

การออกแบบและทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง ชนิดพาสซีฟสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่า

Design and Testing the Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation

Received : March 10, 2023

Revised : April 19, 2023

Accepted : April 24, 2023

ยุทธชัย เกี้ยวสันเทียะ, วศ.ด. (Yuttachai Keawsuntia, Ph.D.)^{1*}

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: อุปกรณ์เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟถูกใช้เพื่อเพิ่มการเคลื่อนไหวของข้อเข่าหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมทั้งหมด เนื่องจากการเคลื่อนไหวข้อเข่าที่ถูกจำกัดส่งผลต่อการทำกิจกรรมต่างๆ ดังนั้นงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ ออกแบบ สร้าง และทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่าหลังการผ่าตัด โดยใช้กลไกก้านต่อโยงแบบข้อเหวี่ยงแทนการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเนื่องจากมีช่วงการเคลื่อนที่คล้ายกับการเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในระหว่างการทำกิจวัตรประจำวัน

วิธีการวิจัย: เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้มีส่วนประกอบคือ สเต็ปมอเตอร์กระแสตรงขนาด 5.4 V 1.5 A ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ ชุดขับเคลื่อนมอเตอร์ กลไกก้านต่อโยงแบบข้อเหวี่ยง และบอลสกรู โดยบอลสกรูที่ใช้มีระยะพิทช์ 0.01 เมตร ยาว 0.5 เมตร ถูกขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์ ส่วนมอเตอร์จะได้รับคำสั่งการทำงานจากบอร์ดขับเคลื่อนและบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องนี้ทำงานโดยการยึดและงอข้อเข่าที่มุม 0 ถึง 90 องศา ที่ความเร็ว 5, 6 และ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที เครื่องวัดมุมโกนิโอมิเตอร์แบบดิจิทัลถูกติดตั้งที่จุดหมุนบนกลไกก้านต่อโยงสำหรับวัดค่ามุมที่ก้านต่อโยงเคลื่อนที่ได้เทียบกับมุมที่ตั้งไว้ เพื่อนำไปหาค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนการเคลื่อนที่ของมุมข้อเข่าและเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของความเร็วที่เครื่องทำงานได้

ผลการวิจัย: จากการทดสอบพบว่าเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟที่สร้างขึ้นสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์ โดยสามารถเคลื่อนที่ตามมุมและความเร็วที่ตั้งไว้ได้อย่างถูกต้อง ซึ่งเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมการเคลื่อนที่และความเร็วอยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 2.70 เปอร์เซ็นต์ และ 0.20 ถึง 1.60 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ

คำสำคัญ: เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟ, การรักษาโรคข้อเข่าเสื่อม, สเต็ปมอเตอร์

¹อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยวงษ์ชวลิตกุล จังหวัดนครราชสีมา

(Lecturer of Mechanical Engineering Department, Faculty of Engineering, Vongchavalitkul University,

Nakhon Ratchasima Province)

*ผู้เขียนหลัก (Corresponding author)

E-mail: yuttachai_kea@vu.ac.th

ปีที่ 36 ฉบับที่ 1 มกราคม-มิถุนายน 2566

Vol. 36 No. 1 January-June 2023

Abstract

Objective: The continuous passive motion device is used to increase knee range of motion after a total knee arthroplasty. Since the restricted range of motion affects functional activities, this research work aimed to the design, construct and test the continuous passive motion device for knee rehabilitation after surgery. The chosen design incorporates a slider crank linkage mechanism as it offers a range of motion similar to the natural variation of the knee angle during activities in daily life.

Methods: The continuous passive motion device in this research consisted of a 5.4 V 1.4 A DC step motor, a microcontroller, a motor driver, a slider crank linkage mechanism part, and a ball screw. A ball screw with a pitch of 0.01 m and 0.5 m length was driven by motor. The motor was commanded from motor driver controller and micro controller. The device enabled extension and flexion of the knee joint within the range of motion from 0 degree to 90 degree at speeds of 5, 6, and 7 mm/s. The digital goniometer was installed on the pivot joint on the linkage mechanism to measure the knee angle movement compared with the predetermined angle movement at that angle to find the percentage of error of the knee angle movement.

Results: From the test, it was found that the continuous passive motion device can function as intended and it was able to move according to the preset angle and speed accurately. The percentage of error of the movement and velocity were in between 0.05 to 2.70 percentages and 0.20 to 1.60 percentages, respectively.

Keyword: Continuous passive motion device, Knee rehabilitation, Step motor

1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคข้อเสื่อมเป็นโรคที่พบบ่อยในผู้สูงอายุ เริ่มพบได้ตั้งแต่อายุ 45 ปีขึ้นไป ในประเทศไทย พบว่ามีผู้ป่วยด้วยภาวะข้อเข่าเสื่อม (OA knee) เป็นจำนวนมากถือเป็นอันดับต้นๆ ของภาวะข้อเสื่อมทั้งหมด จากสถิติของมูลนิธิโรคข้อแห่ง ประเทศไทย พบว่าคนไทยมีอาการข้อเข่าเสื่อมมากกว่า 6 ล้านคน (นงพิมพ์ นิมิตอนันท์, 2557) และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง อาการหลักๆ ของโรคข้อเข่าเสื่อม คือ ปวด ช่วงการเคลื่อนไหว

ของข้อเข่าลดลง กล้ามเนื้ออ่อนแรงและนำไปสู่ การไม่สามารถดำเนินชีวิตประจำวันได้ตามปกติ หากผู้ป่วยมีอาการไม่ดีขึ้นแพทย์จะพิจารณาให้การรักษาด้วยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Total knee arthroplasty) ซึ่งหลังการผ่าตัดแพทย์จะให้ผู้ป่วยทำกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูข้อเข่าเทียม เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง (Continuous Passive Motion, CPM) เป็นเครื่องมือ กายภาพบำบัดที่ใช้ในการฟื้นฟูสภาพข้อเข่าหลัง การผ่าตัดที่มีประสิทธิภาพ ช่วยป้องกันการยึดติดกัน

ระหว่างกล้ามเนื้อและผิวหนังบริเวณแผลผ่าตัดทำให้ช่วยลดเวลาการพักฟื้นของผู้ป่วยได้ (Yang, Li, Wang & Wang, 2019) ปัจจุบันมีกลุ่มนักวิจัยทั้งในและต่างประเทศได้พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง เช่นกลุ่มนักวิจัยจากประเทศไต้หวัน โดย Ho & Chen (2006) ได้พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่มีการทำงานได้ทั้งในโหมด Continuous Passive Motion (CPM) และโหมด Continuous Active Motion (CAM) อยู่ในเครื่องเดียวกัน คือมีการออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างต่อเนื่องโดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องออกแรง ทั้งการยืดและการงอ การเพิ่ม CAM เข้าไปใน CPM เพื่อต้องการให้ผู้ป่วยได้มีการออกแรงในการยืดขาได้ด้วยตัวเอง มีการควบคุมการทำงานโดยคอมพิวเตอร์ มีการเชื่อมต่อ LAN และ Internet มีการควบคุมการปฏิบัติงานผ่าน Network แต่มีตัวเครื่องขนาดใหญ่และต้นทุนสูง สำหรับประเทศอิหร่าน Golgouneh, Bamshad, Tarvirdizadeh & Tajdari (2016) ได้สร้างและทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่สามารถหมุนได้ตั้งแต่ช่วง -15 ถึง 120 องศา ด้วยความเร็ว 0.1 ถึง 1 องศาต่อวินาที ควบคุมการทำงานผ่านแอปพลิเคชัน Android บนโทรศัพท์มือถือ สำหรับประเทศไทยได้มีการพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องเช่นกัน โดยจิตาภา รัตนโรจน์พันธ์ (2556) ได้พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องด้วยการควบคุมแบบหน้าจอสัมผัส ตัวเครื่องสามารถตั้งโปรแกรมการรักษาเช่นตั้งเวลาในการใช้งาน ตั้งความเร็วและมุมการเคลื่อนไหวได้จากรีโมทคอนโทรล ในปี พ.ศ. 2558 พงษ์สุข ธราพงษ์พันธ์ และ สุเมธ อ่ำชิต (2558) ได้พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

ควบคุมการทำงานของเครื่องซึ่งเครื่องสามารถปรับองศาการยืด-งอข้อเข่าในช่วง 0-120 องศา ต่อมาในปี พ.ศ. 2563 คมสันต์ มุ่ยสี, กฤษณะ จันทสิทธิ์, และศรายุทธ์ จิตรพัฒนา (2563) ได้พัฒนาอุปกรณ์ช่วยการเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกโดยใช้เทคนิคการควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงด้วยพีซีล่อจิก ในส่วนของราคานั้นเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องที่ขายในปัจจุบันมีราคาประมาณ 250,000 ถึง 300,000 บาท (โรงพยาบาลร้อยเอ็ด, 2563) ซึ่งเป็นราคาที่สูงมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้มีความคิดที่จะพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องโดยให้มีโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อน มีประสิทธิภาพในการทำงานที่ดี มีการทำงานครอบคลุมการฟื้นฟูสภาพข้อเข่าและมีราคาถูกลงโดยมุ่งเน้นที่จะศึกษาความถูกต้องของมุมการเคลื่อนที่กลไกข้อเข่าและความเร็วที่เครื่อง CPM เทียบกับค่ามุมการเคลื่อนที่และความเร็วที่ตั้งไว้ เพื่อนำไปหาค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง

2. วัตถุประสงค์การวิจัย

เพื่อศึกษา ออกแบบ สร้าง และทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟ เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมการเคลื่อนที่และความเร็วในการทำงานของเครื่อง CPM

3. ขอบเขตการศึกษา

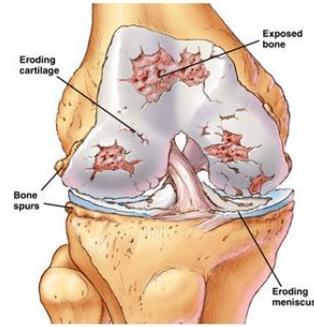
- 3.1 การทดสอบมุมการเคลื่อนที่ได้ทดสอบที่มุมระหว่าง 0 ถึง 90 องศา
- 3.2 เครื่องสามารถปรับขนาดตามความยาวขาของผู้ป่วยที่มีความสูง 130 ถึง 190 เซนติเมตร
- 3.3 การทดสอบได้ทำการทดสอบที่ความเร็ว 3 ระดับคือ 5, 6 และ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที

4. วิธีดำเนินการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ ได้เริ่มจากการศึกษาข้อมูลต่างๆ ได้แก่ กลไกการเกิดข้อเข่าเสื่อม การรักษาข้อเข่าเสื่อม กลไกก้านต่อโยงแบบข้อเหวี่ยงเพื่อนำไปใช้ในการออกแบบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง รวมถึงระบบควบคุมการทำงานของสแต็ปมอเตอร์ด้วยชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นได้ทำการออกแบบ สร้างและทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง โดยมีรายละเอียดดังนี้

4.1 การศึกษาเอกสารที่เกี่ยวข้อง

4.1.1 กลไกการเกิดข้อเข่าเสื่อม (สำนักการแพทย์ กรุงเทพมหานคร, 2564) กลไกที่ทำให้เกิดข้อเข่าเสื่อมนั้นเกิดจากการที่กระดูกอ่อนของข้อเข่า (Cartilage) มีการเสื่อมสภาพ ทำให้กระดูกอ่อนไม่สามารถรองรับน้ำหนักได้และมีการสูญเสียน้ำหล่อเลี้ยงเข่า เมื่อมีการเคลื่อนไหวของเข่าก็จะเกิดการเสียดสีและเกิดการสึกหรอของกระดูกอ่อน (Eroding cartilage) เมื่อเกิดการเสื่อมสภาพจนเห็นเนื้อกระดูกใต้กระดูกอ่อน (Exposed bone) ร่วมกับหมอนรองกระดูกข้อเข่าสึกกร่อน (Eroding meniscus) ใต้บริเวณกระดูกอ่อน ทำให้มีการสร้างกระดูกใหม่ซึ่งมีลักษณะขรุขระเหมือนเตี้ยกระดูก (Bone spur) ขึ้นบริเวณขอบของข้อดังแสดงในรูปที่ 1 เป็นผลให้เกิดการอักเสบขึ้น เนื่องจากผิวกระดูกไม่มีกระดูกอ่อนปกคลุมจึงเกิดแรงเสียดสีภายในข้อเข่าขณะเคลื่อนไหวข้อทำให้เกิดอาการเจ็บปวดข้อเข่า หากข้อเข่าที่เสื่อมมีการอักเสบก็จะมีการสร้างน้ำข้อเข่าเพิ่มขึ้น ทำให้เกิดอาการบวม ตึงและปวดข้อเข่า เมื่อมีการเสื่อมของข้อเข่ามากขึ้น ข้อเข่าก็จะมีอาการโง้งงอ ทำให้เกิดอาการปวดเข่าทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหว



รูปที่ 1 ลักษณะของข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis)
ที่มา : สำนักการแพทย์ กรุงเทพมหานคร (2564)

ขวัญสุวิทย์ อภิจันทร์เมธากุล, สุวรรณิ สร้อยสงค์, และ บุศริน เอี้ยวสีหยก (2561) ได้แบ่งความรุนแรงของโรคข้อเข่าเสื่อมออกเป็น 4 ระยะ ดังนี้ ระยะที่ 1 ข้อเข่าเสื่อมระยะเริ่มแรก (Minor osteoarthritis of knee) คือมีการสูญเสียกระดูกอ่อนที่ผิวข้อเล็กน้อย (Slightly damage) ในระยะนี้ผู้ป่วยยังไม่รู้สึกปวดข้อ แต่อาจมีอาการตึงที่ข้อเข่าเมื่อมีการเปลี่ยนท่าทาง ระยะที่ 2 ข้อเข่าเสื่อมเล็กน้อย (Mild osteoarthritis of knee) คือกระดูกอ่อนผิวข้อมีการสึกกร่อนและบางลง มีกระดูกงอกเป็นปุ่มๆ ที่ขอบของข้อ ช่องว่างระหว่างกระดูกข้อเข่ายังเหมือนปกติ ในระยะนี้ผู้ป่วยมีอาการปวดข้อเล็กน้อยและมีเสียงในข้อเข่า ระยะที่ 3 ข้อเข่าเสื่อมปานกลาง (Moderate osteoarthritis of knee) คือกระดูกอ่อนที่ผิวข้อสึกกร่อน และเกิดกระดูกงอกมากขึ้น ช่องว่างระหว่างกระดูกข้อเข่าแคบลง กระดูกข้อเข่ามีการเสียดสีกัน และมีการอักเสบของข้อและเนื้อเยื่อรอบๆ ข้อ ทำให้มีการผลิตน้ำในข้อเข่ามากขึ้น ข้อเข่าจะบวม ในระยะนี้เมื่อผู้ป่วยทำกิจวัตรประจำวันจะมีอาการปวดข้อเข่า ข้อติดขัด และมีอาการขัดข้อเข่าขณะเดิน ระยะที่ 4 ข้อเข่าเสื่อมรุนแรง (Severe osteoarthritis of knee) หรือข้อเข่าเสื่อมระยะสุดท้าย กระดูกอ่อนจะเกิดผิวข้อ

สี่กร่อนถึงร้อยละ 60 มีการอักเสบของข้ออย่าง ต่อเนื่อง และน้ำในข้อมีปริมาณลดลง ทำให้ข้อเกิดการเสียดสีกันมากขึ้น ในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการปวดเข่ามาก ข้อเข่าผิดรูป คือมีลักษณะเข่าโก่ง เข่าแอ่น หรือเข่าชนกัน ข้อเข่าหลวมมากขึ้น ทำให้ผู้ป่วยยืนหรือเดินลำบาก มีการจำกัดการเคลื่อนไหวทั้งการงอและการเหยียด กำลังกล้ามเนื้อรอบเข่าจะอ่อนแรงทำให้ผู้ป่วยเกิดการหกล้มได้ง่าย

4.1.2 การรักษาโรคข้อเข่าเสื่อม

ณัฐสุรางค์ บุญจันทร์ (2552) ได้อธิบายวิธีการรักษาไว้ 3 วิธี ดังนี้ 1) การรักษาด้วยวิธีประคับประคอง (Conservative treatment) หรือการรักษาโดยไม่ใช้ยา (Non-pharmacological treatment) 2) การรักษาด้วยการใช้ยา (Pharmacological treatment) และ 3) การใช้วิธีผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า (Knee replacement surgery or arthroplasty) เป็นวิธีการรักษาผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมระดับรุนแรง ระยะสุดท้ายที่ได้รับการรักษาด้วยการใช้ยาหรือ

การรักษาด้วยวิธีประคับประคองแล้วไม่ได้ผล การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนผิวข้อเข่าทั้งหมด (Total knee arthroplasty : TKA) ผู้ป่วยสามารถใช้งานข้อเข่าเทียมได้ 10 ถึง 20 ปี และผู้ที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ามากกว่า 55,000 คน มีเพียง 3.9% เท่านั้นที่จำเป็นต้องเข้ารับการผ่าตัดแก้ไขในช่วง 10 ปีหลังการผ่าตัด (กฤษภมล สิทธิกุล, 2564) เมื่อผ่าตัดแล้วผู้ป่วยจำเป็นต้องทำกายภาพบำบัดเพื่อไม่ให้เกิดพังผืดบริเวณผ่าตัด ดังนั้นการใช้เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง (Continuous passive motion; CPM) จึงเป็นหนึ่งในวิธีการบำบัดที่มีประสิทธิภาพโดยหลังการผ่าตัดข้อเข่าเสื่อมที่อยู่ในขั้นรุนแรงเพื่อช่วยฟื้นฟูข้อเข่าให้เร็วขึ้นโดยเฉพาะการเคลื่อนไหวของมุมงอของข้อเข่ากลับสู่สภาวะปกติและยังช่วยลดภาวะแทรกซ้อนหลังการผ่าตัดได้ (กรดา ผึ้งผาย และคณะ, 2562) มุมงอของข้อเข่าที่เหมาะสมสำหรับบุคคลทั่วไปสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 1

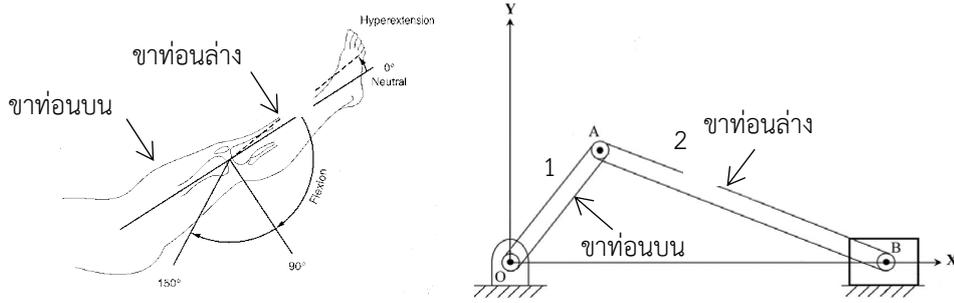
ตารางที่ 1 มุมข้อเข่าในกิจกรรมต่างๆ (กัตติกา ภูมิพิทักษ์กุล, 2535)

กิจกรรม	Flexion	กิจกรรม	Flexion	กิจกรรม	Flexion
เดินช้า	0-6°	วิ่ง	18-30°	นั่งเก้าอี้	93°
เดินสบาย	6-12°	ขึ้นบันได	83°	ผูกเชือกรองเท้า	106°
เดินเร็ว	12-18°	ลงบันได	90°	ก้มยกของ	117°

4.1.3 การออกแบบเครื่องช่วย

การเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง ในการศึกษานี้ได้เลือกใช้กลไกก้านต่อโยงแบบข้อเหวี่ยง (Slider crank) เนื่องจากกลไกแบบนี้สามารถปรับให้มีความสอดคล้องคล้ายกับการเคลื่อนที่ของข้อเข่า และสามารถเลื่อนตำแหน่งพร้อมกันกับหมุนตามไป

ด้วยกันได้ ซึ่งมีลักษณะการเคลื่อนที่แบบเดียวกันกับข้อเข่าคือมีลักษณะยืดข้อเข่า (Extension) และงอข้อเข่า (Flexion) ลักษณะก้านต่อโยงแบบกลไกข้อเหวี่ยงจะมีก้านต่อโยง 2 ชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 2 ซึ่งก้านที่ 1 แทนขาท่อนบนและก้านที่ 2 แทนขาท่อนล่าง



รูปที่ 2 การเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ของข้อเข่ากับกลไกก้านต่อโยงแบบข้อเหวี่ยง

ที่มา : Luttgens, K. & Hamilton, N. (1997).

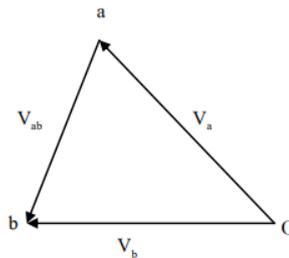
การหาอัตราเร็วเชิงเส้นเมื่อรู้ความเร็วเชิงมุม สามารถหาได้จากสมการที่ 1

$$V_a = \omega_{max} \times r_{av} \quad \dots\dots(1)$$

- เมื่อ r_{av} คือ รัศมีการหมุนหาได้จากความยาวเฉลี่ยของความยาวขา (m)
- V_a คือ อัตราเร็วเชิงเส้นที่ก้านต่อโยง OA (m/s)
- ω_{max} คือ อัตราเร็วเชิงมุมที่มากที่สุดของการเคลื่อนที่ของก้านต่อโยง OA (rad/s)

ขั้นตอนการแก้สมการเวกเตอร์ด้วยการเขียนรูปเวกเตอร์ความเร็ว ดังรูปที่ 3 มีขั้นตอนดังนี้ 1) ลากเส้นความเร็ว oa ให้ตั้งฉากกับก้านต่อโยง OA และมีความยาวเท่ากับขนาดของ V_a

2) ลากเส้นความเร็ว ob ในแนวการเคลื่อนที่ของวัตถุ B 3) ลากเส้นความเร็ว ab ให้ตั้งฉากกับก้านต่อโยง AB ตัดเส้นความเร็ว ob ที่ตำแหน่ง b ทำให้ได้ขนาดและทิศทางของความเร็ว V_b



รูปที่ 3 แผนภาพความเร็ว

ที่มา : จิตภา รัตนโรจน์พันธ์ (2556)

จิตภา รัตนโรจน์พันธ์ (2556) ได้นำเสนอการหาความยาวของขาช่วงบนตั้งแต่ข้อเท้าถึงช่วงเอว และความยาวของขาช่วงล่างตั้งแต่ข้อเท้าถึงหัวเข่าตามความสูงของคนดังแสดงใน

สมการที่ 2 และสมการที่ 3 เพื่อนำไปใช้ในการออกแบบอุปกรณ์ช่วยการเคลื่อนไหวของข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง สำหรับบุคคลที่มีความสูงตั้งแต่ 130 ถึง 190 เซนติเมตร

$$\text{ความยาวขาตอนบน} = (0.530 \times H) - (0.039 \times H) \quad \dots\dots(2)$$

$$\text{ความยาวขาตอนล่าง} = (0.285 \times H) - (0.039 \times H) \quad \dots\dots(3)$$

เมื่อแทนค่าความสูง H เท่ากับ 1.30 เมตร และ 1.90 เมตร ในสมการที่ 2 จะทำให้ได้ ความยาวขาที่นอนบน 0.638 เมตร และ 0.933 เมตร ตามลำดับ และเมื่อแทนค่า H ลงในสมการที่ 3 จะได้ความยาวขาที่นอนล่างเท่ากับ 0.319 เมตร และ 0.467 เมตร ตามลำดับ ซึ่งทำให้ได้ค่าเฉลี่ย

$$T = \frac{FP_B}{2\pi\eta} \dots\dots(4)$$

เมื่อ T คือ แรงบิด (Nm), F คือ แรงที่กระทำนอก (N), P_B คือ ระยะพิทช์ของ บอลสกรู (m) และ η คือ ประสิทธิภาพของ บอลสกรู

$$\epsilon = \frac{|E - S|}{S} \times 100 \dots\dots(5)$$

เมื่อ ε คือ ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน, E คือค่าที่วัดได้จากการทดสอบ และ S คือค่าที่ตั้งไว้

4.2 การออกแบบและคำนวณ

4.2.1 ในการออกแบบได้ใช้ค่ามุมการ เคลื่อนที่ที่มากที่สุดจากตารางที่ 1 คือประมาณ 120 องศาต่อวินาที ซึ่งทำให้ได้ค่าอัตราเร็วเชิงมุมที่มากที่สุด (ω_{max}) คือ 0.0345 เรเดียนต่อวินาที เมื่อ แทนค่าในสมการที่ 1 โดยค่าเฉลี่ยความยาวขาเท่ากับ 0.59 เมตร ทำให้ได้ความเร็ว V_a เท่ากับ 0.02 เมตร ต่อวินาที เมื่อนำค่า V_a ที่ได้ไปเขียนแผนภาพ ความเร็วตามขั้นตอนการเขียนแผนภาพเวกเตอร์ ความเร็วจะได้ความเร็ว V_B หรือความเร็วเชิงเส้นของ บอลสกรูที่เคลื่อนที่เท่ากับ 0.007 เมตรต่อวินาที

4.2.2 การหาขนาดแรงบิดของ สเต็ปมอเตอร์ ได้ใช้สมการที่ 4 เมื่อกำหนดให้ น้ำหนักของขาที่วางบนเครื่องมีน้ำหนักประมาณ 20 กิโลกรัม หรือ 196.2 นิวตัน ระยะพิทช์ของบอลสกรู เท่ากับ 0.01 เมตร และประสิทธิภาพของบอลสกรู เท่ากับ 0.9 ทำให้ได้แรงบิดที่สเต็ปมอเตอร์ใช้ขับ

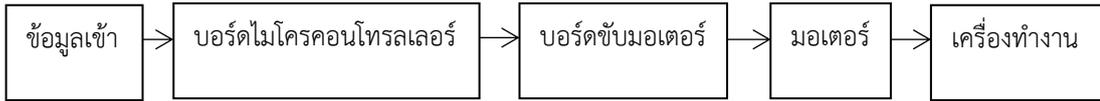
ความยาวขาสำหรับคนที่มีความสูง 1.90 เมตร เท่ากับ 0.701 เมตร และค่าเฉลี่ยความยาวขาสำหรับ คนที่มีความสูง 1.30 เมตร เท่ากับ 0.479 เมตร

การหาขนาดของสเต็ปมอเตอร์ เพื่อ ใช้ขับบอลสกรู จำเป็นต้องหาแรงบิดโหลดที่ใช้ใน การเร่งหรือหน่วงเพื่อให้เครื่องมีการเคลื่อนที่ด้วย ความเร็วที่ต้องการ ซึ่งสามารถได้จากสมการที่ 4

การคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ความ คลาดเคลื่อน สามารถหาได้จากสมการที่ 5

บอลสกรูเท่ากับ 0.347 Nm ดังนั้นในการสร้าง เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อต่อเนื่องจึงได้ เลือกใช้สเต็ปมอเตอร์ขนาด 5.4 V 1.5 A เป็น อุปกรณ์ส่งกำลัง โดยให้ค่าแรงบิดมากกว่า 0.882 Nm (Vexta, 2022) ซึ่งสูงกว่าแรงบิดที่ใช้ขับบอล สกรู และตั้งความเร็วในการทดสอบไม่เกิน 0.007 เมตรต่อวินาที

4.2.3 การออกแบบระบบควบคุม การทำงานของอุปกรณ์ การทำงานของเครื่องช่วย การเคลื่อนไหวข้อต่อเนื่องนี้มีด้วยกัน 3 ส่วน คือ ส่วนที่ 1 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่รับ สัญญาณจากอินพุตแล้วทำการประมวลผลส่งข้อมูล ออกไปควบคุมอุปกรณ์เอาต์พุต ส่วนที่ 2 บอร์ดขับ มอเตอร์ ทำหน้าที่ควบคุมทิศทาง การหมุนและ ความเร็วของมอเตอร์ โดยรับ ข้อมูล จาก ไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนที่ 3 มอเตอร์ ทำหน้าที่ ขับเคลื่อนกลไกให้เกิดการเคลื่อนที่ ดังแสดงในรูปที่ 4



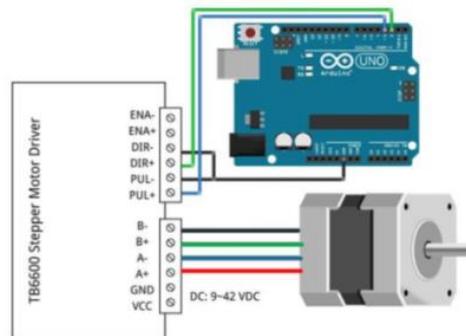
รูปที่ 4 แผนภาพการทำงานของระบบควบคุมเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวจับเข้าอย่างต่อเนื่อง

การทำงานของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์และบอร์ดขับมอเตอร์ มีดังนี้

1) บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ การทำงานของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้บอร์ด Arduino Uno R3 มีส่วนที่เชื่อมต่อกับ USB Port ใช้สำหรับเชื่อมต่อกับ Computer เพื่อใช้ในการอัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU โดยรับสัญญาณ Input เข้ามาประมวลผลแล้วจะส่งออกไปยังบอร์ดขับมอเตอร์ที่ขา DIR+/PUL+

2) บอร์ดขับมอเตอร์ การควบคุมการหมุนและความเร็วของมอเตอร์ ทำโดยการป้อนสัญญาณควบคุมจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังบอร์ดขับมอเตอร์ดังแสดงในรูปที่ 5 โดยหากจะควบคุมทิศทางการหมุนของ

มอเตอร์และควบคุมความเร็วของมอเตอร์สามารถทำได้โดยผ่านสัญญาณมอเตอร์ที่ขา DIR+/PUL+ ไปยังขา 2 และขา 3 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตามลำดับ จากนั้นทำการต่อขาจาก DIR-/PUL- ไปที่ตำแหน่ง GND ของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อีกครั้งหนึ่งเพื่อให้กระแสไฟฟ้าไหลครบวงจร ซึ่งการขับมอเตอร์ด้วยคำสั่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นต้องใช้บอร์ดขับมอเตอร์แยกจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์และใช้ไฟเลี้ยงบอร์ดขับมอเตอร์แยกจากไฟเลี้ยงบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่ได้ถูกออกแบบมาให้สามารถจ่ายกระแสสูงๆ สำหรับการทำงานของมอเตอร์ได้



รูปที่ 5 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับบอร์ดขับเคลื่อนมอเตอร์
ที่มา : <https://www.modulemore.com/product/1246> (2565)

การใช้สเต็ปมอเตอร์ในการขับเคลื่อนบอลสกรู ตัวมอเตอร์จะได้รับข้อมูลอินพุตจากบอร์ดขับมอเตอร์ซึ่งทำหน้าที่ควบคุมมอเตอร์และบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะมาควบคุมบอร์ดขับอีกครั้งหนึ่ง ซึ่งการสั่งการควบคุม

ได้เขียนโค้ดเพื่อประกาศคำสั่งลงบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้โปรแกรม Arduino IDE ซึ่งการเขียนโปรแกรม Arduino IDE บังคับการทำงานของมอเตอร์ มี 3 ส่วนคือ ส่วนที่ 1 การตั้งค่าตอนเริ่มต้นทำงาน เป็นการประกาศตัวแปรที่เป็นจำนวนเต็มซึ่งเป็นตัวแปรที่ประกาศลงไป และ

ในส่วนที่เป็น void setup เป็นฟังก์ชันใช้ในการประกาศค่าเริ่มต้นเป็นตำแหน่งพอร์ตที่ใช้งานว่า ควรจะมีค่า input หรือ output กำหนดขึ้นเพื่อให้โปรแกรมทราบว่าค่าควรจะมี input เข้าหรือ output ออก ดังแสดงในรูปที่ 6 ส่วนที่ 2 การเขียนฟังก์ชันโดยใช้โปรแกรมการทำงานของฟังก์ชันการวนลูปไปเรื่อยๆ ภายในฟังก์ชันจะมีโปรแกรมเพื่อ

```

File Edit Sketch Tools Help
limit_switch5555555
#include <Stepper.h>

int PUL = 3; //define Pulse pin
int DIR = 2; //define Direction pin
int LIMIT = 12;
int LIMIT2 = 13;
int LIMIT3 = 1; //define limit switch pin
int SENSOR_UP = 7;
int SENSOR_DOWN = 8;

void setup() {
  pinMode (PUL, OUTPUT);
  pinMode (DIR, OUTPUT);
  pinMode (LIMIT, INPUT_PULLUP);
  pinMode (LIMIT2, INPUT_PULLUP);
  pinMode (LIMIT3, INPUT_PULLUP);
  pinMode (SENSOR_UP, INPUT);
  pinMode (SENSOR_DOWN, INPUT);
}
    
```

รูปที่ 6 การตั้งค่าตอนเริ่มต้นทำงาน

รับค่าจากพอร์ตมาประมวลผลแล้วส่งเอาต์พุตออก ชาติต่างๆ เพื่อควบคุมการทำงานของบอร์ด ดังแสดง ในรูปที่ 7 และรูปที่ 8 ในส่วนที่ 3 คือคำสั่ง digitalWrite (x,y) เพื่อกำหนดการทำงานของ pin ที่ต้องการใช้งานให้มีสถานะลอจิกเป็น 1 หรือ 0 สำหรับกำหนดใช้งานเพื่อที่จะจ่ายหรือไม่ จ่ายแรงดันเข้า

```

File Edit Sketch Tools Help
limit_switch5555555
}

void loop() {
  if (digitalRead(LIMIT) == LOW) {
    MOVE(70);
  } else if (digitalRead(LIMIT2) == LOW) {
    MOVE(60);
  } else if (digitalRead(LIMIT3) == LOW) {
    MOVE(45);
  }
}

void MOVE(int speed) {
  while (true) {
    }
}
    
```

รูปที่ 7 โปรแกรมการทำงานของฟังก์ชันการวนลูป

```

File Edit Sketch Tools Help
limit_switch5555555
void MOVE(int speed) {
  while (true) {
    FORWARD(speed);
    if (digitalRead(SENSOR_UP) == LOW) {
      break;
    }
  }
  while (true) {
    BACKWARD(speed);
    if (digitalRead(SENSOR_DOWN) == LOW) {
      break;
    }
  }
}

void FORWARD(int speed) {
  digitalWrite(DIR, HIGH);
  digitalWrite(PUL, HIGH);
  delayMicroseconds(speed);
  digitalWrite(PUL, LOW);
}

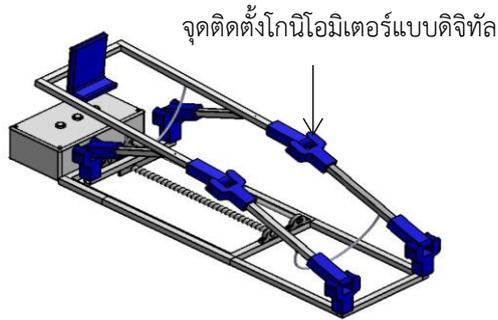
void BACKWARD(int speed) {
  digitalWrite(DIR, LOW);
  digitalWrite(PUL, HIGH);
  delayMicroseconds(speed);
  digitalWrite(PUL, LOW);
}
    
```

รูปที่ 8 โปรแกรมการทำงานของฟังก์ชันการวนลูป (ต่อ) และการกำหนดการทำงานของ pin

4.3 อุปกรณ์และวิธีการทดสอบ

เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข้า อย่างต่อเนื่องที่สร้างขึ้นได้แสดงดังรูปที่ 9 มี สเต็ปมอเตอร์กระแสตรงขนาด 5.4 V 1.5 A เป็นต้น กำลังในการขับเคลื่อนบอลสกรู โดยบอลสกรูที่ใช้มีความยาว 50 เซนติเมตร ระยะพิทช์ 0.01 เมตร และ ส่วนของกลไกกันต่อโยงออกแบบให้มีความยาว

สัมพันธ์กับขาผู้ใช้งาน ซึ่งส่วนที่ติดกับขาด้านใน ของผู้ใช้งานมีขนาด 35 เซนติเมตร และส่วนที่ติด กับปลายขามีขนาด 40 เซนติเมตร เครื่องช่วยการ เคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องนี้ทำงานโดยการยึดและงอ ข้อเข้าที่มุม 0 ถึง 90 องศา ซึ่งวัดค่ามุมการ เคลื่อนที่ได้จากเครื่องวัดมุมโกนิโอมิเตอร์และ สามารถปรับความเร็วได้ 3 ระดับ คือ 5, 6 และ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที



รูปที่ 9 เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่องที่สร้างขึ้น

การทดสอบมุมการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่องที่ความเร็วแต่ละระดับ มีขั้นตอนดังนี้

1) เลื่อนตำแหน่งของเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่องไปที่ตำแหน่งเริ่มต้น 0 องศา

2) ตั้งค่าการทำงานของเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่องให้เคลื่อนที่จาก 0 องศา ไปมุมที่ตั้งไว้คือ 10 องศา ทำการทดสอบที่ความเร็ว 5, 6 และ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที ตามลำดับ โดยทำซ้ำอย่างละ 20 ครั้ง ทำการวัดระยะทางที่บอลสกรูเคลื่อนที่และจับเวลาเพื่อหาความเร็วในการเคลื่อนที่ รวมถึงอ่านค่ามุมที่กลไกเคลื่อนที่ได้จากการทดสอบด้วยอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์เทียบกับมุมที่กำหนดไว้ เพื่อทำการหาค่าเฉลี่ยและค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนตามสมการที่ 5

3) ทำการทดสอบที่มุมการเคลื่อนที่ 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 องศา

5. ผลการทดสอบและการอภิปรายผล

จากการทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่องอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟ เพื่อศึกษาความเร็วในการเคลื่อนที่ที่เทียบกับความเร็วที่ตั้งไว้ และมุมที่กลไกก้านต่อโยงเคลื่อนที่ได้เทียบกับค่ามุมองศาที่ตั้งไว้ โดยทดสอบที่เงื่อนไขต่างๆ อย่างละ 20 ครั้ง แล้วทำการหาค่าเฉลี่ย จากการทดสอบการเคลื่อนที่ที่มุม 10 องศา ถึง 90 องศา สามารถแสดงเวลาในการเคลื่อนที่ ความเร็วและค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของความเร็วในการเคลื่อนที่ที่ระดับความเร็วต่างๆ ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 เวลาในการเคลื่อนที่ ความเร็วและค่าความคลาดเคลื่อนความเร็วในการเคลื่อนที่

องศา	S	t1	t2	t3	V1	V2	V3	E1	E2	E3
10	0.016	3.19	2.67	2.28	5.01	5.99	7.01	0.20	0.17	0.14
20	0.035	7.09	5.82	4.95	4.94	6.01	7.07	1.20	0.17	1.00
30	0.060	12.10	10.15	8.45	4.96	5.91	7.10	0.80	1.50	1.43
40	0.089	17.82	14.65	12.61	4.99	6.07	7.05	0.20	1.17	0.71
50	0.125	25.25	21.02	17.94	4.95	5.95	6.97	1.00	0.83	0.43

ตารางที่ 2 เวลาในการเคลื่อนที่ ความเร็วและค่าความคลาดเคลื่อนความเร็วในการเคลื่อนที่ (ต่อ)

องศา	S	t1	t2	t3	V1	V2	V3	E1	E2	E3
60	0.162	32.83	27.16	22.81	4.93	5.96	7.10	1.40	0.67	1.43
70	0.206	41.85	34.05	29.54	4.92	6.05	6.97	1.60	0.83	0.43
80	0.260	51.27	43.55	36.84	5.07	5.97	7.05	1.40	0.50	0.71
90	0.296	59.80	49.28	41.96	4.95	6.00	7.05	1.00	0.00	0.71

หมายเหตุ S หมายถึงระยะที่บอลสกรูเคลื่อนที่ (เมตร), t หมายถึงเวลาในการเคลื่อนที่ (วินาที),

V หมายถึงความเร็วในการเคลื่อนที่ (มิลลิเมตรต่อวินาที),

E หมายถึงเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนความเร็วในการเคลื่อนที่ และ

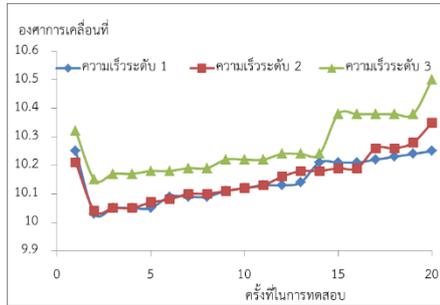
1, 2, 3 หมายถึงความเร็วที่ 5, 6 และ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที ตามลำดับ

จากตารางที่ 2 พบว่าเมื่อเครื่องช่วยการเคลื่อนที่ไฮดรอลิกเข้าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟที่สร้างขึ้นทำงานตามความเร็วที่กำหนดนั้น การทำงานของเครื่องมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของความเร็วเพียงเล็กน้อยซึ่งอยู่ระหว่าง 0.14 ถึง 1.60 เปอร์เซ็นต์ โดยที่ความเร็วระดับที่ 1 ซึ่งตั้งไว้ที่ 5 มิลลิเมตรต่อวินาที การเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยการเคลื่อนที่ไฮดรอลิกเข้ามีเปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วประมาณ 0.20 ถึง 1.60 เปอร์เซ็นต์ เมื่อทดสอบที่ความเร็วระดับที่ 2 ซึ่งตั้งไว้ที่ 6 มิลลิเมตรต่อวินาที พบว่ามีเปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนของความเร็วประมาณ 0.17 ถึง 1.50 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อทดสอบที่ความเร็วระดับที่ 3 ซึ่งตั้งไว้ที่ความเร็ว 7 มิลลิเมตรต่อวินาที พบว่ามีค่าความผิดพลาดของความเร็วอยู่ระหว่าง 0.14 ถึง 1.43 เปอร์เซ็นต์ ส่วนค่ามุมการเคลื่อนที่ที่อ่านได้จากเครื่องวัดมุมโกนิโอมิเตอร์สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 10 ถึงรูปที่ 18 ในส่วนค่าเฉลี่ยของมุมที่เคลื่อนที่ได้และค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมที่เคลื่อนที่สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 3 ซึ่งจากข้อมูลการทดสอบพบว่าค่ามุมที่กลไกก้านต่อโยงเคลื่อนที่ได้มีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมการเคลื่อนที่น้อยมากซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง

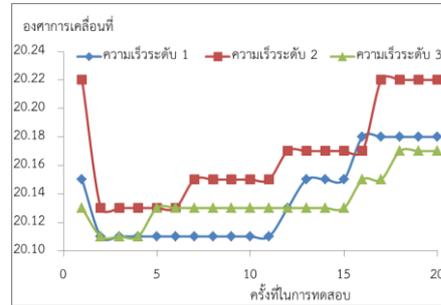
0.05 ถึง 2.70 เปอร์เซ็นต์ โดยที่มุมการเคลื่อนที่ 10 องศา มีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมการเคลื่อนที่มากที่สุดทั้ง 3 ความเร็ว คือ 1.50, 1.50 และ 2.70 เปอร์เซ็นต์ ทั้งนี้เนื่องจากบอลสกรูหยุดการเคลื่อนที่ช้าเล็กน้อยจึงทำให้มีการเคลื่อนที่ของมุมเพิ่มขึ้น การที่เครื่องช่วยการเคลื่อนที่ไฮดรอลิกเข้าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟที่สร้างขึ้นมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของความเร็วและมุมการเคลื่อนที่น้อยมาก เนื่องจากในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้สเต็ปมอเตอร์ร่วมกับบอลสกรู ซึ่งสเต็ปมอเตอร์เหมาะกับการใช้งานสำหรับกลไกที่เคลื่อนที่ด้วยความเร็วต่างๆ โดยไม่ต้องใช้เฟืองทดรอบ มีค่าความแม่นยำในการกำหนดตำแหน่งการเคลื่อนที่สูงเมื่อเทียบกับการกำหนดตำแหน่งตรงประเภทอื่น ส่วนบอลสกรูมีความแม่นยำและประสิทธิภาพสูงเนื่องจากมีลูกปืนอยู่ระหว่างเพลากับนัท (Nut) ทำให้เกิดแรงเสียดทานน้อยมากเมื่อเทียบกับลีดสกรู จากการสร้างเครื่องช่วยการเคลื่อนที่ไฮดรอลิกอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟสำหรับทดสอบได้ใช้งบประมาณจำนวน 7,100 บาท ซึ่งเป็นราคาที่น้อยมากเมื่อเทียบกับราคาเครื่อง CPM ที่ขายในปัจจุบัน โดยราคาเครื่องประกอบด้วย สเต็ปมอเตอร์สำหรับทำโครงสร้าง 2,000 บาท สเต็ปมอเตอร์ 1,000 บาท

บอร์ดขับเคลื่อนมอเตอร์ 850 บาท บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ 450 บาท บอลสกรู 1,000 บาท โกลีโนมอเตอร์ 300 บาท เซ็นเซอร์ตรวจจับวัตถุ

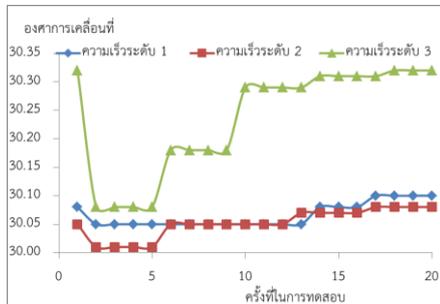
500 บาท และค่าใช้จ่ายอื่นๆ เช่น กล้องอิเล็กทรอนิกส์ สวิตซ์ ประมาณ 1,000 บาท



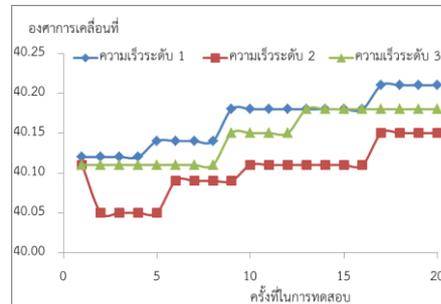
รูปที่ 10 การทดสอบที่มุม 10 องศา



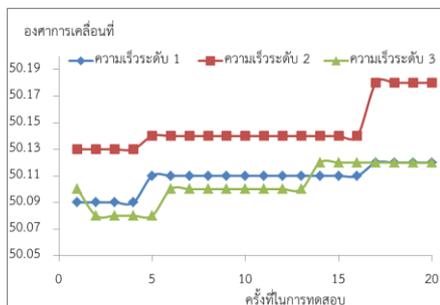
รูปที่ 11 การทดสอบที่มุม 20 องศา



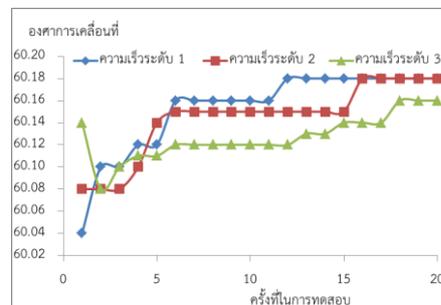
รูปที่ 12 การทดสอบที่มุม 30 องศา



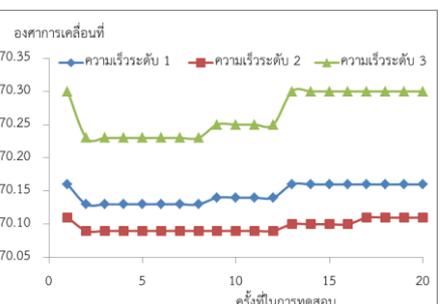
รูปที่ 13 การทดสอบที่มุม 40 องศา



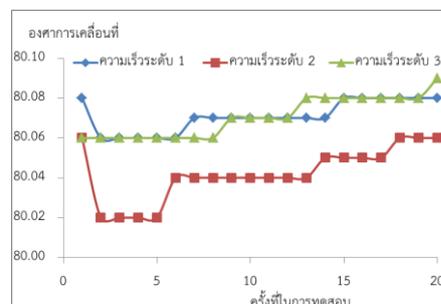
รูปที่ 14 การทดสอบที่มุม 50 องศา



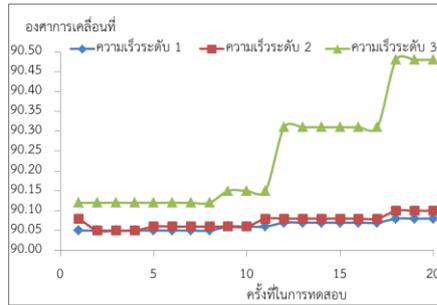
รูปที่ 15 การทดสอบที่มุม 60 องศา



รูปที่ 16 การทดสอบที่มุม 70 องศา



รูปที่ 17 การทดสอบที่มุม 80 องศา



รูปที่ 18 การทดสอบที่มุม 90 องศา

ตารางที่ 3 ค่ามุมการเคลื่อนที่เฉลี่ยและค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน

มุมที่ตั้งไว้ (องศา)	มุมที่อ่านได้จากเครื่องวัดมุมแบบดิจิทัล (องศา)			ค่าค่าความคลาดเคลื่อน (เปอร์เซ็นต์)		
	5 mm/s	6 mm/s	7 mm/s	5 mm/s	6 mm/s	7 mm/s
10	10.15	10.15	10.27	1.50	1.50	2.70
20	20.14	20.17	20.14	0.70	0.85	0.70
30	30.07	30.05	30.24	0.23	0.16	0.80
40	40.17	40.10	40.15	0.42	0.25	0.37
50	50.11	50.15	50.10	0.22	0.30	0.20
60	60.15	60.14	60.13	0.25	0.23	0.22
70	70.15	70.10	70.27	0.21	0.14	0.38
80	80.07	80.04	80.07	0.09	0.05	0.09
90	90.06	90.07	90.24	0.07	0.08	0.26

6. สรุปผลการทดสอบ

จากการออกแบบและทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟพบว่าเครื่องสามารถทำงานได้โดยการยึดและงอข้อเข่าเป็นมุมตั้งแต่ 0 ถึง 90 องศา สามารถปรับที่รองขาตามความยาวขาได้ และสามารถปรับความเร็วได้ 3 ระดับ โดยความเร็วระดับที่ 1 ประมาณ 5 มิลลิเมตรต่อวินาที ความเร็วระดับที่ 2 ประมาณ 6 มิลลิเมตรต่อวินาที และความเร็วระดับที่ 3 ประมาณ 7 มิลลิเมตรต่อวินาที จากการทดสอบโดยตั้งค่าการทำงานเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องให้เคลื่อนที่จากมุม 0 องศา ไปยังมุมที่ตั้งค่าไว้ที่ระดับความเร็วแต่ละระดับ สามารถสรุปผลการทดลองได้ดังนี้ เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง

ชนิดพาสซีฟสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์และมีราคาไม่แพงมากเมื่อเทียบกับเครื่อง CPM ที่มีขายทั่วไป โดยสามารถเคลื่อนที่ตามความเร็วและตามมุมที่ตั้งไว้ได้อย่างถูกต้องและมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของมุมที่เคลื่อนที่ได้อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 2.70 เปอร์เซ็นต์ และมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของความเร็วในการเคลื่อนที่อยู่ระหว่าง 0.20 ถึง 1.60 เปอร์เซ็นต์

7. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยวงษ์ชวลิตกุล ที่ได้สนับสนุนทุนการทำวิจัยในเรื่องการออกแบบและทดสอบเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องชนิดพาสซีฟสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่า งานวิจัยนี้

สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี และขอขอบคุณอาจารย์สวาส
อาจสาลี อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยวงษ์ชวลิตกุล ที่ได้ช่วยเหลือให้
คำแนะนำการเขียนโค้ดคอมพิวเตอร์เพื่อควบคุม
การทำงานของสแตมป์มอเตอร์

8. เอกสารอ้างอิง

1. การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับบอร์ด
ขับเคลื่อนมอเตอร์. (2665). สืบค้น
8 เมษายน พ.ศ.2565. จาก
[https://www.modulemore.com/
product/1246](https://www.modulemore.com/product/1246)
2. กรดา ผึ้งผาย, วริษฐา กังธีรวัฒน์, และ
ระพีพัฒน์ นาคบุญนำ. (2562). การใช้
เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่าง
ต่อเนื่องในผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.
วารสารเวชบันทึกศิริราช, 12(2),
116-121. [http://dx.doi.org/10.
33192/Simedbull.2019.19](http://dx.doi.org/10.33192/Simedbull.2019.19)
3. กฤษกมล สิทธิกุล. (2564). การผ่าตัดเปลี่ยน
ข้อเข่าทั้งหมด. สืบค้น 8 เมษายน
พ.ศ. 2565. [https://www.sanook.com/
health/29477/](https://www.sanook.com/health/29477/)
4. กัตติกา ภูมิพิทักษ์กุล. (2535). เวชศาสตร์ฟื้นฟู
ในการเปลี่ยนข้อเข่าเทียม. *วารสาร
เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร*, 2(2), 7 – 11.
5. ขวัญสุวิทย์ อภิจันทร์เมธากุล, สุวรรณิ สร้อยสงค์,
และ บุศริน เอี้ยวสีหยก. (2561).
การพยาบาลผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมที่ได้รับการ
การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า. *วารสารวิทยาลัย
พยาบาลพระปกเกล้า จันทบุรี*, 29(1),
223 – 238.
6. คมสันต์ มุ่ยสี, กฤษณะ จันทสิทธิ์, และศรายุทธ์
จิตรพัฒนากุล. (2563). การพัฒนา
อุปกรณ์ช่วยการเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า
ข้อเข่าและข้อสะโพก. *วารสารก้าวทันโลก
วิทยาศาสตร์*, 20(1), 90 – 104.
7. จิตภา รัตน์โรจน์พันธ์. (2556). การออกแบบ
และพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหว
ข้อเข่าแบบต่อเนื่องด้วยการควบคุม
แบบหน้าจอสัมผัส (วิทยานิพนธ์ปริญญา
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต). มหาวิทยาลัย
เทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ,
กรุงเทพฯ.
8. ณิชสุรางค์ บุญจันทร์. (2552). *ปวดข้อ ข้อเสื่อม
และการประยุกต์กระบวนการพยาบาล.*
(พิมพ์ครั้งที่ 2). กรุงเทพฯ: เอ็น พี เพรส.
9. พงษ์สุข ธารพงษ์พันธ์ และ สุเมธ อ่ำชิต.
(2558). การพัฒนาเครื่องช่วยการ
เคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่องอัจฉริยะ.
*รายงานสืบเนื่องการประชุมวิชาการเสนอ
ผลงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาแห่งชาติ
ครั้งที่ 34* (น. 239-248). ขอนแก่น:
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น.
[https://gsbooks.gs.kku.ac.th/58/
the34th/pdf/PMO11.pdf](https://gsbooks.gs.kku.ac.th/58/the34th/pdf/PMO11.pdf)
10. นงพิมล นิมิตรอนันท์. (2557). สถานการณ์
ทางระบาดวิทยาและการประเมินความ
เสี่ยงโรคข้อเข่าเสื่อมในคนไทย. *วารสาร
พยาบาลทหารบก*, 15(3), 185 -194.
11. โรงพยาบาลร้อยเอ็ด. (2563). *ราคากลาง
เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่า
แบบต่อเนื่อง*. สืบค้น 8 เมษายน พ.ศ.
2565. [http://www.reh.go.th/web2/
attachments/article/3592/ราคากลาง
เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่า.pdf](http://www.reh.go.th/web2/attachments/article/3592/ราคากลางเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่า.pdf)

12. สำนักงานแพทย์ กรุงเทพมหานคร. (2564). โรคข้อเข่าเสื่อม. สืบค้น 8 เมษายน พ.ศ.2565. www.msdbangkok.go.th/healthconnor_Osteoarthritis%20of%20the%20Knee.htm
13. Golgouneh, A., Bamshad, A., Tarvirdizadeh, B., & Farzam Tajdari, F. (2016). Design of a New, Light and Portable Mechanism for Knee CPM Machine with a User-Friendly Interface. *Conference: 2016 Artificial Intelligence and Robotics (IRANOPEN)*. <https://DOI:10.1109/RIOS.2016.7529498>
14. Ho, H. J., & Chen, T. C. (2006). Hybrid CPM/CAM Physiotherapy Device by Use of Active Feedback Control Loop. *First International Conference on Innovative Computing, Information and Control - Volume I (ICICIC'06)*. 30 Aug.-1 Sept. 2006. Beijing, China. <https://DOI: 10.1109/ICICIC.2006.292>
15. Luttgens, K. & Hamilton, N. (1997). *Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion* (9th Ed). Madison, WI: Brown & Benchmark.
16. Vexta. (2022). *PH268-21 PDF Datasheet – Stepping Motor*. Retrieved April 8, 2022. from <http://www.datasheetcafe.com/ph268-21-pdf-26815/>.
17. Yang, X., Li, G. H., Wang, H. J., & Wang, C. Y. (2019). Continuous Passive Motion After Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-analysis of Associated Effects on Clinical Outcomes. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 100*(9), 1763–1778. <https://DOI:10.1016/j.apmr.2019.02.001>. ISSN 0003-9993. PMID 30831093.