

หุ่นยนต์แบบโครงร่างสำหรับแขนท่อนบนกับกิจกรรมการกายภาพบำบัดเพื่อการฟื้นฟู สมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง Upper-limb Exoskeleton Robot with Rehabilitation Activities for Stroke Rehabilitation

อานันท์ สุตาพันธ์ วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ*

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

*Corresponding author: Email: viboon.s@chula.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นการพัฒนาหุ่นยนต์แบบโครงร่างเพื่อฟื้นฟูสมรรถนะผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการอัมพฤกษ์ อัมพาตที่แขนท่อนบน (บริเวณหัวไหล่และข้อศอก) และมีการพัฒนาส่วนเชื่อมต่อกับเกมคอมพิวเตอร์ที่เพื่อใช้สำหรับ กิจกรรมการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ในส่วนของหุ่นยนต์ที่พัฒนาขึ้นนี้คือหุ่นยนต์ CUREs เป็นหุ่นยนต์ที่ พัฒนาขึ้นโดยผู้เขียนบทความนี้และดำเนินการจดสิทธิบัตรตามคำขอที่ 1601006553 [23] สามารถเคลื่อนที่ได้ 4 องศา อิสระ หุ่นยนต์ที่พัฒนาขึ้นนี้มีส่วนของการชดเชยน้ำหนักที่ช่วยลดผลกระทบของน้ำหนักแขนหุ่นยนต์อันเนื่องมาจากแรง โน้มถ่วงของโลกเป็นผลให้ระบบควบคุมทางพลศาสตร์ทำงานได้ดีขึ้น ตัวแขนที่เคลื่อนที่มีน้ำหนักเบาเมื่อเทียบกับหุ่นยนต์ ประเภทเดียวกัน ทำให้เหมาะสำหรับสำหรับกิจกรรมการกายภาพบำบัด ในส่วนของการพัฒนาตัวหุ่นยนต์นั้นสามารถดู รายละเอียดได้ใน [15], [18] ซึ่งจะมีรายละเอียดเกี่ยวกับการออกแบบกลไกและระบบควบคุมที่ใช้ในหุ่นยนต์นี้ ในที่นี้ในส่วนที่เกี่ยวกับหุ่นยนต์จะกล่าวเฉพาะในส่วนของการวิเคราะห์ทางด้านระบบจลนศาสตร์และระบบพลศาสตร์ซึ่งจำเป็น สำหรับการพัฒนาร่วมเชื่อมต่อกับเกมที่จะช่วยในการฝึกปฏิบัติเพื่อการฟื้นฟู การพัฒนาร่วมเชื่อมต่อระหว่างแขนหุ่นยนต์กับ เกมที่เป็นมาตรฐานทำให้สามารถใช้หุ่นยนต์ที่พัฒนาขึ้นกับเกมที่มีเป็นจำนวนมากได้ การใช้เกมในการฝึกปฏิบัติมี 2 แบบ คือ เกมที่พัฒนาขึ้นมาเฉพาะหุ่นยนต์แต่ละตัวเพื่อการฟื้นฟูในรูปแบบต่าง ๆ ซึ่งปกติจะมีลักษณะเฉพาะเจาะจงมีความ หลากหลายไม่มาก และเกมที่มีอยู่แล้วในท้องตลาดที่สามารถช่วยในการเสริมสร้างความสามารถในการเคลื่อนไหวและสร้าง ความเพลิดเพลินในการฝึกปฏิบัติได้ ซึ่งระบบหุ่นยนต์ที่พัฒนาขึ้นนี้มีทั้ง 2 แบบ แต่ในที่นี้จะนำเสนอเป็นแบบหลังที่ เหมาะสำหรับการเสริมสมรรถนะในการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวของมือปกติและสร้างความเพลิดเพลินในการฝึก ปฏิบัติ ทำให้เกิดความหลากหลายในการทำกิจกรรมการกายภาพบำบัด นอกจากนั้นระบบควบคุมยังสามารถปรับแรงต้าน การเคลื่อนที่เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยมีการฟื้นฟูได้เร็วขึ้น

คำสำคัญ: หุ่นยนต์การกายภาพบำบัด การชดเชยน้ำหนักของหุ่นยนต์ หุ่นยนต์แบบสวมใส่ เกมคอมพิวเตอร์

ABSTRACT

The objective of this research was to develop an upper-limb exoskeleton robot with interfacing to rehabilitation activity games for hemiplegic stroke patients. The developed robot is CUREs. The

CUREs robot is patenting under the author names with patent request no. 1601003553 [23]. It has four-degree-of-freedom. The robot arm has gravity compensation so that the smaller actuators can be used and the better performance of the dynamic control system can be achieved compared to the heavier arm that normally seen in the market. The detail of the development of robot arm and controller design can be consulted in [15], [18]. In this paper, the kinematics and the dynamic model of the robot arm will be analyzed in detail. Both are used for developing the interface between the robot arm and rehabilitation games or activities. The rehabilitation activities can improve recovery rate compare to normal treatment in hemiplegic stroke patients. The interface technique between the robot and rehabilitation game, developed in this paper, can be implemented not just only the in-house game but also to most of the commercial games. Actually, there are two types of rehabilitation activity games. One will cover the activities for specific treatments assigned by a physician or a physical therapist. The other is for relaxing after going through a period of specific training. The second type of training activity is based on available arcade games or commercial games and will help to improve arm movement control close to the normal arm movement. The force control, of the dynamic controller, of the robot arm can be adjusted force to suit to individual patients. The main benefit of the interfacing can help to extend to various type of rehabilitation activities.

Keyword: Rehabilitation Robot, Gravity Compensation, Exoskeleton Robot, Games.

1. บทนำ

โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) เกิดจากการที่สมองหยุดทำงานชั่วคราวจากการขาดเลือดไปเลี้ยงสมอง ซึ่งผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง อัมพฤกษ์ อัมพาตครึ่งซีก อาจจะมีปัญหาทางด้านความสามารถทำความเข้าใจหรือพูดได้ หรือถ้ารุนแรงมากอาจทำให้ถึงตายได้ การรักษาจะแยกออกจากกันคือการรักษาในส่วนของโรคหลอดเลือดสมอง และการฟื้นฟูสมรรถนะของผู้ป่วยหลังทุเลาจากโรคหลอดเลือดสมองแล้ว การฟื้นฟูสมรรถนะผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองคือจำเป็นต้องฝึกกายภาพบำบัดเพื่อให้ร่างกายกลับมาฟื้นฟูสมรรถภาพดังเดิม ซึ่งการทำกายภาพบำบัดที่มีประสิทธิภาพจำเป็นจะต้องฝึกหลายท่าทาง แต่ละท่าทางต้องฝึกซ้ำๆ อย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอ ปัจจุบันเรามีจำนวนผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองมีอัตราเพิ่มขึ้นทุกปี ไม่น้อย

กว่า 200,000 รายต่อปี มีผู้ป่วยสะสมอยู่ราว 500,000 คน ด้วยอัตราส่วนที่สูงของผู้พิการจากโรคหลอดเลือดสมอง ทำให้มีมูลค่าสูญเสียทางเศรษฐกิจไม่น้อยกว่าปีละ 7,100 ล้านบาท และต้องเสียค่ารักษาประมาณปีละไม่ต่ำกว่า 20,000 ล้านบาท และในอนาคตอันใกล้สังคมส่วนใหญ่ของไทยและของโลกกำลังเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุซึ่งเป็นวัยที่มีโอกาสจะเป็นโรคหลอดเลือดสมองสูง ทำให้การรักษาที่ต้องใช้คนในการช่วยกายภาพบำบัดนั้นอาจจะมีไม่เพียงพอต่อการเพิ่มขึ้นของจำนวนผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองในอนาคต นอกจากนี้ในการทำกายภาพบำบัดยังมีอีกหนึ่งปัญหาหลัก คือ ผู้ป่วยรู้สึกเบื่อกับการทำกายภาพบำบัดแบบเดิมๆ ทำให้ผู้ป่วยไม่ยอมทำกายภาพบำบัด ดังนั้นในหลายประเทศทั่วโลกได้มีการพัฒนาหุ่นยนต์เพื่อช่วยในการกายภาพบำบัด และผลลัพธ์ที่ได้เป็นที่น่าพอใจ [1]–[5]

หุ่นยนต์กายภาพบำบัดในปัจจุบันสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ [6] ได้แก่ หุ่นยนต์กายภาพบำบัดประเภทสัมผัสที่จุดปลาย (end-effector-base) [7]–[9] และหุ่นยนต์กายภาพบำบัดประเภทโครงร่างภายนอกแบบสวมใส่ (exoskeleton base) [10]–[16] โดยหุ่นยนต์กายภาพบำบัดประเภทสัมผัสที่จุดปลาย จะมีการสัมผัสระหว่างหุ่นยนต์กับผู้ป่วยอยู่จุดเดียวคือที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ คล้ายกับหุ่นยนต์ที่ใช้อยู่ในอุตสาหกรรมทั่วไป ซึ่งมีโครงสร้างกลไกที่ไม่ซับซ้อนมากนักและออกแบบง่าย เกิดขึ้นก่อนมีการใช้อย่างแพร่หลาย แต่มีข้อเสียคือ ไม่สามารถกำหนดการเคลื่อนไหวของข้อต่อแต่ละจุดของผู้ป่วยได้ ในขณะที่หุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่จะสามารถกำหนดการเคลื่อนไหวเฉพาะข้อต่อได้และกำหนดการเคลื่อนไหวของท่าทางของแขนได้ตามต้องการ ทำให้เชื่อว่าประสิทธิภาพในการฟื้นฟูจะดีกว่าแบบสัมผัสที่จุดปลาย หุ่นยนต์แบบโครงร่างภายนอกสวมใส่นี้ยังมีการศึกษาไม่มากนักเท่ากับแบบสัมผัสที่จุดปลาย เนื่องจากความซับซ้อนของระบบทั้งทางกลและระบบควบคุมการทำงาน

ระบบควบคุมที่ใช้ในงานกายภาพบำบัดฟื้นฟูมีหลายประเภท [17] ซึ่งสามารถแบ่งเป็น 4 กลุ่ม คือ 1) ระบบควบคุมแบบ assistive control คือ ระบบควบคุมที่ช่วยการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยให้สามารถขยับแขนขาตามท่าทางกายภาพบำบัดที่กำหนดได้ 2) ระบบควบคุมแบบ challenge-based control คือ ระบบควบคุมที่เพิ่มความท้าทายและเพิ่มความสนใจในการทำกายภาพบำบัดให้กับผู้ป่วย 3) ระบบควบคุมแบบ haptic stimulation ระบบนี้จะมีตัวตรวจรู้ทางตำแหน่งติดไว้บนร่างกายของผู้ป่วยหรือสัมผัสกับผู้ป่วยโดยตรง เช่น encoder เป็นต้น 4) ระบบควบคุมแบบ non-contacting coaching ระบบนี้จะไม่มีการตรวจรู้ทางตำแหน่งที่สัมผัสกับผู้ป่วยโดยตรงซึ่งอาจจะใช้กล้องตรวจรู้ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยเท่านั้น

หุ่นยนต์กายภาพบำบัด CUREs (Chulalongkorn University Rehabilitation robotic Exoskeleton

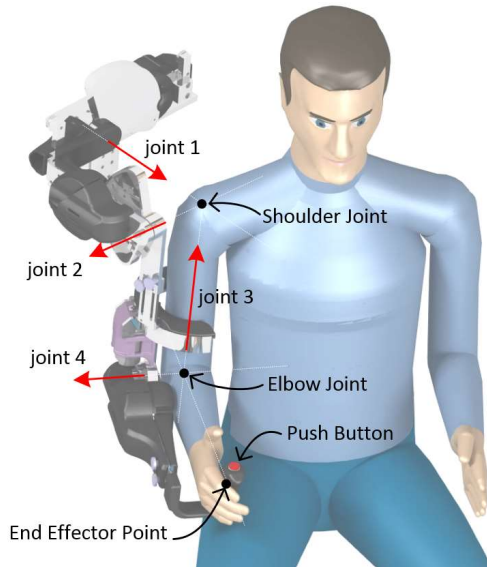
system) [15] ซึ่งเป็นงานวิจัยที่ทำร่วมกันระหว่างคณะวิศวกรรมศาสตร์และคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ถูกพัฒนาเพื่อใช้เสริมการทำกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม ตัวแขนกลมีการเคลื่อนที่ที่ราบเรียบ [18] และได้ผ่านการทดสอบแล้วว่าหุ่นยนต์ CUREs สามารถนำมาใช้งานด้านกายภาพบำบัดได้โดยไม่มีผลกระทบข้างเคียง [19] ซึ่งปัจจุบันหุ่นยนต์ CUREs มีโปรแกรมช่วยการเคลื่อนที่ (Assistive Control Strategy) สำหรับช่วยผู้ป่วยที่ไม่สามารถเคลื่อนที่แขนได้เองหรือเคลื่อนที่แขนได้เล็กน้อย และสำหรับผู้ป่วยที่สามารถเคลื่อนที่แขนได้ดีแล้วแต่ต้องการเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ก็สามารถใช้งานโปรแกรมสำหรับเล่นเกม โดยเกมในการฝึกปฏิบัติมี 2 แบบคือ เกมที่พัฒนาขึ้นมาเฉพาะหุ่นยนต์แต่ละตัวเพื่อการฟื้นฟูในรูปแบบต่าง ๆ ซึ่งปกติจะมีลักษณะเฉพาะเจาะจงมีความหลากหลายไม่มาก และเกมที่มีอยู่แล้วในท้องตลาดที่สามารถช่วยในการเสริมสร้างความสามารถในการเคลื่อนไหวและสร้างความเพลิดเพลินในการฝึกปฏิบัติได้ ปัจจุบันหุ่นยนต์กายภาพบำบัด CUREs ถูกใช้งานอยู่ที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูสรวงคนิवासภากาชาดไทย และที่ตึก สธ. โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

บทความนี้อธิบายถึงวิธีการประยุกต์ใช้งานหุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ CUREs ร่วมกับโปรแกรมเกมคอมพิวเตอร์ที่มีอยู่แล้ว ซึ่งการนำเกมคอมพิวเตอร์มาช่วยเสริมในการทำกายภาพบำบัดแบบเดิมนี้อาจจะช่วยเพิ่มความสนใจในการทำกายภาพบำบัดได้ โดยระบบควบคุมที่เลือกใช้เป็นระบบควบคุมแบบ challenge-based control คือ เป็นระบบควบคุมที่มีการชดเชยน้ำหนักแขนของหุ่นยนต์ที่เป็นผลมาจากแรงโน้มถ่วงของโลก

2. หุ่นยนต์กายภาพบำบัด CUREs

หุ่นยนต์ CUREs [15] จัดอยู่ในประเภทหุ่นยนต์โครงร่างภายนอกแบบสวมใส่ (Exoskeleton Base) มีลักษณะเป็นแขนกลเป็นโครงร่างภายนอกของแขนมนุษย์ดังแสดงในรูปที่ 1 หุ่นยนต์ CUREs มี 4 องศาอิสระ มีมอเตอร์

ช่วยในการเคลื่อนที่ทุกจุดหมุน แบ่งเป็นการเคลื่อนที่ของหัวไหล่ 3 องศาอิสระ และการเคลื่อนที่ของข้อศอกอีก 1 องศาอิสระ



รูปที่ 1 หุ่นยนต์กายภาพบำบัดแบบสวมใส่ CUREs

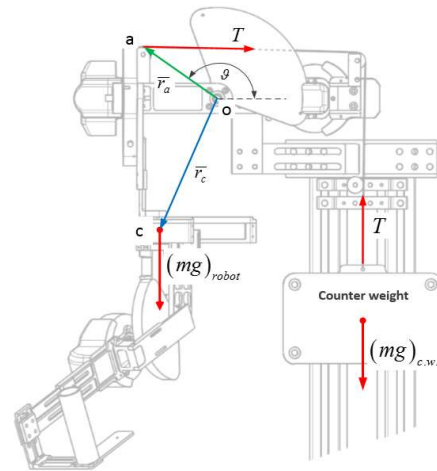
นอกจากนี้หุ่นยนต์ CUREs ยังสามารถปรับความยาวของแขนท่อนบนและแขนท่อนล่างให้ได้ขนาดตามความยาวแขนของผู้สวมใส่ ซึ่งการสวมใส่ ผู้สวมใส่จะกำที่ด้ามจับที่อยู่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ซึ่งตำแหน่งนี้จะมีปุ่มกดอยู่ด้านบนเพื่อใช้ในการเล่นเกม ตำแหน่งหัวไหล่ของผู้สวมใส่ควรจะอยู่ที่จุดตัดของจุดหมุนที่ 1 ถึง 3 โดยสามารถปรับความสูงของหัวไหล่ได้จากเก้าอี้ที่สามารถปรับความสูงได้ของผู้สวมใส่นั่ง และตำแหน่งจุดหมุนของข้อศอกของผู้สวมใส่ควรอยู่ในแนวแกนเดียวกันกับแกนหมุนของจุดหมุนที่ 4

2.1 ระบบช่วยชดเชยน้ำหนัก

เนื่องจากหุ่นยนต์ CUREs มีน้ำหนักของชิ้นส่วนที่เคลื่อนไหวได้ประมาณ 4.23 กิโลกรัม ซึ่งเป็นน้ำหนักที่ชุดขับเคลื่อนที่ 1 ที่จุดหมุนที่ 1 (joint 1) ต้องออกแรงเพื่อรับน้ำหนักแขนหุ่นยนต์ตลอดเวลา ดังนั้นเพื่อเป็นการลดภาระและขนาดของชุดขับเคลื่อน จึงได้ออกแบบระบบชดเชยน้ำหนัก (Counter Weight) ดังแสดงในรูปที่ 2 ค่าโมเมนต์ที่เกิดจากน้ำหนักถ่วง $\tau_{C.W.}$ จะมีค่าเท่ากับ

$\vec{r}_a \times T$ โดยที่ T คือ เวกเตอร์แสดงขนาดและทิศทางของแรงดึงในเส้นเชือกมีค่าเท่ากับน้ำหนักถ่วง $(mg)_{C.W.}$ และ $\vec{r}_a$ คือ เวกเตอร์แสดงทิศทางและระยะจากจุดหมุนที่ 1 ที่จุด o ไปยังตำแหน่งจุดยึดสายเคเบิลที่จุด a โดยสามารถเขียนในรูปสมการดังแสดงในสมการที่ 1

$$\tau_{C.W.} = \vec{r}_a \times T = |\vec{r}_a| |T| \sin \theta \quad (1)$$

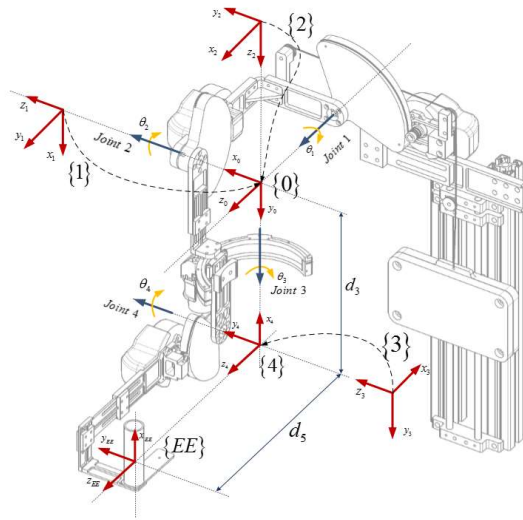


รูปที่ 2 ภาพระบบชดเชยน้ำหนัก (Counter Weight) ของหุ่นยนต์ CUREs

2.2 สมการจลนศาสตร์ของหุ่นยนต์ (Kinematics)

การหาพิกัดของตำแหน่งปลายแขนหุ่นยนต์และท่าทางของหุ่นยนต์ ณ เวลาใดๆ สามารถหาได้จากการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของแขนกล โดยเริ่มจากการกำหนดพิกัดอ้างอิงให้กับชิ้นส่วนของแขนหุ่นยนต์แต่ละชิ้น ซึ่งการกำหนดพิกัดอ้างอิงของหุ่นยนต์ CUREs สามารถแสดงดังภาพที่ 3 (วิธีการติดพิกัดอ้างอิง (Frame) ใช้ตามวิธีของ Denavit-Hartenberg สามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก [20]–[22]) โดยพิกัดอ้างอิงเริ่มต้น เริ่มที่ตำแหน่งจุดตัดบริเวณหัวไหล่ที่พิกัดอ้างอิงศูนย์ $\{0\}$ ต่อจากนั้นเป็นพิกัดอ้างอิงของลิงก์หนึ่ง $\{1\}$ และพิกัดอ้างอิงของลิงก์สอง $\{2\}$ ตามลำดับ ความยาวของแขนท่อนบน คือ ระยะระหว่างจุดหมุนที่สี่กับจุดตัดบริเวณหัวไหล่ ซึ่งสามารถปรับความยาวได้โดยมีค่าเท่ากับ d_3 ที่ตำแหน่งข้อศอกมีพิกัดอ้างอิงของลิงก์สาม $\{3\}$ และพิกัดอ้างอิงของลิงก์

{4} ตามลำดับ ความยาวของแขนท่อนล่าง คือ ระยะระหว่างจุดหมุนที่สี่กับด้ามจับที่ปลายแขน ซึ่งสามารถปรับความยาวได้โดยมีค่าเท่ากับ d_5 และพิกัดอ้างอิงสุดท้ายคือพิกัดอ้างอิงของตำแหน่งปลายแขน $\{EE\}$ จะอยู่ที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์บริเวณด้ามจับ โดยที่ค่าพารามิเตอร์ที่เป็นความสัมพันธ์ของพิกัดอ้างอิง $\{i\}$ เทียบกับพิกัดอ้างอิง $\{i-1\}$ สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 1



รูปที่ 3 ภาพพิกัดอ้างอิงของลิงก์ต่างๆ ของหุ่นยนต์ CUREs

ตารางที่ 1 ตารางแสดงค่า Denavit-Hartenberg ของหุ่นยนต์ CUREs

i (Link)	θ_i Rot(z)	d_i Tran(z)	α_i Rot(x)	a_i Tran(x)
1	θ_1	0	$\pi/2$	0
2	θ_2	0	$\pi/2$	0
3	θ_3	d_3	$\pi/2$	0
4	θ_4	0	$\pi/2$	0
EE	0	d_5	0	0

ตารางที่ 1 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการแปลงโดยคอลัมน์ที่ 1 แสดงหมายเลขของพิกัดอ้างอิงที่ i ที่อยู่บนหุ่นยนต์, คอลัมน์ที่ 2 แสดงมุม θ_i ที่หมุนรอบแกน z_{i-1} ,

คอลัมน์ที่ 3 แสดงระยะการเลื่อน d_i ของพิกัดในแนวแกน z_{i-1} , คอลัมน์ที่ 4 แสดงมุม α_i ที่หมุนรอบแกน x_i และคอลัมน์ที่ 5 แสดงระยะการเลื่อน a_i ของพิกัดในแนวแกน x_i

เมทริกซ์การแปลง (Homogeneous Transformation matrix) เป็นเมทริกซ์ขนาด 4x4 ที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างพิกัดอ้างอิง $\{i\}$ เทียบกับพิกัดอ้างอิง $\{i-1\}$ สามารถหาได้ดังแสดงในสมการที่ (2) โดยเริ่มจากการหมุนด้วยมุม θ_i ที่หมุนรอบแกน z_{i-1} จากนั้นเลื่อนด้วยระยะ d_i ในแนวแกน z_{i-1} จากนั้นหมุนด้วยมุม α_i รอบแกน x_i และสุดท้ายเลื่อนด้วยระยะ a_i ในแนวแกน x_i โดยผลลัพธ์ที่ได้จากสมการที่ (2) สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (3) โดย $i = 1, 2, 3, 4$ และ EE

$$A_i^{i-1} = Rot_{z, \theta_i} Trans_{z, d_i} Rot_{x, \alpha_i} Trans_{x, a_i} \quad (2)$$

$$A_i^{i-1} = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

เนื่องจากในแขนกลของหุ่นยนต์มีถึง 5 พิกัดอ้างอิงด้วยกัน ซึ่งทำให้เมทริกซ์การแปลงจากสมการที่ (3) มีอยู่ทั้งหมด 5 สมการ ซึ่งการรวมเมทริกซ์การแปลงทั้ง 5 ตัวนั้นสามารถเขียนได้ดังแสดงในสมการที่ (4) โดยที่ A_{EE}^0 คือเมทริกซ์การแปลงของพิกัดอ้างอิงที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ $\{EE\}$ เทียบกับพิกัดอ้างอิงของพิกัดอ้างอิงที่ศูนย์ของหุ่นยนต์ $\{0\}$ ซึ่งผลลัพธ์ของเมทริกซ์การแปลงที่ได้สามารถเขียนได้ดังแสดงในสมการที่ (5) โดยที่ตัวแปร c_1, c_2, c_3 และ c_4 ย่อมาจาก $\cos \theta_1, \cos \theta_2, \cos \theta_3$ และ $\cos \theta_4$ ตามลำดับ และ s_1, s_2, s_3 และ s_4 ย่อมาจาก $\sin \theta_1, \sin \theta_2, \sin \theta_3$ และ $\sin \theta_4$ ตามลำดับ

$$A_{EE}^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 A_4^3 A_{EE}^4 \quad (4)$$

$$A_{EE}^0 = \begin{bmatrix} c_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) + c_1s_2s_4 & c_1c_2s_3 - c_3s_1 & s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1c_4s_2 & d_5(s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1c_4s_2) + d_3c_1s_2 \\ s_1s_2s_4 - c_4(c_1s_3 - c_2c_3s_1) & c_1c_3 + c_2s_1s_3 & -s_4(c_1s_3 - c_2c_3s_1) - c_4s_1s_2 & -d_5(s_4(c_1s_3 - c_2c_3s_1) + c_4s_1s_2) + d_3s_1s_2 \\ c_3c_4s_2 - c_2s_4 & s_2s_3 & c_2c_4 + c_3s_2s_4 & d_5(c_2c_4 + c_3s_2s_4) - d_3c_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

จากสมการที่ (5) จะสามารถหาตำแหน่งของตำแหน่งปลายแขน $\{EE\}$ เทียบกับพิกัดอ้างอิง $\{0\}$ ได้ดังสมการที่ (6) โดยที่ P_{EE}^0 คือ เวกเตอร์การเลื่อนทางตำแหน่ง (Translation Vector) ของพิกัด $\{EE\}$ เทียบกับพิกัดอ้างอิง $\{0\}$

$$P_{EE}^0 = \begin{bmatrix} x_{EE}^0 \\ y_{EE}^0 \\ z_{EE}^0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_5(s_4(s_1s_3 + c_1c_2c_3) - c_1c_4s_2) + d_3c_1c_2 \\ -d_5(s_4(c_1s_3 - c_2c_3s_1) + c_4s_1s_2) + d_3s_1s_2 \\ d_5(c_2c_4 + c_3s_2s_4) - d_3c_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

2.3 สมการพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ (Dynamics)

สมการทางพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ [20], [21] สามารถเขียนในรูปทั่วไปได้ดังแสดงในสมการที่ (7)

$$B(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + F_v\dot{\theta} + F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) + G(\theta) = \tau + \tau_{cw}(\theta) - J^T(\theta)h_e \quad (7)$$

โดยที่ $B(\theta)\ddot{\theta}$ คือ พจน์ของแรงบิดที่เกิดเนื่องจากความเร่งเชิงมุมคูณกับโมเมนต์ความเฉื่อยของแขนของหุ่นยนต์, $C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta}$ คือ พจน์ของแรงบิดที่เกิดขึ้นเนื่องจากความเร็วเชิงมุม (Coriolis force and centrifugal force), $F_v\dot{\theta}$ คือ พจน์ของแรงเสียดทานที่เกิดจากความหนืด (viscous friction), $F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta})$ คือ พจน์ของแรงเสียดทานที่เกิดจากแรงเสียดทานสถิตหรือแรงเสียดทานจลน์ (coulomb friction), $G(\theta)$ คือ พจน์ของโมเมนต์เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลกที่ขึ้นอยู่กับรูปแบบของหุ่นยนต์และท่าทางของหุ่นยนต์ ณ ขณะนั้น, τ คือ พจน์ของแรงบิดของมอเตอร์แต่ละจุดหมุน, $\tau_{cw}(\theta)$ คือ พจน์

ของโมเมนต์ที่ช่วยชดเชยน้ำหนัก (counter weight) และ $J^T(\theta)h_e$ คือ พจน์ที่เกิดจากแรงภายนอกที่กระทำที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์

จากสมการที่ (7) พบว่าสมการทางพลศาสตร์ของหุ่นยนต์ทั่วไปนั้นมีความซับซ้อนและต้องใช้ทรัพยากรในการคำนวณเป็นจำนวนมาก ซึ่งในการประยุกต์ใช้งานบางประเภทสามารถลดเวลาในการคำนวณได้โดยตัดสมการบางพจน์ที่มีผลกระทบน้อยทิ้งไปได้ ในบทความนี้ได้สมมติให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ช้า ๆ ทำให้สามารถตัดพจน์ $B(\theta)\ddot{\theta}$ และพจน์ $C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta}$ ได้ และสมมติว่าหุ่นยนต์เคลื่อนที่โดยไม่มีความเสียดทานทำให้สามารถตัดพจน์ $F_v\dot{\theta}$ และพจน์ $F_s \operatorname{sgn}(\dot{\theta})$ ได้ นอกจากนี้ยังไม่คิดแรงกระทำภายนอกที่กระทำที่ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ ดังนั้นจึงตัดพจน์ $J^T(\theta)h_e$ ได้ ซึ่งสุดท้ายจะทำให้สมการทางพลศาสตร์ของหุ่นยนต์เหลือดังแสดงในสมการที่ (8)

$$G(\theta) - \tau_{cw}(\theta) = \tau \quad (8)$$

2.4 การหาโมเมนต์เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก

เวกเตอร์ของแรงบิดเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก $G(q)$ สามารถหาได้ดังนี้ [21]

$$G_i = \sum_{p=i}^n -m_p g^T U_{pi} \bar{r}_p \quad \text{เมื่อ } i = 1, 2, 3, 4 \quad (9)$$

โดยที่

G_i คือ ค่าโมเมนต์เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำต่อจุดหมุนที่ i เมื่อ $i = 1, 2, 3, 4$

m_p คือ มวลของลิงก์ที่ p เมื่อ $p = 1, 2, 3, 4$

g^T คือ เวกเตอร์ของความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลกเทียบกับพิกัดอ้างอิงที่ศูนย์ มีขนาดเท่ากับ g (m/s^2)

U_{pi} คือ สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial Differentiation) ของเมทริกซ์การแปลง A_p^0 เทียบกับ θ_i

$\bar{r}_p = \begin{bmatrix} r_{x_p} & r_{y_p} & r_{z_p} \end{bmatrix}^T$ คือ เวกเตอร์ของตำแหน่งศูนย์กลางมวลของลิงก์ p เทียบกับแกนอ้างอิง $\{p\}$ เมื่อ $p = 1, 2, 3, 4$

เมื่อแทนค่าตัวแปรและทำการจัดรูปสมการใหม่ สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (10) – (13)

$$\begin{aligned} G_1 = & -m_1 g (c_1 r_{x_1} + s_1 r_{z_1}) - m_2 g (c_1 c_2 r_{x_2} + s_1 r_{y_2} + c_1 s_2 r_{z_2}) \\ & - m_3 g ((c_1 c_2 c_3 + s_1 s_3) r_{x_3} + c_1 s_2 r_{y_3} + (c_1 c_2 s_3 - s_1 c_3) r_{z_3} + d_3 c_1 s_2) \\ & - m_4 g (((c_1 c_2 c_3 + s_1 s_3) c_4 + c_1 s_2 s_4) r_{x_4} + (c_1 c_2 s_3 - s_1 c_3) r_{y_4} + ((c_1 c_2 c_3 + s_1 s_3) s_4 - c_1 s_2 c_4) r_{z_4} + d_3 c_1 s_2) \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} G_2 = & -m_2 g (s_1 c_2 r_{x_2} - s_1 s_2 r_{z_2}) - m_3 g (-s_1 s_2 c_3 r_{x_3} + s_1 c_2 r_{y_3} - s_1 s_2 s_3 r_{z_3} + d_3 s_1 c_2 r_{z_3}) \\ & - m_4 g ((-s_1 s_2 c_3 c_4 + s_1 c_2 s_4) r_{x_4} - s_1 s_2 s_3 r_{y_4} - (s_1 s_2 c_3 s_4 + s_1 c_2 c_4) r_{z_4} + d_3 s_1 c_2) \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} G_3 = & -m_3 g ((s_1 c_2 c_3 - c_1 s_3) r_{x_3} - (s_1 c_2 s_3 + c_1 c_3) r_{x_3}) \\ & - m_4 g ((-s_1 c_2 s_3 - c_1 c_3) c_4 r_{x_4} + (s_1 c_2 c_3 - c_1 s_3) r_{y_4} - (s_1 c_2 s_3 + c_1 c_3) s_4 r_{z_4}) \end{aligned} \quad (12)$$

$$G_4 = -m_4 g (((-s_1 c_2 c_3 + c_1 s_3) s_4 + s_1 s_2 c_4) r_{x_4} + ((s_1 c_2 c_3 - c_1 s_3) c_4 + s_1 s_2 s_4) r_{z_4}) \quad (13)$$

3. การพัฒนาส่วนเชื่อมต่อกับเกมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้สำหรับกิจกรรมกายภาพบำบัด

การนำเกมคอมพิวเตอร์มาใช้ร่วมกับหุ่นยนต์เพื่อใช้ในการฝึกกายภาพบำบัดเป็นอีกวิธีที่ได้รับความนิยม ซึ่งการเลือกเกมที่เหมาะสมจะทำให้ผู้ที่เข้ารับการฝึกกายภาพไม่รู้สึกเบื่อ ทั้งยังสามารถฟื้นฟูสมรรถภาพและฟื้นฟูกล้ามเนื้อได้ในระหว่างเล่นเกมได้อีกด้วย โดยเกมคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานร่วมกับหุ่นยนต์เพื่อการกายภาพนั้นมี 2 วิธี คือ

3.1 เกมที่พัฒนาขึ้นมาเฉพาะหุ่นยนต์แต่ละตัวสำหรับการฟื้นฟูในรูปแบบต่าง ๆ [7], [16]

ข้อดีของวิธีนี้คือ หุ่นยนต์จะรู้ตำแหน่งที่แน่นอนและเส้นทางการเคลื่อนที่ที่แน่นอนของเกม ทำให้สามารถ

กำหนดตำแหน่งที่แน่นอนที่หุ่นยนต์ต้องเคลื่อนที่ไปได้ ซึ่งในการกรณีของการทำกายภาพบำบัดมีข้อดี คือ หากหุ่นยนต์กายภาพบำบัดมีมอเตอร์ช่วยในการเคลื่อนที่แล้ว หุ่นยนต์สามารถช่วยผู้ป่วยเคลื่อนที่เข้าหาเป้าหมายได้หากผู้ป่วยเคลื่อนที่ไปไม่ถึงเป้าหมาย แต่อย่างไรก็ตามวิธีนี้มีข้อเสียตรงที่การพัฒนาโปรแกรมเกมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้งานกับหุ่นยนต์มีความยุ่งยาก ซับซ้อน และต้องใช้เวลาในการพัฒนาค่อนข้างนาน

3.2 การใช้งานหุ่นยนต์ร่วมกับเกมที่มีอยู่แล้วในท้องตลาด

เกมคอมพิวเตอร์ที่มีอยู่แล้วในท้องตลาด หมายถึงเกมที่มีผู้พัฒนาไว้ก่อนแล้วเพื่อใช้เล่นกับเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือบนโทรศัพท์มือถือประเภทสัมผัส

หน้าจอ (Smart phone หรือ Tablet) สามารถหาซื้อหรือดาวน์โหลดได้ทั่วไป ข้อดีของวิธีนี้คือผู้พัฒนาหุ่นยนต์ไม่ต้องเสียเวลากับการพัฒนาเกม ซึ่งทำให้ได้เกมที่มีกราฟิกที่ดีและรูปแบบการเล่นที่ดี นอกจากนี้ยังสามารถอัปเดตเกมใหม่ๆ ได้ตลอดเวลา แต่วิธีนี้ก็ยังมีข้อเสียตรงที่ไม่สามารถนำตำแหน่งเป้าหมายจากเกมมาใช้กับหุ่นยนต์ได้ ทำให้หุ่นยนต์ไม่รู้ตำแหน่งที่แน่นอนที่จะต้องเคลื่อนที่ไป ดังนั้น ผู้ป่วยที่ใช้งานหุ่นยนต์กายภาพบำบัดที่ประยุกต์ด้วยวิธีนี้ต้องมีสมรรถภาพทางร่างกายค่อนข้างดี คือสามารถเคลื่อนที่ได้ดีในระดับหนึ่ง

3.3 การประยุกต์ใช้งานหุ่นยนต์ CUREs ร่วมกับโปรแกรมเกมคอมพิวเตอร์

บทความนี้ได้ประยุกต์ใช้งานหุ่นยนต์กายภาพบำบัด CUREs ร่วมกับโปรแกรมเกมคอมพิวเตอร์ที่มีอยู่แล้วในท้องตลาด โดยเกมที่เลือกใช้ เป็นเกมที่อยู่บนโทรศัพท์มือถือประเภทสัมผัสหน้าจอ (Smart phone หรือ Tablet) และเป็นเกมที่ใช้เพียงนิ้วเดียวในการเล่น

ชุดหุ่นยนต์กายภาพบำบัด CUREs ประกอบไปด้วยแขนกลสำหรับกายภาพบำบัดพื้นฟูที่มีระบบคอมพิวเตอร์อยู่ภายใน และมีจอมอนิเตอร์ ซึ่งในการทดลองนี้ใช้จอทีวีขนาด 49 นิ้ว ซึ่งผู้ป่วยจะนั่งบนเก้าอี้หันหน้าเข้าหาหน้าจอ มอนิเตอร์ จากนั้นสวมใส่แขนกลและรัดแขนให้เรียบร้อย ดังแสดงในรูปที่ 4 เมื่อผู้ป่วยขยับแขนตนเองที่ติดอยู่กับแขนหุ่นยนต์ ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์จะถูกส่งไปใช้ในการควบคุมตำแหน่งของเมาส์อีกทีหนึ่ง และหากผู้ป่วยกดปุ่มที่อยู่บนด้ามจับของหุ่นยนต์จะแทนการคลิกซ้ายของเมาส์ที่ตำแหน่งนั้น ๆ

เนื่องจากตำแหน่งปลายแขนที่หุ่นยนต์รับรู้ เทียบกับพิกัดอ้างอิงศูนย์ $\{0\}$ อยู่ในหน่วยเมตร (meter) แต่หน้าจอ มอนิเตอร์ที่ใช้ในการแสดงภาพนั้นอยู่ในหน่วยพิกเซล (pixel) และงานวิจัยนี้ใช้หน้าจอแสดงผลภาพเป็นแบบ 2 มิติ แต่หุ่นยนต์ CUREs เคลื่อนที่ใน 3 มิติ ดังนั้นจึงต้องมีการสอบเทียบ (Calibration) ระหว่างระบบพิกัดของหน้าจอ มอนิเตอร์และระบบพิกัดของหุ่นยนต์ก่อนนำมาใช้งาน โดยได้กำหนดให้พิกัดอ้างอิงที่ศูนย์ $\{0\}$ ของ

หุ่นยนต์มีแกน z_o พุ่งเข้าหาหน้าจอ มอนิเตอร์, แกน x_o อยู่ในแนวระดับและมีทิศทางเดียวกันกับแกน $Pixel_x$ ของหน้าจอแสดงผล และแกน y_o อยู่ในแนวตั้งและชี้ในทิศทางเดียวกันกับแกน $Pixel_y$ ของหน้าจอแสดงผลดังแสดงในรูปที่ 5 ทำให้ตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์ที่จะนำมาควบคุมตำแหน่งของเมาส์เหลือเพียงแค่ (x_{EE}^0, y_{EE}^0)



รูปที่ 4 ภาพการประยุกต์ใช้งานหุ่นยนต์ CUREs ร่วมกับโปรแกรมเกมคอมพิวเตอร์ที่มีอยู่แล้วในท้องตลาด

การแปลงระหว่างตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์กับตำแหน่งของเมาส์ที่อยู่บนหน้าจอสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (14) โดยที่ฝั่งซ้ายของสมการเป็นตำแหน่งเมาส์ในหน่วยพิกเซล โดยทั่วไปพิกเซลที่ $(0,0)$ จะเริ่มจากมุมซ้ายบนของหน้าจอแสดงผล ความกว้างของหน้าจอเท่ากับ w พิกเซล และความสูงของหน้าจอเท่ากับ h พิกเซล และตำแหน่งของเมาส์แทนด้วย $(x, y)_{\text{cursor}}$ พิกเซล และฝั่งขวาของสมการเป็นการแปลงตำแหน่งปลายแขนของหุ่นยนต์โดยใช้ตำแหน่ง (x_{EE}^0, y_{EE}^0) เมตร, ค่า S_x และ S_y เป็นค่าที่ได้จากการสอบเทียบระหว่างความละเอียดของหน้าจอจะแสดงผลกับพื้นที่ทำงานของแขนผู้ป่วยที่สวมกับแขนกลที่สามารถเคลื่อนที่ได้, ค่า c_x และ c_y เป็นค่าที่ได้จากการสอบเทียบตำแหน่งศูนย์กลางของหน้าจอแสดงผลและตำแหน่งศูนย์กลางของการเคลื่อนที่ของแขนของผู้ป่วยที่สวมกับแขนกล, ค่า $w/2$ และ $h/2$ เป็นค่าจุดศูนย์กลางของหน้าจอแสดงผล

การหาสมการพลศาสตร์ (Dynamic model) ของหุ่นยนต์ ซึ่งความผิดพลาดในสมการพลศาสตร์มีสาเหตุหลัก ๆ มาจาก น้ำหนักและตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของชิ้นงานที่ ออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ไม่ตรงกันกับชิ้นงานที่ ทำขึ้นจริง แต่อย่างไรก็ตามจากการทดลองพบว่า สมการ ทางพลศาสตร์ที่หาได้ค่อนข้างใกล้เคียงกับของจริง ซึ่ง พิจารณาได้จากเมื่อใช้ระบบควบคุมเพื่อชดเชยน้ำหนัก แล้วผู้สวมใส่ไม่รู้สึกถึงน้ำหนักแขนของหุ่นยนต์มากนักเมื่อ เทียบกับการไม่ใช้ระบบชดเชยน้ำหนักเลย, มีการ เคลื่อนที่ที่ราบเรียบ และไม่รู้สึกถึงแรงต้านที่ผิดปกติ นอกจากนี้ผู้วิจัยยังออกแบบให้มีการเพื่อน้ำหนักของแขน กลเล็กน้อยทำให้ในเวลาผู้สวมใส่ใช้งานจะรู้สึกสบายขึ้น เนื่องจากหุ่นยนต์ช่วยยกแขนด้วย

6. กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากเงินทุนวิจัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รหัสโครงการ IC-59-005-IC

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna and A. Sharon, "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I," IEEE Proc. Intl. Workshop on Robot and Human Communication, pp. 161-165, Sept. 1992.
- [2] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar, and M. van der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper limb motor function after stroke," Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 83, pp.952-959, 2002.
- [3] S.E. Fasoli, et al., "Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke" ; Arch. Of Phys. Med. & Rehabil, vol.84, pp.477-482, 2003.
- [4] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen and W. Harwin, "Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy – GENTLE/s Approach" Special Issue on Rehabilitation Robotics Journal of Autonomous Robots, 2003.
- [5] N.A. Bayona, J. Bitendky, K. Salter and R. Teasell, "The role of task-specific training in rehabilitation therapies," Top. Stroke Rehabil, vol. 12, no. 3, pp. 58-68, summer 2005.
- [6] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy and S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation." Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2014, 11:3.
- [7] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Ranekleiv, B.T. Volpe and N. Hogan, "Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy." Autonomous Robots 15, 2003.
- [8] C.G. Burgan, P.S. Lum, P.C. Shor and H.F. Machiel Van der Loos, "Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience." J. Rehabil. Res. Dev., Vol. 37, no. 6, pp. 663-673, 2000.
- [9] 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, 2003.

- [10] J.C. Perry, J. Rosen and S. Burns, “*Upper-Limb powered exoskeleton design.*” IEEE/ ASME Transactions on Mechatronics, 2007, 12(4), 408-417.
- [11] T. Nef and R. Riener, “ARMin – Design of a novel arm rehabilitation robot.” 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 – July 1, 2005, Chicago, IL, USA.
- [12] M. Mihelj, T. Nef, and R. Riener, “ARMin II – 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics.” IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 April, 2007.
- [13] T. Nef, M. Guidali and R. Riener, “ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation.” Applied Bionics and Biomechanics, Vol. 6, No. 2, June, 2009, 127-142.
- [14] S.J. Ball, I.E. Brown and S.H. Scott, “MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex.” IEEE/ASME International Conference on Advanced intelligent mechatronics, 4-7 Sept., 2007.
- [15] A. Sutapun and V. Sangveraphunsiri, “A 4-DOF upper limb exoskeleton for stroke rehabilitation: kinematics mechanics and control,” *International of Mechanical Engineering and Robotics Research*, vol. 4, no. 3, 2015, pp.269-272.
- [16] D. GijBels, L. Lamers, L. Kerkhofs, G. Alders, E. Knippenberg and P. Feys, “The Arneo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: a pilot study.” J Neuroeng Rehabil, vol. 8, no. 5, 2011.
- [17] L. Marchal-Crespo and D.J. Reinkensmeyer, “*Review of control Strategies for robotic movement training after neurologic injury.*” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2009, 6:20.
- [18] A. Sutapun. and V. Sangveraphunsiri, “Dexterity measures for 4DOF Exoskeleton Robot,” *Applied Mechanics and Materials*, vol. 619, 2014, pp. 214 – 218.
- [19] W. Kitisomprayoonkul, P. Bhodhiassana and V. Sangveraphunsiri, “Upper Extremity Training with CUREs Robot in Subacute Stroke: A Pilot Study,” *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, pp. 317-322, 2016.
- [20] J. J. Craig, “Introduction to Robotics: mechanics and control 3rd edition.” Pearson Education Inc., USA, 2005.
- [21] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani and G. Oriolo, “Robotics: modeling, planning and control.” Springer-Verlag London Limited, London, 2009.
- [22] S.B. Niku, “Introduction to robotics: analysis, control, Applications – 2nd edition.” John Wiley & Sons Inc., USA, 2011.
- [23] วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ, อานันท์ สุตาพันธ์, ระบบหุ่นยนต์สำหรับสวมใส่ที่แขนแบบโครงร่าง 4 ข้อต่อที่มีชุดขดเชยน้ำหนัก, คำขอสิทธิบัตรเลขที่ 1601003553, 2559.