

หุ่นยนต์สวมใส่แบบโครงร่างเพื่อฟื้นฟูการเดิน



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2564  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

An exoskeleton robot for gait rehabilitation



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

Department of Mechanical Engineering

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2021

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	หุ่นยนต์สวมใส่แบบโครงร่างเพื่อฟื้นฟูการเดิน
โดย	นายณัฐภัทร คีวงค์งาม
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

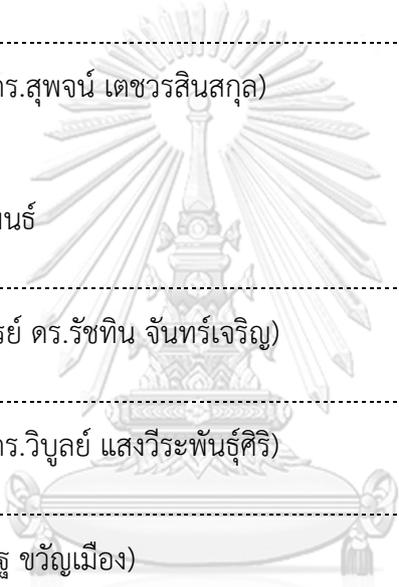
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

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

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

..... กรรมการ  
(อาจารย์ ดร.สุรัฐ ขวัญเมือง)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร.อานันท์ สุตาพันธ์)



CHULALONGKORN UNIVERSITY

ณัฐภัทร คิววงศ์งาม : หุ่นยนต์สวมใส่แบบโครงร่างเพื่อฟื้นฟูการเดิน. ( An exoskeleton robot for gait rehabilitation) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ศ. ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่ข้อเข่าเพื่อฟื้นฟูการเดินได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในการรักษาผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองและโรคกล้ามเนื้อ เพื่อลดภาระการทำงานของบุคคลากรและค่าใช้จ่ายที่ผู้ป่วยต้องแบกรับ รวมถึงยังเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา แต่ด้วยหุ่นยนต์ดังกล่าวในปัจจุบัน มีขนาดใหญ่ ยากต่อการพกพาและดูแล อีกทั้งยังมีราคาสูง ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อที่จะศึกษา ออกแบบ และจัดสร้าง หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่ข้อเข่า เพื่อฟื้นฟูการเดิน อันประกอบไปด้วย กลไกการส่งกำลังแบบหนึ่งข้อต่อและระบบควบคุมหุ่นยนต์อัตโนมัติ โดยมุ่งเน้นให้หุ่นยนต์มีน้ำหนักเบา สามารถพกพาได้ง่าย และมีราคาถูกลง โดยในขั้นตอนการออกแบบ ได้จัดทำการวิเคราะห์รูปแบบการส่งกำลัง และศึกษาสมการจลศาสตร์ของกลไก จากนั้นทำการจัดสร้างระบบกลไกส่งกำลังพัฒนาระบบควบคุม งานวิจัยนี้ได้ศึกษาและพัฒนาระบบควบคุมแบบ Impedance control ในสองรูปแบบคือ ระบบแบบออกแรงช่วยและระบบแบบออกแรงต้าน ซึ่งจะช่วยให้หุ่นยนต์สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยในการฝึกฝนการเคลื่อนที่ที่มีความหลากหลาย งานวิจัยนี้ได้ทำเสนอการทดลองทั้งหมด 4 การทดลอง อันประกอบด้วย การทดลองที่ 1 การทดลองหาสภาพการขยับย้อนกลับและแรงเสียดทานในระบบส่งกำลัง โดยพบว่าหุ่นยนต์ต้องการแรงขยับกลับเพียง 0.457 นิวตันเมตร ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการขยับกลับที่สูงและแรงเสียดทานในระบบที่ต่ำ การทดลองที่ 2 ศึกษาประสิทธิภาพของระบบควบคุมแบบช่วยเหลือการเคลื่อนที่ในท่านั่ง การทดลองที่ 3 ศึกษาประสิทธิภาพของระบบด้านการเคลื่อนที่ในท่านั่ง โดยในการทดลองที่ 2 และ 3 หุ่นยนต์สามารถปรับแรงช่วยและแรงต้านสูงสุดให้เหมาะสมกับแต่ละผู้ใช้งานได้ในช่วงไม่เกิน 8 นิวตันเมตร และการทดลองสุดท้าย ศึกษาประสิทธิภาพในการช่วยเหลือการเดิน โดยพบว่าหุ่นยนต์สามารถช่วยส่งกำลังได้เพียงพอที่จะพาผู้ใช้งานให้เดินไปตามเส้นทางที่บันทึกไว้ได้ และในทุกการทดลองไม่พบผลกระทบอื่นใดในการใช้งานหุ่นยนต์

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิสิต .....

ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

# # 6270089821 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORD: Rehabilitation Robot, Exoskeleton Robot, Automatic Control, Power Transmission System

Nattapat Kieuvongngam : An exoskeleton robot for gait rehabilitation.

Advisor: Prof. VIBOON SANGVERAPHUNSIRI, Ph.D.

Exoskeleton robots have been broadly applied for gait rehabilitation on stroke patients. This robot may reduce treatment expenses and reduce the doctor's workload. However, traditional gait rehabilitation exoskeleton robots are large and cannot be transported, and the expenses connected with their design and manufacture are very high. Therefore, the objective of this study is to develop a novel knee exoskeleton robot comprised of a cable-driven single-joint mechanism and a robot control system to tackle the problem. The kinematics of the proposed mechanism were studied and integrated into the robot. The control strategy in this study comprises of two impedance controllers: an active assistive controller and a resistive controller. The mechanical design and performance of the controllers were evaluated through four extensive tests. First, the mechanical transparency study revealed a very low back-drive torque of 0.45 Nm, suggesting excellent torque transmission and minimal friction in the drive system. Second, the robot could automatically alter the support force within the range of 0 to 8 Nm in line with an as-needed approach. Thirdly, the experiment with resistive torque revealed that the robot could offer resistance related to its actual speed and damping constant. Finally, the robot could generate appropriate torque to enable gait rehabilitation based on the gait trajectory recorded for each user.

Field of Study: Mechanical Engineering

Student's Signature .....

Academic Year: 2021

Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้เนื่องจากผู้ทำวิจัยได้รับความช่วยเหลืออย่างมากมาจากคณาจารย์หลายท่าน ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ศ. ดร. วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ ดร. อานันท์ สุตาพันธ์ ผู้ให้คำปรึกษาที่ดีในการทำวิทยานิพนธ์ตลอดมา และขอกราบขอบพระคุณ รศ. ดร. รัชทิน จันทร์เจริญ อ. ดร. สุรัฐ ขวัญเมือง กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ภายนอกมหาวิทยาลัย ที่กรุณาให้คำแนะนำ ในการปรับปรุง และพัฒนาวิทยานิพนธ์ให้ดีขึ้น ขอกราบขอบพระคุณสมาชิกของแลปโคลัมโบ ที่กรุณาชี้แนะแนวทางในการทำงาน ให้ความรู้และให้คำปรึกษากับผู้ทำวิจัยในการปรับปรุงให้วิทยานิพนธ์ดียิ่งขึ้น อีกทั้งยังเป็นผู้ที่ช่วยให้คำปรึกษา และร่วมทำงานมา ด้วยกันจนวิทยานิพนธ์เสร็จสมบูรณ์อีกทั้งเป็นผู้ที่ห่วงใย และให้กำลังใจกับผู้วิจัยเสมอมา และ ขอขอบคุณคุณ สิริ นาด อ้ายดี ผู้ช่วยตรวจทานความถูกต้อง และความเรียบร้อยของเล่ม วิทยานิพนธ์ให้ออกมาสมบูรณ์แบบ สุดท้านนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดา และมารดาของผู้วิจัยสำหรับการสนับสนุนในทุก ๆ เรื่องที่ ผ่านมา ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน ความสำเร็จของผู้วิจัยจะเกิดขึ้นไม่ได้หากปราศจากการสนับสนุนของ ท่านที่เป็นแรงบันดาลใจสำคัญตลอดการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ณัฐภัทร คีววงศ์งาม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูป.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	3
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	3
บทที่ 2 การสืบค้นวรรณกรรม.....	4
2.1 ประสิทธิภาพในการทำกายภาพบำบัดด้วยหุ่นยนต์.....	4
2.2 การวิเคราะห์การเดินของผู้ป่วยอัมพาต.....	5
2.3 รูปแบบของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่.....	10
2.4 หุ่นยนต์ที่มีการส่งกำลังผ่านลวดสลิง.....	14
2.4.1 หุ่นยนต์ที่ใช้ระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิง.....	14
2.4.2 ระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิงรูปแบบใหม่.....	15

2.5	หลักการทดกำลังด้วยลวดสลิง.....	21
2.5.1	เกียร์ทดรูปแบบที่ 1 การทดแรงจากรอกที่มีรัศมีต่างกัน.....	21
2.5.2	เกียร์ทดรูปแบบที่ 2 การทดแรงจากระบบรอก Block and tackle.....	24
2.6	ระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัด .....	26
2.6.1	ระบบควบคุมแรงแบบ Impedance control .....	27
2.6.2	การประยุกต์ใช้ระบบควบคุมกับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่.....	28
2.6.3	ระบบควบคุมแบบ Impedance control ที่ใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดส่วนขา.....	29
บทที่ 3	ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง .....	32
3.1	การออกแบบโครงสร้างทางกล (Mechanical Design).....	32
3.1.1	ข้อกำหนดในการออกแบบโครงสร้างทางกล (Design specifications) .....	32
3.1.2	การออกแบบระบบส่งกำลังและการเลือกอุปกรณ์ขับ Transmission and actuator design .....	35
3.1.3	การวางตำแหน่งของส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง .....	36
3.2	การทำงานของระบบส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์ .....	36
3.2.1	การทำงานของระบบส่งกำลังส่วนที่ 1.....	37
3.2.2	การทำงานของระบบส่งกำลังส่วนที่ 2.....	38
3.2.3	การทำงานของระบบส่งกำลังทั้งหมดในระบบ.....	39
3.3	ความสมมาตรของกลไกระบบส่งกำลัง .....	40
3.3.1	การพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา.....	42
3.3.2	การพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา .....	44
3.4	สรุปผลการออกแบบของหุ่นยนต์ .....	46
3.5	Dynamic models ของหุ่นยนต์.....	46
บทที่ 4	ระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์และสัญญาณอ้างอิงที่ใช้ในการสั่งงาน .....	48
4.1	ระบบควบคุมแบบช่วยเหลือการเคลื่อนที่เท่าที่จำเป็น Active-assistive controller .....	48

4.2 ระบบควบคุมแบบสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่ (Resistance Controller).....	49
4.3 กิจกรรมในการทำกายภาพบำบัด .....	51
4.3.1 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดด้วยท่านั่ง ในรูปแบบเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิง ....	51
4.3.2 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดในท่านั่ง ด้วยการเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิง.....	53
4.3.3 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดด้วยการเดิน .....	53
4.3.4 สัญญาณอ้างอิงจากการสอนใช้งานหุ่นยนต์ (Teaching).....	55
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง .....	57
5.1 การทดลอง Mechanical Transparency Analysis .....	57
5.1.1 ขั้นตอนการทดลอง .....	57
5.1.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลองของ Mechanical Transparency Analysis .....	58
5.2 การทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking Experiment.....	60
5.2.1 ขั้นตอนการทดลอง .....	60
5.2.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง .....	61
5.3 การทดลอง Resistance of Trajectory Tracking Experiment.....	65
5.3.1 ขั้นตอนการทดลอง .....	66
5.3.2 ผลการทดลอง.....	66
5.4 การทดลองกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูการเดินด้วยระบบสอนท่าทางให้หุ่นยนต์ .....	68
5.4.1 ขั้นตอนการทดลอง .....	68
5.4.2 ผลการทดลอง.....	69
บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ .....	72
6.1 สรุปผลการวิจัย .....	72
6.2 ข้อเสนอแนะ .....	75
บรรณานุกรม.....	77

ประวัติผู้เขียน..... 80



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1 ข้อกำหนดในการออกแบบโครงสร้างและระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ Design specifications .....	34
ตารางที่ 3.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของหุ่นยนต์ที่นำเสนอ .....	34
ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง.....	35
ตารางที่ 3.4 ผลการออกแบบโครงสร้างและระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์เทียบกับข้อกำหนดการออกแบบ .....	46
ตารางที่ 5.1 คุณสมบัติของผู้ทดสอบ.....	60
ตารางที่ 5.2 แรงบิดสูงสุดในการทดลองของแต่ละผู้ทดสอบ.....	61
ตารางที่ 5.3 ผลการทดลอง Active-assistive trajectory tracking ของผู้ทดลองที่ 1 .....	65
ตารางที่ 5.4 ผลการทดลอง Active-assistive trajectory tracking ของผู้ทดลองที่ 2 .....	65
ตารางที่ 5.5 ผลการทดลองและตัวแปรตามในการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 1 .....	70
ตารางที่ 5.6 ผลการทดลองและตัวแปรตามในการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 2 .....	71

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ผลการทดลองเปรียบเทียบระหว่างผลการทำกายภาพบำบัด.....	5
รูปที่ 2.2 วงจรการเดินของมนุษย์.....	6
รูปที่ 2.3 ผู้ทดลองที่มีการติดแผ่นมากเกอร์สะท้อนแสงบริเวณต่าง ๆ และภาพจำลองที่ได้จากการทดลอง โดยจะมีเส้นสีแดงแสดงตำแหน่งของแต่ละข้อต่อต่าง ๆ ของผู้ทดลอง .....	7
รูปที่ 2.4 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเดินของข้อต่อที่ สะโพก เข่า และข้อเท้า.....	7
รูปที่ 2.5 ค่าแรงบิด มุม กำลัง ของข้อเข้าในการเดินหนึ่งรอบ .....	9
รูปที่ 2.6 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่.....	11
รูปที่ 2.7 ระบบเกียร์ทดของหุ่นยนต์.....	12
รูปที่ 2.8 รูปแบบการยึดหุ่นยนต์ .....	12
รูปที่ 2.9 ระบบส่งกำลังหุ่นยนต์ cRSEA.....	13
รูปที่ 2.10 หุ่นยนต์ประกอบด้วย (a) ข้อต่อแบบ cRSEA, (b) อุปกรณ์รีดขา, (c) อุปกรณ์รีดน่อง, (d) motor driver.....	14
รูปที่ 2.11 กลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิง(Sutapun et al., 2015).....	14
รูปที่ 2.12 การวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง (a) หุ่นยนต์อุตสาหกรรมทั่วไป (b) กลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิง (c) กลไกการส่งกำลังแบบผสม.....	17
รูปที่ 2.13 กลไกการทำงานของระบบส่งกำลังผ่านเชือกสลิง (a) ใช้อุปกรณ์ขับเคลื่อนตรง (b) ใช้มอเตอร์ควบคู่กับลูกรอก (c) ใช้มอเตอร์ควบคู่กับลูกรอกและข้อต่อแบบโรลลิง.....	18
รูปที่ 2.14 กลไกการทดกำลังด้วยสลิงที่ใช้ในหุ่นยนต์ LIMS.....	19
รูปที่ 2.15 หุ่นยนต์ LIMS .....	20
รูปที่ 2.16 ระบบเกียร์ทดจากกรอกที่มีรัศมีต่างกัน .....	21
รูปที่ 2.17 แผนภาพแรงที่ระบบส่งกำลังได้รับ .....	22
รูปที่ 2.18 ระบบเกียร์ทดแบบ Block and tackle system .....	24

รูปที่ 2.19	แผนภาพของระบบขาส่งกำลัง.....	25
รูปที่ 2.20	แผนภาพแรงของระบบที่สนใจ.....	25
รูปที่ 2.21	ระบบควบคุมแบบ Impedance control.....	28
รูปที่ 2.22	ค่าสัญญาณควบคุมที่ส่งออกจาก Impedance controller .....	29
รูปที่ 2.23	หุ่นยนต์ Lower Limb (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2018).....	30
รูปที่ 2.24	ระบบควบคุมแบบ Impedance control ที่เพิ่มระบบ Gravity Compensation .....	30
รูปที่ 2.25	ผลการตอบสนองต่อ External Impact Force ของหุ่นยนต์ Lower Limb Exoskeleton .....	31
รูปที่ 3.1	หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ที่นำเสนอในงานวิจัย .....	32
รูปที่ 3.2	การวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง .....	36
รูปที่ 3.3	แบบวาด CAD ของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ .....	37
รูปที่ 3.4	แบบวาด CAD เกียร์ทดจากรอกที่มีรัศมีต่างกันในกลไกหุ่นยนต์ .....	38
รูปที่ 3.5	แบบวาด CAD ของกลไก Block and tackle ที่ใช้ในหุ่นยนต์ที่นำเสนอ.....	38
รูปที่ 3.6	แผนภาพแรงที่เกิดขึ้นในหุ่นยนต์จากระบบทดกำลัง .....	39
รูปที่ 3.7	การส่งกำลังในทิศทางตามเข็มนาฬิกา .....	41
รูปที่ 3.8	การส่งกำลังในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา.....	41
รูปที่ 3.9	ความยาวลวดสลิงสีน้ำเงินในสถานะเริ่มต้นของการเคลื่อนที่ .....	42
รูปที่ 3.10	ความยาวลวดสลิงสีน้ำเงินในสถานะสุดท้ายของการเคลื่อนที่ .....	43
รูปที่ 3.11	ความยาวลวดสลิงสีเขียวในสถานะเริ่มต้นของการเคลื่อนที่ .....	45
รูปที่ 3.12	ความยาวลวดสลิงสีเขียวในสถานะสุดท้ายของการเคลื่อนที่ .....	45
รูปที่ 3.13	โมเดลจำลองเพื่อหาพลวัตของหุ่นยนต์ .....	47
รูปที่ 4.1	Block diagram ของระบบควบคุม Impedance control ที่ใช้ในงานวิจัย.....	48
รูปที่ 4.2	ระบบควบคุมแบบออกแรงต้าน .....	50
รูปที่ 4.3	การกำหนดท่าทางในการทำกายภาพบำบัด.....	51

รูปที่ 4.4 สัญญาณอ้างอิงมุม 45 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า	52
รูปที่ 4.5 สัญญาณอ้างอิงมุม 60 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า	52
รูปที่ 4.6 สัญญาณอ้างอิงมุม 70 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า	53
รูปที่ 4.7 วงจรการเดินของมนุษย์ โดยในการใช้งานหุ่นยนต์จะสนใจเพียงในช่วง Swing Phase	54
รูปที่ 4.8 ค่ามุมที่เกิดขึ้นในข้อเท้าในขณะการก้าวเดินของคนที่มีสภาพแข็งแรง	54
รูปที่ 4.9 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 50 องศา แบบช้า (b) มุม 50 องศา แบบกลาง	54
รูปที่ 4.10 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 50 องศา แบบเร็ว (b) มุมสูงสุด 70 องศา แบบช้า	55
รูปที่ 4.11 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 70 องศา แบบกลาง (b) มุมสูงสุด 70 องศา แบบเร็ว	55
รูปที่ 5.1 การทดลอง Mechanical Transparency Analysis	57
รูปที่ 5.2 สัญญาณอ้างอิงในการทดลอง Mechanical Transparency Analysis	58
รูปที่ 5.3 ผลการทดลองเรื่อง Mechanical Transparency Analysis	58
รูปที่ 5.4 ตำแหน่งอ้างอิงเทียบกับตำแหน่งขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 1	62
รูปที่ 5.5 แรงบิดขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 1	63
รูปที่ 5.6 ตำแหน่งอ้างอิงเทียบกับตำแหน่งขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 2	63
รูปที่ 5.7 แรงบิดขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 2	64
รูปที่ 5.8 ระบบควบคุมแบบ Resistance controller	66
รูปที่ 5.9 ผลการทดลอง Resistance experiment ของผู้ทดลองที่ 1	67
รูปที่ 5.10 ผลการทดลอง Resistance experiment ของผู้ทดลองที่ 2	68
รูปที่ 5.11 ขั้นตอนการทดลองในลักษณะท่าเดิน	69

รูปที่ 5.12 ผลการทดลองกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 1 .....	70
รูปที่ 5.13 ผลการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 2 .....	71



## บทที่ 1 บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์

โรคหลอดเลือดสมองหรือโรคสโตรค จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของแขน ขา ซีกใดซีกหนึ่งของร่างกาย หรือที่รู้จักกันในอาการอัมพาตครึ่งซีก ในประเทศไทยมีผู้ป่วยจากโรคหลอดเลือดสมองสูงเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ราว 250,000-300,000 รายต่อปี มีอัตราการเสียชีวิต 30,000-50,000 รายต่อปี และมีผู้ป่วยสะสมสูงถึง 500,000 ราย นอกจากนี้ผู้ป่วยที่เกิดโรคหลอดเลือดสมองมากกว่าร้อยละ 75 เป็นผู้สูงอายุที่อายุมากกว่า 65 ปี เนื่องจากความเสี่ยงของโรคดังกล่าวแปรผันตรงตามอายุที่สูงขึ้น ซึ่งโครงสร้างประชากรของประเทศไทยกำลังจะเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ซึ่งกลุ่มดังกล่าวเป็นกลุ่มเสี่ยงที่มีโอกาสเกิดโรคหลอดเลือดสมองมากกว่ากลุ่มอื่น ซึ่งจะยิ่งส่งผลให้การสะสมของผู้ป่วยและอัตราการเสียชีวิตมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงมากขึ้น ในขั้นตอนการรักษา ผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟู หรือการทำกายภาพบำบัด อย่างสม่ำเสมอ เพื่อให้สามารถกลับมาใช้ชีวิตประจำวันได้ ซึ่งการทำกายภาพในแต่ละครั้ง จำเป็นที่จะต้องใช้บริการทางการแพทย์ ในปัจจุบันนี้จำนวนบุคลากรดังกล่าวมีจำนวนที่ไม่เพียงพอ และมีแนวโน้มที่จะน้อยลง ซึ่งสวนทางกับอัตราผู้ป่วยที่เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลทำให้ค่าใช้จ่ายในการทำกายภาพบำบัดมีค่าเพิ่มสูงขึ้น โดยผู้ป่วยแต่ละรายจะต้องแบกรับค่าใช้จ่ายสูงถึง 2,000,000 บาท ตลอดการรักษา และการขาดความบุคลากรจะทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับการรักษาที่สม่ำเสมอ ส่งผลให้ระยะเวลาในการรักษาเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งในปัจจุบัน ได้มีการนำหุ่นยนต์เข้ามาช่วยในการรักษาด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟู โดยหุ่นยนต์จะทำหน้าที่แทนนักกายภาพบำบัดในส่วนของการช่วยส่งแรงให้กับผู้ป่วย ทำให้สามารถลดปัญหาด้านการขาดแคลนบุคลากรไปได้ โดยหนึ่งในรูปแบบของหุ่นยนต์ที่นิยมคือหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ (Exoskeleton Rehabilitation Robot) หุ่นยนต์ชนิดนี้จะถูกสวมใส่เข้ากับส่วนของร่างกายที่ต้องการทำกายภาพบำบัด สำหรับผู้ต้องการการฟื้นฟูที่หัวเข่า โดยผู้ป่วยมีอาการบกร่องทางการเดิน โดยจะพัฒนาหุ่นยนต์สวมใส่ที่เข่าซึ่งจะมีข้อดีคือ หุ่นยนต์สามารถปรับเปลี่ยนค่าตัวแปรที่ผลต่อการรักษาได้ตามแต่ละผู้ป่วย เช่น แรงที่หุ่นยนต์ต้องช่วย ความเร็วในการทำกายภาพบำบัด ท่าทางในการทำกายภาพบำบัด และหุ่นยนต์ยังสามารถเก็บข้อมูลในการทำกายภาพบำบัดต่าง ๆ ได้ เช่น แรงที่ผู้ป่วยสามารถออกได้ ระยะเวลาในการทำกายภาพบำบัดของแต่ละผู้ป่วย ซึ่งข้อมูลนี้ จะถูกใช้ในการประเมินผลการรักษาหรือใช้เพื่อวางแผนการรักษาในอนาคตได้ ทำให้นักกายภาพบำบัด สามารถกำหนดวิธีการรักษาได้แม่นยำและเหมาะสมต่อผู้ป่วยในแต่ละรายมากขึ้น อีกทั้งการใช้หุ่นยนต์ จะช่วยลดภาระนักกายภาพบำบัด ทำให้นักกายภาพบำบัด หนึ่งคน สามารถดูแลผู้ป่วยหลายรายได้ในเวลาเดียวกัน นอกจากนี้ผู้ป่วยสามารถ

นำหุ่นยนต์กลับมาใช้ที่บ้านของตนเองได้ เหตุนี้เองช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเข้าถึงการกายภาพบำบัดได้อย่างง่ายขึ้น อีกทั้งยังลดค่าใช้จ่าย และลดระยะเวลาในการเดินทาง

แต่ทั้งนี้ถึงแม้หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่จะถูกพัฒนาและใช้งานรักษาอย่างต่อเนื่อง แต่หุ่นยนต์ประเภทนี้ก็มีข้อจำกัดที่พบได้ส่วนมากคือ หุ่นยนต์มีขนาดกลไกและส่วนประกอบที่ใหญ่และหนัก ทำให้หุ่นยนต์ยากต่อการพกพา และยากต่อการทำกายภาพบำบัดในบางรูปแบบ เช่น กายภาพบำบัดการเดิน (Gait Rehabilitation) เป็นต้น และด้วยการที่หุ่นยนต์มีน้ำหนักมากและความเฉื่อยสูง จะทำให้ความปลอดภัยในการใช้งานลดลง รวมถึงกลไกในส่วนส่งกำลังของหุ่นยนต์มีแรงเสียดทานสูง (High-friction) และมีระยะคลอน (Back lash) ทำให้หุ่นยนต์มีสภาพขับย้อนกลับได้ต่ำ (Low-backdrivability) ทำให้หุ่นยนต์ยากต่อการควบคุมที่ความถี่สูง ซึ่งปัจจัยข้อเสียเหล่านี้จะลดความปลอดภัยในการใช้งานหุ่นยนต์

งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอกลไกระบบส่งกำลัง สำหรับใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ ในการทำกายภาพบำบัดส่วนข้อเข่า โดยกลไกที่ใช้ในงานวิจัย จะใช้ระบบส่งกำลังผ่านลวดสลิง (Cable-driven mechanism) โดยมีกลไกการทดกำลังมาจากสองระบบด้วยกันคือ การทดกำลังจากรัตมิต่างกันระหว่างลูกรอก และการทดจากระบบเครื่องจักรอก (Block and tackle) ซึ่งการใช้กลไกที่ได้เสนอนี้ จะทำให้หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ มีขนาดที่เล็กลง มีน้ำหนักเบาและความเฉื่อยต่ำ (Light-weight and low-inertia) ทำให้หุ่นยนต์สามารถใช้งานและพกพาได้นอกจากนั้นระบบส่งกำลังที่ได้นำเสนอนี้ ยังมีแรงเสียดที่ต่ำ (Low-friction) มีความยืดหยุ่นสูง (High-compliance) อีกทั้งการส่งกำลังผ่านลวดสลิง จะไม่ก่อให้เกิดระยะคลอน (Zero backlash) ส่งผลให้สามารถควบคุมหุ่นยนต์ในความถี่สูงขึ้นได้ และทำให้หุ่นยนต์สามารถตอบสนองต่อแรงภายนอกที่มากระทำได้ดีขึ้น ด้วยเหตุนี้เองจึงทำให้หุ่นยนต์มีความปลอดภัยในการใช้งานมากขึ้น

## 1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

ออกแบบและจัดสร้างกลไกระบบส่งกำลังและระบบควบคุมเพื่อใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณข้อเข่า เพื่อใช้ในการทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดินของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

## 1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

- 1) ออกแบบและจัดสร้างระบบส่งกำลัง เพื่อใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณขาส่วนข้อเข่า
- 2) พัฒนาระบบควบคุมเพื่อใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณข้อเข่า

- 3) พัฒนาโปรแกรมเพื่อใช้ในการทำกายภาพบำบัดการเดินหรือการทำกายภาพบำบัดบริเวณขาส่วนข้อเข่า
- 4) ศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้งานจริงสำหรับการฟื้นฟูการเดิน

#### 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

- 1) ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ซึ่งประกอบด้วย กลไกระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิง โดยระบบควบคุมหุ่นยนต์ โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการฝึกกายภาพบำบัด
- 2) วิเคราะห์ ออกแบบ และสร้างแขนกลไกแบบสวมใส่บริเวณเข่า
- 3) ออกแบบ และทดสอบระบบควบคุมหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณเข่า
- 4) ออกแบบและสร้างโปรแกรมกายภาพบำบัดฟื้นฟูที่ใช้ในบริเวณเข่า
- 5) ทดสอบและทำการปรับปรุงหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณเข่า
- 6) สรุปผลและเขียนรูปเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์

#### 1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ

- 1) หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณเข่าสำหรับใช้งานด้านกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดินผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง
- 2) พัฒนาระบบส่งกำลังที่ทำให้หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่มีขนาดกะทัดรัด
- 3) โปรแกรมสั่งงานหุ่นยนต์ในการทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูข้อเข่า

## บทที่ 2 การสืบค้นวรรณกรรม

### 2.1 ประสิทธิภาพในการทำกายภาพบำบัดด้วยหุ่นยนต์

(Chung, 2017) ได้ทำการศึกษาประสิทธิภาพของการทำกายภาพบำบัดการเดินของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกโดยใช้หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ โดยมีการเปรียบเทียบผลการทำกายภาพบำบัดระหว่างกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม คือ 1. กลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการทำกายภาพบำบัดด้วยการใช้นักกายภาพบำบัดเพียงอย่างเดียว (Control group) และ 2. กลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการทำกายภาพบำบัดด้วยการใช้นักกายภาพบำบัดร่วมกับหุ่นยนต์ช่วย (RGAT group) โดยทั้งสองกลุ่มได้รับการทำกายภาพบำบัดจากนักกายภาพบำบัดที่เหมือนกันในวิธีปกติ ซึ่งได้รับการทำกายภาพบำบัด 5 วันต่ออาทิตย์ โดยในแต่ละวัน จะได้รับการรักษา 60-90 นาที ขึ้นอยู่กับแพทย์ผู้ดูแล แต่ทั้งสองกลุ่มได้รับการรักษาในกระบวนการที่แตกต่างกันคือ ในกลุ่มของผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาโดยหุ่นยนต์ จะมีหุ่นยนต์มาช่วยทำกายภาพบำบัดเป็นเวลา 15-30 นาที แล้วจากนั้นจึงได้รับการรักษาผ่านทางนักกายภาพบำบัดดังปกติ โดยเวลารวมในการทำกายภาพบำบัดของทั้งสองกลุ่มจะเท่ากัน และในการวัดผลการทดลอง จะมีการทำแบบทดสอบเพื่อประเมินความสามารถของผู้ป่วยทั้งก่อนและหลังการได้รับการรักษา (Chung, 2017) และ (Chau, Taylor, & Miller, 2013) โดยค่าความสามารถในการเดิน จะถูกวัดจาก Modified Functional Ambulation Category (MFAC) , ค่าความคล่องตัวในการเดิน (mobility) จะถูกวัดโดย Modified Rivermead Mobility Index (MRMI), ค่าความสามารถในการทรงตัว จะถูกวัดจาก Berg Balance Scale (BBS), และสุดท้าย ค่าความสามารถในการใช้ชีวิตประจำวันในการเดิน (Activities of daily living: ADL) จะถูกวัดจากค่า Modified Barthel Index (MBI) ซึ่งผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังรูปที่ 1 โดยผลการทดลองสามารถสรุปได้ชัดเจนว่า การใช้หุ่นยนต์ช่วยในการทำกายภาพบำบัด จะให้ผลการรักษาที่ดีขึ้น โดยหากทำการเปรียบเทียบระหว่างผลการรักษาของ Control group เทียบกับ RGAT group จะเห็นได้ว่า ค่าความสามารถในการเดิน (MFAC) และค่าความคล่องตัวในการเดิน (MRMI) ภายหลังจากได้รับการรักษา ของ RGAT group จะมากกว่าของ Control group อยู่ที่ 2.23 เท่า ค่าความสามารถในการทรงตัว (BBS) ภายหลังจากได้รับการรักษา จะมากกว่าที่ 2.7 เท่า และสุดท้าย ค่าความสามารถในการใช้ชีวิตประจำวันภายหลังจากได้รับการรักษาของกลุ่ม RGAT group จะมีค่ามากกว่าของกลุ่ม Control group ราว 1.4 เท่า ดังนั้นจึงสามารถเห็นได้ชัดเจนว่า หุ่นยนต์กายภาพบำบัดสามารถช่วยในการรักษาและฟื้นฟูการทำกายภาพบำบัดได้จริง และยังสามารถให้ผลการรักษาที่ดีกว่าการทำกายภาพบำบัดผ่านนักกายภาพบำบัด เมื่อใช้หุ่นยนต์ร่วมกับนักกายภาพบำบัดเพียงอย่างเดียว

Score	RAGT group (n = 14)		Percentage change	Within group $p^a$	Control group (n = 27)			Within group $p^a$	Between group $p^b$
	Initial	Final			Initial	Final	Percentage change		
MFAC	2.2 ± 0.8	4.5 ± 0.7	103.62	<0.001	2.7 ± 1.4	4.1 ± 1.1	55.19	<0.001	0.026*
MRMI	12.1 ± 7.4	28.0 ± 6.4	130.64	<0.001	15.4 ± 9.3	24.4 ± 9.1	58.60	<0.001	0.010*
BBS	6.6 ± 7.1	26.0 ± 12.4	291.57	<0.001	10.8 ± 13.4	22.3 ± 14.1	105.05	<0.001	0.042*
MBI	36.6 ± 21.4	55.5 ± 17.7	51.47	0.002	44.2 ± 20.7	60.4 ± 21.0	36.56	<0.001	0.597

Data are presented as mean ± standard deviation.  
 BBS = Berg's Balance Scale; MBI = Modified Barthel Index; MFAC = Modified Functional Ambulation Category; MRMI = Modified Rivermead Mobility Index.  
 \*  $p < 0.05$ .  
<sup>a</sup> Paired  $t$  test.  
<sup>b</sup> Independent-sampled  $t$  test, except independent-sampled Mann–Whitney  $U$  test for MFAC.

## รูปที่ 2.1 ผลการทดลองเปรียบเทียบระหว่างผลการทำกายภาพบำบัด

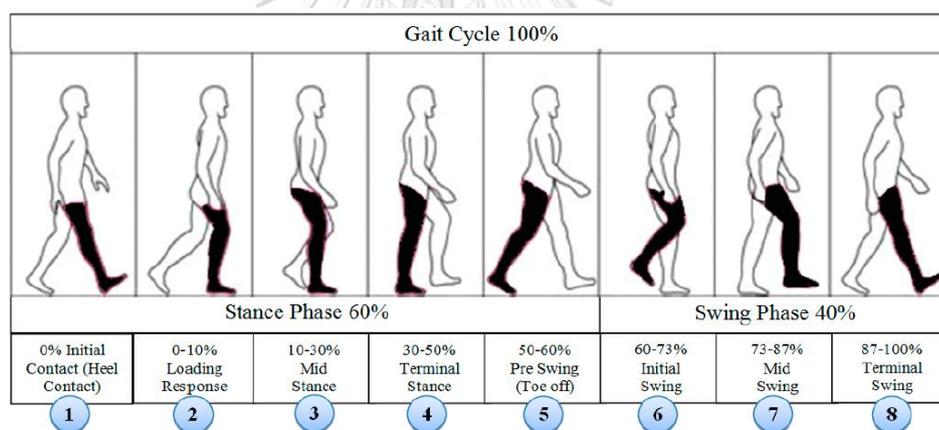
### 2.2 การวิเคราะห์การเดินของผู้ป่วยอัมพาต

ศึกษาลักษณะการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเพื่อให้ทราบถึงข้อกำหนดในการออกแบบหุ่นยนต์ ทั้งข้อกำหนดทางกล เช่น แรงบิดที่หุ่นยนต์ต้องช่วยเพื่อให้เดินได้ใกล้เคียงกับปกติ มุมที่แต่ละข้อต่อของร่างกายต้องใช้เวลาเคลื่อนที่ เป็นต้น และเพื่อให้ทราบถึงข้อกำหนดในการออกแบบระบบควบคุม เช่น เพื่อให้ทราบถึงเส้นทางการเคลื่อนที่ขาและของหุ่นยนต์ (Robot-trajectory) เนื่องจากหุ่นยนต์จะต้องสามารถเคลื่อนที่ไปพร้อมกับขาได้

(Nadeau, Betschart, Bethoux, & Clinics, 2013) ได้ทำการศึกษาลักษณะการเดินของผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก โดยผลการทดลองพบว่า ความเร็วในการเดินของผู้ที่เป็นอัมพาตครึ่งซีกจะอยู่ที่ 0.08 เมตรต่อวินาที ถึง 1.05 เมตรต่อวินาที ซึ่งเปรียบเทียบกับคนปกติที่จะอยู่ที่ความเร็ว 1.0 เมตรต่อวินาที ถึง 1.5 เมตรต่อวินาที ซึ่งจะเห็นได้ว่าการเดินของผู้ที่เป็นอัมพาตครึ่งซีกนี้จะช้ากว่าการเดินของคนปกติอย่างเห็นได้ชัด โดยจะมีปัจจัยที่กำหนดความเร็วคือ ความยาวในการก้าวเดิน (stride length) อัตราการก้าวต่อเวลาในหน่วยนาที (cadence หรือ number of steps/min) โดยจำนวนการเดินต่อเวลาของคนปกติคือ 115 ก้าวต่อนาที และอัตราการก้าวต่อเวลาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะอยู่ที่ 27.9 ถึง 47.2 ก้าวต่อนาที ซึ่งจะช้ากว่าอัตราการก้าวเดินของคนปกติอยู่ที่ 2-4 เท่า และยิ่งกว่านั้นความยาวในการก้าวของผู้ป่วยจะลดลงเช่นกัน โดยความยาวในการก้าวของผู้ป่วยจะแตกต่างกันในแต่ละบุคคล ขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น ความสูง อายุ เพศ เป็นต้น และจะเห็นได้ว่าการก้าวเดินจะไม่สมมาตรกันทั้ง 2 ข้าง

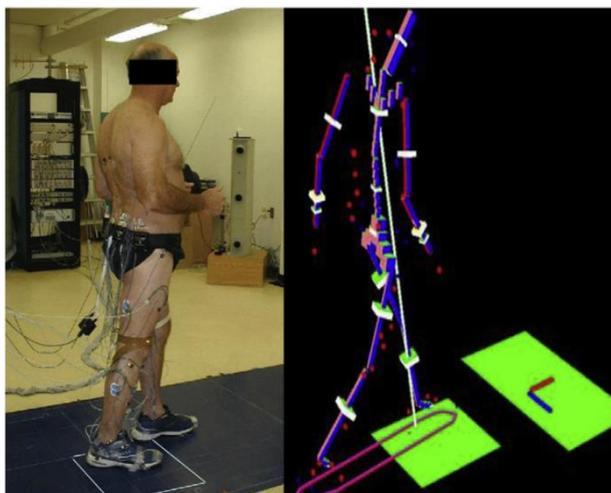
การเปลี่ยนแปลงของความเร็วในการเดิน ความเร็วในการก้าวเดิน และความยาวก้าวเดิน จะทำให้วงจรการเดิน (gait cycle) เปลี่ยนไป โดยจากรูปที่ 2.2 วงจรการเดินจะถูกแบ่งให้อยู่ในรูปอัตราส่วน 0% ถึง 100% และจะถูกแบ่งการเคลื่อนที่ออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วง stance phase และ

ช่วง swing phase ซึ่งในคนปกติ ช่วง stance phase จะมีอัตราส่วน 60% ของการเดินทั้งหมด และจะมี swing phase 40% ของการเดินทั้งหมด และในช่วง stance phase จะถูกแบ่งย่อยออกเป็นช่วง single support phase ซึ่งจะมีอัตราส่วน 40% ของการเดินทั้งหมด และมีช่วง double support phase ซึ่งจะมีอัตราส่วน 20% ของการเดินทั้งหมด และใน swing phase จะถูกแบ่งย่อยออกเป็น initial, middle, and final phase แต่สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก ในช่วง stance phase จะมีอัตราส่วนเป็นส่วนมากในวงจรการเดิน ทั้งในการเดินของขาข้างปกติและขาข้างที่เป็นอัมพาต และ double support phase จะเพิ่มมากขึ้นอยู่ที่ 52% ของการเดินทั้งหมด และในการทำกายภาพบำบัดนี้ swing phase จะเป็นตัวกำหนดคุณภาพในการเดิน โดยยิ่งคุณภาพในการเดินดีเท่าไร การเดินของขาทั้งสองข้างจะมีความสมมาตรมากขึ้น นอกจากนี้ วงจรการเดินของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกยังแตกต่างกับวงจรการเดินของคนปกติในด้านความเร็วในการเดิน ซึ่งคนปกติ จะมีวงจรการเดินอยู่ที่ 0.8 วินาที ถึง 1.2 วินาที แต่ความเร็วในการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะอยู่ที่ 1.8 วินาที ถึง 2.22 วินาที



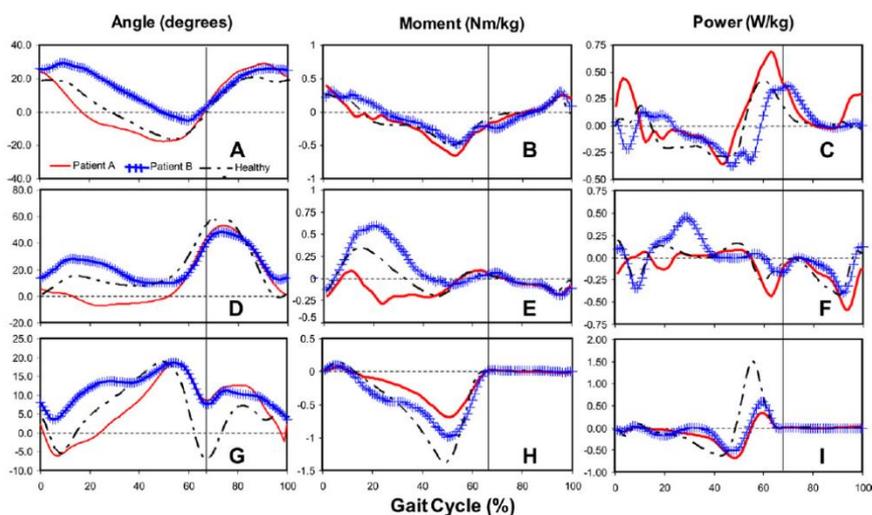
รูปที่ 2.2 วงจรการเดินของมนุษย์

นอกจากนั้น (Nadeau et al., 2013) ยังได้ทำการวิเคราะห์และศึกษา กลศาสตร์การเดิน (Gait Kinematics) ของผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก โดยกลศาสตร์การเดินนี้จะอธิบายถึงการเคลื่อนที่ของร่างกาย โดยไม่สนใจแรงกระทำทั้งจากภายในและภายนอกที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่นี้ โดยในการวิเคราะห์การเดินนี้ ผู้ทดลองจะถูกติดตั้งมากเกอร์สะท้อนแสง (retroreflective markers) ไว้ตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยมากเกอร์นี้จะสะท้อนแสงเข้าสู่กล้องอินฟราเรดและจะถูกแปลงเป็นตำแหน่งในภาพ 3 มิติผ่านโปรแกรมที่ได้เขียนไว้ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงถึงมุมของแต่ละข้อต่อในร่างกายที่ผู้ทดลองขยับเพื่อเดิน, ตำแหน่งของร่างกายผู้ป่วยในแกนสามมิติ x, y, และ z



รูปที่ 2.3 ผู้ทดลองที่มีการติดแผ่นมากเกอร์สะท้อนแสงบริเวณต่าง ๆ และภาพจำลองที่ได้จากการทดลอง โดยจะมีเส้นสีแสดงตำแหน่งของแต่ละข้อต่อต่าง ๆ ของผู้ทดลอง

โดยการเคลื่อนที่เชิงมุมจะเป็นปัจจัยหลักในการวิเคราะห์กลศาสตร์การเดิน รูปที่ 2.4 จะแสดงถึงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเดิน ประกอบด้วย ค่ามุมของข้อต่อเทียบกับเวลา แรงบิดที่ใช้เทียบกับเวลา และกำลังที่ใช้เทียบกับเวลา โดยค่าพารามิเตอร์ทั้งสามจะถูกวัดในสามตำแหน่ง คือ ตำแหน่งสะโพก ตำแหน่งเข่า และตำแหน่งข้อเท้า



รูปที่ 2.4 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเดินของข้อต่อที่ สะโพก เข่า และข้อเท้า

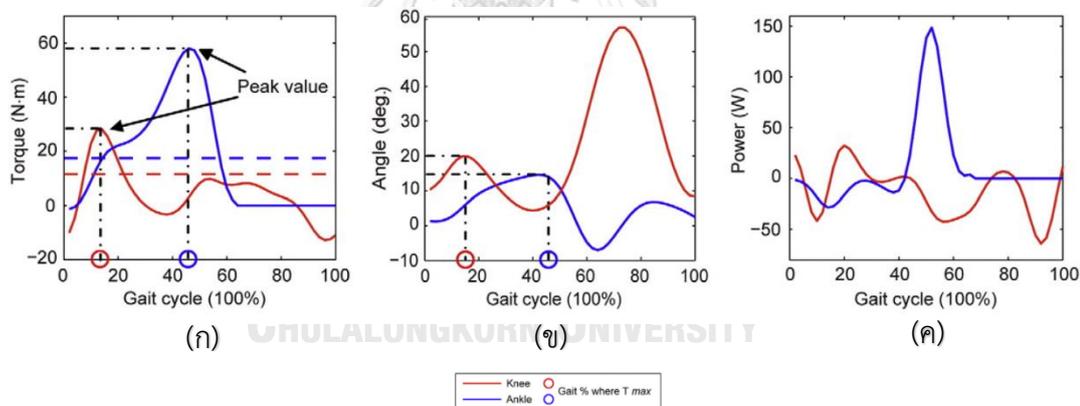
โดยรูปที่ 2.4 (A) จะแสดงถึงมุมที่สะโพกเคลื่อนที่ ต่อการเดิน 1 รอบ มุมที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนที่สะโพกจะเกิดจุดต่ำสุดและจุดสูงสุด โดยจุดต่ำสุดอยู่ที่ 55% ของช่วงการเดิน และมีค่ามุมของสะโพกอยู่ที่ 20 องศา ส่วนจุดสูงสุด จะเกิดขึ้นในช่วงที่ 95% ของช่วงการเดิน และมีค่ามุมของสะโพกอยู่ที่ 20 องศา และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีกนี้ จะเห็นได้ว่ารูปร่าง

ของโปรไฟล์การเคลื่อนที่จะเหมือนกัน เพียงแต่นขนาดของมุมจะแตกต่างกันไปตามแต่ละบุคคล โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้มุมให้สะโพกเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดจุดสูงสุด มากกว่าคนปกติอยู่ที่ 10 องศา ส่วนจุดต่ำสุดมีขนาดมุมที่สะโพกเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับคนปกติ รูป 2.4 (B) จะแสดงถึงแรงบิดที่สะโพกต่อการเดิน 1 รอบ แรงบิดที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนที่สะโพกจะเกิดจุดต่ำสุด และจุดสูงสุดอยู่ที่ 55% และ 95% ของช่วงการเดินตามลำดับ และทั้งคู่มีแรงบิดอยู่ที่ 0.5 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก จะเห็นได้ว่ารูปร่างของโปรไฟล์การเคลื่อนที่จะเหมือนกัน เพียงแต่นขนาดของแรงบิดจะแตกต่างกันไปตามแต่ละบุคคล โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้แรงบิดที่สะโพกมากกว่าคนปกติ 0.1 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม รูป 4 (C) จะแสดงถึงช่วงกำลังที่สะโพกเคลื่อนที่ต่อการเดิน 1 รอบ กำลังที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนที่สะโพกจะเกิดจุดต่ำสุด และจุดสูงสุดอยู่ที่ 45% และ 60% ตามลำดับ และมีกำลังอยู่ที่ 0.25 และ 0.4 วัตต์ต่อกิโลกรัม ตามลำดับ และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้กำลังที่สะโพกเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดจุดสูงสุด น้อยกว่าคนปกติอยู่ที่ 0.2 วัตต์ต่อกิโลกรัม

รูป 2.4 (D) จะแสดงถึงมุมของข้อเข่าที่ใช้ในการเดิน 1 รอบ โดยจะเห็นได้ว่ามุมของข้อเข่าของคนปกติจะมีการขยับขึ้นสูงทั้งหมด 2 ครั้ง โดยครั้งแรกจะเกิดขึ้นในช่วง stance phase หรือที่ 20% ของช่วงการเดิน และมีค่ามุมของเข่าอยู่ที่ 20 องศา ในครั้งที่สองนั้น จะเกิดขึ้นในช่วง swing phase หรือที่ 80% ของช่วงการเดิน และมีค่ามุมของเข่าอยู่ที่ 60 องศา และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีกนี้ จะเห็นได้ว่ารูปร่างของโปรไฟล์การเคลื่อนที่จะเหมือนกัน เพียงแต่นขนาดของมุมจะแตกต่างกันไปตามแต่ละบุคคล รวมถึงความเร็วในการเดินก็จะแตกต่างกัน โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้มุมให้ข้อเข่าเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดจุดสูงสุดมากกว่าคนปกติอยู่ที่ 10 องศา รูป 2.4 (E) จะแสดงถึงแรงบิดที่เข่าเคลื่อนที่ต่อการเดิน 1 รอบ แรงบิดที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนที่เข่าจะเกิดจุดสูงสุดอยู่ที่ 20% ของช่วงการเดินตามลำดับ และมีแรงบิดอยู่ที่ 0.3 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้แรงบิดที่เข่ามากกว่าคนปกติ 0.2 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม รูปที่ 2.4 (F) จะแสดงถึงกำลังที่เข่าต่อการเดิน 1 รอบ กำลังจะสูงสุดที่ 0.4 วัตต์ต่อกิโลกรัม ที่ 60% ของวงจรรวมการเดิน และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก ผู้ป่วย A จะต้องใช้กำลังที่เข่าเคลื่อนที่มากกว่าคนปกติ 0.3 วัตต์ต่อกิโลกรัม ที่จุดสูงสุด รูปที่ 2.4 (G) จะแสดงถึงมุมที่ข้อเท้าเคลื่อนที่ ต่อการเดิน 1 รอบเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีกนี้ จะเห็นได้ว่ารูปร่างของโปรไฟล์การเคลื่อนที่เหมือนกัน เพียงแต่นขนาดของมุมจะแตกต่างกันไปตามแต่ละบุคคล โดยผู้ป่วย A จะต้องใช้มุมให้ข้อเท้าเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดจุดต่ำสุด มากกว่าคนปกติอยู่ที่ 15 องศา รูปที่ 2.4 (H) จะแสดงถึงแรงบิดที่ข้อเท้า

เคลื่อนที่ ต่อการเดิน 1 แรงบิดสูงสุดจะอยู่ที่ 1.4 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งผู้ป่วย A จะต้องใช้แรงบิดที่ข้อเท้ามากกว่าคนปกติ 0.5 นิวตันเมตรต่อกิโลกรัม ในจุดต่ำสุด รูปที่ 2.4 (l) จะแสดงถึงช่วงกำลังที่ข้อเท้าเคลื่อนที่ต่อการเดิน 1 รอบ กำลังที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนที่ข้อเท้าจะสูงสุดที่ 1.5 วัตต์ต่อกิโลกรัม และเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีก จะเห็นได้ว่าผู้ป่วย A จะต้องใช้กำลังที่สะโพกเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดจุดสูงสุด มากกว่าคนปกติอยู่ที่ 1.2 วัตต์ต่อกิโลกรัม

ซึ่งจะเห็นได้ว่า ผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาตครึ่งซีกนี้ จะต้องใช้แรงในการเดินมากกว่าคนปกติ ดังนั้นเพื่อศึกษาข้อกำหนดทางกลของหุ่นยนต์ (Chung, 2017) และ (Yu et al., 2013) ได้ศึกษาวัฏจักรการเดินในรูปแบบของ แรงบิด (torque), มุมบิดของข้อต่อ (joint angle), กำลังในการขยับของเข่า (knee flexion/extension) โดยในการศึกษาได้ใช้กลุ่มตัวอย่างเป็นบุคคลที่สุขภาพปกติ มีน้ำหนัก 70 กิโลกรัม และมีระยางขา 0.9 เมตร ทดสอบด้วยการเดินด้วยความเร็ว 1.0 m/s โดยวัฏจักรการเดินจะเริ่มจากที่ส้นเท้าด้านขวาเริ่มแตะพื้น และจะสิ้นสุดวัฏจักรที่ส้นเท้าด้านขวากลับมาแตะพื้นอีกรอบ ซึ่งข้อมูลและผลกราฟการทดลองจะถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 2.5



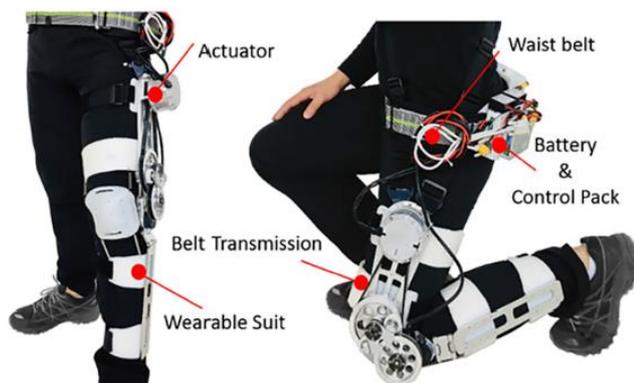
รูปที่ 2.5 ค่าแรงบิด มุม กำลัง ของข้อเข่าในการเดินหนึ่งรอบ

จากรูปที่ 2.5 กราฟสีแดงจะแสดงถึงค่าพารามิเตอร์ของข้อเข่า และกราฟสีน้ำเงินจะแสดงถึงพารามิเตอร์ของข้อเท้า จากกราฟ (ข) จะเห็นว่าในการเดิน มุมของข้อเข่าจะมากที่สุดที่ 60 องศา และมีค่าแรงบิดสูงสุดที่ 30 Nm ที่ 18% gait cycle และจะเห็นได้ว่าแรงบิดส่วนมากในวัฏจักรของข้อเข่าจะมีค่าต่ำกว่า 10 Nm หรือคิดเป็นต่ำกว่า 30% ของแรงบิดสูงสุดที่ข้อเข่า ดังที่แสดงภายใต้เส้นประสีแดงในกราฟ (ก) และจะมีเพียงช่วงระยะเวลาสั้นๆ ที่แรงบิดข้อเข่าจะเกินค่าเฉลี่ยของวัฏจักร และจากกราฟ (ค) จะเห็นได้ว่ากำลังที่ใช้ในการเดิน (Power) จะมีค่าสูงสุดอยู่ที่  $\pm 50$  W ดังนั้นในการเลือกอุปกรณ์ส่งกำลังจะต้องเลือกให้เหมาะสมกับข้อกำหนดที่กล่าวมาข้างต้น

และผลการทดลองจะพบว่า กลุ่มคนที่ปกติ จะสามารถออกแรงได้ที่เฉลี่ย 0.6 Nm/kg ในขณะที่ผู้ป่วยจะสามารถออกแรงได้เดินได้ที่ 0.35 Nm/kg ซึ่งจะเห็นได้ว่า กลุ่มที่เป็นโรคข้อเข่าเสื่อมจะออกแรงได้น้อยกว่ากลุ่มคนที่เป็นปกติอยู่ 0.25 Nm/kg และเมื่อคิดในกรณีที่ผู้ใช้งานมีมวลร่างกายที่ 80 kg จะได้ว่าแรงบิดที่ต้องการ เพื่อให้คนที่เป็โรคข้อเข่าเสื่อมสามารถออกแรงบิดได้เท่ากับคนปกติ จะอยู่ที่ 20 Nm และผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดสมอง ควรจะได้รับแรงบิดช่วยในการทำกายภาพบำบัดอยู่ที่มากกว่า 16 นิวตันเมตร (Asthephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008) และ (Olney, Griffin, Monga, McBride, & rehabilitation, 1991) หรือคิดเป็น ประมาณ 40% ของแรงบิดสูงสุดที่เข้าของคนที่มีสภาพปกติ

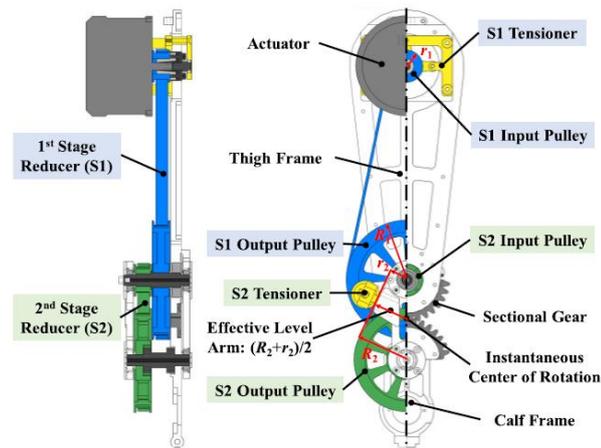
### 2.3 รูปแบบของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่

หุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่ที่เข่า (knee exoskeletons) สามารถแบ่งตามลักษณะการใช้งานได้เป็นสองประเภท (Chen et al., 2019) นั่นคือ 1. หุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่เพื่อทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดิน (knee exoskeletons for gait rehabilitation) และ 2. หุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่เพื่อเพิ่มพลังกำลังให้กับร่างกาย (knee exoskeletons for human performance augmentation) ซึ่งหุ่นยนต์ทั้งสองประเภทยังจะมีข้อกำหนดในการออกแบบและใช้งานที่แตกต่างกัน ในการใช้งานหุ่นยนต์เพื่อทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดิน (gait rehabilitation) หุ่นยนต์จะต้องถูกออกแบบให้มีความปลอดภัยต่อผู้สวมใส่ที่เป็นอัมพาต ทำให้กลไกในระบบส่งกำลัง รวมถึงการควบคุมหุ่นยนต์จะต้องมีความปลอดภัยมากกว่า และหุ่นยนต์ที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้ในการเพิ่มพลังกำลังให้กับผู้สวมใส่ จะต้องสามารถพกพาได้ง่าย มีความปลอดภัย มีน้ำหนักเบา และต้องมีแบตเตอรี่ เพื่อใช้ในการเคลื่อนที่ด้วย โดยจะเห็นได้ว่า หุ่นยนต์ทั้งสองประเภทจะต้องทำงานร่วมกับผู้สวมใส่ ดังนั้นความปลอดภัยในการใช้งานหุ่นยนต์ จะเป็นเรื่องที่ต้องได้รับความสนใจมาเป็นอันดับแรก โดย (Wang et al., 2018) ได้ออกแบบหุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่เพื่อช่วยเพิ่มพลังกำลังให้กับร่างกายออกมาดังแสดงในรูปที่ 6 ในการออกแบบอุปกรณ์ขับเคลื่อนและระบบส่งกำลัง Junli Wang และคณะ (Wang et al., 2018) มีข้อกำหนดในการออกแบบโดยต้องการให้หุ่นยนต์มี 1.สภาพการขับเคลื่อนกลับ (Backdrivability) ที่สูงเพื่อให้ปลอดภัยต่อการใช้งานทั้งในขณะที่จ่ายไฟและไม่จ่ายไฟให้กับระบบ 2. มีน้ำหนักเบา เพื่อลดแรงเฉือน (shear force) ที่จะเกิดขึ้น 3. มีแรงเฉื่อยต่ำ (Low inertia) เพื่อให้สะสมพลังงานที่น้อย ส่งผลให้ปลอดภัยเมื่อหุ่นยนต์กระทบกับสิ่งแวดลอมภายนอก



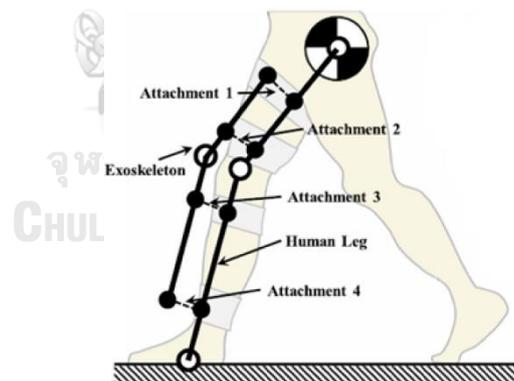
รูปที่ 2.6 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่

โดยในระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ ผู้สร้างได้เลือกใช้สายพานไทม์มิ่งเป็นเกียร์ทดเพิ่มกำลังขับ โดยจะใช้การทดด้วยสายพานไทม์มิ่งทั้งหมด 2 รอบ (2-Stage Timing Belt Transmission) ดังรูปที่ 2.7 การทดทั้งหมดสองรอบนี้จะให้หุ่นยนต์มีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับการทดรอบเดียวในอัตราทดเท่ากัน แต่ในการทดลักษณะนี้ก็จะมีข้อเสียจากทางการประกอบที่ยากและความซับซ้อนในการออกแบบ เพราะต้องอาศัยข้อต่อและโครงสร้างที่เพิ่มมากขึ้นกว่าการทด 1 รอบ โดยในการส่งผ่านกำลังนี้ การทดรอบแรก (1<sup>st</sup> Stage Reducer (S1)) เกียร์ทดจะอยู่ใกล้กับมอเตอร์ และจะส่งกำลังไปยังการทดรอบสอง (2<sup>nd</sup> Stage Reducer (S2)) ซึ่งจะอยู่ใกล้กับข้อเข้ามากกว่า และกลไกการทดแรงทั้งสองนี้จะมีกลไกในการตรึงความหย่อนของสายพาน ทำให้เมื่อใช้งานสามารถตรึงความหย่อนของสายพานให้มีระดับความตึงตามที่ต้องการได้และทำให้ง่ายต่อการประกอบซึ่งไม่จำเป็นต้องวัดความยาวสายพานมาก่อนการประกอบ ซึ่งระบบการส่งกำลังที่ออกแบบมา จะมีอัตราส่วนเกียร์ทดอยู่ที่ 8.85:1 เท่า เมื่อใช้งานร่วมกับมอเตอร์ไฟฟ้า หุ่นยนต์จะให้แรงบิดสูงสุดได้ที่ 15.93 นิวตันเมตร และมีแรงบิดในช่วงการใช้งานปกติ (rated torque) อยู่ที่ 5.99 นิวตันเมตร หุ่นยนต์ที่ออกแบบมา จะมีน้ำหนักอยู่ที่ 3.2 กิโลกรัม ซึ่งน้ำหนักจะมาจากทั้งหมด 4 ส่วนด้วยกัน นั่นคือ 1. สายรัดและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ 1.24 กิโลกรัม 2. อุปกรณ์ขับ 0.48 กิโลกรัม 3. สายรัดและข้อต่อบริเวณต้นขา 1.34 กิโลกรัม 4. อื่นๆ 0.2 กิโลกรัม



รูปที่ 2.7 ระบบเกียร์ทดของหุ่นยนต์

นอกจากนั้นผู้สร้างได้ออกแบบกลไกการยึดหุ่นยนต์กับขาไว้ โดยหุ่นยนต์จะถูกยึดติดกับขาทั้งหมด 4 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งตำแหน่งทั้ง 4 นี้ เกิดจากการคำนวณแรงที่ผู้สวมใส่จะได้รับ โดยจะยึดหุ่นยนต์กับขา 2 ตำแหน่งที่บริเวณต้นขา และยึดอีก 2 ตำแหน่งที่บริเวณหน้าแข้ง ซึ่งการติดตั้งแบบนี้จะทำให้ผู้สวมใส่รู้สึกสบาย และจะมีแรงรองรับหุ่นยนต์ที่สมดุล ทำให้ลดแรงที่เกิดขึ้นภายในระบบ และถ้าหากลดจำนวนกลไกการยึดลง จะส่งผลให้เกิดแรงที่ไม่สมดุลในการสวมใส่ และทำให้เกิดการกระจายของแรงแมรวมอยู่ที่จุดน้อยลง ทำให้เกิดการสะสมแรงและพลังงานในบางบริเวณ

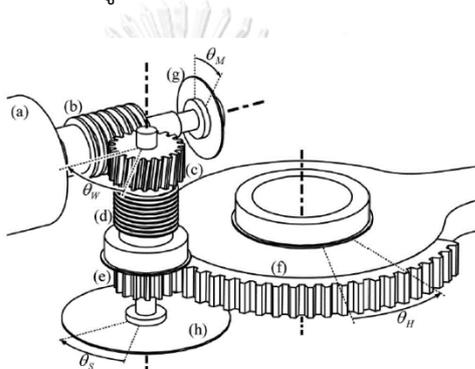


รูปที่ 2.8 รูปแบบการยึดหุ่นยนต์

โดยจะเห็นได้ถึงข้อจำกัดของการออกแบบทางกลของหุ่นยนต์ในรูปแบบนี้ โดยหุ่นยนต์จะมีน้ำหนักมาก กลไกการส่งกำลังจะมีขนาดใหญ่และยากต่อการขับเคลื่อน หุ่นยนต์ รวมถึงการใช้กลไกทดกำลังที่ซับซ้อนจะทำให้การออกแบบ การจัดสร้าง และการซ่อมแซมหุ่นยนต์มีความซับซ้อน

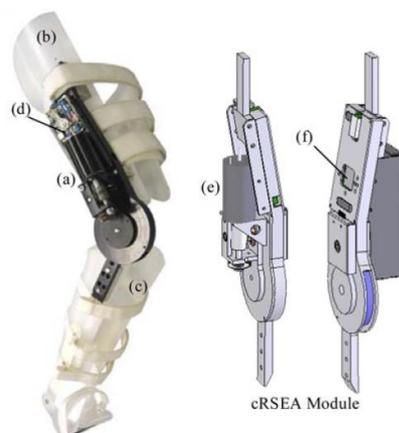
นอกจากนั้น (Kong, Bae, & Tomizuka, 2011) ได้ทำการศึกษาและออกแบบหุ่นยนต์เพื่อทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดิน ดังรูป 2.9 โดยใช้ชุดอุปกรณ์ขับ (Actuator) เป็น Series Elastic

Actuator (SEA) ซึ่งชุดอุปกรณ์ขับเคลื่อนประกอบด้วย มอเตอร์กระแสตรงในการสร้างกำลัง, ชุดเฟืองหนอน (worm gear) และเฟืองตรง (spur gear) ในการส่งผ่านกำลัง เปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนที่ของข้อต่อ รวมถึงลดความเร็วรอบและทดแรงบิดของมอเตอร์ และมีการใช้สปริงในแนวบิด (Torsional spring) ในการเพิ่มความยืดหยุ่น (Elasticity) ให้กับหุ่นยนต์ โดยการเพิ่มความยืดหยุ่นนี้ จะทำให้หุ่นยนต์ปลอดภัยในการทำงานร่วมกับสิ่งแวดล้อมมากขึ้น รวมถึงทำให้การควบคุมแรงหุ่นยนต์ (Force control) ทำได้ง่าย สามารถลดความซับซ้อนในการคำนวณในระบบควบคุมและลดค่าใช้จ่ายในการซื้อเซ็นเซอร์ที่มีราคาแพงได้ ซึ่งในการคำนวณเพื่อเลือกคุณลักษณะของมอเตอร์พบว่า กำลังสูงสุดของข้อเข้าในการเดินของผู้สวมใส่เฉลี่ยจะอยู่ที่ 80 W



รูปที่ 2.9 ระบบส่งกำลังหุ่นยนต์ cRSEA

ดังนั้นเพื่อให้เกิดความปลอดภัยในการใช้งาน (Kong et al., 2011) เลือกใช้ส่วนเพื่อความปลอดภัย (safety factor) เท่ากับ 2 ดังนั้นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 150 W และในการเลือกใช้ระบบทดความเร็วและแรงในระบบ มอเตอร์ไฟฟ้าที่ได้เลือกมามีความเร็วในการทำงานและขนาดแรงบิดขาออกอยู่ที่ 8200 rpm และ 0.181 Nm ตามลำดับ ในขณะที่ความเร็วของข้อเข้าในการเคลื่อนที่จะอยู่ที่  $\pm 60$  rpm และเพื่อให้ระบบมีการตอบสนองที่รวดเร็วรวมถึงมีการคำนึงถึงส่วนเพื่อความปลอดภัย ความเร็วข้อหุ่นยนต์หลังผ่านเกียทดจะอยู่ที่  $\pm 140$  rpm ซึ่งมากกว่าการเคลื่อนที่ของข้อเข้าอยู่ 2 เท่า ดังนั้นเกียทดของระบบจะถูกเลือกให้มีค่าที่ 60:1 เท่า โดยจะถูกแบ่งออกเป็น 10:1 เท่าที่มาจากทดของชุดเฟืองหนอน และมีการทดเพิ่มอีก 6:1 เท่าซึ่งมาจากชุดเฟืองตรง ทำให้หุ่นยนต์สามารถให้แรงบิดสูงสุด (Peak torque) อยู่ที่ 10.86 Nm โดยไม่คำนึงถึงประสิทธิภาพของเฟืองทดในระบบ หุ่นยนต์จะถูกยึดติดกับขาของผู้สวมใส่ในบริเวณต้นขา และน้องชาดังรูปที่ 2.10 (b) และ(c)



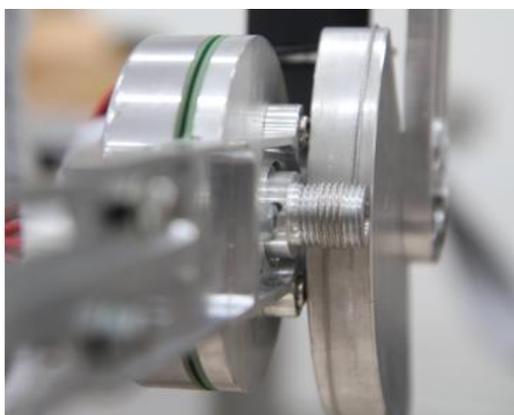
รูปที่ 2.10 หุ่นยนต์ประกอบด้วย (a) ข้อต่อแบบ cRSEA, (b) อุปกรณ์รัดขา, (c) อุปกรณ์รัดน่อง, (d) motor driver.

ซึ่งจะเห็นได้ว่า การใช้กลไกลักษณะนี้ จะต้องอาศัยระบบควบคุมที่ยากและซับซ้อนมากขึ้น ถึงแม้การควบคุมแรงจะสามารถเปลี่ยนมาเป็นการควบคุมระยะทาง แต่การเปลี่ยนระบบควบคุมนี้ จะต้องอาศัยอุปกรณ์ตรวจวัดที่แม่นยำ มีระบบควบคุมที่สามารถให้เสถียรภาพได้ดีกว่าระบบควบคุมทั่วไป รวมถึงกลไกในระบบส่งกำลังมีราคาแพง และต้องอาศัยการออกแบบอุปกรณ์ส่งกำลังที่ซับซ้อน

## 2.4 หุ่นยนต์ที่มีการส่งกำลังผ่านลวดสลิง

### 2.4.1 หุ่นยนต์ที่ใช้ระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิง

กลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิงได้ถูกนำมาใช้งานอย่างมากในหุ่นยนต์ที่ต้องมีการทำงานร่วมกับผู้ใช้งาน (Sutapun, Sangveraphunsiri, & Research, 2015) ได้มีการนำกลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิงที่นำมาประยุกต์ใช้กับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่บริเวณแขนท่อนบน (Upper Limb Exoskeleton Robot) ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 กลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิง(Sutapun et al., 2015)

โดย(Sutapun et al., 2015) (Sutapun & Sangveraphunsiri, 2014) ได้ออกแบบการทดผ่านลวดสลิงโดยใช้ระบบ Cable-Pulley system ดังรูปที่ 11 ซึ่งจะถูกใช้อยู่ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ทั้งหมด 4 ข้อต่อด้วยกัน โดยในแต่ละข้อต่อจะมีการทดกำลังทั้งหมด 12.5 12.5 19 และ 8.75 เท่า ตามลำดับ โดยจะสังเกตเห็นได้ว่าลักษณะการทดกำลังผ่านลวดสลิง จะมีค่าไม่มากนัก หรือส่วนมากจะน้อยกว่า 30 เท่า เนื่องมาจากข้อจำกัดด้านขนาดและพื้นที่ เนื่องจากกลไกจะทดกำลังจากรัศมีที่แตกต่างกันระหว่างลูกรอกตัวขับและลูกรอกตัวตาม แต่ด้วยการทดกำลังรูปแบบนี้ก็มีข้อดีอยู่ด้วยกันหลายประการ คือ หุ่นยนต์จะมีสภาพย้อนกลับได้ดี (High backdrivability) แรงเสียดทานต่ำ (Low friction) และไม่ก่อให้เกิดระยะคลอนของกลไก (Zero backlash) ทำให้หุ่นยนต์ง่ายต่อการควบคุมแบบ Impedance control หรือ Force control ซึ่งเป็นกระบวนการควบคุมที่เหมาะสมในการใช้งานด้านการกายภาพบำบัด

อย่างไรก็ตาม กลไกระบบ Cable-Pulley system ที่ได้กล่าวไปก่อนหน้านี้ ยังไม่สามารถนำมาประยุกต์ใช้กับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่เข้าได้ดี อันมาจากข้อกำหนดด้านขนาดที่ได้กล่าวไป ดังนั้นการส่งกำลังผ่านลวดสลิงรูปแบบอื่น ๆ จึงมีความสำคัญต่องานวิจัย

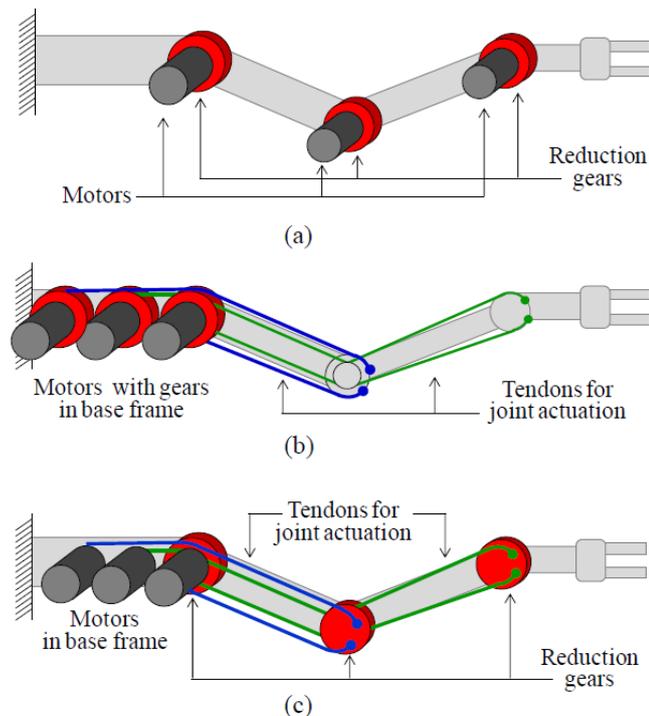
#### 2.4.2 ระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิงรูปแบบใหม่

ซึ่ง (Y.-J. Kim, 2015) ได้มีการนำเสนอ กลไกระบบส่งกำลังด้วยลวดสลิงที่ใช้ในหุ่นยนต์ที่สามารถให้ปลอดภัยในการทำงานร่วมกับคนและสิ่งแวดล้อมแม้กรณีที่เคลื่อนที่อย่างรวดเร็ว กลไกที่ออกแบบมา มีคุณสมบัติที่มีน้ำหนักเบาและความเฉื่อยต่ำ (low mass and low inertia) แต่สามารถให้ความแข็ง (stiffness) และกำลัง (strength) ที่สูงได้ กลไกอาศัยหลักการทำงานของเครื่องเพิ่มแรงดึงในเส้นเชือก หรือ cable-driven mechanism โดยข้อต่อได้ถูกออกแบบมาเฉพาะ เพื่อให้สามารถเพิ่มแรงดึงในเส้นเชือกได้ในขณะที่รักษาไว้ซึ่งความแข็งและกำลังที่สูงของระบบส่งกำลัง ในปัจจุบันหุ่นยนต์ที่ต้องทำงานร่วมกับผู้คนได้ถูกออกแบบมาอย่างต่อเนื่อง โดยหุ่นยนต์เหล่านี้จะต้องมั่นใจได้ว่าเมื่อทำงานร่วมกับสภาพแวดล้อมรอบตัวแล้ว จะต้องมีความปลอดภัยทั้งต่อตัวหุ่นยนต์เองและต่อสิ่งแวดล้อม ตัวแปรสำคัญในการทำงานของหุ่นยนต์เหล่านี้คือการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับ หรือ sensor เพื่อวัดแรงภายนอกในขณะที่เกิดการชนหรือกระทบกับสิ่งแวดล้อม ซึ่งหุ่นยนต์เหล่านี้ให้สามารถให้ผลการตอบสนองต่อการควบคุมแบบการควบคุมแรง หรือ force control ที่ดีได้ แต่ต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขคือ อุปกรณ์วัดที่แม่นยำสูง และ อาศัยการจำลองโมเดลหุ่นยนต์ที่เที่ยงตรง แต่อย่างไรก็ตามคุณสมบัติทางกลของหุ่นยนต์เหล่านี้ยังเหมือนหุ่นยนต์ที่ใช้ภายในโรงงาน มากกว่าที่จะเหมือนแขนของมนุษย์จริงๆ ดังนั้น ในการทำงานของหุ่นยนต์นี้ จะทำงานภายใต้การเคลื่อนที่ที่ช้า เนื่องจากอัล

กอร์ทิมที่ใช้ควบคุม (control algorithm) จะให้ผลดีและแม่นยำในช่วงความถี่ที่สั่งงานที่ต่ำ และจะไม่สามารถควบคุมหุ่นยนต์ได้ภายใต้การสั่งงานในช่วงความถี่สูง ดังนั้น เพื่อให้หุ่นยนต์ที่ออกแบบมามีความปลอดภัย หนึ่งในปัจจัยสำคัญของระบบส่งกำลังและโครงสร้างหุ่นยนต์คือ น้ำหนักของหุ่นยนต์จะต้องมีค่าน้อย และชิ้นส่วนที่มีน้ำหนักมากไม่ควรจะอยู่ในตำแหน่งที่เพิ่มความเฉื่อยให้กับระบบ เพื่อให้ในขณะเคลื่อนที่ หุ่นยนต์จะเก็บสะสมพลังงานจลน์ที่น้อย และจะต้องมีความเฉื่อยในการหมุน (rotating inertia) ที่ต่ำ

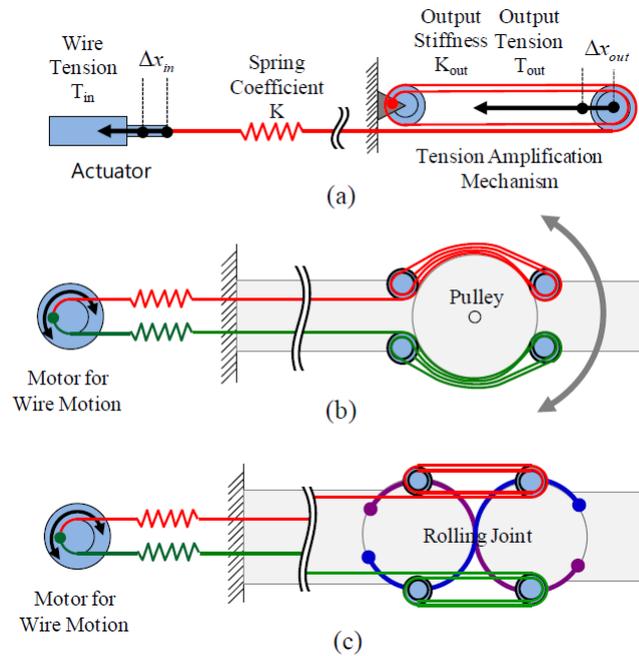
(Y.-J. Kim, 2015) ได้อธิบายถึงการวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลังหุ่นยนต์ไว้ด้วยกัน 3 รูปแบบ ดังรูปที่ 2.12 โดยทั้งสามรูปแบบ หุ่นยนต์จะมีจำนวนและชนิดส่วนประกอบที่เหมือนกัน คือ มอเตอร์ไฟฟ้า 3 ชิ้น เกียร์ทด 3 ชิ้น แขนส่งกำลัง 4 ชิ้น แต่สิ่งที่แตกต่างกันคือ การวางตำแหน่งของแต่ละส่วนประกอบในระบบ ในรูป 2.12 (a) จะแสดงถึงการวางตำแหน่งส่วนประกอบส่งกำลังของหุ่นยนต์อุตสาหกรรมทั่วไป ซึ่งการวางรูปแบบนี้ จะทำให้ง่ายต่อการออกแบบ ประกอบสร้างหุ่นยนต์ รวมถึงง่ายต่อการซ่อมแซม เนื่องจากกลไกไม่มีความซับซ้อน กลไกที่ใช้รูปแบบนี้จะสามารถให้ความแข็งแรงและกำลังได้สูง แต่อย่างไรก็ตาม หุ่นยนต์รูปแบบนี้จะมีน้ำหนักที่มาก มีความเฉื่อยที่มาก และยากต่อการขับเคลื่อน เนื่องจาก ชิ้นส่วนที่มีน้ำหนักมาก คือ มอเตอร์และเกียร์ทด จะอยู่ในระยะไกลจากจุดหมุนแรก ทำให้มอเตอร์ต้องแบกรับภาระของมอเตอร์และเกียร์ทดในลิงค์อื่น ๆ รวมถึงตำแหน่งการวางส่วนประกอบรูปแบบนี้ ยังก่อให้เกิดความเฉื่อยในลิงค์ที่เคลื่อนที่ ทำให้ความปลอดภัยในการใช้งานลดลง รูป 2.12 (b) แสดงถึงการวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลังหุ่นยนต์แบบ tendon-driven manipulator จะเห็นได้ว่าการวางส่วนประกอบรูปแบบนี้ จะติดตั้งมอเตอร์และเกียร์ทดของทั้ง 3 จุดหมุน ในบริเวณจุดหมุนแรกเท่านั้น การติดตั้งในลักษณะนี้จะสามารถลดน้ำหนัก และความเฉื่อยของหุ่นยนต์ได้ เนื่องจากมอเตอร์ไม่จำเป็นต้องรับภาระของมอเตอร์และเกียร์ตัวอื่น และในลิงค์ที่เคลื่อนที่จะไม่มีน้ำหนักจากมอเตอร์และเกียร์ทด ทำให้ความเฉื่อยที่สะสมพลังงานของหุ่นยนต์มีค่าน้อย จึงทำให้หุ่นยนต์ปลอดภัยต่อการใช้งานร่วมกับคนและสิ่งแวดล้อม อย่างไรก็ตาม กลไกรูปแบบนี้มีข้อจำกัดคือ ลวดสลิงที่ใช้ในกลไกไม่สามารถให้ความแข็งแรงที่สูงได้ เนื่องจากคุณสมบัติทางกลของลวดสลิงเอง ซึ่งถ้าหากต้องการเพิ่มความแข็งแรงโดยใช้สลิงที่มีความแข็งแรงสูง จะทำให้กลไกซับซ้อนและใหญ่ เนื่องจากสลิงที่ใหญ่จะมีรัศมีการโค้งงอของสลิงที่มาก และกลไกที่ต้องใช้เพื่อหมุนสลิงจะต้องใหญ่ขึ้นตามมา รูปที่ 2.12 (c) แสดงถึงการติดตั้งส่วนประกอบในระบบส่งกำลังแบบผสมผสานระหว่างรูปแบบ 2.12 (a) และ 2.12 (b) โดยจะนำข้อดีของรูปแบบ

(b) คือ มีน้ำหนักเบาและความเฉื่อยต่ำ ผสมกับข้อดีจากการติดตั้งเกียร์ทดคือสามารถให้ความแข็งที่สูงได้ (High reflected joint stiffness)



รูปที่ 2.12 การวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง (a) หุ่นยนต์อุตสาหกรรมทั่วไป (b) กลไกการส่งกำลังผ่านลวดสลิง (c) กลไกการส่งกำลังแบบผสม

(Hong, Yoon, Kim, Gong, & Research, 2019) ได้ทำการออกแบบกลไกการส่งกำลังในหุ่นยนต์ด้วยลวดสลิง (One-DOF Tension Amplifying Mechanism) โดยมีพื้นฐานหลักการทำงานอย่างง่ายดังรูปที่ 2.12 จะเห็นได้ว่าอุปกรณ์ขับ (Actuator) จะถูกติดตั้งไว้บริเวณด้านซ้าย และจะทำการส่งกำลังผ่านลวดสลิงไปยังกลไกการเพิ่มแรงดึงเชือก (Tension Amplification Mechanism) ซึ่งกลไกนี้จะใช้หลักการของ “block and tackle” ซึ่งประกอบด้วยลูกรอกเคลื่อนที่ได้ 1 ลูก (Moveable pulley) และ ลูกรอกเคลื่อนที่ไม่ได้ 1 ลูก (Fixed pulley) โดยลวดสลิงจะถูกพันรอบลูกรอกนี้เป็นจำนวน  $n$  รอบ ซึ่งจะทำให้สามารถทดกำลัง และเพิ่มความแข็งของสลิง (reflected stiffness) ให้กับระบบ



รูปที่ 2.13 กลไกการทำงานของระบบส่งกำลังผ่านเชือกสลิง (a) ใช้อุปกรณ์ขับเคลื่อนตรง (b) ใช้มอเตอร์ควบคู่กับลูกกรอก (c) ใช้มอเตอร์ควบคู่กับลูกกรอกและข้อต่อแบบโรลลิง

แรงดึงในลวดสลิงและจำนวนการทอรอบสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (2.1) นี้ ภายใต้เงื่อนไขของการไม่มีแรงเสียดทานในระบบ และนอกจากนั้น Yong Jae Kim ยังได้อธิบายถึงหลักการเพิ่มความแข็งของลวดสลิงไว้ดังสมการที่ (2.2) และ (2.3)

โดย  $T_{out}$  คือ แรงดึงเชือกขาออก

$T_{in}$  คือ แรงดึงเชือกขาเข้า

$x_{in}$  คือ ระยะที่อุปกรณ์ขับเคลื่อนเคลื่อนที่เพื่อสร้างระยะที่ขาออก

$x_{out}$  คือ ระยะที่ลิงค์ขาออกเคลื่อนที่ได้

$n$  คือ อัตราการทดกำลังของระบบ

$K_{out}$  คือ สัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่นของเส้นเชือกขาออก

$K$  คือ สัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่นของเส้นเชือก

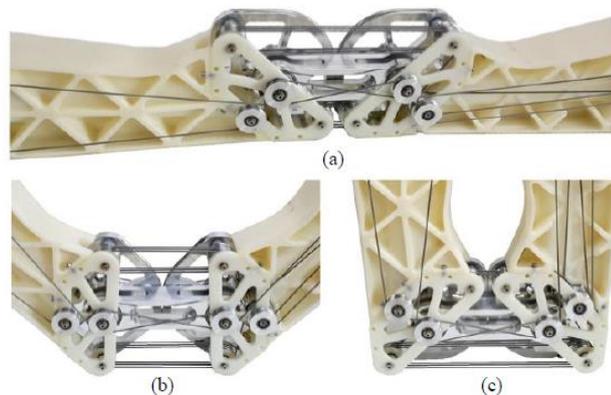
$$T_{out} = nT_{in} \quad (2.1)$$

จากสมการที่ 2.1 นั้น จะเห็นได้ว่า แรงดึงลวดสลิงขาออก  $T_{out}$  จะมีค่ามากกว่าแรงดึงเชือกขาเข้า  $T_{in}$  เป็นจำนวน  $n$  เท่า ซึ่งหมายความว่า ระบบการทดรอบนี้ มีกำลังการทดเป็น  $n$  เท่า เช่นเดียวกัน

$$x_{out} = \frac{1}{n} x_{in} \quad (2.2)$$

$$K_{out} = \frac{T_{out}}{\Delta x_{out}} = \frac{nT_{in}}{\Delta x_{in} \frac{1}{n}} = n^2 K \quad (2.3)$$

ซึ่งจากสมการ (2.2) และ (2.3) จะเห็นได้ว่าค่าความแข็งของเชือก (Stiffness:  $K_{out}$ ) จะเพิ่มขึ้นแบบยกกำลังสอง (Quadratic order) กลไกการเพิ่มความแข็งของเชือกนี้ จะทำให้ง่ายต่อการควบคุมหุ่นยนต์แบบควบคุมความเร็ว และทำให้ง่ายต่อการควบคุมแบบ tracking control และในรูปที่ 2.13 (b) และ (c) จะแสดงถึงกลไกการทดแรงดึงเชือกจากอุปกรณ์ข้อชนิดหมุน (revolute joint) โดยจะเห็นว่ามีการใช้ลูกรอก (Pulley) และข้อต่อชนิดหมุน (Rolling joint) ที่บริเวณกึ่งกลางของกลไก และได้ใช้สลิงสองเส้น เชื่อมต่อกับอุปกรณ์ข้อเพียง 1 ชิ้น โดยลูกรอกนี้จะทำให้กลไกนี้สามารถเคลื่อนที่ได้ทั้งสองทิศทาง ซึ่งหากปราศจากลูกรอกนี้ กลไกจะไม่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างสมมาตร และไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ในสองทิศทาง เนื่องจากลวดสลิงจะสามารถให้ได้เพียงแค่แรงดึงเท่านั้น สลึงไม่สามารถให้แรงผลักกับระบบได้ ดังนั้น เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ได้ทั้งสองทิศทาง ความสมมาตรและกลไกการขยับสลึงจึงเป็นสิ่งสำคัญ และข้อต่อชนิดหมุน (Rolling joint) จะช่วยเพิ่มขอบเขตการเคลื่อนที่ หรือ range of motion ให้มากขึ้น (Y.-J. J. I. T. o. r. Kim, 2017)



รูปที่ 2.14 กลไกการทดกำลังด้วยสลิงที่ใช้ในหุ่นยนต์ LIMS



รูปที่ 2.15 หุ่นยนต์ LIMS

ดังนั้น ระบบส่งกำลังผ่านลวดสลิง หรือ Cable transmission mechanism จึงเหมาะสมต่อหุ่นยนต์ที่ต้องการความปลอดภัยสูงในการใช้งาน เนื่องจาก กลไกนี้จะมีน้ำหนักเบา กลไกไม่สะสมพลังงานในการเคลื่อนที่และการหมุน กลไกสามารถลดความเฉื่อยในการหมุนได้ เนื่องจากมอเตอร์ไฟฟ้าที่ใช้ส่งกำลัง จะอยู่ในบริเวณที่ไม่สร้างความเฉื่อย โดยที่มอเตอร์จะสามารถส่งต่อแรงไปยังข้อต่ออื่นๆ ในระยะไกลได้ ทำให้มอเตอร์ไม่จำเป็นต้องแบกรับน้ำหนักที่มาจากตัวมอเตอร์เอง ซึ่งส่งผลต่อไปยังการเลือกขนาดมอเตอร์ ที่ไม่ต้องการมอเตอร์ที่มีขนาดใหญ่และมีกำลังมาก การที่กลไกมีน้ำหนักเบา นี้เอง ยังทำให้หุ่นยนต์สามารถทำงานได้โดยไม่ต้องมีระบบชดเชยน้ำหนัก หรือ Gravity compensation ซึ่งทำให้ง่ายต่อกลไกทางกล รวมถึงอัลกอริทึมควบคุมอีกด้วย และนอกจากนี้ การใช้กลไกจากลวดสลิงมาเป็นเกียทดจะสามารถกำจัดระยะคลอนในระบบส่งกำลัง หรือ backlash ให้หมดได้ ทำให้เกิดความปลอดภัยในระบบส่งกำลังเพิ่มขึ้น และยังสามารถลดความซับซ้อนในระบบอัลกอริทึมควบคุมหุ่นยนต์ได้ (Control algorithm) และการส่งกำลังผ่านลวดสลิงนี้ยังให้แรงเสียดทานที่ต่ำ ทำให้เพิ่มประสิทธิภาพในระบบส่งกำลัง ทำให้ง่ายต่อระบบควบคุมในการออกคำสั่งและวัดค่าแรงในระบบส่งกำลัง และทำให้ง่ายต่อการขับเคลื่อนหุ่นยนต์ หรือการ back-drive ซึ่งการขับเคลื่อนได้จะทำให้สามารถควบคุมหุ่นยนต์ด้วยระบบ ควบคุมแรง (Force control) ได้ โดยที่ไม่ต้องติดตั้งอุปกรณ์ตรวจรับที่มีราคาแพงและไม่ต้องการระบบควบคุมแรงที่มีความซับซ้อน นอกจากนั้น การใช้ระบบส่งกำลังผ่านลวดสลิงจะสามารถเพิ่มความแข็ง (Stiffness) และกำลังของระบบส่งกำลัง (Strength) ของหุ่นยนต์ให้มีค่าสูงใกล้เคียงกับหุ่นยนต์อุตสาหกรรมได้ ซึ่งคุณสมบัติด้านความแข็งและกำลังนี้ จะทำให้หุ่นยนต์มีช่วงความถี่ในการควบคุมที่สูง (Wide control bandwidth) สามารถเพิ่มประสิทธิภาพใน

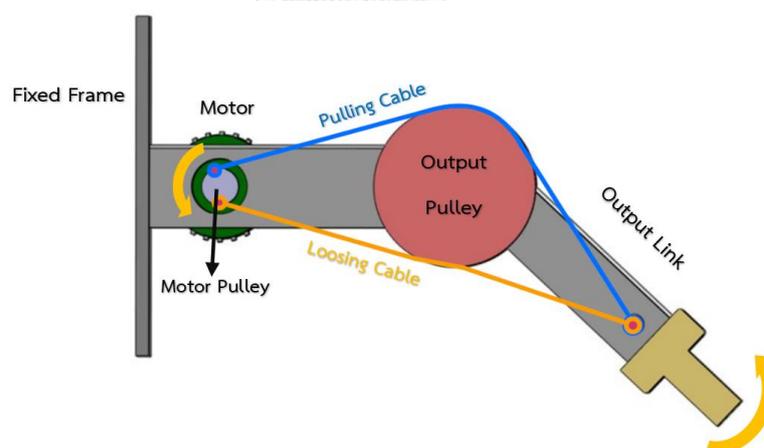
การเคลื่อนที่ติดตามคำสั่งอ้างอิง (good tracking performance) และยังให้สามารถให้กำลังขาออกได้สูง (High pay load) รวมถึง

แต่อย่างไรก็ดี กลไกรูปแบบนี้เองก็มาพร้อมกับข้อเสียที่เกิดขึ้น โดยกลไกนี้มีความซับซ้อนสูง ทำให้ยากต่อการซ่อมแซมหุ่นยนต์ และยากต่อการสร้างและประกอบ รวมถึงกลไกนี้หากนำมาประยุกต์ใช้โดยไม่ปรับให้เข้ากับรูปแบบหุ่นยนต์กายภาพบังคับแบบสวมใส่ จะทำให้ยากต่อการสวมใส่ และยากต่อการควบคุม

## 2.5 หลักการทดกำลังด้วยลวดสลิง

### 2.5.1 เกียร์ทดรูปแบบที่ 1 การทดแรงจากรอกที่มีรัศมีต่างกัน

ระบบส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์จะมีการทดกำลังซึ่งมาจากสองระบบด้วยกัน โดยระบบแรกคือการทดแรงจากรอกที่มีรัศมีต่างกัน โดยจะเห็นได้จากรูปที่ 2.16 ที่ปลายของมอเตอร์จะมีลูกรอกที่ถูกพันติดกับเชือกเคเบิลอยู่เรียกว่า ลูกรอกของมอเตอร์ (motor's pulley) จากนั้นเคเบิลจะพันต่อไปยังลูกรอกที่สองซึ่งจะติดอยู่กับข้อต่อของลิงค์ขาออก (Output pulley) ซึ่งจะเห็นว่าลูกรอกของลิงค์ขาออกจะมีขนาดใหญ่กว่าลูกรอกของมอเตอร์ จากนั้นเคเบิลจะถูกไปร้อยติดอยู่กับลิงค์ขาออกซึ่งจะทำหน้าที่ขับหุ่นยนต์ในด้านขาออก



รูปที่ 2.16 ระบบเกียร์ทดจากรอกที่มีรัศมีต่างกัน

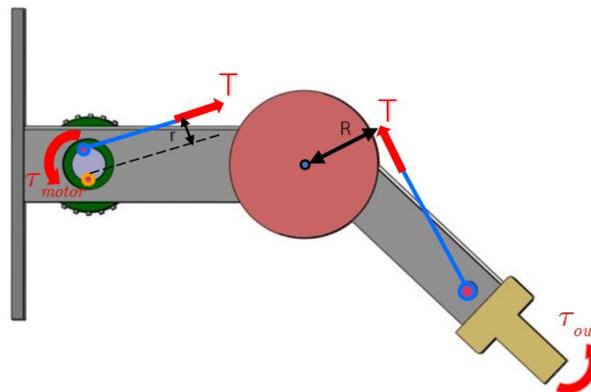
จากรูปที่ 2.16 นี้ เราสามารถนำมาเขียนเป็นแผนภาพแรงที่แต่ละอุปกรณ์ได้รับและส่งต่อได้ โดยในการพิจารณาคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในระบบนี้ จะมีข้อกำหนดสัญลักษณ์และข้อสมมติฐานที่ใช้ในการคำนวณดังนี้

ข้อกำหนดสัญลักษณ์

$\tau_{motor}$	คือ แรงบิดจากมอเตอร์ [Nm]	$P_{input}$	คือ กำลังขาเข้าระบบ [watt]
$\tau_{out}$	คือ แรงบิดขาออก [Nm]	$P_{output}$	คือ กำลังขาออกระบบ [watt]
$T_{cable}$	คือ แรงดึงเชือกเพื่อส่งกำลัง [N]	$\theta_{motor}$	คือ มุมที่มอเตอร์หมุนได้ [rad]
$R$	คือ รัศมีของลูกรอกขาออก [m]	$\theta_{output}$	คือ มุมที่ลิ้งค์ขาออกหมุนได้ [rad]
$r$	คือ รัศมีของลูกรอกขาเข้า [m]	$t$	คือ เวลา [second]

ข้อสมมติฐานที่ใช้ในการคำนวณ

1. มอเตอร์ขับโหลดด้วยความเร็วคงที่
2. ระบบไร้แรงเสียดทาน
3. ละเลยค่าคงที่ของสปริงที่ลวดสลิง



รูปที่ 2.17 แผนภาพแรงที่ระบบส่งกำลังได้รับ

เมื่อพิจารณาแรงที่ลูกรอกของมอเตอร์ได้รับ

$$\sum \tau = 0 \quad (2.4)$$

$$\tau_{motor} = T_{cable} \cdot r \quad (2.5)$$

เมื่อพิจารณาแรงบิดที่ลิ้งค์ขาออกได้รับ

$$\sum \tau = 0 \quad (2.6)$$

$$\tau_{out} = T \cdot R \quad (2.7)$$

ดังนั้น จะได้ ค่าอัตราทดเกียร์ โดยพิจารณาจากอัตราส่วนระหว่างแรงบิดที่มอเตอร์สร้าง ต่อแรงบิดที่ลิงค์ขาออกได้รับ

โดย (2.7)/(2.5)

$$GearRatio = \frac{\tau_{out}}{\tau_{motor}} = \frac{R}{r} > 1 \quad (2.8)$$

จากสมการ (2.8) จะเห็นได้ว่าแรงบิดของลิงค์ขาออก จะมีค่ามากกว่าแรงบิดที่มอเตอร์ส่งเข้ามา โดยจะมีอัตราส่วนการทดอยู่ที่  $\frac{R}{r} > 1$  เท่า

### การวิเคราะห์พลังงาน

วิเคราะห์สมการพลังงานของระบบ เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่ของแต่ละส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง โดยมีการใช้สมมติฐานในการคำนวณ ดังต่อไปนี้ สมมติฐานในการคำนวณ

1. ในกรณีเมื่อไม่มีแรงภายนอกมาทำในระบบ
2. ระบบไร้แรงเสียดทานและไม่มีการสูญเสียพลังงานรวม
3. ระยะการเคลื่อนที่มีค่าน้อย หรือ  $d\theta \approx \Delta\theta$  และ  $dt \approx \Delta t$

$$\sum P_{input} = \sum P_{output} \quad (2.9)$$

$$\tau_{motor} \frac{d\theta_{motor}}{dt} = \tau_{out} \frac{d\theta_{out}}{dt} \quad (2.10)$$

$$\tau_{motor} \frac{\Delta\theta_{motor}}{\Delta t} = \tau_{out} \frac{\Delta\theta_{out}}{\Delta t} \quad (2.11)$$

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ในการที่จะให้ลิงค์ขาออกเคลื่อนที่ไปที่ค่า  $\theta_{out}$  ใด ๆ ค่ามุมที่มอเตอร์ต้องเคลื่อนที่ไป จะต้องมีความมากกว่ามุมของลิงค์ขาออก เป็นอัตราส่วนดังสมการที่ (2.13)

โดยกลไกชนิดนี้ จะสามารถเพิ่มแรงดึงในเคเบิลได้เท่ากับอัตราส่วนระหว่างรัศมีของลูกกรอกขาออก ต่อรัศมีของลูกกรอกขาเข้าที่ใช้ในระบบ โดยสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.8) นอกจากนั้น ใน

การเคลื่อนที่ มอเตอร์เองก็จะต้องเคลื่อนที่มากกว่าลิ้งค์ขาออกตั้งอัตราส่วนที่แสดงในสมการที่ (2.13) แต่การทดแรงที่มาจากรูปแบบนี้จะยังไม่สามารถให้แรงบิดขาออกที่เพียงพอต่อการใช้งานจริง ดังนั้นจึงต้องมีระบบทดเพิ่มเติม ซึ่งการทดรอบที่สองนี้ จะใช้ระบบการทดเป็นแบบ Block and tackle system หรือระบบรอกแบบผ่อนแรง

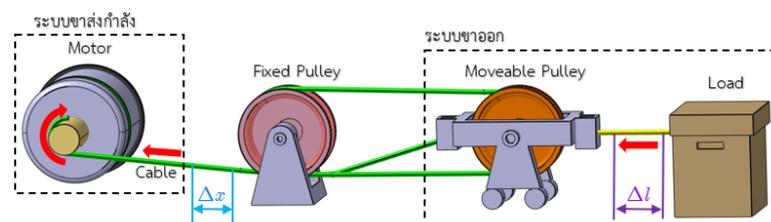
### 2.5.2 เกียร์ทดรูปแบบที่ 2 การทดแรงจากระบบรอก Block and tackle

รูปที่ 2.18 จะแสดงถึงส่วนประกอบของการทดแรงแบบระบบรอก Block and tackle อย่างง่าย จะเห็นได้ว่าระบบ Block and tackle นี้จะประกอบด้วยส่วนประกอบ 4 ส่วนหลัก คือ 1. มอเตอร์ไฟฟ้า 2. ภาระที่ต้องการเคลื่อนที่ (Load) 3. ลูกรอกตาย (Fixed Pulley) และ 4. ลูกรอกขยับได้ (Moveable pulley) ในการใช้งานระบบทดกำลังนี้ มอเตอร์จะทำการหมุนเก็บลวดสลิง ส่งผลให้ลวดสลิงดึงมวลลให้เข้ามาใกล้กับมอเตอร์มากขึ้น โดยระบบที่ถูกแสดงในรูปนี้ จะมีการกำหนดสัญลักษณ์และการตั้งสมมติฐานในการคำนวณดังนี้

$x$	คือ ระยะตามแนวระนาบที่หมุนเชือกได้ [m]	$r$	คือ รัศมีเฟลามอเตอร์ [m]
$l$	คือ ระยะที่ภาระ (Load) เคลื่อนที่ได้ [m]	$W$	คือ งานที่เกิดขึ้นในระบบ [J]
$T_{motor}$	คือ แรงบิดที่มอเตอร์สร้าง [Nm]	$P$	คือ พลังงานในระบบ [watt]
$T_{cable}$	คือ แรงดึงเชือก [N]		

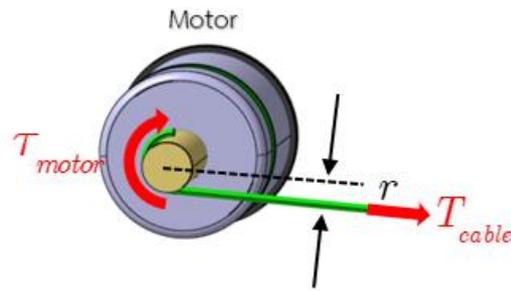
สมมติฐานที่ใช้ในการคำนวณ

1. ลูกรอกกลิ้ง ไร้แรงเสียดทาน
2. ละทิ้งความเป็นสปริงของเชือก
3. การเคลื่อนที่ของภาระเป็นการเคลื่อนที่ในแนวเดียว



รูปที่ 2.18 ระบบเกียร์ทดแบบ Block and tackle system

แผนภาพแรงของระบบขาส่งกำลัง



รูปที่ 2.19 แผนภาพของระบบขาล่งกำลัง

ซึ่งสามารถนำมาเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

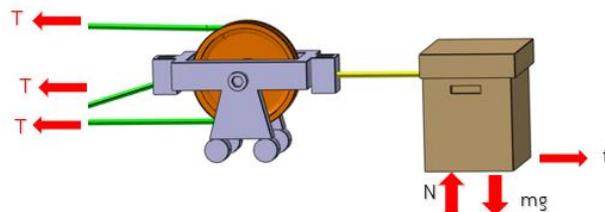
$$\tau_{motor} = T_{cable} \cdot r \quad (2.14)$$

หรือจะได้

$$T_{cable} = \tau_{motor} / r$$

จะเห็นได้ว่า จากสมการที่ 2.14 ระบบส่งกำลังชนิดนี้ จะเปลี่ยนแรงบิดจากมอเตอร์ไฟฟ้า  $\tau_{motor}$  ให้กลายเป็นแรงดึงเชือก  $T_{cable}$  และยังสามารถมองในมุมของการเคลื่อนที่ได้ โดยระบบส่งกำลังนี้จะสามารถเปลี่ยนการเคลื่อนที่จากการหมุนของมอเตอร์ ให้กลายเป็นการเคลื่อนที่แนวตรง

**แผนภาพแรงของระบบขาออก**



รูปที่ 2.20 แผนภาพแรงของระบบที่สนใจ

การวิเคราะห์แรงตามแผนภาพแรงดังรูปที่ 2.20

จากสมมติฐานที่ได้ตั้งไว้ จะสามารถคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในระบบขาออกได้ โดยเมื่อรอกกลิ้งไร้แรงเสียดทาน แรงดึงเชือกจะมีค่าเท่ากันตลอดทั้งเส้นเชือก

จากกฎการเคลื่อนที่ของนิวตัน เมื่อเคลื่อนที่โดยไม่มีความเร่ง

$$\sum F = 0 \quad (2.15)$$

$$3T = f \quad (2.16)$$

หรือจะได้ 
$$T = \frac{f}{3}$$

จากสมการ 2.16 จะเห็นได้ว่าเมื่อต้องการใช้แรงในการเคลื่อนลูกกรอก ระบบเกียร์ทดแบบ Block and tackle นี้ จะสามารถผ่อนแรงที่ใช้ในการเคลื่อนที่ได้เท่ากับ 3 เท่า แต่จะเห็นได้ว่าแรงดึงฝั้งขาเข้าจำเป็นต้องเคลื่อนที่มากกว่าในการดึง โดยจะเห็นได้จากการวิเคราะห์พลังงานต่อไปนี้

### การวิเคราะห์พลังงานในระบบ

จากสมการพลังงาน

$$W_{out} = \Delta P \quad (2.17)$$

$$T \cdot \Delta x = f \cdot \Delta l \quad (2.18)$$

$$\frac{\Delta l}{\Delta x} = \frac{T}{f} = \frac{1}{3} \quad (2.19)$$

จะได้ 
$$\Delta x = 3\Delta l \quad (2.20)$$

จากสมการที่ (2.20) จะเห็นได้ว่า เมื่อต้องการเคลื่อนย้ายมวลฝั้งขาออกเป็นระยะ  $\Delta h$  ทางด้านระยะการเคลื่อนที่ในขาเข้าระบบ ( $\Delta x$ ) จะต้องมีค่ามากกว่าเป็นจำนวน 3 เท่า

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า การทดแรงในรูปแบบนี้จะสามารถเพิ่มแรงให้กับระบบได้ 3 เท่า ในขณะที่ขงเดียวกันอุปกรณ์ขับเคลื่อนที่มากกว่าชิ้นส่วนขาออกเป็นจำนวน 3 เท่า เช่นเดียวกัน แต่อย่างไรก็ตาม ระบบการส่งกำลังชนิดนี้ ไม่สามารถทำการ ผลัก ภาระให้ไปทางด้านไกลมอเตอร์ได้ เนื่องจากลวดสลิงสามารถให้ได้แค่แรงดึงเท่านั้น

### 2.6 ระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัด

ความปลอดภัยในการใช้งานหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ เป็นปัจจัยสำคัญในการออกแบบและพัฒนาของหุ่นยนต์ เพื่อให้ได้มาซึ่งความปลอดภัยนี้ ระบบควบคุมหุ่นยนต์จะต้องได้รับการออกแบบเป็นพิเศษ โดยหุ่นยนต์จะต้องไม่สามารถทำอันตรายให้กับผู้สวมใส่ได้ สามารถกำหนดแรงช่วยสูงสุดที่หุ่นยนต์ออกแรงได้ และจะต้องมีเสถียรภาพที่สูง เพื่อป้องกันการทำงานที่ผิดพลาด และนอกจากความปลอดภัยที่สูงแล้ว ระบบควบคุมยังต้องสามารถรองรับการใช้งานของผู้ใช้ที่มี

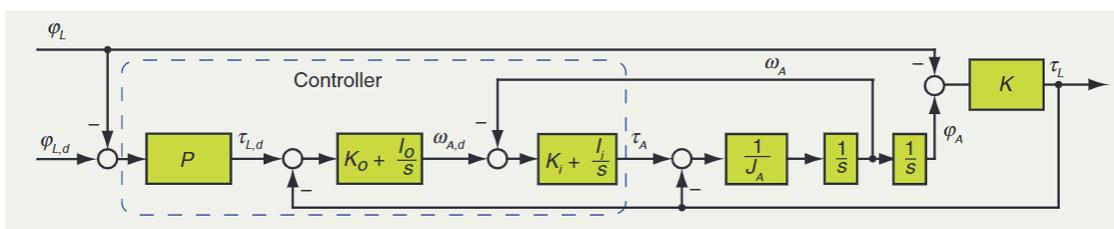
ลักษณะของโรคที่หลากหลายได้ สามารถช่วยผู้ที่ต้องการแรงช่วยสูงได้ ในขณะเดียวกัน หากผู้ใช้งานพอที่จะสามารถขยับหรือเคลื่อนไหวเองได้ ระบบควบคุมก็ควรจะลดแรงช่วยลงมา เพื่อที่จะให้ผู้ใช้งานได้เคลื่อนไหวได้ด้วยตัวเอง ในส่วนต่อไปจะเป็นการปรับทัศนวิสัยและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องด้านระบบควบคุมหุ่นยนต์

### 2.6.1 ระบบควบคุมแรงแบบ Impedance control

ในการใช้งานระบบควบคุมแบบ Impedance control จะทำให้ผู้สวมใส่ใช้งานหุ่นยนต์รู้สึกถึงสภาพ low impedance หรือสภาพยอมทำตามที่สูง ระบบควบคุมจะทำการลดแรงต้านที่ผู้สวมใส่จะรับรู้จากการสวมใส่หุ่นยนต์ ทำให้ผู้ใช้งานรู้สึกเบา และสามารถขยับในส่วนที่สวมใส่กับหุ่นยนต์ได้อย่างคล่องตัว ซึ่งจะเหมาะสำหรับผู้ใช้งานที่มีอาการอ่อนแรงค่อนข้างมาก และต้องการแรงช่วยจากหุ่นยนต์ที่สูง

โดย (Vallery et al., 2008) ได้ออกแบบระบบควบคุมแบบ Impedance control ซึ่งสามารถนำมาเขียนเป็นรูป Block diagram ได้ดังรูปที่ 2.21 ในทางหลักการแล้ว ระบบควบคุมชนิดนี้ จะสามารถกำหนดลักษณะการกระทำหรือผลตอบสนองระหว่าง หุ่นยนต์และสิ่งแวดล้อมได้ ในรูปแบบความแข็งหรือ stiffness คล้ายกับกฎการเคลื่อนที่ของสปริง (Hooke's law) ทำให้การออกแบบระบบควบคุมมีความปลอดภัยมากขึ้น โดยจะเห็นได้จากรูปที่ 2.21 ระบบควบคุมประกอบด้วย Control loop ทั้งหมด 3 ชั้นด้วยกัน ในส่วนของชั้นนอกสุด (Outer most loop) จะเป็นชั้นของการกำหนดแรงช่วยที่หุ่นยนต์จะกระทำกับสิ่งแวดล้อม หรือ Impedance loop โดยแรงช่วยจะเกิดจากความแตกต่างของ ตำแหน่งอ้างอิง (Position reference) และตำแหน่งที่เกิดขึ้นจริง (Actual Position) ที่วัดได้จากตัววัดตำแหน่งมอเตอร์ เมื่อได้ค่าความแตกต่างของตำแหน่งแล้ว ตัวควบคุมแบบ Proportional-Controller (P-Controller) จะทำการสร้างสัญญาณอ้างอิงของแรงช่วย (Reference Torque) โดยในชั้นของระบบควบคุมนี้ จะสามารถกำหนดลักษณะของแรงกระทำได้จาก ค่าเกน K ของ P-controller โดยยิ่งค่าเกน K มาก ระบบจะมีค่าความแข็ง (Stiffness) ที่สูง เมื่อกระทบกับสิ่งแวดล้อม จะทำการออแรงต้านการเคลื่อนที่มาก และเมื่อค่าเกน K น้อย ระบบจะมีสภาพยอมทำตามสูง เมื่อกระทบกับสิ่งแวดล้อมจะออกแรงต้านการเคลื่อนที่ที่น้อยกว่า และจะเห็นได้อีกว่า เมื่อค่าผิดพลาดทางตำแหน่งมีค่าสูง หรือผู้ใช้งานเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งที่ต้องการ ระบบควบคุมนี้จะสร้างแรงช่วยเพิ่มมากขึ้นเช่นเดียวกัน และหลังจากนั้น ระบบควบคุมจะเข้าสู่ชั้นควบคุมต่อไป คือชั้นควบคุมแบบ Torque control loop ในชั้นนี้จะรับสัญญาณอ้างอิงของแรงช่วยจากชั้นก่อนหน้า มาเพื่อคำนวณหาลักษณะของสัญญาณอ้างอิงความเร็ว (Reference velocity) โดยใช้ตัว

ควบคุมแบบ Proportional-Integration controller (PI-Controller) เพื่อส่งให้กับชั้นควบคุมสุดท้าย คือชั้นควบคุมของ Velocity control loop ในชั้นควบคุมนี้ จะทำการสร้างสัญญาณควบคุมมอเตอร์ จากสัญญาณอ้างอิงความเร็วของชั้นควบคุมก่อนหน้านี้คู่กับสัญญาณความเร็วที่วัดได้จริงจากระบบ โดยใช้ตัวควบคุมแบบ PI-controller และสัญญาณควบคุมในชั้นสุดท้ายนี้จะถูกส่งการไปยัง motor driver เพื่อขับเคลื่อนมอเตอร์ต่อไป



รูปที่ 2.21 ระบบควบคุมแบบ Impedance control

นอกจากนั้น ระบบควบคุมชนิดนี้ยังสามารถออกแรงช่วยผู้ใช้งานเท่าที่จำเป็นหรือต้องการได้ (Assistance-As-Needed, AAN) โดยมีหลักการคือ เมื่อผู้ใช้งานสามารถออกแรงและพาหุ่นยนต์ไปยังทิศทางที่ถูกต้องได้ หุ่นยนต์จะลดแรงช่วยในการเคลื่อนที่ลงมาเหลือแค่เพียงเท่าที่ผู้ใช้งานนั้น ๆ จำเป็น ซึ่งจะมีประโยชน์อย่างมากในการทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟู เพราะผู้ใช้งานจะสามารถออกแรงเองได้ ทำให้ประสิทธิภาพในการรักษามีเพิ่มสูงขึ้น

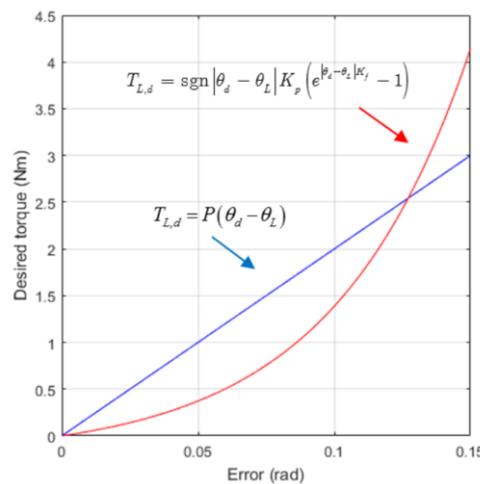
## 2.6.2 การประยุกต์ใช้ระบบควบคุมกับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่

เนื่องจากระบบควบคุมแบบ Impedance control สามารถนำมาใช้เพื่อกำหนดลักษณะการกระทำระหว่างหุ่นยนต์และสิ่งแวดล้อมได้ ระบบควบคุมชนิดนี้ จึงเหมาะสมกับระบบที่มีการตอบสนองระหว่างหุ่นยนต์และสิ่งแวดล้อมอยู่เป็นประจำ หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ จึงเหมาะสมต่อระบบควบคุมชนิดนี้ โดย (Sutapun & Sangveraphunsiri, 2014) ได้นำระบบควบคุมแบบ Impedance control นี้มาประยุกต์ใช้กับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่แขน หรือ หุ่นยนต์ CUREs (Chulalongkorn University Rehabilitation robotic Exoskeleton system) โดยหุ่นยนต์นี้สามารถสวมใส่และทำกายภาพบำบัดได้โดยมี 4 จุดหมุน โดยแบ่งออกเป็น 3 จุดหมุนที่บริเวณหัวไหล่ และ 1 จุดหมุนที่บริเวณข้อศอก

โดยระบบควบคุมแบบ Impedance control ที่ใช้ในหุ่นยนต์ CUREs จะคล้ายคลึงกับ Block diagram ดังรูปที่ 2.21 แต่จะแตกต่างกันในส่วนของ Impedance loop ซึ่งจะเปลี่ยนจากการใช้ Proportional-Control มาเป็น control law ดังต่อไปนี้

$$T_{L,D} = \text{sgn}|\theta_d - \theta_L| K_p e^{|\theta_d - \theta_L| K_f} - 1 \quad (2.21)$$

โดยค่าเกน  $K_p$  และ  $K_f$  จะสามารถกำหนดหรือปรับให้ได้ลักษณะการกระทำระหว่างหุ่นยนต์กับสิ่งแวดล้อมตามที่เหมาะสมต้องการได้ ซึ่งกฎของระบบควบคุมชนิดนี้จะคล้ายกับการทำงานของ PD-Controller แต่จะแตกต่างกันในด้านการสร้างแรงช่วย ดังแสดงในรูปที่ 2.22 จะเห็นได้ว่า เมื่อระยะผิดพลาดมีค่าน้อย แรงช่วยจากหุ่นยนต์จะน้อยกว่าแบบ PD-control อย่างมาก แต่แรงช่วยจากกฎควบคุม (2.21) จะเพิ่มขึ้นในรูปแบบยกกำลัง (exponential) เมื่อเทียบกับค่าผิดพลาด ทำให้เมื่อค่าผิดพลาดสูง แรงช่วยจากหุ่นยนต์ก็จะมากกว่าแบบ PD-control เช่นกัน



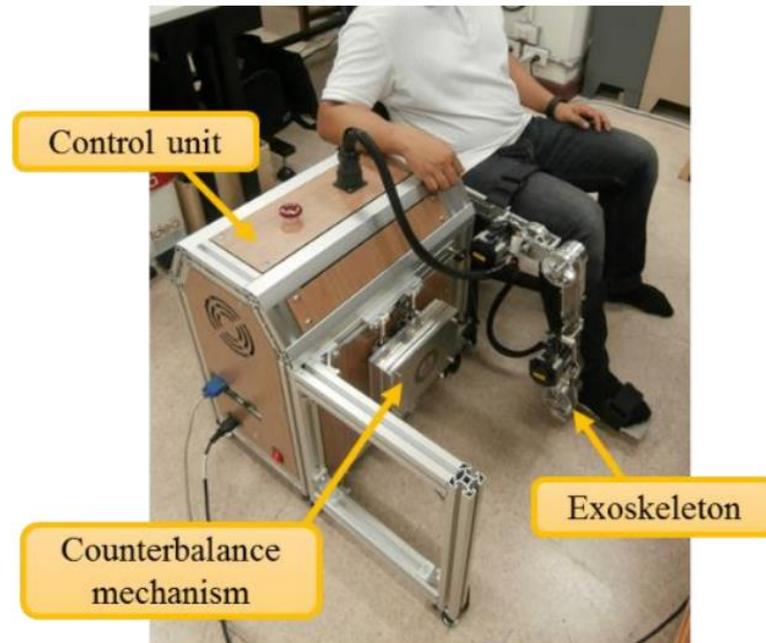
รูปที่ 2.22 ค่าสัญญาณควบคุมที่ส่งออกจาก Impedance controller

### 2.6.3 ระบบควบคุมแบบ Impedance control ที่ใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดส่วนขา

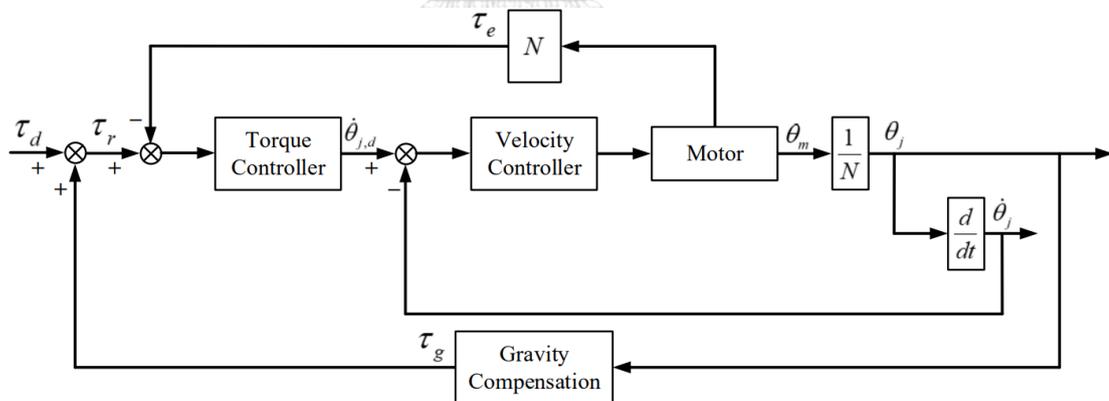
ระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์จะส่งผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพในการรักษาผู้ใช้งาน โดยระบบควบคุมที่ดี นอกจากจะสามารถให้การทำงานที่ปลอดภัยแล้ว ยังจะต้องสามารถรักษาผู้ป่วยได้จริง และสามารถรักษาได้อย่างมีประสิทธิภาพ (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2017) ได้ทำการออกแบบหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ขา ในทำการนี้ ดังรูปที่ 2.23 โดยหุ่นยนต์ประกอบไปด้วยข้อต่อที่สามารถเคลื่อนที่ได้ในระนาบ Sagittal plane ทั้งหมด 3 ข้อต่อในบริเวณ สะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า

ในส่วนของระบบควบคุม (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2019) ได้ออกแบบระบบควบคุมดังแสดงในรูปที่ 2.24 ซึ่งจะเห็นได้ว่าระบบควบคุมจะมีส่วนที่เป็น Impedance controller ดังที่แสดงไว้ในส่วนก่อนหน้า แต่จะแตกต่างในส่วนของระบบชดเชยน้ำหนักของหุ่นยนต์ หรือ Gravity Compensation ซึ่งระบบควบคุมชนิดนี้จะช่วยชดเชยน้ำหนักของหุ่นยนต์ให้ผู้ใช้

ขณะสวมใส่ ทำให้รู้สึกถึงความสบายและคล่องตัวในการใช้งาน และไม่เป็นการเพิ่มภาระโหลดให้กับผู้ใช้งานโดยไม่จำเป็น



รูปที่ 2.23 หุ่นยนต์ Lower Limb (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2018)

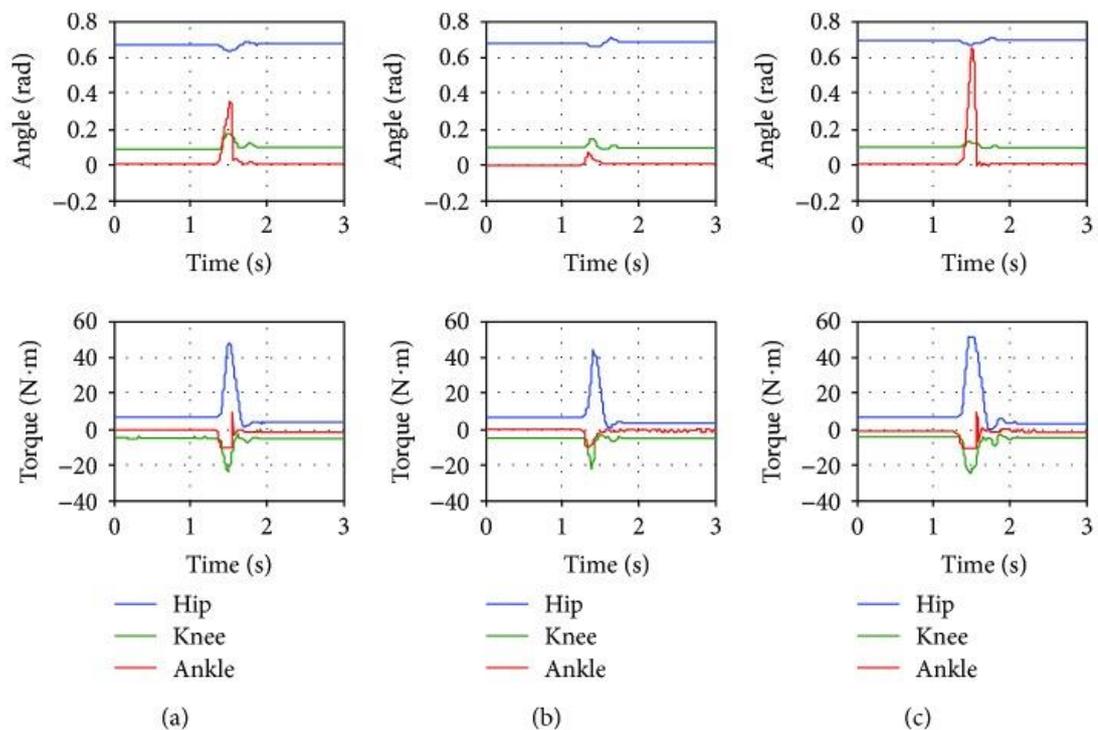


รูปที่ 2.24 ระบบควบคุมแบบ Impedance control ที่เพิ่มระบบ Gravity Compensation

(Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2017) ได้นำเสนอวิธีการทดลองเพื่อวัดความสามารถในการตอบสนองต่อแรงกระแทกภายนอก (External Impact Force) เพื่อประเมินประสิทธิภาพของความปลอดภัยและเสถียรภาพของการใช้งานหุ่นยนต์ โดยในการทดลอง จะทดลองการใช้งานกับหุ่นยนต์เปล่า ๆ โดยไม่มีผู้สวมใส่ใช้งานอยู่ ในขั้นตอนการทดลอง หุ่นยนต์จะถูกกระแทกด้วยแรงภายนอกที่บริเวณข้อต่อต่าง ๆ จนแรงบิดที่เกิดขึ้นในหุ่นยนต์ เกินจากค่าที่กำหนดไว้

โดยแรงบิดในแต่ละข้อต่อจะถูกกำหนดไว้ที่ 50, 20 และ 10 นิวตันเมตร ที่ข้อต่อสะโพก เข่า และข้อเท้า ตามลำดับ โดยจากรูปที่ 2.25 จะเห็นได้ว่าผลการตอบสนองจะเปลี่ยนไปตามการกำหนดค่าเกณฑ์ (2.25 (a), 2.25 (b), และ 2.25 (c)) โดยในกรณี a จะเป็นกรณีของ low assistance mode กรณี b จะเป็นกรณี medium assistance mode และกรณี c จะเป็นกรณี high assistance mode

โดยผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่า หุ่นยนต์ Lower limb exoskeleton ที่นำเสนอโดย (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2019) สามารถตอบสนองต่อแรงกระแทกจากภายนอกได้อย่างดี ไม่เกิดสถานะ Unstable ซึ่งจะทำให้เหมาะสมกับการใช้งานร่วมกับผู้ป่วย ให้ความปลอดภัยในการใช้งานสูง รวมถึงยังสามารถสรุปได้ว่า กลไกของระบบควบคุมแบบ Impedance controller นี้ จะสามารถให้ความปลอดภัยได้มากและเหมาะกับการทำงานร่วมกับคนสวมใส่



รูปที่ 2.25 ผลการตอบสนองต่อ External Impact Force ของหุ่นยนต์ Lower Limb Exoskeleton

## บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 3.1 การออกแบบโครงสร้างทางกล (Mechanical Design)

หุ่นยนต์เพื่อทำกายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ ดังแสดงในรูปที่ 21 เป็นหุ่นยนต์ที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้ทำกายภาพบำบัดการเดินของผู้ป่วยที่เป็นโรคอัมพาต อันเป็นผลจากโรคหลอดเลือดสมองเป็นหลัก โดยหุ่นยนต์ชนิดนี้สามารถใช้ทำกายภาพบำบัดการเดินได้โดยการสวมใส่หุ่นยนต์เข้ากับร่างกายบริเวณข้อเข่า ซึ่งในขณะที่ใช้งาน หุ่นยนต์จะช่วยออกแรงให้กับข้อเข่าของผู้สวมใส่เพื่อใช้ในการขยับร่างกายของผู้สวมใส่



รูปที่ 3.1 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ที่นำเสนอในงานวิจัย

#### 3.1.1 ข้อกำหนดในการออกแบบโครงสร้างทางกล (Design specifications)

หนึ่งในข้อกำหนดที่สำคัญที่สุดในการออกแบบโครงสร้างทางกลของหุ่นยนต์ทำงานร่วมกับคนคือ ความปลอดภัยในการใช้งาน โดยความปลอดภัยนี้จะหมายถึงการที่หุ่นยนต์จะต้องไม่สามารถทำอันตรายให้กับผู้สวมใส่ แม้จะมีการรบกวนจากภายนอกเข้ามาก็ตาม โดยเพื่อให้ได้มาซึ่งความปลอดภัยที่สูงนี้ โครงสร้างของหุ่นยนต์รวมถึงระบบควบคุมหุ่นยนต์ (mechanical design and control system) จะต้องได้รับการออกแบบมาเฉพาะซึ่งจะแตกต่างกับหุ่นยนต์อุตสาหกรรมทั่วไป โดยเมื่อพิจารณาด้านโครงสร้างทางกล หรือ Mechanical design ของหุ่นยนต์นี้ หุ่นยนต์จะต้องมีน้ำหนักเบาและมีความเฉื่อยต่ำ (light weight and low inertia) เพื่อให้หุ่นยนต์สะสมพลังงานในการเคลื่อนที่ที่น้อยที่สุด ทำให้เมื่อเกิดการชนหรือกระทบกับสิ่งแวดล้อมเกิดขึ้น พลังงานที่จะถ่ายทอดไปยังสิ่งแวดล้อมจะมีค่าน้อย ทำให้ปลอดภัยในการใช้งานทั้งต่อตัวหุ่นยนต์และสิ่งแวดล้อม พื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ (workspace) จะต้องใกล้เคียงกับข้อต่อที่ผู้สวมใส่ใช้งาน โดยหุ่นยนต์ชนิดนี้ได้ถูก

ออกแบบมาเพื่อสวมใส่บริเวณเข่าเพียงข้อเดียว ดังนั้น องศาอิสระ (Degree of freedoms) จะต้องมีค่าเป็น 1 และจะต้องสามารถเคลื่อนที่ได้ในช่วง 0-110 องศาเท่านั้น ผู้สวมใส่จะต้องสามารถขยับกลับหุ่นยนต์ได้ง่าย (high back-drivability) โดยมีเหตุผลคือ เมื่อหุ่นยนต์มีสภาพขับกลับได้ง่าย หรือ back-drivability สูง การทำระบบควบคุมแบบควบคุมแรง (force control) จะสามารถทำได้แม่นยำขึ้น รวมถึงเมื่อเกิดการกระทบกับสิ่งแวดล้อม การที่มี back-drivability สูงนี้ จะเป็นเป็นการเพิ่มความยืดหยุ่น หรือ compliant ให้กับระบบ ทำให้สามารถลดความเสียหายในการกระทบต่อสิ่งแวดล้อม รวมถึงลดการสั่นที่จะเกิดขึ้นหลังการกระทบกับสิ่งแวดล้อมได้ (reduced vibration) จุดหมุนและข้อต่อของหุ่นยนต์จะต้องมีแรงเสียดทานต่ำ (low friction) เนื่องจากแรงเสียดทานที่มากจะทำให้ระบบควบคุมไม่แม่นยำและทำให้หุ่นยนต์เสียประสิทธิภาพในระบบส่งกำลัง ระบบส่งกำลังจากมอเตอร์ถึงข้อต่อหุ่นยนต์จะต้องไม่มีระยะคลอน หรือ แบ็กแลช (zero backlash) โดยระยะคลอนนี้จะส่งผลอย่างมากต่อระบบควบคุม เนื่องจากเป็นการรบกวนที่จะคำนวณระยะคลอนของเกียร์ (backlash) ที่เกิดขึ้น และไม่สามารถกำจัดระยะคลอนของเกียร์ที่เกิดขึ้นได้จากการใช้ระบบควบคุม ซึ่งหากระยะคลอนมีค่ามาก เมื่อเกิดการสั่นหรือการชนเกิดขึ้น หุ่นยนต์จะสูญเสียเสถียรภาพได้ง่าย (unstable) หุ่นยนต์ต้องสามารถตอบสนองต่อการควบคุมในช่วงความถี่สูงได้ (High bandwidth) เนื่องจากเมื่อเกิดการกระทบกับสิ่งแวดล้อม หุ่นยนต์จะได้รับการสั่นสะเทือนจากแรงภายนอกที่ความถี่สูง หากไม่สามารถควบคุมหุ่นยนต์ในช่วงความถี่สูงนี้ได้ จะทำให้หุ่นยนต์ง่ายต่อการสูญเสียเสถียรภาพเช่นกัน รวมถึงหุ่นยนต์จะไม่สามารถสั่งงานได้ด้วยความถี่สูงหากหุ่นยนต์มีช่วงความถี่ควบคุมต่ำ (low bandwidth) และนอกจากความปลอดภัยนี้ ปัจจัยอื่นต่าง ๆ จะต้องได้รับการกำหนดด้วยเช่นกัน ได้แก่ รูปแบบของระบบส่งกำลัง แรงบิดที่หุ่นยนต์สร้างได้ ค่าความแข็ง (stiffness) และอัตราส่วนการทดแรง (gear ratio) โดยข้อกำหนดต่าง ๆ จะนำมาเปรียบเทียบกับร่างกายมนุษย์รวมถึงหุ่นยนต์กายภาพบำบัดอื่น ๆ

ในงานวิจัยนี้ หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ ได้ถูกออกแบบโดยมีข้อกำหนดด้านโครงสร้างทางกล ที่ได้มาจากการศึกษาปริทรรศน์วิศวกรรมในบทที่ 2 ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3.1 ข้อกำหนดในการออกแบบโครงสร้างและระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ Design specifications

ลำดับ	รายการ	เงื่อนไข	ค่า
1	มวล (mass)	<	2.5 kg
2	ความเฉื่อย (inertia)	<	1 kgm <sup>2</sup>
3	แรงบิด (Torque)	>	15 Nm
4	กำลังในระบบส่งกำลัง	>	200 W
5	ระยะคลอนในระบบส่งกำลัง (Backlash)	ไม่มีระยะคลอน (Zero Backlash)	
6	Range of motion	อยู่ในช่วง	0°-110°

โดยตารางที่ 1 จะสรุปและเปรียบเทียบข้อกำหนดในการออกแบบคุณสมบัติทางกลของหุ่นยนต์ที่ได้นำเสนอ เทียบกับคน และหุ่นยนต์ชนิดอื่น โดยจากตารางจะเห็นได้ว่า หุ่นยนต์ที่นำเสนอจะถูกกำหนดให้มีมวลไม่เกิน 2.25 กิโลกรัม ซึ่งน้อยกว่าค่าเฉลี่ยของหุ่นยนต์ชนิดเดียวกัน ที่จะมีค่าอยู่ที่ 2.5 กิโลกรัม ค่าความเฉื่อยของข้อต่อขาออก (Inertia of output link) จะต้องมีค่าน้อยกว่า 1.0 กิโลกรัม เมตร<sup>2</sup> ค่าแรงบิดขาออกของหุ่นยนต์ จะถูกกำหนดให้มีค่ามากกว่า 16 นิวตันเมตร เนื่องจากเป็นค่าที่เหมาะสมต่อการทำกายภาพบำบัดการเดิน ตามที่ได้ศึกษาในบทที่ 2 และสุดท้าย กำลังในระบบส่งกำลังจะต้องมากกว่า 200 วัตต์ ตามที่ได้ศึกษาในหัวข้อที่ 2.2

ตารางที่ 3.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของหุ่นยนต์ที่นำเสนอ

Properties	Name	Value
Mass	Human's leg	4.5 kg
	Average knee exoskeleton	2.5 kg
	Collaborative robot KUKA LBR iiwa	23.9 kg
	Proposed robot	$\leq 2.25$ kg
Inertia	Human leg	1.6 kgm <sup>2</sup>
	Collaborative robot KUKA LBR iiwa	5 kgm <sup>2</sup>
	LIMS robot [11]	0.57 kgm <sup>2</sup>
	Output Link of Proposed robot	$\leq 0.1$ kgm <sup>2</sup>
Torque	Human knee joint during walk	30 Nm
	LIMS (elbow)	peak. 48.8 Nm. cont. 11.2 Nm
	Collaborative robot KUKA LBR iiwa	130 Nm (average)
	Required torque for gait rehabilitation robot	$\leq 16$ Nm

Power	Human knee joint	80 W
	Average knee exoskeleton	200 W
	Proposed Robot	> 200 W

### 3.1.2 การออกแบบระบบส่งกำลังและการเลือกอุปกรณ์ขับเคลื่อน Transmission and actuator design

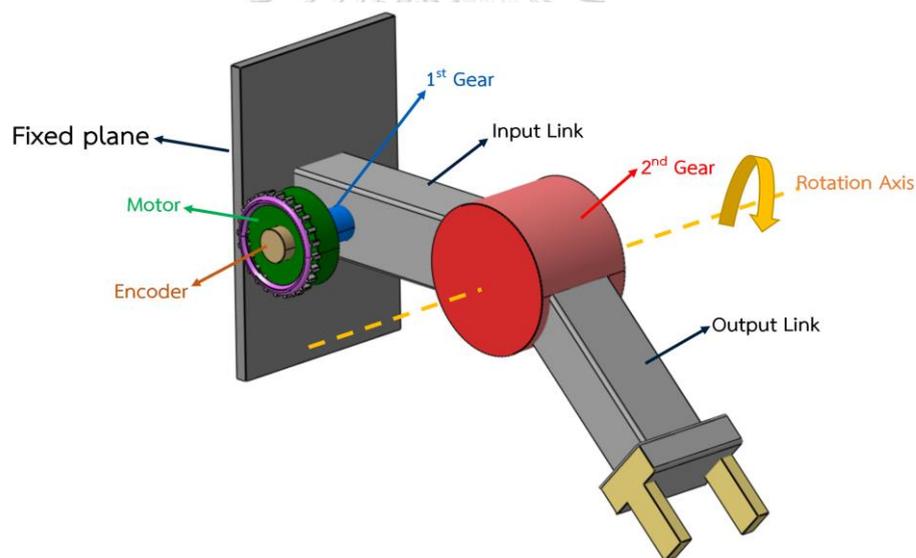
จากการกำหนด Design specification ของหุ่นยนต์ จะทำให้สามารถเลือกระบบส่งกำลังได้ โดยหุ่นยนต์จะถูกขับเคลื่อนโดยการส่งกำลังจากกลวดสลิงเคเบิลและทำการทดกำลังผ่านระบบทดกำลังสองระบบ คือ 1. ระบบทดกำลังผ่านลูกรอกที่มีรัศมีต่างกัน 2. ระบบทดกำลังแบบ Block and tackle system โดยการเลือกระบบส่งกำลังเช่นนี้ จะทำให้สามารถตอบเงื่อนไขจาก Design specification ได้ โดยการส่งกำลังผ่านเชือกเคเบิลนั้นจะสามารถทำให้ข้อต่อหุ่นยนต์ไม่มีระยะคลอน (zero backlash) รวมถึงสายเคเบิลมีความยืดหยุ่นสูง (compliant) ในตัวเอง ทำให้มีความปลอดภัยในการใช้งาน เนื่องจากความยืดหยุ่นจะทำหน้าที่เหมือนเป็นสปริงอยู่ในระบบ ทำให้เมื่อกระทบกับสิ่งแวดล้อมแล้ว การสั่นและแรงกระแทกจะถูกลดทอนด้วยระบบของสปริง นอกจากนี้ การใช้เคเบิลสามารถจะส่งผ่านแรงไปยังข้อต่อที่อยู่ห่างออกไปได้ทำให้มีน้ำหนักเบา อย่างไรก็ตาม การส่งกำลังผ่านระบบเคเบิลอย่างเดียว จะให้แรงบิดต่ำ ดังนั้นเพื่อเพิ่มค่าเหล่านี้ จึงจำเป็นต้องมีระบบการทดกำลัง โดยระบบทดกำลังนี้ จะเลือกใช้เป็นระบบสองระบบประกอบเข้าด้วยกันดังที่กล่าวไปข้างต้น โดยส่วนประกอบในระบบส่งกำลังจะถูกเลือกโดยมีคุณลักษณะดังตารางที่ 3 นี้

#### ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง

Components	Specifications	Value
Motor	Nominal Torque	0.953 Nm
	Stall torque	7.8 Nm
	Power	360 W
Encoder	Output type	Incremental quadrature signal
	resolutions	4096 impulses per turn (cpt)
Cable	Material	Stainless steel
	Diameter	1 mm
	Cutting Load	85 kg
Gear Ratio	1 <sup>st</sup> stage gear	5.33
	2 <sup>nd</sup> stage gear	3
	Total gear ratio	16

### 3.1.3 การวางตำแหน่งของส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง

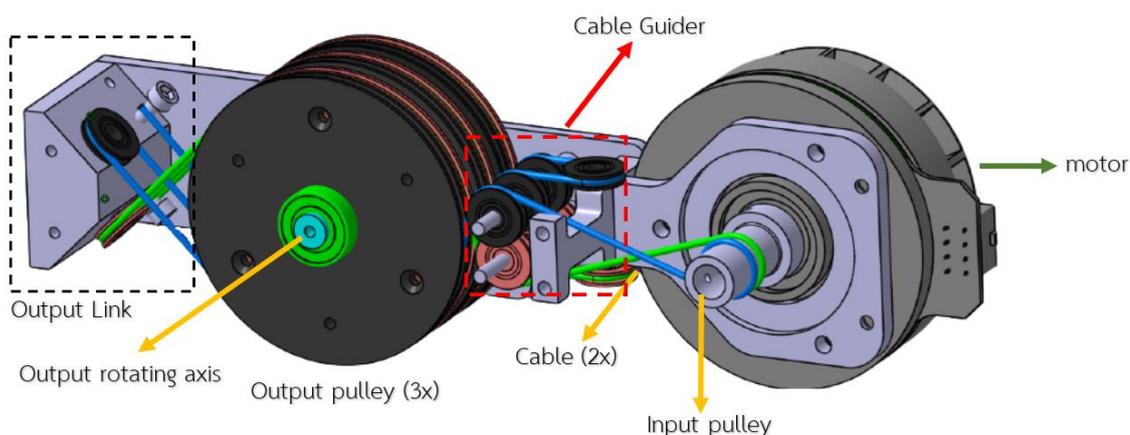
ในบทที่ 2 ได้มีการศึกษาตำแหน่งการวางส่วนประกอบของระบบส่งกำลัง ดังรูปที่ 2.12 โดยหุ่นยนต์ที่นำเสนอนี้ ได้ใช้ตำแหน่งการวางดังรูปที่ 2.12 c ระบบส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์นี้จะอาศัยมอเตอร์เป็นอุปกรณ์ขับเคลื่อนหลัก ที่มอเตอร์จะถูกติดตั้งด้วยเอ็นโค้ดเดอร์ซึ่งจะทำหน้าที่อ่านตำแหน่งของเพลามอเตอร์ และมอเตอร์จะส่งกำลังไปยังเกียร์ทดโดยเชือกเคเบิล 2 เส้น โดยอุปกรณ์ในระบบส่งกำลังนี้จะมีข้อกำหนดในแต่ละอุปกรณ์แสดงไว้ในตารางที่ 2 และมีตำแหน่งการวางของส่วนประกอบจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.2 โดยจะเห็นได้ว่าตัวมอเตอร์จะอยู่ห่างจากจุดหมุนที่ข้อเข่าค่อนข้างมาก เพื่อเป็นการลดแรงบิดที่เอวและข้อเข่าจะได้รับในการส่งกำลัง ด้านเพลามอเตอร์จะมีลูกรอกเส้นติดอยู่ โดยลูกรอกนี้จะถูกพันติดกับสลิง 2 เส้น อยู่ที่ปลาย โดยสลิงจะทำหน้าที่ส่งผ่านแรงบิดของมอเตอร์ไปยังเกียร์ทดต่อไป โดยเกียร์ทดจะประกอบด้วย การทดที่มาจกสองระบบ คือ 1) การทดจากขนาดลูกรอกที่มีรัศมีต่างกัน และ 2) การทดจากระบบรอก Block and tackle



รูปที่ 3.2 การวางตำแหน่งส่วนประกอบในระบบส่งกำลัง

### 3.2 การทำงานของระบบส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่นี้ ได้ถูกออกแบบมาติดตั้งแสดงอยู่ในรูปที่ 3.1 ระบบทดแรงและระบบส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่ได้ออกแบบมาในงานวิจัยนี้ ได้นำหลักการการทดกำลังมาจากสองระบบด้วยกัน ตามที่ศึกษามาในหัวข้อ 2.5 นั่นคือการทดกำลังจากรัศมีลูกรอกที่ต่างกัน และการทดกำลังจากระบบลูกรอกผ่อนแรง (Block and tackle system) โดยเมื่อรวมสองระบบเข้าด้วยกัน จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 3.3



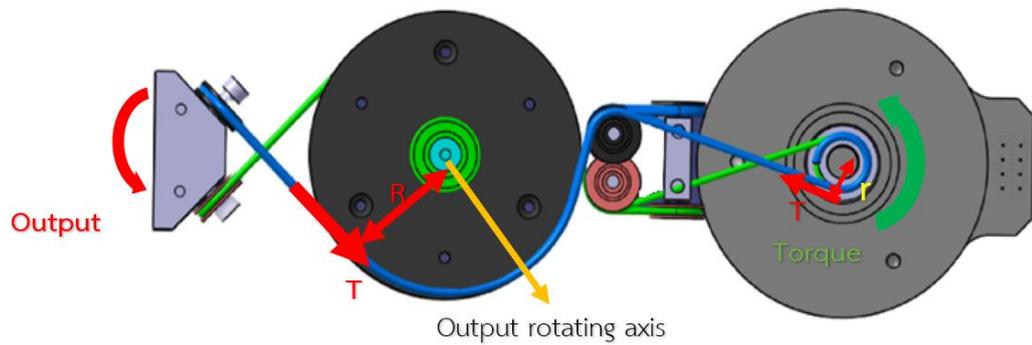
รูปที่ 3.3 แบบวาด CAD ของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่

จากรูปที่ 3.3 จะเห็นได้ว่าหุ่นยนต์จะประกอบด้วยส่วนประกอบส่งกำลังดังนี้

1. มอเตอร์ไฟฟ้า ซึ่งสามารถให้ output torque 0.953 Nm
2. Input Pulley หรือ ลูกรอกขาเข้า มีรัศมี 7.5 มิลลิเมตร
3. Output Pulley หรือ ลูกรอกขาออก จำนวน 3 ชั้น รัศมี 40 มิลลิเมตร
4. Cable Guider หรือ ชุดบังคับทิศทางการพันลวดสลิง
5. ลวดสลิง เส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตรจำนวน 2 เส้น

### 3.2.1 การทำงานของระบบส่งกำลังส่วนที่ 1

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่เพื่อฟื้นฟูการเดินนี้ มีเกียร์ทดซึ่งมาจากสองระบบด้วยกัน โดยในส่วนแรกนี้ จะมาจากรัศมีลูกรอกที่แตกต่างกัน โดยลูกรอกที่เป็นตัวขับเคลื่อนจะติดอยู่กับมอเตอร์ไฟฟ้า โดยมอเตอร์ไฟฟ้าจะทำหน้าที่สร้างแรงบิดให้กับหุ่นยนต์ ในขณะเดียวกัน ลูกรอกขับเคลื่อนจะมีสลิงซึ่งทำจากอะลูมิเนียมพันติดอยู่ สลิงจะทำหน้าที่ส่งแรงบิดจากลูกรอกไปยังลิ้งค์ขาออกของหุ่นยนต์ โดยสลิงจะถูกร้อยผ่านลูกรอกขาออก (Output pulley) ซึ่งจะทำหน้าที่เพิ่มรัศมีของสลิงในการเคลื่อนที่ ทำให้รัศมีการหมุนของเชือกที่ใช้ดึงลิ้งค์หุ่นยนต์ขาออก เพิ่มมากขึ้น โดยสามารถเขียนแผนภาพการทำงานของกลไกได้ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 แบบวาด CAD เกียร์ทดจากรอกที่มีรัศมีต่างกันในกลไกหุ่นยนต์ จากหัวข้อ 2.5.1 ที่ได้ศึกษามา จะทำให้สามารถวิเคราะห์ระบบส่งกำลังได้ดังนี้

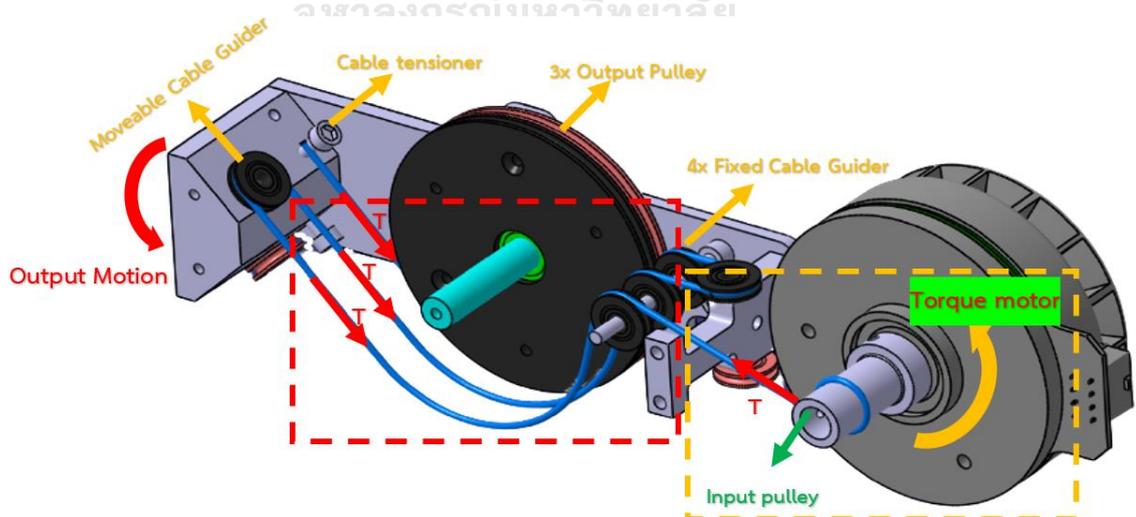
จาก (2.8)

$$GearRatio_{first} = \frac{\tau_{output}}{\tau_{motor}} = \frac{R}{r} \quad (3.1)$$

$$GearRatio_{first} = \frac{40}{7.5} = 5.33$$

### 3.2.2 การทำงานของระบบส่งกำลังส่วนที่ 2

ในส่วนที่สองนี้ หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่นี้ จะมีการทดกำลังซึ่งมาจากระบบ Block and tackle โดยจะเห็นได้จากรูปที่ 3.5 ในปลายขาออกของลิงค์หุ่นยนต์ จะมีลวดสลิงจำนวนสามเส้น ซึ่งจะมากกว่าที่ด้านของฝั่งขาส่งกำลังจากมอเตอร์ ซึ่งจะมีเชือกเคเบิลเพียงเส้นเดียว โดยในการเพิ่มจำนวนลวดสลิงนี้ จะเป็นการเพิ่มการทดกำลัง



รูปที่ 3.5 แบบวาด CAD ของกลไก Block and tackle ที่ใช้ในหุ่นยนต์ที่นำเสนอ

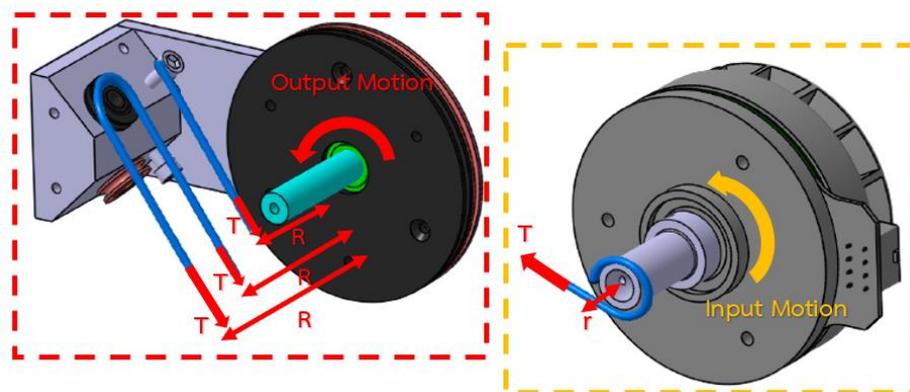
จากรูปที่ 3.5 จะเห็นได้ว่าแรงบิดขาออกนั้นจะถูกทดเป็นสามเท่า ซึ่งเป็นการทดแรงที่เกิดจากเคเบิลที่ได้พันรอบลูกรอกนำเชือก (Cable guider) ซึ่งลูกรอกนำเชือกนี้ จะมีอยู่ด้วยกัน 4 ลักษณะ นั่นคือ 1. ลูกรอกของมอเตอร์ส่งกำลัง (Input Pulley) 2. ลูกรอกขาออก (Output Pulley) 3. ลูกรอกนำเชือกแบบเคลื่อนที่ได้ (Moveable Cable Guider) และ 4. ลูกรอกนำเชือกแบบอยู่นิ่ง (Fixed Cable Guider) โดยลวดสลิงจะถูกพันจาก Input Pulley และส่งต่อไปยัง Fixed Cable Guider จากนั้นจะถูกพันรอบ Output Pulley ที่มีรัศมีใหญ่ และจะถูกส่งต่อไปยัง Moveable Cable Guider หลังจากนั้น ลวดสลิงจะถูกพันเป็นรูปตัว U ระหว่าง Output Pulley และ Fixed Cable Guider เพื่อให้ลวดสลิงที่มาติงลิงค์ขาออกมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นตามที่ต้องการ

$$\text{จาก (2.16)} \quad \text{GearRatio}_{\text{second}} = 3 \quad (3.2)$$

### 3.2.3 การทำงานของระบบส่งกำลังทั้งหมดในระบบ

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ ได้ใช้ระบบการส่งกำลังที่ออกมาเฉพาะ ซึ่งอาศัยลวดสลิงเป็นอุปกรณ์ในการส่งกำลังหลัก โดยลวดสลิงนี้ จะถูกทดแรงเพิ่มด้วย 2 กระบวนการ คือ 1. การทดแรงจากรัศมีลูกรอกที่ต่างกัน 2. การทดแรงจากระบบ Block and tackle หรือ ชุดระบบรอกทดกำลัง โดยเมื่อนำทั้งสองกระบวนการส่งกำลังมาประกอบเข้าด้วยกันแล้ว จะสามารถทดแรงเพิ่มกำลังได้มากขึ้นดังนี้

การคำนวณอัตราส่วนการทดกำลังรวมทั้งระบบที่ใช้ในหุ่นยนต์จะสามารถทำได้โดยพิจารณาแผนภาพแรงดังที่แสดงในรูป 3.6



รูปที่ 3.6 แผนภาพแรงที่เกิดขึ้นในหุ่นยนต์จากระบบทดกำลัง  
เมื่อพิจารณาในฝั่งขาส่งกำลัง (Input side)

$$\tau_{input} = 0.953Nm$$

$$T = \tau / r = \frac{0.953Nm}{7.5 \cdot 10^{-3}m} = 127.1N \quad (3.3)$$

เมื่อพิจารณาในฝั่งขาออก (Output side)

$$\tau_{output} = 3 \times T \cdot R$$

$$\tau_{output} = 3 \times 127N \cdot 40 \cdot 10^{-3}m$$

$$\tau_{output} = 15.24Nm \quad (3.4)$$

เกียร์ทดรวมของทั้งระบบ

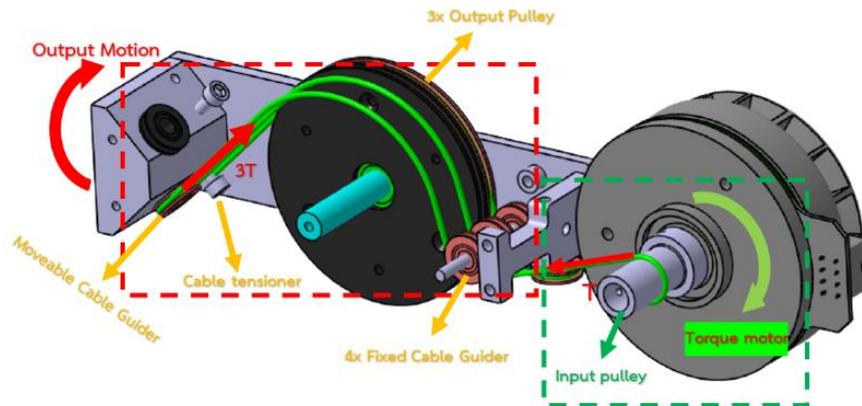
$$GearRatio_{tot} = \frac{\tau_{output}}{\tau_{motor}} = \frac{15.25}{0.953} = 16.0 \quad (3.5)$$

ดังนั้น จะเห็นได้ว่าเกียร์ทดทั้งหมดของระบบ จะเกิดจากผลคูณของ เกียร์ทดรูปแบบแรกกับ เกียร์ทดรูปแบบที่สอง ดังสมการที่ 3.5 โดยหลักจากทดเกียร์แล้ว แรงบิดขาออกจะมีค่าเท่ากับ 15.24 Nm ซึ่งตรงตามข้อกำหนดที่ได้วางไว้ในขั้นตอนการออกแบบทางกล และค่าแรงบิดนี้ยังเหมาะสมและสามารถใช้เพื่อทำกายภาพบ่าบดได้

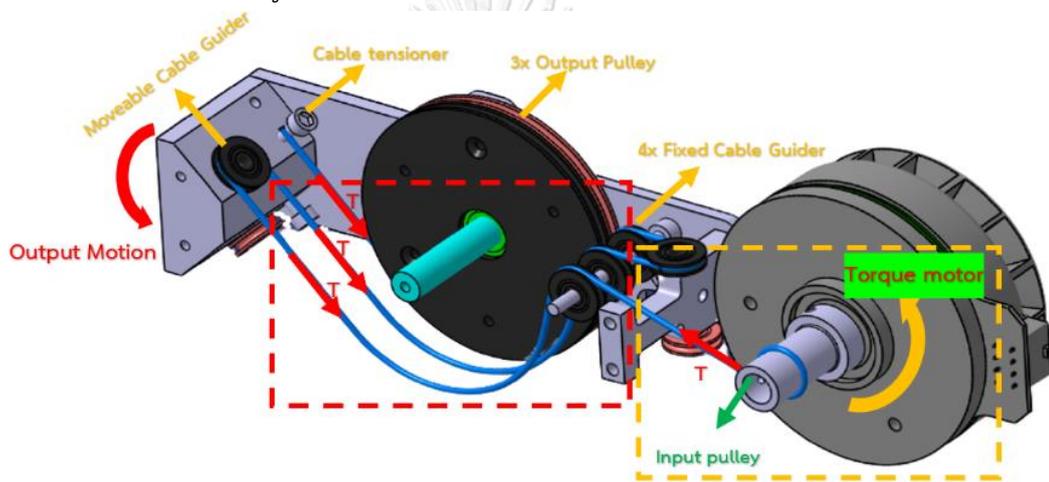
$$GearRatio_{tot} = GearRatio_{1^{st} \text{ stage}} \cdot GearRatio_{2^{nd} \text{ stage}} \quad (3.6)$$

### 3.3 ความสมมาตรของกลไกระบบส่งกำลัง

จากรูปที่ 3.7 และ 3.8 จะเห็นได้ว่ากลไกการส่งกำลังดังรูป จะสามารถเคลื่อนที่ได้ในแค่ ทิศทางเดียว คือทิศทางทวนเข็มนาฬิกา และจะไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา เนื่องจากข้อจำกัดของการส่งกำลังผ่านลวดสลิง โดยที่ลวดสลิงจะสามารถส่งกำลังได้ก็ต่อเมื่อลวดสลิง อยู่ในสภาวะตึงเท่านั้น ดังนั้น เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ได้ในทั้งสองทิศทาง คือทิศทาง ทวนเข็มนาฬิกา และทิศทางตามเข็มนาฬิกา กลไกจะถูกติดตั้งด้วยลวดสลิงจำนวนสองเส้น โดยลวดสลิงเส้นแรกจะใช้เพื่อหมุนข้อต่อในทิศทางหนึ่ง และลวดสลิงอีกเส้นจะถูกใช้หมุนข้อต่อในทิศทางตรงกันข้าม



รูปที่ 3.7 การส่งกำลังในทิศทางตามเข็มนาฬิกา



รูปที่ 3.8 การส่งกำลังในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา

กลไกจะสามารถทำงานได้อย่างปกติ หากทั้งการเคลื่อนที่ในสองทิศทางมีความสมมาตรกันของลวดสลิง เนื่องจากลวดสลิงจะต้องอยู่ในสภาพตึงเท่านั้น จะต้องไม่มีเชือกเส้นใดเกิดการหย่อนขณะใช้งาน โดยจากรูปที่ 3.7 และ 3.8 และสมการที่ (3.8) - (3.14) จะอธิบายถึงการพิสูจน์ความสมมาตรของลวดสลิง โดยในการพิสูจน์ความสมมาตร จะมีข้อกำหนดด้านสัญลักษณ์ และสมมติฐานในการคำนวณดังนี้

#### ข้อกำหนดด้านสัญลักษณ์

$\alpha$	คือ ตำแหน่งมุมของมอเตอร์	$r$	คือ รัศมีของ Input Pulley
$\beta$	คือ มุมที่เชือกเกาะอยู่กับ Output Pulley	$R$	คือ รัศมีของ Output Pulley
$\theta$	คือ มุมที่ Output Pulley	$GR$	คือ อัตราเกียร์ทด

$l$  คือ ความยาวของลวดสลิงในส่วนต่าง ๆ

### สมมติฐานในการคำนวณ

1. ไม่มีการไถลของสลิงขณะการเคลื่อนที่ (No slip condition)
2. ละทิ้งความยืดหยุ่นในลวดสลิง

### 3.3.1 การพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา

#### 3.3.1.1 กลไกขณะที่อยู่ในสถานะเริ่มต้น

รูปที่ 29 แสดงถึงภาพกลไกขณะเริ่มต้นในการเคลื่อนที่ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา โดยในการเคลื่อนที่ในทิศทางนี้ ลวดสลิงสีน้ำเงิน จะถูกใช้ในการสร้างแรงบิดให้กับข้อต่อในลิงค์ขาออก โดยในขณะเริ่มต้นที่สถานะนี้ ตัวแปรต่าง ๆ ในระบบจะมีค่าดังนี้

$$\alpha = \alpha_0 = 0 \quad \theta = \theta_0 = 0 \quad \beta = \beta_0$$

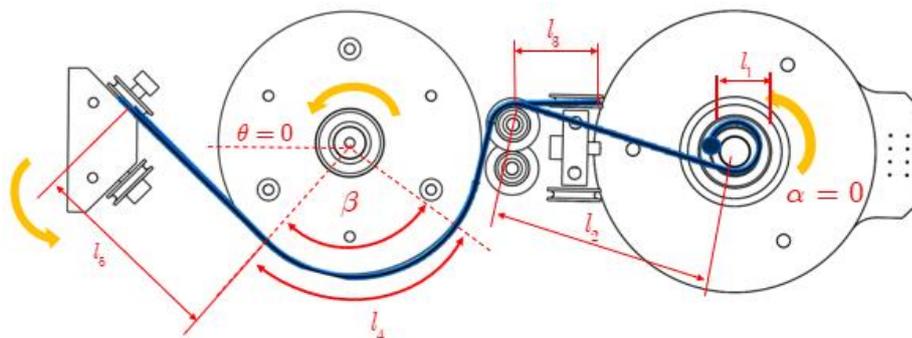
$$l_{1,\alpha_0} = \left( \alpha_0 \frac{\pi}{180} \right) r$$

$$l_{4,\alpha_0} = \left( \beta \frac{\pi}{180} R \right) n; \quad n \text{ คือ จำนวน Output Pulley}$$

$l_{2,\alpha_0}, l_{3,\alpha_0}, l_{5,\alpha_0}$  are constant

$$l_{tot}|_{\alpha=\alpha_0} = l_{1,\alpha_0} + l_{4,\alpha_0} + c$$

$$l_{tot}|_{\alpha=\alpha_0} = \left( \alpha_0 \frac{\pi}{180} r \right) + \left( \beta_0 \frac{\pi}{180} R \right) + c \quad (3.7)$$



รูปที่ 3.9 ความยาวลวดสลิงสีน้ำเงินในสถานะเริ่มต้นของการเคลื่อนที่

### 3.3.1.2 กลไกในขณะที่อยู่ในสถานะสุดท้าย

พิจารณาเมื่อหุ่นยนต์เคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่ต้องการ ดังรูปที่ 3.9 ที่สถานะนี้ เชือกสีน้ำเงินจะดึงหุ่นยนต์ให้เคลื่อนที่ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา โดยเมื่อหุ่นยนต์เคลื่อนที่มาตำแหน่งนี้ ตัวแปรต่าง ๆ ในระบบ จะมีค่าดังนี้

$$\alpha_{blue} = \alpha_{0,blue} + \alpha_{2,blue}$$

$$\theta_{blue} = \theta_{2,blue} = \frac{\alpha_{2,blue}}{GR}$$

$$\beta_{blue} = \beta_{0,blue} - \theta_{2,blue}$$

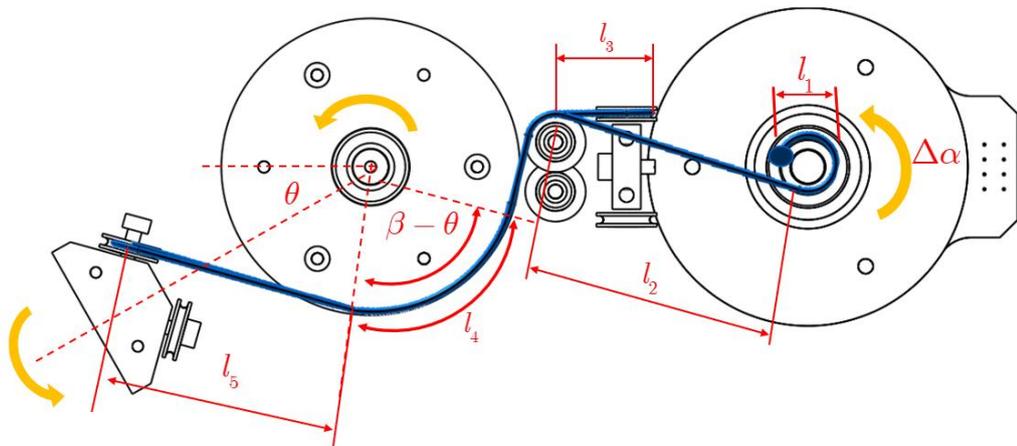
$$l_{1,\alpha_2,blue} = \left( \frac{\pi}{180} \cdot \alpha_{0,blue} + \alpha_{2,blue} \right) r$$

$$l_{2,\alpha_2,blue}, l_{3,\alpha_2,blue}, l_{5,\alpha_2,blue} \text{ are constant}$$

$$l_{4,\alpha_2,blue} = \left( \beta_{0,blue} - \theta_{2,blue} \frac{\pi}{180} \right) R$$

$$l_{tot,blue}|_{\alpha=\alpha_2} = l_{1,\alpha_2} + l_{2,\alpha_2} + l_{3,\alpha_2} + l_{4,\alpha_2} + l_{5,\alpha_2}$$

$$l_{tot,blue}|_{\alpha=\alpha_2} = \left( \frac{\pi}{180} \cdot \alpha_0 + \alpha_2 \right) r + \left( \beta_0 - \theta_2 \frac{\pi}{180} \right) R + c \quad (3.8)$$



รูปที่ 3.10 ความยาวลวดสลิงสีน้ำเงินในสถานะสุดท้ายของการเคลื่อนที่

### 3.3.1.3 สรุปผลการพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ทวนเข็มนาฬิกา

พิจารณาผลต่างของความยาวเชือกก่อนและหลังเคลื่อนที่กลไก โดย (3.7) – (3.8)

$$\Delta l_{tot} = l_{tot}|_{\alpha=\alpha_2} - l_{tot}|_{\alpha=\alpha_0} \quad (3.9)$$

$$\Delta l_{tot} = \frac{\pi}{180} \alpha_0 + \alpha_2 r + \beta_0 - \theta_2 R - \alpha_0 r - \beta_0 R$$

$$\Delta l_{tot} = \alpha_2 r - \theta_2 R$$

$$\Delta l_{tot,blue} = r\alpha_2 - \left(\frac{r}{R}\alpha_2\right)R = 0 \quad (3.10)$$

จะเห็นได้ว่าความยาวเชือกในระบบมีค่าเท่าเดิม ซึ่งสามารถแสดงได้ว่า ลวดสลิงที่ใช้ขับกลไกมีความตึงตลอดเวลาตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ข้างต้น โดยในการพิสูจน์ความสมมาตรของกลไก และศึกษาการทำงาน ในส่วนต่อไปจะแสดงถึงการวิเคราะห์ความยาวลวดสลิงในการหมุนในทิศทางตามเข็มนาฬิกา

### 3.3.2 การพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา

ในกรณีต่อมา จะทำการพิสูจน์ความสมมาตรของกลไกในการเคลื่อนที่ในทิศทางตรงกันข้ามกับหัวข้อก่อนหน้า เพื่อทำการพิสูจน์ว่ากลไกสามารถทำงานได้ในทุกทิศทางการเคลื่อนที่ โดยไม่เกิดปัญหาใดขึ้น โดยทำการพิจารณาความยาวเชือกทั้งในสถานะเริ่มต้น และความยาวเชือกในสถานะสุดท้าย

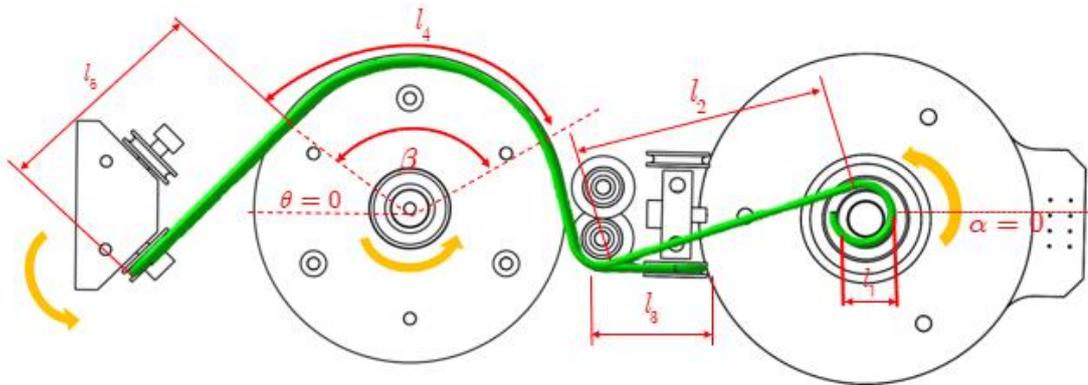
#### 3.3.2.1 กลไกในขณะที่อยู่ในสถานะเริ่มต้น

รูปที่ 3.10 แสดงถึงภาพกลไกขณะเริ่มต้นในการเคลื่อนที่ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา โดยในการเคลื่อนที่ในทิศทางนี้ ลวดสลิงสีน้ำเงิน จะถูกใช้ในการสร้างแรงบิดให้กับข้อต่อในลิงค์ขาออก โดยในขณะที่เริ่มต้นที่สถานะนี้ ตัวแปรต่าง ๆ ในระบบ และความยาวเชือกที่ปรากฏสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\alpha_{green} = \alpha_{0,green} = 0 \quad \theta_{green} = \theta_{0,green} = 0 \quad \beta_{green} = \beta_{0,green}$$

จากสมการที่ (3.7)

$$l_{tot}|_{\alpha=\alpha_{0,green}} = \left(\alpha_{0,green} \frac{\pi}{180} r\right) + \left(\beta_{0,green} \frac{\pi}{180} R\right) + c \quad (3.11)$$



รูปที่ 3.11 ความยาวลวดสลิงสีเขียวในสถานะเริ่มต้นของการเคลื่อนที่

3.3.2.2 กลไกในขณะที่อยู่ในสถานะสุดท้าย

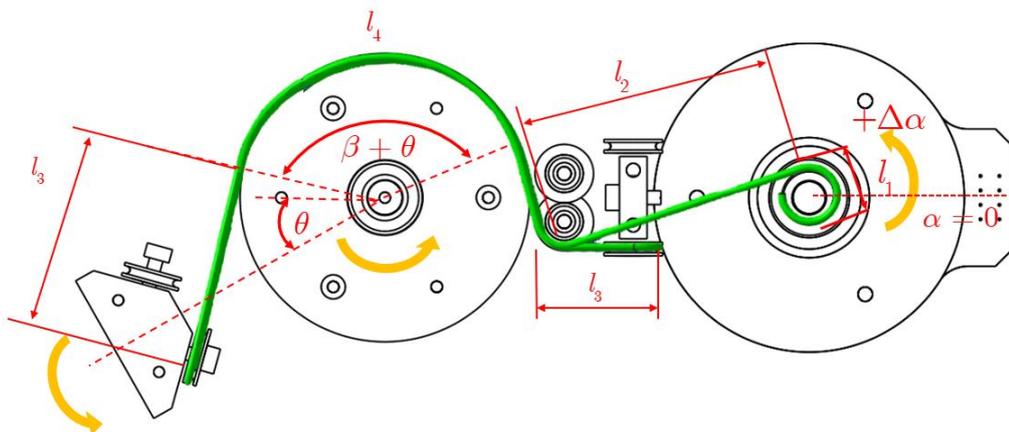
$$\alpha_{2,blue} = \alpha_{0,blue} + \alpha_{2,blue}$$

$$\theta_{2,green} = \theta_{2,green} = \frac{\alpha_{2,green}}{GR}$$

$$\beta_{2,green} = \beta_{0,green} + \theta_{2,green}$$

จากสมการ (3.8)

$$l_{tot,green} \Big|_{\alpha=\alpha_2} = \left( \frac{\pi}{180} \cdot \alpha_0 - \alpha_2 \right) r + \left( \beta_0 + \theta_2 \frac{\pi}{180} \right) R + c \tag{3.12}$$



รูปที่ 3.12 ความยาวลวดสลิงสีเขียวในสถานะสุดท้ายของการเคลื่อนที่

3.3.1.3 สรุปผลการพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีเคลื่อนที่ตามเข็มนาฬิกา

ผลการพิสูจน์ความสมมาตรในกรณีที่เคลื่อนที่ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา สามารถทำได้จากการพิจารณาผลต่างของความยาวเชือกในกรณีเริ่มต้น และกรณีสุดท้าย

ผลต่างความยาว โดย (3.12) – (3.11) และอ้างอิงกับสมการ (3.10)

$$\Delta l_{tot,green} = -\alpha_{2,green} r + \theta_{2,green} R = 0 \quad (3.13)$$

จากสมการที่ (3.10) และสมการที่ (3.13) จะสามารถพิสูจน์สมการที่ (3.30) ได้ดังนี้

$$\Delta l_{tot,blue} = -\Delta l_{tot,green} \quad (3.14)$$

จะเห็นได้ว่า อัตราการเปลี่ยนแปลงความยาวลวดสลิงทั้งสองเส้น มีความสมมาตรกัน นั่นคือ เมื่อลวดสลิงเชือกหนึ่งคลาย อีกลวดสลิงหนึ่งจะตึง เพื่อตึงให้กลไกขยับในทิศทางที่แรงตึงเชือกนั้นตึงกลไกไป ซึ่งจะเห็นได้จากเครื่องหมายลบ ในสมการที่ (3.14) ซึ่งหากสมการนี้ไม่เป็นจริง กลไกจะไม่สามารถเคลื่อนที่กลับไปกลับมา ในสองทิศทางได้

### 3.4 สรุปผลการออกแบบของหุ่นยนต์

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ ได้ถูกออกแบบมาตามหัวข้อที่ 3.1 – 3.3 โดยหุ่นยนต์จะมีค่าพารามิเตอร์ของระบบดังนี้ และสามารถสรุปผลการออกแบบโครงสร้างทางกลเทียบกับข้อกำหนดการออกแบบ design specification ที่ได้กำหนดไว้ในหัวข้อ 3.1 ได้ดังนี้

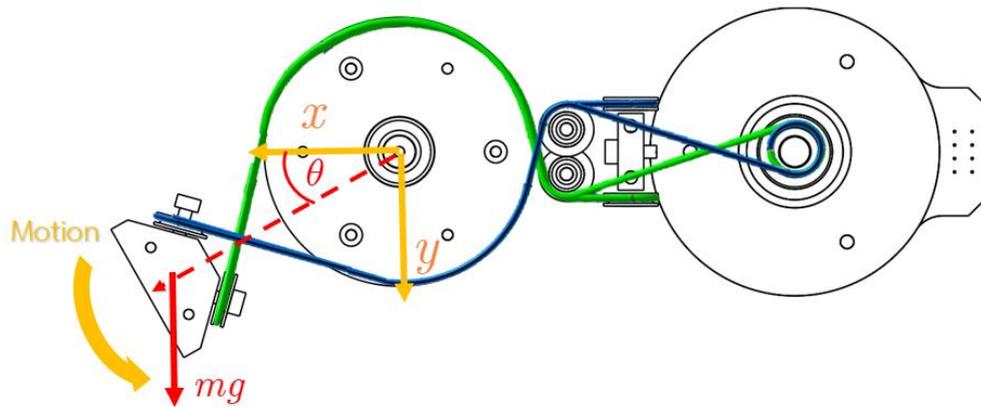
ตารางที่ 3.4 ผลการออกแบบโครงสร้างและระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์เทียบกับข้อกำหนดการออกแบบ

ลำดับ	รายการ	เงื่อนไข	ค่าออกแบบ	ค่าจริง
1	มวล (mass)	<	2.5 kg	2.2 kg
2	ความเฉื่อย (inertia)	<	0.1 kgm <sup>2</sup>	0.008
3	แรงบิด (Torque)	>	15 Nm	16 Nm
4	กำลังในระบบส่งกำลัง	>	200 W	360 W
5	ระยะคลอนในระบบส่งกำลัง (Backlash)	ไม่มีระยะคลอน (Zero Backlash)		ไม่มีระยะคลอน
6	Range of motion	อยู่ในช่วง	0°-110°	0°-110°

### 3.5 Dynamic models ของหุ่นยนต์

Dynamic model ของหุ่นยนต์ที่ออกแบบมา จะถูกใช้ในการพัฒนาระบบควบคุม โดยยิ่งการจำลองพลวัตของหุ่นยนต์มีความแม่นยำมากเท่าใด ระบบควบคุมก็จะมีเสถียรภาพมากขึ้น และ

สามารถตอบสนองต่อสัญญาณขาเข้าที่ต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยในการหาแบบจำลองเชิงพลวัตนี้ จะสามารถทำได้ดังสมการที่ 3.5 และรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 โมเดลจำลองเพื่อหาพลวัตของหุ่นยนต์

$$\sum \tau = I\alpha \quad (3.15)$$

$$\tau - mgl \sin \theta = I\ddot{\theta}$$

$$\tau = I\ddot{\theta} + mgl \sin \theta$$

$$\tau = I\ddot{\theta} + mgl\theta$$

ทำการแปลง Laplace transform ของสมการพลศาสตร์ข้างต้น

$$\tau s = Is^2 \theta s + mgl \theta s$$

$$\frac{\theta s}{\tau s} = TF = \frac{1}{Is^2 + mgl}$$

แทนค่าด้วยพารามิเตอร์ของระบบ ดังนี้

$$I = 0.008 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad m = 0.4 \text{ kg} \quad l = 0.112 \text{ m}$$

จะได้

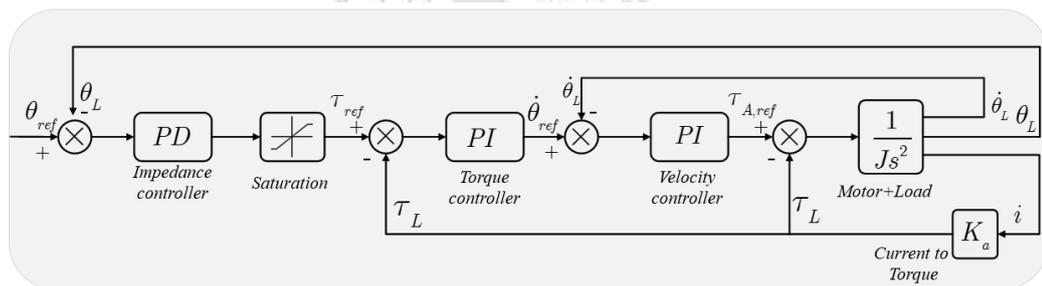
$$\frac{\theta s}{\tau s} = TF = \frac{1}{0.008s^2 + 0.44} \quad (3.16)$$

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า Dynamics Model ของหุ่นยนต์จะสามารถถูกคำนวณออกมาได้ดังสมการที่ 3.16 โดยจะถูกนำไปใช้ต่อในการพัฒนาระบบควบคุมต่อไป

## บทที่ 4 ระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์และสัญญาณอ้างอิงที่ใช้ในการสั่งงาน

### 4.1 ระบบควบคุมแบบช่วยเหลือการเคลื่อนที่เท่าที่จำเป็น Active-assistive controller

ระบบควบคุมแบบ Active-assistive ด้วย Impedance control นี้ จะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่ต้องการแรงช่วยเหลือจากหุ่นยนต์ค่อนข้างมาก ระบบควบคุมชนิดนี้ จะทำการออกแรงช่วยเหลือการเคลื่อนที่ เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถขยับร่างกายไปในทิศทางที่กำหนดไว้ได้ โดยรูปแบบการออกแรงช่วยเหลือจะเป็นแบบ Active assistive ซึ่งหุ่นยนต์จะออกแรงช่วยเหลือการเคลื่อนที่แค่เพียงเท่าที่ผู้ใช้งานจำเป็นต้องได้รับเท่านั้น (Assist-As-Needed, AAN) โดยเมื่อผู้ใช้งานไม่สามารถขยับขาตามทิศทางที่กำหนดได้เลย หุ่นยนต์จะทำการออกแรงช่วยเหลือทั้งหมด เพื่อให้สามารถพาขาของผู้ใช้งานไปยังเป้าหมายได้ แต่หากผู้ใช้งานพอจะมีกำลังที่สามารถขยับขาเองได้แล้ว หุ่นยนต์จะทำการลดแรงช่วยเหลือลง จนเหลือแค่เพียงเท่ากับที่ผู้ใช้งานแต่ละรายต้องการ ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ระบบควบคุมชนิดนี้ จะกระตุ้นให้ผู้ใช้งานพยายามเคลื่อนที่ให้ได้มากที่สุด ด้วยตัวของตนเอง



รูปที่ 4.1 Block diagram ของระบบควบคุม Impedance control ที่ใช้ในงานวิจัย

รูปที่ 4.1 แสดงถึงระบบควบคุมแบบ Impedance Control ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ โดยจะเห็นได้ว่า ระบบควบคุมจะถูกแบ่งออกเป็นชั้นควบคุมย่อย 3 ชั้น ได้แก่ระบบควบคุมชั้นนอก ระบบควบคุมชั้นกลาง ระบบควบคุมชั้นใน โดยในแต่ละชั้นของระบบควบคุมจะมีหน้าที่ที่แตกต่างกันไป โดยในชั้นนอกสุด จะเป็นชั้นของระบบควบคุมแบบ Impedance control ในชั้นนี้ จะเป็นการกำหนดลักษณะการตอบสนองระหว่างหุ่นยนต์กับสิ่งแวดล้อมภายนอก โดยในงานวิจัยนี้ ได้เลือกตัวควบคุมเป็นรูปแบบ PD-Controller โดยกฎของตัวควบคุมที่เลือกในงานวิจัยนี้ จะสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 4.1 เนื่องจากตัวควบคุมแบบ PD-Controller นี้ จะมีข้อดีโดย เมื่อระบบกระทบกับสิ่งแวดล้อมภายนอก รูปแบบการตอบสนองจะคล้ายกับสปริงที่มีการเคลื่อนที่อย่างราบเรียบไม่กระตุกมากจนเกินไป ทำให้เหมาะสมและปลอดภัยต่อการใช้งานในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ภายนอกบริเวณเข่า โดยในชั้น impedance control นี้ จะคำนวณค่าผิดพลาดของตำแหน่ง ที่เกิดระหว่าง

ตำแหน่งอ้างอิงและตำแหน่งที่วัดได้จริง และใช้ค่าผิดพลาดของตำแหน่งนี้ เพื่อสร้างค่าสัญญาณอ้างอิงแรงบิด (Robotic-Assistance torque) ด้วยตัวควบคุมแบบ PD-controller ดังสมการที่ 4.1 หลังจากนั้น สัญญาณอ้างอิงแรงบิดนี้ จะถูกจำกัดค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด ให้ไม่เกินค่าที่กำหนดไว้ ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ความปลอดภัยในการทำงานของรูปแบบการควบคุมนี้จะมีสูงเนื่องจากค่าแรงบิดสูงสุดจะไม่เกินค่าที่กำหนดไว้ และนอกจากนั้น การกำหนดค่าแรงบิดสูงสุดนี้ยังสามารถทำให้นักกายภาพบำบัดปรับเปลี่ยนให้เหมาะสมกับการรักษาในผู้ใช้งานที่หลากหลายได้

$$u(t) = k_p + k_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (4.1)$$

หลังจากนั้น ค่าสัญญาณอ้างอิงแรงบิดจากระบบควบคุมชั้นนอกสุด จะถูกส่งไปยังชั้นควบคุมต่อไป คือชั้นควบคุมชั้นกลาง ในขั้นนี้ จะเป็นระบบควบคุมแบบ Torque control loop โดยระบบจะทำการคำนวณ ค่าผิดพลาดของแรงบิดระหว่าง แรงบิดอ้างอิงและแรงบิดที่เกิดขึ้นจริงในระบบ เพื่อส่งเข้าไปยังตัวควบคุม โดยค่าแรงบิดที่เกิดขึ้นจริง จะถูกคำนวณจากผลคูณระหว่างค่ากระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์กับค่าเกนคงที่  $K_a$  โดยค่ากระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์ จะสามารถวัดได้จาก current sensor ที่ถูกติดตั้งอยู่ในอุปกรณ์ขับเคลื่อนมอเตอร์ (Motor driver) โดยในชั้นควบคุมนี้ จะใช้ตัวควบคุมแบบ PI-Controller ดังสมการที่ 4.2 โดย PI-Controller จะสร้างค่าสัญญาณอ้างอิงความเร็ว (Velocity reference signal) จากค่าผิดพลาดของแรงบิดที่คำนวณได้ ก่อนที่จะส่งค่าสัญญาณอ้างอิงความเร็วนี้ ไปยังชั้นควบคุมชั้นต่อไป

$$u(t) = k_p + k_i \int e(t) dt \quad (4.2)$$

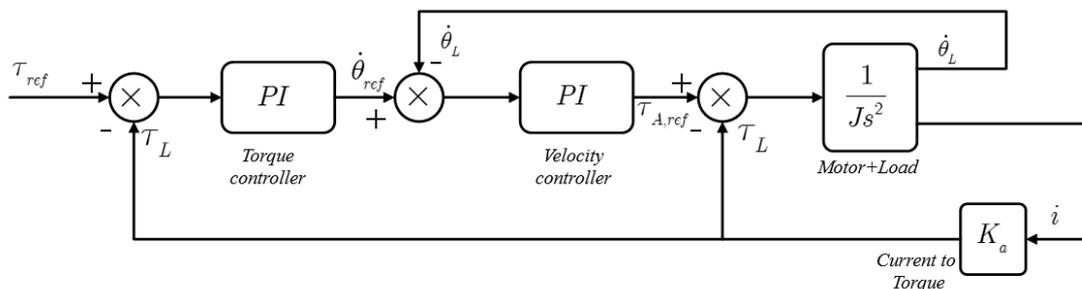
ในชั้นควบคุมสุดท้ายนี้ จะเป็นชั้นควบคุมแบบ Velocity control loop โดยระบบจะทำการคำนวณค่าความเร็วผิดพลาดระหว่างค่าสัญญาณอ้างอิงความเร็วจากชั้นควบคุมก่อนหน้า และค่าสัญญาณความเร็วที่เกิดขึ้นจริง และค่าความเร็วผิดพลาดนี้ จะถูกส่งเข้าไปยังตัวควบคุมแบบ PI-Controller โดยมีหลักการทำงานดังสมการที่ 4.2 โดย PI-controller จำการสร้างสัญญาณอ้างอิงแรงบิด ส่งไปยังมอเตอร์เพื่อให้ขับเคลื่อนระบบต่อไป

#### 4.2 ระบบควบคุมแบบสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่ (Resistance Controller)

ระบบควบคุมแบบ Resistance controller เป็นรูปแบบหนึ่งของการควบคุมแรงด้วย Impedance controller ซึ่งการควบคุมแบบ Resistance จะทำการออกแรงต้านการเคลื่อนที่จากผู้ใช้งาน ซึ่งจะแตกต่างกับระบบควบคุมแบบ Active-assistive ที่หุ่นยนต์จะเป็นผู้ช่วยเหลือในการ

เคลื่อนที่ตามเส้นทางอ้างอิงที่ได้กำหนดไว้ ซึ่งระบบควบคุมชนิดสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่นี้ จะเหมาะสมต่อผู้ใช้งานที่สามารถออกแรงในการช่วยเหลือการเคลื่อนที่ได้ด้วยตัวเอง และต้องการเสริมสร้างกล้ามเนื้อเนื่องจากการฝึกออกแรงต้าน

ระบบควบคุมแบบ Resistance Controller จะสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของ Block diagram ได้ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งจะเห็นว่าชั้นของระบบควบคุม จะมีทั้งหมด 2 ชั้นด้วยกัน คือ ชั้นของ Torque control loop และชั้นควบคุมแบบ Velocity control loop ซึ่งในทั้งสองชั้นควบคุมนี้ จะอาศัย PI-controller เป็นตัวสร้างสัญญาณหลัก เนื่องจากตัวควบคุมแบบ PI-controller นี้จะทำให้ระบบควบคุมมีเสถียรภาพที่สูงและปลอดภัยในการใช้งานต่อหุ่นยนต์กายภาพบำบัด



รูปที่ 4.2 ระบบควบคุมแบบออกแรงต้าน

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธีการสร้างสัญญาณอ้างอิงแรงบิด  $T_{ref}$  ในสองรูปแบบ ในรูปแบบแรก จะจำลองให้หุ่นยนต์สร้างแรงต้านในรูปแบบแรงบิดหน่วง (Damping Torque) ซึ่งในรูปแบบนี้ หุ่นยนต์จะทำการสร้างแรงต้านซึ่งจะแปรผันตรงกับความเร็วของหุ่นยนต์ ดังสมการที่ (4.3) ดังนั้น หุ่นยนต์จะสร้างแรงต้านสูง เมื่อผู้ใช้งานพยายามเคลื่อนที่ช้าด้วยความเร็วที่สูง และหุ่นยนต์จะออกแรงต้านน้อยกว่า เมื่อผู้ใช้งานพยายามเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่ช้ากว่า ดังนั้นจะเห็นได้ว่า การสร้างสัญญาณอ้างอิงในรูปแบบนี้จะเหมาะสมกับการเคลื่อนที่กลับไป มา เพื่อสร้างกล้ามเนื้อให้กับผู้ใช้งาน

$$\tau_{resist} = -k_{damp} \dot{\theta} \quad (4.3)$$

นอกจากการสร้างแรงต้านในรูปแบบแรงบิดหน่วง (Damping Torque) งานวิจัยนี้ยังได้เลือกใช้การสร้างสัญญาณอ้างอิงแรงบิดอีกรูปแบบหนึ่ง เรียกว่าแรงบิดต้านแบบสปริง (Spring-like torque) ดังสมการที่ (4.4) ซึ่งหุ่นยนต์จะทำการสร้างแรงต้านที่สัมพันธ์กับค่าของมุมในขณะนั้น โดย

จะเห็นได้ว่า เมื่อผู้ใช้งานพยายามเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งอ้างอิง หุ่นยนต์จะทำการออกแรงต้านเพื่อให้ข้อต่อของหุ่นยนต์กลับเข้าสู่ตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งจะเห็นได้ว่า การออกแบบสัญญาณอ้างอิงและระบบควบคุมในรูปแบบนี้ จะเหมาะสมกับการใช้งานในรูปแบบสวอช (Squat) ซึ่งเป็นรูปแบบหนึ่งของการออกกำลังกายส่วนล่างของร่างกาย

$$\tau_{resist} = -K_{spring} \theta_{set} - \theta_{actual} \quad (4.4)$$

#### 4.3 กิจกรรมในการทำกายภาพบำบัด

ในการรักษาด้วยหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ สามารถกำหนดท่าทางในการใช้งานได้หลากหลายรูปแบบ ซึ่งในแต่ละรูปแบบก็จะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่หลากหลายแตกต่างกันไป ซึ่งในงานวิจัยนี้จะใช้ระบบควบคุมแบบ Impedance control ซึ่งจะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่ต้องการแรงช่วยที่ค่อนข้างมาก โดยในส่วนต่อไป จะกล่าวถึงท่าทางในการทำกายภาพบำบัดด้วยหุ่นยนต์ รวมถึงการสร้างและกำหนดเส้นทางในการเคลื่อนที่

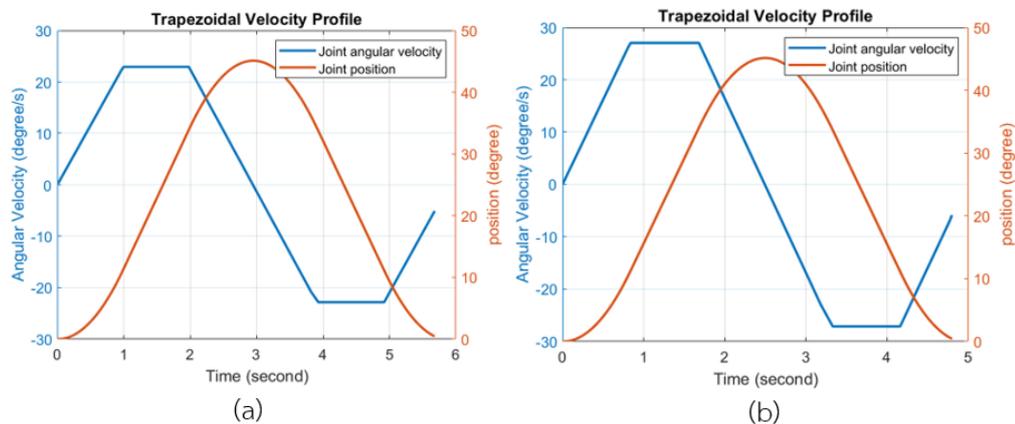
##### 4.3.1 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดด้วยท่าทาง ในรูปแบบเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิง

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการเลือกท่าทางในการทำกายภาพบำบัดในท่าทางดังรูปที่ 4.3 กล่าวคือผู้ใช้งานจะอยู่ในท่านี้และขาทำมุม 90 องศา จากนั้น หุ่นยนต์จะพาขาขยับไปตามมุมที่เลือก โดยในงานวิจัยนี้ ผู้ใช้งานสามารถเลือกค่ามุมที่ต้องการให้หุ่นยนต์พาไปได้ทั้งหมด 3 ค่า คือ 45 60 และ 70 องศา ซึ่งในการใช้งาน ผู้ใช้งานจะทำการถือสวิทช์ โดยจะสามารถส่งสัญญาณเพื่อตัดการทำงานฉุกเฉินได้ หากมีสิ่งผิดพลาดเกิดขึ้น และสามารถส่งสัญญาณเพื่อสั่งให้หุ่นยนต์เริ่ม หรือหยุดการทำงานได้

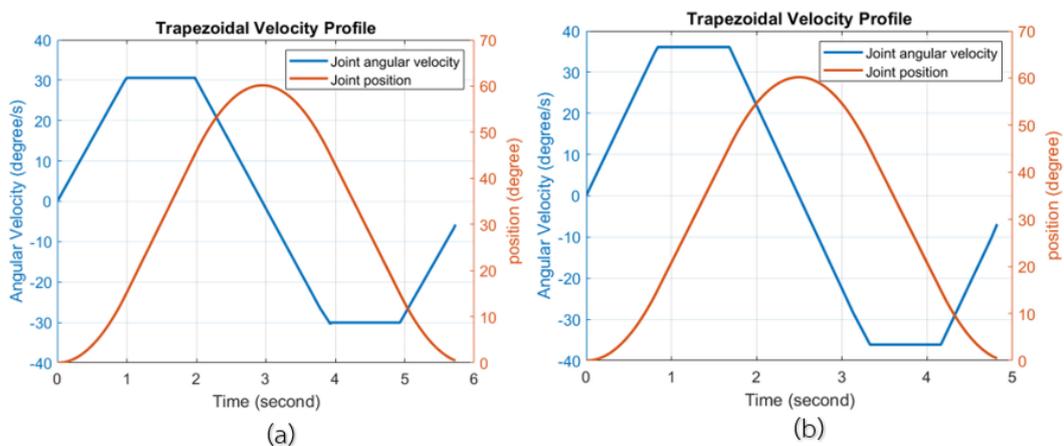


รูปที่ 4.3 การกำหนดท่าทางในการทำกายภาพบำบัด

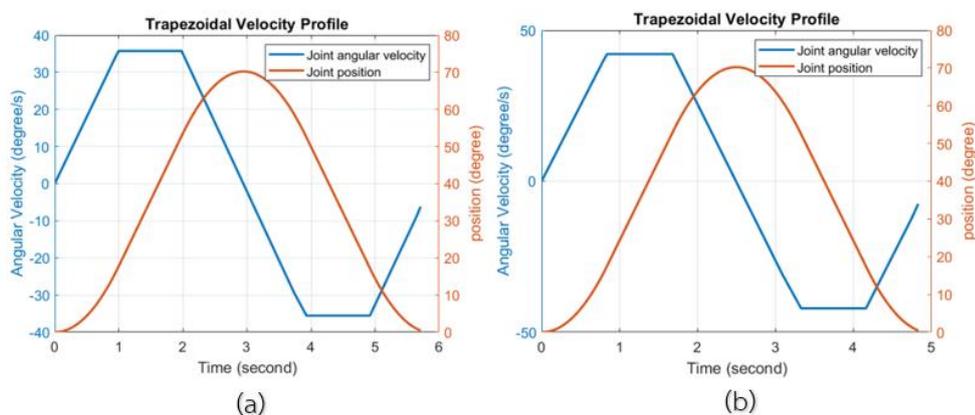
โดยในงานวิจัยนี้ ได้ทำการเลือกรูปแบบการสร้างสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งโดยใช้วิธีการ จากการสร้างรูปแบบสัญญาณอ้างอิงของความเร็วในรูปสี่เหลี่ยมคางหมู (Trapezoidal Velocity Profile) เนื่องจากวิธีนี้ จะสามารถให้การเคลื่อนที่ที่ราบเรียบได้มาก ไม่เกิดการกระตุกในการใช้งาน โดยหุ่นยนต์ในงานวิจัยนี้ จะสามารถกำหนดความเร็วในการใช้งานได้ทั้งหมด 2 ลักษณะด้วยกัน คือ เร็ว และ ช้า ตามลำดับ โดยความเร็วแต่ละลักษณะ เมื่อจับคู่กับค่ามุม ที่สามารถกำหนดได้ 3 ค่ามุม ก็จะสามารถกำหนดลักษณะของสัญญาณอ้างอิงตำแหน่ง ได้ทั้งหมด 6 รูปแบบ ดังรูปที่ 4.4-4.6



รูปที่ 4.4 สัญญาณอ้างอิงมุม 45 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า



รูปที่ 4.5 สัญญาณอ้างอิงมุม 60 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า



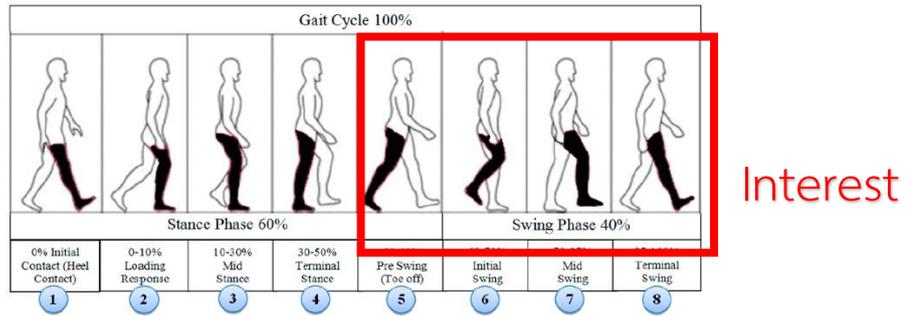
รูปที่ 4.6 สัญญาณอ้างอิงมุม 70 องศา (a) สัญญาณแบบเคลื่อนที่เร็ว (b) สัญญาณแบบเคลื่อนที่ช้า

#### 4.3.2 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดในท่านั่ง ด้วยการเคลื่อนที่ด้านสัญญาณอ้างอิง

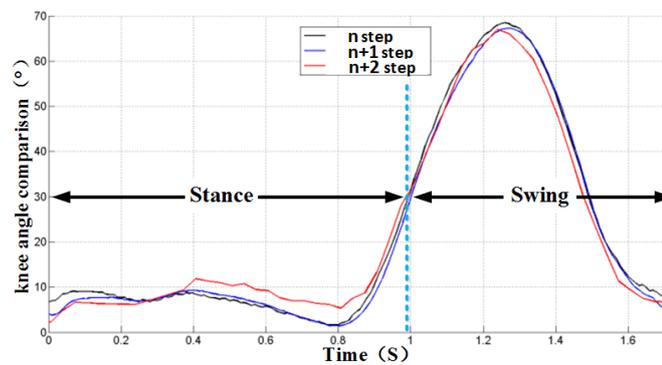
ในท่านอนเดียวกัน ผู้ใช้งานสามารถเลือกท่าทางในการทำกายภาพในรูปแบบด้านการเคลื่อนที่ได้ โดยการใช้งานในลักษณะนี้ จะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่สามารถช่วยเหลือและเคลื่อนที่ได้ด้วยตนเองในระดับหนึ่ง แต่ต้องการเสริมสร้างกล้ามเนื้อจากการฝึกออกแรงด้านการเคลื่อนที่ โดยสัญญาณอ้างอิงที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดรูปแบบนี้ จะถูกแสดงอยู่ดังรูปที่ 4.4-4.6 โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกมุมได้ 3 รูปแบบ คือ 45 60 และ 70 องศา และในแต่ละค่ามุมที่เลือก จะสามารถกำหนดความเร็วได้ในรูปแบบช้าและเร็ว

#### 4.3.3 ท่าทางในการทำกายภาพบำบัดด้วยการเดิน

เนื่องจากหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ ได้ถูกออกแบบมาเพื่อกายภาพบำบัดการเดิน ดังนั้นท่าทางในการเดิน จึงเป็นสิ่งสำคัญในการฝึกฝนผู้ใช้งาน โดยในงานวิจัยนี้ได้ศึกษารูปแบบการเดินของผู้ใช้งานดังหัวข้อที่ 2.2 โดยจะพบว่าท่าทางการเดิน จะถูกแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือช่วง Stance phase และช่วง swing phase ดังรูปที่ 4.7 โดยในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบสัญญาณอ้างอิงเพื่อคำสั่งในการก้าวเดิน เพียงช่วยที่อยู่ใน swing phase เท่านั้น เนื่องจากหุ่นยนต์ที่ออกแบบมา สามารถสวมใส่ได้ในข้อเท้าข้อเดียว ซึ่งในช่วง Stance phase นั้นเอง ขาของผู้ใช้งานที่สวมหุ่นยนต์อยู่ จะเคลื่อนที่น้อยมาก จนสามารถกำหนดให้อยู่นิ่งได้ ตามรูปที่ 4.8 ซึ่งจะเห็นได้ว่าในช่วง Stance phase ข้อต่อที่เข่าจะเคลื่อนที่อยู่ที่ไม่เกิน 10 องศา และในช่วงการเคลื่อนที่ Swing phase งานวิจัยนี้ได้ออกแบบสัญญาณอ้างอิงให้สามารถปรับเปลี่ยนเองได้ตามแต่ละคุณสมบัติของผู้ใช้งานแต่ละคน โดยสามารถกำหนดได้ในระยะ 20-80 องศา โดยเพิ่มทีละ 10 องศา

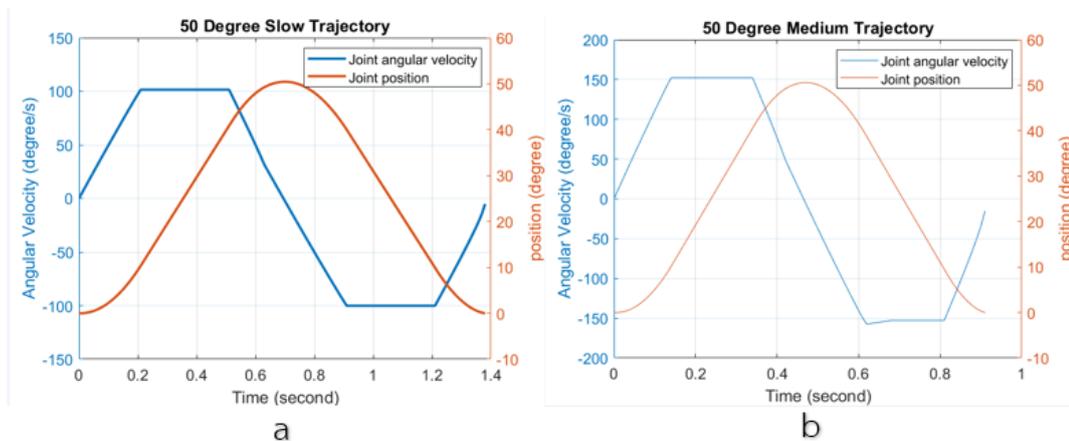


รูปที่ 4.7 วงจรการเดินของมนุษย์ โดยในการใช้งานหุ่นยนต์จะสนใจเพียงในช่วง Swing Phase

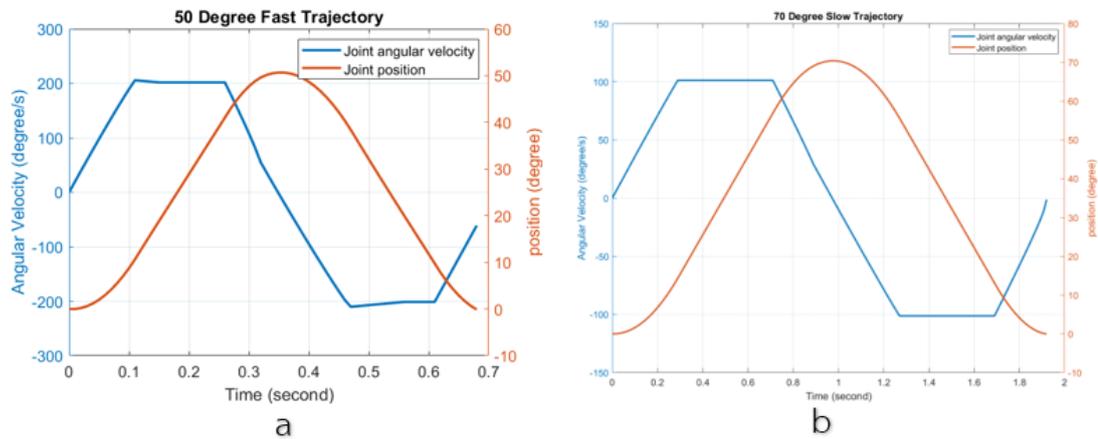


รูปที่ 4.8 ค่ามุมที่เกิดขึ้นในข้อเข่าในขณะก้าวเดินของคนที่มีสภาพแข็งแรง

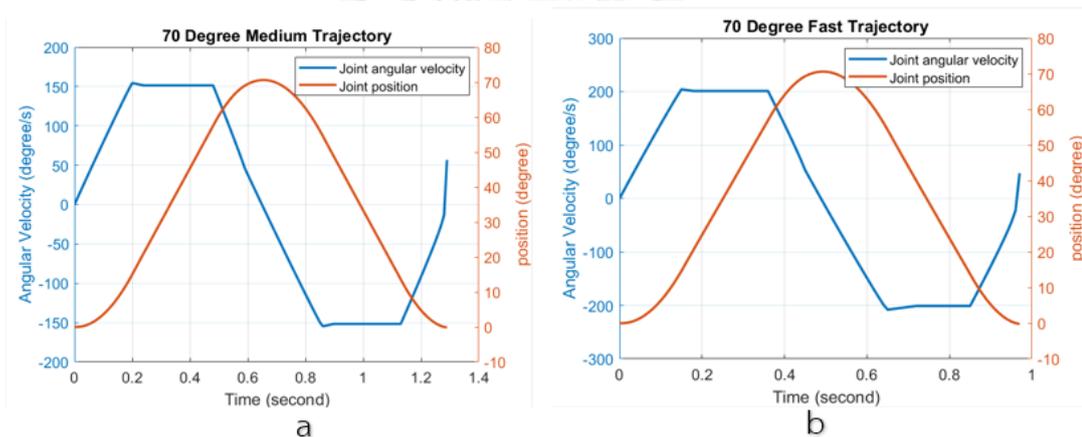
โดยรูปที่ 4.9-4.11 จะเป็นตัวอย่างของการกำหนดสัญญาณอ้างอิงที่ใช้ในการกำหนดท่าทางการเดินของหุ่นยนต์ จะเห็นได้ว่าสัญญาณอ้างอิงสามารถปรับเปลี่ยนได้ตามที่ผู้ใช้งานต้องการ โดยสามารถปรับเปลี่ยนมุมสูงสุดที่ใช้ และความเร็วสูงสุดที่ใช้ ได้ ดังนั้นผู้ใช้งานจะสามารถเลือกท่าทางที่เหมาะสมที่สุดกับตัวเองได้



รูปที่ 4.9 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 50 องศา แบบช้า (b) มุม 50 องศา แบบกลาง



รูปที่ 4.10 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 50 องศา แบบเร็ว (b) มุมสูงสุด 70 องศา แบบช้า



รูปที่ 4.11 สัญญาณอ้างอิงท่าทางการเดิน (a) มุมสูงสุด 70 องศา แบบกลาง (b) มุมสูงสุด 70 องศา แบบเร็ว

#### 4.3.4 สัญญาณอ้างอิงจากการสอนใช้งานหุ่นยนต์ (Teaching)

หุ่นยนต์ที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ สามารถกำหนดสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งจากรูปแบบการสอนได้ (Teaching) โดยผู้ใช้งานสามารถกดปุ่มเพื่อเริ่มบันทึกท่าทางการเคลื่อนที่ จากนั้นหุ่นยนต์จะจดจำค่าตำแหน่งและความเร็วเอาไว้ เมื่อผู้ใช้งานเคลื่อนที่ได้ตามท่าทางที่ต้องการ จะสามารถหยุดการบันทึกค่าเพื่อให้หุ่นยนต์หยุดการจดจำ หลังจากนั้น จะสามารถใช้ท่าทางที่ใช้สอนหุ่นยนต์นี้ มาเป็นสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งได้ในครั้งต่อ ๆ ไป ซึ่งจะเห็นได้ว่าระบบนี้จะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่พอเคลื่อนไหวได้ด้วยตัวเอง หรือมีนักกายภาพที่คอยพาช่วยให้ผู้ใช้งานเคลื่อนที่ และการให้สัญญาณ

อ้างอิงในรูปแบบนี้จะทำให้ผู้ใช้งานก้าวเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติ ใกล้เคียงกับการเดินของตัวเองมากที่สุด



## บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการออกแบบการทดลองมาเพื่อวัดประสิทธิภาพของหุ่นยนต์ด้วยกันทั้งหมด 2 การทดลอง ในการทดลองแรก จะทำการทดสอบ Mechanical Transparency ของกลไกระบบส่งกำลัง เพื่อประเมินถึงความสามารถในการขับกลับ Backdrivability ของหุ่นยนต์ และในการทดลองที่สอง จะทำการทดสอบถึงความสามารถในการติดตามสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งของหุ่นยนต์ หรือ Position Tracking Experiment เพื่อประเมินถึงประสิทธิภาพเบื้องต้นในการใช้งานจริงของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดนี้

### 5.1 การทดลอง Mechanical Transparency Analysis

ในการทดลองเรื่อง Mechanical Transparency นี้ จะทำการศึกษาเพื่อหาถึงสภาพในการขับย้อนกลับ Backdrivability ของระบบกลไกส่งกำลังที่ใช้ในหุ่นยนต์ และศึกษาถึงแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นจากการออกแบบทางกล ซึ่งค่าสภาพย้อนกลับและสภาพแรงเสียดทานของระบบจะสามารถบ่งบอกได้ถึงความปลอดภัยในการใช้งาน และประสิทธิภาพของระบบส่งกำลัง

#### 5.1.1 ขั้นตอนการทดลอง

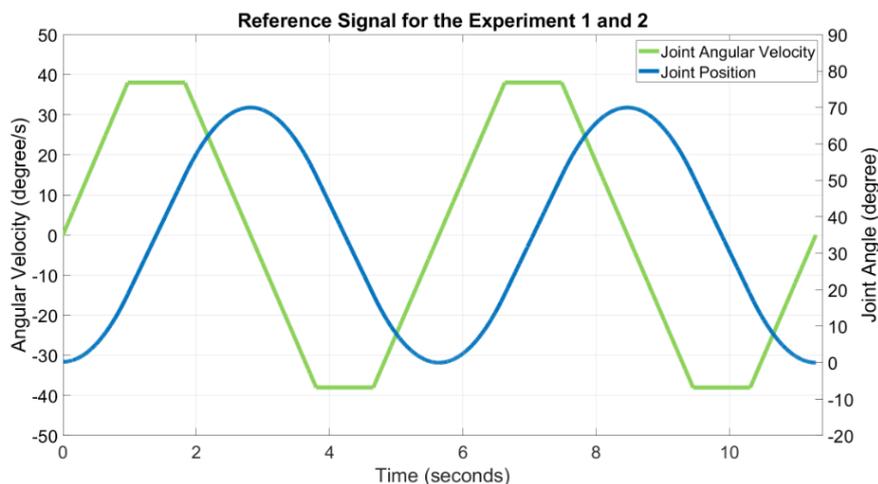
ในการทดลองหา Mechanical Transparency Analysis จะทำการวัดแรงบิดของหุ่นยนต์ ในขณะที่หุ่นยนต์ไม่ได้ทำการต่อกับภาระภายนอก ในกรณีนี้ หุ่นยนต์จะรับภาระแค่เพียงน้ำหนักของกลไกและแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นภายใน ซึ่งการทดลองจะแสดงได้ดังรูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 การทดลอง Mechanical Transparency Analysis

โดยขั้นตอนการทดลองจะเริ่มโดยการให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิงตำแหน่ง (Reference position signal) ในขณะที่หุ่นยนต์ไม่ได้ติดตั้งภาระจากภายนอก ซึ่งหุ่นยนต์จะต้องเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิงดังรูปที่ 5.2 ในรูปแบบกลับไป กลับมา (Cycle move) ทั้งหมด 3 รอบ

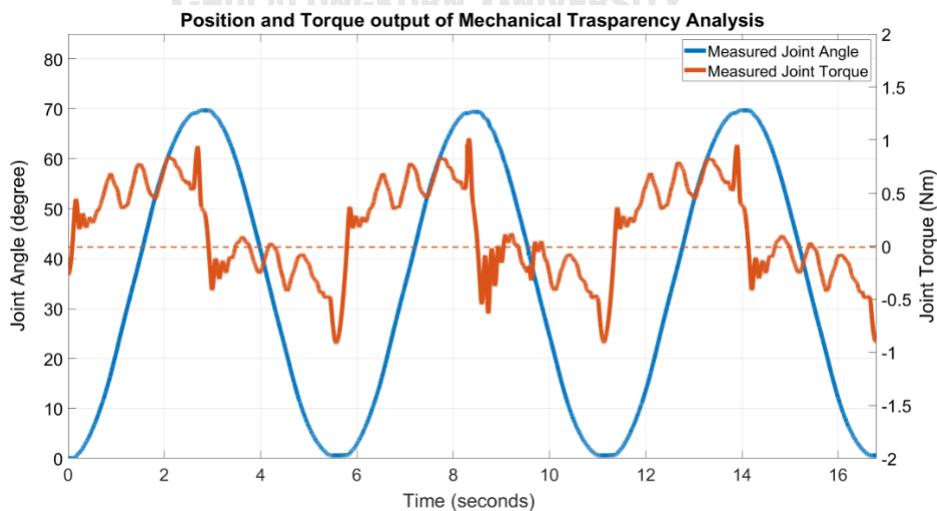
ซึ่งในแต่ละรอบ หุ่นยนต์จะทำการเคลื่อนที่จากตำแหน่ง 0 องศา ไปยังตำแหน่ง 70 องศา ด้วยความถี่ 5.8 วินาทีต่อรอบการเคลื่อนที่



รูปที่ 5.2 สัญญาณอ้างอิงในการทดลอง Mechanical Transparency Analysis

5.1.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลองของ Mechanical Transparency Analysis

ผลการทดลองของ Mechanical Transparency Analysis สามารถสรุปได้ดังรูปที่ 5.3 โดยจะเห็นว่า กลไกสามารถเคลื่อนที่ที่ติดตามสัญญาณอ้างอิงได้ โดยในส่วนของแรงบิด ซึ่งจะเป็นค่าพารามิเตอร์ที่สามารถบอกประสิทธิภาพของการออกแบบทางกลได้ จะมีค่าอยู่ในช่วง  $\pm 1.02$  Nm หลังจากทำการทดลองกำลังด้วยอัตราส่วน 16 เท่าแล้ว และนอกจากนั้น เพื่อให้เห็นถึงค่าเฉลี่ยของแรงบิดที่ใช้งาน ค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงบิด จะถูกคำนวณและนำมาแสดง โดยมีหลักการคำนวณดังต่อไปนี้



รูปที่ 5.3 ผลการทดลองเรื่อง Mechanical Transparency Analysis

ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root-mean-square, RMS) ของแรงบิด  $\bar{T}_{rms}$  จะเป็นการบ่งบอกถึงค่าเฉลี่ยของแรงบิดที่ใช้ เนื่องจากกลไกจะทำการเคลื่อนที่ในทั้งช่วงที่แรงบิดเป็นบวก และแรงบิดเป็นลบ จึงทำให้ไม่สามารถนำค่าแรงบิดมาคำนวณค่าเฉลี่ยด้วยวิธีมาตรฐานได้ ซึ่งวิธีการคำนวณในรูปแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองจะสามารถทำได้โดยการแบ่งเวลาในการเคลื่อนที่ของแต่ละรอบออกเป็นอัตราส่วนร้อยละ จาก 0% จนถึง 100% โดยในส่วนของค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงบิด จะสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (5.1) และ (5.2) โดยเริ่มจากการหาค่าเฉลี่ยของการเคลื่อนที่ในแต่ละตำแหน่ง  $i\%$

$$\bar{T}_{i\%} = \frac{\sum_{j=1}^n T_{i\%}^j}{n} \quad (5.1)$$

โดยที่

$\bar{T}_{i\%}$  คือ แรงบิดเฉลี่ยในแต่ละอัตราส่วนร้อยละของการเคลื่อนที่

$i\%$  คือ อัตราส่วนร้อยละของตำแหน่งการเคลื่อนที่ในแต่ละรอบ

$n$  คือ จำนวนรอบของการเคลื่อนที่ในการทดลอง โดยมีค่า  $n = 6$

และจากนั้นคำนวณหา ค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงบิด ดังสมการที่ (5.2)

$$\bar{T}_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{j=0}^N \bar{T}_{i\%}^2}{N}} \quad (5.2)$$

โดยที่

$N$  คือ จำนวนของข้อมูลตำแหน่งทั้งหมดในการเคลื่อนที่หนึ่งรอบ

$\bar{T}_{rms}$  คือ ค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงบิดขาออกของหุ่นยนต์

โดยในการทดลองนี้จะพบว่าค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงบิดมีค่าเท่ากับ  $\bar{T}_{rms} = 0.457 \text{ Nm}$  ซึ่งจะเห็นได้ว่า ค่าแรงบิดเฉลี่ยที่น้อยนี้จะบ่งบอกถึงประสิทธิภาพของการออกแบบทางกล ที่มีแรงเสียด

ทานต่ำ ดังนั้นทำให้เมื่อนำไปใช้งานในการทำกายภาพบำบัด จะทำให้หุ่นยนต์มีความปลอดภัย เนื่องจากจะสามารถขยับย้อนกลับได้ง่าย กลไกสะสมพลังงานต่ำ และมีน้ำหนักเบา

## 5.2 การทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking Experiment

ในการทดลองนี้ จะทำการประเมินประสิทธิภาพของกลไกทางกลและระบบควบคุมที่ได้ออกแบบมา โดยจะให้หุ่นยนต์ทำการติดตามสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งตามรูปที่ 4.5 ซึ่งสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งนี้ จะทำการสร้างมาจากสัญญาณความเร็วในรูปแบบ Trapezoidal Velocity profile ซึ่งจะมีข้อดีคือ หุ่นยนต์จะมีการเคลื่อนที่ที่ไหลลื่น ไม่เกิดการกระตุกหรือมีช่วงที่ความเร่งสูงมากเกินไป ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองโดยมีผู้ทดสอบทั้งหมด 2 คนด้วยกัน โดยในแต่ละคน จะมีข้อมูลทางประชากรดังตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 คุณสมบัติของผู้ทดสอบ

ลักษณะ	ผู้ทดสอบ 1	ผู้ทดสอบ 2
อายุ	25	26
เพศ	ชาย	หญิง
ส่วนสูง	175	170
น้ำหนัก	65	58
สภาพร่างกาย	แข็งแรง	แข็งแรง
แรงบิดมาตรฐาน	3.30 Nm	3.00 Nm

### 5.2.1 ขั้นตอนการทดลอง จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ในขั้นตอนแรกของการทดลอง ผู้ทดสอบทั้งสองคน จะต้องทำการวัดระดับแรงบิดพื้นฐาน (Based-torque) ของแต่ละคน โดยค่าแรงบิดพื้นฐานนี้ จะทำการวัดโดยให้หุ่นยนต์ออกแรงบิดเพื่อยกขาของผู้ทดสอบในระยะ 70 องศาในอากาศ โดยที่ผู้ทดสอบไม่ต้องทำการออกแรงเพื่อยกขาเองเลย โดยค่าของแรงบิดมาตรฐานของแต่ละผู้ทดสอบ จะถูกแสดงอยู่ในตารางที่ 5.1 ซึ่งจะเห็นได้ว่า ผู้ทดสอบ 1 มีค่าแรงบิดมาตรฐานที่ 3.30 Nm และผู้ทดสอบ 2 มีแรงบิดมาตรฐานที่ 3.00 Nm

หลังจากได้ค่าแรงบิดมาตรฐานนี้แล้ว ผู้ทดสอบจะถูกให้ทดสอบในด้านการติดตามสัญญาณอ้างอิงตำแหน่ง (Position reference trajectory) โดยมีรูปแบบสัญญาณอ้างอิงดังรูปที่ 4.5 ซึ่งในการทดลองนี้ ผู้ทดสอบแต่ละคนจะต้องทำการทดลองทั้งหมด 5 กรณีการทดลอง ในแต่ละการทดลอง แรงช่วยสูงสุดที่หุ่นยนต์จะทำการออกแรงช่วยจะถูกเปลี่ยน โดยจะทำการปรับแรงบิดสูงสุดเป็นกรณี

50%, 75%, 100%, 125%, 150% เทียบกับแรงบิดมาตรฐาน (Based-torque) ของแต่ละคน ซึ่งค่าแรงช่วยสูงสุดของแต่ละผู้ทดสอบในแต่ละการทดลอง จะถูกแสดงในตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 แรงบิดสูงสุดในการทดลองของแต่ละผู้ทดสอบ

ลำดับ	กรณี	แรงบิดสูงสุด (Nm)	
		ผู้ทดสอบ 1	ผู้ทดสอบ 2
1	50%	1.65	1.50
2	75%	2.48	2.25
3	100%	3.30	3.00
4	125%	4.13	3.75
5	150%	4.95	4.50

และเพื่อทดสอบการทำงานของระบบควบคุมแบบ Active-assistive นี้ ผู้ทดสอบจะต้องเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิงทั้งหมด 7 รอบ ต่อหนึ่งกรณีการทดลอง โดยใน 2 รอบการเคลื่อนที่แรก และสองรอบการเคลื่อนที่สุดท้าย ผู้ทดสอบจะไม่ทำการออกแรงช่วยทำการเคลื่อนที่เลย แต่ใน 3 รอบการเคลื่อนที่ในช่วงกลาง ผู้ทดสอบจะต้องทำการเคลื่อนที่เองให้ได้มากที่สุดในการติดตามสัญญาณอ้างอิง ดังนั้นในแต่ละการทดลอง ผู้ทดสอบจะสามารถเปรียบเทียบการทำงานและผลการตอบสนองต่อหุ่นยนต์ได้ ทั้งในรูปแบบที่หุ่นยนต์เป็นผู้ช่วยเหลือการเคลื่อนที่ และในกรณีที่ผู้ทดสอบเป็นผู้ทำการออกแรงเอง

### 5.2.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง

ผลการทดลอง Active-assistive trajectory tracking experiment ของผู้ทดสอบที่ 1 และผู้ทดสอบที่ 2 จะถูกแสดงอยู่ในสองรูปแบบด้วยกัน คือ รูปแบบตำแหน่งจริงเทียบกับตำแหน่งอ้างอิง ดังรูปที่ 5.4 และ 5.6 ของผู้ทดสอบที่ 1 และผู้ทดสอบที่ 2 ตามลำดับ และรูปแบบที่สอง คือ กราฟของแรงบิดขาออก ซึ่งจะถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 5.5 และ 5.7 ของผู้ทดสอบที่ 1 และผู้ทดสอบที่ 2 ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่ากราฟผลการทดลองจะถูกแบ่งออกเป็น 2 เขต นั่นคือ เขตที่ไม่ออกแรง (No-Effort zone) และเขตออกแรงเอง (Effort zone)

โดยในส่วนของกราฟรูปแบบแรก ตำแหน่งจริงของการเคลื่อนที่จะถูกนำมาพลอตเพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณอ้างอิง โดยในการเคลื่อนที่ ลักษณะของการเคลื่อนที่ที่ทำให้มุมเพิ่มขึ้น จะ

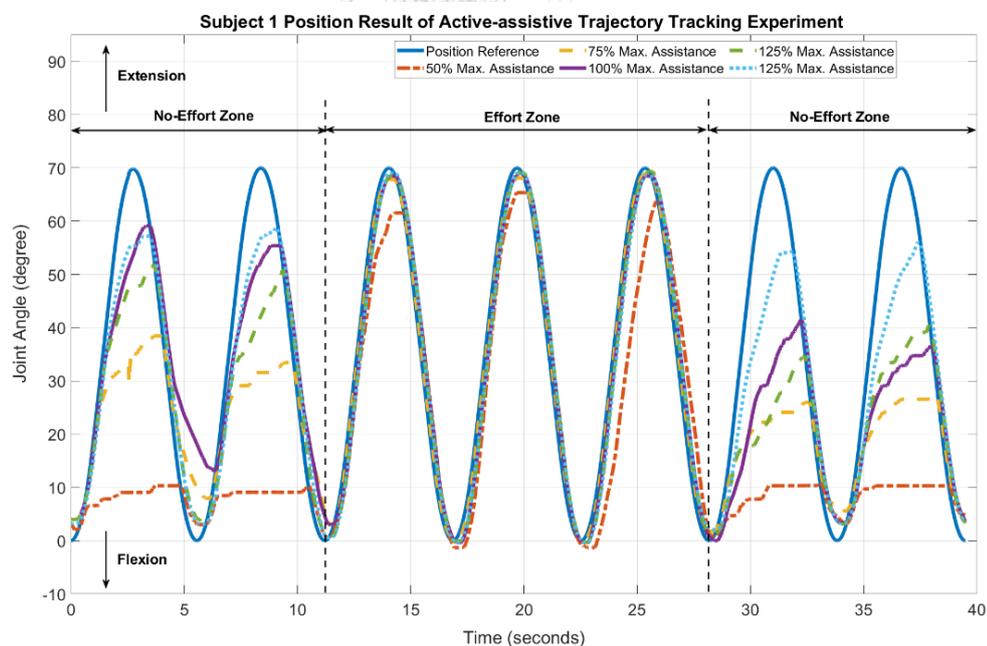
เป็นการเหยียดข้อเข่า (Knee extension) และในการเคลื่อนที่ที่ทำให้มุมลดลง จะเป็นการงอเข่า (Knee flexion) และจะสามารถทำการคำนวณเพื่อหาค่าผิดพลาดของตำแหน่งแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองได้โดยใช้หลักการเดียวกับสมการที่ (5.1) และ (5.2) โดยในแต่ละเขตการออกแรงจะมีการกำหนดสัญลักษณ์ที่ใช้ที่แตกต่างกัน และในกราฟรูปแบบที่สอง จะเป็นการพลอตของแรงบิดที่ใช้ในการติดตามสัญญาณอ้างอิง เช่นเดียวกัน ค่าแรงบิดที่เป็นบวก จะแสดงถึงการเหยียดข้อเข่า และค่าแรงบิดที่เป็นลบ จะแสดงถึงการงอเข่า และเพื่อวัดผลการทดลอง ค่าแรงบิดเฉลี่ยกำลังสองจะถูกคำนวณเช่นเดียวกับสมการที่ (5.1) และ (5.2) เช่นเดียวกันกับค่าผิดพลาดของตำแหน่ง แรงบิดในแต่ละเขตการออกแรงจะมีการกำหนดสัญลักษณ์ที่ใช้ดังต่อไปนี้

$\bar{\theta}_{e,NE}$  คือ ค่าผิดพลาดตำแหน่งในเขตที่ไม่ออกแรงช่วย (No-Effort zone)

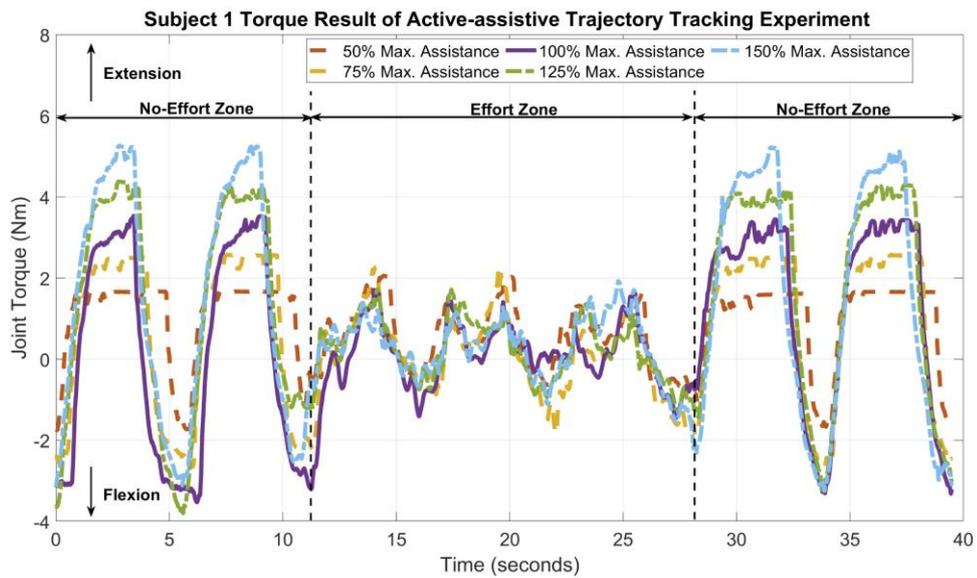
$\bar{\theta}_{e,E}$  คือ ค่าผิดพลาดตำแหน่งในเขตที่ออกแรงช่วย (Effort zone)

$\bar{\tau}_{NE}$  คือ ค่าแรงบิดในเขตที่ไม่ออกแรงช่วย

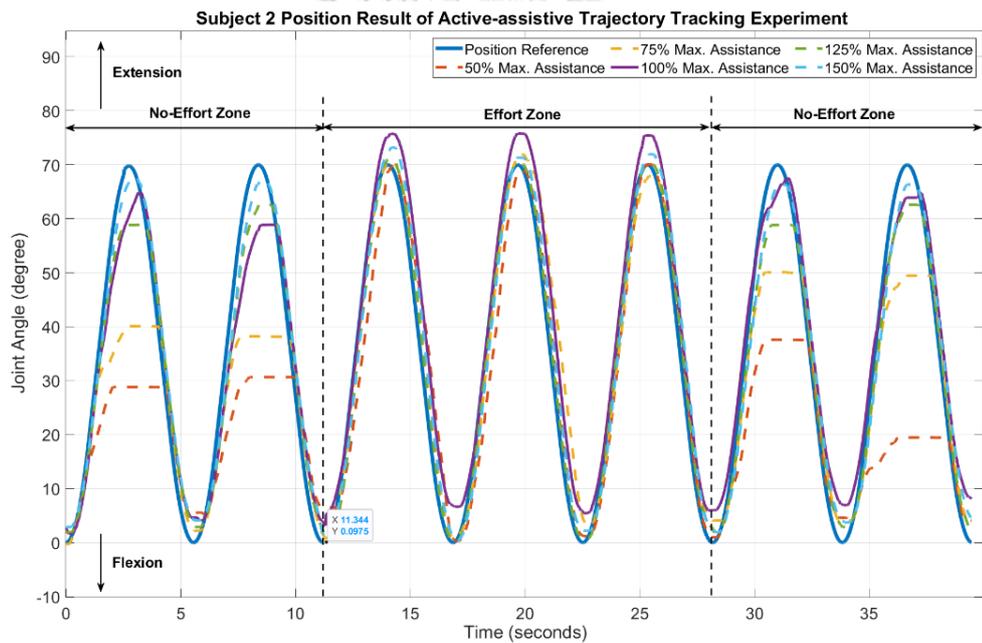
$\bar{\tau}_{E}$  คือ ค่าแรงบิดในเขตที่ออกแรงช่วย



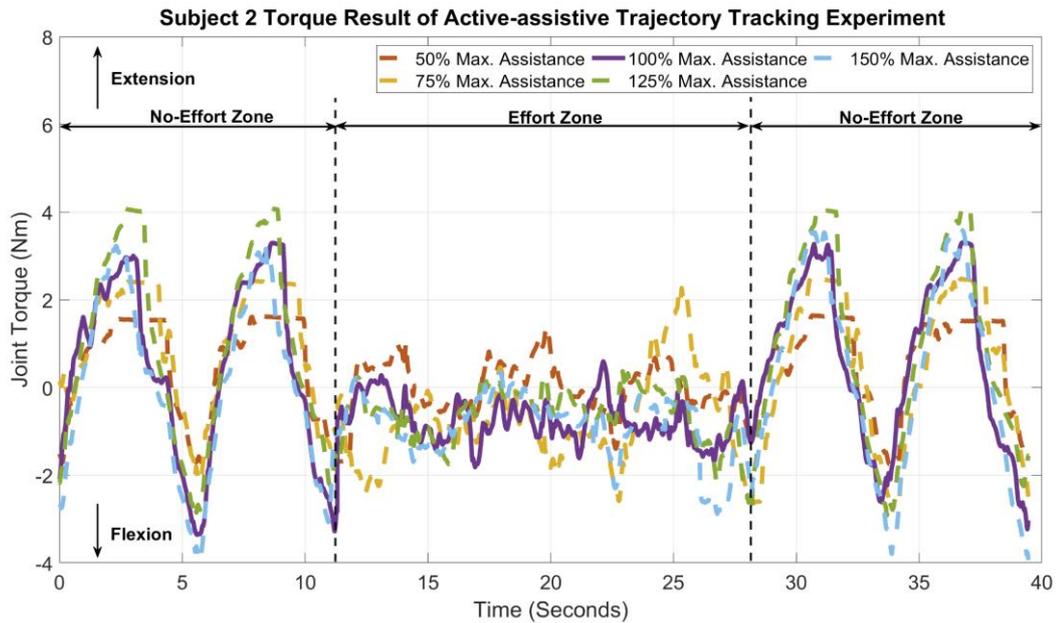
รูปที่ 5.4 ตำแหน่งอ้างอิงเทียบกับตำแหน่งขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 1



รูปที่ 5.5 แรงบิดขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 1



รูปที่ 5.6 ตำแหน่งอ้างอิงเทียบกับตำแหน่งขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 2



รูปที่ 5.7 แรงบิดขาออกของการทดลอง Active-assistive Trajectory Tracking ของผู้ทดสอบที่ 2

ผลการคำนวณค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าผิดพลาดตำแหน่งและแรงบิดจะถูกแสดงอยู่ในตารางที่ 5.3 และตารางที่ 5.4 สำหรับผู้ทดลองที่ 1 และผู้ทดลองที่ 2 ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าผลการทดลองของทั้งสองผู้ทดสอบให้ผลการทดลองไปในทิศทางเดียวกัน โดยจะสามารถสรุปผลการทดลองนี้ได้สามประเด็น ในส่วนแรก จะเห็นได้ว่าในเขตที่ผู้ทดสอบออกแรงเคลื่อนที่เอง (Effort zone) ค่าความผิดพลาดตำแหน่ง และแรงบิดช่วยเหลือจากหุ่นยนต์ จะมีค่าต่ำกว่าค่าพารามิเตอร์ในเขตที่ไม่ออกแรงช่วย (No-Effort zone) อย่างมาก ซึ่งจะสังเกตได้จากค่าเฉลี่ย (Grand mean) ของผู้ทดสอบทั้งสอง โดยค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดตำแหน่ง ลดที่ 79.7% และ 28% ของผู้ทดสอบที่ 1 และผู้ทดสอบที่ 2 ตามลำดับ และในส่วนที่สอง จะสามารถสรุปได้ว่า เมื่อเพิ่มค่าแรงช่วยสูงสุด ในเขตการเคลื่อนที่ที่ไม่ออกแรงช่วย ค่าผิดพลาดตำแหน่งจะลดลงอย่างมีแนวโน้ม และแรงบิดช่วยเหลือจากหุ่นยนต์จะเพิ่มขึ้นเช่นกัน และในส่วนสุดท้าย จะสามารถสรุปได้ว่า ในเขตการเคลื่อนที่ที่ออกแรงช่วยเอง การเพิ่มค่าแรงช่วยสูงสุด จะไม่ส่งผลกระทบต่อค่าพารามิเตอร์ที่วัดได้ ซึ่งสังเกตได้จากค่า Grand standard deviation ของการทดลองที่มีค่าต่ำ

ตารางที่ 5.3 ผลการทดลอง Active-assistive trajectory tracking ของผู้ทดลองที่ 1

กรณี	แรงช่วยสูงสุด (Nm)	$\bar{\theta}_{e,NE}$ (deg.)	$\bar{\theta}_{e,E}$ (deg.)	$\bar{\tau}_{NE}$ (Nm)	$\bar{\tau}_E$ (Nm)
50%	1.65	35.5	9.59	1.48	0.95
75%	2.48	22.5	1.81	2.13	0.96
100%	3.30	16.44	3.98	2.64	0.83
125%	4.13	17.9	4.11	3.07	0.77
150%	4.95	9.80	4.30	3.32	0.83
Grand mean		20.44	4.76	2.53	0.87
Grand Standard deviation		9.58	2.88	0.74	0.08

ตารางที่ 5.4 ผลการทดลอง Active-assistive trajectory tracking ของผู้ทดลองที่ 2

กรณี	แรงช่วยสูงสุด (Nm)	$\bar{\theta}_{e,NE}$ (deg.)	$\bar{\theta}_{e,E}$ (deg.)	$\bar{\tau}_{NE}$ (Nm)	$\bar{\tau}_E$ (Nm)
50%	1.50	22.79	6.43	1.25	0.61
75%	2.25	13.12	5.94	1.75	1.25
100%	3.00	5.98	6.44	2.01	0.91
125%	3.75	5.21	2.66	2.35	0.86
150%	4.50	4.65	4.59	2.11	1.11
Grand mean		7.24	5.21	1.89	0.95
Grand Standard deviation		3.43	1.44	0.38	0.22

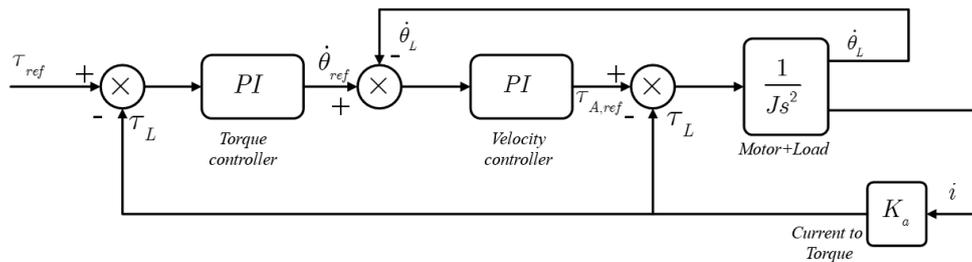
### 5.3 การทดลอง Resistance of Trajectory Tracking Experiment

ในการทดลองนี้ จะเป็นการทดลองเพื่อประเมินประสิทธิภาพและผลการตอบสนองระหว่างหุ่นยนต์และผู้ใช้งานในการใช้งานระบบควบคุมแบบ Resistance controller หรือการให้หุ่นยนต์ออกแรงต้านการเคลื่อนที่จากผู้ใช้งาน ในการทดลองนี้ได้ใช้ผู้ทดลองทั้งหมดสองคน โดยมีรายละเอียดแสดงอยู่ในตารางที่ 5.1

ระบบควบคุมที่ใช้ในการทดลอง จะเป็นระบบควบคุมแบบ Resistance Controller ดังรูปที่ 5.8 ซึ่งค่าสัญญาณอ้างอิงแรงบิดที่ใช้ในระบบควบคุม จะสร้างได้จากสมการที่ 5.3 โดยจะเห็นได้ว่า ค่าแรงบิดอ้างอิงนั้น จะแปรผันตรงกับความเร็วจนของหุ่นยนต์ที่วัดได้ แต่มีทิศทางในลักษณะตรงกันข้าม

กล่าวคือ หุ่นยนต์จะออกแรงต้านการเคลื่อนที่จากผู้ทดสอบ โดยหากผู้ทดสอบเคลื่อนที่เร็ว แรงต้านจากหุ่นยนต์จะมาก และหากผู้ทดสอบเคลื่อนที่ช้า แรงต้านจากหุ่นยนต์ก็จะน้อย

$$\tau_{resist,ref} = -K_{damp} \dot{\theta}_{load} \quad (5.3)$$



รูปที่ 5.8 ระบบควบคุมแบบ Resistance controller

### 5.3.1 ขั้นตอนการทดลอง

ในขั้นตอนการทดลอง ผู้ทดสอบจะต้องทำการเคลื่อนที่ตามสัญญาณอ้างอิงตำแหน่ง โดยไม่มีแรงช่วยเหลือจากหุ่นยนต์ และหุ่นยนต์จะออกแรงต้านการเคลื่อนที่ดังที่กล่าวไว้ก่อนหน้านี้ โดยในการทดลองนี้ จะมีค่าสัญญาณอ้างอิงตำแหน่งในสองลักษณะด้วยกัน คือสัญญาณแบบช้า (Slow Trajectory) และสัญญาณแบบเร็ว (Fast Trajectory) ดังรูปที่ 4.4 ถึง รูปที่ 4.6 โดยในแต่ละค่าสัญญาณ ผู้ทดสอบจะทำการเคลื่อนที่ติดตามสัญญาณอ้างอิง 3 รอบด้วยกัน และในการทดลองนี้ ได้ทำการกำหนดค่าสัมประสิทธิ์แรงต้าน  $k_{damp}$  เอาไว้ สามค่าด้วยกัน ดังสมการที่ 5.4 โดยการทดลองนี้จะทำการเปรียบเทียบแรงต้านในแต่ละกรณีของความเร็วอ้างอิงและค่าสัมประสิทธิ์แรงต้าน

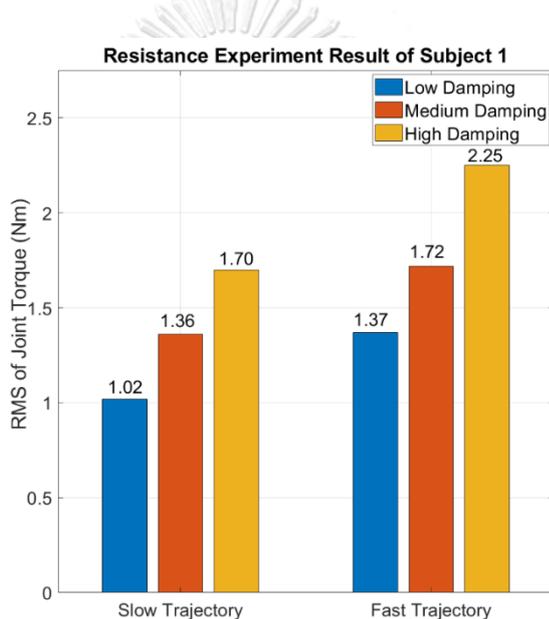
$$\begin{cases} k_{damping,low} = 36 \text{ mNm/deg/s} \\ k_{damping,medium} = 48 \text{ mNm/deg/s} \\ k_{damping,high} = 60 \text{ mNm/deg/s} \end{cases} \quad (5.4)$$

### 5.3.2 ผลการทดลอง

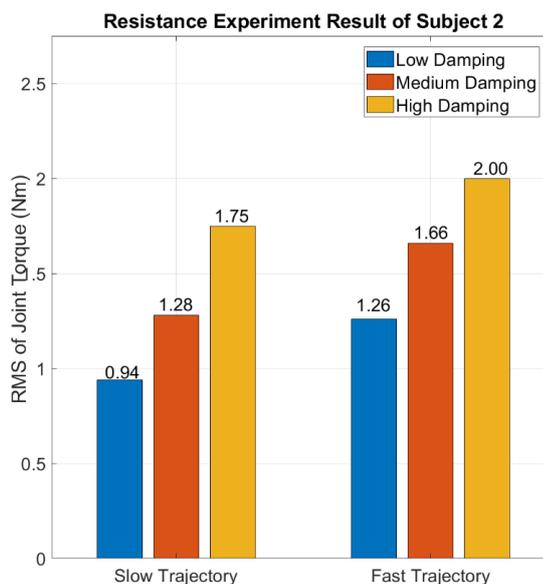
ผลการทดลองจะสามารถนำมาสรุปได้ดังรูปที่ 5.9 สำหรับผู้ทดลองที่ 1 และรูปที่ 5.10 สำหรับผู้ทดลองที่ 2 โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่า แกนตั้งจะแสดงถึงค่าเฉลี่ยแบบรากกำลังสองของแรงต้านจากหุ่นยนต์ ซึ่งคำนวณจากสมการที่ (5.1 และ 5.2) โดยจะเห็นถึงแนวโน้มของกราฟที่จะเพิ่มสูงขึ้น เมื่อความเร็วในการใช้งานสูงขึ้น และนอกจากนั้น แรงต้านก็จะเพิ่มสูงขึ้นเมื่อค่าสัมประสิทธิ์แรง

ด้านมีค่าสูงขึ้นเช่นเดียวกัน โดยในผู้ทดลองที่ 1 ค่าแรงต้านต่ำสุดจะอยู่ที่ 1.02 Nm พบได้ในกรณีที่เคลื่อนที่ด้วยความเร็วช้า และใช้ค่าสัมประสิทธิ์แรงต้านต่ำ และพบได้สูงสุดที่ 2.25 Nm ในกรณีความเร็วสูงและใช้ค่าสัมประสิทธิ์ความเร็วสูงสุด และในผู้ทดลองที่ 2 ค่าแรงต้านต่ำสุดและสูงสุดจะอยู่ที่ 0.94 Nm และ 2.00 Nm ตามลำดับ ซึ่งพบได้ในกรณีเดียวกันกับของผู้ทดลองที่ 1

ดังนั้น จะสามารถสรุปได้ว่า กลไกของระบบส่งกำลัง รวมถึงระบบควบคุมที่ต้องการสร้างแรงต้าน สามารถใช้งานได้จริง และสามารถปรับเปลี่ยนค่าแรงต้านได้จากสองปัจจัยด้วยกัน คือ ความเร็วและค่าสัมประสิทธิ์แรงต้าน ดังนั้น ระบบควบคุมนี้จะสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับการรักษาได้ ในกรณีที่ผู้ใช้งานต้องการฝึกเพื่อเสริมสร้างกล้ามเนื้อ จากการออกแรงต้านได้



รูปที่ 5.9 ผลการทดลอง Resistance experiment ของผู้ทดลองที่ 1



รูปที่ 5.10 ผลการทดลอง Resistance experiment ของผู้ทดลองที่ 2

#### 5.4 การทดลองกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูการเดินด้วยระบบสอนท่าทางให้หุ่นยนต์

ในการทดลองที่ 4 จะเป็นการทดลองเพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการฟื้นฟูการเดินด้วยหุ่นยนต์ที่ได้นำเสนอในงานวิจัย โดยในการทดลองนี้ จะศึกษาค่ามุมและแรงบิดที่ใช้ในการเดินของผู้ทดสอบ 2 คน ดังแสดงในตารางที่ 5.2

##### 5.4.1 ขั้นตอนการทดลอง

ในขั้นตอนการทดลอง จะเริ่มโดยให้ผู้ทดสอบเริ่มสอนท่าทางการเดินของผู้ใช้งานแต่ละคนให้กับหุ่นยนต์ดังรูปที่ 5.11 โดยที่หุ่นยนต์จะมีปุ่มกดเพื่อให้หุ่นยนต์เริ่มทำการบันทึกค่า เมื่อเริ่มบันทึกค่า ผู้ทดสอบจะเริ่มเดินด้วยท่าทางของตนเอง เมื่อสิ้นสุดการเดินของขาข้างที่สวมใส่หุ่นยนต์แล้ว จะทำการหยุดการบันทึกท่าทาง โดยมุมและความเร็วที่ใช้ในการเดินจะถูกบันทึกไว้ในหุ่นยนต์ และสามารถนำกลับมาใช้งานเป็นคำสั่งสัญญาณอ้างอิงต่อไปในการทดลองได้

โดยในการทดลองนี้ จะให้ผู้ใช้งานทำการสั่งงานด้วยค่าที่ตนเองสอนหุ่นยนต์ทั้งหมด 4 ครั้ง โดยที่ผู้สวมใส่จะไม่ต้องทำการออกแรงใด ๆ ในขณะทดลอง และจะให้หุ่นยนต์เป็นผู้พาให้ผู้ทดลองเคลื่อนที่ไปแต่เพียงผู้เดียว โดยค่ามุม ความเร็ว และค่าแรงบิดที่หุ่นยนต์ใช้ จะถูกบันทึกลงในคอมพิวเตอร์ และนำมาประมวลค่าในภายหลัง และในการทดลองนี้ยังมีการวัดระยะในการก้าวเดิน ระยะเวลาต่อการก้าวเดิน เพื่อนำไปคำนวณค่า ระยะการก้าว (Stride length) และระยะเวลาต่อการก้าว 1 รอบ (Cycle period) เพื่อนำไปยืนยันผลการทดลองต่อไป



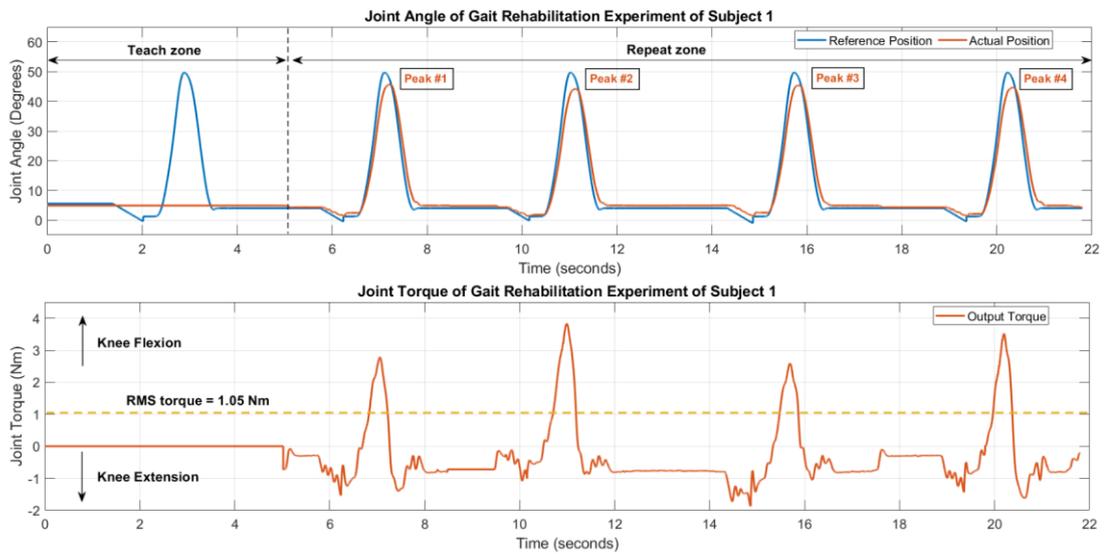
รูปที่ 5.11 ขั้นตอนการทดลองในลักษณะท่าเดิน

#### 5.4.2 ผลการทดลอง

ผลการทดลองจะถูกแสดงอยู่ดังรูปที่ 5.12-5.13 และตารางที่ 5.5-5.6 โดยในผู้ทดลองที่ 1 จะเห็นได้ว่าในช่วงการสอนหุ่นยนต์ จะใช้ระยะเวลาต่อการก้าวอยู่ที่ 3.03 วินาที ในการก้าว 74 เซนติเมตร และค่ามุมสูงสุดอยู่ที่ 78.5 องศา เมื่อทำการสั่งให้หุ่นยนต์พาผู้ใช้งานไปทั้งหมด 4 ครั้ง จะสามารถคำนวณค่าระยะเวลาต่อการก้าวเฉลี่ยได้อยู่ที่ 2.71 วินาที ระยะก้าวเฉลี่ยที่ 76.75 เซนติเมตร ค่ามุมสูงสุดเฉลี่ยที่ 77.7 องศา และใช้แรงบิดสูงสุดเฉลี่ยอยู่ที่ 2.58 นิวตันเมตร นอกจากนี้จะสามารถคำนวณค่าแรงบิดแบบเฉลี่ยกำลังสอง (root mean square) ได้ดังสมการที่ 5.2 โดยจะพบว่าในการทดลองการก้าวเดิน 4 ก้าวนี้ จะอาศัยแรงบิดเฉลี่ยกำลังสองได้ที่ 1.05 นิวตันเมตร

ในทำนองเดียวกัน ผู้ทดสอบที่ 2 ได้ให้ผลการทดลองที่สอดคล้องกับผู้ทดลองแรก โดยจะพบว่าในช่วงการสอน จะมีระยะเวลาต่อการก้าวที่ 3.03 วินาที ระยะการก้าวที่ 74 เซนติเมตร และมีมุมสูงสุดที่ใช้ในการก้าวที่ 78.5 องศา และเมื่อทำการก้าวเดินตามสัญญาณอ้างอิงทั้ง 4 ครั้ง จะพบว่าค่าเฉลี่ยของระยะเวลาก้าวเดินจะอยู่ที่ 3.13 วินาที ระยะก้าวจะอยู่ที่ 76.75 เซนติเมตร มุมสูงสุดเฉลี่ยที่ 77.7 องศา และแรงบิดสูงสุดเฉลี่ยที่ 2.58 นิวตันเมตร และในทำนองเดียวกัน สามารถคำนวณแรงบิดเฉลี่ยกำลังสองได้ที่ 0.81 นิวตันเมตร

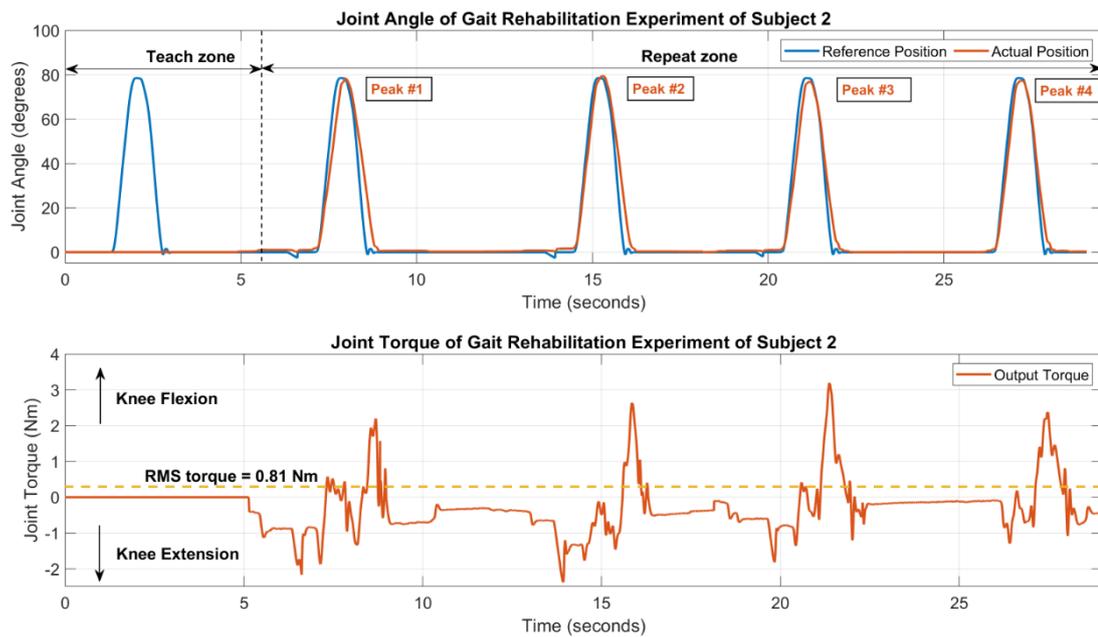
การทดลองนี้ สามารถสรุปได้ว่าหุ่นยนต์มีแรงเพียงพอที่จะสามารถพาให้ผู้ใช้งานขยับข้อต่อ บริเวณเข้าได้โดยที่ผู้ใช้งานไม่ต้องออกแรงบริเวณข้อเข่าเลย สามารถก้าวเดินได้เฉลี่ย 74.25 เซนติเมตรต่อก้าวของผู้ทดลอง 1 และก้าวได้เฉลี่ย 76.75 เซนติเมตร ของผู้ทดลอง 2 ซึ่งภายหลังการทดลอง ไม่พบผลกระทบอื่นใดที่เป็นผลเสียต่อผู้ทดลองทั้งสอง จึงสามารถยืนยันได้ว่าหุ่นยนต์สามารถใช้งานได้จริง โดยไม่ทำอันตรายใด ๆ ต่อผู้ใช้งาน



รูปที่ 5.12 ผลการทดลองกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 1

ตารางที่ 5.5 ผลการทดลองและตัวแปรตามในการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 1

	Cycle period (cm)	Stride length (cm)	Peak angle (deg)	Peak torque (Nm)
Teach	1.42	87	49.6	-
Step 1	1.89	68	45.5	2.73
Step 2	2.39	73	44.1	3.83
Step 3	2.26	80	44.8	2.52
Step 4	1.93	76	44.6	3.49
Average (Step 1 – Step 4)	2.12	74.25	44.8	3.14



รูปที่ 5.13 ผลการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 2

ตารางที่ 5.6 ผลการทดลองและตัวแปรตามในการทดลองการกายภาพบำบัดการเดินของผู้ทดลองที่ 2

	Cycle period (cm)	Stride length (cm)	Peak angle (deg)	Peak torque (Nm)
Teach	3.03	74	78.5	-
Step 1	3.13	82	77.9	2.20
Step 2	3.23	72	79.2	2.57
Step 3	3.04	77	76.3	3.19
Step 4	3.10	76	77.4	2.37
Average (Step 1 – Step 4)	3.13	74.25	44.8	3.14

## บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

### 6.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอหุ่นยนต์กายภาพบำบัดการเดินแบบสวมใส่ โดยมีการพัฒนาระบบส่งกำลังรูปแบบใหม่ พัฒนาระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์ รวมถึงพัฒนาโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ และแรงที่ใช้ในการทำกิจกรรมเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพร่างกายของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง และได้ทำการทดสอบถึงความเป็นไปได้เบื้องต้นในการใช้งานหุ่นยนต์

หุ่นยนต์ที่ได้นำเสนอในงานวิจัย มีส่วนประกอบโครงสร้างทางกลเป็นชนิดข้อต่อเดี่ยว หรือ (One degree of freedom joint) เป็นหุ่นยนต์ชนิดสวมใส่ภายนอก (Exoskeleton type) โดยใช้สวมใส่บริเวณเข่า เพื่อใช้ในการทำกายภาพบำบัดฟื้นฟูการเดิน หรือการฟื้นฟูข้อเข่า โดยหุ่นยนต์ที่พัฒนา มีส่วนประกอบหลักสี่รายการ คือ ส่วนหน้าแปลนเพื่อยึดกับต้นขา ส่วนหน้าแปลนเพื่อยึดกับน่อง ส่วนที่เป็นสายรัด และส่วนที่เป็นระบบส่งกำลัง โดยในส่วนที่เป็นระบบส่งกำลัง งานวิจัยนี้ได้นำเสนอระบบส่งกำลังรูปแบบใหม่ โดยใช้หลักการทดกำลังของลวดสลิงสองรูปแบบผสมผสานกัน คือ รูปแบบการทดจากรัศมีลูกรอกที่แตกต่างกัน (Pulley-system) และรูปแบบลูกรอกหยุดนิ่งและลูกรอกเคลื่อนที่ (Block and tackle system) โดยในงานวิจัยนี้ ได้ออกแบบให้มีการทดแรงจากระบบรัศมีลูกรอกที่ 5.33 เท่า และมีการทดกำลังจากระบบลูกรอกเคลื่อนที่และลูกรอกหยุดนิ่งที่ 3 เท่าด้วยกัน ซึ่งมีหลักการทำงานที่จะแตกต่างจากระบบทดกำลังจากลวดสลิงที่ผ่านมาก็คือ ลวดสลิงจะสามารถทดกำลังได้ทั้งจากรัศมีที่เพิ่มขึ้นของลูกรอกตาม ทำให้กลไกมีข้อดีคือ น้ำหนักเบา ทำให้สะสมพลังงานในการเคลื่อนที่ต่ำ ปลอดภัยต่อการใช้งาน ปลอดภัยต่อสิ่งแวดล้อม มีสภาพการตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อมภายนอกได้ดี มีสภาพซบกลับได้ง่าย ทำให้ใช้ในการควบคุมแบบ Impedance control ได้ดี อีกทั้ง การใช้กลไกลวดสลิงนี้ จะไม่ก่อให้เกิด backlash ในระบบ ซึ่งจะทำให้เสถียรภาพของระบบควบคุมเพิ่มสูงขึ้น สามารถควบคุมได้แม่นยำ โดยในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้อุปกรณ์หลักคือมอเตอร์ไฟฟ้าแบบ Brushless DC motor ซึ่งสามารถให้แรงขับต่อเนื่องมากที่สุด 0.54 Nm ควบคู่กับระบบทดกำลังที่ได้ออกแบบมาให้สามารถเพิ่มแรงทดได้ที่ 16 เท่า จึงทำให้ได้แรงบิดจากหุ่นยนต์สูงสุดที่ 8.64 Nm ซึ่งเหมาะกับผู้ใช้งานที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองที่พอจะสามารถช่วยเหลือตนเองได้ในระดับหนึ่ง และยังสามารถใช้งานเพื่อการรักษาฟื้นฟูการเดิน โดยในกลุ่มของผู้ใช้งานหุ่นยนต์ที่นำเสนอจะสามารถรองรับผู้ใช้งานได้ทุกเพศ ทุกช่วงอายุที่มีน้ำหนักไม่เกิน 100 กิโลกรัม และมีส่วนสูงอยู่ในช่วง 160-185 เซนติเมตร

นอกจากนั้น ในงานวิจัยได้พัฒนาระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์ โดยมีระบบควบคุมทั้งหมดสองรูปแบบ คือ ระบบควบคุมที่ช่วยเหลือการเคลื่อนที่เท่าที่จำเป็น (Active-assistive controller based on Assist-as-needed approach) และระบบควบคุมที่ออกแรงต้านการเคลื่อนที่ (Resistive controller) โดยในระบบควบคุมที่ออกแรงช่วยเหลือการเคลื่อนที่นั้น จะอาศัยระบบควบคุมที่เรียกว่า Impedance Controller มาเป็นระบบควบคุมหลัก โดย Impedance Controller นี้ มีข้อดีคือสามารถกำหนด ลักษณะการตอบสนองระหว่างหุ่นยนต์และผู้ใช้งานได้ หากหุ่นยนต์หรือผู้ใช้งานกระทบกับสิ่งแวดล้อมภายนอก ทำให้ระบบควบคุมนี้ สามารถปรับค่าพารามิเตอร์ของระบบให้เหมาะสมกับผู้ใช้งานแต่ละคนที่มีลักษณะทางกายภาพ หรือผู้ใช้งานที่ต้องการการตอบสนองที่แตกต่างกันได้ และในระบบควบคุมแบบออกแรงช่วงเหลือนี้เอง จะประกอบด้วย ชั้นควบคุมทั้งหมด 3 ชั้น ซึ่งในชั้นแรกจะเป็นชั้นกำหนดค่าพารามิเตอร์ของ Impedance control loop โดยจะใช้ตัวควบคุมแบบ PD controller เนื่องจากตัวควบคุมชนิดนี้จะให้ผลการตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อมที่คล้ายกับสปริง ที่จะให้ความยืดหยุ่น และจะยังได้ผลการตอบสนองแบบหน่วง จากการ damping ของกลไกควบคุม ทำให้ได้การเคลื่อนที่ที่ราบเรียบในการใช้งาน และในชั้นกลางและชั้นในสุด จะอาศัยตัวควบคุมแบบ PI controller ทำให้ระบบที่ได้มีความปลอดภัยในการใช้งานที่สูง มีเสถียรภาพ และทนต่อการกระทบกับสิ่งแวดล้อมได้มาก นอกจากนี้ ระบบควบคุมนี้จะมีข้อดีคือ หุ่นยนต์จะปรับแรงช่วยให้กับผู้ใช้งานในปริมาณเท่าที่จำเป็นต่อการเคลื่อนที่อย่างอัตโนมัติ นั่นคือหุ่นยนต์จะสามารถรับรู้แรงที่ผู้ใช้งานออก เพื่อทำกายภาพบำบัด และหุ่นยนต์จะทำการปรับแรงช่วยให้น้อยที่สุด เพื่อให้ผู้ใช้งานได้รู้สึกมีส่วนร่วมในการฝึกฟื้นฟู ทำให้ระบบควบคุมนี้เหมาะสมกับผู้ใช้งานที่ต้องการอาศัยแรงช่วยในการเคลื่อนที่มาก หรือเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่อยู่ในช่วงเริ่มต้นของการเป็นโรคหลอดเลือดสมอง

ในส่วนของระบบควบคุมแบบออกแรงต้านการเคลื่อนที่ งานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการสร้างแรงต้านด้วยกัน 2 รูปแบบ รูปแบบแรกหุ่นยนต์จะทำการวัดความเร็วของผู้ใช้งาน และออกแรงต้านการเคลื่อนที่ตามความเร็วที่วัดได้ หากผู้ใช้งานเคลื่อนที่เร็ว หุ่นยนต์จะทำการออกแรงต้านในปริมาณที่มาก และเช่นเดียวกัน หากผู้ใช้งานเคลื่อนที่ด้วยความเร็วช้า หุ่นยนต์ก็จะออกแรงต้านในปริมาณต่ำ ในรูปแบบที่สอง หุ่นยนต์จะทำการวัดตำแหน่งของกลไก และสร้างแรงต้านในรูปแบบสปริง นั่นคือหากผู้ใช้งานเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งที่ตั้งค่าไว้มากเท่าไร หุ่นยนต์จะทำการออกแรงต้าน เพื่อดึงให้กลไกกลับสู่สมดุลมากขึ้นเท่านั้น ดังนั้นจะเห็นได้ว่าระบบควบคุมชนิดนี้จะเหมาะสมกับผู้ใช้งานที่ต้องการเสริมสร้างกล้ามเนื้อจากการฝึกออกแรงต้าน และไม่เหมาะสมกับผู้ใช้งานที่ไม่สามารถออกแรงเองได้เลย เนื่องจากหุ่นยนต์จะสร้างเพียงแรงต้านเท่านั้น

ในส่วนของกิจกรรมการฟื้นฟูสมรรถภาพ งานวิจัยนี้ได้พัฒนาโปรแกรมเชื่อมต่อหุ่นยนต์ และโปรแกรมควบคุมเส้นทาง ความเร็ว และแรงของหุ่นยนต์ ในส่วนของการสร้างเส้นทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ งานวิจัยนี้นำเสนอรูปแบบการเคลื่อนที่ในรูปแบบกลับไปมา ในทำนอง โดยผู้ใช้งานจะสามารถเลือกค่ามุมสูงสุดที่ต้องการได้อย่างอิสระในช่วง 110 องศา สามารถปรับเปลี่ยนความเร็วในการเคลื่อนที่ได้ และสามารถปรับแรงช่วยสูงสุดได้ในช่วง 0 – 8 Nm ทำให้หุ่นยนต์สามารถรองรับผู้ใช้งานได้หลากหลาย

การทดลองในงานวิจัยนี้ประกอบด้วย 4 การทดลอง โดยมีผู้ทดลองทั้งหมด 2 คน ดังแสดงในตารางที่ 5.1 ซึ่งประกอบด้วยผู้ทดลองเพศชาย อายุ 25 ปี 1 คน และผู้ทดลองเพศหญิง อายุ 26 ปี 1 คน โดยที่ผู้ทดลองทั้งสองคนมีสภาพร่างกายแข็งแรง และไม่เคยมีประวัติด้านการเจ็บป่วยทางการเดินหรือข้อเท้า โดยการทดลองแรก คือการทดลอง Mechanical Transparency Analysis ซึ่งจะทำให้การทดลองหาประสิทธิภาพของกลไกทางกลที่ได้ออกแบบไว้ โดยผลการทดลองสามารถยืนยันได้ว่ากลไกที่ได้ออกแบบมา มีแรงเสียดทานในระบบต่ำ ไม่มี Backlash สามารถขยับย้อนกลับได้ดี และมีประสิทธิภาพในการใช้พลังงาน เนื่องจากต้องการแรงขับที่ต่ำ ทำให้กลไกนี้ปลอดภัยในการใช้งานจริง ในการทดลองที่สอง จะเป็นการทดลองเรื่อง Active-assistive trajectory tracking experiment โดยการทดลองนี้จะเป็นการประเมินประสิทธิภาพของระบบควบคุมแบบ Active-assistive ที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งผลการทดลองสามารถกล่าวได้ว่า หุ่นยนต์สามารถเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ได้ โดยระบบจะสามารถปรับเปลี่ยนผลการตอบสนองระหว่างผู้ใช้งานและหุ่นยนต์ได้ สามารถปรับเปลี่ยนแรงช่วยสูงสุดให้เหมาะสมกับการฟื้นฟูแต่ละคนได้ และหุ่นยนต์ยังสามารถออกแรงช่วยและพาผู้ใช้งานให้เคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ได้จริง หุ่นยนต์มีความปลอดภัยสูง ไม่ทำอันตรายให้กับผู้ใช้งาน แม้ผู้ใช้งานจะพยายามเคลื่อนที่ออกนอกเส้นทางที่กำหนดไว้ การทดลองที่สาม จะเป็นการทดลองเรื่อง Resistance of Trajectory Tracking Experiment การทดลองนี้จะทำขึ้นเพื่อดูผลกระทบของระบบควบคุมกับผู้ทดสอบ โดยผลการทดสอบสามารถสรุปได้ว่าหุ่นยนต์สามารถสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่ได้จริง และยังสามารถปรับเปลี่ยนรูปแบบการสร้างแรงต้านให้เหมาะสมกับแต่ละคนได้จากการปรับค่าสัมประสิทธิ์แรงต้าน หรือการเปลี่ยนความเร็วที่ใช้ และสุดท้าย การทดลองเพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้งานในท่าทางการเดิน โดยผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่า หุ่นยนต์สามารถออกแรงช่วยเหลือได้เพียงพอ ในการช่วยเหลือผู้ทดลองให้สามารถก้าวเดินได้ โดยไม่ทำอันตรายใด ๆ ในขณะทดลอง

ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าหุ่นยนต์ที่นำเสนอในงานวิจัย อันประกอบด้วยกลไกการส่งกำลังรูปแบบใหม่ และระบบควบคุมการทำงานรูปแบบ Impedance control นี้ มีความเป็นไปได้ที่จะใช้งานจริงทางการแพทย์ในอนาคต และพร้อมที่จะทำการทดลองทางคลินิก (Clinical trial) จากทางแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เนื่องด้วยผลการทดสอบสามารถยืนยันความปลอดภัยในการใช้งานได้ และผลการทดลองยังมีแนวโน้มที่จะสามารถใช้ในการรักษาและกายภาพบำบัดข้อเข่าและการเดินได้จริง

## 6.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้เป็นเพียงการทดสอบเบื้องต้นของการทำงานของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ ในการใช้งานจริง ยังจำเป็นที่หุ่นยนต์จะต้องได้รับการทดสอบเพิ่มเติมจากผู้ทดสอบอีกจำนวนมาก เพื่อศึกษาผลกระทบเพิ่มเติมต่อผู้ใช้งานที่หลากหลาย ซึ่งจะเห็นได้ว่าการทดลองในงานวิจัย เริ่มต้นทดลองกับกลุ่มคนเพียงสองคน ที่มีสภาพร่างกายแข็งแรงปกติ และไม่เคยได้รับผลกระทบในการเดินมาก่อน ดังนั้นในงานวิจัยนี้ จึงยังไม่สามารถสรุปได้ว่าหุ่นยนต์ที่นำเสนอ จะพร้อมใช้กับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้จริง และเพื่อให้หุ่นยนต์สามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง หุ่นยนต์จะต้องได้รับการทดสอบทางคลินิกกับผู้ป่วยที่หลากหลายต่อไป

ในส่วนของการออกแบบทางกล หุ่นยนต์ถึงแม้จะผ่านเกณฑ์การออกแบบที่ได้ตั้งเอาไว้ แต่การออกแบบนี้ ยังสามารถปรับปรุงให้ดีขึ้นได้ โดยจะเห็นว่าน้ำหนักของหุ่นยนต์ยังมีค่ามาก ซึ่งสามารถปรับการออกแบบเพื่อลดให้น้ำหนักน้อยลงได้ รวมถึงขนาดที่ออกแบบมานี้ยังใหญ่และพกพาไม่สะดวกเท่าที่ควร รวมถึงการออกแบบในปัจจุบัน ยังไม่สามารถใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ได้ ทำให้ไม่สะดวกในการเคลื่อนที่ในรูปแบบการเดินไปกลับ

ในส่วนของระบบควบคุมแบบออกแรงช่วยเหลือการเคลื่อนที่เองนั้น ยังพบว่าการเคลื่อนที่ยังไม่ราบเรียบเท่าที่ควร ดังนั้นการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ของระบบควบคุมยังคงต้องศึกษาเพิ่มเติม เพื่อให้สามารถควบคุมหุ่นยนต์ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น รวมถึงทำทางในการทำกิจกรรมบำบัดฟื้นฟูเองนั้น ยังมีให้เล็กน้อย และยังไม่เหมาะสมต่อการฝึกกายภาพบำบัดการเดิน ดังนั้นจึงควรมีการเพิ่มเติมทำทางให้เหมาะสมต่อการฝึกเดินมากยิ่งขึ้น เช่นการสร้างเส้นทางที่คล้ายกับการเดิน เพื่อให้ผู้ใช้งานได้เคลื่อนที่ตาม หรือทำทางในการฝึกท่า สควอทซ์ ซึ่งจะช่วยในการเสริมสร้างกล้ามเนื้อที่จำเป็นในการเดิน



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## บรรณานุกรม

- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. J. J. o. o. r. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *26*(3), 332-341.
- Chau, V., Taylor, M. J., & Miller, S. P. J. D. O. (2013). Visual function in preterm infants: visualizing the brain to improve prognosis. *127*(1), 41-55.
- Chen, B., Zi, B., Wang, Z., Qin, L., Liao, W.-H. J. M., & Theory, M. (2019). Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. *134*, 499-511.
- Chung, B. P. H. J. H. K. P. J. (2017). Effectiveness of robotic-assisted gait training in stroke rehabilitation: A retrospective matched control study. *36*, 10-16.
- Eiammanussakul, T., & Sangveraphunsiri, V. (2017). *Lower limb rehabilitation robot in sitting position for various therapeutic exercises*. Paper presented at the Proceedings of the 9th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology.
- Eiammanussakul, T., & Sangveraphunsiri, V. J. E. J. (2019). Mechanical Power to Identify Human Performance for a Lower Limb Rehabilitation Robot. *23*(4), 91-105.
- Eiammanussakul, T., & Sangveraphunsiri, V. J. J. o. H. E. (2018). A lower limb rehabilitation robot in sitting position with a review of training activities. *2018*.
- Hong, S. W., Yoon, J., Kim, Y.-J., Gong, H. S. J. J. o. O. S., & Research. (2019). Novel implant design of the proximal interphalangeal joint using an optimized rolling contact joint mechanism. *14*(1), 1-13.
- Kim, Y.-J. (2015). *Design of low inertia manipulator with high stiffness and strength using tension amplifying mechanisms*. Paper presented at the 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).
- Kim, Y.-J. J. I. T. o. r. (2017). Anthropomorphic low-inertia high-stiffness manipulator for high-speed safe interaction. *33*(6), 1358-1374.
- Kong, K., Bae, J., & Tomizuka, M. J. I. A. t. o. m. (2011). A compact rotary series elastic actuator for human assistive systems. *17*(2), 288-297.

- Nadeau, S., Betschart, M., Bethoux, F. J. P. M., & Clinics, R. (2013). Gait analysis for poststroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed. *24*(2), 265-276.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N., McBride, I. D. J. A. o. p. m., & rehabilitation. (1991). Work and power in gait of stroke patients. *72*(5), 309-314.
- Sutapun, A., & Sangveraphunsiri, V. (2014). *Dexterity measures for 4DOF exoskeleton robot*. Paper presented at the Applied Mechanics and Materials.
- Sutapun, A., Sangveraphunsiri, V. J. I. J. o. M. E., & Research, R. (2015). A 4-DOF upper limb exoskeleton for stroke rehabilitation: kinematics mechanics and control. *4*(3), 269-272.
- Vallery, H., Veneman, J., Van Asseldonk, E., Ekkelenkamp, R., Buss, M., Van Der Kooij, H. J. I. R., & Magazine, A. (2008). Compliant actuation of rehabilitation robots. *15*(3), 60-69.
- Wang, J., Li, X., Huang, T.-H., Yu, S., Li, Y., Chen, T., . . . Letters, A. (2018). Comfort-centered design of a lightweight and backdrivable knee exoskeleton. *3*(4), 4265-4272.
- Yu, H., Cruz, M. S., Chen, G., Huang, S., Zhu, C., Chew, E., . . . Thakor, N. V. (2013). *Mechanical design of a portable knee-ankle-foot robot*. Paper presented at the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ณัฐภัทร คีววงศ์งาม
วัน เดือน ปี เกิด	23 กันยายน 2539
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	- สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2561 - กำลังศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2564
ที่อยู่ปัจจุบัน	กรุงเทพมหานคร