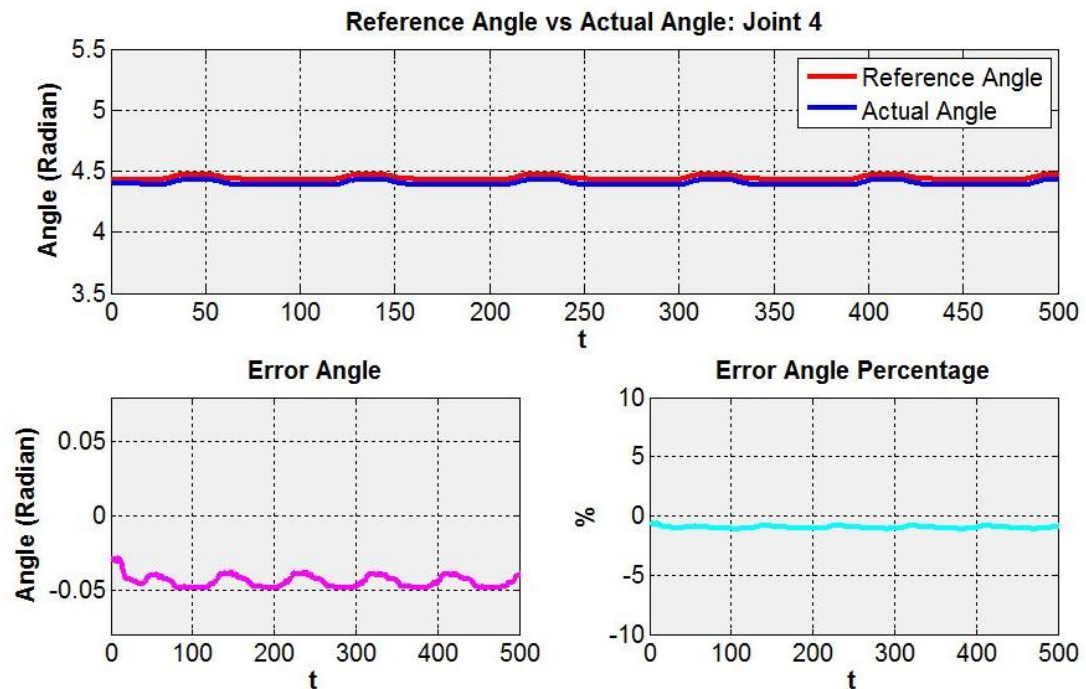
รูปที่ 6.9 ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1



รูปที่ 6.10 ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2



รูปที่ 6.11 ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3

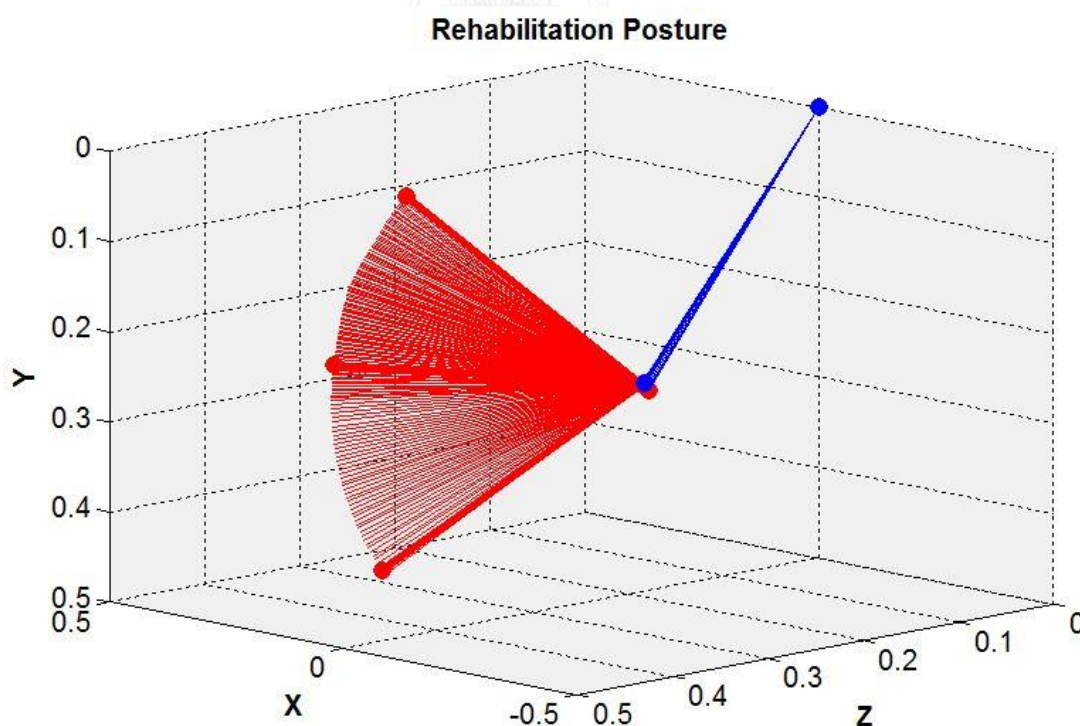


รูปที่ 6.12 ผลการทดลองที่ 2 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4

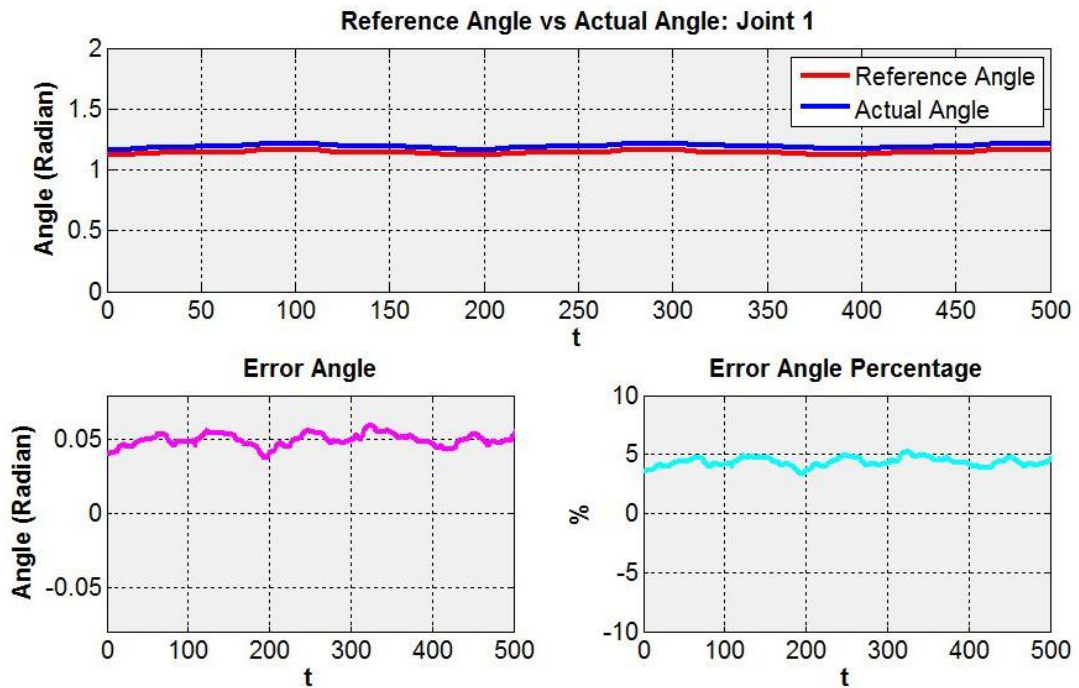
6.2.3 ผลการทดลองที่ 3

กลุ่มตัวอย่าง: ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 2 เพศชาย ทำกายภาพบำบัดในวันที่ 29 ตุลาคม 2558 เวลา 10.20 น. มีผลการทดลองดังนี้

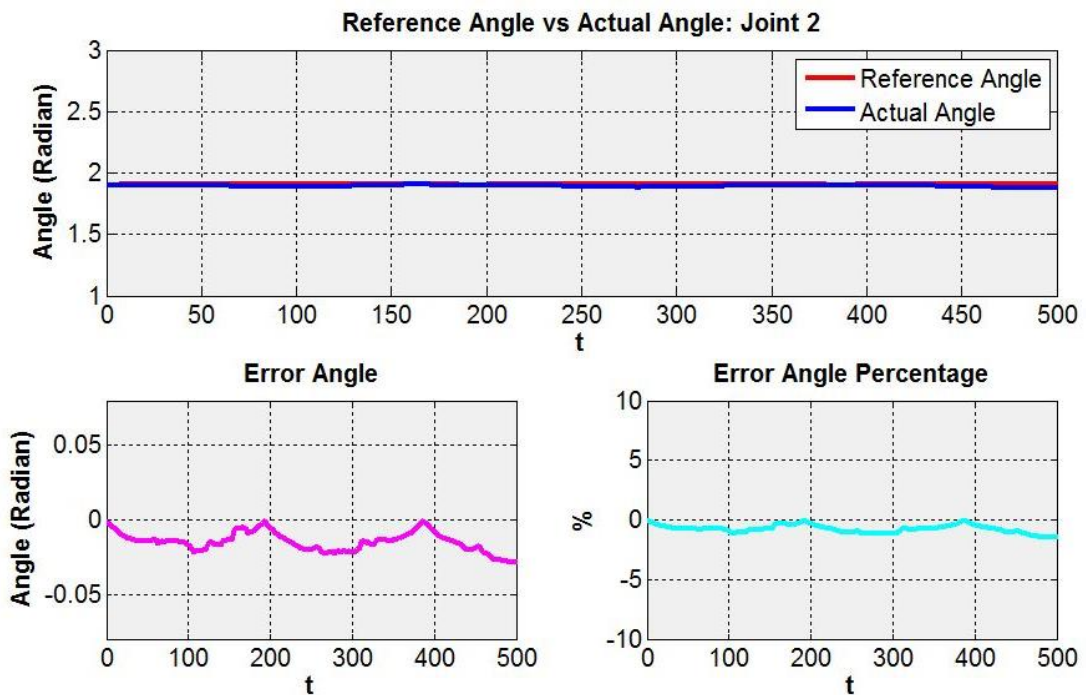
ผู้เข้าร่วมวิจัย ทำกายภาพบำบัดในท่า Flexion - Extension เพื่อยืดและเหยียดข้อศอก เป็นเวลา 15 นาที ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 ต้องการการชดเชยแรงโน้มถ่วงและการเสริมการเคลื่อนไหว ขณะใช้งานผู้เข้าร่วมวิจัยพยายามขยับแขนตามและมีพักแขนบ้างเป็นช่วงเวลาสั้นๆ มีอาการเกร็งที่สังเกตเห็นได้อย่างชัดเจนในบางเวลา และเนื่องจากผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 2 เป็นเพศชายที่มีน้ำหนักตัวค่อนข้างสูง จะเห็นว่ากราฟที่แสดงผลการทำงานของข้อต่อที่ 4 (รูปที่ 6.17) ขณะทำการชดเชยน้ำหนักและช่วยเสริมแรง หุ่นยนต์ได้ชดเชยจนถึงขีดจำกัดสูงสุดที่กำหนดไว้เช่นเดียวกับการทดลองที่ 2 ซึ่งค่าความผิดพลาดถูกแสดงอย่างชัดเจน และเมื่อเข้าร่วมวิจัยพยายามที่จะขยับตัวมากขึ้นจะเห็นว่ากราฟยอดที่ 3 ความผิดพลาดดังกล่าวกลับเข้าสู่จุดปกติ ค่าความผิดพลาดนี้อาจใช้เพื่อช่วยในการตัดสินใจของนักกายภาพบำบัดเพื่อเพิ่มขีดจำกัดสูงสุดของแรงต่อไป การใช้งานหุ่นยนต์สวมแขนในการทดลองที่ 3 มีความปกติ ปลอดภัยดีตลอดการทดลอง



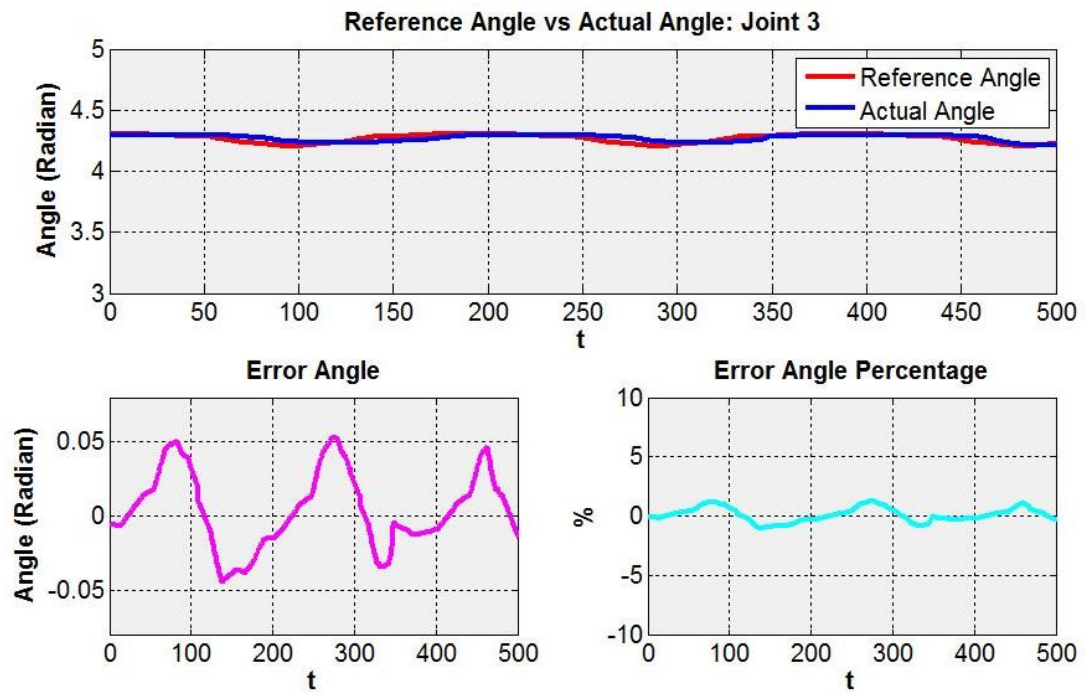
รูปที่ 6.13 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 3



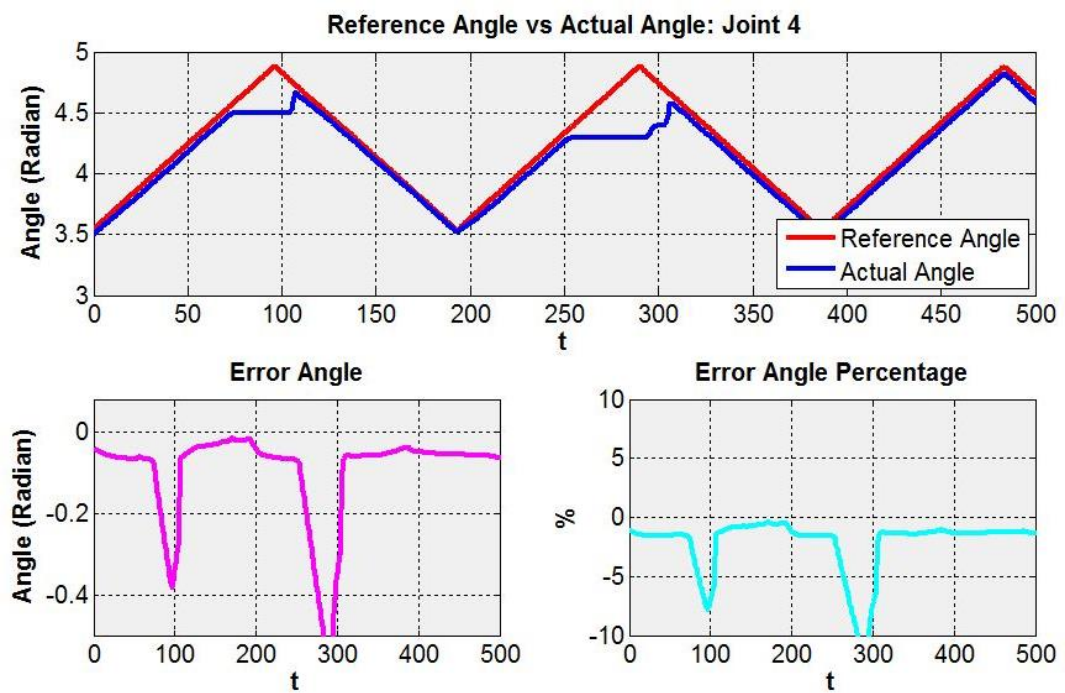
รูปที่ 6.14 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1



รูปที่ 6.15 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2



รูปที่ 6.16 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3

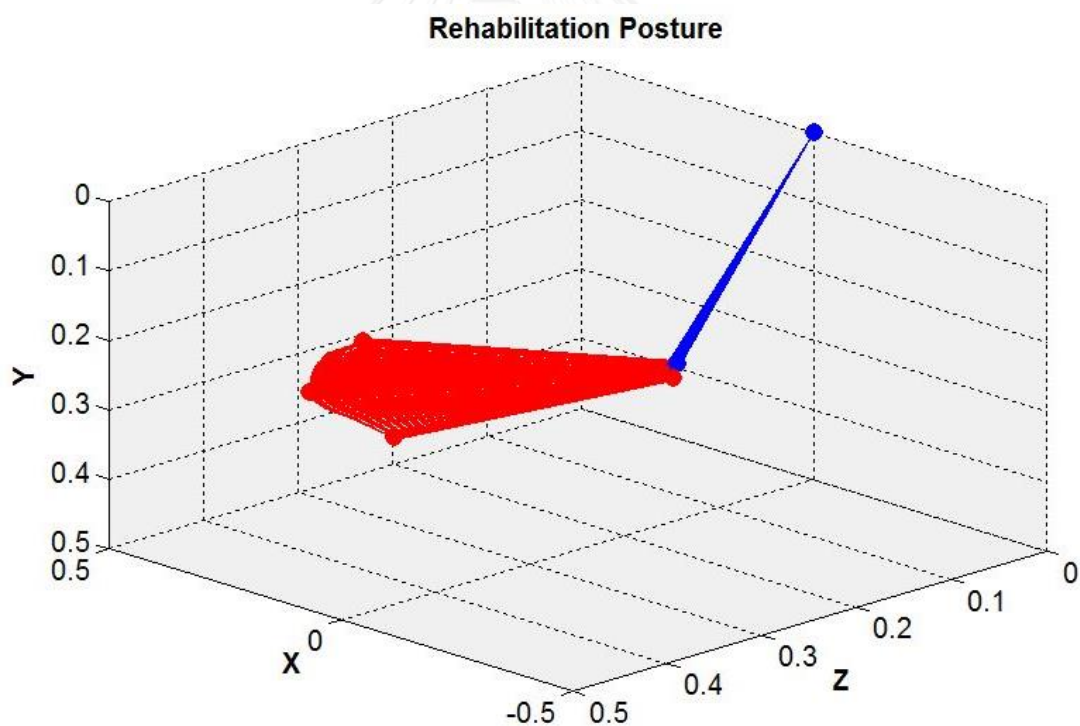


รูปที่ 6.17 ผลการทดลองที่ 3 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4

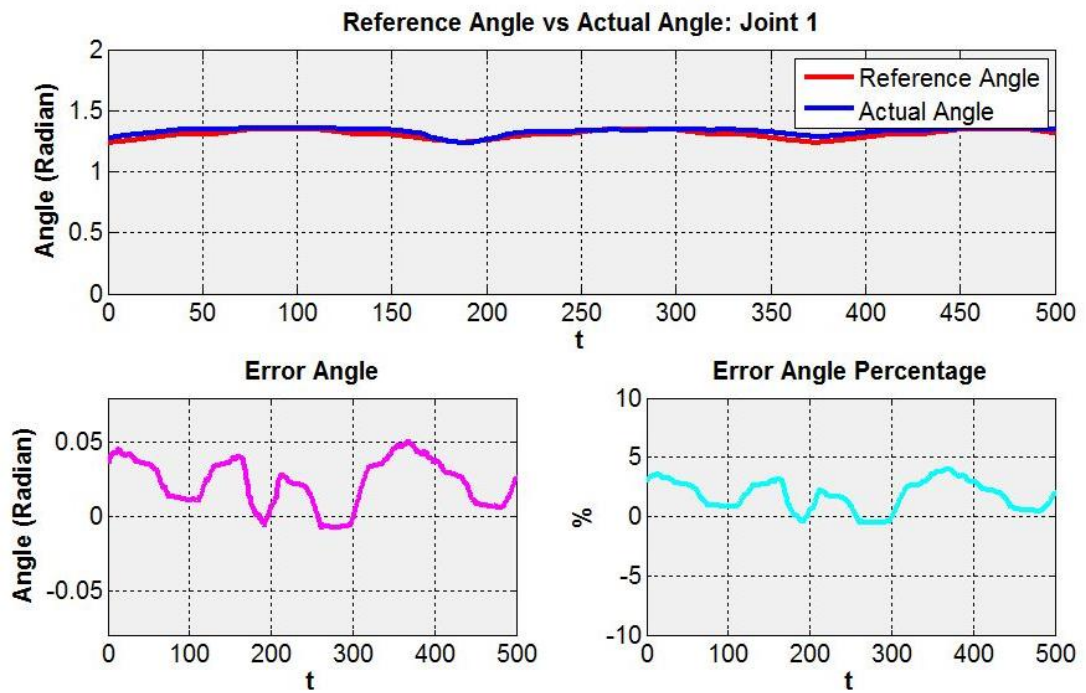
6.2.4 ผลการทดลองที่ 4

กลุ่มตัวอย่าง: ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 2 เพศชาย ทำกายภาพบำบัดในวันที่ 22 ตุลาคม 2558 เวลา 10.25 น. มีผลการทดลองดังนี้

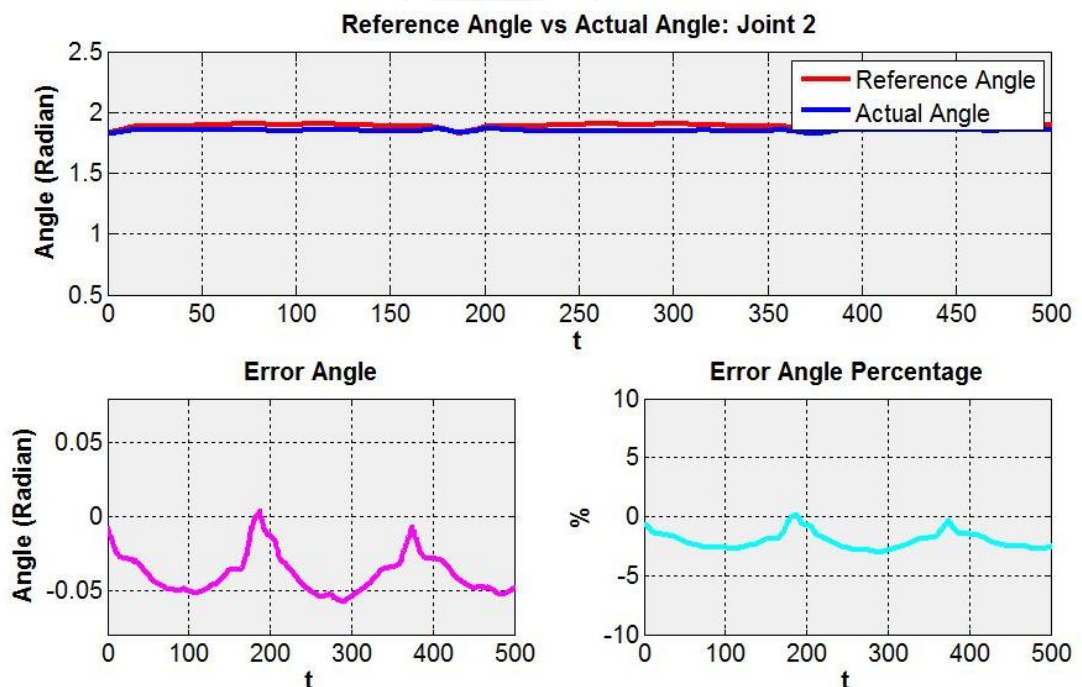
ผู้เข้าร่วมวิจัย ทำกายภาพบำบัดในท่า Internal – External Rotation เพื่อหุบเข้าและผายออกหน้าแขน เป็นเวลา 15 นาที ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 ต้องการการชดเชยแรงโน้มถ่วงและการเสริมการเคลื่อนไหว ขณะใช้งานผู้เข้าร่วมวิจัยพยายามขยับแขนตามท่าทางที่นักกายภาพบำบัดกำหนดไว้ได้เป็นอย่างดี มีการทิ้งน้ำหนักแขนเพื่อพักบางช่วงขณะ จะเห็นว่าหุ่นยนต์สามารถช่วยชดเชยแรงและตำแหน่งได้เป็นอย่างดี มีความคลื่อนของตำแหน่งอยู่ในช่วงไม่เกิน 5 % ขณะใช้งานไม่พบปัญหาด้านความปลอดภัย ในการทดลองนี้มีเพียงข้อต่อที่ 3 (รูปที่ 6.21) ซึ่งรับภาระหนักที่สุดในการเสริมการเคลื่อนที่ แต่จะเห็นว่ามอเตอร์ของข้อต่อที่ 3 สามารถชดเชยแรงได้เป็นอย่างดี



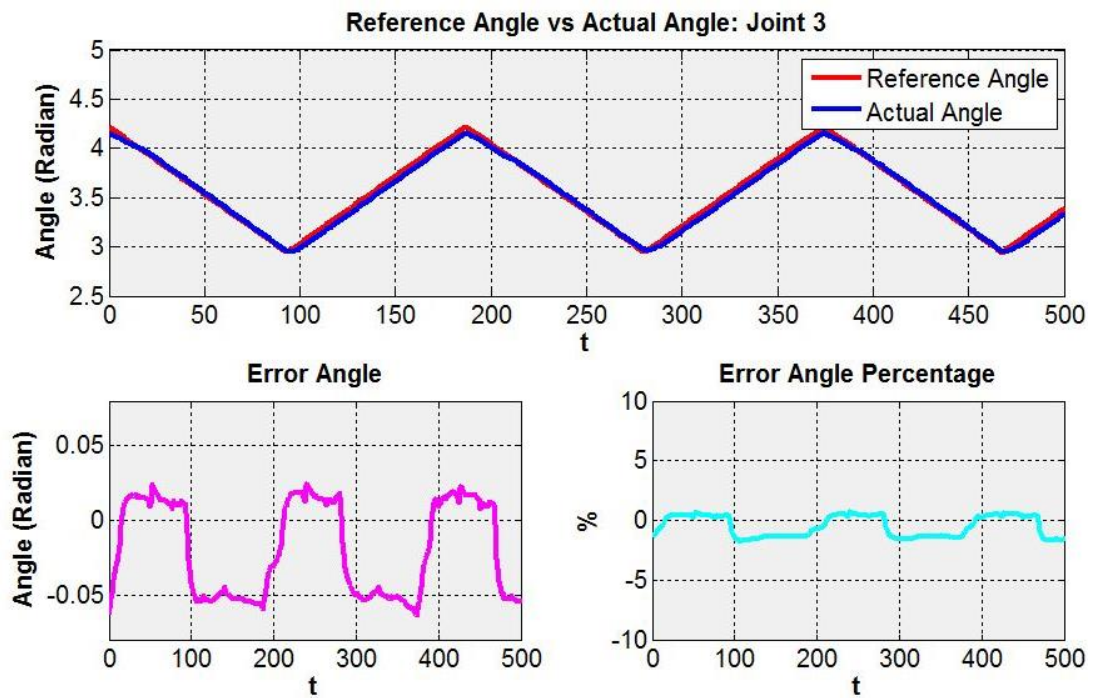
รูปที่ 6.18 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 4



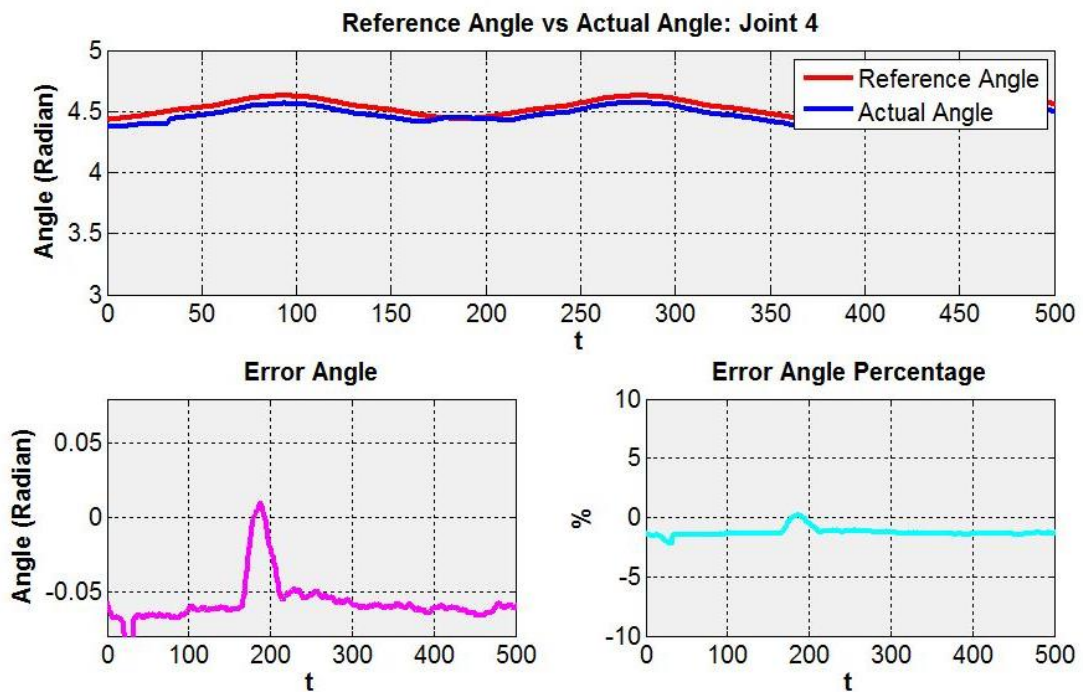
รูปที่ 6.19 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1



รูปที่ 6.20 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2



รูปที่ 6.21 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3

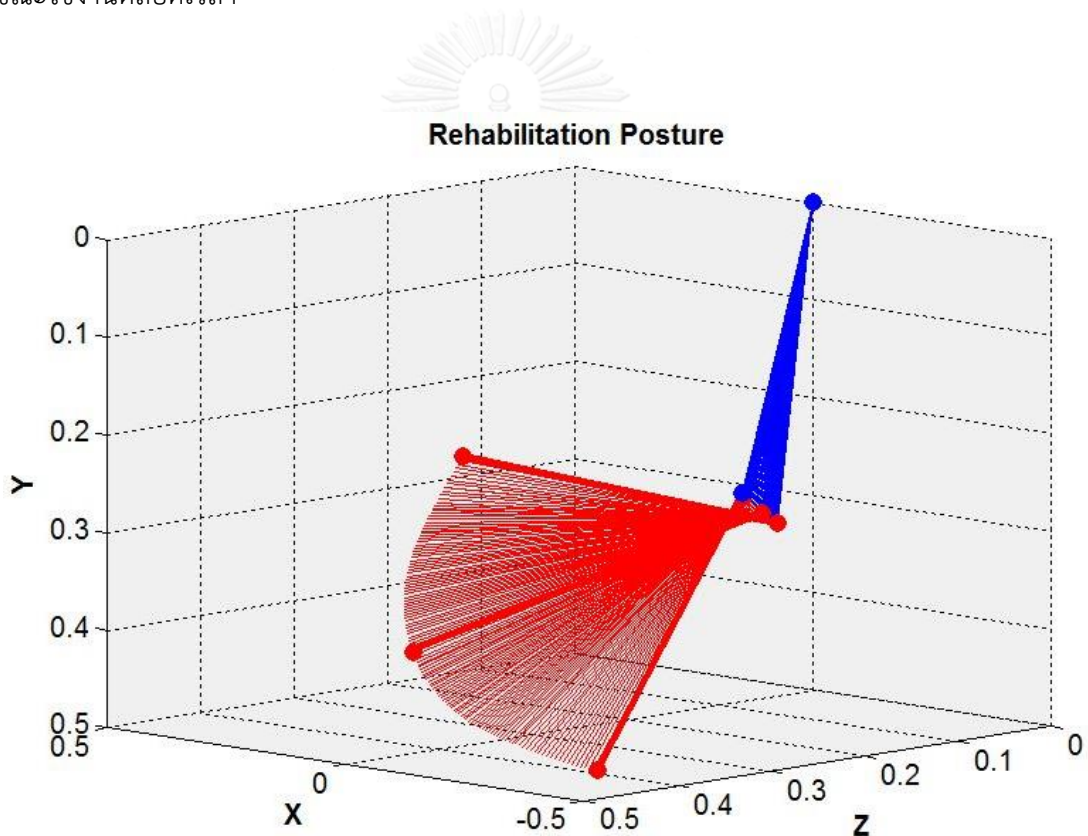


รูปที่ 6.22 ผลการทดลองที่ 4 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4

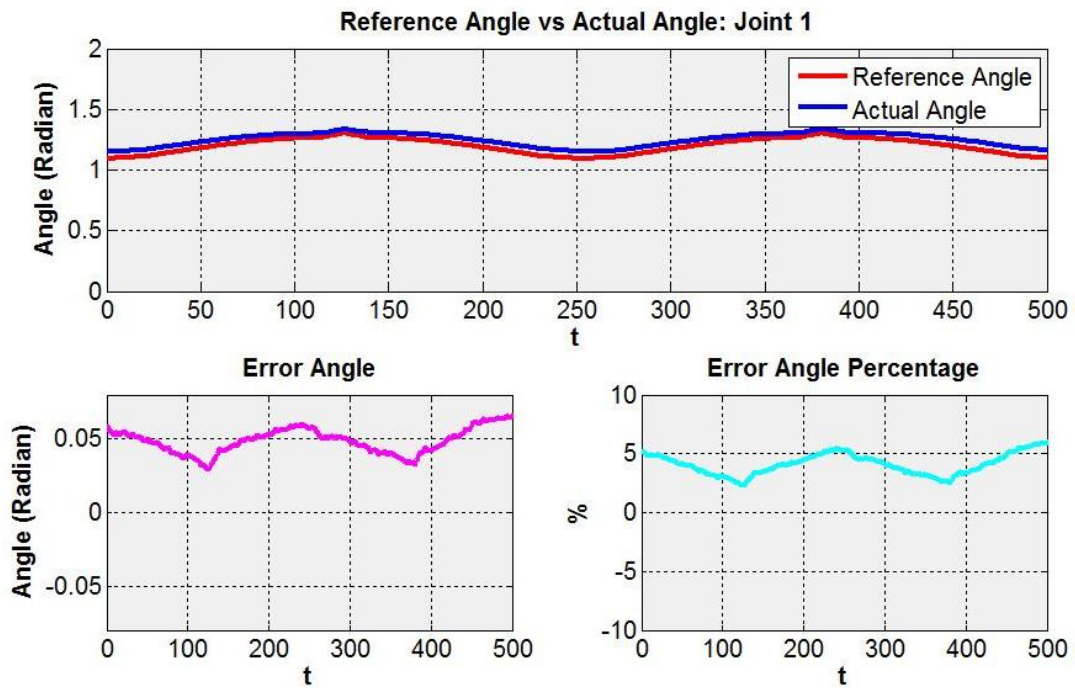
6.2.5 ผลการทดลองที่ 5

กลุ่มตัวอย่าง: ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ 3 เพศชาย ทำกายภาพบำบัดวันที่ 30 ตุลาคม 2558 เวลา 11.00 น. มีผลการทดลองดังนี้

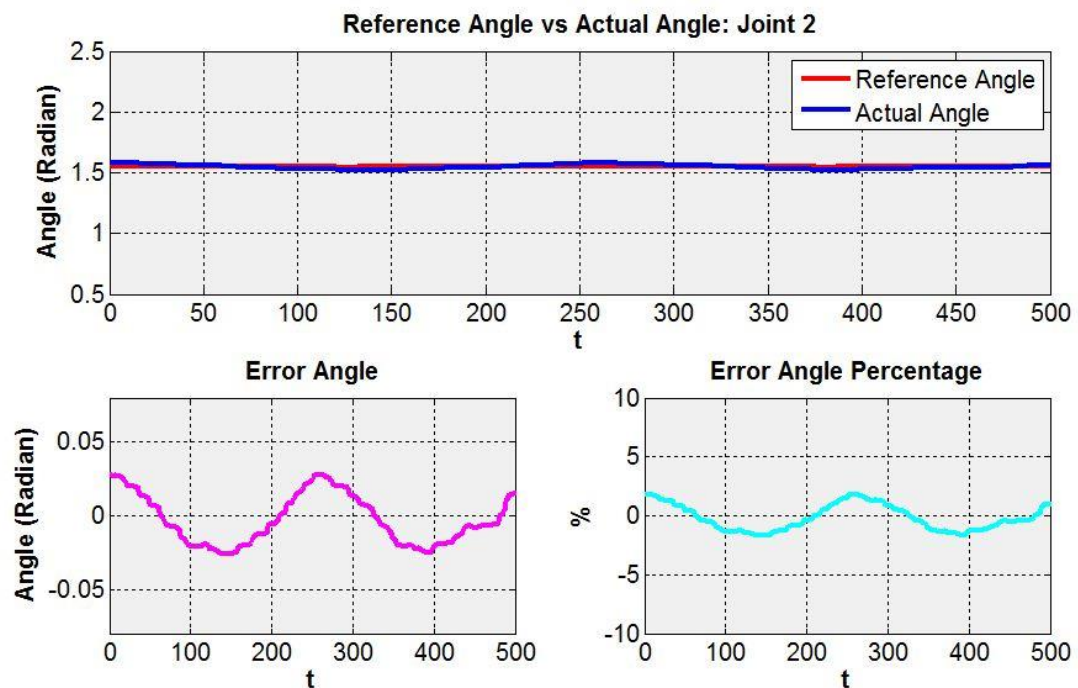
ผู้เข้าร่วมวิจัย ทำกายภาพบำบัดในท่า Flexion – Extension เพื่อยืดและเหยียดข้อศอกเป็นเวลา 15 นาที ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงในระดับ 1 ต้องการการชดเชยแรงโน้มและการเสริมการเคลื่อนไหวที่ ขณะใช้งานผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการเกร็งเล็กน้อย พยายามขยับแขนตามท่าทางที่กำหนดตลอดเวลา จะเห็นว่าจากกราฟที่แสดงตำแหน่งของในแต่ละข้อต่อ (รูปที่ 6.24 ถึงรูปที่ 6.27) หุ่นยนต์สวมแขนได้ออกแรงเสริมการเคลื่อนไหวที่ได้เป็นอย่างดี มีความคลาดเคลื่อนที่ต่ำและมีความปลอดภัยขณะใช้งานตลอดเวลา



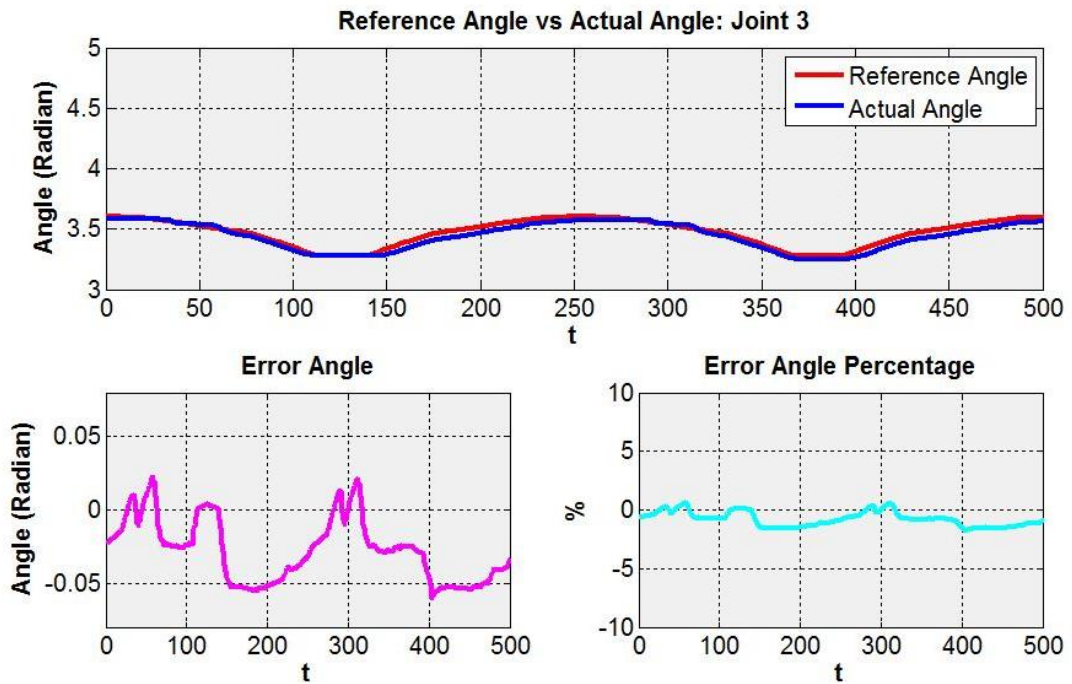
รูปที่ 6.23 ท่าทางสำหรับทำกายภาพบำบัดของการทดลองที่ 5



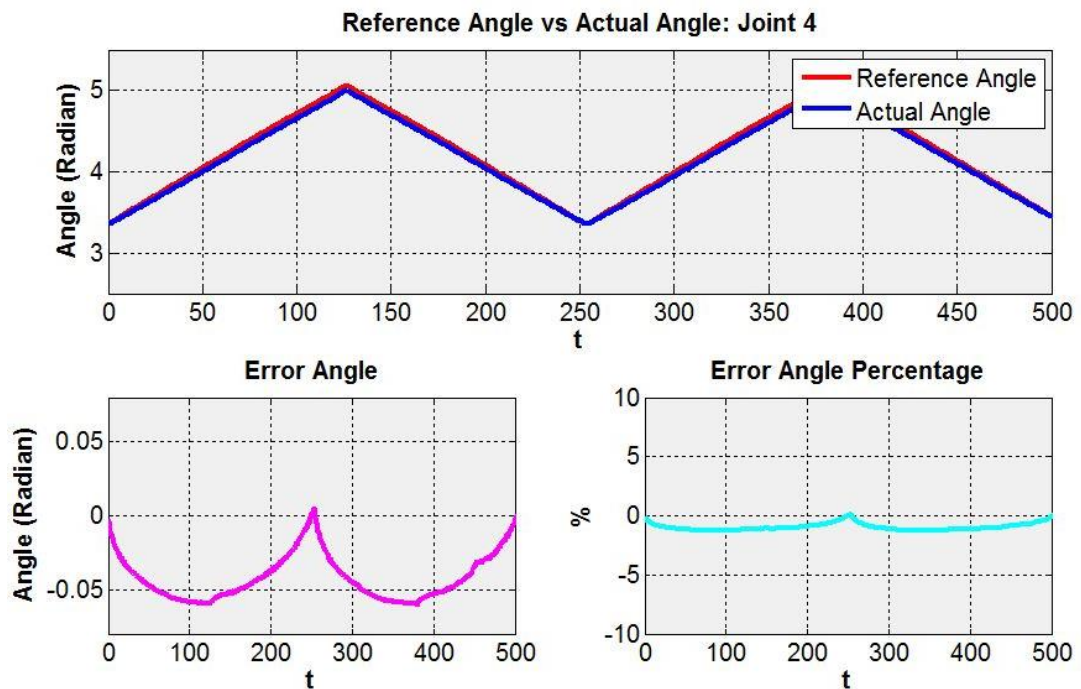
รูปที่ 6.24 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 1



รูปที่ 6.25 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 2



รูปที่ 6.26 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 3



รูปที่ 6.27 ผลการทดลองที่ 5 แผนภูมิเปรียบเทียบตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งจริงของข้อต่อที่ 4

บทที่ 7 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

7.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยหุ่นยนต์สวมแขนแบบส่องศาสีระสำหรับการทำกายภาพบำบัด มีวัตถุประสงค์เพื่อต้องการศึกษา ออกแบบ และสร้างหุ่นยนต์สวมแขนที่มีโครงสร้างที่เหมาะสมสำหรับการทำกายภาพบำบัด ร่วมกับการศึกษา และออกแบบระบบควบคุมที่มีความเหมาะสมปลอดภัย โดยมุ่งเน้นประโยชน์ในการเสริม หรือทดแทนนักกายภาพบำบัดที่มีความขาดแคลนในปัจจุบัน โดยหุ่นยนต์สวมแขนต้องสามารถเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่นักกายภาพบำบัดเป็นผู้กำหนดได้ ต้องสามารถรองรับการใช้งานที่ต่อเนื่องโดยยังคงความปลอดภัยตลอดการทำกายภาพบำบัด

จากการทบทวนวรรณกรรมในอดีตที่ผ่านมา พบว่าหุ่นยนต์สวมแขนประเภทสวมใส่ที่มีโครงสร้างตามลักษณะมานุษยรูปร่าง (Anthropomorphism- Exoskeleton Type) มีความเหมาะสมสำหรับการทำกายภาพบำบัดในผู้ป่วยหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงมากที่สุด เนื่องจากสามารถออกแบบให้ครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนไหวของแขนได้ทั้งหมด อีกทั้งยังสามารถวัด และควบคุมข้อต่อในแต่ละทิศทางได้อย่างตรงไปตรงมา โดยในการออกแบบหุ่นยนต์สวมแขนนี้ ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาจลนศาสตร์ของแขนซึ่งครอบคลุมข้อต่อหัวไหล่และข้อศอก ทำการลดรูปองศาอิสระของข้อต่อดังกล่าวให้มีความเรียบง่ายมากขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการสร้างและควบคุม แต่ยังคงครอบคลุมพิสัยการเคลื่อนที่ทั้งหมดของแขน ผลสรุปที่ได้คือหุ่นยนต์สวมแขนแบบส่องศาสีระประกอบด้วย 3 องศาอิสระซึ่งมีจุดตัดแกนที่จุดเดียวกันทำหน้าที่แทนข้อต่อหัวไหล่ซึ่งเป็นข้อต่อแบบหัวกลม และ 1 องศาอิสระทำหน้าที่แทนข้อศอกซึ่งมีลักษณะเป็นแบบข้อต่อบานพับ

การออกแบบระบบควบคุมหุ่นยนต์สวมแขนออกแบบตามเกณฑ์ของสภาวิจัยทางการแพทย์ เรื่องการทำกายภาพบำบัดในผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง 6 ระดับ โดยแบ่งออกเป็นในรูปแบบอย่างง่ายคือ

1. ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่แบบอิมพีแดนซ์ ใช้ในผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 0 และ 1
2. ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่และชดเชยน้ำหนัก ใช้ในผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 2
3. ระบบควบคุมแบบชดเชยน้ำหนัก ใช้ในผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 3
4. ระบบควบคุมแบบต้านการเคลื่อนที่ ใช้ในผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงระดับ 4 และ 5

ผลการทดลองในกลุ่มตัวอย่างของผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 4 คนซึ่งคัดเลือกโดยแพทย์และนักกายภาพบำบัดที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูสรวงคนิवास สภากาชาดไทย พบว่าหุ่นยนต์สวมแขนที่ถูกพัฒนาขึ้นเสริม และชดเชยการออกแรงของผู้เข้าร่วมวิจัยเพื่อให้สามารถเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดโดยนักกายภาพบำบัดได้เป็นอย่างดี มีความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งในระดับที่ยอมรับได้ มี

ความปลอดภัยในขณะที่ทำกายภาพบำบัด ผู้เข้าร่วมวิจัยเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติ และสามารถใช้งานได้อย่างต่อเนื่องเป็นเวลาหลายชั่วโมง ซึ่งสอดคล้องตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้

7.2 ข้อเสนอแนะ

จากการทดลองใช้งานจริงยังพบว่าหุ่นยนต์สวมแขนแบบสี่องศาอิสระสำหรับทำกายภาพบำบัดมีข้อต่อที่ควรได้รับการปรับปรุงในอนาคต ดังต่อไปนี้

1. ในการใช้งานกับผู้ป่วยจริงซึ่งมีความแตกต่างในเรื่องรูปร่างและน้ำหนักตัว ค่าขีดจำกัดของแรงสูงสุดที่ตั้งไว้อาจไม่เหมาะสม หากมีจำนวนของผู้เข้าร่วมวิจัยที่มากขึ้นจะช่วยให้สามารถสร้างตารางเปรียบเทียบค่าขีดจำกัดสูงสุดของแรงกับน้ำหนักของผู้ป่วยได้ ทำให้ระบบมีเสถียรภาพมากยิ่งขึ้น
2. การปรับความสูงของผู้ป่วยที่เข้ารับการทำกายภาพบำบัดในบางครั้งทำได้ยาก เนื่องจากผู้ป่วยไม่สามารถย้ายจากเก้าอี้รถเข็นมาสู่เก้าอี้ที่จัดเตรียมไว้ ยังคงต้องใช้เก้าอี้รถเข็นในการทำกายภาพบำบัด เพราะฉะนั้นควรปรับปรุงเพิ่มกลไกปรับความสูงของหุ่นยนต์สวมแขนแทน นอกจากจะช่วยให้ง่ายต่อการปรับความสูงของผู้ป่วยให้พอดีแล้ว ยังจะช่วยในชดเชยการยกตัวของหัวไหล่ในขณะที่กางแขนออกในมุมสูงๆ ได้อีกด้วย
3. การสลับใช้งานหุ่นยนต์สวมแขนซ้าย-ขวายังทำได้ยากและใช้เวลามากอยู่ อาจต้องปรับปรุงให้หุ่นยนต์สวมแขนสลับข้างซ้าย-ขวาได้ง่ายกว่านี้ รวมไปถึงการปรับปรุงรูปลักษณ์ภายนอกให้มีความเป็นมิตรต่อผู้ใช้มากขึ้น

รายการอ้างอิง

1. Lee, H., et al., *The Technical Trend of the Exoskeleton Robot System for Human Power Assistance*. INTERNATIONAL JOURNAL OF PRECISION ENGINEERING AND MANUFACTURING, 2012. **13**(8): p. 8.
2. Rosen, J., et al., *The Human Arm Kinematics and Dynamics During Daily Activities – Toward a 7 DOF Upper Limb Powered Exoskeleton*, in *The 12th International Conference on Advanced Robotics – ICAR 2005*. 2005: Seattle WA. p. 8.
3. Perry, J.C. and J. Rosen, *Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton*, in *BioRob 2006- The first IEEE / RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. 2006: Pisa, Tuscany, Italy. p. 6.
4. Nef, T., M. Guidali, and R. Riener, *ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation*. Applied Bionics and Biomechanics, 2009. **6**(2): p. 17.
5. Schiele, A. and F.C.T.v.d. Helm, *Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction*. IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING., 2006. **14**(4): p. 14.
6. สำนักพัฒนาวิชาการแพทย์ กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข, *แนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพคนพิการทางการแพทย์ฝ่ายกาย*. 2004. หน้า 38.
7. Sutapun, A. and V. Sangveraphunsiri, *Dexterity Measures for 4DOF Exoskeleton Robot*. Applied Mechanics and Materials, 2014. **619**: p. 5.
8. Niku, S.B., *An Introduction to Robotics: Analysis, Control, Applications*. 2 ed. 2010, United States of America: JOHN WILEY & SONS. INC. 466.
9. Sutapun, A. and V. Sangveraphunsiri, *A 4-DOF Upper Limb Exoskeleton for Stroke Rehabilitations: Kinematics Mechanics and Control*. INTERNATIONAL JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING AND ROBOTICS RESEARCH, 2015. **4**(3): p. 4.
10. คณิสันท์ บรรพกาญจน์ และ วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ, *การสร้างกำแพงเสมือนสำหรับหุ่นยนต์แขนกลนำ-แขนกลตาม ด้วยระเบียบวิธีสนามโพเทนเทียล*, ใน *การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 27*. 2013: พัทยา จังหวัดชลบุรี. หน้า. 7.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก. แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน

จากการหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน ในบทที่ 4 ด้วยระเบียบวิธีลากรางจ์ สมการที่ 20 มีรายละเอียดในแต่ละพจน์ของสมการ ดังนี้

$$B(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F_v\dot{q} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{q}) + g(q) = \tau + \tau_{cw} - J^T(q)h_e \quad (20)$$

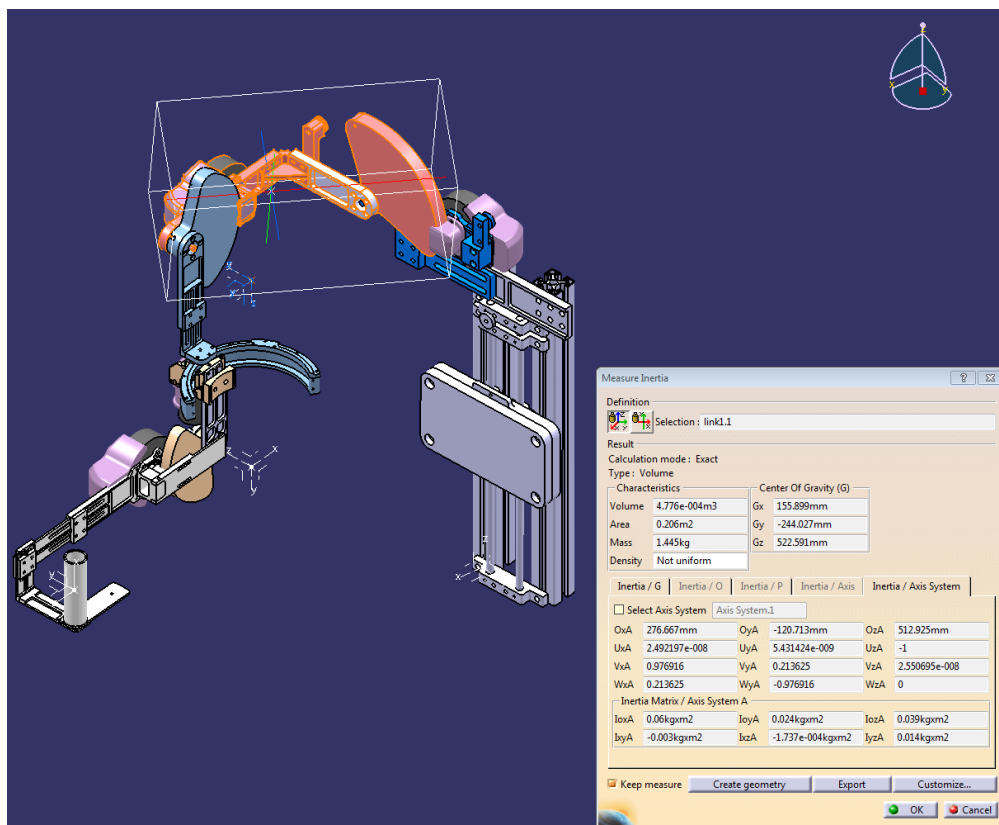
โดย	$B(q)$:	เมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย ($n \times n$)
	$C(q, \dot{q})$:	เมตริกซ์ผลกระทบเนื่องจากแรงเฉ (Coriolis Force) และแรงเข้าสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) ($n \times 1$)
	F_v :	เมตริกซ์สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเนื่องจากความหนืด (Viscous Friction) ($n \times n$)
	F_s :	เมตริกซ์สัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (Coulomb Friction) ($n \times n$)
	\dot{q} :	เวกเตอร์ความเร็วเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	\ddot{q} :	เวกเตอร์ความเร่งเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	$\operatorname{sgn}(\dot{q})$:	เวกเตอร์แสดงทิศทางความเร็วเชิงมุมของแต่ละจุดหมุน ($n \times 1$)
	$g(q)$:	เวกเตอร์โมเมนต์เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก ($n \times 1$)
	τ :	เวกเตอร์แรงบิดจากมอเตอร์และระบบทดรอบส่งกำลัง ($n \times 1$)
	τ_{cw} :	เวกเตอร์โมเมนต์เนื่องจากระบบชดเชยน้ำหนัก (Counter weight) ($n \times 1$)
	$J^T(q)$:	เมตริกซ์ Jacobian Transpose (4×3)
	h_e :	เวกเตอร์ของแรงภายนอกที่กระทำที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ (3×1)

เราสามารถกระจายสมการที่ 20 ให้อยู่ในรูปของเมตริกซ์ได้ คือ

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} & b_{34} \\ b_{41} & b_{42} & b_{43} & b_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \\ \ddot{q}_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I_{1(act)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & I_{2(act)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & I_{3(act)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & I_{4(act)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \\ \ddot{q}_4 \end{bmatrix} + \dots \\
 & \begin{bmatrix} 2c_{112}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{113}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{114}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{123}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{124}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{134}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{212}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{213}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{214}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{223}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{224}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{234}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{312}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{313}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{314}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{323}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{324}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{334}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{412}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{413}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{414}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{423}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{424}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{434}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \end{bmatrix} + \dots \\
 & \begin{bmatrix} c_{111}\dot{\theta}_1^2 + c_{122}\dot{\theta}_2^2 + c_{133}\dot{\theta}_3^2 + c_{144}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{211}\dot{\theta}_1^2 + c_{222}\dot{\theta}_2^2 + c_{233}\dot{\theta}_3^2 + c_{244}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{311}\dot{\theta}_1^2 + c_{322}\dot{\theta}_2^2 + c_{333}\dot{\theta}_3^2 + c_{344}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{411}\dot{\theta}_1^2 + c_{422}\dot{\theta}_2^2 + c_{433}\dot{\theta}_3^2 + c_{444}\dot{\theta}_4^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \\ g_4 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

โดยตัวแปรที่สำคัญของแขนหุ่นยนต์แต่ละส่วนสามารถหาได้ ดังนี้

แขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1



รูปที่ ก.1 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 ด้วยโปรแกรม CATIA

ตัวแปรที่สำคัญที่วัดได้ด้วยโปรแกรม CATIA ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 ได้แก่

เวกเตอร์ระยะจากตำแหน่งเริ่มต้นที่กรอบอ้างอิงฐาน {0} ไปยังจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 ซึ่งทำให้เราสามารถหาระยะจากจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 1 ได้คือ

$${}^0\bar{r}_1 = \begin{bmatrix} \bar{x}_1 \\ \bar{y}_1 \\ \bar{z}_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.1559 \\ -0.2440 \\ 0.5226 \\ 1 \end{bmatrix} m.$$

$${}^1\bar{r}_1 = {}^0T_1^{-1} {}^0\bar{r}_1 = \begin{bmatrix} -0.0097 \\ -0.1444 \\ 0.0947 \\ 1 \end{bmatrix} m.$$

และเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย (Inertia Matrix) ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 1

$$I_1 = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{xy} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{xz} & I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.06 & -0.003 & 0 \\ -0.003 & 0.024 & 0.014 \\ 0 & 0.014 & 0.039 \end{bmatrix} \text{ kg / m}^2$$

ซึ่งนำมาใช้หาค่าเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อยเสมือน (Pseudo-Inertia Matrix) ของของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 1 ได้คือ

$$J_i = \begin{bmatrix} \frac{-I_{xx} + I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{xy} & I_{xz} & m_i \bar{x}_i \\ I_{xy} & \frac{I_{xx} - I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{yz} & m_i \bar{y}_i \\ I_{xz} & I_{yz} & \frac{I_{xx} + I_{yy} - I_{zz}}{2} & m_i \bar{z}_i \\ m_i \bar{x}_i & m_i \bar{y}_i & m_i \bar{z}_i & m_i \end{bmatrix}$$

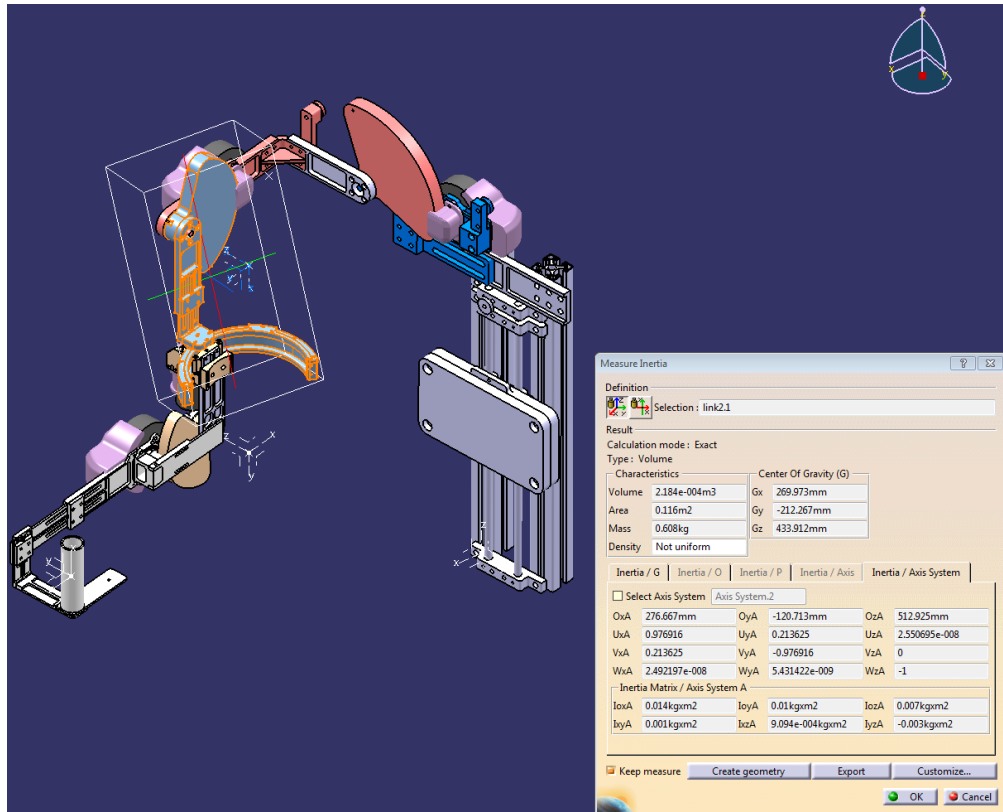
$$= \begin{bmatrix} \dot{J}_{111} & \dot{J}_{112} & \dot{J}_{113} & \dot{J}_{114} \\ \dot{J}_{121} & \dot{J}_{122} & \dot{J}_{123} & \dot{J}_{124} \\ \dot{J}_{131} & \dot{J}_{132} & \dot{J}_{133} & \dot{J}_{134} \\ \dot{J}_{141} & \dot{J}_{142} & \dot{J}_{143} & \dot{J}_{144} \end{bmatrix}$$

$$J_1 = \begin{bmatrix} 0.0015 & -0.0030 & -0.0002 & -0.0140 \\ -0.0030 & 0.0375 & 0.0140 & -0.2086 \\ -0.0002 & 0.0140 & 0.0225 & 0.1368 \\ -0.0140 & -0.2086 & 0.1368 & 1.4450 \end{bmatrix} \text{ kg / m}^2$$

เมตริกซ์การแปลง ณ จุดที่ทำการวัด คือ

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} 0 & 0.9769 & 0.2136 & 0.2767 \\ 0 & 0.2136 & -0.9769 & -0.1207 \\ -1 & 0 & 0 & 0.5129 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

แขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2



รูปที่ ก.2 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 ด้วยโปรแกรม CATIA

ตัวแปรที่สำคัญที่วัดได้ด้วยโปรแกรม CATIA ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 ได้แก่

เวกเตอร์ระยะจากตำแหน่งเริ่มต้นที่กรอบอ้างอิงฐาน {0} ไปยังจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 ซึ่งทำให้เราสามารถหาระยะจากจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 2 ได้คือ

$${}^0\vec{r}_2 = \begin{bmatrix} 0.2699 \\ -0.2122 \\ 0.4339 \\ 1 \end{bmatrix} m, \quad {}^2\vec{r}_2 = {}^2T^{-1} {}^0\vec{r}_2 = \begin{bmatrix} -0.0262 \\ 0.0879 \\ 0.0790 \\ 1 \end{bmatrix} m.$$

และเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย (Inertia Matrix) ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 2

$$I_2 = \begin{bmatrix} 0.014 & 0.001 & 0.001 \\ 0.001 & 0.01 & -0.003 \\ 0.001 & -0.003 & 0.007 \end{bmatrix} kg / m^2$$

ซึ่งนำมาใช้หาค่าเมตริกซีโมเมนต์ความเฉื่อยเสมือน (Pseudo-Inertia Matrix) ของของแขนหุ่นยนต์ ส่วนที่ 2 ได้คือ

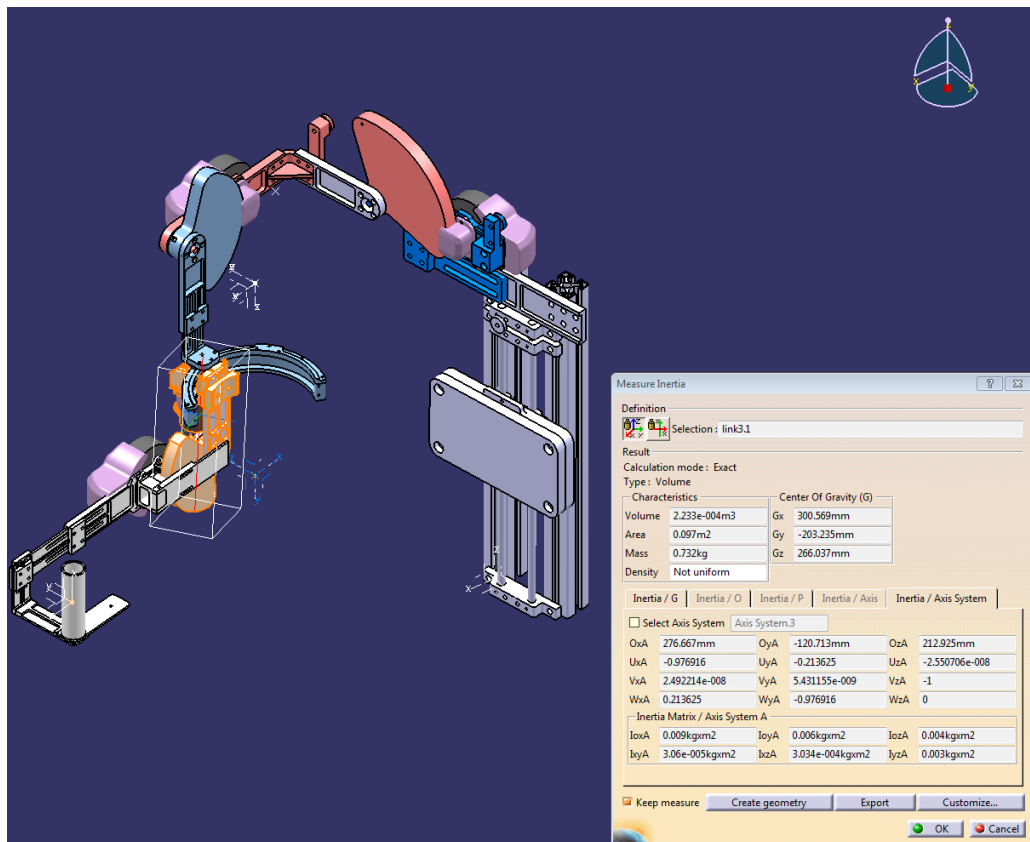
$$J_2 = \begin{bmatrix} j_{211} & j_{212} & j_{213} & j_{214} \\ j_{221} & j_{222} & j_{223} & j_{224} \\ j_{231} & j_{232} & j_{233} & j_{234} \\ j_{241} & j_{242} & j_{243} & j_{244} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0015 & 0.0010 & 0.0009 & -0.0159 \\ 0.0010 & 0.0055 & -0.0030 & 0.0534 \\ 0.0009 & -0.0030 & 0.0085 & 0.0480 \\ -0.0159 & 0.0534 & 0.0480 & 0.6080 \end{bmatrix} \text{ kg} / \text{m}^2$$

เมตริกซ์การแปลง ณ จุดที่ทำการวัด คือ

$${}^0T_2 = \begin{bmatrix} 0.9769 & 0.2136 & 0 & 0.2767 \\ 0.2136 & -0.9769 & 0 & -0.1207 \\ 0 & 0 & -1 & 0.5129 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



แขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3



รูปที่ ก.3 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3 ด้วยโปรแกรม CATIA

ตัวแปรที่สำคัญที่วัดได้ด้วยโปรแกรม CATIA ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 2 ได้แก่

เวกเตอร์ระยะจากตำแหน่งเริ่มต้นที่กรอบอ้างอิงฐาน $\{0\}$ ไปยังจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3 ซึ่งทำให้เราสามารถหาระยะจากจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 3 ได้คือ

$${}^0\vec{r}_3 = \begin{bmatrix} 0.3005 \\ -0.2032 \\ 0.2660 \\ 1 \end{bmatrix} m, \quad {}^3\vec{r}_3 = {}^3T^{-1} {}^0\vec{r}_3 = \begin{bmatrix} -0.0056 \\ -0.0531 \\ 0.0857 \\ 1 \end{bmatrix} m.$$

และเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย (Inertia Matrix) ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 3 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 3

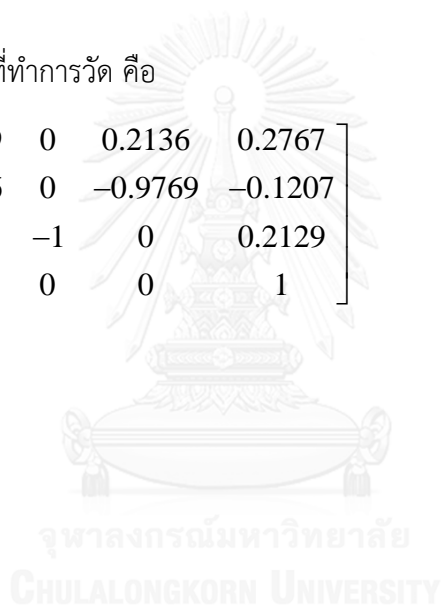
$$I_3 = \begin{bmatrix} 0.009 & 0 & 0.0003 \\ 0 & 0.006 & 0.003 \\ 0.0003 & 0.003 & 0.004 \end{bmatrix} \text{ kg / m}^2$$

ซึ่งนำมาใช้หาค่าเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อยเสมือน (Pseudo-Inertia Matrix) ของของแขนหุ่นยนต์ ส่วนที่ 3 ได้คือ

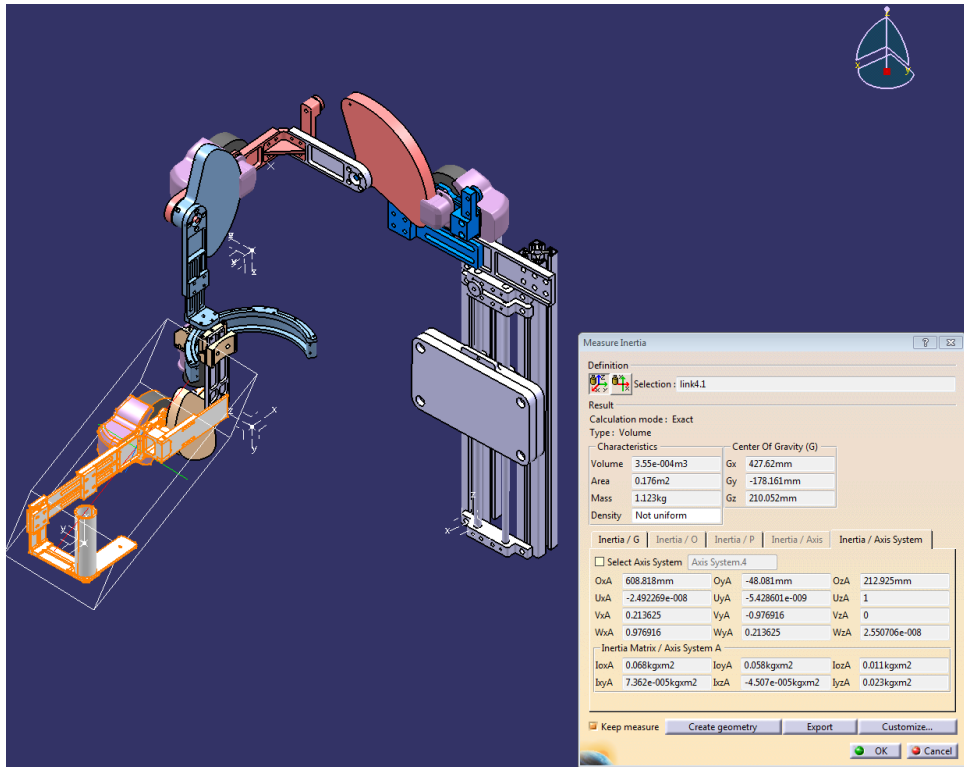
$$J_3 = \begin{bmatrix} j_{311} & j_{312} & j_{313} & j_{314} \\ j_{321} & j_{322} & j_{323} & j_{324} \\ j_{331} & j_{332} & j_{333} & j_{334} \\ j_{341} & j_{342} & j_{343} & j_{344} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0005 & 0 & 0.0003 & -0.0041 \\ 0 & 0.0035 & 0.0030 & -0.0389 \\ 0.0003 & 0.0030 & 0.0055 & 0.0627 \\ -0.0041 & -0.0389 & 0.0627 & 0.7320 \end{bmatrix} \text{ kg / m}^2$$

เมตริกซ์การแปลง ณ จุดที่ทำการวัด คือ

$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} -0.9769 & 0 & 0.2136 & 0.2767 \\ -0.2136 & 0 & -0.9769 & -0.1207 \\ 0 & -1 & 0 & 0.2129 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



แขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4



รูปที่ ก.4 การวัดตัวแปรสำคัญของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 ด้วยโปรแกรม CATIA

ตัวแปรที่สำคัญที่วัดได้ด้วยโปรแกรม CATIA ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 ได้แก่

เวกเตอร์ระยะจากตำแหน่งเริ่มต้นที่กรอบอ้างอิงฐาน {0} ไปยังจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 ซึ่งทำให้เราสามารถหาระยะจากจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 4 ได้คือ

$${}^0\vec{r}_4 = \begin{bmatrix} 0.4276 \\ -0.1782 \\ 0.2100 \\ 1 \end{bmatrix} m, \quad {}^4\vec{r}_4 = {}^4T^{-1} {}^0\vec{r}_4 = \begin{bmatrix} -0.0029 \\ 0.0884 \\ -0.2048 \\ 1 \end{bmatrix} m.$$

และเมตริกซ์โมเมนต์ความเฉื่อย (Inertia Matrix) ของแขนหุ่นยนต์ส่วนที่ 4 เทียบกับกรอบอ้างอิงที่ 4

$$I_4 = \begin{bmatrix} 0.068 & 0 & 0 \\ 0 & 0.058 & 0.023 \\ 0 & 0.023 & 0.011 \end{bmatrix} kg / m^2$$

ซึ่งนำมาใช้หาค่าเมตริกซีโมเมนต์ความเฉื่อยเสมือน (Pseudo-Inertia Matrix) ของของแขนหุ่นยนต์ ส่วนที่ 4 ได้คือ

$$J_4 = \begin{bmatrix} j_{411} & j_{412} & j_{413} & j_{414} \\ j_{421} & j_{422} & j_{423} & j_{424} \\ j_{431} & j_{432} & j_{433} & j_{434} \\ j_{441} & j_{442} & j_{443} & j_{444} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0005 & 0.0001 & 0 & -0.0344 \\ 0.0001 & 0.0105 & 0.0230 & 0.1421 \\ 0 & 0.0230 & 0.0575 & -0.2035 \\ -0.0344 & 0.1421 & -0.2035 & 1.1230 \end{bmatrix} \text{ kg} / \text{m}^2$$

เมตริกซ์การแปลง ณ จุดที่ทำการวัด คือ

$${}^0T_4 = \begin{bmatrix} 0 & 0.2136 & 0.9769 & 0.6088 \\ 0 & -0.9769 & 0.2136 & -0.0481 \\ 1 & 0 & 0 & 0.2129 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



โดยกำหนดเมตริกซ์การแปลงเริ่มต้นเป็นดังนี้

$$A_1 = {}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_2 = {}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & \sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & -\cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_3 = {}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & 0 & -\cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_4 = {}^3_4T = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & \sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & -\cos \theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_5 = {}^4_5T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$Q = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

เราสามารถหาอนุพันธ์ของเมตริกซ์การแปลงของหุ่นยนต์สวมแขนเทียบกับมุมในกรอบอ้างอิงที่สนใจได้จากสมการที่ 10, 13 และ 14

$$\begin{array}{llll} U_{11} = QA_1 & U_{111} = QQA_1 & U_{323} = A_1QA_2QA_3 & U_{423} = A_1QA_2QA_3A_4 \\ U_{21} = QA_1A_2 & U_{211} = QQA_1A_2 & U_{331} = QA_1A_2QA_3 & U_{424} = A_1QA_2A_3QA_4 \\ U_{22} = A_1QA_2 & U_{212} = QA_1QA_2 & U_{332} = A_1QA_2QA_3 & U_{431} = QA_1A_2QA_3A_4 \\ U_{31} = QA_1A_2A_3 & U_{221} = QA_1QA_2 & U_{333} = A_1A_2QQA_3 & U_{432} = A_1QA_2QA_3A_4 \\ U_{32} = A_1QA_2A_3 & U_{222} = A_1QQA_2 & U_{411} = QQA_1A_2A_3A_4 & U_{433} = A_1A_2QQA_3A_4 \\ U_{33} = A_1A_2QA_3 & U_{311} = QQA_1A_2A_3 & U_{412} = QA_1QA_2A_3A_4 & U_{434} = A_1A_2QA_3QA_4 \\ U_{41} = QA_1A_2A_3A_4 & U_{312} = QA_1QA_2A_3 & U_{413} = QA_1A_2QA_3A_4 & U_{441} = QA_1A_2A_3QA_4 \\ U_{42} = A_1QA_2A_3A_4 & U_{313} = QA_1A_2QA_3 & U_{414} = QA_1A_2A_3QA_4 & U_{442} = A_1QA_2A_3QA_4 \\ U_{43} = A_1A_2QA_3A_4 & U_{321} = QA_1QA_2A_3 & U_{421} = QA_1QA_2A_3A_4 & U_{443} = A_1A_2QA_3QA_4 \\ U_{44} = A_1A_2A_3QA_4 & U_{322} = A_1QQA_2A_3 & U_{422} = A_1QQA_2A_3A_4 & U_{444} = A_1A_2A_3QQA_4 \end{array}$$

จากนั้นจึงทำการหารายละเอียดในแต่ละพจน์ของสมการทางคณิตศาสตร์ของหุ่นยนต์สวมแขน

พจน์โมเมนต์ความเฉื่อย (Moment of Inertia Term)

$$\begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} & b_{34} \\ b_{41} & b_{42} & b_{43} & b_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \\ \ddot{q}_4 \end{bmatrix}$$

มีรายละเอียดดังนี้

$$b_{11} = \text{Trace}(U_{11}J_1U_{11}^T) + \text{Trace}(U_{21}J_2U_{21}^T) + \text{Trace}(U_{31}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{41}J_4U_{41}^T)$$

$$b_{22} = \text{Trace}(U_{22}J_2U_{22}^T) + \text{Trace}(U_{32}J_3U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{42}J_4U_{42}^T)$$

$$b_{33} = \text{Trace}(U_{33}J_3U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{43}J_4U_{43}^T)$$

$$b_{44} = \text{Trace}(U_{44}J_4U_{44}^T)$$

$$b_{12} = b_{21} = \text{Trace}(U_{22}J_2U_{21}^T) + \text{Trace}(U_{32}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{42}J_4U_{41}^T)$$

$$b_{13} = b_{31} = \text{Trace}(U_{33}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{43}J_4U_{41}^T)$$

$$b_{14} = b_{41} = \text{Trace}(U_{44}J_4U_{41}^T)$$

$$b_{23} = b_{32} = \text{Trace}(U_{33}J_3U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{43}J_4U_{42}^T)$$

$$b_{24} = b_{42} = \text{Trace}(U_{44}J_4U_{42}^T)$$

$$b_{34} = b_{43} = \text{Trace}(U_{44}J_4U_{43}^T)$$

พจน์แรงเข้าสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force Term)

$$\begin{bmatrix} c_{111}\dot{\theta}_1^2 + c_{122}\dot{\theta}_2^2 + c_{133}\dot{\theta}_3^2 + c_{144}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{211}\dot{\theta}_1^2 + c_{222}\dot{\theta}_2^2 + c_{233}\dot{\theta}_3^2 + c_{244}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{311}\dot{\theta}_1^2 + c_{322}\dot{\theta}_2^2 + c_{333}\dot{\theta}_3^2 + c_{344}\dot{\theta}_4^2 \\ c_{411}\dot{\theta}_1^2 + c_{422}\dot{\theta}_2^2 + c_{433}\dot{\theta}_3^2 + c_{444}\dot{\theta}_4^2 \end{bmatrix}$$

มีรายละเอียด ดังนี้

$$c_{111} = \text{Trace}(U_{111}J_1U_{11}^T) + \text{Trace}(U_{211}J_2U_{21}^T) + \text{Trace}(U_{311}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{411}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{122} = \text{Trace}(U_{222}J_2U_{21}^T) + \text{Trace}(U_{322}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{422}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{133} = \text{Trace}(U_{333}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{433}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{144} = \text{Trace}(U_{444}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{211} = \text{Trace}(U_{211}J_2U_{22}^T) + \text{Trace}(U_{311}J_3U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{411}J_4U_{42}^T)$$

$$c_{222} = \text{Trace}(U_{222}J_2U_{22}^T) + \text{Trace}(U_{322}J_3U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{422}J_4U_{42}^T)$$

$$c_{233} = \text{Trace}(U_{333}J_3U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{433}J_4U_{42}^T)$$

$$c_{244} = \text{Trace}(U_{444}J_4U_{42}^T)$$

$$c_{311} = \text{Trace}(U_{311}J_3U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{411}J_4U_{43}^T)$$

$$c_{322} = \text{Trace}(U_{322}J_3U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{422}J_4U_{43}^T)$$

$$c_{333} = \text{Trace}(U_{333}J_3U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{433}J_4U_{43}^T)$$

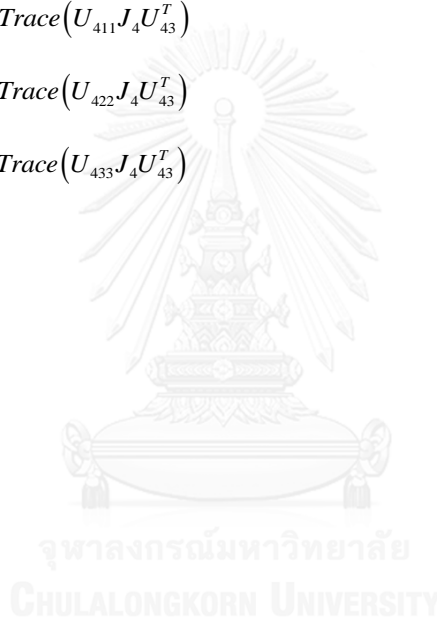
$$c_{344} = \text{Trace}(U_{444}J_4U_{43}^T)$$

$$c_{411} = \text{Trace}(U_{411}J_4U_{44}^T)$$

$$c_{422} = \text{Trace}(U_{422}J_4U_{44}^T)$$

$$c_{433} = \text{Trace}(U_{433}J_4U_{44}^T)$$

$$c_{444} = \text{Trace}(U_{444}J_4U_{44}^T)$$



พจน์แรงเฉ (Coriolis Force Term)

$$\begin{bmatrix} 2c_{112}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{113}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{114}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{123}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{124}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{134}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{212}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{213}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{214}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{223}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{224}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{234}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{312}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{313}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{314}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{323}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{324}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{334}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \\ 2c_{412}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2c_{413}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2c_{414}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + 2c_{423}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2c_{424}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + 2c_{434}\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 \end{bmatrix}$$

มีรายละเอียดดังนี้

$$c_{112} = \text{Trace}(U_{212}J_2U_{21}^T) + \text{Trace}(U_{312}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{412}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{113} = \text{Trace}(U_{313}J_3U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{413}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{114} = \text{Trace}(U_{414}J_4U_{41}^T)$$

$$c_{123} = \text{Trace}(U_{323} J_3 U_{31}^T) + \text{Trace}(U_{423} J_4 U_{41}^T)$$

$$c_{124} = \text{Trace}(U_{424} J_4 U_{41}^T)$$

$$c_{134} = \text{Trace}(U_{434} J_4 U_{41}^T)$$

$$c_{212} = \text{Trace}(U_{212} J_2 U_{22}^T) + \text{Trace}(U_{312} J_3 U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{412} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{213} = \text{Trace}(U_{313} J_3 U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{413} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{214} = \text{Trace}(U_{414} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{223} = \text{Trace}(U_{323} J_3 U_{32}^T) + \text{Trace}(U_{423} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{224} = \text{Trace}(U_{424} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{234} = \text{Trace}(U_{434} J_4 U_{42}^T)$$

$$c_{312} = \text{Trace}(U_{312} J_3 U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{412} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{313} = \text{Trace}(U_{313} J_3 U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{413} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{314} = \text{Trace}(U_{414} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{323} = \text{Trace}(U_{323} J_3 U_{33}^T) + \text{Trace}(U_{423} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{324} = \text{Trace}(U_{424} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{334} = \text{Trace}(U_{434} J_4 U_{43}^T)$$

$$c_{412} = \text{Trace}(U_{412} J_4 U_{44}^T)$$

$$c_{413} = \text{Trace}(U_{413} J_4 U_{44}^T)$$

$$c_{414} = \text{Trace}(U_{414} J_4 U_{44}^T)$$

$$c_{423} = \text{Trace}(U_{423} J_4 U_{44}^T)$$

$$c_{424} = \text{Trace}(U_{424} J_4 U_{44}^T)$$

$$c_{434} = \text{Trace}(U_{434} J_4 U_{44}^T)$$



พจน์ของแรงโน้มถ่วง (Gravitational Force Term)

$$\begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \\ g_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -m_1 g^T U_{11} \bar{r}_1 - m_2 g^T U_{21} \bar{r}_2 - m_3 g^T U_{31} \bar{r}_3 - m_4 g^T U_{41} \bar{r}_4 \\ -m_2 g^T U_{22} \bar{r}_2 - m_3 g^T U_{32} \bar{r}_3 - m_4 g^T U_{42} \bar{r}_4 \\ -m_3 g^T U_{33} \bar{r}_3 - m_4 g^T U_{43} \bar{r}_4 \\ -m_4 g^T U_{44} \bar{r}_4 \end{bmatrix}$$

พจน์ของแรงเสียดทาน (Fiction Force)

เนื่องจากหุ่นยนต์สวมแขนใช้งานอยู่ในช่วงที่มีความเร็วค่อนข้างต่ำ พจน์ของแรงเสียดทาน F_s และ F_v จึงถือว่าน้อยมากและมีผลกระทบต่อระบบน้อยมากเมื่อเทียบกับพจน์อื่นๆ นอกจากนี้ พจน์ของแรงเสียดทานยากในการหาค่าตัวแปรที่แม่นยำ ดังนั้นจึงประมาณพจน์ของแรงเสียดทานเข้าใกล้ 0 และเป็นการรบกวนจากภายนอกได้



ภาคผนวก ข. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน



รูปที่ ข.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน

มอเตอร์ไฟฟ้าที่ใช้ขับเคลื่อนหุ่นยนต์สวมแขนเป็นแบบไร้แปรงถ่านกระแสตรง Maxon EC 90 flat, Switzerland ชนิดแบนซึ่งให้แรงบิดสูง และมีโมเมนต์ความเฉื่อยต่ำ ตอบสนองได้รวดเร็ว เหมาะสำหรับการใช้กับระบบควบคุมแบบป้อนกลับ ติดตั้งตัวตรวจรู้ตำแหน่ง (Encoder) ในตัว ขับเคลื่อนด้วยชุดขับมอเตอร์ Accelus ASP 055-18 โดยมอเตอร์มีสมบัติที่สำคัญ ดังนี้

Power rating	90	W
Nominal voltage	48	V
Nominal speed	1610	rpm
Nominal torque (max. continuous torque)	533	mN.m
Nominal current (max. continuous current)	2.27	A
Stall torque	4570	mN.m
Stall current	21.1	A
Max. efficiency	85	%
Torque constant	217	mN.m/A
Speed constant	44	rpm/V
Speed/torque gradient	0.462	rpm/mN.m
Mechanical time constant	14.8	ms
Rotor inertia	3060	g/cm ²

2. ชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปลงถ่าน



รูปที่ ข.2 ชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปลงถ่าน

ชุดขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปลงถ่าน Accelus ASP 055-18 เป็นตัวขยายสัญญาณดิจิทัล ใช้สำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์ของหุ่นยนต์สวมแขน ในงานวิจัยนี้ชุดขับเคลื่อนถูกปรับทำงานในโหมดคุมแรงบิด รับสัญญาณคำสั่ง Analog Torque Command $\pm 10V$ นอกจากเป็นอุปกรณ์ขับเคลื่อนแล้วยังทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ความปลอดภัยในระดับซอฟต์แวร์ และฮาร์ดแวร์ที่เชื่อมโยงกับปุ่มหยุดฉุกเฉิน สามารถสั่งหยุดการทำงานได้ทั้งจากโปรแกรม หรือจากผู้ใช้โดยตรง มีสมบัติสำคัญ ดังนี้

Input voltage	20-55	Vdc
Peak output current (time 1 second.)	12.7	Arms
Peak output power (time 1 second.)	0.92	kW
Continuous output current	4.2	Arms
Continuous output power	0.32	kW
Typical bandwidth	3	kHz
Reference command input (Analog torque)	± 10	Vdc (12 bit)

3. Data Acquisition Card



รูปที่ ข.3 Data Acquisition Card

อุปกรณ์ Multifunction Analog/Digital I/O Sensoray Model 826 คืออุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์ควบคุม และหุ่นยนต์สวมแขน ผ่าน PCI Express Port มีสมบัติสำคัญ ดังนี้

Bidirectional digital I/O	48	Channels
16-Bit analog outputs	8	Channels
16-Bit differential analog inputs	16	Channels
32-Bit counter (for encoder)	6	Channels

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายคนัสนันท์ บรรพภาณุจันท์ เกิดเมื่อวันที่ 6 เมษายน พ.ศ. 2533 ภูมิลำเนาเป็นคนจังหวัดนครปฐม จบมัธยมศึกษาจากโรงเรียนอัสสัมชัญธนบุรี จากนั้นจึงเข้าศึกษาต่อในระดับอุดมศึกษาที่ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต เมื่อปี พ.ศ. 2554 และในปี พ.ศ. 2555 ได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ที่ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สังกัดห้องวิจัย The Regional Center of Robotics Technology.

