

## การพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก

คณสัน มุ่ยสี<sup>1\*</sup>, กฤษณะ จันทสิทธิ์<sup>2</sup>, ศรายุทธ์ จิตรพัฒนาภูล<sup>3</sup>

<sup>1</sup>สาขาวิชาวิศวกรรมเมคานิกส์ คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏ  
รำไพพรรณี จังหวัดจันทบุรี

<sup>2</sup>สาขาวิชาโลจิสติก คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏรำไพพรรณี จังหวัด  
จันทบุรี

<sup>3</sup>สาขาวิชาเทคโนโลยีบัณฑิต คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏรำไพพรรณี  
จังหวัดจันทบุรี

\*Corresponding author email: komsanmuisee@gmail.com

ได้รับบทความ: 4 พฤศจิกายน 2562

ได้รับบทความแก้ไข: 30 มกราคม 2563

ยอมรับตีพิมพ์: 26 กุมภาพันธ์ 2563

### บทคัดย่อ

ปัจจุบันผู้ป่วยได้เข้ารับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมมากขึ้น สาเหตุมาจากการดูก  
เสื่อมตามธรรมชาติ ปัจจัยทางพันธุกรรม ผลต่อเนื่องจากการได้รับอุบัติเหตุ การติดเชื้อ โรค  
ข้ออักเสบเรื้อรัง และโรคเลือดบางชนิด เป็นต้น ภายหลังจากการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม  
ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อรอบ ๆ ข้อเข่าจะเกิดภาวะอ่อนแรง ความแข็งแรงลดลง  
ด้วยเหตุผลนี้ผู้ป่วยจึงควรใช้เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวข้อเข่าอย่างต่อเนื่อง (Continuous  
passive motion; CPM) หลังการผ่าตัด ซึ่งจะช่วยป้องกันการยืดติดกันระหว่างกล้ามเนื้อ<sup>1</sup>  
และผิวหนังบริเวณแผลผ่าตัด ทำให้แผลหายเร็ว การเคลื่อนไหวข้อเข่าสามารถกลับคืนสู่  
สภาพปกติได้เร็วขึ้น ลดการบวม ป้องกันการเกิดลิมมีเลือดในหลอดเลือดดำ และลดความ  
ต้องการในการใช้ยาแรงจับความเจ็บปวด นอกจากนี้ยังช่วยลดค่าใช้จ่ายเนื่องจากการยะการ  
พักฟื้นหรือทำการพำบัดที่สั้นลง ลักษณะการทำงานของเครื่องนี้ คือ ช่วยให้ข้อเท้า ข้อ  
เข่า และข้อสะโพกของผู้ป่วยมีการเคลื่อนที่เข้าออกแบบค่อยเป็นค่อยไปด้วยความเร็วที่ช้า  
โดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องออกแรง ทำให้ผู้ป่วยสามารถทำการพำบัดด้วยตนเอง โดยใช้เทคนิค  
การควบคุมแบบฟืชซีลอกิควบคุมการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงในช่วงเริ่มหมุน  
จนเข้าสู่สภาวะความเร็วปกติ และช่วงลดการหมุนจนถึงสภาวะการหมุนเป็นศูนย์ การ  
พัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหว ส่วนข้อเท้าได้ 45 องศา ที่ความเร็วสูงสุด 5 มิลลิเมตรต่อ

วินาที ช่วยการเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าได้ 80 องศา ที่ความเร็วสูงสุด 10 มิลลิเมตรต่อวินาที และส่วนข้อสะโพกได้ 40 องศา ที่ความเร็วสูงสุด 5 มิลลิเมตรต่อวินาที พบว่าการควบคุม การเคลื่อนที่ในช่วงเริ่มต้นและช่วงสิ้นสุดอาจลดการบาดเจ็บจากผู้ทดลองได้ การทดลองในงานวิจัยนี้อยู่ภายใต้การควบคุมของนักกายภาพบำบัด และไม่ได้ทดลองจริงกับผู้ป่วย

**คำสำคัญ:** ระบบควบคุม / กายภาพบำบัด / ข้อเท้า / ข้อเข่า / ข้อสะโพก

## Development of Mobility Aids in the Part of Ankle Joint, Knee Joint, and Hip Joint

Komsan Muissee<sup>1\*</sup>, Krisana Janthasit<sup>2</sup>, Sarayut Jittapatanakhun<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechatronics Engineering, Faculty of Industrial Technology,  
Rambhaibarni Rajabhat University, Chanthaburi

<sup>2</sup>Department of Logistics Engineering, Faculty of Industrial Technology,  
Rambhaibarni Rajabhat University, Chanthaburi

<sup>3</sup>Department of Industrial Technology, Faculty of Industrial Technology,  
Rambhaibarni Rajabhat University, Chanthaburi

\*Corresponding author email: komsanmuissee@gmail.com

Received: 4 November 2019

Revised: 30 January 2020

Accepted: 26 February 2020

### Abstract

Nowadays, more patients are undergoing surgery the total knee replacement that caused by the natural degeneration of bone, genetic factors, continuous result from accident, infection, chronic arthritis and some blood disease. After the knee replacement surgery, the muscle strength around the knee will get weakness and the strength of bone will decrease. With the reasons, the patients should utilize the continuous passive motion equipment after surgery to protect the adhesion between muscle and skin. This helps the wound healed quickly, the knee movement recovered quickly, reduce swelling, protect venous thrombosis and reduce painkiller usage. Moreover, this could decrease the expenses because the short period of recovery and physical therapy. The operation of the equipment is to help the patient ankle, knee and hip joint movement gradually with slow speed and patient does not necessary to exert. It could help the patients to do the physical therapy by

themselves and are convenient to treat the developed the suitable movement equipment for the patients. By using the fuzzy logic control techniques to control the operation of the DC motor during the start of rotation until entering the normal speed and rotation reduction to zero rotation conditions. This equipment helps the movement of the ankle joint for 45 degree at the speed of 5 mm/s, knee joint for 80 degree at the speed of 10 mm/s and hip joint for 40 degree at the speed of 5 mm/s. It was found that controlling the movement at the beginning and ending could reduce the injury from the subject. This research experiment was done under the supervision of a physical therapist and it did not test with the patients.

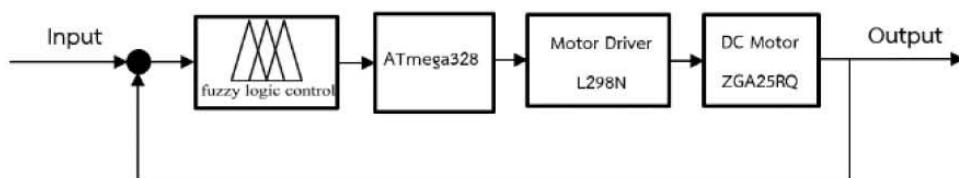
**Keywords:** Control system / Physical therapy / Ankle joint / Knee joint / Hip joint

## บทนำ

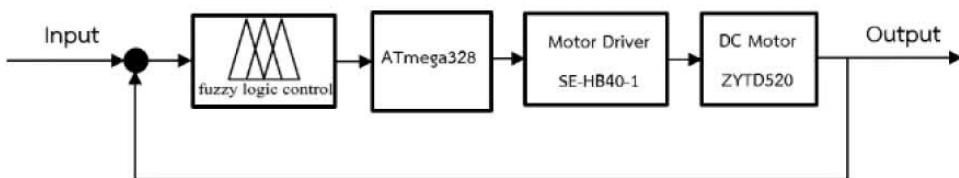
ปัจจุบันมีการวิจัยและพัฒนาเครื่อง CPM หลาย ๆ รูปแบบที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับอวัยวะในหลาย ๆ ส่วน เช่น CPM ที่ใช้กับข้อเข่า งานวิจัยที่ได้ทั้งวัน [1] เป็นอุปกรณ์กายภาพบำบัดที่มีการทำงานได้ทั้ง CPM (Continuous passive motion) และ CAM (Continuous active motion) อยู่ในเครื่องเดียวกัน ออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างต่อเนื่องโดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องออกแรงทั้งการเหยียดและการอ่อน CAM เพิ่ม CAM เข้าไปใน CPM เพื่อต้องการให้ผู้ป่วยได้มีการออกแรงในการเหยียดขาได้ด้วยตัวเอง ซึ่งงานวิจัยมีความ слับซับซ้อนและใช้เวลานาน อีกทั้งต้นทุนสูง และนอกจากนี้ก็มีงานวิจัยของชาวฝรั่งเศส [2] ได้ประดิษฐ์เครื่อง CPM ที่มีทั้งการเหยียดและการอ่อนข้อต่อสำหรับบุคคล ซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษที่สามารถเคลื่อนที่ไปและกลับในแนวระนาบ มีการควบคุมด้วยชุดรีโมทคอนโทรลที่ใช้เพื่อปรับขอบเขตของการเหยียด ขอบเขตของการอ่อน และความเร็วของการเคลื่อนที่ไว้ล่วงหน้า แต่ตัวเครื่องนี้จะมีขนาดใหญ่ทำให้ใช้พื้นที่ในการทำงานมาก ไม่เตอร์มีน้ำหนักมากและขนาดใหญ่เกินไป นอกจากนี้ CPM ที่ใช้กับข้อศอก เช่น งานวิจัยของชาวญี่ปุ่นนำโดย [3] ได้ผลิตเครื่อง CPM ที่ใช้กับข้อศอก สามารถกำหนดพิสัยการอ่อนและการเหยียดได้โดย Switch box ซึ่งถูกควบคุมโดยผู้ป่วย จะมีการควบคุมมุมงอ และมุมเหยียดของข้อศอกผ่าน DC Motor และ Rotary encoder ซึ่งการวิจัยมีความซับซ้อน ไม่สามารถตั้งเวลาในการรักษาได้ การรักษาขึ้นผู้ป่วยจะต้องเป็นผู้ทำการควบคุมการรักษาเอง โดยตลอด นอกจากนี้ในประเทศไทยได้มีการพัฒนาเช่นกัน เช่น ที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง [4] ได้ผลิตเครื่องช่วยขับข้อเข่า ที่ควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ตัวเครื่องสามารถอ่อนได้ที่ 60, 90 และ 120 องศา มีความเร็ว 2 ระดับและแสดงผลออกทางจอ LCD แต่ตัวเครื่องนั้นยังมีขนาดใหญ่และมีน้ำหนักมาก อีกทั้งองศาในการเคลื่อนที่จริงยังมีความคลาดเคลื่อนไปจากที่ได้กำหนดไว้ สำหรับผู้ป่วยที่ทำการกายภาพบำบัดส่วนข้อเข่าส่วนใหญ่มักต้องทำการกายภาพบำบัดส่วนข้อสะโพกร่วมด้วย อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันยังไม่พบอุปกรณ์เครื่องมือที่เหมาะสมในการทำการกายภาพบำบัดส่วนข้อสะโพก จากการวิจัยที่กล่าวข้างต้นพบว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาใช้เฉพาะส่วน เช่น ข้อเข่าจะสามารถช่วยเคลื่อนไหวเฉพาะส่วนข้อเข่าเพียงอย่างเดียว และความเร็วในการเคลื่อนที่คงตัว ตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงเลื่อนสุด งานวิจัยนี้จึงออกแบบเครื่องช่วยเคลื่อนไหวให้สามารถใช้ได้กับส่วนข้อเท้า ส่วนข้อเข่าและส่วนข้อสะโพก พัฒนาเทคนิคการควบคุมแบบฟิชช์ล์อจิกควบคุมการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงในช่วงเริ่มหมุนจนเข้าสู่สภาวะความเร็วปกติ และช่วงลดการหมุนจนถึงสภาวะการหมุนเป็นศูนย์

## วัสดุและวิธีการ

ออกแบบระบบการทำงานของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ส่วนข้อเท้าของอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงของอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหว ส่วนข้อเข่า และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงของอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อสะโพก ตัวแปร มีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกันในการทำงาน ทำให้การควบคุมจะต้องพยายามควบคุมตัวแปร ทั้ง 3 ให้ได้ตามค่าที่กำหนด การออกแบบอาศัยค่าความผิดพลาดของความเร็วรอบมอเตอร์ ในการออกแบบโดยไม่ได้อาศัยอัตราการเปลี่ยนแปลงความผิดพลาดมาพิจารณาใน การออกแบบ แต่คำนึงถึงค่าความสัมพันธ์ของค่าความผิดพลาดของความเร็วรอบมอเตอร์ ไฟฟ้ากระแสตรงมาพิจารณาในการออกแบบการควบคุมในงานวิจัยแสดงดังภาพที่ 1 และ 2



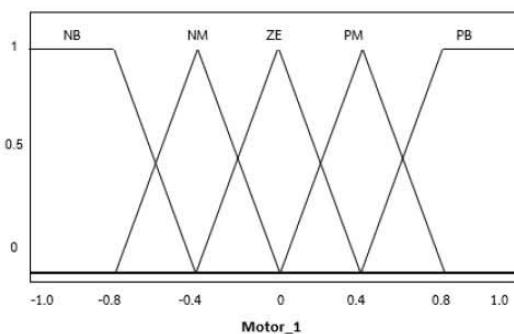
ภาพที่ 1 การออกแบบการควบคุมอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า



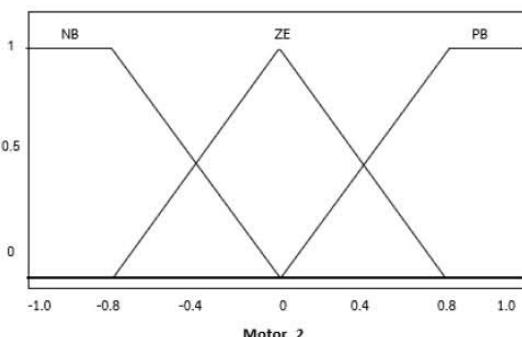
ภาพที่ 2 การออกแบบการควบคุมอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก

## การออกแบบสมาชิกอินพุต

การออกแบบสมาชิกอินพุตของการควบคุมระบบ ค่าอินพุตของสมาชิกได้ออกแบบ จากค่าความผิดพลาดจริงของระบบคือ ค่าความผิดพลาดของความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ต้องอาศัยความคงที่ในการเคลื่อนที่ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงค่อนข้างมาก เพื่อให้เหมาะสมกับการเคลื่อนที่ของข้อเท้าที่ต้องการการเคลื่อนที่มีความคงที่สูงกว่าส่วน อื่น จึงได้กำหนดสมาชิกของอินพุตเป็น 5 ตัวแปร แสดงดังภาพที่ 3 ส่วนข้อเข่าและข้อ สะโพกออกแบบสมาชิกอินพุต 3 ตัวแปร แสดงดังภาพที่ 4



ภาพที่ 3 สมาชิกอินพุตอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า



ภาพที่ 4 สมาชิกอินพุตอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก

#### การออกแบบกฎการทำงาน

การออกแบบการทำงานอาศัยความรู้ทางการควบคุม และข้อมูลจากการทดลองร่วมกับนักกายภาพบำบัด การออกแบบกฎการทำงานได้ออกแบบกฎการทำงานจากความผิดพลาดของความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง โดยไปควบคุมสัญญาณ PWM ให้กับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเพื่อควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง แสดงดังภาพที่ 5 และ 6

Error Motor (R)					
	NB	NM	ZE	PM	PB
NB	PB	PL	ZE	NM	NB
NM	PB	PM	ZE	NM	NB
ZE	PB	PM	ZE	NM	NB
PM	PB	PM	ZE	NM	NB
PB	PB	PM	ZE	NL	NB

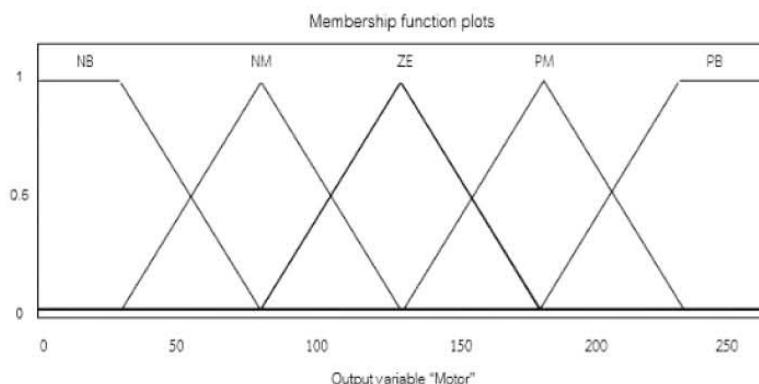
ภาพที่ 5 กฎการทำงานอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า

		Error Motor (R)		
		NB	ZE	PB
Error Motor (L)	NB	PB	PB	ZE
	ZE	ZE	ZE	ZE
	PB	ZE	NB	NB

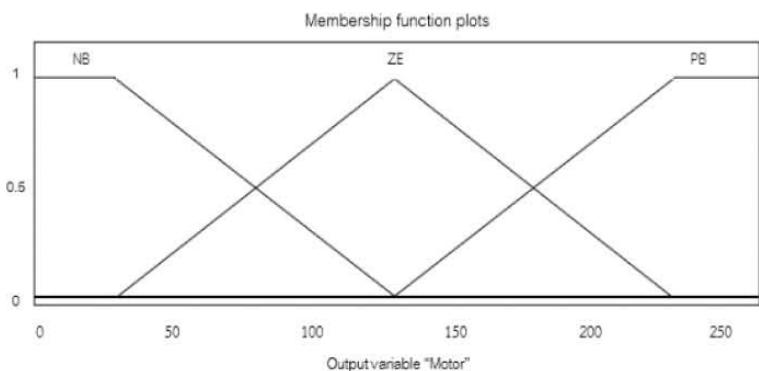
ภาพที่ 6 กฎการทำงานอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก

#### การออกแบบสมาชิกเอาต์พุต

สมาชิกเอาต์พุตควบคุมการทำงานมีด้วยกัน 3 สัญญาณ สัญญาณควบคุม PWM ควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง โดยมีช่วงการออกแบบอยู่ในช่วง 0 - 250 พลั๊ส การเคลื่อนที่ส่วนข้อเข่าประกอบด้วย 5 สมาชิก แสดงดังภาพที่ 7 และการเคลื่อนที่ส่วนข้อเข่าและข้อสะโพกประกอบด้วย 3 สมาชิก แสดงดังภาพที่ 8



ภาพที่ 7 สมาชิกเอาต์พุตอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่า



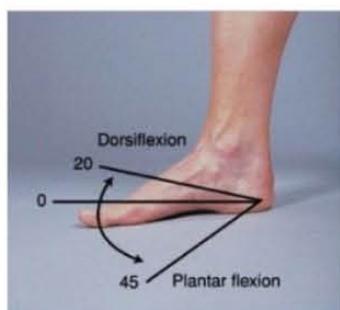
ภาพที่ 8 สมาชิกเอาต์พุตอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก

## ผลการศึกษา

งานวิจัยนี้ใช้อุปกรณ์ Mitutoyo M-187-904 universal bevel protractor ใน การวัดมุม ให้เครื่องช่วยเคลื่อนไหวอยู่ในสภาพเริ่มต้น นำแขนวัดมุมอยู่ในแนวระนาบกับ แกนหลักของอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหว นำไปบวกของศาสไห้อยู่ในแนวแกนรองของอุปกรณ์ช่วย เคลื่อนไหวอ่านด้วยสายตาและบันทึกผล ให้อุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวอยู่ในสภาพเหยียดสุด อ่านค่าที่ใบบวกของศาสด้วยสายตาและบันทึกผล และจึงคำนวณมุมการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ ช่วยเคลื่อนไหว

### ผลการทดลองการทำกายภาพบำบัดการเคลื่อนไหวส่วนข้อเท้า

ในการทำกายภาพบำบัดส่วนข้อเท้าจะให้ผู้ป่วยนอนราบบนเตียง ค่อยๆ กระดก ข้อเท้าขึ้นไม่เกิน  $20^\circ$  ค้างไว้ 3 วินาที แล้วกระดกข้อเท้าลง  $65^\circ$  ค้างไว้ 3 วินาที แล้ว เคลื่อนที่กลับตำแหน่งเดิม ทำซ้ำ 10 – 20 ครั้ง วันละหลาย ๆ รอบ ขึ้นอยู่กับนัก กายภาพบำบัดเป็นผู้กำหนด แสดงดังภาพที่ 9 ในการทดลองกำหนดให้อุปกรณ์ช่วย เคลื่อนไหวส่วนข้อเท้าเคลื่อนที่เหยียดเข้าสุด  $20^\circ$  หยุดอยู่กับที่ 3 วินาที เคลื่อนที่เหยียด ออกสุด  $65^\circ$  หยุดอยู่กับที่ 3 วินาที และเคลื่อนที่กลับตำแหน่งเริ่มต้นที่ความเร็วสูงสุด 5 มิลลิเมตรต่อวินาที และการทำงานของอุปกรณ์ดังภาพที่ 10 และ 11 ในภาพที่ 12 และ 13 เป็นลักษณะการทดลองขณะสวมใส่อุปกรณ์ในตำแหน่งเหยียดเข้าสุด และเหยียดออก สุดของผู้ทดสอบอุปกรณ์เท่านั้น โดยไม่ได้ดำเนินการทดลองกับผู้ป่วยจริง



ภาพที่ 9 ลักษณะการทำกายภาพบำบัดส่วนข้อเท้า [5]



ภาพที่ 10 การทำงานของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเหยียดเข้าสุด



ภาพที่ 11 การทำงานของอุปกรณ์ที่ติดแผ่นเหลี่ยดออกสุด



ภาพที่ 12 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ติดแผ่นเหลี่ยดเข้าสุด

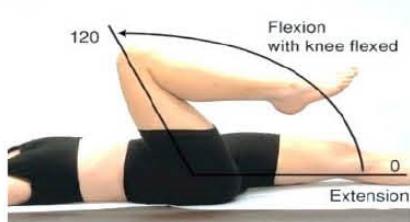


ภาพที่ 13 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ติดแผ่นเหลี่ยดออกสุด

ผลการทดลองการทำกายภาพบำบัดการเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่า

ในการทำกายภาพบำบัดส่วนข้อเข่าจะให้ผู้ป่วยนอนราบบนเตียง ค้อย ๆ เลื่อนข้อเข้าข้างที่ต้องการทำกายภาพบำบัดเคลื่อนเข้าหาตัวให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้ขึ้นอยู่กับลักษณะด้านกายภาพของผู้ป่วย แต่มากสุดไม่ควรเกิน  $120^{\circ}$  และค้างไว้ประมาณ 5 – 10 วินาที และค่อย ๆ เหลี่ยดขาออกให้อยู่ในท่านอนราบ ทำซ้ำ 10 – 20 ครั้ง วันละหลาย ๆ รอบ ขึ้นอยู่กับนักกายภาพบำบัดเป็นผู้กำหนด แสดงดังภาพที่ 14 ในการทดลองกำหนดให้อุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าเคลื่อนที่เหลี่ยดสุดได้  $80^{\circ}$  หยุดอยู่กับที่ 5 วินาที และเคลื่อนที่กลับตำแหน่งเดิมที่ความเร็วสูงสุด 10 มิลลิเมตรต่อวินาที ทำซ้ำ 10 – 20 ครั้ง แสดงดังภาพที่ 15 และ 16 ในภาพที่ 17 และ 18 เป็นลักษณะการทดลองขณะสวมใส่

อุปกรณ์ในตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งเหยียดสุดของผู้ทดสอบอุปกรณ์เท่านั้น โดยไม่ได้ดำเนินการทดลองกับผู้ป่วยจริง



ภาพที่ 14 ลักษณะการกายภาพบำบัดการเคลื่อนไหวข้อส่วนขาเข่า [5]



ภาพที่ 15 การทำงานของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเริ่มต้น



ภาพที่ 16 การทำงานของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเหยียดสุด



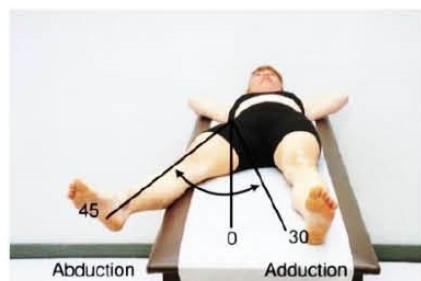
ภาพที่ 17 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ตำแหน่งเริ่มต้น



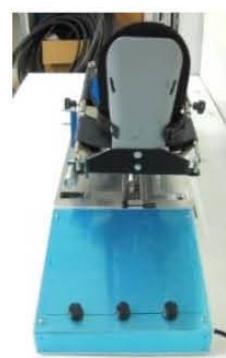
ภาพที่ 18 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ตำแหน่งเหยียดสุด

ผลการทดลองการทำกายภาพบำบัดการเคลื่อนไหวส่วนข้อสะโพก

ในการทำกายภาพบำบัดส่วนข้อสะโพกจะให้ผู้ป่วยนอนราบบนเตียง ค่อม ๆ เลื่อนขาข้างที่ต้องการทำกายภาพบำบัดเคลื่อนออกจากตัวทางด้านขวา  $45^{\circ}$  และค้างไว้ประมาณ 5 – 10 วินาที เคลื่อนกลับ  $75^{\circ}$  และค้างไว้ประมาณ 5 – 10 วินาที ทำซ้ำ ๆ 10 – 20 ครั้ง วันละหลาย ๆ รอบ ซึ่งอยู่กับนักกายภาพบำบัดเป็นผู้กำหนด แสดงดังภาพที่ 19 ในการทำายนำเสนอการทดลองให้อุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อสะโพกเคลื่อนที่เหยียดออกสุดได้  $40^{\circ}$  หยุดอยู่กับที่ 5 วินาที และเคลื่อนที่กลับตำแหน่งเดิมที่ความเร็วสูงสุด 7 มิลลิเมตรต่อวินาที แสดงดังภาพที่ 20 และ 21 ในภาพที่ 22 และ 23 เป็นลักษณะการทำายนำเสนออุปกรณ์ในตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งเหยียดออกสุดของผู้ทดสอบอุปกรณ์เท่านั้น โดยไม่ได้ดำเนินการทำயอกับผู้ป่วยจริง



ภาพที่ 19 ลักษณะการทำกายภาพบำบัดการเคลื่อนไหวส่วนข้อสะโพก [5]



ภาพที่ 20 การทำงานของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเริ่มต้น



ภาพที่ 21 การทำงานของอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเหยียดออกสุด



ภาพที่ 22 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ติดแผ่นเริ่มต้น



ภาพที่ 23 ทดสอบการสวมใส่อุปกรณ์ที่ติดแผ่นเรียบร้อยดีสุด

## วิจารณ์

งานวิจัยนี้พัฒนาระบบควบคุมแบบฟื้ชชีลอดจิก สำหรับอุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่าและข้อสะโพกออกแบบมาซิกอินพุต 3 ตัวแปร NB (Negative big), ZE (Zero), PB (Positive big) ใช้ข้อมูลจากการทดลองกำหนดภูมิการทำงาน สามารถเอาต์พุตแบบ COG กำหนด 3 ตัวแปร NB (Negative big), ZE (Zero), PB (Positive big) อุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวมีการเคลื่อนที่ในลักษณะเส้นตรง โดยใช้การตรวจเช็คสัญญาณเอาต์พุตจาก Serial monitor ในโปรแกรม Arduino เครื่องมือวัดมุม และเครื่องมือวัดระยะทางเปรียบเทียบผลที่ได้มีความคลาดเคลื่อน  $\pm 9.5\%$

ส่วนข้อเท้ามีการเคลื่อนที่ในลักษณะการหมุนบิดระยะสั้นจึงออกแบบมาซิกอินพุตชนิด 5 ตัวแปร NB (Negative big), NM (Negative medium), ZE (Zero), PM (Positive medium), PB (Positive big) ใช้ข้อมูลจากการทดลองกำหนดภูมิการทำงานเช่นกันสามารถเอาต์พุตแบบ COG กำหนด 5 ตัวแปร NB (Negative big), NM (Negative medium), ZE (Zero), PM (Positive medium), PB (Positive big) อุปกรณ์ช่วยเคลื่อนไหวมีการเคลื่อนที่ในลักษณะหมุนบิดเพียงอย่างเดียวใช้การตรวจเช็คสัญญาณ

เอาต์พุตจาก Serial monitor ในโปรแกรม Arduino และเครื่องมือวัดมุม เปรียบเทียบผลที่ได้มีค่าความคลาดเคลื่อน  $\pm 3\%$  จากข้อมูลการออกแบบในส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก เปรียบเทียบกับส่วนข้อเท้า จะเห็นได้ว่าค่าความคลาดเคลื่อนต่างกัน  $\pm 6.5\%$  ถือว่าค่อนข้างมาก สาเหตุหลักเกิดจากแรงต้านการเสียดทานในส่วนข้อต่อจุดหมุนของอุปกรณ์ทำให้เกิดภาระที่มอเตอร์ต่างกัน

จะเห็นได้ว่าข้อดีของอุปกรณ์ที่พัฒนาสำหรับใช้ได้ทั้งส่วนข้อเข่า ส่วนข้อเข่า และส่วนข้อสะโพก การควบคุมการเคลื่อนที่ในช่วงเริ่มต้นและช่วงสิ้นสุดอาจลดการบาดเจ็บจากการใช้งานของผู้ป่วยได้

## สรุป

งานวิจัยนี้ออกแบบและพัฒนาเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวส่วนข้อเข่า ส่วนข้อเข่า และส่วนข้อสะโพกในอุปกรณ์เดียว ใช้ระบบควบคุมฟิซซิโอลจิก กำหนดสมาชิกอินพุตส่วนข้อเข่า 5 ตัวแปร ส่วนข้อเข่าและข้อสะโพก 3 ตัวแปร สมาชิกเอาต์พุตส่วนข้อเข่า ประกอบด้วย 5 สมาชิก และการเคลื่อนที่ส่วนข้อเข่าและข้อสะโพกประกอบด้วย 3 สมาชิก สัญญาณควบคุม PWM ควบคุมควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง โดยมีช่วงการออกแบบอยู่ในช่วง 0 - 250 พลั๊ส โดยเครื่องที่มีการพัฒนาขึ้นนี้ยังเป็นการพัฒนาและทดลองในระดับเบื้องต้นร่วมกับนักกายภาพบำบัด ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู โรงพยาบาลพระปกเกล้า อุปกรณ์สามารถตั้งเวลาการรักษา สามารถตั้งองศาในการเคลื่อนไหว และสามารถตั้งความเร็วในการเคลื่อนที่ อีกทั้งยังมีการอุปกรณ์ที่มีการเคลื่อนที่ได้อย่างราบรื่น ไม่กระตุก สามารถปรับขนาดของเครื่องให้เหมาะสมกับขนาดของขาผู้ป่วยได้ด้วย ซึ่งมีคุณสมบัติครบถ้วน เช่นเดียวกับเครื่องที่มีใช้กันทั่วไปและตอบสนองความต้องการพื้นฐาน

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จสมบูรณ์ได้ด้วยความช่วยเหลือจากสถาบันวิจัยและพัฒนา และคณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏรำไพพรรณี ที่ให้การสนับสนุนการจัดทำโครงการวิจัยมาโดยตลอด ขอบคุณพี่สกุลรัตน์ อัศวโกสินชัย นักกายภาพบำบัด ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูโรงพยาบาลพระปกเกล้า ที่ให้คำปรึกษาในระหว่างการอุปกรณ์และการทดลองเป็นอย่างดี

## เอกสารอ้างอิง

1. Ho HJ, Chen TC. Implementation of CAM physiotherapy device with a virtual spring. *Comput Biol Med* 2008;38:923-30.
2. Laurent B. Rene G. Device for producing continuous passive motion. United States U.S. Patent 6,325,700 B1; 2001.
3. Miyaguchi S. Matsunaga N. Kawaji S. Control scheme of two d.o.f. CPM device to suppress the extension of ligament of the elbow. *Biomed Signal Process Control* 2009;4:294-301.
4. กิติพล ชิตสกุล. เครื่องช่วยบริหารข้อเข่าแบบไฮบริด. รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์. กรุงเทพฯ: คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง; 2551.
5. Faisal AI, Majumder S, Mondal T, Cowan D, Naseh S, Deen MJ. Monitoring methods of human body joints: state-of-the-art and research challenges. *Sensors (Basel)* 2019;19:2629.