

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดิน ที่มีระบบพยุงน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มีปัญหา

การเคลื่อนไหวด้านการเดิน รุ่นที่ 2.0

The Design of Gait-Assisted Machine with Partial Weight Support System Version 2.0 : Space Walker

วรัทธา ลิทธิเหล่านาร 1* บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ 1

1 ศูนย์ความเป็นเลิศด้านการออกแบบและพัฒนาต้นแบบทางวิศวกรรมอย่างสร้างสรรค์

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

E-mail: ws.nut@hotmail.com, rbunyong@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยที่น่าเสนอนี้เป็นงานวิจัยเพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพยุงน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดินรุ่นที่ 2 สำหรับกลุ่มผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง กลุ่มผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง กลุ่มผู้สูงอายุ โดยผู้วิจัยได้เริ่มต้นการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบช่วยฝึกเดินแบบพยุงน้ำหนักบางส่วนมาแล้ว 1 รุ่น โดยโครงการนี้เกิดขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาการฝึกเดินหลังจากที่ผู้ป่วยผ่านการฝึกเดิน หรือใช้เทคโนโลยีหุ่นยนต์ช่วยฝึกเดินมาแล้ว จนมีระดับความสามารถการเดินที่ดีขึ้นในระดับหนึ่ง ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยพอจะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ (ค่าระดับความสามารถของการเดิน ระดับ 2-4) หลังจากขั้นตอนนี้ผู้ป่วยจะต้องฝึกเดินให้บ่อยที่สุด โดยใช้โครงช่วยฝึกเดิน ซึ่งจะช่วยให้กล้ามเนื้อแข็งแรง แต่ปัญหาที่เกิดขึ้นคือ การหกล้ม ซึ่งเกิดจากอุปกรณ์ไม่มีระบบพยุงน้ำหนัก และเนื่องจากผู้ป่วยมีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวและมีความพิการหลงเหลืออยู่ ทำให้ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวร่างกายและรูปแบบการเดิน ทำให้เสี่ยงต่อการหกล้มเพิ่มขึ้นเป็น 2-3 เท่า เมื่อเทียบกับประชากรกลุ่มอายุเดียวกัน ซึ่งการแก้ไขปัญหาการหกล้มได้นั้น ก็คือการฝึกเดินเพื่อช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และป้องกันการหกล้ม ซึ่งวิธีนี้ได้รับการพิสูจน์ทางวิชาการแล้วว่าช่วยป้องกันการหกล้มได้ดีที่สุด

งานวิจัยชิ้นนี้มุ่งเน้นการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินรุ่นที่ 2 เพื่อแก้ปัญหาที่กล่าวมา โดยตัวอุปกรณ์ที่ออกแบบมีส่วนที่สำคัญ คือ ระบบพยุงน้ำหนักบางส่วน แบบไดนามิกส์ โดยใช้แก๊สสปริงทำหน้าที่พยุงน้ำหนักเพื่อช่วยพยุงน้ำหนักบางส่วนของผู้ป่วย โดยปรับระดับแรงพยุงน้ำหนักได้โดยการปรับมุมเอียงที่ใช้ติดตั้งแก๊สสปริง จากผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบ พบว่า อุปกรณ์สามารถพยุงน้ำหนักตัวผู้ป่วยได้ตามที่ออกแบบไว้ และสามารถเพิ่มประสิทธิภาพการฝึกเดิน ช่วยเหลือผู้ป่วยให้การฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินเป็นเรื่องที่ง่ายขึ้น

คำสำคัญ : โรคหลอดเลือดสมอง; ระบบพยุงน้ำหนักบางส่วน; การฝึกเดิน; ระดับความสามารถในการเดิน; วอล์คเกอร์แบบด้านหลัง

Abstract

This project was created to design and develop the Gait-Assisted Machine with Partial Weight Support System version 2.0 for gait impairment person, cerebrovascular patients, myasthenia gravis

patients and elderly persons. This project was created to support the person who have already pass gait training or who have already used the Exoskeleton or the End-effector until they can reach to the level that they have the capacity to walk. That means they can help themselves or can walk by themselves (the FAC's level is 2-4). After passing this level, normally the patients have to practice walking as much as possible by using Walker which makes the muscle strong. However there were still had the problem which is falling down. Because there are noting to support them. Furthermore the patients still have the problem with the movement because of the remaining from handicap. This lack of supporting can cause movement's problem and the walking form. Comparing with the population in the same age, this increase the risk of falling down two or three times. Therefore, the most effective way to resolve falling down problem is doing gait training in order to strengthen the muscle and protecting falling down in the same time

This project's objective focused on the design and the development of gait-assisted machine version 2.0 in order to solve all the problem that we might face. The gait assisted machine consisted of an important part Dynamic Partial Weight Support System which used gas spring to help supporting some part of patients' body by adjust Installation's angle of gas spring. Consequently, the demonstration of the machine was effective. This machine could help supporting the patients as expected and improved gait training. Moreover it can help the patients practice walking easier

Keywords

stroke, partial weight support, gait training, functional ambulation category, posterior walker

1. บทนำ

ปัจจุบันโรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 2 ของประเทศไทย [1] โดยรองจากโรคมะเร็ง โดยมีอัตราการเสียชีวิตอยู่ที่ 49.62 คน ต่อประชากร 100,000 คน โรคหลอดเลือดสมองมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เนื่องจากประชากรผู้สูงอายุในประเทศไทยมีจำนวนเพิ่มขึ้น ทำให้ ในปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยเป็นโรคนี้ประมาณ 5 แสนคน และผู้ที่มีความเสี่ยงจะเป็นโรคนี้อีกไม่ต่ำกว่า 10 ล้านคน ดังภาพที่ 1 ซึ่งโรคนี้ยังเป็นสาเหตุสำคัญในการเป็นอัมพฤกษ์ อัมพาต ทำให้ประเทศไทยต้องสูญเสีย งบประมาณจำนวนมหาศาลในการดูแลผู้ป่วยเหล่านี้

ผู้ป่วยต้องได้รับการทำกายภาพบำบัด และฟื้นฟูอย่างต่อเนื่อง เพื่อให้ร่างกายกลับมา มีสภาพร่างกายใกล้เคียงปกติ โดยผู้ป่วยส่วนใหญ่เมื่อได้รับการทำกายภาพบำบัดร่างกายสามารถฟื้นตัวได้ภายในระยะเวลา 3-6 เดือน [2] โดยมีการฟื้นตัวเร็วในช่วง 1-3 เดือนแรก โดยเริ่มจากการฝึกเดินโดยใช้ราวคู่ แต่การทำกายภาพบำบัดแบบนี้ยังมีปัญหาค่อนข้างมาก เนื่องจากกรณีผู้ป่วยมีอาการทางระบบประสาทค่อนข้างหนัก ผู้ป่วยจะทรงตัวไม่ได้เลย ทำให้ต้องใช้นักกายภาพบำบัดจำนวนมากกว่า 2 คนในการ [3] พยุงตัวผู้ป่วยเพื่อฝึกยืน หรือเดินบนราวคู่ และบางครั้งจะไม่สามารถทำได้ด้วยข้อจำกัดของผู้ป่วยเอง (อาการของโรค) และข้อจำกัดของนักกายภาพ

ในปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีหุ่นยนต์ช่วยฝึกการเดินเข้ามาช่วย เพื่อให้การทํากายภาพบำบัดทำได้ง่ายขึ้น ซึ่งมีอยู่ 2 รูปแบบ [2] คือ Exoskeleton (Lokomat, Autoambulator, LOPEZ) และ End-effector (Gait trainer, Haptic Walker) ทำให้สามารถทํากายภาพบำบัดผู้ป่วยได้มากขึ้น และมีประสิทธิภาพในการรักษาค่อนข้างสูง มีผลเพิ่มความสามารถในการเดินได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติหากเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ฝึกเดินด้วยการทํากายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม

หลังจากที่ได้ทำการฝึกเดินแล้วจนมีระดับความสามารถการเดิน (FAC) ระดับ 2-4 แล้วจะเป็นช่วงฟื้นฟูกล้ามเนื้อ โดยผู้ป่วยจะต้องฝึกเดินบ่อยๆโดยใช้โครงช่วยเดิน (Walker) ให้มากที่สุด ซึ่งทำให้กล้ามเนื้อแข็งแรง แต่ปัญหาที่เกิดขึ้น คือ การหกล้มจากการที่อุปกรณ์ไม่มีระบบพยุ่งน้ำหนัก (Body Support) [3] เนื่องจากผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองมักจะมีอาการหลงเหลืออยู่ ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวร่างกายและรูปแบบการเดิน ทำให้มีความเสี่ยงต่อการพลัดตกหกล้มเพิ่มขึ้นเป็น 2-3 เท่าเมื่อเทียบกับประชากรกลุ่มอายุเดียวกัน ซึ่งการที่จะแก้ไขปัญหาการหกล้มได้นั้น ก็คือ [4] การฝึกเดินอย่างปลอดภัย เพื่อช่วยสร้างเสริมความแข็งแรงของ กล้ามเนื้อ และป้องกันการหกล้ม ซึ่งวิธีนี้ได้รับการพิสูจน์ทางวิชาการแล้วว่า ช่วยป้องกันการหกล้มได้ดีที่สุด

จากปัญหาทั้งหมดที่กล่าวมาทั้งหมดผู้จัดทำจึงเกิดความคิดที่จะพัฒนาโครงช่วยเดินฝึกเดิน (Walker) ที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วน รุ่นที่ 2 ซึ่งพัฒนามาจากต้นแบบตัวที่ 1 เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถพยุ่งน้ำหนักของตัวเองเพื่อที่จะทรงตัวด้วยตัวเองได้ และยังสามารถเคลื่อนที่ไปในที่ต่างๆได้อย่างอิสระ เพื่อเสริมสร้างและฟื้นฟูกล้ามเนื้อให้กลับมาใกล้เคียงปกติได้มากที่สุด

2. เจาะไขและขอบเขตของสิ่งประดิษฐ์

โครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหว (Space Walker)

ถูกออกแบบมาให้ใช้สำหรับผู้ป่วยที่ค่าระดับความสามารถการเดินระดับ 2-4 (FAC Scores 2-4) ดังภาพที่ 1 ตัวเครื่องจะต้องสามารถช่วยพยุ่งตัวบางส่วน และป้องกันการหกล้ม พร้อมทั้งสามารถช่วยผู้ป่วยให้สามารถก้าวเดินโดยมีน้ำหนักตัวที่ลงที่ฝ่าเท้าลดลง เพื่อเป็นการช่วยผ่อนแรงผู้ช่วยเหลือผู้ป่วย รวมถึงทำให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดในการทํากายภาพบำบัด โดยผู้ป่วยจะมีความมั่นใจในการฝึกเดิน เมื่อเทียบกับการใช้เทคนิคทั่วไป เช่น การใช้โครงช่วยฝึกเดิน หรือไม้เท้าช่วยเดินแบบทั่วไป



ภาพที่ 1 Work Step ของการใช้งาน

3. แนวคิดในการออกแบบ

จากการศึกษารูปแบบการเดินหลังจากที่ผู้ป่วยผ่านการการทํากายภาพบำบัดมานั้น พบว่ามี 2 ส่วนสำคัญที่จำเป็นในการฝึกเดินด้วยโครงช่วยฝึกเดิน คือ 1. การยกและพยุ่งน้ำหนัก เพื่อช่วยแบ่งเบาภาระจากการที่กล้ามเนื้อของผู้ป่วยยังมีความแข็งแรงไม่มากพอ ที่จะเดินด้วยตัวเอง 2. การป้องกันการหกล้มซึ่งช่วยเสริมความมั่นใจในการเดิน ช่วยให้ผู้ป่วยกล้าที่จะเดินมากขึ้น ซึ่งส่งผลต่อการฝึกเดิน และท่าทางการเคลื่อนไหวต้องเสมือนการเดินปกติ

ดังนั้นจึงได้ออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักแบบ Dynamic Support โดยได้ทำการประยุกต์มาจากรูปแบบของอุปกรณ์ที่มีชื่อว่า ZeroG: overground gait and balance training system [5] [6] ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับใช้พยุ่งน้ำหนักผู้ป่วย เพื่อฝึกการเคลื่อนไหว และสามารถป้องกันการหกล้มได้ โดยการใช้งานจะเคลื่อนที่ไปตามรางที่อยู่เหนือศีรษะ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ไม่เหมาะสมกับผู้ป่วย เพราะ ถูกจำกัดให้เคลื่อนที่ไปได้แค่ตามราง และการใช้งานยัง

ต้องเดินทางไปโรงพยาบาล หรือสถานที่ที่มีการติดตั้ง ซึ่งทำให้เสียเวลาและค่าใช้จ่าย ซึ่งเป็นการลดโอกาสในการกลับมาเดินได้เป็นปกติอีกครั้งหนึ่งของผู้ป่วย



ภาพที่ 2 ZeroG: overground gait and balance training system

จึงได้นำเอาเครื่อง ZeroG: overground gait and balance training system ดังภาพที่ 2 มาทำการปรับปรุงให้เหมาะสม โดยได้ทำการออกแบบและปรับปรุงใหม่ ให้มีความเหมาะสมกับผู้ป่วยมากขึ้น โดยยังคงลักษณะคุณสมบัติเดิม แต่สามารถเคลื่อนที่ได้ มีขนาดเล็ก ใช้งานได้สะดวก เพื่อเพิ่มโอกาสในการเข้าถึงอุปกรณ์ของผู้ป่วยได้โดย ดังแผนความคิดในภาพที่ 3



ภาพที่ 3 [7] แผนผังความคิดในการออกแบบ Space Walker

4. การออกแบบกลไกและหลักการทำงาน

การออกแบบกลไกการพยุ่งน้ำหนักรุ่นมีขั้นตอนประกอบด้วย การหาแนวคิดในการออกแบบ และการนำมาสร้างต้นแบบ ประกอบด้วย

4.1 แนวคิดในการออกแบบระบบพยุ่งน้ำหนักรุ่น สำหรับการออกแบบระบบพยุ่งน้ำหนักรุ่นได้แนวคิดมาจากอุปกรณ์หุ่นแรงที่ใช้ในการยกของหนัก ที่มีชื่อว่า Equipois zeroG ดังภาพที่ 4 โดยเป็นระบบพยุ่งน้ำหนักรุ่นที่สามารถนำมาช่วยยกเครื่องมือต่างๆ ที่มีน้ำหนักมาก โดยใช้สปริงเป็นตัวรับน้ำหนัก โดยสามารถปรับน้ำหนักได้โดย ปรับความสั้น – ยาว ของสปริง

เพื่อปรับน้ำหนักได้ และสามารถนำมาต่อกันหลายๆ ตัว เพื่อการรับน้ำหนักมากขึ้นได้อีกด้วย



ภาพที่ 4 Equipois zeroG [8]

โดยการพยุ่งน้ำหนักรุ่นได้ทำการเปลี่ยนจากการใช้สปริง เป็นแก๊สสปริงเพื่อให้แรงที่เกิดขึ้นในการพยุ่งน้ำหนักรุ่นมีค่าคงที่ ไม่สวิงขึ้น-ลง มากเท่าสปริง ดังภาพที่ 5



ภาพที่ 5 Gas Spring Application [9]

4.2 ต้นแบบตัวที่ 1

ต้นแบบตัวที่ 1 ที่สร้างขึ้นมานั้น ทำมาเพื่อพิสูจน์แนวคิดที่ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการออกแบบระบบพยุ่งน้ำหนักรุ่นที่ได้ทำการศึกษามาในหัวข้อที่แล้วว่าสามารถใช้ได้จริงหรือไม่ โดยมีรายละเอียดดังนี้

การออกแบบกลไกพยุ่งน้ำหนักรุ่นในโครงช่วยฝึกเดินนั้น จะมีระบบพยุ่งน้ำหนักรุ่นติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านหลังชั้นงาน โดยมีแก๊สสปริงเป็นตัวปรับระดับน้ำหนักรุ่น การเชื่อมต่ออยู่กับชั้นส่วน 2 ชั้น เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ในแนวขึ้น – ลงได้ โดย โดยผู้ใช้งานจะอยู่ด้านหลังของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเองกับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดย walker นั้นจะเป็นแบบ [10] Posterior Walker ดังภาพที่ 6



ภาพที่ 6 Space Walker 1.0 Isometric

การปรับน้ำหนักจะใช้การปรับมุมของ Gas Spring เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงโดยใช้ Linear Actuator ทำการเลื่อนเข้า – ออก โดยตำแหน่งที่มุมน้อยจะเกิดแรงน้อย และตำแหน่งที่มุมเยอะที่สุด จะเกิดแรงสูงที่สุด โดยปกติการพยุ่งน้ำหนักของผู้ป่วยนั้น จะใช้ค่าไม่เกิน 30% ของน้ำหนักตัวผู้ป่วยในการพยุ่ง

ผลการทดสอบแนวคิดของการนำแก๊สสปริง มาใช้กับระบบพยุ่งน้ำหนักในต้นแบบตัวที่ 1 เพื่อให้เกิดแรงในการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส้นนั้น พบว่าสามารถใช้งานได้เป็นอย่างดีโดยผู้ใช้งานมีน้ำหนักตัวที่ส่งไปที่ปลายขาลดลง ในระหว่างที่เดิน แต่ยังมีปัญหาในส่วนของโครงสร้างอื่น ๆ เช่น ฐานด้านล่าง, ความไม่สะดวกในการเลี้ยวซ้าย – ขวา, ความใหญ่โตของระบบ จึงนำปัญหาที่กล่าวข้างต้นนี้ ไปทำต้นแบบตัวที่ 2 ขึ้นมา เพื่อปรับปรุงปัญหาต่าง ๆ ให้ดีขึ้นในต้นแบบตัวที่ 2

4.3 ต้นแบบตัวที่ 2

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักตัวต้นแบบตัวที่ 2 นั้น ในส่วนของการออกแบบจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

1. การออกแบบโครงสร้างและกลไกการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์

2. การออกแบบระบบควบคุม

3. การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

1. การออกแบบโครงสร้างและกลไกการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์

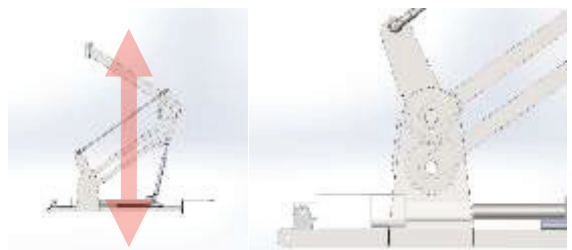
การออกแบบโครงสร้างและกลไกการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์ ต้องสามารถรับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้สูงสุด คือ 100 กิโลกรัม มีขนาดความกว้าง 70 เซนติเมตร ยาว 90 เซนติเมตร ความสูงตามความสูงของผู้ใช้งาน ดังภาพที่ 7 ซึ่งได้แสดงขนาดโดยรวมน้ำหนัก 27 กิโลกรัม



ภาพที่ 7 ขนาดโครงสร้างของต้นแบบตัวที่ 2

โครงสร้างมีฐานติดล้อทั้งหมด 4 ล้อ แบบล้อเป็นด้านหน้า และล้อตายด้านหลัง จากการออกแบบลักษณะนี้ทำให้การเลี้ยว และการเคลื่อนที่ไปในทิศทางต่าง ๆ ทำได้ง่าย

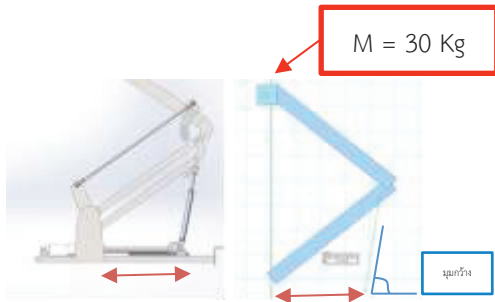
การออกแบบกลไกพยุ่งน้ำหนักในโครงช่วยฝึกเดินนั้น จะมีระบบพยุ่งน้ำหนักติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านข้างทั้ง 2 ด้านของชิ้นงาน โดยมีแก๊สสปริงเป็นตัวปรับระดับน้ำหนัก ทำการติดอยู่กับชิ้นส่วนฐานและกลไกพยุ่งน้ำหนัก เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ในแนวขึ้น – ลงได้ โดยใช้เกียร์ 2 ตัว ในการรักษามุม เพื่อให้สามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงได้เป็นเส้นตรง โดยผู้ใช้งานจะอยู่ตรงกลางของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเองกับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดยเป็นแบบ Posterior Walker ดังภาพที่ 8



ภาพที่ 8 การขยับ ขึ้น-ลง ของกลไก โดยใช้เกียร์ 2 ตัวทำการรักษามุม

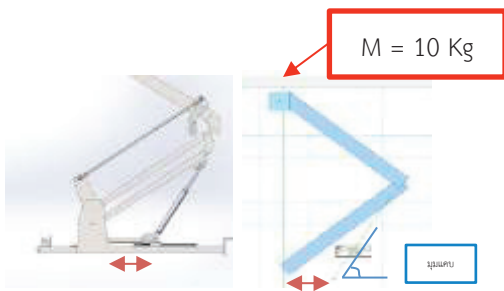
โดยการปรับน้ำหนักของการพยุ่งนั้น จะใช้แก๊สสปริงขนาด 500 นิวตัน จำนวน 2 ตัว โดยสามารถปรับระดับน้ำหนักของแรงพยุ่งได้ตั้งแต่ 10-30 กิโลกรัม และจะใช้การปรับมุมของ Gas Spring เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงโดยใช้ Linear Actuator ทำการเลื่อนเข้า – ออก

โดยตำแหน่งที่มุมน้อยจะเกิดแรงน้อยและตำแหน่งที่มุมเยอะที่สุด จะเกิดแรงสูงที่สุด จากภาพที่ 9 เมื่อดูจากแผนภาพของ working model จังหวะที่ Linear Actuator ยืดสุด Stroke ที่ 200 มิลลิเมตร แก๊สสปริงจะมวมมากที่สุด และเมื่อเราแขวนมวลขนาด 30 กิโลกรัม (ก้อนสี่เหลี่ยม) ไว้ Gas Spring จะต้องใช้แรงประมาณ 500 นิวตัน ในการยกมวลก้อนนี้ขึ้นมา



ภาพที่ 9 ตำแหน่ง Gas Spring ที่เกิดน้ำหนักที่พุงมากที่สุด

จากภาพที่ 10 เมื่อดูจากแผนภาพของ working model จังหวะที่ Linear Actuator หด Stroke ที่ 50 มิลลิเมตร แก๊สสปริงจะทำมุมน้อยที่สุด และเมื่อเราแขวนมวลขนาด 10 กิโลกรัม (ก้อนสีเหลี่ยม) ไว้ Gas Spring จะต้องใช้แรงประมาณ 500 นิวตัน ในการยกมวลก้อนนี้ขึ้นมา



ภาพที่ 10 ตำแหน่ง Gas Spring ที่เกิดน้ำหนักที่พุงน้อยที่สุด

โดยกลไกสามารถที่จะพับกลไกลงไป เพื่อให้ง่ายต่อการขนย้าย ดังภาพที่ 11



ภาพที่ 11 การพับอุปกรณ์สำหรับการขนย้าย

2. การออกแบบระบบควบคุม

การออกแบบระบบควบคุมของอุปกรณ์ช่วยเดิน เราจำเป็นต้องปรับระดับของ gas spring ทั้ง 2 ข้างให้เท่ากัน โดยเราจะใช้ Linear Actuator ขนาด 2000 นิวตัน 24VDC 35 วัตต์ ทำงานร่วมกันทั้ง 2 ข้าง โดยใช้ Potentiometer ขนาด 10 K Ω ทำการต่อวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ ดังภาพไดอะแกรมของ Potentiometer โดยการสั่งงานจะสั่งงานผ่านหน้าจอสัมผัสโดยเขียน Code ควบคุมผ่าน Arduino โดยมีขั้นตอนการใช้งานสำหรับเขียน Code ดังนี้

1. โหมดการทำงานมี 3 โหมด สำหรับ

- โหมดที่ 1 ผู้ใช้งานสูงน้อยกว่า 165-
- โหมดที่ 2 ผู้ใช้งานสูง 165-175
- โหมดที่ 3 ผู้ใช้งานสูงกว่า 175+

2. เลือกการปรับพุงน้ำหนัก 10-30 กิโลกรัม

3. เมื่อเลิกใช้งานสามารถกดปุ่ม reset เพื่อให้น้ำหนักกลับมาที่ 0 ได้

4. พับเพื่อใช้งานเวลาต้องการขนย้าย

3. การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

ค่าแรงที่เกิดบนตัวอุปกรณ์ช่วยเดินที่สูงที่สุดนั้น จะเป็นช่วงจังหวะของการที่ผู้ใช้งานทิ้งน้ำหนักตัวเต็มตัวลงมา โดยการนำค่าแรงที่ใช้จากน้ำหนักสูงสุดของผู้ใช้งานที่อุปกรณ์รองรับ คือ 500 นิวตัน (1 ข้าง) จะพบว่าตัวโครงสร้างจะรับแรงสูงสุดในตำแหน่งที่ Pin กันลื่นมาขัดกับตัวโครงสร้าง สำหรับโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์ตัวต้นแบบนั้น จะใช้โมเดลในภาพที่ 12



ภาพที่ 12 แสดงโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์ กลไกพุงน้ำหนัก

เงื่อนไขที่ใช้ในการวิเคราะห์ คือ

- วิเคราะห์แบบ Static load ที่แรงกระทำคงที่ บริเวณโครงสร้างด้านบน 50 นิวตัน (ต่อ 1 ข้าง)

- วิเคราะห์ที่ตำแหน่งที่คนทั้งตัว แล้ว Pin มา ขนกันโครงสร้าง

- ใช้วัสดุในการวิเคราะห์ คือ เหล็กเกรด 1035 (เหล็กเท่ากับเกรดที่มีขายในท้องตลาดประเทศไทย เกรด SS400) มีค่าคุณสมบัติ คือ Yield Strength 282.69 MPa, Elastic modulus 205000 MPa, Poisson's ratio 0.29 ดังภาพตัวอย่างที่ 13



ภาพที่ 13 ภาพรวมแรงกระทำและเงื่อนไข ในการวิเคราะห์

ผลการวิเคราะห์ในส่วนของความแข็งแรง โดยใช้ค่า von Mises Stress แสดงในภาพที่ 14

- ค่า Max Stress 134 MPa ในวงกลมภาพที่ 14
- ค่า FOS 2.2



ภาพที่ 14 ค่า Max Stress & FOS ที่เกิดขึ้น

สำหรับตัวโครงสร้างตัวอุปกรณ์นั้นจะมีลักษณะ โครงสร้างที่ออกแบบเหมือนกับโครงสร้างที่ใชจริง ดัง ภาพที่ 15



ภาพที่ 15 ลักษณะโครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้ทำการออกแบบ

5. ผลการทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดสอบ

ในส่วนของการทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนั กบางส่วน (Space Walker) นั้น แบ่งการทดสอบออกเป็น 3 รูปแบบ เพื่อให้ทราบถึงสมรรถนะของตัวอุปกรณ์ ที่สามารถช่วยผู้ป่วยในการฝึกเดินได้ โดยแต่ละการ ทดสอบ จะแบ่งการทดสอบเป็น 4 เงื่อนไข คือ

- 1.การเดินปกติ
- 2.การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนั ก 10%
- 3.การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนั ก 20%
- 4.การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนั ก 30%

การทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องช่วยฝึกเดิน Space Walker ใช้ผู้ทดสอบจำนวน 3 คน เป็นเพศหญิง 2 คน และเพศชาย 1 คน ที่มีสุขภาพแข็งแรง

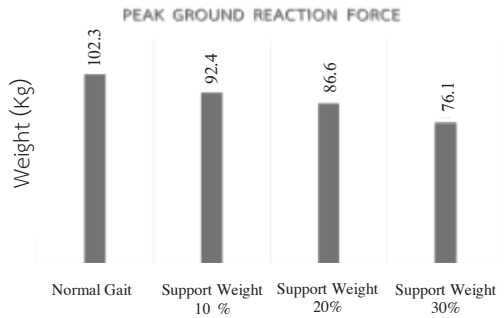
5.1 การทดสอบการเดินบน Force Plate

การทดสอบ Space Walker จะเป็นการทดสอบ การเดินจริงบน Force Plate เพื่อดูน้ำหนักของตัวผู้ป่วย ที่ลงที่ฝ่าเท้าในขณะที่เดิน โดยดูจาก Gait Cycle ที่ได้ ออกมาจากการเดิน และใช้ตัวแปรสำหรับการพิจารณา ที่มีชื่อว่า Ground Reaction Force ในขณะที่เดิน เพื่อ ดูว่าแรงที่เกิดขึ้นสูงสุดในขณะที่เดิน มีค่าเท่าไร ลดลง หรือไม่ ดังภาพที่ 16



ภาพที่ 16 การเดินบน Force Plate

โดยมีรายละเอียดผลการทดสอบ ซึ่งเป็นค่าของแรงที่เกิดขึ้นสูงที่สุด ในแต่ละเงื่อนไขการทดสอบ ดังกราฟแท่งภาพที่ 17

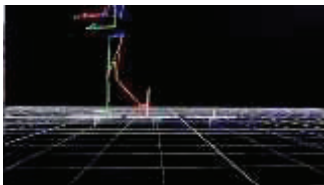


ภาพที่ 17 Ground reaction force ที่การพยุ่งน้ำหนักค่าต่างๆ

จากการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบกราฟแท่งแกนตั้งแสดงถึงน้ำหนักตัวของผู้ทดสอบ ที่กระทำกับพื้นในขณะที่เดิน แกนนอนแสดงถึงการทดสอบ 4 เงื่อนไข พบว่าน้ำหนักตัวของผู้ใช้งานลดลง 102.3, 92.4, 86.6, 76.1 กิโลกรัม ตามลำดับ โดยน้ำหนักตัวจะลดลงตามการปรับระดับน้ำหนักของระบบพยุ่งน้ำหนักที่มาก

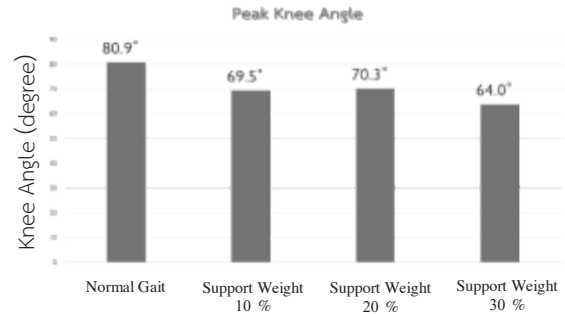
5.2 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Motion Analysis

การทดสอบ Space Walker เพื่อดูท่าทางการเคลื่อนไหว จะเป็นการทดสอบการเดินจริง และทำการวิเคราะห์โดยใช้วิธี Motion Analysis เพื่อดูมุมของข้อต่อต่างๆในขณะที่ทำการเดิน โดยการวิจัยครั้งนี้ดูจากมุมเข่า (Knee Angle) เพื่อวัดมุมเข่าในระหว่างจังหวะ Stance phase เพื่อดูท่าทางการเดิน ที่เปลี่ยนไปหรือไม่ โดยดูจาก Peak Knee Angle ดังภาพที่ 18



ภาพที่ 18 ภาพจากกล้อง Motion Analysis เพื่อวิเคราะห์มุมข้อต่อต่างๆ

โดยมีรายละเอียดผลการทดสอบ ซึ่งเป็นค่าของมุมเข่าที่เกิดขึ้นสูงที่สุด ในแต่ละเงื่อนไขการทดสอบ ดังกราฟแท่งที่ 19



ภาพที่ 19 มุมเข่าสูงที่สุด (Peak Knee Angle) ที่การพยุ่งน้ำหนักค่าต่างๆ

กราฟแท่งแกนตั้งแสดงถึงมุมของเข่าในช่วงการเดิน 1 ช่วง แกนนอนแสดงถึงการทดสอบ 4 เงื่อนไข พบว่ามุมของเข่าของผู้ใช้งานมีค่า 80.9, 69.5, 70.3 และ 64.0 องศา ตามลำดับ ซึ่งใกล้เคียงการเดินปกติ (การเดินปกติมุมเข่าจะงอ 70° – 80°) โดยสรุปได้ว่าท่าทางการเดินของผู้ใช้งานยังคงเป็นปกติ เมื่อเทียบกับการเดินแบบปกติ

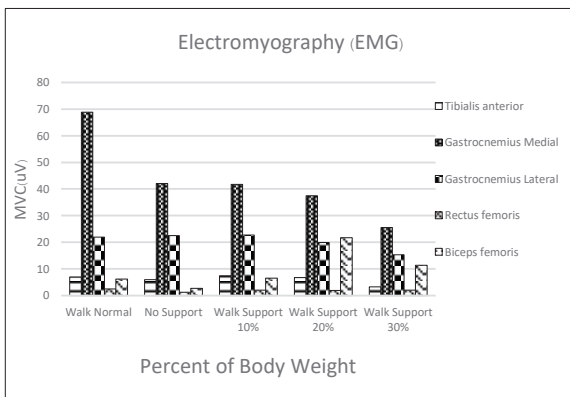
5.3 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อผู้ป่วย ระหว่างใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบ

การทดสอบในส่วนของการวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการทำงานของกล้ามเนื้อ ในระหว่างการใช้งาน Space Walker ในช่วงของแรงพยุ่งน้ำหนักที่ต่างกัน ซึ่งในการทดสอบได้ใช้อุปกรณ์วัด เรียกว่า Electromyography (EMG) โดยได้ทำการติดแถบวัดสัญญาณที่มัดกล้ามเนื้อ บริเวณด้านหน้า 2 มัด คือ Rectus Femoris (RF), Tibialis Anterior (TA) สำหรับบริเวณด้านหลัง คือ Bicep Femoris (BF), Medial Gastrocnemius (MG), Lateral Gastrocnemius (LG) ซึ่งตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ Frontal View, Dorsal View ดังภาพที่ 20



ภาพที่ 20 ตำแหน่งการติดตั้งในผู้ทดสอบ

โดยมีผลการทดสอบดังกราฟ ภาพที่ 21



ภาพที่ 21 ผลการทดสอบ Electromyography (EMG) ที่การพองน้ำหนักค่าต่างๆ

กราฟแท่งแกนตั้งแสดงถึงค่าสัญญาณทางไฟฟ้าที่วัดได้จากกล้ามเนื้อแต่ละมัดในขณะช่วงการเดิน 1 ช่วง แกนนอนแสดงถึงการทดสอบ 4 เงื่อนไข โดยค่าจากกราฟที่ออกมาพบว่าค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาจากกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ซึ่งมีหน้าที่ในการเหยียดปลายเท้า และเป็นส่วนที่ใช้พิจารณาในขณะที่เดิน 1 ช่วง ลดลงตามการปรับพองน้ำหนักที่มากขึ้น โดยสรุปได้ว่าผู้ใช้งานจะใช้แรงกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเดินลดลง ซึ่งเป็นผลดีต่อผู้ป่วยฝึกเดิน

6. สรุปผล

จากการทดสอบการใช้งานกับคนปกติและวิเคราะห์การทดสอบการเดินบน Force Plate, การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Motion Analysis, การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อผู้ป่วย (EMG) รวมถึงคำแนะนำจากนักกายภาพบำบัด พบว่าตัวเครื่องสามารถใช้งานได้มีประสิทธิภาพ ตรงกับเงื่อนไขในการออกแบบ

โดยมีประสิทธิภาพในพองน้ำหนักได้เป็นอย่างดี แต่จะพบว่ายังคงมีปัญหาสำหรับทางด้านการออกแบบโครงสร้างด้านล่าง ซึ่งเกิดการชนของปลายสันเท้า โดย Space Walker กำลังอยู่ในช่วงของการปรับปรุง และทดสอบกับผู้ป่วยจริง

สำหรับการทดสอบ Space Walker 2.0 กับคนปกติ พบว่านอกจากตัวอุปกรณ์จะมีประโยชน์ต่อผู้ป่วยในด้านการพองน้ำหนัก และป้องกันการหกล้มได้เป็นอย่างดีแล้ว ตัวอุปกรณ์ยังสามารถช่วยเหลือผู้ที่เกี่ยวข้องได้เป็นอย่างดีเช่น นักกายภาพบำบัด หรือผู้ดูแลผู้ป่วย จากการที่ตัวเครื่องช่วยประคองตัวผู้ป่วยได้ ตัวอุปกรณ์ Space Walker 2.0 ถูกออกแบบมาให้สามารถใช้ได้ในบ้าน โรงพยาบาลชุมชน หรือสาธารณสุขชุมชน เพื่อให้เพียงพอสำหรับความต้องการของผู้ป่วยที่มีจำนวนมาก จากการที่ตัวอุปกรณ์มีราคาต้นทุนไม่เกิน 2 หมื่นบาท และดูแลรักษาง่าย รวมถึงการทำงานไม่ซับซ้อน ทำให้เป็นการเพิ่มโอกาสให้ผู้ป่วยสามารถเข้าถึง เครื่องช่วยทำกายภาพบำบัดชนิดนี้ได้มากขึ้น อีกทั้งยังเป็นการช่วยเพิ่มกำลังใจให้ผู้ป่วย จากการที่ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตัวเองได้มากขึ้น โดยไม่เป็นภาระของผู้ดูแลมากนัก ทำให้ผู้ป่วยสามารถฟื้นฟูได้เร็วขึ้นจากกำลังกายและกำลังใจ

8. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการศึกษาจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ทางผู้จัดทำขอขอบคุณทุนสนับสนุนการวิจัยและกองทุนบัณฑิตยจากเงินกองทุนวิจัย คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ประจำปี 2558 ที่สนับสนุนให้กับผู้แต่งในลำดับที่ 1

เอกสารอ้างอิง

[1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ. 2550-2557. จำนวนการตาย จำแนกตามสาเหตุการตาย และเพศ 2550-2557. แหล่งที่มา: <http://service.nso.go.th/nso/web/statseries/statseries09.html>, 18 ตุลาคม 2559.

- [2] รัตนาพรรณ จันทร์อุบล, ภาริส วงศ์แพทย์, ลาวัลย์ พานิชเจริญ และณภาพิตร ชวนิชย์. 2555. การฟื้นฟูสมรรถภาพการเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก จากโรคหลอดเลือดสมองระยะกึ่งเฉียบพลันโดยการใช้หุ่นยนต์ช่วยฝึกเดินเปรียบเทียบกับวิธีกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร 22 (2): 42-50.
- [3] วิรุฒา โอชา, ปรีดา อารยวิธานนท์ และณัฐเศรษฐ์ มนินนากร. 2553. อุบัติการณ์ผู้ป่วย หลอดเลือดสมองหลักหลังการจำ หน่ายจาก โรงพยาบาล เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร 20 (1): 15-19.
- [4] โฉมขจี จันทรเวช, สุมาลิ ชื้อพรรณากุล, ภัศราวุธ อินทรกำแหง และจันทนา กมลศิลป์. 2547. การศึกษาการตอบสนองของระบบไหลเวียนโลหิตในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่ได้รับโปรแกรมการเดิน ออกกำลังกายที่บ้าน เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร 14 (2): 50-59.
- [5] Joseph Hidler, David Brennan, Iian Black, Diane Nichols, Kathy Brady, Tobias Nef. 2011. ZeroG: Overground gait and balance training system. Journal of Rehabilitation Research & Development 48, 4(2011): 287-298.
- [6] Stefan Hesse, Matthias Konrad, and Dietmar Uhlenbrock. 1999. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 80(1999): 421-427.
- [7] FOLDABLE WALKER WITH WHEELS. (Online). <https://www.portea.com/medical-equipment/product/foldable-walker-with-wheels>, 19 กันยายน 2560.
- [8] Equipois zeroG. (Online). <http://www.equipoisllc.com/products/>, 28 กันยายน 2560.
- [9] Gas Spring Application. (Online). <http://www.cembre.com/product/details/41239>, 30 ตุลาคม 2560.
- [10] Eun Sook Park, Chang Il Park, and Jong Youn Kim. 2001. Comparison of Anterior and Posterior Walker with Respect to Gait Parameters and Energy Expenditure of Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy. Yonsei Medical Journal 42, 2(2001): 180-184.