

แนะนำหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1

Introduction to A Walking-Assisted Robot, BART LAB LL-EXO1

พีรภัทร โอวาทชัยพงศ์¹, ผศ.ดร.จักรกฤษณ์ ศุทธากรณ์^{#2}

[#]ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์, คณะวิศวกรรมศาสตร์,

¹ศูนย์เครือข่ายวิจัยประยุกต์ทางเทคโนโลยีหุ่นยนต์และชีวการแพทย์, คณะวิศวกรรมศาสตร์,

มหาวิทยาลัยมหิดล 25/25 ถ.พุทธมนตลสาย 4 ต.ศาลายา อ.พุทธมณฑล จ.นครปฐม ประเทศไทย

peerapat@bartlab.org

ติดต่อผู้เขียน : jackrit.sut@mahidol.ac.th

บทคัดย่อ— หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ (Lower-Limb Exoskeleton) โดยทั่วไปจะถูกติดตั้งไว้กับขาของผู้ใช้เพื่อจุดมุ่งหมาย 2 ประการคือ 1) การเพิ่มศักยภาพด้านการเดินเพื่อลดภาระงานในด้านการเดินทางระยะไกล และการรับน้ำหนักระหว่างการเคลื่อนที่ซึ่งโดยมากถูกนำไปใช้ในด้านการทหาร และ 2) การบำบัดสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเดิน บทความฉบับนี้นำเสนอหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ที่มีระบบทางกลแบบใหม่เพื่อการบำบัดผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลังในระดับต่ำกว่า L3 ลงมา ทำให้ผู้ป่วยที่ไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าได้ BART LAB LL-EXO1 ประกอบด้วยข้อต่อองศาอิสระจำนวน 9 องศาอิสระ ซึ่งเป็นข้อต่อที่ใช้สำหรับการเดิน 6 ข้อต่อ และทำหน้าที่รักษาสวมขณะเดิน 3 ข้อต่อ เพื่อรองรับรูปแบบการเดินของคนปกติ และระบบทางกลแบบใหม่ที่ติดตั้งไว้ที่ข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้า ทำหน้าที่เสริมการทำงานของข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าระหว่างเดิน โดยระบบทางกลแบบใหม่นี้จะทำหน้าที่สะสมและปลดปล่อยพลังงานในช่วงเวลาที่หุ่นยนต์ต้องการใช้พลังงานในการขับเคลื่อนสูงสุด ซึ่งเป็นผลทำให้ภาระงานสูงสุดที่มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงต้องแบกรับลดลง

คำสำคัญ— หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ (Exoskeleton) การกายภาพบำบัด (Rehabilitation)

I. บทนำ

หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ (Lower-Limb Exoskeleton) โดยทั่วไปแล้วจะถูกติดตั้งไว้กับขาของผู้ใช้เพื่อช่วยเสริมสมรรถภาพของข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า และช่วยรองรับน้ำหนักของร่างกายและสิ่งของที่ต้องการยกแทนขาของผู้ใช้ระหว่างการเคลื่อนที่ โดยมีจุดมุ่งหมายหลัก 2 ประการ คือ 1) การเพิ่มศักยภาพในการเดินทางระยะไกลด้วยการลดภาระงานของขา และการรองรับน้ำหนักระหว่างการเคลื่อนที่ ซึ่งมักถูกนำไปใช้ในด้านการทหาร และ 2) การบำบัดสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องการเดิน

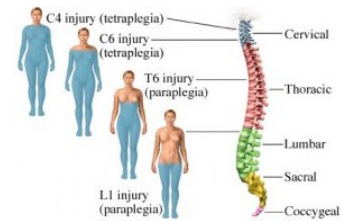
ก. ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบันผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินได้มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินได้เนื่องจากอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลัง ผลจากการสำรวจโดยกรมสถิติแห่งชาติพบว่าในปี พ.ศ. 2550 ประเทศไทยมีผู้พิการประมาณ 1.87 ล้านคน โดยมากกว่าร้อยละ 10 ของผู้พิการทั้งหมด เป็นผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดิน

ได้เนื่องจากมีอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลัง ทำให้ไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้าได้ [1] ปัญหาที่พบในผู้ป่วยกลุ่มนี้คืออาการแผลกดทับและอาการข้อต้อึด (Joint stiffness) ที่เกิดจากการนอนหรือการนั่งในท่าทางเดิมเป็นเวลานาน เป็นต้น โดยทั่วไปแพทย์รักษาอาการแผลกดทับและอาการข้อต้อึดที่เกิดขึ้นด้วยการทำกายภาพบำบัด เพื่อเปลี่ยนอิริยาบถของผู้ป่วยที่ต้องนั่งเป็นเวลานานและยังเป็นการบริหารข้อต่อส่วนต่างๆ อีกด้วย

นอกจากวิธีการรักษาดังกล่าวมาแล้วข้างต้น นักวิจัยจากสาขาต่างๆ ได้นำเสนอวิธีการบำบัดผู้ป่วยแบบใหม่ ด้วยการใช้นวัตกรรมหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติเสริมความสามารถของข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าของผู้ป่วย ทำให้ผู้ป่วยสามารถเดินได้ด้วยตนเอง [2-4]

บทความฉบับนี้นำเสนอขั้นตอนการสร้างหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ทางกลที่บริเวณข้อต่อส่วนต่างๆ ของขาของผู้ป่วยในระหว่างการเดิน การออกแบบระบบข้อต่อที่จำเป็นต่อการเดินและการทรงตัว (เพื่อผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลังบริเวณเอว (Lumbar spinal nerve) ตั้งแต่ข้อที่ 3 ลงมาดังแสดงในรูปที่ 1 ซึ่งทำให้ผู้พิการไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าได้) การออกแบบระบบทางกลแบบใหม่สำหรับช่วยเสริมการทำงานของข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้า และรวมไปถึงหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ต้นแบบ



รูปที่ 1 ผลของอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลังบริเวณต่างๆ

(Courtesy, <http://stemcelltreatments.org>)

ข. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

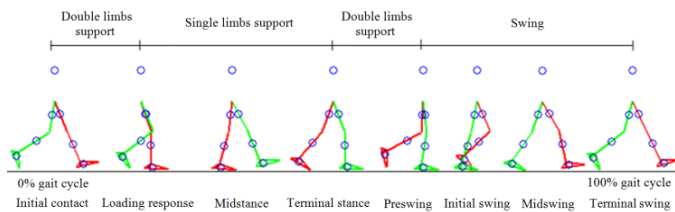
ในปัจจุบันหุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ (Lower-Limb Exoskeleton) ได้รับการพัฒนาและนำไปใช้ในด้านต่างๆ โดยตัวอย่างที่น่าสนใจของหุ่นยนต์ประเภท

เพิ่มศักยภาพนี้คือ 1.Hardiman ของบริษัท General Electric ที่เป็นหุ่นยนต์ช่วยเดินตัวแรกที่มีทั้งส่วนแขนและขา [5] 2.Nurse Assisting Exoskeleton ที่ถูกพัฒนาโดย คาซึฮิโตะ ไฮโด จากสถาบันเทคโนโลยีคานากาว่า ประเทศญี่ปุ่นที่เสริมกำลังให้ผู้ใช้ทั้งส่วนแขนและส่วนขา [6] 3.HAL3 หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติแบบเสริมกำลังทั้งส่วนแขนและส่วนขา ที่สามารถใช้งานได้สำหรับการบำบัดผู้ป่วย ถูกพัฒนาโดยโยชิยุกิ แชนโก มหาวิทยาลัยชิบูยา ประเทศญี่ปุ่น [7,8] และสุดท้ายคือ 4.BLEXX ที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในด้านการทหาร โดยโฮมิ คาเซอร์ฮูนิ จากมหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย-เบิร์คเลย์ ประเทศสหรัฐอเมริกา [9] นอกเหนือจากทำหน้าที่เสริมศักยภาพ ให้กับผู้ใช้แล้ว การใช้งานอีกรูปแบบหนึ่งคือการบำบัดผู้ป่วย (Active Orthoses Exoskeleton) ซึ่งหุ่นยนต์ประเภทนี้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อผู้ใช้ที่ไม่สามารถเดินได้ด้วยตนเอง หุ่นยนต์จะทำหน้าที่แทนข้อต่อส่วนต่างๆ และช่วยรับน้ำหนักของผู้ใช้งานแทนขาจริง ตัวอย่างของหุ่นยนต์ที่น่าสนใจคือ 1.หุ่นยนต์ Active suit เป็นหุ่นยนต์ที่ถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่องโดยไมโอเมอร์ วูโกบราโทวิต จากสถาบันวิจัยมิไฮโล พูพิน ประเทศเซอร์เบีย [10,11] 2.EXPOS ที่แยกชุดส่งกำลังและแบตเตอรี่ออกจากผู้ใช้เพื่อลดภาระเรื่องน้ำหนัก ถูกพัฒนาโดยเคียวฮงจูล คอง มหาวิทยาลัยไซแกง ประเทศเกาหลี [12] 3.หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติที่ใช้ระบบนิวเมตริกที่ประกอบด้วยลูกสูบทางเดียว 2 อัน ต่อกันเพื่อทำหน้าที่เป็นกลไกเนื้อเทียม ถูกพัฒนาขึ้นโดยตีร์ค ลีเฟเบอร์ จากมหาวิทยาลัยไวรจิง ประเทศเบลเยียม [13] และสุดท้ายคือ 4.LOPES ที่ถูกพัฒนาโดยคูจิ วาน เดอร์ เฮอร์แมน จากมหาวิทยาลัยเทเวเนท ประเทศเนเธอร์แลนด์ [14]

ในส่วนต่อไปจะกล่าวถึงลักษณะการเดินของคนปกติ (Normal Gait cycle) การวิเคราะห์ทางกลศาสตร์ที่ข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า การออกแบบ BART LAB LL-EXO1 ต้นแบบ และต้นแบบของหุ่นยนต์ BART LAB LL-EXO1

II. รูปแบบและการวิเคราะห์ทางกลของการเดินของคนปกติ

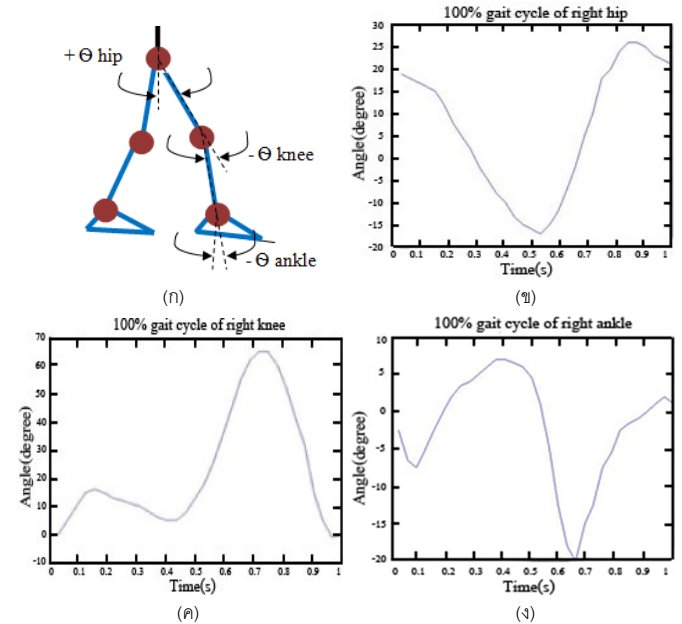
ลักษณะการเดินของคนปกติจะถูกแบ่งออกเป็น 2 ช่วงคือ ช่วงเท้าเหยียบพื้น (Stance phase) คิดเป็นร้อยละ 60 ของ 1 รอบการเดิน และช่วงแกว่งเท้า (Swing phase) คิดเป็นร้อยละ 40 ของ 1 รอบการเดิน ดังแสดงในรูปที่ 2 โดยรูปวงกลมแสดงถึงจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายก่อนบน ต้นขา หน้าแข้ง และฝ่าเท้า ตามลำดับ เส้นสีแดงและสีเขียวแทนขาแต่ละข้าง



รูปที่ 2 ลักษณะการเดินของคนปกติ

ใน 1 รอบการเดินของคนปกติ ถูกแบ่งออกเป็นท่าเดินทั้งหมด 8 ท่า ผลจากการศึกษา 1 รอบการเดินของคนปกติที่มีความสูงเฉลี่ย 170 ซม. จะมีองศาการ

เคลื่อนที่ของข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าดังแสดงในรูปที่ 3 โดย 3(ก) แสดงแกนอ้างอิงที่ใช้วัดมุมการงอของสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า และ 3(ข) 3(ค) และ 3(ง) แสดงองศาการเคลื่อนที่ของสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าของขาข้างขวาตามลำดับ



รูปที่ 3(ก) แกนอ้างอิงที่ใช้วัดมุมการงอของสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า (ข) (ค) และ (ง) องศาการเคลื่อนที่ของสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าของขาขวาตามลำดับ

เมื่อทำการวิเคราะห์ทางกลที่ข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าดังแสดงในรูปที่ 4 โดยมีสมมติฐานสำหรับการคำนวณคือ

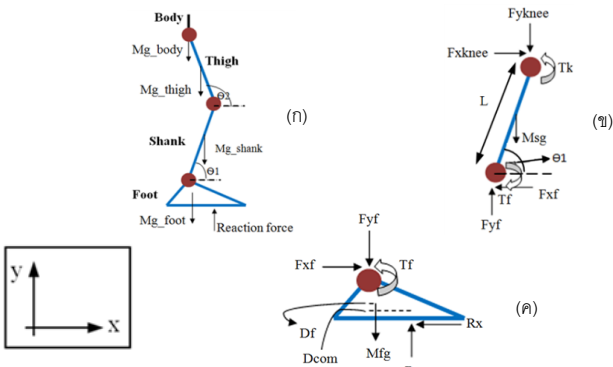
1. ส่วนบนของร่างกายเป็นทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า มีจุดศูนย์กลางมวลอยู่ที่จุดศูนย์กลางของทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า
2. ในขณะที่เดิน ส่วนบนของร่างกายอยู่ในแนวตั้งเสมอ
3. แรงปฏิกิริยา (N) ที่พื้นกระทำกับฝ่าเท้าเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นพบว่าแรงบิดเกิดขึ้นที่หัวเข่า (T_k) และข้อเท้า (T_f) ระหว่างการเดินจะสามารถคำนวณหาได้จากความสัมพันธ์ดังแสดงในสมการที่ (1) (2) และ (3)

$$Mg_{Body} + Mg_{thigh} + Mg_{shank} + Mg_{foot} = N \quad (1)$$

$$T_f = (-R_y D_{com}) + (M_{fg} D_f) \quad (2)$$

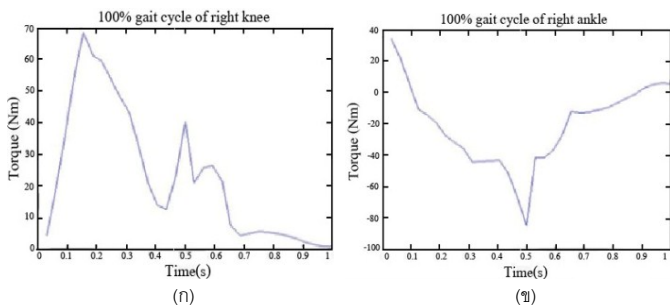
$$T_k = T_f + (F_{yf} \times L \cos \theta_1) - (M_{sg} \frac{L}{2} \cos \theta_1) \quad (3)$$

เมื่อ Mg_{Body} Mg_{thigh} Mg_{shank} (M_{sg}) และ Mg_{foot} (M_f) คือ น้ำหนักของร่างกาย ส่วนบน ต้นขา หน้าแข้งและเท้าตามลำดับ R_y คือแรงปฏิกิริยาที่เท้าในแนวแกน Y ในขณะที่ D_f และ D_{com} คือระยะทางระหว่างจุดศูนย์กลางมวลของเท้าและระยะทางระหว่างจุดเกิดแรงปฏิกิริยาบนฝ่าเท้ากับจุดหมุนที่ข้อเท้า ในแนวแกน X ตามลำดับ L คือความยาวของหน้าแข้ง F_{yf} คือแรงกระทำที่ข้อเท้าในแนวแกน Y และ T_f และ T_k คือแรงบิดที่ข้อเท้าและหัวเข่า ตามลำดับ



รูปที่ 4 (ก) (ข) และ (ค) แผนภูมิแรงอิสระ (Free-body Diagram) ที่กระทำที่ข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า ตามลำดับ

ค่าแรงบิดที่เกิดขึ้นที่หัวเข่า และข้อเท้าใน 1 รอบการเดินของคนปกติที่มีความสูง 170 ซม. หนัก 60 กก. ถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 5 (ก) และ (ข) ตามลำดับ โดยค่าแรงบิดสูงสุดที่หัวเข่าเกิดขึ้นในช่วงที่ 2 ของการเดิน (Loading response) มีค่าเท่ากับ 68 นิวตัน-เมตร และค่าแรงบิดสูงสุดที่ข้อเท้าเกิดขึ้นในช่วงที่ 4 (Terminal stance) มีค่าเท่ากับ 85 นิวตัน-เมตร



รูปที่ 5 (ก) แรงบิดที่หัวเข่าใน 1 รอบการเดิน (ข) แรงบิดที่ข้อเท้าใน 1 รอบการเดิน

III. การออกแบบและการสร้างหุ่นยนต์ BART LAB LL-EXO1

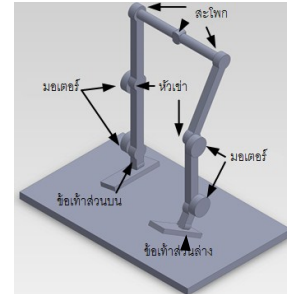
จากการศึกษารูปแบบการเดินของคนปกติ และการวิเคราะห์ทางกลที่ข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าในหัวข้อที่แล้ว และการปรับลดท่าทางที่ไม่จำเป็นต่อการเดิน ทำให้ทราบถึงความต้องการขั้นต่ำสำหรับการออกแบบหุ่นยนต์ BART LAB LL-EXO1 สำหรับกลุ่มผู้พิการที่สนใจ โดยในตารางที่ 1 แสดงรายการเคลื่อนที่ของข้อต่อส่วนต่างๆ และค่าแรงบิดสูงสุดที่ใช้ในการขับเคลื่อนข้อต่อส่วนต่างๆ ระหว่างการเดิน โดยข้อต่อสะโพกไม่มีค่าแรงบิดที่ต้องการเนื่องจากผู้พิการสามารถขับเคลื่อนข้อต่อส่วนนี้ได้ด้วยตนเอง

ตารางที่ 1

รายการเคลื่อนที่และค่าแรงบิดสูงสุดที่ใช้ในการขับเคลื่อนข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า

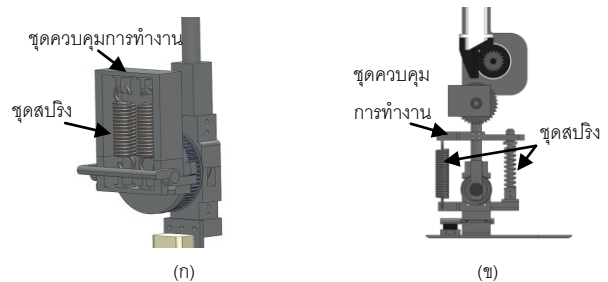
ชนิดข้อต่อ	รายการเคลื่อนที่ (องศา)	แรงบิดสูงสุด (นิวตัน-เมตร)
สะโพก	-90 ถึง 90	-
หัวเข่า	-60 ถึง 0	68
ข้อเท้า	0 ถึง 20	52

จากข้อกำหนดสำหรับการเดินแบบปกติดังตารางที่ 1 ลักษณะของ BART LAB LL-EXO1 จึงมีลักษณะดังรูปที่ 6 โดยขาแต่ละข้างประกอบด้วยข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าส่วนบนสำหรับการเดิน ข้อต่อตรงกลางหลังของผู้ใช้และข้อเท้าส่วนล่างสำหรับการรักษาสมดุลระหว่างการเดิน และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ที่ใช้ระบบเฟืองโซ่และพูลเลย์สายพานเป็นชุดทดแรงเพื่อสร้างชุดขับเคลื่อนสำหรับข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้าส่วนบน

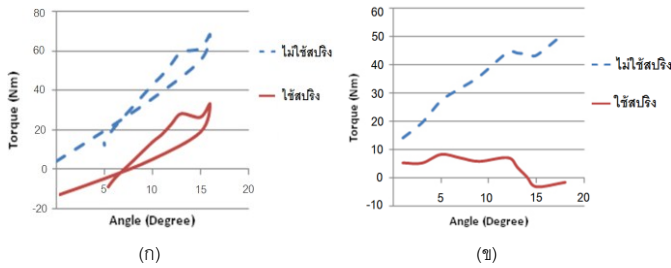


รูปที่ 6 ลักษณะต้นแบบของ BART LAB LL-EXO1

เป็นที่ทราบโดยทั่วกันว่ามอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงมีขนาด และน้ำหนักแปรผันตามแรงบิดที่สามารถสร้างได้ ดังนั้นการเลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงสำหรับสร้างหุ่นยนต์ต้นแบบเพื่อควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อต่อหัวเข่า และข้อเท้า และไม่สร้างภาระให้ผู้ปวยนั้นจำเป็นจะต้องมีระบบทางกลที่สามารถเพิ่มแรงบิดของมอเตอร์ได้ อย่างไรก็ตามระบบทางกลที่ใช้ในปัจจุบันที่สามารถเพิ่มแรงบิดได้ จะส่งผลให้ความเร็วเชิงมุมของเพลาด้านขาออกลดลง และทำให้ความเร็วเชิงมุมที่ใช้สำหรับควบคุมข้อต่อต่างๆ มีไม่เพียงพอ บทความฉบับนี้ได้นำเสนอระบบทางกลแบบใหม่ที่สามารถสร้างแรงบิด โดยความเร็วเชิงมุมของเพลาด้านขาออกจะไม่ลดลง ระบบทางกลแบบใหม่หรือระบบสปริงชดเชยแรงถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 7 ซึ่งประกอบด้วยชุดสปริงเพื่อใช้สะสมพลังงาน และชุดทางกลที่ใช้กำหนดช่วงเวลาในการปล่อยพลังงาน ในระหว่างการเดิน 1 รอบ ระบบสปริงชดเชยแรงจะทำการสะสมพลังงาน และปลดปล่อยพลังงานที่สะสมไว้ออกมาในช่วงเวลาที่หุ่นยนต์ต้องการแรงบิดสูงสุด ซึ่งทำให้แรงบิดที่มอเตอร์ต้องสร้างในช่วงเวลาดังกล่าว สำหรับขับเคลื่อนข้อต่อส่วนต่างๆ ลดลง ดังแสดงในรูปที่ 8 โดยเส้นปะ และเส้นทึบแทนระบบที่ไม่ใช้ระบบสปริงชดเชยแรง และระบบที่ใช้ระบบสปริงชดเชยแรง ตามลำดับ โดยข้อต่อหัวเข่าลดแรงบิดสูงสุดที่ต้องการลงจาก 68 นิวตัน-เมตร เหลือเพียง 33 นิวตัน-เมตร และข้อเท้าลดจาก 52 นิวตัน-เมตร เหลือเพียง 9 นิวตัน-เมตร

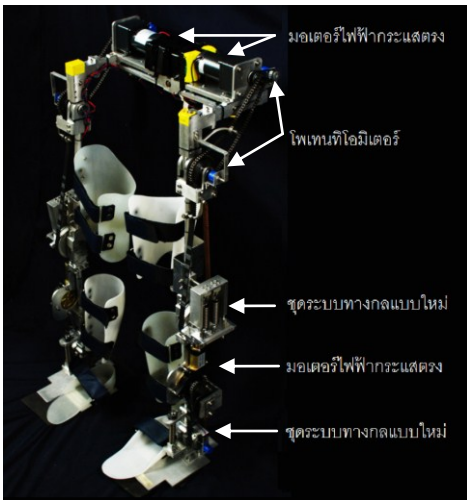


รูปที่ 7 (ก) ชุดระบบสปริงชดเชยแรงที่ข้อต่อหัวเข่า (ข) ชุดระบบสปริงชดเชยแรงที่ข้อต่อข้อเท้า



รูปที่ 8 (ก) และ (ข) ผลของระบบสปริงชดเชยแรงที่ข้อต่อหัวเข่า และข้อเท้าตามลำดับ

ผลจากการออกแบบหุ่นยนต์ BART LAB LL-EXO1 ต้นแบบถูกแสดงอยู่ในรูปที่ 9 โดยใช้อะลูมิเนียมเป็นโครงสร้างหลัก ชุดขับเคลื่อนคือมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เฟืองโซ่ และพูลี่สายพาน ในส่วนของระบบตรวจวัดองศาการเคลื่อนไหวที่ข้อต่อส่วนต่างๆ ใช้โพเทนทิโอมิเตอร์ (Potentiometer) 6 อัน ในการตรวจวัดองศาการเคลื่อนไหวที่ข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า เพื่อใช้ในการควบคุมองศาการเคลื่อนไหวที่ข้อต่อหัวเข่า และข้อเท้าระหว่างการเดิน



รูปที่ 9 หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติ BART LAB LL-EXO1 ต้นแบบ

IV. สรุป

หุ่นยนต์ช่วยเดินอัตโนมัติต้นแบบ (Exoskeleton) เป็นหุ่นยนต์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อผู้พิการที่มีอาการบาดเจ็บที่ไขสันหลัง และไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่า และข้อเท้าได้ หุ่นยนต์ BART LAB LL-EXO1 ต้นแบบประกอบด้วยข้อต่ออิสระ 9 ข้อต่อ โดยมีข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าส่วนบนใช้สำหรับการเดิน ข้อต่อสะโพกบริเวณกลางหลัง และข้อเท้าส่วนล่างใช้ในการรักษาสมดุลของร่างกายขณะเดิน และชุดขับเคลื่อนที่ติดตั้งมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง และชุดระบบทางกลแบบใหม่สำหรับข้อต่อหัวเข่า และข้อเท้าส่วนบน โดยชุดระบบทางกลแบบใหม่จะทำหน้าที่สะสมพลังงาน และปล่อยพลังงานออกมาในช่วงเวลาที่หุ่นยนต์ต้องการ ทำให้แรงบิดที่มอเตอร์แต่ละตัวจำเป็นต้องสร้างในช่วงเวลานั้นลดลง โดยที่ข้อต่อหัวเข่าสามารถลดขนาดแรงบิดที่ต้องการลงได้จาก 68 นิวตัน-เมตร เหลือเพียง 33 นิวตัน-เมตร และที่ข้อต่อข้อเท้าสามารถลดขนาดของแรงบิดที่ต้องการลงได้จาก 52 นิวตัน-เมตร เหลือเพียง 9 นิวตัน-เมตร

V. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สนับสนุนโดยสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ(วช.) ภายใต้ชื่อโครงการ “การฟื้นฟูบูรณาการหุ่นยนต์ใช้ระบบรับรู้สัมผัสสิ่งแวดล้อมเสมือนจริง” ขอขอบคุณโรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ในความรู้ด้านการแพทย์บำบัด และขอขอบคุณนางสาววันขวัญ บัญชาติฐิ นางสาวอัจฉรา เต็มราม และนายศักดิ์ไฉย สุขแว่น สำหรับการมีส่วนร่วมในงานวิจัยนี้

VI. หนังสือนอ้างอิง

- [1] “Thai Disable Person’s Report in 2009,” <http://www.braille-cet.in.th>.
- [2] M. Dollar and H. Herr, “Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art,” *IEEE transactions on robotics*, vol. 24, NO. 1, Feb. 2008.
- [3] H. Kazerooni, “Exoskeletons for human performance augmentation,” A Chapter in book: *Robotics Handbook*, Springer-Verlag, 2008.
- [4] H. Herr, “Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009, BioMed Central Ltd., 18 Jun. 2009.
- [5] R. S. Mosher, “Handyman to Hardiman.” *SAE Automotive Engineering Congress*, SAE Technical Paper No. 670088, 1967.
- [6] M. Ishii, K. Yamamoto and K. Hyodo, “Stand-alone wearable power assist suit - Development and availability-,” *Journal of robotics and mechatronics* vol. 17, 22 Aug. 2005, pp. 575-576.
- [7] H. Kawamoto, S. Kanbe and Y. Sankai, “Power assist method for HAL-3 estimating operator’s intention based on motion information,” *Proceedings of the 2003 IEEE international workshop on Robot and Human Interactive Communication*, Millbrae, California, USA, 31 Oct.-2 Nov. 2003.
- [8] A. Tsukaha, Y. Hasegawa and Y. Sankai, “Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL,” *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, 23-26 Jun. 2009, pp. 211-217.
- [9] A. Chu, H. Kazerooni and A. Zoss, “On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, Apr. 2005, pp. 4356-4363.
- [10] M. K. Vukobratovic, D. Hristic, and Z. stojijkovic, “Development of active anthropomorphic exoskeletons,” *Medical and Biological Engineering*, Jan. 1974, pp. 66-80.
- [11] M. K. Vukobratovic, “When were active exoskeletons actually born?,” *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 4, NO. 3, 7 Feb. 2007, pp. 459-486.
- [12] K. Kong and D. Jeon, “Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients,” *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, vol. 11, NO. 4, Aug. 2006,
- [13] P. Beyl, J. Naudet, R. V. Ham, D. Lefeber, “Mechanical Design of an Active Knee Orthosis for Gait Rehabilitation,” *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, 12-15 Jun. 2007, pp. 100-105.
- [14] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. V. Asseltonk, and H. v. d. Kooij, “Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, NO. 3, Sep. 2007, pp. 379-386