

วิเคราะห์การเคลื่อนไหวหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1

Motion Analysis of BART LAB LL-EXO1

พิชญะ ระโยธ^{1,2}, ผศ.ดร.จักรกฤษณ์ ศุทธากรณ์^{1,2}

¹ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล,

²ศูนย์เครือข่ายวิจัยประยุกต์ทางเทคโนโลยีหุ่นยนต์และชีวการแพทย์ (BART LAB)

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

25/25 ถนน พุทธมณฑลสาย 4 ตำบล ศาลายา อำเภอ พุทธมณฑล จังหวัด นครปฐม 73170

ติดต่อผู้เขียน: jackrit.sut@mahidol.ac.th

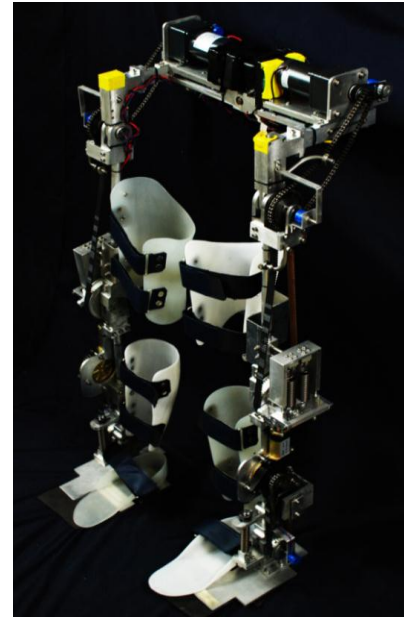
บทคัดย่อ— ผลกระทบต่อการเดินเนื่องจากอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงเกิดได้จากหลากหลายสาเหตุ ดังนั้นอุปกรณ์เครื่องช่วยเดินจึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่ง เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถเดินได้ดีขึ้นซึ่งหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติก็เป็นหนึ่งในอุปกรณ์ที่ได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องโดยอาศัยการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ผู้ป่วยกลับมาเดินได้ใกล้เคียงกับคนปกติมากที่สุด ดังนั้นจุดประสงค์ในการศึกษานี้เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหวหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ขณะเคลื่อนไหวในอากาศบนแท่งแขวนเฉพาะตามรูปแบบของระบบควบคุม และการเคลื่อนไหวจริงโดยสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ที่ขาของอาสาสมัคร ผลการทดสอบพบว่า ค่าสูงสุดขององศาข้อสะโพกในช่วงงอมี 2 ช่วงคือช่วงสิ้นสุดเมื่อทำสัมผัสพื้นครั้งแรกและช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น และค่าสูงสุดในช่วงเหยียดคือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น ข้อเข้าพบว่าค่าสูงสุดในช่วงงอมี 2 ช่วงเช่นเดียวกับข้อสะโพก คือช่วงที่เท้าวางราบกับพื้นเพื่อถ่ายน้ำหนักและช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น และค่าสูงสุดในช่วงเหยียดคือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น ข้อเท้าพบว่าค่าสูงสุดในช่วงกระดกข้อเท้าขึ้น คือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น และค่าสูงสุดในช่วงกระดกข้อเท้าลง คือช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์และเปรียบเทียบซึ่งพบว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ สามารถเคลื่อนไหวได้ตามรูปแบบที่ระบบควบคุมต้องการและใกล้เคียงกับรูปแบบการเคลื่อนไหวของมนุษย์ แต่ปัญญาที่ควรได้รับการพัฒนาต่อไปคือการตอบสนองของระบบควบคุมที่รวดเร็วขึ้น รูปแบบการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนและหลากหลายมากยิ่งขึ้น

คำสำคัญ ภายอุปกรณ์เสริมแบบมีกำลัง หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ระยะเวลาล่าง วิเคราะห์การเดิน

I. บทนำ

อาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง เป็นสาเหตุสำคัญที่มีผลกระทบต่อ การเคลื่อนไหว พบได้จากหลายสาเหตุ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง โรคหมอนรองกระดูกเคลื่อนทับเส้นประสาท และโรคขาดเลือดในสันหลัง เป็นต้น หลังจากได้รับการรักษา ผู้ป่วยจำนวนไม่น้อยที่ยังคงเหลือความผิดปกติ ซึ่งปัญหา

สำคัญที่พบคือการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งการเดิน ดังนั้นอุปกรณ์เครื่องช่วยเดิน เช่น ไม้เท้า ไม้ค้ำยัน และกายอุปกรณ์เสริม จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินให้ดียิ่งขึ้น [1] ปัจจุบันกายอุปกรณ์เสริมแบ่งเป็น 2 ประเภทตามหลักการที่ใช้ในการขับเคลื่อน คือ กายอุปกรณ์เสริมแบบไม่มีกำลังหรือผู้ป่วยต้องควบคุมการเดิน ควบคู่กับการใช้กายอุปกรณ์ และกายอุปกรณ์เสริมแบบมีกำลังหรือหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ คือ อุปกรณ์ที่สามารถขับเคลื่อนตัวเองโดยถูกควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งพบว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติเป็นทางเลือกใหม่ที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินให้ดีขึ้น [2-3] ดังนั้นทางศูนย์เครือข่ายวิจัยประยุกต์ทางเทคโนโลยี หุ่นยนต์และชีวการแพทย์ จึงได้พัฒนาหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 1



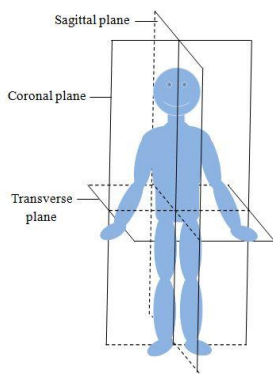
รูปที่ 1 หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1

จุดประสงค์ที่นำเสนอในการศึกษานี้เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหวหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ขณะเคลื่อนไหวบนแท่งแขวน โดยหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ เคลื่อนที่ในอากาศตามรูปแบบของระบบควบคุม

และการเคลื่อนไหวจริงโดยสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ที่ขาของอาสาสมัคร

II. วิจารณ์วรรณกรรม

กิจวัตรประจำวันที่สำคัญคือการลุกขึ้นยืน การนั่งลง และการเดินไปข้างหน้าอย่างมั่นคงและปลอดภัย [4] ซึ่งเป็นเรื่องยากที่ผู้ป่วยจะสามารถทำได้ ดังนั้นหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ จึงมีบทบาทสำคัญ เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถปฏิบัติกิจกรรมเหล่านั้นได้ ชีวกลศาสตร์และการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ โดยเฉพาะส่วนขา จึงเป็นสิ่งที่ควรเข้าใจเพื่อนำไปใช้ในการออกแบบและพัฒนาหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ให้ดียิ่งขึ้น แนวทางการเคลื่อนไหวถูกแบ่งออกได้ 3 ระนาบ คือ ระนาบซ้ายขวา (Sagittal plane) ระนาบหน้าหลัง (Coronal plane) และระนาบบนล่าง (Transverse plane) ดังแสดงในรูปที่ 2

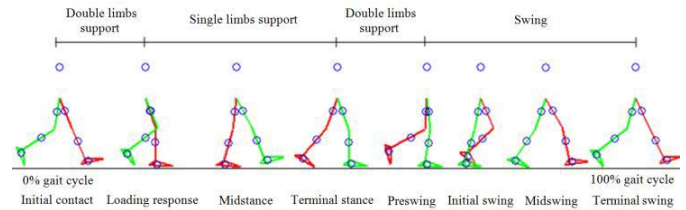


รูปที่ 2 ระนาบการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์

ชีวกลศาสตร์ส่วนขาประกอบด้วย ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า [5] ที่ติดกันและเรียงตัวอยู่ในแนวที่เหมาะสม ข้อสะโพกเกิดจากการต่อกันของกระดูกสะโพก (Pelvic bone) และกระดูกฟีมอร์ (Femur) สามารถเคลื่อนไหวได้ทั้ง 3 ระนาบคือ งอเหยียด (Flexion/Extension) กางหุบ (Abduction/Adduction) และหมุนเข้าในหมุนออกนอก (Internal/External rotation) ข้อเข่าเกิดจากการต่อกันของกระดูกฟีมอร์ (Femur) ทิเบีย (Tibia) และฟิบูล่า (Fibular) สามารถเคลื่อนไหวได้ 3 ระนาบเช่นเดียวกับข้อสะโพก แต่การเคลื่อนไหวที่โดดเด่นและสำคัญในการเดิน คือระนาบซ้ายขวา เพื่อการงอและเหยียดข้อเข่า ข้อเท้าเกิดจากการต่อกันของกระดูกทิเบียและฟิบูล่า บนหัวกระดูกทาลัส (Talus) การเคลื่อนไหวอยู่ในระนาบซ้ายขวา เพื่อกระดกเท้าขึ้นและลง (Dorsiflexion/Plantarflexion) เท้าเป็นส่วนที่ช่วยรับแรงกระแทก กระจายแรง และปรับเปลี่ยนไปตามการเคลื่อนไหวหรือพื้นผิวที่แตกต่างกัน โดยอาศัยโครงสร้างเฉพาะ ตลอดจนกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นภายในเท้า การเคลื่อนไหวหนึ่งที่สำคัญคือบิดเท้าเข้าด้านใน (Inversion) และออกด้านนอก (Eversion) ในแนวระนาบหน้าหลัง ด้วยข้อต่อที่เรียกว่า ข้อเท้า (Subtalar joint) [6-7]

การเดินเป็นกิจกรรมการเคลื่อนไหวหนึ่งที่สำคัญและมีผลกระทบต่อผู้ป่วยกล้ามเนื้อส่วนขาอ่อนแรง วงรอบการเดินหนึ่งรอบนิยมนับเริ่มต้นจากส้นเท้าหนึ่งข้างสัมผัสพื้นจนถึงส้นเท้าข้างเดิมสัมผัสพื้นอีกครั้ง หนึ่งวงรอบการเดินถูกแบ่งออกได้เป็น 2 ช่วงเวลา คือช่วงเวลาเท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) ซึ่งใช้

เวลาประมาณร้อยละ 62 ของวงรอบการเดิน และช่วงเวลาที่เท้าลอยพ้นพื้น (Swing phase) ซึ่งใช้เวลาส่วนที่เหลืออีกร้อยละ 38 ของวงรอบการเดิน โดยทั้งสองช่วงเวลานั้นยังสามารถแบ่งย่อยๆ ได้อีกเป็น 8 ช่วงเวลา โดยที่พิจารณาจากองศา ทิศทางและลักษณะของการเคลื่อนไหวที่ต่างกันไป นอกจากนี้รูปแบบการเดินของขาทั้งสองข้างยังมีรูปแบบที่คล้ายกันอีกด้วย แต่แตกต่างกันที่ช่วงของเวลา ดังแสดงในรูปที่ 3 [8]

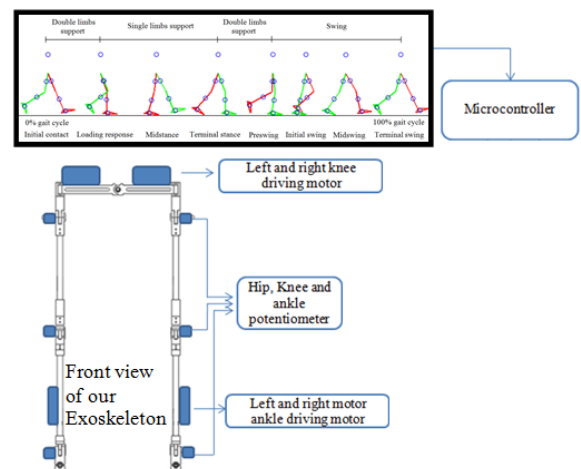


รูปที่ 3 หนึ่งวงรอบการเดิน

III. ภาพรวมการออกแบบ BART LAB LL-EXO1

การศึกษานี้พิจารณาเฉพาะการเคลื่อนไหวในแนวระนาบซ้ายขวา (Sagittal plane) เท่านั้น ซึ่งเป็นการเคลื่อนไหวหลักระหว่างรอบการเดิน โดยสั่งการให้หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ เคลื่อนที่ตามรูปแบบของระบบควบคุมและเก็บผลการทดลองจากภาพเคลื่อนไหว ระบบควบคุมถูกออกแบบให้มีรูปแบบการเคลื่อนไหวที่เลียนแบบการเดินของคนปกติให้มากที่สุดตามการศึกษาของ Winter [8] ระบบควบคุมประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น Arduino Mega 2560 มอเตอร์ขับเคลื่อน 4 ตัว และตัววัดค่าโพเทนชิโอมิเตอร์ (Potentiometers) จำนวน 6 ตัว

รูปแบบควบคุมการเดินถูกเก็บไว้ในไมโครคอนโทรลเลอร์ และรับข้อมูลจากองศาการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าจากตัววัดค่าขงสถาปัตยกรรมการออกแบบระบบควบคุม ดังแสดงในรูปที่ 4 โดยเปรียบเทียบองศาระหว่างข้อเข่าและข้อเท้าจากตัววัดค่า เทียบกับองศาของข้อสะโพก และระบบควบคุมจะหยุดก็ต่อเมื่อความแตกต่างขององศาอยู่ในช่วงระหว่าง ± 1 องศา

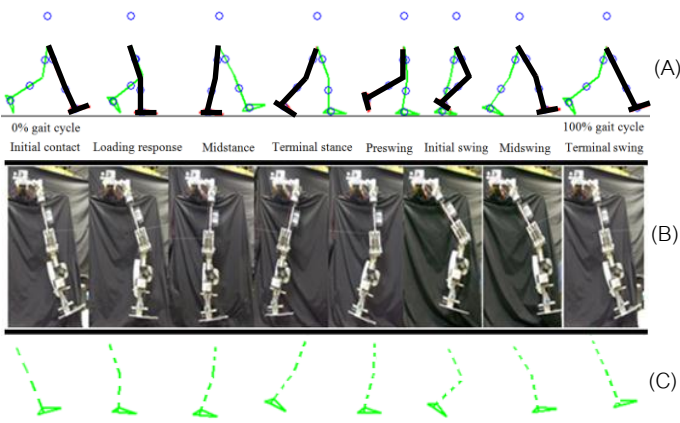


รูปที่ 4 สถาปัตยกรรมการออกแบบระบบควบคุม

IV. การทดลองและผลการทดลอง

การทดสอบแบ่งออกเป็น 2 ระยะ ช่วงแรกคือศึกษาการเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ โดยจับเคลื่อนบนแท่งที่แขวนเฉพาะ หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ จะเคลื่อนไหวไปตามโปรแกรมที่ถูกกำหนดรูปแบบการเดินไว้แล้ว โดยข้อเท้าและข้อเท้าจะเคลื่อนที่ไปตามการเปลี่ยนแปลงองศาของข้อสะโพกที่ผู้ทดลองได้ให้แรงขับเคลื่อนจากภายนอกและเก็บผลการทดลองจากภาพเคลื่อนไหว จากนั้นให้อาสาสมัครสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ เพื่อดูการเคลื่อนไหวจริงและเก็บผลการทดลองจากภาพเคลื่อนไหวเช่นเดียวกัน

ผลการทดลองในระยะแรกพบว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ สามารถเคลื่อนไหวไปยังตำแหน่งและทิศทางได้ตามระบบควบคุมและใกล้เคียงกับองศาการเคลื่อนไหวของมนุษย์ ดังแสดงในรูปที่ 5 โดยเส้นหนาของรูปภาพ 5A คือการจำลองการเคลื่อนไหวจากการศึกษาของ Winter [8] รูป 5B คือ การเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ บนแท่งแขวน และเส้นประของรูป 5C คือการจำลองการเคลื่อนไหวโดยโปรแกรม MATLAB ที่ได้คำนวณจากตัววัดค่า



รูปที่ 5 (A) จำลองการเดินตามการศึกษาของ Winter (B) การเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ บนแท่งแขวน และ (C) จำลองการเดินโดยโปรแกรม MATLAB

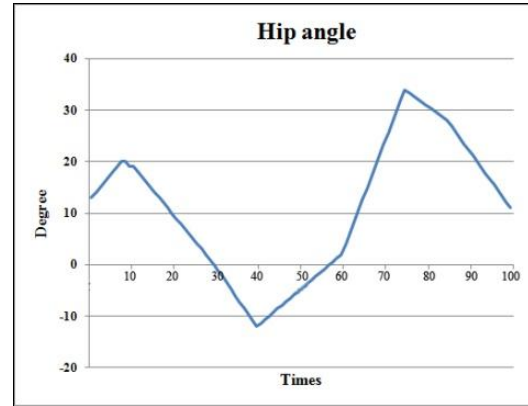
หากนำองศาการเคลื่อนไหวที่ได้ของข้อสะโพก ข้อเท้าและข้อเท้ามาแสดงกราฟดังรูปที่ 6 โดยแกนนอนคือระยะเวลาที่แปลงให้อยู่ในช่วงร้อยละของวงรอบการเดิน และแกนตั้งคือองศาการเคลื่อนไหว โดยค่าบวกแสดงถึงการงอ (Flexion) ของข้อสะโพกและข้อเท้า และการกระดกข้อเท้าขึ้น (Dorsiflexion) ในทางตรงกันข้าม ค่าลบแสดงถึงการเหยียด (Extension) ของข้อสะโพกและข้อเท้า และการกระดกข้อเท้าลง (Plantarflexion)

พิจารณาจากกราฟพบว่าค่าสูงสุดขององศาข้อสะโพกในช่วงงอมี 2 ช่วงคือช่วงสิ้นสุดเมื่อเท้าสัมผัสพื้นครั้งแรก (Initial contact) มีค่าเท่ากับ 20 องศา และช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น (Initial to mid swing) มีค่าเท่ากับ 34 องศา ในทางกลับกันค่าสูงสุดขององศาข้อสะโพกในช่วงเหยียดคือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น (Terminal stance) มีค่าเท่ากับ 12 องศา ดังแสดงในรูปที่ 6A

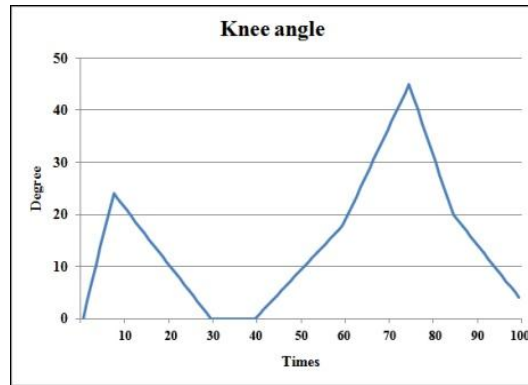
ข้อเท้าพบว่าค่าสูงสุดในช่วงงอมี 2 ช่วง เช่นเดียวกับข้อสะโพก คือช่วงที่เท้าวางราบกับพื้นเพื่อถ่ายน้ำหนัก (Loading response) มีค่าเท่ากับ 20 องศา และช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น มีค่าเท่ากับ 45 องศา ในทาง

กลับกันค่าสูงสุดขององศาข้อเท้าในช่วงเหยียดคือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น มีค่าเท่ากับ 0 องศา ดังแสดงในรูปที่ 6B

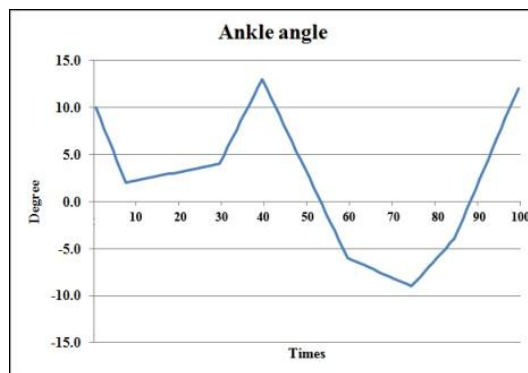
ข้อเท้าพบว่าค่าสูงสุดในช่วงกระดกข้อเท้าขึ้น คือช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น มีค่าเท่ากับ 13 องศา และค่าสูงสุดในช่วงกระดกข้อเท้าลง คือช่วงต้นถึงกลางของการเหยียดขาเหนือพื้น มีค่าเท่ากับ 9 องศา ดังแสดงในรูปที่ 6C



(A)



(B)

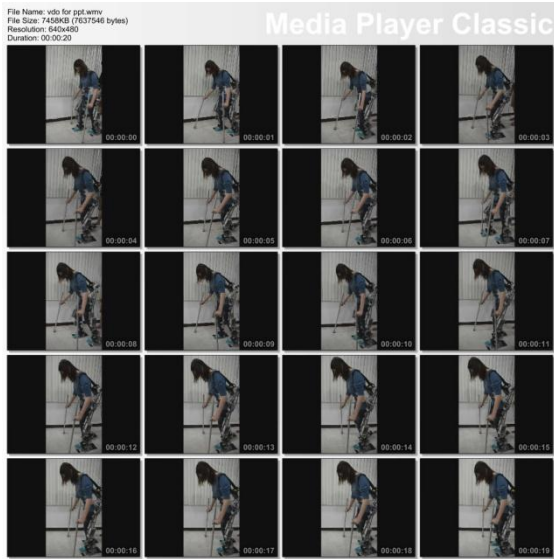


(C)

รูปที่ 6 (A) องศาการเคลื่อนไหวข้อสะโพก (B) ข้อเท้า และ (C) ข้อเท้าในหนึ่งรอบการเดิน

ผลการทดลองในระยะสุดท้ายคืออาสาสมัครทดลองเดินขณะสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ดังแสดงในรูปที่ 7 พบว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ

สามารถเคลื่อนไหวได้ใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวที่เราต้องการ แต่อย่างไรก็ตามยังมีบางช่วงการเคลื่อนไหวที่คลาดเคลื่อนไป เช่น ช่วงกึ่งกลางของการยืน (Mid stance) และช่วงที่สิ้นเท้ายกเหนือพื้น (Terminal stance) ที่ข้อเข่างอมากเกินไป ช่วงเวลาของการก้าวเดินที่ยังไม่ต่อเนื่อง (Uneven timing) และเวลาที่ตอบสนองต่อระบบควบคุมยังไม่เป็นที่น่าพอใจ



รูปที่ 7 อากาศสมัครเดินขณะสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ

V. บทวิจารณ์ผลงาน

รูปแบบการเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ มีความใกล้เคียงกับการวิเคราะห์การเดินของ Winter [8] แต่ปัญหาที่พบคือเวลาการตอบสนองต่อระบบควบคุม และรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ยังไม่ต่อเนื่องและสมบูรณ์เท่าที่ควร โดยระบบควบคุมควรได้รับการพัฒนาให้การเคลื่อนไหวเป็นไปอย่างต่อเนื่องและเพิ่มความซับซ้อนของระบบควบคุมให้มากยิ่งขึ้น

เนื่องจากสถาปัตยกรรมการออกแบบระบบควบคุมนี้เป็นไปตามรูปแบบที่กำหนดเฉพาะ โดยอาสาสมัครจำเป็นต้องเดินตามรูปแบบที่ถูกควบคุมไว้เท่านั้น ซึ่งในความเป็นจริง การเดินมีหลายเหตุปัจจัยที่ทำให้รูปแบบการเดินสามารถปรับเปลี่ยนไปตามสถานการณ์ สภาพพื้นผิว หรือเหตุการณ์ที่ไม่พึงปรารถนา เช่น เสียการทรงตัวและหกล้ม เป็นต้น ดังนั้นหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ควรถูกพัฒนาให้ตอบสนองหรือปรับเปลี่ยนไปตามสถานการณ์เหล่านั้นได้

โครงสร้างทางกลและสถาปัตยกรรมระบบควบคุมถูกออกแบบมาเฉพาะการเดินเท่านั้น ซึ่งในความเป็นจริงยังมีกิจกรรมอื่นๆที่จำเป็นในชีวิตประจำวัน เช่น การลุกยืนจากเก้าอี้ การนั่งลงบนเก้าอี้ การขึ้นและลงบันไดหรือทางลาดเอียง เป็นต้น ดังนั้นหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ควรถูกพัฒนาให้มีรูปแบบการเคลื่อนไหวที่หลากหลายเพื่อตอบสนองต่อความจำเป็นในชีวิตประจำวันและยังเป็นการส่งเสริมให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นในอนาคตอีกด้วย

VI. บทสรุปและข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้เพื่อวิเคราะห์ถึงการเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ โดยวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางกล ระบบควบคุม และการเคลื่อนไหวจริงขณะที่อาสาสมัครสวมใส่ โดยเปรียบเทียบกับการศึกษาการเดินของ Winter [8] การทดลองแบ่งออกเป็น 2 ระยะ คือทดลองการเคลื่อนไหวเหนือพื้นโดยชวนหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ ไว้บนแท่งแขวนเฉพาะ และการทดลองให้อาสาสมัครทดลองเดินขณะสวมใส่หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ โดยนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์และเปรียบเทียบ ซึ่งพบว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ สามารถเคลื่อนไหวได้ตามรูปแบบที่ระบบควบคุมต้องการและใกล้เคียงกับรูปแบบการเคลื่อนไหวของมนุษย์ แต่ปัญหาที่ควรได้รับการพัฒนาต่อไปคือการตอบสนองของระบบควบคุมที่รวดเร็วขึ้น รูปแบบการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนและหลากหลายมากยิ่งขึ้น

บรรณานุกรม

- [1] John WM. Lower Limb Orthoses. AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices Third Edition. Mosby Elsevier. 1998.
- [2] Dollar AM, Herr H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. Robotics, IEEE Transactions on. 2008;24(1):144-58.
- [3] Herr H. Exoskeletons and orthoses: Classification, design challenges and future directions. J NeuroEngineering Rehabil Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2009;6(1).
- [4] Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RA. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997 Jun;12(4):236-45.
- [5] Prosthetists CAo, Orthotists, Weber D. Clinical Aspects of Lower Extremity Orthotics: Elgan Enterprises; 1990.
- [6] Wu, K.K. Foot orthoses: Principles and clinical applications. Maryland: Williams & Wilkins. 1990
- [7] Reynold, J.C. *Rehabilitation of the foot and ankle*. Missouri: Mosby Year-Book. 1995.
- [8] Winter D. A. Anthropometry, Biomechanics and motor control of human movement: Chapter 4; 2009, pp. 51-74.