

หุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรงเพื่อการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A 3D End-Effector Manipulator Arm with Force Transparency for Upper-limb  
Rehabilitation

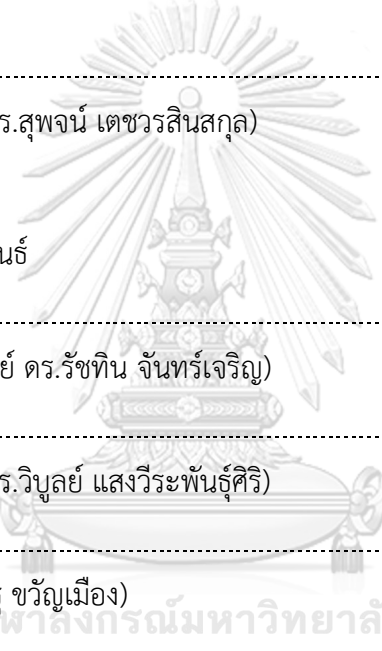


A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering  
Department of Mechanical Engineering  
FACULTY OF ENGINEERING  
Chulalongkorn University  
Academic Year 2021  
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	หุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรงเพื่อการฟื้นฟู รยางค์ส่วนบน
โดย	น.ส.เกวลี อัคระไพฑูรย์เสรีฐ
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.....	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)	



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เกวลี อัคระไพฑูรย์เสริฐ : หุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรงเพื่อการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน. ( A 3D End-Effector Manipulator Arm with Force Transparency for Upper-limb Rehabilitation) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ศ. ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบต้นแบบหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรงที่มีระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการทำงาน เพื่อการประยุกต์ใช้ในการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน โดยงานวิจัยนี้ได้ออกแบบและพัฒนาต้นแบบหุ่นยนต์ที่มีชื่อว่าหุ่นยนต์ 3DEE (3D End-effector Manipulator Arm) ซึ่งเป็นหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายที่มีจุดสัมผัสอยู่ที่บริเวณข้อมือ มีลักษณะโครงสร้างเป็น 3-dimensional five-bar linkage manipulator ซึ่งสามารถเคลื่อนไหวใน 3 มิติได้และมีโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อน อีกทั้งหุ่นยนต์ยังถูกออกแบบให้เหมาะสมสำหรับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดและคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ใช้เป็นหลัก ระบบควบคุมที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นระบบควบคุมกัมพางเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วงสำหรับโปรแกรมอุโมงค์เสมือนที่เหมาะสมสำหรับให้ผู้ป่วยได้ออกแรงเคลื่อนไหวเองโดยมีหุ่นยนต์ประคองให้อยู่ในเส้นทางเท่านั้น โปรแกรมถูกออกแบบให้สามารถปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ บันทึกข้อมูลและแสดงผลข้อมูลได้ การทดสอบหุ่นยนต์เริ่มจากการทดสอบความแม่นยำของส่วนขดเขย่น้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ก่อนซึ่งเป็นส่วนสำคัญส่วนหนึ่งของระบบควบคุม ซึ่งผลที่ได้นำมาสรุปได้ว่าส่วนขดเขย่น้ำหนักของแขนหุ่นยนต์มีความแม่นยำที่มาก ตามด้วยการทดสอบประสิทธิภาพของระบบควบคุม ซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าระบบควบคุมนี้สามารถช่วยให้เคลื่อนไหวในเส้นทางที่กำหนดได้อย่างสะดวก อีกทั้งยังออกนอกเส้นทางได้ยาก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิสิต .....

ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

# # 6270367221 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORD: STROKE REHABILITATION, ROBOT-ASSISTED THERAPY, VIRTUAL WALL STRATEGY, REHABILITATION ROBOT, THE 3D END-EFFECTOR ROBOT

Kewalee Asawapithulsert : A 3D End-Effector Manipulator Arm with Force Transparency for Upper-limb Rehabilitation. Advisor: Prof. VIBOON SANGVERAPHUNSIRI, Ph.D.

The objective of this research is to design a prototype of a 3D end-effector manipulator arm with force transparency including a control strategy, and program for application in the upper-limb rehabilitation. In this research, we designed and developed a prototype robot called the 3DEE robot (3D End-effector Manipulator Arm), which is an end-effector robot that attaches to the wrist. The structure of the 3DEE robot is a 3D five-bar linkage manipulator (3 DOF) which is a simple structure and can operate in 3D. In addition, the 3DEE robot is designed for physiotherapy and considers the safety of users as a primary concern. The control strategy applied in this research is the virtual spring-damper wall strategy for the virtual tunnel program that is appropriate for allowing the patient to self-mobilize with the robot supporting only to restrict the patient from moving out a path. The program is designed to be able to adjust parameters, collect data, and display data. The first experiment was conducted to represent the accuracy of the gravity compensation which is an important part of the control strategy. From the results, it can be concluded that the gravity compensation of this robot arm is quite accurate. Then, the experiments for verifying the effectiveness of the proposed strategy were conducted. The results demonstrate that subjects can freely move along a predefined path and are also difficult to deviate from the path.

Field of Study: Mechanical Engineering

Student's Signature .....

Academic Year: 2021

Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือจาก ศ.ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้ความรู้ คำแนะนำและข้อคิดเห็น อีกทั้งให้การสนับสนุนด้านเงินทุน อุปกรณ์ และสถานที่สำหรับงานวิจัยนี้ ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้ ขอขอบคุณ ดร.อานันท์ สุตาพันธ์ ที่ได้คำแนะนำมากมายในการออกแบบและให้การช่วยเหลือตลอดมา ขอขอบคุณพี่ เพื่อน และน้องในห้องปฏิบัติการที่ให้การช่วยเหลือสนับสนุนและเป็นกำลังใจตลอดการทำวิจัย สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณบิดา มารดาของข้าพเจ้า ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่านที่คอยเป็นกำลังใจและสนับสนุนข้าพเจ้าในทุกด้านเสมอมาจนสำเร็จการศึกษา



เกวลี อัสวะไพฑูรย์เสริฐ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	12
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	12
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	13
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	13
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	13
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	13
บทที่ 2 การสืบค้นวรรณกรรม.....	15
2.1 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลาย (End-effector-base robots).....	15
2.1.1 MIT-MANUS.....	15
2.1.2 GENTLE/s.....	16
2.1.3 MIME (Mirror Image Motion Enabler).....	18
2.1.4 ARM Guide.....	18
2.1.5 PASCAL.....	19

2.1.6 ERA (Exerciser for Rehabilitation of the Arm).....	21
2.1.7 EMU.....	22
บทที่ 3 แนวคิดในการออกแบบ .....	25
3.1 การออกแบบโครงสร้างของหุ่นยนต์ 3DEE (3D End-effector Manipulator Arm).....	25
3.1.1 โครงสร้างของหุ่นยนต์ 3DEE .....	25
3.1.2 พิสัยของจุดหมุน (Range of motion) และพื้นที่การทำงาน (Workspace).....	27
3.1.3 ระบบส่งกำลัง (Power Transmission).....	29
3.1.4 การชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ 3DEE (Gravity compensation).....	31
3.1.5 ความปลอดภัย.....	31
3.2 สมการจลศาสตร์และสมการพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ (Kinematics and Dynamic Models)	
.....	33
3.2.1 สมการจลศาสตร์ไปข้างหน้าและย้อนกลับ (Forward and Inverse Kinematics)....	33
3.2.2 Jacobian Matrix.....	36
3.2.3 สมการพลศาสตร์ (Dynamics).....	37
บทที่ 4 ระบบควบคุมทางพลศาสตร์ .....	40
4.1 ระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วงสำหรับโปรแกรมอิมิตีฟเหมือน .....	41
4.2 เสถียรภาพของระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วง .....	44
บทที่ 5 โปรแกรมควบคุมการทำงาน.....	46
5.1 โปรแกรมอิมิตีฟเหมือน (Virtual Tunnel Program) .....	46
5.2 หน้าต่างโปรแกรม (Program Interface) .....	47
บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง .....	48
6.1 การทดสอบส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ในระบบควบคุม.....	48
6.2 การทดสอบระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วง.....	50
บทที่ 7 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	54



บรรณานุกรม.....	55
ประวัติผู้เขียน.....	59



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

# สารบัญตาราง

หน้า

ไม่พบรายการสารบัญภาพ



## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1 หุ่นยนต์ MIT-MANUS [7].....	16
รูปที่ 2 หุ่นยนต์ GENTLE/s [8].....	17
รูปที่ 3 พื้นที่การทำงาน (ภาพซ้าย) และข้อมูลจำเพาะ (ภาพขวา) ของอุปกรณ์แฮปติกส์ HapticMaster [9].....	17
รูปที่ 4 ระบบหุ่นยนต์ MIME [10].....	18
รูปที่ 5 โครงสร้าง และภาพจริงของหุ่นยนต์ ARM Guide [11].....	19
รูปที่ 6 แผนผังของการติดตั้งแขนหุ่นยนต์ของ PASCAL [12].....	20
รูปที่ 7 แขนหุ่นยนต์ของ PASCAL [12].....	20
รูปที่ 8 ภาพบล็อกไดอะแกรมระบบควบคุมของ PASCAL A) Position controller B) Force controller [12].....	21
รูปที่ 9 หุ่นยนต์ ERA [13].....	22
รูปที่ 10 ระบบควบคุมของหุ่นยนต์ ERA [13].....	22
รูปที่ 11 โครงสร้าง และภาพจริงของหุ่นยนต์ EMU [14].....	23
รูปที่ 12 พื้นที่การใช้งานของหุ่นยนต์ EMU [14].....	23
รูปที่ 13 หุ่นยนต์ 3DEE (a) จากโปรแกรมออกแบบ และ (b) หุ่นยนต์ตัวจริง.....	26
รูปที่ 14 ที่จับยึดข้อมือบริเวณปลายแขน.....	26
รูปที่ 15 ระยะเวลาหมุน (Range of motion) ของหุ่นยนต์ 3DEE.....	27
รูปที่ 16 พื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ 3DEE (จุดหมุนที่ 2 และ 3 อยู่ที่ตำแหน่ง {0,0,0}).....	28
รูปที่ 17 ตำแหน่งการติดตั้งหุ่นยนต์ (a) Front position และ (b) Side position.....	29
รูปที่ 18 ตำแหน่งการวางมอเตอร์.....	30
รูปที่ 19 ระบบส่งกำลังผ่านสายเคเบิล (Cable Transmission) ของหุ่นยนต์ 3DEE.....	31
รูปที่ 20 Hard limit ของจุดหมุนที่ 3 บนมู่เ็ลย์ฐาน.....	32

รูปที่ 21	แผนผังจลนศาสตร์ (Kinematics Diagram) ของหุ่นยนต์ 3DEE.....	33
รูปที่ 22	โครงสร้างหุ่นยนต์สำหรับสมการพลศาสตร์.....	38
รูปที่ 23	ค่าพารามิเตอร์ของหุ่นยนต์ 3DEE.....	39
รูปที่ 24	ปฏิกิริยาของกำแพงเสมือนต่อปลายแขน โดยวงกลมสีชมพูแสดงปลายแขนของหุ่นยนต์, เส้นสีแดงแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดระหว่างจุดแรก ( $P_1$ ) และจุดที่สอง ( $P_2$ ), และลูกศรสีน้ำเงินแสดงแรงที่หุ่นยนต์กระทำต่อแขนคน.....	41
รูปที่ 25	แผนผังของระบบควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วง.....	42
รูปที่ 26	โปรแกรม 8 จุดของ Virtual Tunnel Program โดยจุดสีน้ำเงินแสดงถึงจุดเป้าหมาย, จุดสีชมพูแสดงถึงจุดศูนย์กลาง, เส้นประสีแดงแสดงถึงเส้นทางการเคลื่อนที่, และลูกศรสีน้ำเงินแสดงถึงทิศทางเคลื่อนที่.....	46
รูปที่ 27	หน้าต่างโปรแกรมของโปรแกรมอูโมงค์เสมือนที่แสดงโปรแกรม 8 จุด.....	47
รูปที่ 28	การทดสอบส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ในระบบควบคุม.....	49
รูปที่ 29	กราฟตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์ และแรงกระทำที่ปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space.....	49
รูปที่ 30	(a) ภาพจำลอง และ (b) ภาพจริงของการทดสอบประสิทธิภาพของ ระบบควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วงในการทดสอบเส้นทางการเคลื่อนที่ในแนวแกน Z.....	50
รูปที่ 31	กราฟแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่จริงกับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดของปลายแขนหุ่นยนต์ในการทดสอบเส้นทางการเคลื่อนที่ในแนวแกน Z.....	51
รูปที่ 32	ข้อมูลที่ถูกรับที่จากการทดสอบ (a) ในแนวแกน X, (b) ในแนวแกน Y, และ (c) ในแนวแกน Z โดยกราฟแรกของแต่ละรูปแสดงตำแหน่งการเคลื่อนที่จริงของปลายแขนเทียบกับเส้นทางที่กำหนด, กราฟที่เหลือแสดงผลต่างของตำแหน่งปลายแขนกับตำแหน่งที่ใกล้ที่สุดบนเส้นทางการเคลื่อนที่ ( $\Delta x$ ), และแรงปฏิกิริยาระหว่างหุ่นยนต์และแขนคน ตามลำดับ.....	52
รูปที่ 33	การติดตั้งหุ่นยนต์สำหรับการทดสอบโปรแกรม 8 จุด.....	53
รูปที่ 34	กราฟแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่จริงกับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดของปลายแขนหุ่นยนต์ในการทดสอบโปรแกรม 8 จุด.....	53

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุหลักของการเป็นอัมพฤกษ์อัมพาต ตามดัชนีปีสุขภาวะที่ปรับด้วยความบกพร่องทางสุขภาพด้านประสาททั่วโลก (global neurological DALYs) ของปี 2016 พบว่าโรคหลอดเลือดสมองพบการสูญเสียด้านสุขภาพมากที่สุด โดยเฉพาะผู้สูงอายุ (อายุประมาณ 60 ถึง 80 ปี) ที่มีการสูญเสียที่สูง ถึงแม้ว่าในปัจจุบันการป้องกันและการรับมือกับโรคหลอดเลือดสมองถูกพัฒนาให้ดีขึ้น แต่ทว่าจำนวนผู้ป่วยกลับมากขึ้นตามอายุขัยของประชากรและจำนวนประชากรที่เพิ่มขึ้น [1] โดย 85% ของผู้รอดชีวิตมีความต้องการการฟื้นฟูความสามารถของร่างกายเพียงบางส่วน [2] หนึ่งในวิธีการฟื้นฟูดังกล่าวคือการกายภาพบำบัดด้วยการออกกำลังกายท่าเดิมซ้ำๆ เพื่อให้กล้ามเนื้อแข็งแรงและฟื้นฟูระบบประสาทที่ควบคุมการเคลื่อนไหวให้กลับมาจดจำการทำงานของร่างกายในท่าทางต่างๆได้ การกายภาพบำบัดแบบทั่วไปจำเป็นต้องมีนักกายภาพบำบัด ซึ่งต้องใช้ความชำนาญของนักกายภาพบำบัด และใช้ระยะเวลาอันยาวนาน ปัญหาเรื่องจำนวนผู้ป่วยที่มีมากกว่านักกายภาพบำบัด ทำให้มีผู้ป่วยจำนวนมากต้องรอรับการฟื้นฟูดังกล่าว ซึ่งการฟื้นฟูอาจให้ผลได้ไม่ดีเท่าการเข้ารับการฟื้นฟูทันที [3]

เพื่อแก้ปัญหาเหล่านี้ หุ่นยนต์จำนวนมากถูกพัฒนาขึ้นเพื่อช่วยเหลือในเรื่องของการกายภาพฟื้นฟูผู้ป่วยโดยเฉพาะ ซึ่งหุ่นยนต์กายภาพบำบัดมีลักษณะเด่นมากมาย ได้แก่ ประสิทธิภาพในการทำซ้ำ การปรับระดับความช่วยเหลือตามลักษณะอาการของผู้ป่วย และความสามารถในการวัดค่าและเก็บข้อมูลของผู้ป่วยได้อย่างแม่นยำ เพื่อนำมาประเมินสภาพร่างกายของผู้ป่วย ฯลฯ [4] หุ่นยนต์กายภาพบำบัดสามารถช่วยให้ภาระการทำงานของนักกายภาพบำบัดน้อยลง ทำให้ดูแลผู้ป่วยได้มากขึ้น นอกจากนี้หุ่นยนต์ยังถูกพัฒนาให้อยู่ในรูปแบบของเกมและภาพจำลอง เพื่อให้ผู้ป่วยมีแรงจูงใจและมีส่วนร่วมในการฟื้นฟูมากขึ้น

หุ่นยนต์สำหรับการกายภาพบำบัดสามารถแบ่งได้ 2 ประเภทหลัก [4] - [5] คือหุ่นยนต์กายภาพบำบัดประเภทโครงร่างภายนอกแบบสวมใส่ (Exoskeleton robots) และหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลาย (End-effector-base robots) หุ่นยนต์กายภาพบำบัดประเภทโครงร่างภายนอกแบบสวมใส่มีโครงสร้างของหุ่นยนต์ที่สอดคล้องกับโครงสร้างของร่างกาย ทำให้สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของแต่ละข้อต่อหรือแต่ละส่วนของร่างกายได้ดีกว่าอีกประเภท แต่ในการใช้งานทุกครั้งต้องมีการปรับความยาวแขนหุ่นยนต์ให้เหมาะสมกับผู้ใช้แต่ละราย โดยส่วนมากหุ่นยนต์ประเภทนี้มีขนาดใหญ่และมีโครงสร้างที่ซับซ้อน ซึ่งทำให้มีต้นทุนสูงและมีค่าความเฉื่อยมาก ค่า

ความเฉื่อยมีผลต่อความสิ้นเปลืองในการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ หากมีค่ามากความสิ้นเปลืองจะลดลง ในทางกลับกันหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายมีจุดสัมผัสกับผู้ใช้เพียงแค่จุดเดียวเท่านั้น เช่น ประเภทสัมผัสที่ข้อมือ, ปลายแขน, หรือต้นแขน ฯลฯ จึงทำให้หุ่นยนต์ประเภทนี้มีโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อนมาก รองรับผู้ใช้ได้หลากหลาย และช่วยในการเคลื่อนไหวแบบธรรมชาติหรือการเคลื่อนไหวท่วงท่าตามที่ใช้ในชีวิตประจำวัน (Activity of Daily Living: ADL) ได้ เนื่องจากข้อดีและประโยชน์ที่มากมายของหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลาย งานวิจัยฉบับนี้ จึงนำเสนอเกี่ยวกับการออกแบบและพัฒนาหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายเบื้องต้น โดยมีการออกแบบให้มีจุดสัมผัสอยู่บริเวณข้อมือ และสามารถเคลื่อนที่ปลายแขนใน 3 มิติ

## 1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

เพื่อออกแบบหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรงที่มีระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการทำงาน เพื่อการประยุกต์ใช้ในการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน

## 1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ออกแบบและสร้างต้นแบบหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลายแบบรับรู้แรง
2. ออกแบบระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการทำงานสำหรับหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลาย โดยระบบควบคุมสามารถควบคุมผสมผสานทั้งตำแหน่งและแรง

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ต้นแบบระบบหุ่นยนต์ 3 มิติแบบจับที่ปลายที่มีระบบรับรู้แรงช่วยในการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน
2. ระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการทำงานที่เป็นแนวทางในการประยุกต์ใช้สำหรับการฟื้นฟูสมรรถนะผู้ป่วยที่มีอาการอัมพฤกษ์ อัมพาต ที่เป็นผลอันเนื่องมาจากโรคหลอดเลือดสมอง

## 1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับหุ่นยนต์ชนิดจับที่ปลายสำหรับศึกษาความเป็นไปได้ในการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน
2. ออกแบบและสร้างหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลาย
3. ออกแบบระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการใช้งานสำหรับหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลาย

4. ทดสอบการทำงานของหุ่นยนต์ 3 มิติชนิดจับที่ปลาย เพื่อเป็นแนวทางในการประยุกต์ใช้  
เพื่อการฟื้นฟูสมรรถนะรายงศ์ส่วนบน

5. วิเคราะห์, สรุปผล, และเขียนรูปเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์



## บทที่ 2

### การสืบค้นวรรณกรรม

#### 2.1 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลาย (End-effector-base robots)

##### 2.1.1 MIT-MANUS [4], [6] - [7]

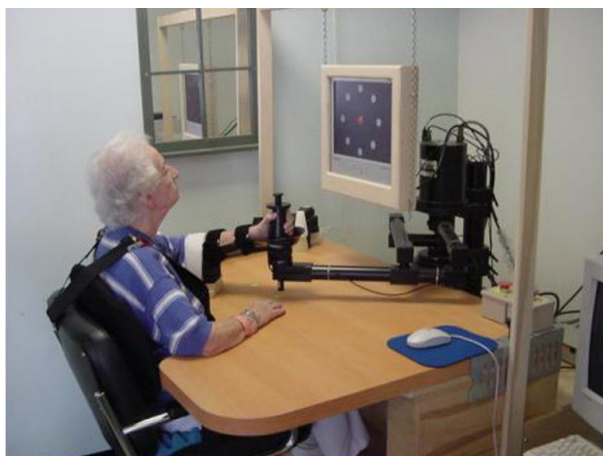
หุ่นยนต์ MIT-MANUS เป็นหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายรุ่นแรกๆ ที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก (Hemiplegia) ในปัจจุบันได้อยู่ในรูปแบบเชิงพาณิชย์ที่มีชื่อว่า InMotionArm (BIONIK) หุ่นยนต์ MIT-MANUS มีลักษณะโครงสร้างเป็น direct-drive five bar linkage manipulator ประเภท SCARA ดังรูปที่ 1 ซึ่งหุ่นยนต์ประกอบไปด้วย 7 องศาอิสระ และ 4 ส่วนหลัก ได้แก่ ส่วนของการเคลื่อนที่แนวระนาบ, ส่วนของการเคลื่อนที่แนวตั้ง, ส่วนของข้อมือ, และ ส่วนของมือ ฯลฯ เป้าหมายหลักของการออกแบบหุ่นยนต์ MIT-MANUS คือมีความสามารถผลิตแรงและความสามารถในการขับเคลื่อนที่สูง (High force production capability and Backdrivability) หรือ มีความสามารถในการผลิตแรงที่เพียงพอสำหรับเคลื่อนที่แขนผู้ใช้ แต่ผู้ใช้สามารถเคลื่อนย้ายแขนหุ่นยนต์ได้อย่างง่ายเช่นกัน

ส่วนของการเคลื่อนที่แนวระนาบใช้สำหรับฝึกการเคลื่อนไหวของข้อศอกและปลายแขนประกอบไปด้วย 2 องศาอิสระ เป็นส่วนของแขนหุ่นยนต์ (Five bar linkage) มอเตอร์ที่ใช้เป็นมอเตอร์ที่ไร้แปรงถ่าน (Brushless motor) ส่วนของการเคลื่อนที่แนวตั้ง 1 องศาอิสระใช้สำหรับรองรับน้ำหนักของแขน ขับเคลื่อนโดยมอเตอร์เชิงเส้น (Linear motor) ส่วนของข้อมือเป็นส่วนที่ช่วยในการฝึกเคลื่อนไหวข้อมือซึ่งมี 3 องศาอิสระควบคุมโดยมอเตอร์ที่ไร้แปรงถ่าน และ 1 องศาอิสระสุดท้ายเป็นของส่วนข้อมือที่ช่วยในเรื่องของการฝึกจับมือจับ อีกทั้งหุ่นยนต์ MIT-MANUS มีการติดตั้งเครื่องวัดความเร็วรอบ (DC tachometers) เพื่อช่วยในการวัดความเร็ว และติดตั้งอุปกรณ์วัดแรง (Six-DOF force sensor) ที่บริเวณปลายแขนเพื่อวัดแรงที่เกิดขึ้นระหว่างคนกับหุ่นยนต์

โหมดการใช้งานมีทั้งแบบช่วยการเคลื่อนที่ (Assistive), แบบต้านการเคลื่อนที่ (Resistive), และแบบช่วยเหลือที่จำเป็น (real-time Assistance-as-Needed) นอกจากนี้ยังมีความสามารถในการขับเคลื่อนกลับ (Backdrivability) และมีระบบควบคุมแบบอิมพีแดนซ์ (Impedance control) ที่ช่วยในด้านความปลอดภัยและความเสถียรของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์ MIT-MANUS สามารถเก็บข้อมูลตำแหน่ง, ความเร็ว, และแรง อีกทั้งมีการแสดงผลทางจอและการฝึกหุ่นยนต์ร่วมกับเกม



อีกทั้งยังมีงานวิจัยที่ทดสอบเปรียบเทียบการรักษาระหว่างการรักษาแบบใช้หุ่นยนต์ MIT-MANUS กับการรักษาแบบใช้นักกายภาพบำบัด โดยระยะเวลาการรักษา 12 สัปดาห์ ผลที่ได้พบว่าการรักษาแบบใช้หุ่นยนต์ MIT-MANUS ให้ผลที่คล้ายกัน แต่ก็ไม่เหนือกว่าการรักษาแบบใช้นักกายภาพ



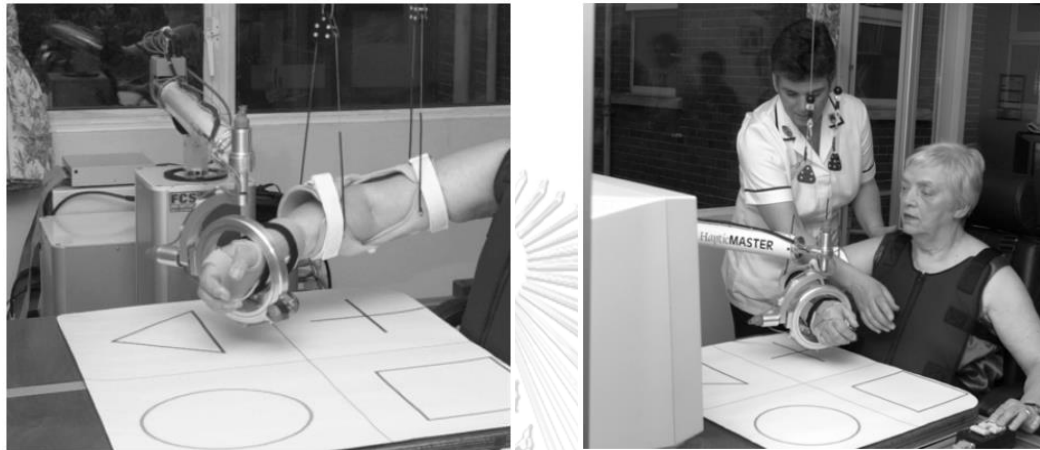
รูปที่ 1 หุ่นยนต์ MIT-MANUS [7]

#### 2.1.2 GENTLE/s [8]-[9]

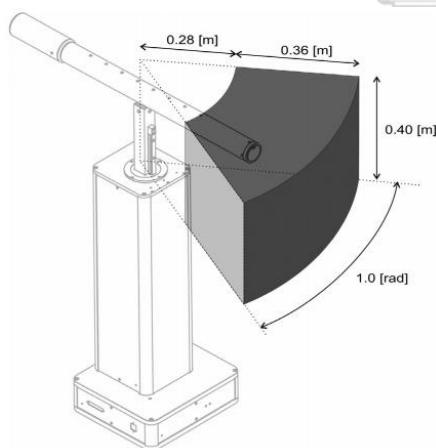
GENTLE/s เป็นระบบที่รวมเทคโนโลยีกายภาพเข้ากับเทคโนโลยีความจริงเสมือน (VR Visualization) เพื่อดึงดูดความสนใจและกระตุ้นผู้ป่วยให้สามารถทำกายภาพได้นานยิ่งขึ้น ระบบประกอบไปด้วยอุปกรณ์แฮปติกส์ (HapticMaster ของ FCS Robotics) และโครงที่ช่วยประคองบริเวณข้อศอกดังรูปที่ 2 เพื่อลดผลจากแรงโน้มถ่วง ระบบ GENTLE/s มี 6 องศาอิสระ โดยแบ่งเป็น 3 องศาอิสระที่ควบคุมการเคลื่อนที่โดยอุปกรณ์แฮปติกส์และ 3 องศาอิสระที่ช่วยให้ข้อมือเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระ นอกจากนี้ระบบมีแม่เหล็กเชื่อมต่อระหว่างส่วนจับข้อมือกับหุ่นยนต์ เพื่อความปลอดภัยกรณีแรงจากหุ่นยนต์มากเกินไป, strain gauge force sensor ติดตั้งที่บริเวณปลายแขนของอุปกรณ์แฮปติกส์, 3D graphical user interface (GUI), และเกม ฯลฯ

อุปกรณ์แฮปติกส์ (HapticMaster ของ FCS Robotics) มีลักษณะเป็น Cylindrical Robot ซึ่งถูกออกแบบให้มี Zero backlash เพื่อลดผลจากการสั่น, มีน้ำหนักที่เบาโดยโครงสร้างแขนทำจากท่ออลูมิเนียมน้ำหนักเบา, และมีพื้นที่การใช้งานที่ใหญ่เพียงพอสำหรับงานที่ใช้มือทั้งสองข้าง ฯลฯ ดังรูปที่ 3 Anti-backlash leadscrew spindles ถูกนำมาใช้คู่กับมอเตอร์ชนิดที่มีแปรงถ่าน (DC brushed motor) แต่ถึงแม้จะเป็น Anti-backlash ก็ยังมีแรงเสียดทานเล็กน้อย ซึ่งกำจัดโดยระบบควบคุม

ระบบมีโหมดการฝึก 3 โหมดได้แก่ passive mode, active-assist mode และ active-resist mode ระบบควบคุมมีทั้งตำแหน่งและแรง (position control and torque control) อีกทั้งยังมีเส้นทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์เป็นเส้นทางการเคลื่อนที่ที่เกิดการกระตุกน้อยสุด (minimum jerk path) ซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการฝึกการเคลื่อนไหวของแขนของผู้ป่วยอีกด้วย



รูปที่ 2 หุ่นยนต์ GENTLE/s [8]



Specifications	Value
Workspace volume	80 (l)
Position resolution at end effector (no load)	4-12 ( $\mu\text{m}$ )
Mechanical stiffness at end effector <sup>a</sup>	
X-direction	400 (N/mm)
Y-direction	07 (N/mm)
Z-direction	41 (N/mm)
Nominal/peak force	100/250 (N)
Minimum tip inertia	2 (kg)
Maximum velocity at end effector (no load)	1.6 (m/s)
Maximum acceleration/deceleration	10/50 ( $\text{m/s}^2$ )
Force sensitivity	0.01 (N)
Note: <sup>a</sup> At 1 kg load, in the middle of the workspace	

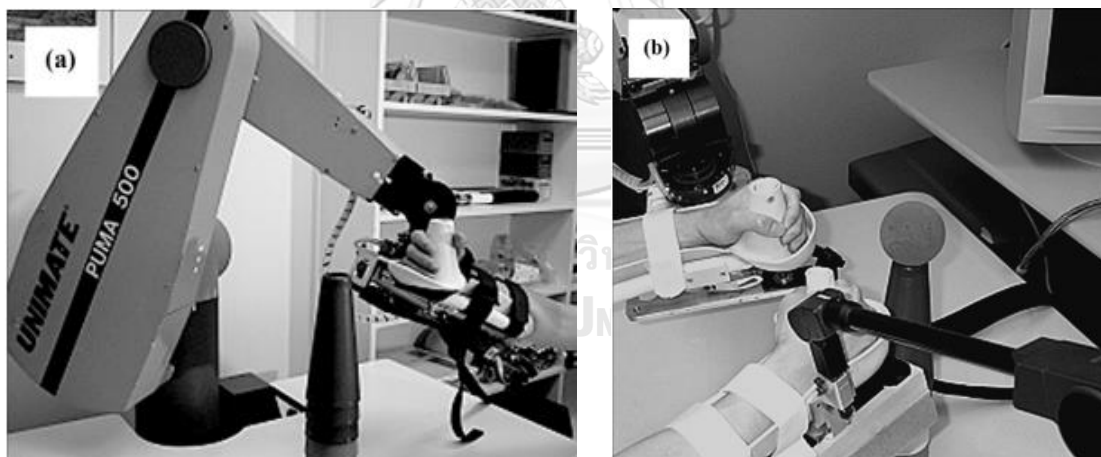
รูปที่ 3 พื้นที่การทำงาน (ภาพซ้าย) และข้อมูลจำเพาะ (ภาพขวา) ของอุปกรณ์แฮปติกส์

HapticMaster [9]

### 2.1.3 MIME (Mirror Image Motion Enabler) [10]

MIME เป็นระบบหุ่นยนต์กายภาพแขนที่ประกอบไปด้วยแขนหุ่นยนต์ (PUMA 560) ซึ่งเป็นหุ่นยนต์อุตสาหกรรม (Industrial robot) ที่มี 6 องศาอิสระพร้อมทั้งติดตั้ง six-axis force torque sensor ระหว่างปลายแขนหุ่นยนต์กับที่פקแขน, Position digitalizer (MicroScrub 3DL) ที่ทำหน้าที่วัดตำแหน่ง หรือเส้นทางการเคลื่อนที่ของแขน, และโต๊ะปรับความสูงสำหรับนั่งรถเข็น ดังที่แสดงในรูปที่ 4

การทำงานของ MIME มี 4 โหมดได้แก่ Passive mode เป็นโหมดที่ผู้ป่วยจะไม่ต้องออกแรง หุ่นยนต์จะช่วยให้เคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ตอนเริ่ม, Active-assisted mode เป็นโหมดที่ผู้ป่วยพยายามเคลื่อนที่และหุ่นยนต์จะออกแรงช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดได้, Active-constrained mode เป็นโหมดที่ผู้ป่วยพยายามเคลื่อนที่ แต่หุ่นยนต์จะคอยด้านทางเคลื่อนที่, และ Bilateral mode เป็นโหมดที่ใช้ mirror movement system ซึ่งระบบนี้จะให้แขนข้างที่ยึดกับ Position digitalizer เป็นตัวกำหนดการเคลื่อนที่ของแขนอีกข้างที่ยึดกับแขนหุ่นยนต์ให้เคลื่อนที่ตาม MIME ใช้ระบบควบคุมทั้งตำแหน่งและแรง (position and torque control)



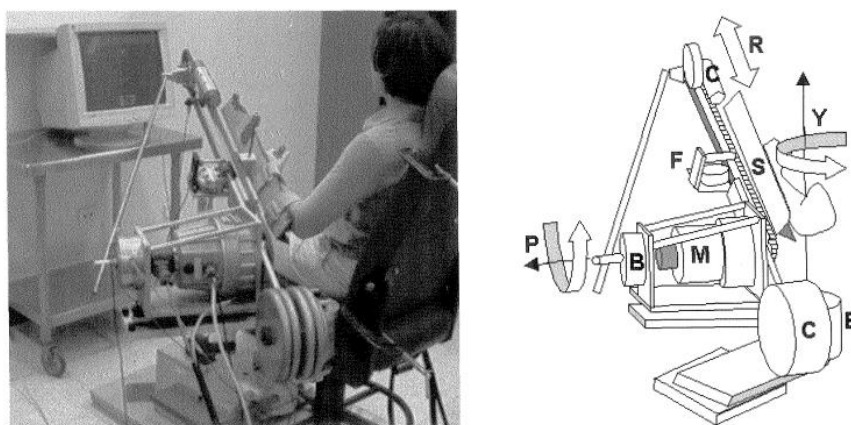
รูปที่ 4 ระบบหุ่นยนต์ MIME [10]

### 2.1.4 ARM Guide [11]

ARM Guide เป็นหุ่นยนต์ที่มีการยึดจับแขนบริเวณปลายแขนหรือมือดังที่แสดงในรูปที่ 5 การเคลื่อนที่ปลายแขนเป็นแบบแนวเส้นตรงด้วยมอเตอร์เพียงหนึ่งตัว แต่หุ่นยนต์ ARM Guide มีองศาอิสระ 3 องศาอิสระ เนื่องจากองศาอิสระอีก 2 เป็นการขยับโดยคนแทน ที่มอเตอร์มีการติดตั้งอุปกรณ์วัดตำแหน่ง (Optical encoder) และมีการติดอุปกรณ์วัดแรง (six-axis load cell) ระหว่าง

หุ่นยนต์และที่ยึดจับปลายแขน หุ่นยนต์ ARM Guide มีการออกแบบให้สลับด้านการใช้งานได้ทั้งแขนซ้ายและแขนขวา อีกทั้งมีตัวถ่วงน้ำหนัก (Counterbalance) เพื่อช่วยกำจัดน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์

โหมดการใช้งานมีทั้งหมด 3 โหมด ได้แก่ โหมดช่วยการเคลื่อนที่ (Assistive mode), โหมดด้านการเคลื่อนที่ (Passive mode), และโหมดช่วยเฉพาะทิศทาง (Active-passive mode)



**Figure 1.** The ARM Guide. Left: The user is attached to a splint that slides along a linear bearing. A motor assists or resists arm movement along the linear bearing. The orientation of the linear bearing can be changed in the vertical and horizontal planes. The user receives feedback about movement and force generation of the arm on a video monitor. Right: Details of the mechanical structure of the device. S: splint; M: motor; B: brake; F: force/torque sensor; C: counterbalance. The three degrees of freedom of the device are R: reach (actuated by the motor), Y: yaw (actuated by a brake), and P: pitch (actuated by a brake).

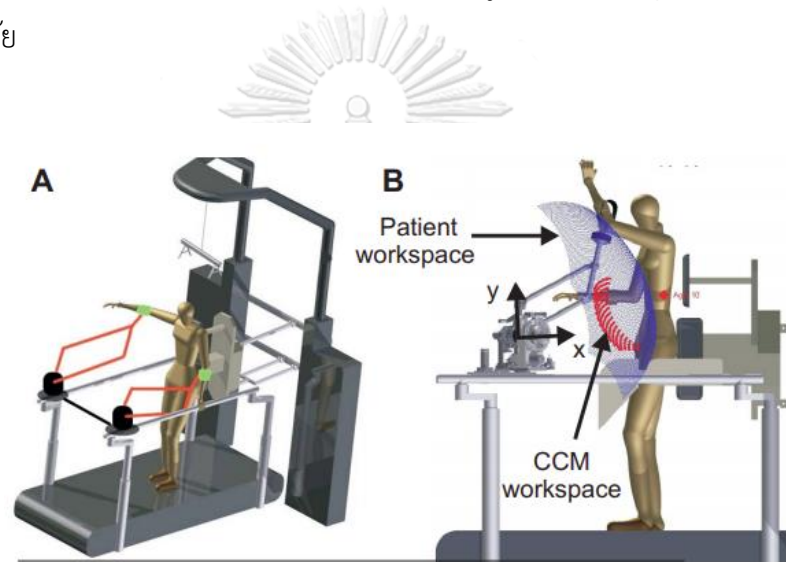
## รูปที่ 5 โครงสร้าง และภาพจริงของหุ่นยนต์ ARM Guide [11]

### 2.1.5 PASCAL [12]

PASCAL เป็นแขนหุ่นยนต์แบบใหม่ ที่นำมาใช้ร่วมกับหุ่นยนต์ช่วยเดิน (Lokomat) ดังที่แสดงในรูปที่ 6 เพื่อการกายภาพบำบัดแบบไม่ต้องเกาะราวสำหรับเด็ก และมีการฝึกท่าเคลื่อนไหวแบบต่าง ๆ เช่น ท่าเคลื่อนไหวแบบจุดต่อจุด, ท่าหยิบและวาง, ท่าจับผีเสื้อ, และท่าเดินเก็บแอปเปิ้ล ฯลฯ แขนหุ่นยนต์ถูกออกแบบให้พับเก็บหรือเคลื่อนย้ายได้, มีพื้นที่จำกัดเพื่อความปลอดภัย, และรองรับน้ำหนักแขนของคนที่มีน้ำหนัก 70 กิโลกรัม ซึ่งโดยประมาณให้แขนหุ่นยนต์รับน้ำหนักได้ประมาณ 5 กิโลกรัม

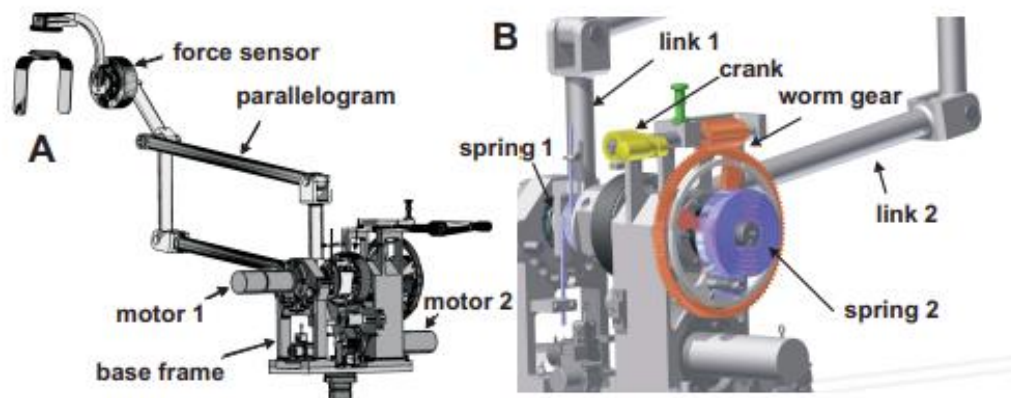
โครงสร้างของแขนหุ่นยนต์เป็นแบบ five-bar-link parallel drive mechanism ดังรูปที่ 7 เนื่องจากเป็นโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อน และมีมอเตอร์อยู่บริเวณฐาน ซึ่งช่วยลดค่าโมเมนต์ความเฉื่อยของแขนหุ่นยนต์ โดยปลายแขนหุ่นยนต์สัมผัสคนบริเวณปลายแขน มีสปริงแบบแรงบิด (torsion spring) ติดอยู่ที่แขนที่เคลื่อนที่ในแนวตั้งเพื่อช่วยชดเชยน้ำหนักเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก แต่ละลึงค์มี

ความยาว  $l_1 = l_3 = 0.17m$ ,  $l_2 = l_4 = 0.42m$ ,  $l_5 = 0.15m$  มอเตอร์ที่ใช้เป็นมอเตอร์กระแสตรงแบบมีแปลงถ่านประกอบเข้ากับ harmonic drive และ belt drive โดยมอเตอร์ที่ใช้หมุม  $q_1$  มีขนาด 150 วัตต์ ให้แรงบิด 0.155 นิวตันเมตร ต่อเข้ากับเกียร์ที่มีอัตราทด 100, มอเตอร์ที่ใช้หมุม  $q_2$  มีขนาด 150 วัตต์ ให้แรงบิด 0.155 นิวตันเมตร ต่อเข้ากับเกียร์ที่มีอัตราทด 30 และสายพานที่มีอัตราทด 2.7, และมอเตอร์ที่ใช้หมุม  $q_3$  มีขนาด 90 วัตต์ ให้แรงบิด 0.089 นิวตันเมตร ต่อเข้ากับเกียร์และสายพานที่มีอัตราทดเหมือนของ  $q_2$  ระบบควบคุมเป็นระบบควบคุมทั้งตำแหน่งและแรง (position and torque control) ดังรูปที่ 8 ควบคุมผ่านโปรแกรม Matlab Simulink อีกทั้งยังมี electromagnetic human-machine interface ที่อยู่ระหว่างแขนหุ่นยนต์กับที่ยึดแขนคนเพื่อความปลอดภัย

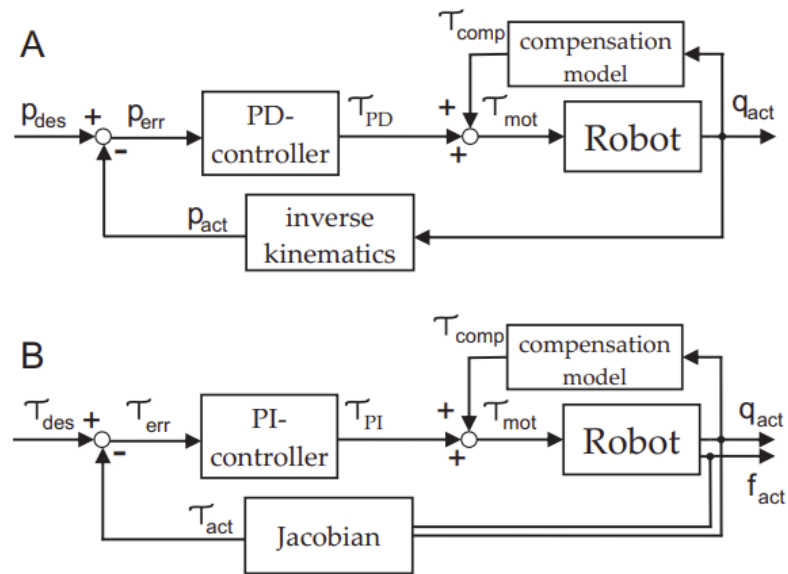


รูปที่ 6 แผนผังของการติดตั้งแขนหุ่นยนต์ของ PASCAL [12]

CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูปที่ 7 แขนหุ่นยนต์ของ PASCAL [12]

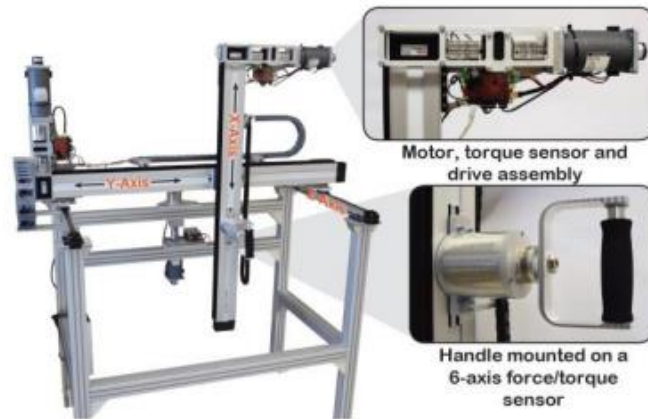


รูปที่ 8 ภาพบล็อกไดอะแกรมระบบควบคุมของ PASCAL  
A) Position controller B) Force controller [12]

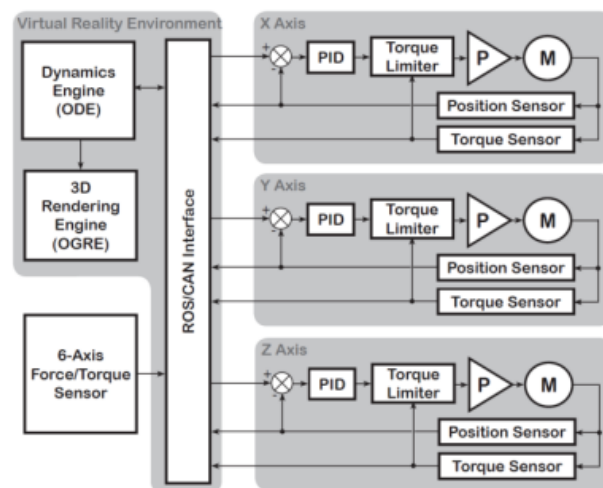
#### 2.1.6 ERA (Exerciser for Rehabilitation of the Arm) [13]

ERA (Exerciser for Rehabilitation of the Arm) เป็นหุ่นยนต์ Cartesian robots ที่มีมอเตอร์ติดตั้งอยู่ที่แกนทั้งสามพร้อมตัววัดตำแหน่ง ที่จับปลายแขนต่อกับอุปกรณ์วัดแรงและแรงบิด (6-axis force/torque sensor) อีกทั้งมีปุ่มหยุดฉุกเฉิน (Emergency Stop) 2 ปุ่ม ปุ่มหนึ่งสำหรับผู้ใช้และอีกปุ่มสำหรับคนดูแลเพื่อความปลอดภัย ดังที่แสดงในรูปที่ 9 หุ่นยนต์ ERA มีขนาดพื้นที่การทำงานเป็น 0.5 เมตร x 0.75 เมตร x 0.7 เมตร ความเร็วของแต่ละแกนอยู่ที่ 1.5 เมตรต่อวินาที แรงบิดของแต่ละแกนอยู่ที่ 2.5 นิวตันเมตร

ระบบควบคุมเป็นระบบควบคุมแบบ PID และการจำกัดแรงบิดดังรูปที่ 10 อีกทั้งหุ่นยนต์ ERA มี GUI ทำงานร่วมกับภาพสามมิติเสมือนจริง โหมดการควบคุมของหุ่นยนต์มีทั้งหมด 3 โหมด ได้แก่ โหมด Error Reduction mode: โหมดที่มีแรงช่วยเพื่อให้หุ่นยนต์พาคนไปยังเป้าหมาย, โหมด Assisted Error Reduction mode: โหมดที่ให้ผู้ใช้งานเคลื่อนไหวเอง แต่มีแรงช่วยเมื่อผู้ใช้งานพักแขน, และ โหมด Error Amplification mode: โหมดที่เพิ่มแรงต้านเมื่อผู้ใช้งานเผลอไปเป้าหมาย



รูปที่ 9 หุ่นยนต์ ERA [13]



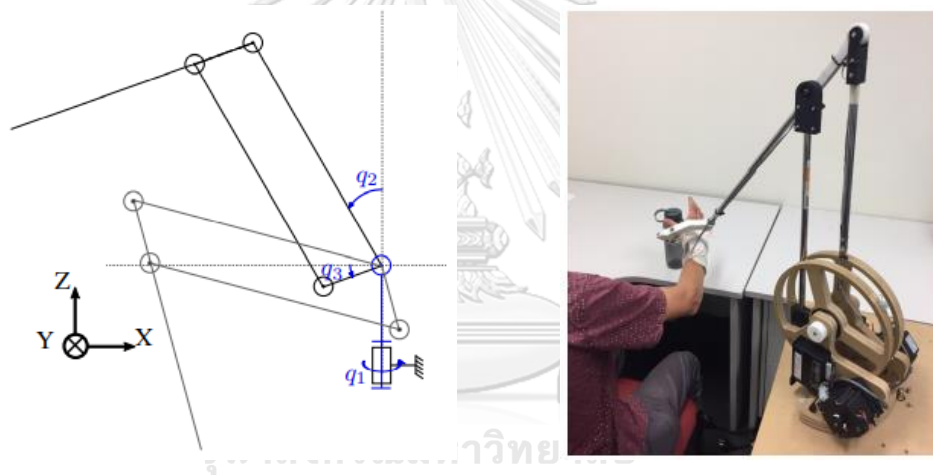
รูปที่ 10 ระบบควบคุมของหุ่นยนต์ ERA [13]

### 2.1.7 EMU [14]

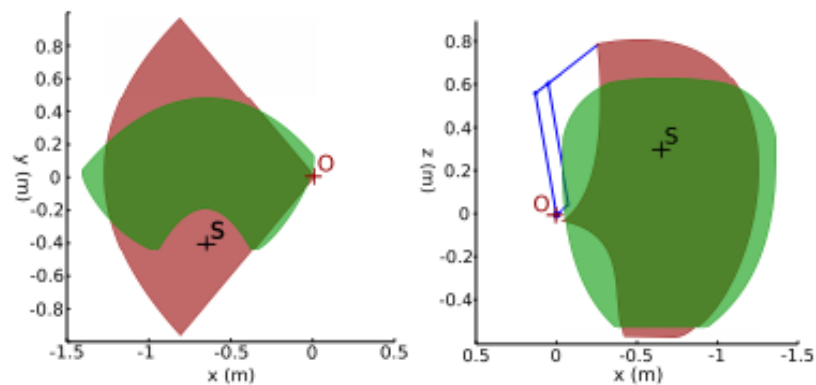
EMU เป็นหุ่นยนต์กายภาพแขนสำหรับผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บทางระบบประสาท ที่มีลักษณะโครงสร้างเป็น 3 dimensional manipulandum ดังที่แสดงในรูปที่ 11 หุ่นยนต์ EMU ประกอบไปด้วย 6 องศาอิสระ องศาอิสระแรกเป็นการหมุนรอบแกนแนวตั้ง 2 องศาอิสระต่อมาเป็นการเคลื่อนที่ของลิงค์ทั้ง 4 ที่เชื่อมต่อกันอยู่ และองศาอิสระที่เหลือเป็นของส่วนยึดจับข้อมือที่ปลายแขนหุ่นยนต์ หุ่นยนต์ EMU ถูกออกแบบมาให้มีพื้นที่การใช้งานที่เหมาะสมกับการกายภาพดังรูปที่ 12 ซึ่งมีขนาด 0.8 เมตร  $\times$  0.8 เมตร  $\times$  1 เมตรสำหรับผู้ใช้ที่มีความยาวแขน 0.34 เมตร และ 0.27 เมตร, มี transparency สูง (แรงจากผู้ใช้ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวแขนหุ่นยนต์) เนื่องจากใช้การส่งกำลังผ่าน

สายเคเบิล ซึ่งเป็นระบบส่งกำลังที่ก่อให้เกิดแรงเสียดทานที่น้อยกว่าระบบส่งกำลังแบบอื่น ความสามารถในการขับกลับ (backdrivability) ที่ดี และความสามารถในให้แรงบิด (torque capability) ที่สูง

ระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ EMU เริ่มจากมอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน ให้แรงบิด 0.7 นิวตันเมตร วางอยู่ที่ฐานหมุน ซึ่งเป็นการลดโมเมนต์ความเฉื่อย ขับเคลื่อนผ่านระบบ capstan transmission ที่มีอัตราทด 23 ซึ่งให้แรงเพียงพอสำหรับประคองแขนของผู้ใช้ที่มีน้ำหนัก 80 กิโลกรัม ระบบควบคุมที่ใช้เป็นแบบ open-loop (feedforward) gravity and friction compensations และ impedance controller อีกทั้งมีการพัฒนาระบบชดเชยน้ำหนักแขนผู้ใช้ เพื่อให้หัวไหล่รับแรงบิดเนื่องจากน้ำหนักแขนน้อยที่สุด โดยการคำนวณแรงช่วยจากโมเดลแขน ร่วมกับเซนเซอร์วัดตำแหน่งท่าทางของแขน



รูปที่ 11 โครงสร้าง และภาพจริงของหุ่นยนต์ EMU [14]



รูปที่ 12 พื้นที่การใช้งานของหุ่นยนต์ EMU [14]



จากงานวิจัยที่ได้ศึกษามา จะเห็นได้ว่าหุ่นยนต์แต่ละตัวมีการออกแบบที่ต่างกันไป ทั้งในเรื่องของตำแหน่งที่ปลายแขนหุ่นยนต์สัมผัสคนและโครงสร้าง แต่หุ่นยนต์ทุกตัวถูกออกแบบโดยคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ใช้เป็นหลัก, ระบบควบคุมมีทั้งระบบควบคุมแรง (Force control) และระบบควบคุมตำแหน่ง (Position control), อุปกรณ์ตรวจจับของหุ่นยนต์ส่วนใหญ่เป็นอุปกรณ์วัดตำแหน่ง (Encoder) และอุปกรณ์วัดแรง (Force sensor), อุปกรณ์ขับเคลื่อนของหุ่นยนต์ส่วนใหญ่เป็นมอเตอร์, และโหมดการทำงานมีทั้งแบบ active mode, active-assist mode และ passive mode บางหุ่นยนต์มี active-passive mode และโหมดการทำงานเฉพาะ

นอกจากนี้ หุ่นยนต์แต่ละตัวมีข้อดีและข้อเสียดังต่อไปนี้ หุ่นยนต์ MIT-MANUS เป็นหุ่นยนต์เชิงพาณิชย์ที่งานวิจัยหลายงานวิจัยกล่าวถึง มีการนำไปทำวิจัยว่าช่วยในเรื่องของการกายภาพที่ได้ผลจริง แต่หุ่นยนต์นี้ช่วยกายภาพเพียงแคในแนวระนาบเท่านั้น ซึ่งไม่สามารถทำกายภาพแบบการเคลื่อนไหวท่าตามที่ใช้ในชีวิตประจำวัน (Activity of Daily Living) ได้ หุ่นยนต์ GENTLE/s และ ERA เป็นหุ่นยนต์ที่มีโครงสร้างใหญ่ซึ่งกินพื้นที่ในการใช้งานและการจัดเก็บที่ลำบาก หุ่นยนต์ MIME มีการนำหุ่นยนต์อุตสาหกรรมมาใช้ซึ่งไม่เหมาะสำหรับนำมาทำหุ่นยนต์กายภาพเนื่องจากเรื่องความปลอดภัย แต่เป็นระบบที่มี bilateral mode ซึ่งเป็นโหมดที่ต่างจากหุ่นยนต์อื่น หุ่นยนต์ Arm Guide เป็นหุ่นยนต์ที่มีมอเตอร์ตัวเดียวช่วยในการเคลื่อนที่แนวเส้นตรงเพียงอย่างเดียว การหมุนหุ่นยนต์ในแกนอื่นยังต้องใช้นักกายภาพช่วย เพื่อให้ทำกายภาพใน 3 มิติได้ หุ่นยนต์ PASCAL และ EMU มีโครงสร้างที่คล้ายกันเหมาะสำหรับการเคลื่อนที่ใน 3 มิติเป็นอย่างดี อีกทั้งหุ่นยนต์ EMU มีการนำ capstan transmission มาใช้ซึ่งเป็นระบบส่งกำลังที่ดีกว่าเกียร์ ในเรื่องความสามารถในการขับเคลื่อน, ไม่มีระยะคลอน (Backlash), และมีแรงเสียดทานที่น้อย หุ่นยนต์ PASCAL และ Arm Guide มีการออกแบบการชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ โดยใช้สปริงรับแรงบิด (Torsion spring) และมวลถ่วงตามลำดับ

ในส่วนของระบบควบคุม หุ่นยนต์ส่วนใหญ่ใช้ระบบควบคุมแรง (Force control) กับระบบควบคุมตำแหน่ง (Position control) แต่หุ่นยนต์ MIT-MANUS และหุ่นยนต์ EMU ที่มีการใช้ระบบควบคุมแบบอิมพีแดนซ์ (Impedance control) หรือระบบควบคุมแบบช่วยเหลือที่ต้องการ (Assist-as-needed) ที่จะออกแรงช่วยผู้ใช้ในเคลื่อนที่ หากผู้ใช้เคลื่อนที่เองได้หุ่นยนต์จะไม่ออกแรงช่วย

จากงานวิจัยทั้งหมดจะเห็นได้ว่า หุ่นยนต์กายภาพนี้ควรมีการทำงานใน 3 มิติ เพื่อช่วยในการออกกำลังกายมากขึ้น, มีโครงสร้างที่ไม่ใหญ่ หรือมีโครงสร้างที่เคลื่อนย้ายได้ง่าย, มีการคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ใช้ โดยหุ่นยนต์ต้องมีความสามารถในการขับเคลื่อน, ในการออกแบบ แขนหุ่นยนต์ควรมีน้ำหนักที่เบา หรือมีการชดเชยน้ำหนัก มีระบบส่งกำลังเหมาะสำหรับการขับเคลื่อน และมีระบบควบคุมที่ดีและเหมาะสำหรับการกายภาพ

## บทที่ 3

### แนวคิดในการออกแบบ

ความต้องการสำหรับหุ่นยนต์กายภาพบำบัด [5] , [15] ประกอบไปด้วย 1. มี Range of Motion ที่เพียงพอต่อทุกความยาวแขน และ Degree of freedom ที่เพียงพอสำหรับการเคลื่อนไหว แขน 2. ใช้งานง่าย และใช้งานได้หลากหลาย 3. ใช้งานได้กับทุกเพศและขนาดตัวที่หลากหลาย 4. มีความสามารถในการขับเคลื่อนย้อนกลับ (Backdrivability) ที่จะช่วยให้ผู้ใช้ขยับหุ่นยนต์ได้ง่าย 5. มีความสามารถในการผลิตแรงสูง (high-force production capability) 6. ผู้ป่วยไม่ควรรู้สึกน้ำหนักของหุ่นยนต์และสามารถเคลื่อนย้ายอุปกรณ์หุ่นยนต์ได้อย่างง่ายดาย และ 7. ความปลอดภัยในการใช้งาน

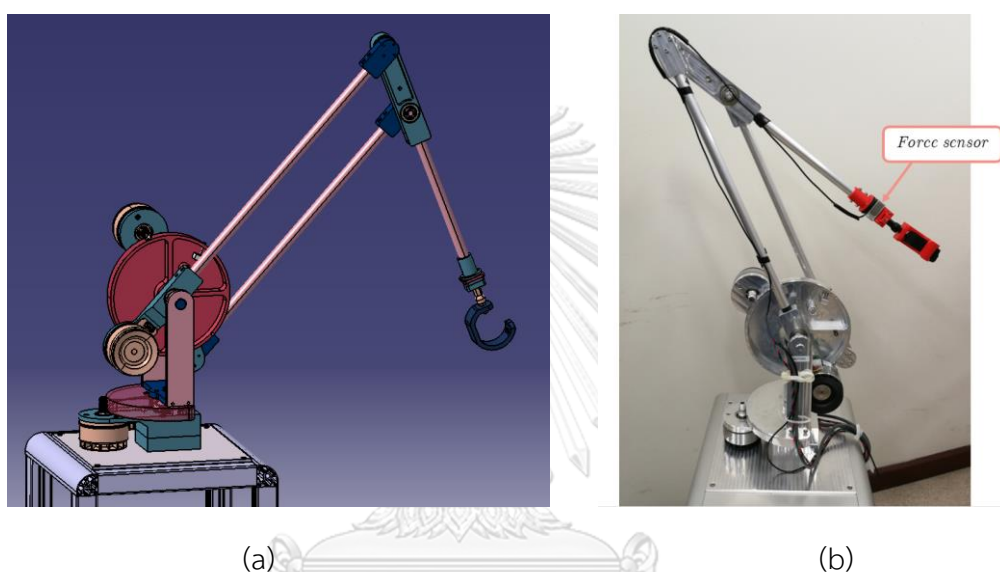
ดังนั้นในการออกแบบจึงเลือกโครงสร้างแบบ 3 dimensional five-bar linkage manipulator ซึ่งเป็นโครงสร้างใกล้เคียงกับหุ่นยนต์ MIT-MANUS หุ่นยนต์ PASCAL หุ่นยนต์ EMU และกลไก Haptic arm รุ่น PHANTOM Premium 1.5A แต่การจัดเรียงโครงสร้างของหุ่นยนต์แตกต่างกันเพื่อให้เหมาะสมสำหรับการทำ Functional rehabilitation หรือเพื่อให้เหมาะสมสำหรับการฟื้นฟูท่าทางในรูปแบบการทำงานในชีวิตประจำวัน โครงสร้างที่เลือกนั้นมีคุณสมบัติต่างๆที่ตรงตามความต้องการสำหรับหุ่นยนต์กายภาพบำบัดที่ระบุไว้ข้างต้น หุ่นยนต์ที่ออกแบบนี้จะมีจุดเด่นเพื่อให้ความไวต่อแรงคนที่สูง หรือ High force transparency ซึ่งหมายถึงหุ่นยนต์มีความสามารถรับรู้แรงของผู้ใช้ได้ดี หรือแรงจากผู้ใช้ส่งต่อการเคลื่อนไหวแขนหุ่นยนต์, มีความสามารถในการขับเคลื่อนย้อนกลับ (Backdrivability) และมีการชดเชยน้ำหนัก (Gravity compensation) คล้ายกับหุ่นยนต์ EMU ซึ่งเป็นสิ่งที่น่าสนใจที่จะนำมาใช้ในการพัฒนาหุ่นยนต์กายภาพบำบัดต่อไป

### 3.1 การออกแบบโครงสร้างของหุ่นยนต์ 3DEE (3D End-effector Manipulator Arm)

#### 3.1.1 โครงสร้างของหุ่นยนต์ 3DEE

หุ่นยนต์ 3DEE (3D End-effector Manipulator Arm) เป็นหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายที่มีจุดสัมผัสอยู่ที่บริเวณข้อมือ ซึ่งถูกออกแบบเพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้ฟื้นฟูร่างกายส่วนบนและสำหรับนำไปพัฒนาต่อให้ใช้ฝึกการเคลื่อนไหวท่วงท่าตามที่ใช้ในชีวิตประจำวัน (Activities of daily living) โครงสร้างหลักมีลักษณะเป็น 3-dimensional five-bar linkage manipulator ดังที่แสดงในรูปที่ 13 ที่สามารถเคลื่อนไหวใน 3 มิติ และมีโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อนมอเตอร์ตัวที่ 1 ช่วยหุ่นยนต์ในหมุนในแนวแกนตั้ง (vertical axis) และมอเตอร์อีก 2 ตัวช่วยขับเคลื่อน

ส่วนของแขน (five-bar linkage) อีกทั้งมีรูปแบบการวางมอเตอร์อยู่ที่บริเวณฐานของหุ่นยนต์ ทำให้ แขนหุ่นยนต์มีโมเมนต์ความเฉื่อยน้อยกว่าและเบากว่าหุ่นยนต์ที่มีมอเตอร์อยู่ที่บริเวณแขน มอเตอร์ ของจุดหมุนที่ 2 และ 3 อยู่คนละด้านของมู่เล่ย์ฐานเพื่อลดความหนาของมู่เล่ย์ฐาน มีระบบส่งกำลัง ผ่านสายเคเบิล (Cable Transmission) ที่ช่วยให้มอเตอร์ส่งกำลังได้มากขึ้นและมีแรงเสียดทานน้อย ส่วนแขนหุ่นยนต์ทำจากท่ออลูมิเนียมเพื่อให้มีน้ำหนักที่เบา และพื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์มีขนาด เพียงพอให้ผู้ป่วยสามารถถ่ายภาพท่าทางการทำกิจกรรมบนโต๊ะได้



รูปที่ 13 หุ่นยนต์ 3DEE (a) จากโปรแกรมออกแบบ และ (b) หุ่นยนต์ตัวจริง

บริเวณปลายแขนได้มีการติดตั้งอุปกรณ์วัดแรง (3-axis-force sensor) ระหว่างปลายแขน หุ่นยนต์กับที่ยึดจับข้อมือดังรูปที่ 13(b) และสามารถบิดหรือหมุนข้อมือได้อย่างอิสระ เมื่อปลายแขน หุ่นยนต์เปลี่ยนตำแหน่งไป โดยการใช้ข้อต่อ linear ball joint ดังรูปที่ 14

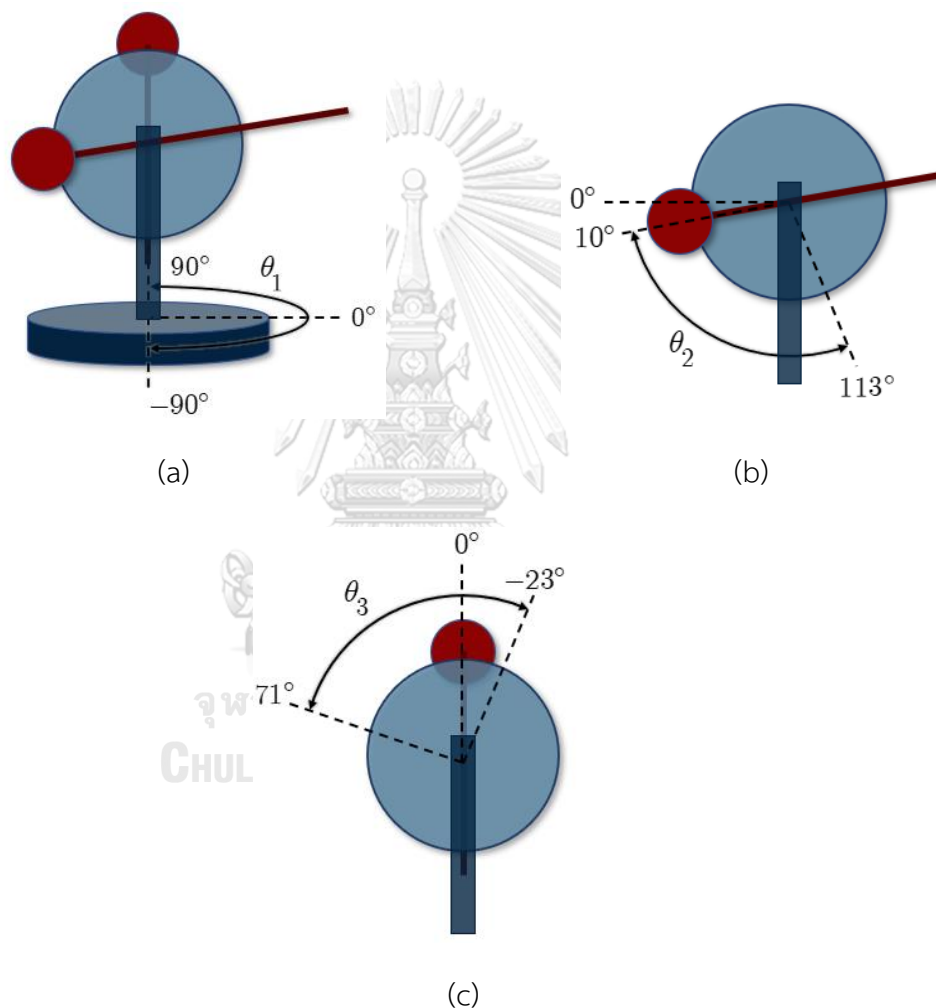


รูปที่ 14 ที่ยึดจับข้อมือบริเวณปลายแขน

### 3.1.2 พิสัยของจุดหมุน (Range of motion) และพื้นที่การทำงาน (Workspace)

หุ่นยนต์ 3DEE มีพิสัยของจุดหมุน (Range of motion) ดังนี้

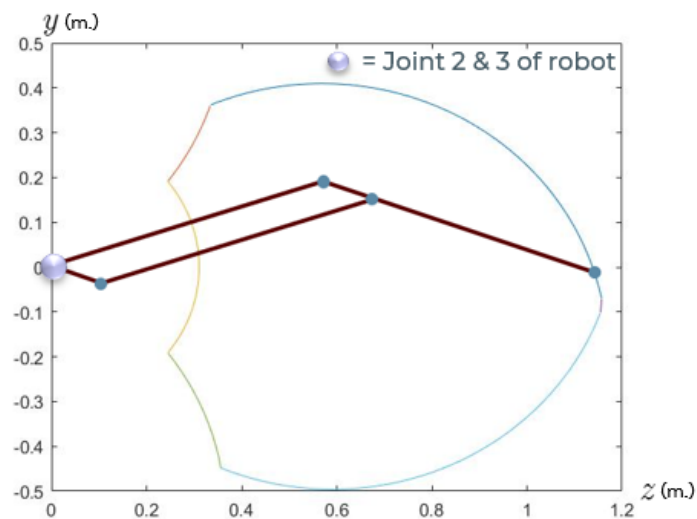
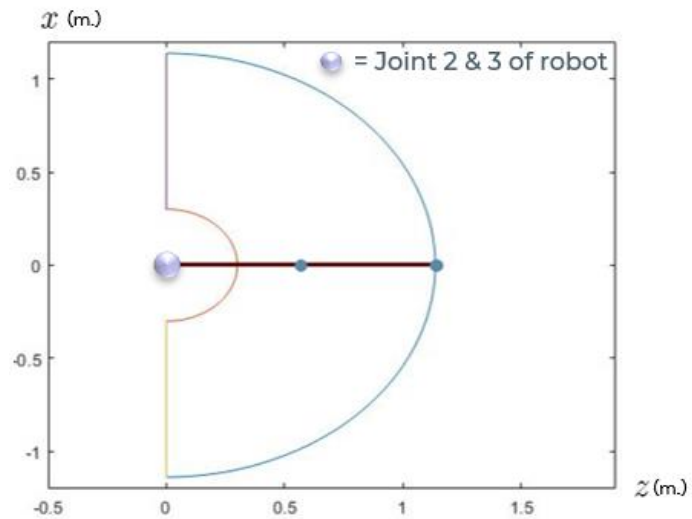
- ระยะการหมุนของจุดหมุนที่ 1 ( $\theta_1$ ) เป็น  $180^\circ$  ( $-90^\circ$  ถึง  $90^\circ$ ) ดังรูปที่ 15(a)
- ระยะการหมุนของจุดหมุนที่ 2 ( $\theta_2$ ) เป็น  $103^\circ$  ( $10^\circ$  ถึง  $113^\circ$ ) ดังรูปที่ 15(b)
- ระยะการหมุนของจุดหมุนที่ 3 ( $\theta_3$ ) เป็น  $94^\circ$  ( $-23^\circ$  ถึง  $71^\circ$ ) ดังรูปที่ 15(c)



รูปที่ 15 ระยะการหมุน (Range of motion) ของหุ่นยนต์ 3DEE

พื้นที่การทำงาน (Workspace) ของหุ่นยนต์ 3DEE มีขนาด 1 เมตร x 0.65 เมตร x 0.6 เมตรดังรูปที่ 16 โดยหุ่นยนต์จะถูกติดตั้งได้ 2 แบบ คือแบบอยู่ด้านหน้าผู้ใช้ (Front position) และอยู่ด้านข้าง (ซ้ายหรือขวามือ) ของผู้ใช้ (Side position) ดังรูปที่ 17 การติดตั้งตำแหน่งด้านข้าง

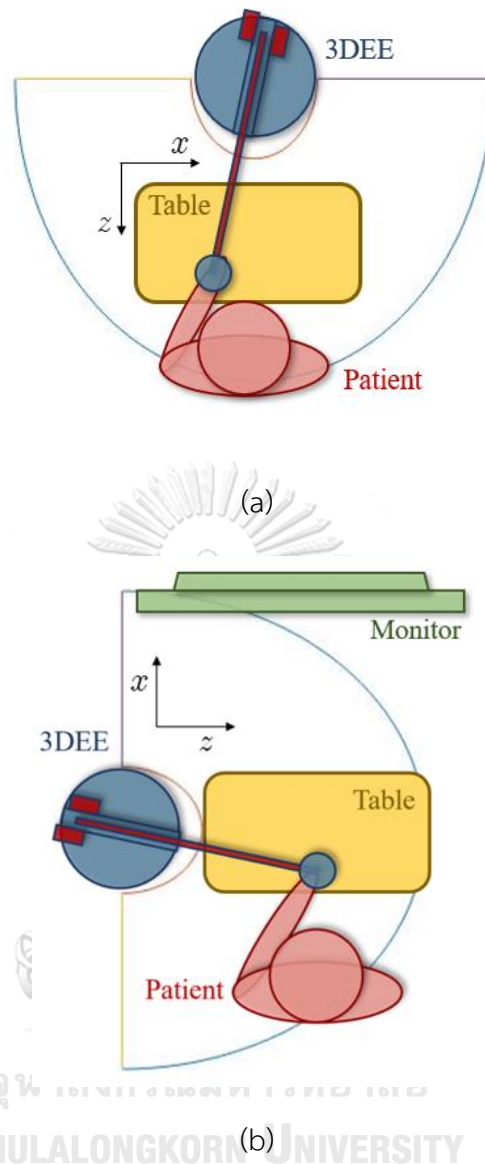
สามารถติดตั้งจอภาพเสริมเข้าไปได้ นอกจากนี้ทั้ง 2 แบบการติดตั้งจะมีโต๊ะตั้งอยู่ข้างหน้าหรือไม่มีก็ได้ และจุดหมุนที่ 2 และ 3 ของหุ่นยนต์สูงจากพื้น 95.5 เซนติเมตร



(b)

รูปที่ 16 พื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ 3DEE (จุดหมุนที่ 2 และ 3 อยู่ที่ตำแหน่ง  $\{0,0,0\}$ )

(a) Top view (b) Side view



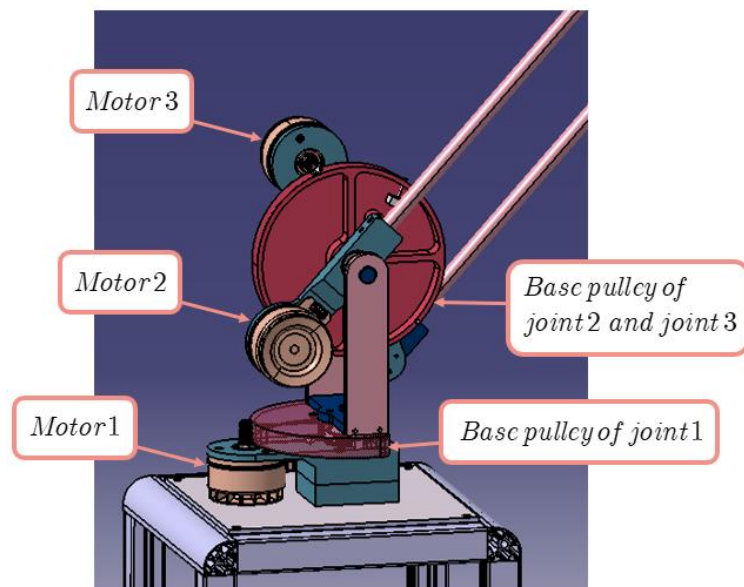
รูปที่ 17 ตำแหน่งการติดตั้งหุ่นยนต์ (a) Front position และ (b) Side position

### 3.1.3 ระบบส่งกำลัง (Power Transmission)

หุ่นยนต์ 3DEE ประกอบด้วยมอเตอร์ไร้แปรงถ่าน (DC brushless motor) กำลังขับ 600 วัตต์ ให้แรงบิด 1.49 นิวตันเมตร ทั้งหมด 3 มอเตอร์ (3 องศาอิสระ) ตามตำแหน่งการวางดังรูปที่ 18 โดยมอเตอร์ทั้ง 3 เชื่อมต่อไปยังระบบส่งกำลังผ่านสายเคเบิล (Cable transmission) ที่แกนของมอเตอร์มีมู่เลย์ขับ (Drive pulley) เซาะร่องยึดอยู่ และมีเคเบิลพันต่อไปยังมู่เลย์ฐาน (Base pulley) ซึ่ง ณ ตำแหน่งจุดหมุนที่ 1 มอเตอร์ตัวที่ 1 ถูกออกแบบมาให้ยึดอยู่กับที่ ส่วนมู่เลย์ฐานเป็นชิ้นส่วนที่เคลื่อนที่ แต่ที่ตำแหน่งจุดหมุนที่ 2 และ 3 มู่เลย์ฐานเป็นชิ้นส่วนที่ถูกยึดอยู่กับที่ ส่วนมอเตอร์ตัวที่ 2

และ 3 เคลื่อนที่อยู่บนมู่เลย์ฐานตัวเดียวกัน แต่อยู่คนละด้านของมู่เลย์ฐานเพื่อลดขนาดของมู่เลย์ฐาน การที่ออกแบบให้มอเตอร์ทั้ง 2 เคลื่อนที่อยู่บนมู่เลย์ฐานเพื่อให้น้ำหนักของมอเตอร์เป็นตัวช่วยชดเชย น้ำหนักของแขนของหุ่นยนต์ อัตราทดของทั้ง 3 จุดหมุนมีค่าเท่ากับ 15 ตามสมการที่ (1)

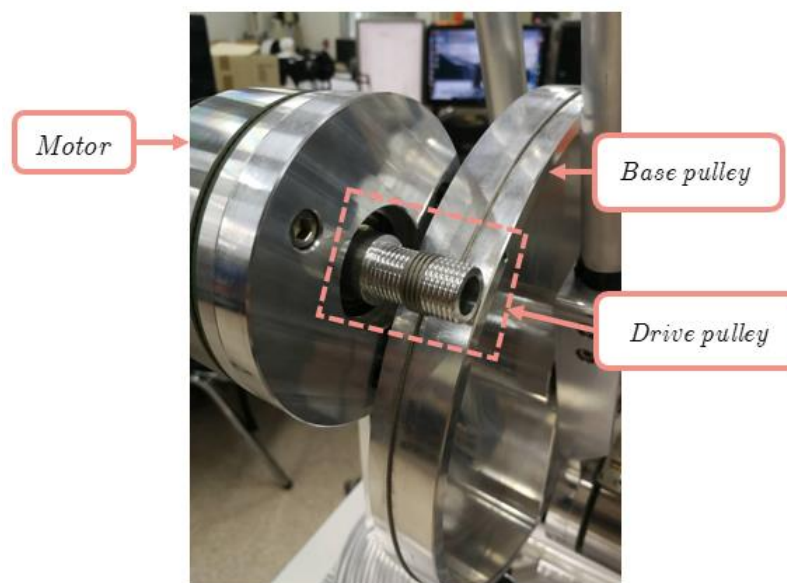
$$\text{Gear ratio} = \frac{\phi \text{ base pulley}}{\phi \text{ driving pulley}} = \frac{225 \text{ mm.}}{15 \text{ mm.}} = 15 \quad (1)$$



รูปที่ 18 ตำแหน่งการวางมอเตอร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ระบบส่งกำลังผ่านสายเคเบิล (Cable Transmission) [16] - [17] เป็นระบบส่งกำลังที่มีคุณสมบัติมีระยะคลอนน้อย (low backlash), ความเสียดทานน้อย (low friction), ไม่ต้องการการหล่อลื่น (no lubrication), ความแข็งเกร็งสูง (High stiffness), และมีประสิทธิภาพที่สูง (high efficiency) ระบบส่งกำลังนี้ได้ออกแบบให้มีมู่เลย์ขับเคลื่อนเป็นแบบเขาระรองและมู่เลย์ฐานเป็นแบบไม่เขาระรองดังรูปที่ 19 เนื่องจากมีความสามารถในการส่งกำลังที่สูงเหมาะสำหรับงานที่ใช้แรงบิดสูง อีกทั้งยังง่ายต่อการประกอบ มีโอกาสสึกที่น้อยกว่าแบบเขาระรองทั้งสองมู่เลย์ อีกทั้งยังสามารถออกแบบให้มีองศาการหมุนที่จำกัดได้ เช่น มู่เลย์ฐานของจุดหมุนที่ 1 ถูกออกแบบมาให้จำกัดมุมการหมุนอยู่ที่  $180^\circ$  เป็นต้น นอกจากนี้การออกแบบให้หุ่นยนต์มีความสามารถในการขับเคลื่อนกลับที่ดี (Good Backdrivability) ช่วยในเรื่องของความไวต่อแรงคน, การควบคุม, และความปลอดภัยของหุ่นยนต์



รูปที่ 19 ระบบส่งกำลังผ่านสายเคเบิล (Cable Transmission) ของหุ่นยนต์ 3DEE

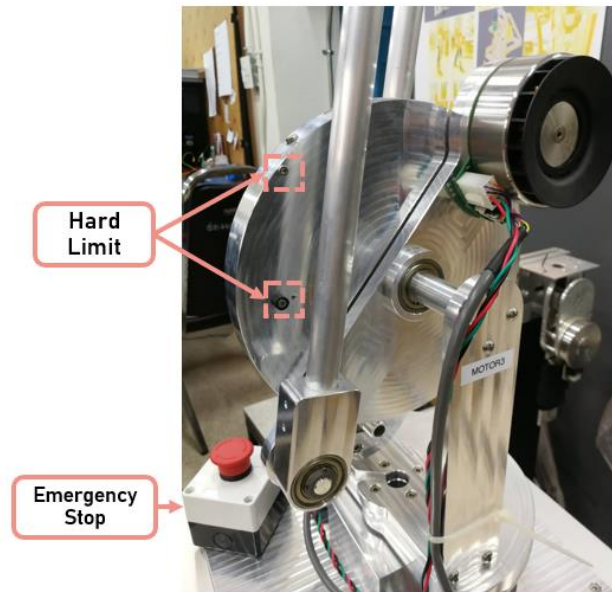
### 3.1.4 การชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ 3DEE (Gravity compensation)

ณ ตำแหน่งจุดหมุนที่ 2 และ 3 มีการออกแบบโครงสร้างให้มอเตอร์ 2 และมอเตอร์ 3 ทำหน้าที่เป็นมวลถ่วง (Counterweights) [18] โดยการติดตั้งมอเตอร์อยู่ที่ปลายแขนฝั่งใกล้ฐาน เพื่อให้ น้ำหนักของมอเตอร์ช่วยชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ หรือเพื่อลดโมเมนต์ความเฉื่อยของแขนลง แต่ก็ไม่สามารถชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ได้ทั้งหมด ในส่วนของซอฟต์แวร์จึงมีระบบควบคุมแบบ ชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ 3DEE ที่ช่วยชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ในส่วนที่เหลือ ซึ่งจะ กล่าวในบทถัดไป

### 3.1.5 ความปลอดภัย

ความปลอดภัยของผู้ใช้หุ่นยนต์เป็นเรื่องที่สำคัญมากที่ควรตระหนักถึง หุ่นยนต์ 3DEE มีการ ออกแบบระบบความปลอดภัยทั้งในด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ในด้านของฮาร์ดแวร์ มี Hard limit ที่คอยจำกัดพื้นที่การเข้าถึงของหุ่นยนต์ให้เพียงพอสำหรับการใช้งานเท่านั้นดังรูปที่ 20 หากหุ่นยนต์มี ความเร็วและแรงของหุ่นยนต์มากเกินไป การจ่ายไฟของมอเตอร์จะถูกจำกัดเนื่องจากมีส่วนควบคุม แรงบิด (Torque limit) ในซอฟต์แวร์ และเสถียรภาพของระบบควบคุมมีส่วนเกี่ยวข้องโดยตรงกับ ความปลอดภัย อีกทั้งหุ่นยนต์มีปุ่มหยุดฉุกเฉิน (Emergency stop) ที่เมื่อมีการใช้งานหุ่นยนต์ ผู้ ควบคุมต้องทำการปลดปุ่มก่อนถึงจะใช้งานได้ ในอีกด้านหนึ่งเมื่อผู้คุมเห็นถึงอันตรายที่หุ่นยนต์มีต่อ ผู้ใช้ สามารถทำการกดปุ่มหยุดฉุกเฉิน เพื่อทำการหยุดการทำงานของหุ่นยนต์ทันที



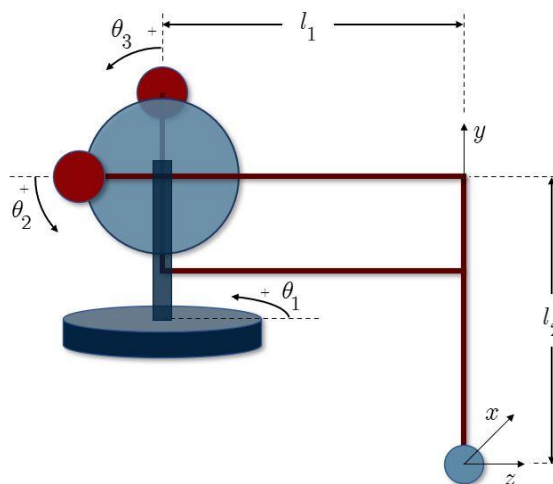


รูปที่ 20 Hard limit ของจุดหมุนที่ 3 บนมู่เลย์ฐาน

### 3.2 สมการจลศาสตร์และสมการพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ (Kinematics and Dynamic Models)

#### 3.2.1 สมการจลศาสตร์ไปข้างหน้าและย้อนกลับ (Forward and Inverse Kinematics)

โดยทั่วไปการควบคุมหุ่นยนต์เป็นการควบคุมค่ามุมที่จุดหมุนที่เป็นองศาอิสระของหุ่นยนต์ ( $\theta_i$ ) ซึ่งอยู่ในระบบพิกัด Joint space แต่การบอกตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ด้วยระบบพิกัด Joint space นั้นยากต่อการเข้าใจ จึงมีการใช้ระบบพิกัด Cartesian space ซึ่งเป็นระบบพิกัดใน 3 มิติ x, y, และ z เข้ามาช่วยด้วย ดังนั้นจลศาสตร์ของหุ่นยนต์แบบไปข้างหน้า (Forward Kinematics) กับจลศาสตร์ของหุ่นยนต์แบบย้อนกลับ (Inverse Kinematics) ซึ่งช่วยในการหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space กับค่ามุมที่จุดหมุนของหุ่นยนต์ที่อยู่ในระบบพิกัด Joint space จึงเป็นสิ่งที่ขาดไม่ได้ในการควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ โดยหุ่นยนต์ 3DEE มีแผนผังจลศาสตร์ (Kinematics Diagram) ดังรูปที่ 21



รูปที่ 21 แผนผังจลศาสตร์ (Kinematics Diagram) ของหุ่นยนต์ 3DEE

จลศาสตร์ของหุ่นยนต์แบบไปข้างหน้า (Forward Kinematics) ใช้สำหรับการแปลงค่ามุมที่จุดหมุนของหุ่นยนต์ที่อยู่ในระบบพิกัด Joint space เป็นตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space

รูปแบบทั่วไปของสมการจลศาสตร์ของเวกเตอร์ตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์ดังสมการที่ (2)

$$x_{ee} = f(\theta) \quad (2)$$

โดยที่  $x_{ee} = [x \ y \ z]^T$  คือ เวกเตอร์ตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space

$$\theta = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3]^T \text{ คือ เวกเตอร์ค่ามุมที่จุดหมุนของหุ่นยนต์}$$

และสมการเวกเตอร์ตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์ [19] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (3)

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_1(l_1c_2 + l_2s_3) \\ l_2 + l_1s_2 - l_2c_3 \\ -l_1 + c_1(l_1c_2 + l_2s_3) \end{bmatrix} \quad (3)$$

โดยที่  $s_1, s_2, s_3, c_1, c_2, c_3$  เท่ากับ  $\sin(\theta_1), \sin(\theta_2), \sin(\theta_3), \cos(\theta_1), \cos(\theta_2), \cos(\theta_3)$  ตามลำดับ

จลศาสตร์ของหุ่นยนต์แบบย้อนกลับ (Inverse Kinematics) ใช้สำหรับแปลงตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space เป็นค่ามุมที่จุดหมุนของหุ่นยนต์ที่อยู่ในระบบพิกัด Joint space

สมการหาค่ามุมที่จุดหมุนที่ 1 ของหุ่นยนต์ [19] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (4)

$$\theta_1 = \arctan2(p_x, p_z + l_1) \quad (4)$$

สมการหาค่ามุมที่จุดหมุนที่ 2 ของหุ่นยนต์ [19] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (5)

$$\begin{aligned}
 R &= \sqrt{p_x^2 + (p_z + l_1)^2} \\
 r &= \sqrt{p_x^2 + (p_y - l_2)^2 + (p_z + l_1)^2} \\
 \beta &= \arctan 2(p_y - l_2, R) \\
 \gamma &= \cos^{-1} \left( \frac{l_1^2 + r^2 - l_2^2}{2l_1 r} \right) \\
 \theta_2 &= \gamma + \beta
 \end{aligned} \tag{5}$$

สมการหาค่ามุมที่จุดหมุนที่ 3 ของหุ่นยนต์ [19] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (6)

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \cos^{-1} \left( \frac{l_1^2 + l_2^2 - r^2}{2l_1 l_2} \right) \\
 \theta_3 &= \theta_2 + \alpha - \frac{\pi}{2}
 \end{aligned} \tag{6}$$

### 3.2.2 Jacobian Matrix

เพื่อที่จะหาความเร็วของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการหมุนของจุดหมุนของหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Joint space ( $\dot{\theta}$ ) กับความเร็วเชิงเส้นและความเร็วเชิงมุมของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space ( $\dot{p}_e$ ) จึงถูกหามาอยู่ในรูปของ Analytical Jacobian ( $J_p(\theta)$ ) ได้จากสมการที่ (7)

$$\dot{p}_e = \frac{\partial p_e}{\partial \theta} \dot{\theta} = J_p(\theta) \dot{\theta} \quad (7)$$

โดย Analytical Jacobian ของหุ่นยนต์ [20] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (8)

$$J_p(\theta) = \begin{bmatrix} l_1 c_1 c_2 + l_2 s_3 c_1 & -l_1 s_1 s_2 & l_2 s_1 c_3 \\ 0 & l_1 c_2 & l_2 s_3 \\ -(l_1 s_1 c_2 + l_2 s_1 s_3) & -l_1 s_2 c_1 & l_2 c_1 c_3 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Analytical Jacobian ยังสามารถนำมาใช้หา Singularity ของหุ่นยนต์ ( $\det J_p(\theta) = 0$ ) ได้

นอกจากนี้ยังสามารถใช้ Jacobian Matrix ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดของหุ่นยนต์กับแรงที่ปลายแขนได้ดังนี้

สมการหาแรงบิดที่เกิดจากแรงที่กระทำที่ปลายแขนหุ่นยนต์ สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (9)

$$\tau = J_p^T(\theta) f \quad (9)$$

โดยที่  $f$  คือ เวกเตอร์แรงที่กระทำที่ปลายแขนของหุ่นยนต์

$\tau$  คือ เวกเตอร์แรงบิดของหุ่นยนต์

สมการหาแรงที่ปลายแขนหุ่นยนต์ที่เกิดจากแรงบิด สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (10)

$$f = (J_p^T(\theta))^{-1} \tau \quad (10)$$

### 3.2.3 สมการพลศาสตร์ (Dynamics)

แบบจำลองเชิงพลวัต (Dynamic Models) เป็นแบบจำลองความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่กับปัจจัยทางกายภาพ เช่น มวล และแรง ฯลฯ แบบจำลองเชิงพลวัตของหุ่นยนต์เริ่มต้นหาได้จากสมการ Euler-Lagrange [21] ดังสมการที่ (11)

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right] - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = \xi_i \quad (11)$$

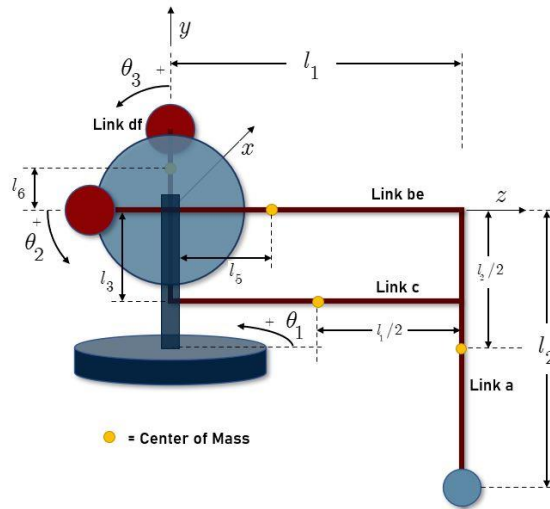
โดยที่  $\xi_i$  คือ แรงทั่วไปที่เกี่ยวข้องกับระบบพิกัด  $\theta_i$  (generalized force)  
 $\frac{\partial L}{\partial \theta, \dot{\theta}}$  คือ Lagrangian ของหุ่นยนต์ ซึ่งเป็นค่าผลต่างระหว่างพลังงานจลน์และพลังงานศักย์

ซึ่งผลสุดท้ายจะได้ออกมาเป็นสมการที่ (12)

$$B(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + F_v\dot{\theta} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) + G(\theta) = \tau - J^T(\theta)h_e \quad (12)$$

โดยที่  $\tau$  คือ เวกเตอร์ของแรงบิดของมอเตอร์  
 $B(\theta)$  คือ เมทริกซ์ความเฉื่อย  
 $C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta}$  คือ เวกเตอร์ของแรงบิดเนื่องจากแรงคอริโอลิสและแรงเข้าหาศูนย์กลาง  
 $F_v$  คือ เมทริกซ์ทแยงมุมของสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเนื่องจากความหนืด  
 $F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta})$  คือ เวกเตอร์ของแรงบิดเนื่องจากแรงเสียดทานสถิตย์  
 $G(\theta)$  คือ เวกเตอร์ของแรงบิดเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก  
 $h_e$  คือ เวกเตอร์ของแรงและโมเมนต์ภายนอกที่กระทำที่ปลายแขน

สมการพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ [19] สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (13) - (23) (พารามิเตอร์ระบุตามในรูปที่ 22) โดยจากสมการที่ (12) สามารถแจกแจงได้เป็นสมการที่ (13) และค่าพารามิเตอร์ระบุอยู่ในรูปที่ 23



รูปที่ 22 โครงสร้างหุ่นยนต์สำหรับสมการพลศาสตร์

$$\begin{bmatrix} b_{11} & 0 & 0 \\ 0 & b_{22} & b_{23} \\ 0 & b_{32} & b_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & 0 & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} f_{v1} \dot{\theta}_1 \\ f_{v2} \dot{\theta}_2 \\ f_{v3} \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} f_{s1} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_1) \\ f_{s2} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_2) \\ f_{s3} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_3) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} - J^T(\theta) \begin{bmatrix} h_{ex} \\ h_{ey} \\ h_{ez} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} b_{11} = & \left( \frac{1}{8} (4I_{ayy} + 4I_{azz} + 8I_{baseyy} + 4I_{beyy} + 4I_{bezz} + 4I_{cyy} + 4I_{czz} + 4I_{dfyy} + 4I_{dfzz} + 4l_1^2 m_a + l_2^2 m_a \right. \\ & + l_1^2 m_c + 4l_3^2 m_c) + \frac{1}{8} (4I_{beyy} - 4I_{bezz} + 4I_{cyy} - 4I_{czz} + l_1^2 (4m_a + m_c) \cos(2\theta_2) \\ & \left. + \frac{1}{8} (4I_{ayy} - 4I_{azz} + 4I_{dfyy} - 4I_{dfzz} - l_2^2 m_a - 4l_3^2 m_c \cos(2\theta_3) + l_1(l_2 m_a + l_3 m_c) \cos(\theta_2) \sin(\theta_3)) \right) \end{aligned} \quad (14)$$

$$b_{22} = \frac{1}{4} (4I_{bexx} + I_{czz} + l_1^2 m_a + l_1^2 m_c) \quad (15)$$

$$b_{23} = b_{32} = -\frac{1}{2} l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \sin(\theta_2 - \theta_3) \quad (16)$$

$$b_{33} = \frac{1}{4} (4I_{axx} + 4I_{dfxx} + l_2^2 m_a + 4l_3^2 m_c) \quad (17)$$

$$\begin{aligned} c_{11} = & \frac{1}{8} (-2 \sin(\theta_2) (4I_{beyy} - 4I_{bezz} + 4I_{cyy} - 4I_{czz} + 4l_1^2 m_a + l_1^2 m_c) \cos(\theta_2) + 2l_1(l_2 m_a + l_3 m_c) \sin(\theta_3) \dot{\theta}_2 \\ & + 2 \cos(\theta_3) (2l_1(l_2 m_a + l_3 m_c) \cos(\theta_2) + (-4I_{ayy} + 4I_{azz} - 4I_{dfyy} + 4I_{dfzz} + l_2^2 m_a + 4l_3^2 m_c) \sin(\theta_3)) \dot{\theta}_3 \end{aligned}$$

(18)

$$\begin{aligned}
c_{12} &= -c_{21} \\
&= -\frac{1}{8} (4I_{beyy} - 4I_{bezz} + 4I_{cyy} - 4I_{czz} + l_1^2(4m_a + m_c)) \sin(2\theta_2) + 4l_1(l_2m_a + l_3m_c) \sin(\theta_2) \sin(\theta_3) \dot{\theta}_1
\end{aligned}
\tag{19}$$

$$\begin{aligned}
c_{13} &= -c_{31} \\
&= -\frac{1}{8} -4l_1(l_2m_a + l_3m_c) \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) - (-4I_{ayy} + 4I_{azz} - 4I_{dfyy} + 4I_{dfzz} + l_2^2m_a + 4l_3^2m_c) \sin(2\theta_3) \dot{\theta}_1
\end{aligned}
\tag{20}$$

$$c_{23} = \frac{1}{2} l_1(l_2m_a + l_3m_c) \cos(\theta_2 - \theta_3) \dot{\theta}_3
\tag{21}$$

$$g_2 = \frac{1}{2} g(2l_1m_a + 2l_5m_{be} + l_1m_c) \cos(\theta_2)
\tag{22}$$

$$g_3 = \frac{1}{2} g(l_2m_a + 2l_3m_c - 2l_6m_{df}) \sin(\theta_3)
\tag{23}$$

เพิ่มเติม  $B(\theta)$  เป็น positive definite และ  $\dot{B}(\theta) - 2C(\theta, \dot{\theta})$  เป็น skew symmetric

โดยที่  $I_{i,xx}$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกน  $x$  ของลิงค์  $i$

$I_{i,yy}$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกน  $y$  ของลิงค์  $i$

$I_{i,zz}$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกน  $z$  ของลิงค์  $i$

$m_i$  คือ น้ำหนักของลิงค์  $i$  ที่จุดศูนย์กลางมวล

โดยค่าพารามิเตอร์ของหุ่นยนต์ 3DEE มีค่าดังรูปต่อไปนี้

พารามิเตอร์	ค่าพารามิเตอร์	พารามิเตอร์	ค่าพารามิเตอร์
$m_a$	0.62 กก.	$l_1$	0.6 ม.
$m_c$	0.5 กก.	$l_2$	0.6 ม.
$m_{be}$	1.79 กก.	$l_3$	0.135 ม.
$m_{df}$	1.62 กก.	$l_5$	0 ม.
		$l_6$	0.077 ม.

รูปที่ 23 ค่าพารามิเตอร์ของหุ่นยนต์ 3DEE



## บทที่ 4

### ระบบควบคุมทางพลศาสตร์

ระบบควบคุมหลากหลายได้ถูกพัฒนาและนำมาประยุกต์ใช้สำหรับหุ่นยนต์กายภาพบำบัด โดยเฉพาะ [22], [23] ได้แก่ ระบบควบคุมแบบช่วยการเคลื่อนที่ตามเส้นทาง (Position-based tracking control), ระบบควบคุมช่วยการเคลื่อนที่อิมพีแดนซ์ (Impedance-based assistance control), ระบบควบคุมแบบใช้สัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG-based assistance), ระบบควบคุมแบบมีความท้าทาย (Challenge-base robotic therapy control) และระบบควบคุมแบบปรับค่าตามสมรรถภาพ (Performance-based adaptation of task parameter) ฯลฯ

ระบบควบคุมแบบ Impedance-based assistance strategies ซึ่งมีแนวคิดที่ถูกเรียกอย่างแพร่หลายว่า “ช่วยเท่าที่จำเป็น” (Assist-as-need) หรือหุ่นยนต์จะออกแรงช่วยเพิ่มเมื่อผู้ป่วยยิ่งออกห่างจากเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดไว้ เป็นระบบที่ถูกพบบ่อยในหุ่นยนต์กายภาพบำบัดสำหรับการฝึกการเคลื่อนไหวท่าตามที่ใช้ในชีวิตประจำวัน (ADLs) ตัวอย่างระบบควบคุมได้แก่ ระบบควบคุม Impedance based on spring-damper ที่มีการทำงานคล้ายสปริงและตัวหน่วง และการประยุกต์ใช้เป็นระบบอุโมงค์เสมือน (Virtual tunnel) [8], [22], [24] ซึ่งมีผลทางคลินิกนำเสนออยู่ในหลายงานวิจัย [25], [26], [27] ยิ่งไปกว่านั้นยังมีการนำไปเพิ่มการทำงานโดยการโต้ตอบกับวัตถุจริง [28] และสภาพแวดล้อมเสมือน (Virtual environment) [25], [29]

และการทำงานของหุ่นยนต์กายภาพสามารถแบ่งออกได้ 5 โหมดหลัก [5], [30], [31] คือ

1. โหมดช่วยการเคลื่อนที่ (Passive mode)
2. โหมดผู้ใช้ออกแรงโดยที่หุ่นยนต์ไม่ออกแรงช่วย (Active mode)
3. โหมดผู้ใช้ออกแรงและหุ่นยนต์ออกแรงช่วยเมื่อผู้ใช้ออกแรงไม่ได้ (Active-assist mode)
4. โหมดผู้ใช้ออกแรงและหุ่นยนต์ออกแรงต้าน (Active-resist mode)
5. โหมดใช้แขนข้างดีควบคุมการเคลื่อนไหวของแขนอีกข้าง (Bimanual exercise)

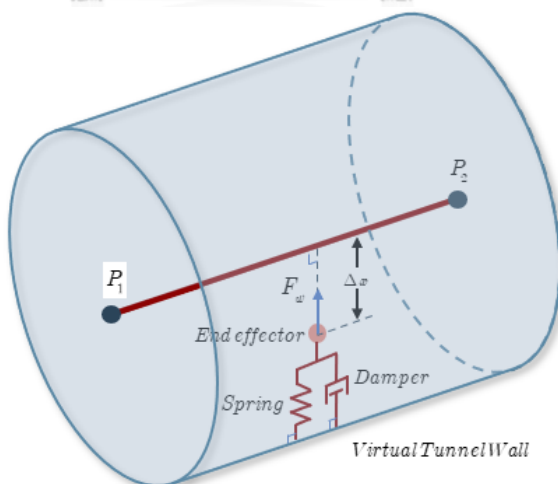
แต่ละโหมดการทำงานจะถูกเลือกใช้งานตามสมรรถภาพของผู้ป่วย ซึ่งโหมดการทำงานของแต่ละหุ่นยนต์จะมีระบบควบคุมที่เหมือนและแตกต่างกันไป

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้มุ่งเน้นในการออกแบบระบบการฝึกแบบ Active Mode สำหรับผู้ป่วยที่ผ่านการฝึกกายภาพบำบัดในช่วงแรก ซึ่งผู้ป่วยเริ่มแข็งแรงพอที่จะขยับร่างกายส่วนที่เป็นอัมพฤกษ์ อัมพาตเองได้ การฝึกจะถูกเปลี่ยนจาก Passive mode มาเป็นแบบ Active Mode เพื่อให้ผู้ป่วยได้พยายามออกแรงด้วยตัวเอง โดยหุ่นยนต์มีการทำงานเพียงแค่ช่วยประคองแขนผู้ป่วยให้อยู่ในเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนด แต่จะไม่มีการออกแรงช่วยให้เคลื่อนที่ในเส้นทางการเคลื่อนที่นั้น ระบบ

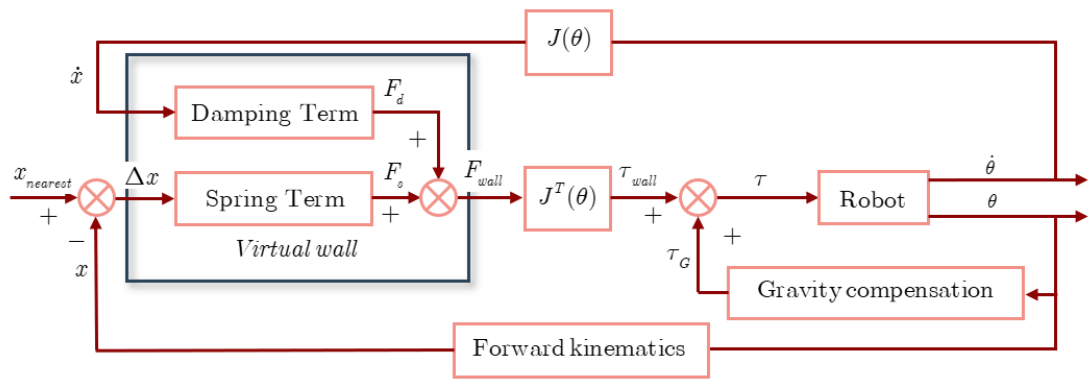
ควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วง (Virtual spring-damper wall strategy) จึงถูกเลือกมาประยุกต์ใช้ ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาเป็น Active-assist mode และ Active-resist mode ได้

#### 4.1 ระบบควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วงสำหรับโปรแกรมอุโมงค์เสมือน

ระบบควบคุมนี้ถูกพัฒนาขึ้นมาสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงตั้งแต่ Brunnstrom stage 3 เป็นต้นไปตามเกณฑ์ของ Medical Research Council (MRC) สำหรับการฝึกแบบ Active mode Brunnstrom stage 3 คือ ระดับที่ผู้ป่วยกล้ามเนื้อหดตัว เริ่มควบคุมกล้ามเนื้อได้ หรือผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวเองได้ โดยไม่ต้องมีการชดเชยแรงโน้มถ่วง ดังนั้นระบบควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วง (Virtual Spring-Damper Wall Strategy) หรือที่เรียกกันว่า ระบบควบคุมอุโมงค์เสมือน (Tunneling Strategy) จึงถูกนำมาใช้เพื่อให้ผู้ใช้เคลื่อนที่ได้เองในเส้นทางที่กำหนด หากออกนอกเส้นทางจะมีแรงดันกลับเข้าสู่เส้นทาง การทำงานของระบบควบคุมนี้มีลักษณะเหมือนมีกำแพงที่ติดสปริงคอยดันแขนคนกลับสู่เส้นทางที่กำหนดในทิศทางที่แสดงในรูปที่ 24 ยิ่งออกห่างจากเส้นทางไกลแรงดันกลับก็จะยิ่งมาก เหมือนยิ่งออกห่างยิ่งกดสปริงเพิ่ม และมีตัวหน่วงคอยต้านความเร็ว ซึ่งหากเคลื่อนที่ในแนวเส้นทางการเคลื่อนจะสามารถเคลื่อนที่ได้สบายโดยไม่มีแรงต้าน อีกทั้งยังมีส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ (Gravity compensation) ลดผลเนื่องจากน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ อีกทั้งยังทำให้หุ่นยนต์มีความไวต่อแรงคนเพิ่มขึ้น ระบบควบคุมสามารถวาดเป็นแผนผังได้ดังรูปที่ 25



รูปที่ 24 ปฏิกริยาของกำแพงเสมือนต่อปลายแขน โดยวงกลมสีชมพูแสดงปลายแขนของหุ่นยนต์, เส้นสีแดงแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดระหว่างจุดแรก ( $P_1$ ) และจุดที่สอง ( $P_2$ ), และลูกศรสีน้ำเงินแสดงแรงที่หุ่นยนต์กระทำต่อแขนคน



รูปที่ 25 แผนผังของระบบควบคุมกำลังแบบเสมือนแบบสปริงและตัวหน่วง

ในส่วนของส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ แรงบิดชดเชยน้ำหนักของแขน ( $\tau_G$ ) สามารถคำนวณออกมาเป็นแรงบิดได้ดังนี้

$$\tau_G = G(\theta) \quad (24)$$

แบบจำลองกำลังเสมือนสามารถแบ่งได้เป็น 2 ส่วนหลัก คือ 1. ส่วนของสปริง (Spring Term) และ 2. ส่วนของตัวหน่วง (Damping Term)

ในส่วนของสปริง (Spring Term) แรงสปริง ( $F_s$ ) สามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$F_s = kD(\Delta x) \quad (25)$$

โดย  $D(\dots)$  คือ ฟังก์ชัน Deadband ถูกใส่เข้ามาเพิ่ม เพื่อกำจัดความไม่ราบรื่น หรือความผันผวนใกล้ 0 อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนทิศทางของแรงสปริง และเป็นบริเวณปราศจากแรงสปริงให้ผู้ใช้เคลื่อนไหวได้สะดวก

$k$  คือ ค่าคงตัวของสปริง

$x = [X \ Y \ Z]^T$  คือ เวกเตอร์ตำแหน่งของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space

$\Delta x = x_{nearest} - x$  คือ ผลต่างของตำแหน่งปลายแขน ( $x$ ) กับตำแหน่งที่ใกล้ที่สุดบนเส้นทางการเคลื่อนที่ ( $x_{nearest}$ ) (เวกเตอร์ตั้งฉากกับเส้นทางการเคลื่อนที่)

ซึ่งฟังก์ชัน Deadband ที่มีระยะของ deadband เท่ากับ  $a$  สามารถเขียนได้ดังนี้

$$D(\Delta x) = \begin{cases} \Delta x - a & \Delta x > a \\ 0 & -a \leq \Delta x \leq a \\ \Delta x + a & \Delta x < -a \end{cases} \quad (26)$$

ในส่วนของตัวหน่วง (Damping Term) แรงหน่วง ( $F_d$ ) สามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$F_d = -c\dot{x}_n \quad (27)$$

โดย  $c$  คือ ค่าคงที่ของการหน่วง

$\dot{x}_n$  คือ เวกเตอร์ความเร็วของปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space ที่มีทิศตั้งฉากกับเส้นทางการเคลื่อนที่ ซึ่งหาได้การนำความเร็วของปลายแขน ( $\dot{x}$ ) ลบด้วยความเร็วที่ขนานกับเส้นทางการเคลื่อนที่ ( $\dot{x}_p$ ) ดังสมการที่ (28)

$$\dot{x}_n = \dot{x} - \dot{x}_p \quad (28)$$

แรงที่แขนหุ่นยนต์ต้องกระทำต่อแขนคนเนื่องจากกำแพงเสมือน ( $F_w$ ) จึงมีค่าเท่ากับ

$$F_w = F_s + F_d \quad (29)$$

แรงบิดเนื่องจากกำแพงเสมือน ( $\tau_w$ ) สามารถเขียนในรูปของสมการได้ดังสมการที่ (30)

$$\tau_w = J^T(\theta)F_w \quad (30)$$

ซึ่งนำไปสู่สมการผลรวมของแรงบิดอินพุต ( $\tau$ ) ดังนี้

$$\tau = J^T(\theta)(kD(\Delta x) - c\dot{x}_n) + G(\theta) \quad (31)$$

## 4.2 เสถียรภาพของระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วง

จากระบบควบคุมนำมาเขียนให้อยู่ในรูปแบบของ Lyapunov function ได้ดังสมการที่ (32)

$$V(\theta, \Delta x) = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T B(\theta) \dot{\theta} + \frac{1}{2} D(\Delta x)^T k D(\Delta x) \geq 0 \quad \forall \theta, \Delta x \neq 0 \quad (32)$$

โดย  $k$  เป็น symmetric positive definite matrix และอนุพันธ์ของสมการที่ (32) คือ

$$\dot{V} = \dot{\theta}^T B(\theta) \ddot{\theta} + \frac{1}{2} \dot{\theta}^T \dot{B}(\theta) \dot{\theta} + D(\Delta x)^T k D(\Delta x) \quad (33)$$

เนื่องจาก  $\dot{x}_{nearest} = 0$

$$\Delta \dot{x} = -J(\theta) \dot{\theta} \quad (34)$$

แทนสมการที่ (12) แบบไม่มีแรงภายนอก, สมการที่ (31), และสมการที่ (34) ลงในสมการที่ (33) จะได้

$$\begin{aligned} \dot{V} &= \dot{\theta}^T (-C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta} - F_v \dot{\theta} - F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) - G(\theta) + \tau) + \frac{1}{2} \dot{\theta}^T \dot{B}(\theta) \dot{\theta} \\ &\quad - J^T(\theta) \dot{\theta}^T k D(\Delta x) \\ &= \frac{1}{2} \dot{\theta}^T (\dot{B}(\theta) - 2C(\theta, \dot{\theta})) \dot{\theta} - \dot{\theta}^T (F_v \dot{\theta} - F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta})) + (\dot{\theta}^T \tau - \dot{\theta}^T G(\theta) \\ &\quad - J^T(\theta) \dot{\theta}^T k D(\Delta x)) \\ &= -\dot{\theta}^T F_v \dot{\theta} - \dot{\theta}^T F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) - \dot{\theta}^T c \dot{x}_n \leq 0 \end{aligned} \quad (35)$$

โดย  $\dot{B}(\theta) - 2C(\theta, \dot{\theta})$  คือ skew-symmetric

จากสมการที่ (35) จะได้ว่า  $\dot{V} = 0$  ก็ต่อเมื่อ  $\dot{\theta} = 0$  เท่านั้น ดังนั้น ณ จุดดุลยภาพ (Equilibrium Point) ซึ่ง  $\dot{\theta} = 0$ ,  $\ddot{\theta} = 0$  เมื่อนำสมการที่ (12) แบบไม่มีแรงภายนอกรวมเข้ากับสมการที่ (31) จะได้

$$k D(\Delta x) = 0 \quad (36)$$

แทน  $\Delta x = x_{nearest} - x$  ลงไป และจัดรูปได้

$$x_{nearest} - x = 0 \quad (37)$$

จากสมการข้างต้น  $x = x_{nearest}$  เป็น invariant set ที่ใหญ่ที่สุดในเซตที่  $\dot{V} = 0$  จากทฤษฎี Invariant Set ของ La Salle สามารถสรุปได้ว่าระบบควบคุมนี้เป็นระบบที่มีความเสถียรแบบ Global (Globally asymptotically stable) ซึ่งหมายความว่าระบบควบคุมนี้มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน



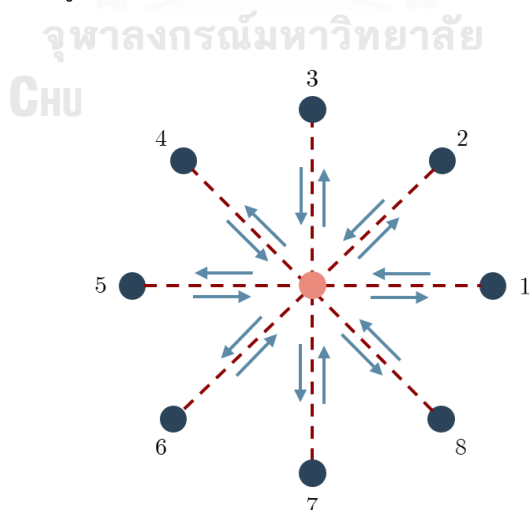
## บทที่ 5

### โปรแกรมควบคุมการทำงาน

บทที่ 5 นี้ประกอบไปด้วย 2 ส่วนคือ โปรแกรมอุโมงค์เสมือน (Virtual Tunnel Program) และหน้าต่างโปรแกรม (program interface)

#### 5.1 โปรแกรมอุโมงค์เสมือน (Virtual Tunnel Program)

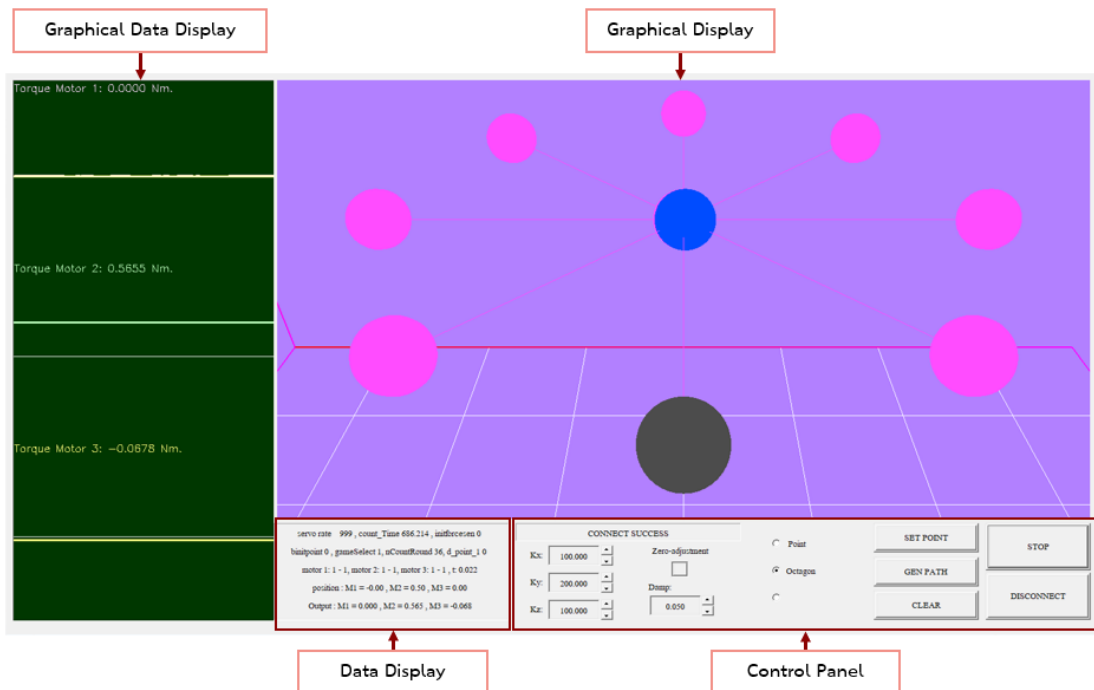
โปรแกรมอุโมงค์เสมือนเป็นโปรแกรมที่ใช้งานร่วมกับระบบควบคุมกำแพงเสมือนแบบสปริง และตัวช่วยสำหรับช่วยให้ผู้ใช้เคลื่อนไหวในเส้นทางที่กำหนด ตำแหน่งข้อมือของผู้ใช้หรือเส้นทางการเคลื่อนที่ของปลายแขนหุ่นยนต์สามารถกำหนดได้เองโดยนักกายภาพหรือเลือกจากที่โปรแกรมได้สร้างไว้ ผู้ใช้ต้องเคลื่อนไหวไปยังตำแหน่งเป้าหมายตามเส้นทางที่ถูกสร้างขึ้นมาระหว่างตำแหน่งก่อนหน้ากับตำแหน่งเป้าหมาย เมื่อเข้าใกล้เป้าหมายในระยะที่กำหนดไว้ในโปรแกรม ตำแหน่งเป้าหมายจะเปลี่ยนเป็นตำแหน่งที่กำหนดต่อไป เส้นทางเคลื่อนที่จากที่โปรแกรมสร้างไว้คือโปรแกรม 8 จุดในแนวระนาบดังรูปที่ 26 จุดเป้าหมายทั้ง 8 ถูกกำหนดให้มีระยะจากจุดศูนย์กลางเท่ากันและแต่ละจุดมีระยะห่างเท่ากัน โดยมีจุดเป้าหมายที่ 1 จะถูกกำหนดให้อยู่ใกล้หุ่นยนต์ที่สุด ลำดับต่อไปถูกกำหนดตามการวนทวนเข็มนาฬิกา เส้นทางเคลื่อนที่ที่ถูกสร้างให้เคลื่อนไหวไปกลับระหว่างตำแหน่งจุดศูนย์กลางกับจุดเป้าหมายทั้งแปดตามลำดับ นอกจากนี้ยังมีการบันทึกข้อมูลของหุ่นยนต์และข้อมูลการฝึกที่หุ่นยนต์เก็บได้จากผู้ใช้



รูปที่ 26 โปรแกรม 8 จุดของ Virtual Tunnel Program โดยจุดสีน้ำเงินแสดงถึงจุดเป้าหมาย, จุดสีชมพูแสดงถึงจุดศูนย์กลาง, เส้นประสีแดงแสดงถึงเส้นทางการเคลื่อนที่, และลูกศรสีน้ำเงินแสดงถึงทิศทางการเคลื่อนที่

## 5.2 หน้าต่างโปรแกรม (Program Interface)

หน้าต่างโปรแกรมมีส่วนประกอบหลักอยู่ทั้งหมด 4 ส่วนดังรูปที่ 27 ได้แก่ ส่วนแสดงข้อมูลแบบกราฟ (Graphical data display), ส่วนแสดงข้อมูล (Data display), ส่วนแสดงภาพจำลอง (Graphical display), และ ส่วนควบคุม (Control panel) ข้อมูลของหุ่นยนต์และข้อมูลที่หุ่นยนต์เก็บจากผู้ใช้งานสามารถถูกเลือกมาแสดงในส่วนแสดงข้อมูลแบบกราฟและส่วนแสดงข้อมูล ในส่วนแสดงภาพจำลอง มีการแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ (เส้นระหว่างวงกลม), ตำแหน่งที่กำหนดบนเส้นทางการเคลื่อนที่ (วงกลมสีชมพู), ตำแหน่งเป้าหมาย (วงกลมสีเทาเข้ม), ตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์ (วงกลมสีน้ำเงิน), และฉากหลัง (ระนาบตาราง) อีกทั้งยังสามารถหมุนเปลี่ยนมุมมองให้สะดวกต่อผู้ใช้งานได้ ในส่วนควบคุมจะมีปุ่มต่างๆสำหรับการทำงาน, ตัวเลือกรูปแบบของเส้นทางการเคลื่อนที่, และตัวปรับค่าเกณฑ์ของระบบควบคุมฯลฯ



รูปที่ 27 หน้าต่างโปรแกรมของโปรแกรมอูโม่จ็ที่แสดงโปรแกรม 8 จุด



## บทที่ 6

### การทดลองและผลการทดลอง

ในระบบควบคุมของหุ่นยนต์ 3DEE ส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์เป็นองค์ประกอบหนึ่งที่สำคัญ ดังนั้นก่อนการทดสอบระบบควบคุม ความแม่นยำของการชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์จึงต้องถูกทดสอบเป็นสิ่งแรก และตามด้วยการทดสอบการทำงานของระบบควบคุม

#### 6.1 การทดสอบส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ในระบบควบคุม

ในการทดสอบนี้ ระบบควบคุมมีเพียงส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ ดังนั้นแรงบิดอินพุตจึงเท่ากับแรงบิดชดเชยน้ำหนักของแขน ( $\tau = \tau_G$ ) เมื่อแทนเข้าไปในสมการที่ (12) จะได้

$$B(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + F_v\dot{\theta} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) + G(\theta) = \tau_G - J^T(\theta)h_e \quad (38)$$

แทนสมการที่ (24) ลงไป และจัดรูปได้

$$B(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + F_v\dot{\theta} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) = -J^T(\theta)h_e \quad (39)$$

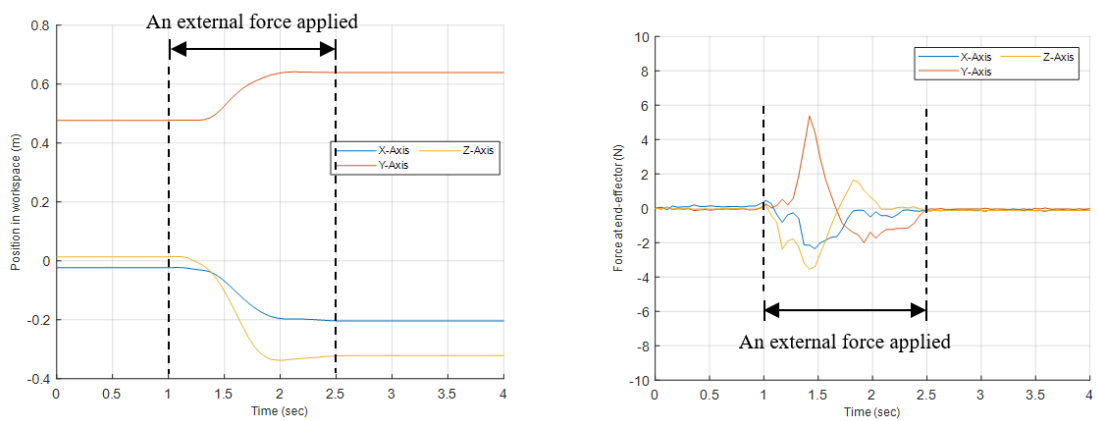
สมการที่ (39) แสดงให้เห็นว่าหากส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์มีการคำนวณที่แม่นยำ เมื่อไม่มีแรงภายนอก ( $h_e = 0$ ) ไม่ว่าปลายแขนหุ่นยนต์จะอยู่ที่ตำแหน่งไหน หุ่นยนต์จะสามารถอยู่ในสภาพสมดุลหรือคงตำแหน่งปลายแขนไว้ได้

วิธีการทดสอบคือจับปลายแขนย้ายตำแหน่ง (ใส่แรงภายนอกที่ปลายแขนของหุ่นยนต์) ดังที่แสดงในรูปที่ 28 แล้วสังเกตว่าเมื่อปล่อยปลายแขนที่ตำแหน่งต่างๆ (ไม่มีแรงภายนอกมากกระทำ) หุ่นยนต์จะสามารถคงสภาพได้หรือไม่ โดยมีการวัดแรงภายนอกที่กระทำที่ปลายแขนหุ่นยนต์ด้วยอุปกรณ์วัดแรง (Force sensor)

จากกราฟในรูปที่ 29 จะเห็นว่าเมื่อมีแรงภายนอกกระทำที่ปลายแขนหุ่นยนต์ในช่วงเวลาที่ 1 ถึง 2.5 วินาที ซึ่งในเวลานี้ตำแหน่งปลายแขนมีการเปลี่ยนแปลง แต่ในช่วงเวลาอื่นที่ไม่มีแรงกระทำที่ปลายแขน ตำแหน่งปลายแขนไม่มีการเปลี่ยนแปลง ซึ่งหมายถึงหุ่นยนต์สามารถคงสภาพท่าทางได้ เมื่อไม่มีแรงภายนอกมากกระทำ นอกจากนี้ยังมีการทดสอบเพิ่มเติมในตำแหน่งอื่นๆ อีกหลายตำแหน่ง



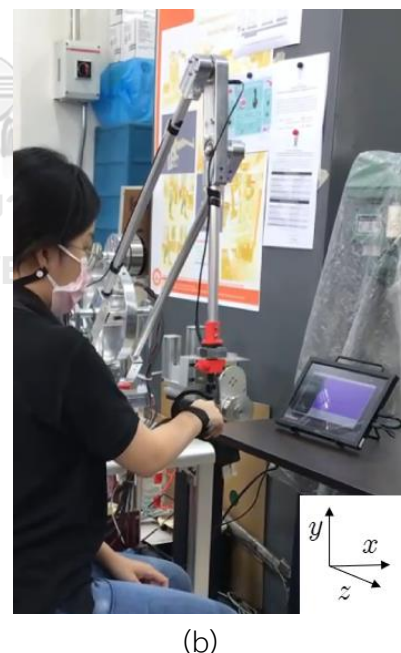
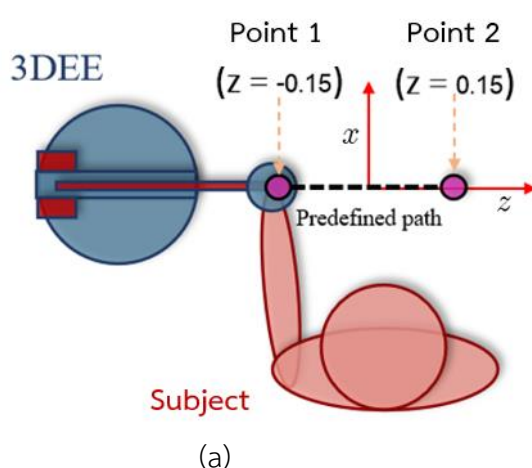
รูปที่ 28 การทดสอบส่วนขดเขย่น้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ในระบบควบคุม



รูปที่ 29 กราฟตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์  
และแรงกระทำที่ปลายแขนหุ่นยนต์ในระบบพิกัด Cartesian space

## 6.2 การทดสอบระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วง

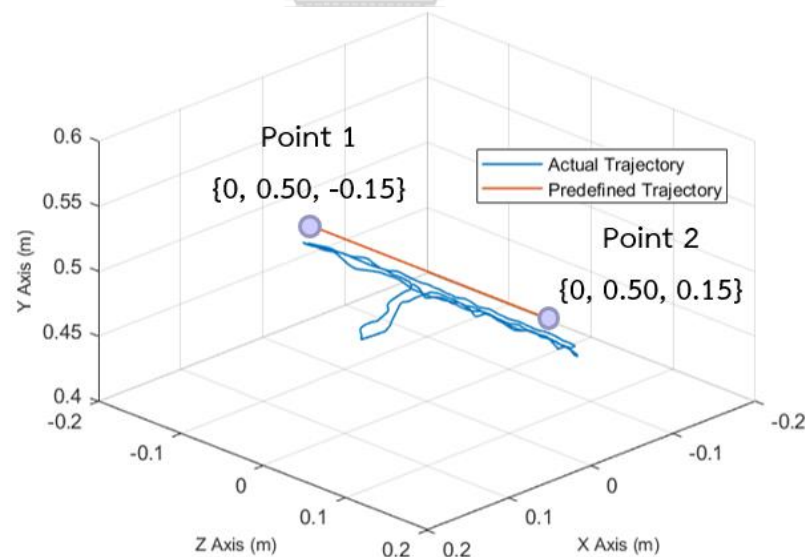
เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วงที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ การทดสอบระบบควบคุมจะถูกทดสอบโดยผู้ทดสอบที่สุขภาพดี หนึ่งคนถูกติดตั้งในตำแหน่งด้านข้างตามที่แสดงในรูปที่ 17(b) และรูปที่ 30 เส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดให้อยู่ในแนวแกน Z ระหว่างจุดที่ 1  $\{0, 0.50, -0.15\}$  กับจุดที่ 2  $\{0, 0.50, 0.15\}$  เพื่อให้เห็นการทำงานของระบบควบคุมได้ชัดเจนยิ่งขึ้น ผู้ทดสอบจะสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างสบายในแนวแกน Z และจะมีแรงดันกลับจากทิศทางอื่นเมื่อออกนอกเส้นทาง เพื่อให้ใกล้เคียงกับการใช้งานจริงผู้ทดสอบจะเคลื่อนไหวแขนอย่างช้าๆและผ่อนน้ำหนักแขนขณะทำการทดสอบ ในการทดสอบระบบควบคุมจะถูกตั้งค่าคงที่สปริงไว้เท่ากับ  $k = [200, 500, 200] N/m$  ค่าคงที่ในแนวแกน Y มากกว่าของแกนอื่นเนื่องจากเป็นแกนที่รองรับน้ำหนักแขนผู้ทดสอบ, ระยะเวลาของ deadband เท่ากับ  $a = 10 mm$ , และค่าคงที่ของการหน่วงเท่ากับ  $c = 0.5 Ns/m^2$  ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์, ผลต่างของตำแหน่งปลายแขนกับตำแหน่งที่ใกล้ที่สุดบนเส้นทางการเคลื่อนที่ ( $\Delta x$ ), และแรงปฏิกิริยาระหว่างหุ่นยนต์และแขนคน (Interaction force) ซึ่งถูกวัดโดยอุปกรณ์วัดแรง (Force sensor) จะถูกบันทึกเพื่อนำมาแสดงผล



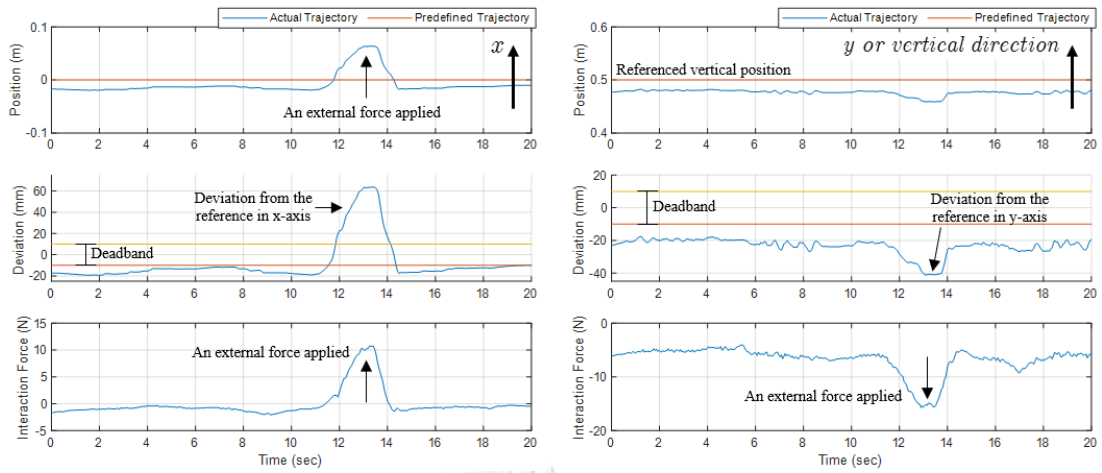
รูปที่ 30 (a) ภาพจำลอง และ (b) ภาพจริงของการทดสอบประสิทธิภาพของระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วงในการทดสอบเส้นทางการเคลื่อนที่ในแนวแกน Z

การเคลื่อนที่จริงของปลายแขนหุ่นยนต์ถูกแสดงเทียบกับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดในแนวแกน Z ในรูปที่ 31 และข้อมูลที่ถูกรับที่ถูกรวบรวมแสดงแยกแต่ละแกนในรูปที่ 32

ณ วินาทีที่ 11 ผู้ทดสอบได้เคลื่อนที่ออกนอกเส้นทางในระนาบ XY ดังนั้นจะเห็นได้ว่าผลต่างของตำแหน่งในแกน X และแกน Y เพิ่มขึ้น และแรงปฏิกิริยาเพิ่มขึ้นด้วยเช่นกันเพื่อดำเนินการเคลื่อนที่ออกนอกเส้นทาง ดังที่แสดงในรูปที่ 32(a) และรูปที่ 32(b) ยิ่งผลต่างตำแหน่งมาก แรงปฏิกิริยายิ่งเพิ่มมากขึ้นตามเช่นกัน นอกจากนี้มีผลต่างตำแหน่งในแกน X และแกน Y เล็กน้อยในช่วงอื่น มีค่าประมาณ -20 มม. เกิดจากการผ่อนน้ำหนักแขนของผู้ทดสอบ ซึ่งผลต่างตำแหน่งที่มีค่า 0 ถึง -10 เป็นผลเนื่องมาจากบริเวณปราศจากแรงช่วย (deadband zone) ส่วนของแนวแกน Z จะเห็นว่ามีผลต่างของตำแหน่งเมื่อปลายแขนเคลื่อนที่เลยจุดที่ 1 ( $z < -0.15$ ) และจุดที่ 2 ( $z > 0.15$ ) และมีแรงปฏิกิริยาที่วัดได้เพิ่มขึ้นตามในตำแหน่งนี้เช่นกันดังรูปที่ 32(c) แต่ในช่วงที่ไม่มีผลต่างของตำแหน่ง (ช่วงที่อยู่ในเส้นทางที่กำหนด) สามารถวัดแรงปฏิกิริยาได้ประมาณ -2 ถึง 2 นิวตัน หมายความว่าแรงที่วัดได้นี้เป็นแรงที่ผู้ทดสอบใช้เพื่อเคลื่อนที่นั่นเอง ซึ่งเป็นปริมาณที่น้อยเมื่อเทียบกับน้ำหนักของแขนคน ทำให้ผู้ทดสอบรู้สึกเคลื่อนไหวได้อย่างสะดวกในเส้นทางการเคลื่อนที่ และเนื่องจากการทดสอบมีการเคลื่อนไหวช้าและค่าคงที่ของการหน่วงน้อย ทำให้ผลจากตัวหน่วงน้อยมากเมื่อเทียบกับผลจากสปริง

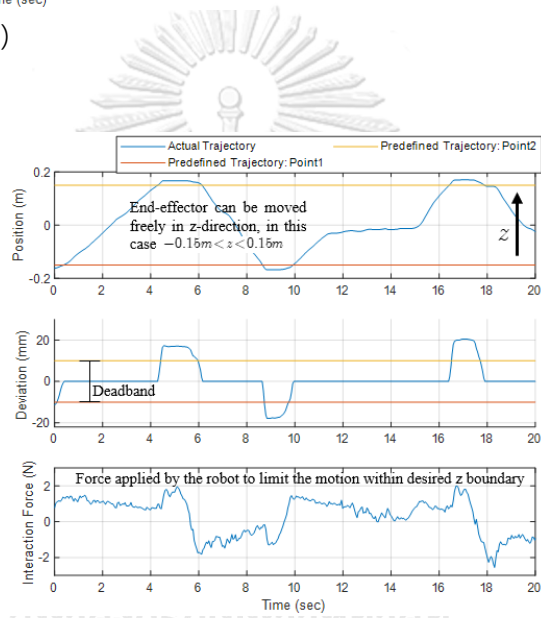


รูปที่ 31 กราฟแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่จริงกับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดของปลายแขนหุ่นยนต์ในการทดสอบเส้นทางการเคลื่อนที่ในแนวแกน Z



(a)

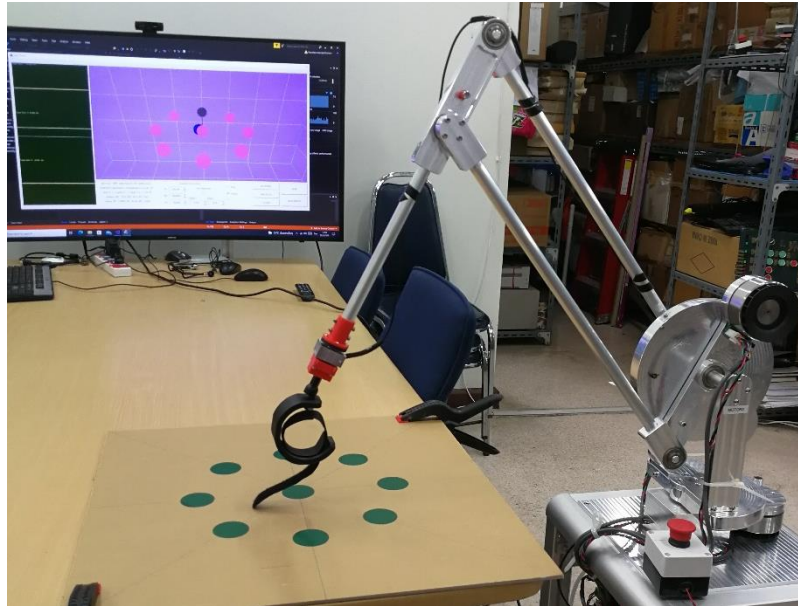
(b)



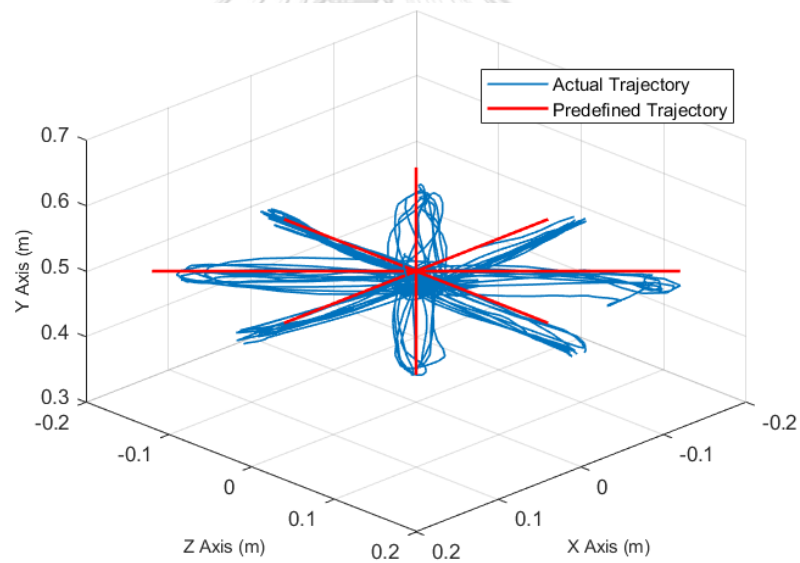
(c)

รูปที่ 32 ข้อมูลที่ถูกรับบันทึกจากการทดสอบ (a) ในแนวแกน X, (b) ในแนวแกน Y, และ (c) ในแนวแกน Z โดยกราฟแรกของแต่ละรูปแสดงตำแหน่งการเคลื่อนที่จริงของปลายแขนเทียบกับเส้นทางที่กำหนด, กราฟที่เหลือแสดงผลต่างของตำแหน่งปลายแขนกับตำแหน่งที่ใกล้ที่สุดบนเส้นทางการเคลื่อนที่ ( $\Delta x$ ), และแรงปฏิกิริยาระหว่างหุ่นยนต์และแขนคน ตามลำดับ

ต่อมาได้ทำการทดสอบโปรแกรม 8 จุดโดยที่จุดศูนย์กลางอยู่ที่  $\{0, 0.5, 0\}$  และระยะระหว่างตำแหน่งเป้าหมายกับจุดศูนย์กลางถูกตั้งค่าไว้เท่ากับ 0.16 เมตร เงื่อนไขอื่น ๆ ถูกตั้งไว้เหมือนการทดสอบก่อนหน้า รูปที่ 33 แสดงการติดตั้งหุ่นยนต์สำหรับการทดสอบโปรแกรม 8 จุด ผลการทดสอบถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 34 จากผลการทดสอบจะเห็นว่าผู้ทดสอบสามารถเคลื่อนที่ตามรูปแบบเส้นทางการเคลื่อนที่ของโปรแกรมได้อย่างใกล้เคียง



รูปที่ 33 การติดตั้งหุ่นยนต์สำหรับการทดสอบโปรแกรม 8 จุด



รูปที่ 34 กราฟแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่จริงกับเส้นทางการเคลื่อนที่ที่กำหนดของปลายแขนหุ่นยนต์  
ในการทดสอบโปรแกรม 8 จุด

## บทที่ 7

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาต้นแบบระบบหุ่นยนต์ 3 มิติแบบจับที่ปลายที่มีระบบรับรู้แรงช่วยในการฟื้นฟูร่างกายส่วนบน โดยเริ่มจากการศึกษาหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชนิดจับที่ปลายรูปแบบต่างๆ ทั้งเรื่องของการออกแบบ, ระบบควบคุม และโหมดการทำงาน อีกทั้งยังศึกษาความต้องการสำหรับหุ่นยนต์กายภาพ จึงได้มาเป็นหุ่นยนต์ 3DEE (3D End-effector Manipulator Arm) ที่มีลักษณะโครงสร้างเป็น 3-dimensional five-bar linkage manipulator และสามารถเคลื่อนไหวใน 3 มิติได้ในหัวข้อของการออกแบบได้กล่าวถึงโครงสร้างของหุ่นยนต์ พิสัยของจุดหมุน พื้นที่การทำงาน ระบบส่งกำลัง การชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ 3DEE และความปลอดภัย อีกทั้งในหัวข้อต่อมาได้กล่าวถึง สมการจลศาสตร์และสมการพลศาสตร์ของหุ่นยนต์

นอกจากการพัฒนาต้นแบบหุ่นยนต์ ยังมีการออกแบบระบบควบคุมทางพลศาสตร์และโปรแกรมควบคุมการใช้งานของหุ่นยนต์ 3DEE โดยระบบควบคุมที่ได้เลือกมาพัฒนาคือ ระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วงสำหรับโปรแกรมอิมิตีฟเหมือน ที่เหมาะสำหรับให้ผู้ป่วยได้ออกแรงเคลื่อนไหวเองโดยมีหุ่นยนต์ประคองให้อยู่ในเส้นทางเท่านั้น และโปรแกรมอิมิตีฟเหมือนถูกพัฒนาขึ้นโดยใช้ระบบควบคุมข้างต้นเป็นหลัก โดยในโปรแกรมนักกายภาพสามารถกำหนดท่าทางหรือตำแหน่งปลายแขนเองได้ และยังมีโปรแกรม 8 จุดที่กำหนดมาในโปรแกรม

ในการทดสอบ เริ่มจากการทดสอบความแม่นยำของส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์ก่อน เพื่อให้ระบบควบคุมมีประสิทธิภาพที่ดี ซึ่งผลที่ได้ถือว่าส่วนชดเชยน้ำหนักของแขนหุ่นยนต์มีความแม่นยำที่มาก และตามมาด้วยการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของระบบควบคุมกำลังเหมือนแบบสปริงและตัวหน่วง ซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าระบบควบคุมนี้สามารถช่วยให้เคลื่อนไหวในเส้นทางที่กำหนดได้อย่างสะดวก อีกทั้งยังออกนอกเส้นทางได้ยาก

สำหรับงานวิจัยในอนาคตสามารถนำระบบควบคุมนี้ไปพัฒนาต่อให้มีแรงช่วยเคลื่อนที่ในเส้นทางที่กำหนดสำหรับ Active-assist mode, มีแรงต้านการเคลื่อนที่ในเส้นทางที่กำหนดสำหรับ Active-resist mode, และนำไปประยุกต์เป็นโปรแกรมอื่นๆได้อีกมากมาย อีกทั้งสามารถนำหุ่นยนต์ไปพัฒนาต่อให้เพิ่มกำลังและปรับรูปลักษณะให้นำใช้ต่อไป

## บรรณานุกรม

- [1] G. N. Collaborators, "Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: A systematic analysis for the global burden of disease study 2016," *Lancet Neurology*, vol. 18, no. 5, pp. 459-480, Mar 2019.
- [2] T. Truelsen, B. Piechowski-Józwiak, R. Bonita, C. Mathers, J. Bogousslavsky, and G. Boysen, "Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data," *Eur J Neurol*, vol. 13, no. 6, pp. 581-98, Jun 2006.
- [3] X. Wu, P. Guarino, A. C. Lo, P. Peduzzi, and M. Wininger, "Long-term Effectiveness of Intensive Therapy in Chronic Stroke," *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 30, no. 6, pp. 583-90, Jul 2016.
- [4] L. M. Weber and J. Stein, "The use of robots in stroke rehabilitation: A narrative review," *NeuroRehabilitation*, vol. 43, no. 1, pp. 99-110, 2018.
- [5] M. Babaiasl, S. H. Mahdioun, P. Jaryani, and M. Yazdani, "A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 11, no. 4, pp. 263-280, May 2015.
- [6] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation," *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 6, no. 1, pp. 75-87, Mar 1998.
- [7] H. Krebs *et al.*, "Rehabilitation robotics: Pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 1, p. 5, Oct. 2004.
- [8] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, and W. Harwin, "Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy—GENTLE/s Approach," *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 35-51, Jul. 2003.
- [9] R. Q. van der Linde and P. Lammertse, "HapticMaster – a generic force controlled robot for human interaction," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, no. 6, pp. 515-524, 2003.
- [10] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. Van der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, and R. Yap, "MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study," *J Rehabil Res Dev*, vol. 43, no. 5, pp. 631-42, Aug.-Sep. 2006.
- [11] D. J. Reinkensmeyer, L. E. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B. D. Schmit, and W. Z. Rymer, "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide," *J Rehabil Res Dev*, vol. 37, no. 6, pp. 653-62, Nov.-Dec. 2000.
- [12] A. Koenig, U. Keller, K. Pfluger, A. Meyer-Heim, and R. Riener, "PASCAL: Pediatric arm support robot for combined arm and leg training," in *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2012, pp. 1862-1868.
- [13] M. H. Milot *et al.*, "Exerciser for rehabilitation of the Arm (ERA): Development and unique features of a 3D end-effector robot," *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2016, pp. 5833-5836, Aug. 2016.
- [14] J. Fong, V. Crocher, Y. Tan, D. Oetomo, and I. Mareels, "EMU: A transparent 3D robotic manipulandum for upper-limb rehabilitation," in *2017 International*



- Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2017, pp. 771-776.
- [15] Q. Meng, Q. Xie, and H. Yu, *Upper-Limb Rehabilitation Robot: State of the Art and Existing Problems*. 2019.
- [16] Y. Lu and D. Fan, "Non-intervene cable wrapping method for precise cable drive," in *2012 International Conference on Optoelectronics and Microelectronics*, 2012, pp. 378-383.
- [17] A. Sutapun and V. Sangveraphunsiri, "A 4-DOF Upper Limb Exoskeleton for Stroke Rehabilitation: Kinematics Mechanics and Control," *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, Jan 2015.
- [18] B. Taati, A. Tahmasebi, and K. Hashtrudi-Zaad, "Experimental Identification and Analysis of the Dynamics of a PHANToM Premium 1.5A Haptic Device," *Presence*, vol. 17, pp. 327-343, Aug 2008.
- [19] M. C. Cavusoglu, "Kinematics and Dynamics of Phantom(TM) model 1.5 Haptic Interface," 2001.
- [20] C. Cruz-Valverde, O. A. Domínguez-Ramírez, E. R. Ponce-de-León-Sánchez, I. Trejo-Mota, and G. Sepúlveda-Cervantes, "Kinematic and Dynamic Modeling of the PHANToM Premium 1.0 Haptic Device: Experimental Validation," in *2010 IEEE Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference*, 2010, pp. 494-501.
- [21] P. Sanz, *Robotics: Modeling, Planning, and Control (Siciliano, B. et al; 2009)* (Robotics & Automation Magazine, IEEE). 2009, pp. 259-329.
- [22] L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, p. 20, Jun 2009.
- [23] W. Meng, Q. Liu, Z. Zhou, Q. Ai, B. Sheng, and S. Xie, "Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation," *Mechatronics*, vol. 31, pp. 132-145, Jan 2015.
- [24] T. Proietti, V. Crocher, A. Roby-Brami, and N. Jarrassé, "Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation: A Review on Control Strategies," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 4-14, 2016.
- [25] A. Montagner *et al.*, "A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in VR with an arm exoskeleton device," in *2007 Virtual Rehabilitation*, 2007, pp. 57-64.
- [26] F. Amirabdollahian, R. Loureiro, E. Gradwell, C. Collin, W. Harwin, and G. Johnson, "Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GENTLE/S robot-mediated stroke therapy," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, no. 1, p. 4, Feb. 2007.
- [27] V. Klamroth-Marganska *et al.*, "Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial," *Lancet Neurol*, vol. 13, no. 2, pp. 159-66, Feb. 2014.
- [28] M. J. Johnson, K. J. Wisneski, J. Anderson, D. Nathan, and R. O. Smith, "Development of ADLER: The Activities of Daily Living Exercise Robot," in *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006. , 2006, pp. 881-886.
- [29] M. Guidali, A. Duschau-Wicke, S. Broggi, V. Klamroth-Marganska, T. Nef, and R. Riener, "A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment," *Med Biol Eng Comput*, vol. 49, no. 10, pp. 1213-23, Oct 2011.

- [30] R. Mahoney, H. Loos, P. Lum, and C. Burgar, "Robotic stroke therapy assistant," *Robotica*, vol. 21, pp. 33-44, Jan 2003.
- [31] P. Poli, G. Morone, G. Rosati, and S. Masiero, "Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy," *Biomed Res Int*, vol. 2013, p. 153872, 2013.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล

เกวลิ อัสวะไพฑูรย์เสริฐ

วัน เดือน ปี เกิด

29 ส.ค. 2539



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY