



การออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพองน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มี
ปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน

โดย

นายวรรตล์ สิทธิเหล่าถาวร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

การออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มี
ปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน

โดย

นายวรรตล์ สิทธิเหล่าถาวร



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

วิทยานิพนธ์

ของ

นายวรรตต์ สิทธิเหล่าถาวร

เรื่อง

การออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยางน้ำหนักบางส่วน

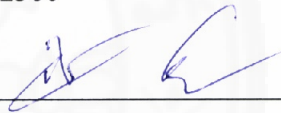
สำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน

ได้รับการตรวจสอบและอนุมัติ ให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

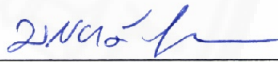
เมื่อ 7 เดือน สิงหาคม พ.ศ. 2560

ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



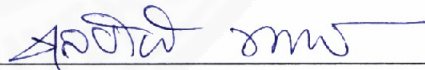
(อาจารย์ ดร.จักรพันธ์ ชวนอาษา)

กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ)

กรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รองศาสตราจารย์ ดร.ดุสิตโชติ ชลศึกษ์)

กรรมการสอบวิทยานิพนธ์



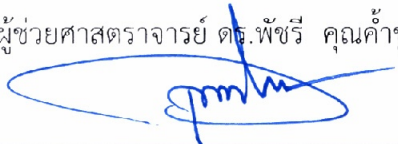
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กานต์ พนาศุภมัสสุ)

กรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พัชรีย์ คุณคำชู)

คณบดี



(รองศาสตราจารย์ ดร.ประภัสสร วังศกาญจน์)

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพุงน้ำหนักบางส่วน สำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการ
ชื่อผู้เขียน	นายวรรตต์ สิทธิเหล่าถาวร
ชื่อปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา/คณะ/มหาวิทยาลัย	ภาควิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ดอกเตอร์บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ
ปีการศึกษา	2559

บทคัดย่อ

งานวิจัยที่นำเสนอนี้เป็นงานวิจัยเพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพุงน้ำหนักบางส่วนสำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน เช่น กลุ่มผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง, กลุ่มผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง, กลุ่มผู้สูงอายุ โดยผู้วิจัยได้เริ่มต้นการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินแบบพุงน้ำหนักบางส่วน โดยโครงการนี้เกิดขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาการฝึกเดินหลังจากที่ผู้ป่วยผ่านการฝึกเดิน หรือใช้เทคโนโลยีหุ่นยนต์ช่วยฝึกเดินมาแล้ว จนมีระดับความสามารถการเดินที่ดีขึ้นในระดับหนึ่ง ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยพอที่จะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ (ค่า FAC ระดับ 3-5) หลังจากขั้นตอนนี้ผู้ป่วยจะต้องฝึกเดินให้บ่อยที่สุด โดยใช้โครงช่วยฝึกเดิน (Walker) ซึ่งจะทำให้กล้ามเนื้อแข็งแรง แต่ปัญหาที่เกิดขึ้น คือ การหกล้ม ซึ่งเกิดจากอุปกรณ์ไม่มีระบบพุงน้ำหนัก และเนื่องจากผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวจะมีความพิการหลงเหลืออยู่ ทำให้ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวร่างกายและรูปแบบการเดิน ทำให้เสี่ยงต่อการหกล้มเพิ่มขึ้นเป็น 2-3 เท่า เมื่อเทียบกับประชากรกลุ่มอายุเดียวกัน ซึ่งการแก้ไขปัญหาการหกล้มได้นั้น ก็คือการฝึกเดิน เพื่อช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และป้องกันการหกล้ม ซึ่งวิธีนี้ได้รับการพิสูจน์ทางวิชาการแล้วว่า ช่วยป้องกันการหกล้มได้ดีที่สุด

ดังนั้นงานวิจัยชิ้นนี้จึงมุ่งเน้นในการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินเพื่อแก้ปัญหาที่กล่าวมา โดยตัวอุปกรณ์ที่ออกแบบนั้น ประกอบด้วย 2 ส่วน คือ 1. ระบบพุงน้ำหนักบางส่วน แบบไดนามิกส์ (Dynamic Partial Weight Support System) โดยใช้แก๊สสปริงทำหน้าที่พุงน้ำหนัก

เพื่อช่วยพุงน้ำหนักบางส่วนของผู้ป่วย โดยปรับระดับแรงพุงน้ำหนักได้โดยการปรับมุมเอียงที่ใช้ติดตั้งแก๊สสปริง 2. ชุดสวมใส่ที่ออกแบบพิเศษสำหรับยกพุงตัว เพื่อให้เกิดความสบาย และถูกต้องตามหลักการฝึกเดิน จากผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบ พบว่า อุปกรณ์สามารถพุงน้ำหนักตัวผู้ป่วยได้ตามที่ออกแบบไว้ และสามารถช่วยเหลือผู้ป่วยให้การฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินเป็นเรื่องที่ง่ายขึ้น



Thesis Title	THE DESIGN OF GAIT-ASSISTED MACHINE WITH PARTIAL WEIGHT SUPPORT SYSTEM
Author	Mr.Warath Sitlaothaworn
Degree	The degree of Master of Engineering in Mechanical
Department/Faculty/University	Department of Mechanical Engineering Faculty of Engineering Thammasat University
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Bunyong Rungroungdouyboon
Academic Year	2016

Abstract

This project is created to design and develop the Gait-Assisted Machine with Partial Weight Support System for the person who has the Coordination, Impaired such as Stroke patients, Myasthenia Gravis patients, Elder. This project is created to support the person who have already pass Gait training or who have already used the Exoskeleton or End-effector to help walking in 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 3-5). Afterwards the patients in this level have to practice walking as much as possible by using Walker. This walker will make the muscle strong but the problem is that the patient maybe fall down because there are noting to support. Furthermore the patients still have the problem with 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 prevent falling down is doing gait training to and protecting falling down in the same time

So this project's objective will focus on the design and the development of gait-assisted machine in order to solve all the problem that we might face. The gait assisted machine consists 2 parts : 1 Dynamic Partial Weight Support System which use gas spring help to support some part of patients' body by adjust Installation's angle of gas spring. 2. The special uniform created for supporting body in order to make the patient feel more comfortable. Consequently, the demonstration of the machine is effective. This machine can help supporting the patients as expected. Moreover it can help the patients practice walking easier

Keywords: Stroke, Myasthenia Gravis, ALS, Dynamic Weight Support, Functional Ambulation Category

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ เป็นการออกแบบและพัฒนาเครื่องช่วยทำกายภาพบำบัด สำหรับใช้ในการฝึกเดินกับผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหว ซึ่งตัวอุปกรณ์เมื่อทำเสร็จ จะเป็นประโยชน์อย่างมากต่อผู้ป่วยและผู้พิการในประเทศไทย ที่ยังขาดแคลนตัวอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพสูง

ในการออกแบบและพัฒนาตัวต้นแบบครั้งนี้ จะขาดไม่ได้เลยสำหรับแรงบัลดาลใจจากครอบครัวข้าพเจ้าและการผลักดันอย่างต่อเนื่องจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ ที่คอยแนะนำข้อมูลต่างๆ ตลอดจนน้อง ๆ เพื่อน ๆ อาจารย์สายรัก สอาดไพร ที่คอยช่วยเหลือ และเป็นกำลังใจให้เสมอมา รวมถึงกรรมการทุกท่านที่สละเวลาเดินทางมาเพื่อเป็นกรรมการสอบคอยให้คำชี้แนะ ปรับปรุง แนะนำแนวทางในการทำวิจัยเพื่อใช้ในการพัฒนาตัวต้นแบบครั้งนี้ และที่ขาดไม่ได้เลย สำหรับมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่เป็นแหล่งความรู้ที่ข้าพเจ้าได้รับการปลูกฝังคุณธรรมในการช่วยเหลือสังคม

นายวรรตล์ สิทธิเหล่าถาวร

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	(1)
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	(3)
กิตติกรรมประกาศ	(5)
บทที่ 1 บทนำ	12
1.1 ที่มาและความสำคัญ	12
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	17
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	17
1.4 ระเบียบวิธีวิจัย	17
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	19
2.1 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	19
2.1.1 Resistance training using a novel robotic walker for overground gait rehabilitation:a preliminary study on healthy subjects	19
2.1.2 Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI	21
2.1.3 Balance, Balance Confidence,and Health-Related Quality of Life in Persons With Chronic Stroke After Body Weight-Supported Treadmill Training	22
2.1.4 Long-Term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson’s Disease: A Randomized Controlled Trial	23

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.1.5 Aging and partial body weight support affects gait variability	24
2.1.6 Muscle activation during body weight-supported locomotion while using the ZeroG	26
2.1.7 Effects of Partial Body Weight Supported Treadmill Training on Children with Cerebral Palsy	28
2.2 เครื่องฝึกการออกกำลังกายบำบัดด้านการเดินที่มีอยู่ในห้องตลาด	28
2.2.1 รูปแบบการเดินบนลู่วิ่ง ร่วมกับระบบยกและพยุงน้ำหนัก	29
2.2.2 รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นตามรางที่ติดตั้งไว้ โดยมีระบบพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์ คอยพยุงน้ำหนักบางส่วนไว้	30
2.2.3 รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นในลักษณะเหมือน Walker โดยใช้อุปกรณ์ช่วยยกตัวผู้ป่วยไว้	33
2.2.3.1 Andago	33
2.2.3.2 Lift Walker : Rifton tram	34
2.2.3.4 KidWalk - Dynamic Walking Aid	35
2.2.3.5 Ormesa Grillo Gait Trainer	36
2.3 เทคนิคและอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง	37
2.3.1 รูปแบบการยกตัวผู้ป่วย	37
2.3.1.1 การยกตัวโดยใช้รอกดึงขึ้นในแนวตั้งฉาก กับพื้นและใช้น้ำหนักถ่วงฝั่งตรงข้าม	37
2.3.1.2 การยกตัวผู้ป่วยโดยใช้กลไก Actuator	37
2.3.1.3 การยกตัวโดยใช้ระบบคานสปริง	38
2.3.2 รูปแบบของระบบ Support Weight แบบต่าง ๆ	39
2.3.2.1 Equipois zeroG	39
2.3.2.2 Gas Spring	40
2.3.2.3 vacuum balancer arm	40

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	41
3.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องด้านการแพทย์	41
3.1.1 ลักษณะรูปแบบการเดินของคนปกติ	41
3.1.1.1 Stance phase	42
3.1.1.2 Swing phase	43
3.1.2 ความผิดปกติในการเดิน	45
3.1.2.1 เดินกระเผลก	46
3.1.2.2 เดินทรงตัวไม่ดี	46
3.1.2.3 เดินแบบพาร์กินสัน	47
3.1.2.4 เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า	47
3.1.2.5 เดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก	49
3.1.2.6 เดินแบบอัมพฤกษ์ท่อนล่าง	49
3.1.2.7 เดินแบบขาไขว้เหมือนกรรไกร	50
3.1.2.8 เดินแบบเวสตีบูลาร์	50
3.1.2.9 เดินแบบเทรนเดเลนเบอร์ก	51
3.1.2.10 เดินแบบเตาะแตะ	52
3.1.2.11 เดินแบบแอ่น	52
3.1.2.12 เดินแบบควอดริเซปส์อ่อนแรง	53
3.1.2.13 เดินแบบปลายเท้าตก	54
3.1.3 ทฤษฎีการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน	55
3.1.3.1 การวัดความยาวของขา	55
3.1.3.2 ลักษณะการเดินที่ปกติ	56
3.1.3.3 การตรวจการเดินปกติ	56
3.1.3.4 ความผิดปกติของการเดิน	57
3.2 ข้อมูลทางด้านวิศวกรรม	58
3.2.1 กลไกสี่ก้านต่อโยง (Four Bar Linkage)	58

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

3.2 ข้อมูลทางด้านวิศวกรรม	58
3.2.1 กลไกสี่ก้านต่อโยง (Four Bar Linkage)	58
บทที่ 4 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยฝึกการเดินที่มีระบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วน	61
4.1 ความต้องการของผู้ใช้งาน	61
4.1.1 ความต้องการด้านการกายภาพบำบัด	61
4.1.2 ความต้องการด้านคุณภาพชีวิต	61
4.1.3 ความต้องการด้านความคุ้มค่าของอุปกรณ์	62
4.2 เงื่อนไขในการออกแบบ	62
4.3 แนวคิดในการออกแบบ	62
4.4 การออกแบบกลไกและหลักการทำงาน	64
4.4.1 แนวคิดในการออกแบบระบบพยุ่งน้ำหนัก	64
4.4.2 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีพยุ่งน้ำหนักบางส่วนแบบไดนามิกส์	65
- ต้นแบบตัวที่ 1	65
- ต้นแบบตัวที่ 2	68
บทที่ 5 การสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องช่วยฝึกเดิน Space Walker	79
5.1 การสร้างตัวต้นแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วน	79
5.1.1 โครงสร้างของอุปกรณ์ ระบบส่งกำลัง	79
5.1.2 ระบบควบคุม	83

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 6 ผลการทดสอบและวิเคราะห์ผล	85
6.1 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบ	85
6.1.1 การใส่ชุดช่วยพยุงตัวผู้ป่วยจากในรถเข็นคนพิการ	85
6.1.2 พยุงตัวผู้ป่วยไปที่อุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน	86
6.1.3 ดัดตัวลือคต้นขา	86
6.1.4 ดัดเข็มขัดเข้ากับตัวผู้ป่วย	86
6.1.5 ทำการปรับระดับน้ำหนัก	87
6.1.6 เริ่มใช้งาน	87
6.2 ผลการทดสอบการใช้งานตัวอุปกรณ์ต้นแบบ	88
6.2.1 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้ทดสอบ	88
6.2.1.1 ผู้ทดสอบคนที่ 1	88
6.2.1.2 ผู้ทดสอบคนที่ 2	89
6.2.1.3 ผู้ทดสอบคนที่ 3	90
6.2.2 การทดสอบการเดินจริงบน Force Plate	90
6.2.3 การวิเคราะห์ท่าทางการเคลื่อนไหว	94
6.2.4 การทดสอบสัญญาณการทำงานของกล้ามเนื้อ	96
6.2.4.1 Medial Gastrocnemius	100
6.2.4.2 Rectus Femoris (RF)	103
6.2.4.3 Bicep Femoris (BF)	106
6.2.4.4 Tibialis anterior (TA)	109
บทที่ 7 สรุปผล และข้อเสนอแนะ	110
7.1 สรุปผล	110
7.2 ข้อเสนอแนะ	115
7.2.1 โครงสร้างตัวอุปกรณ์	115

สารบัญ(ต่อ)

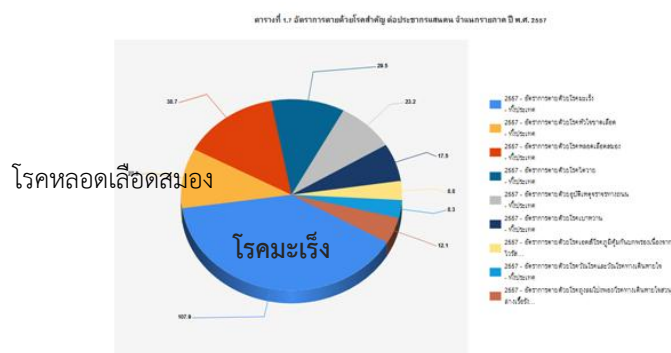
	หน้า
บทที่ 7 สรุปผล และข้อเสนอแนะ	110
7.2.2 รูปแบบการควบคุม	115
7.2.3 รายละเอียดเพิ่มเติม	116
7.3 สรุปรายละเอียดค่าใช้จ่ายในการสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ	116
บรรณานุกรม	117
ภาคผนวก	
ประวัติผู้เขียน	

บทที่ 1

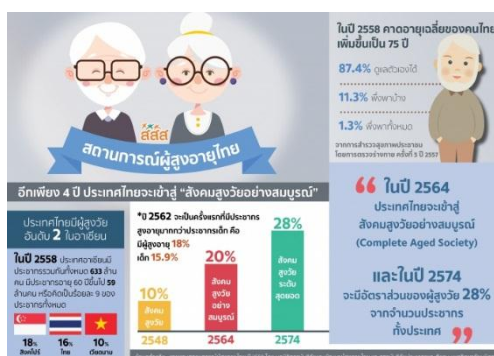
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ปัจจุบันมีผู้ป่วยทางการเคลื่อนไหวเป็นจำนวนมาก และยังมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นซึ่งเกิดจากหลายสาเหตุด้วยกัน ไม่ว่าจะเป็นเกิดจากการเสื่อมสภาพของร่างกายจากการที่มีอายุมากขึ้น จากอุบัติเหตุที่ทำให้สูญเสียความสามารถในการเคลื่อนไหว รวมถึงผลพวงที่มาจากโรคภัยต่าง ๆ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง โรคพาร์กินสัน เป็นต้น ยกตัวอย่าง เช่น ในส่วนของการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (Hemiparetic gait) นั้น มีสาเหตุหลักมาจากโรคหลอดเลือดสมองเป็นโรคทางระบบประสาทที่พบบ่อย โดยเฉพาะในผู้สูงอายุตั้งแต่ 45 ปีขึ้นไป ในประเทศไทยเป็นสาเหตุการตายอันดับต้น ๆ ของประเทศไทย โดยในปี พ.ศ. 2557 พบว่า โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 2 ของประเทศไทย โดยรองจากโรคมะเร็ง โดยมีอัตราการเสียชีวิตอยู่ที่ 49.62 คน ต่อประชากร 100,000 คน ทำให้ในปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยเป็นโรคนี้ประมาณ 5 แสนคน และผู้ที่มีความเสี่ยงจะเป็นโรคนี้ก็ไม่ต่ำกว่า 10 ล้านคน ดังภาพที่ 1.1 และในปัจจุบันประเทศไทยกำลังจะก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุระดับสุดยอด โดยในปี 2562 จะเป็นครั้งแรกที่มีประชากรสูงอายุ มากกว่าประชากรเด็ก คือ มีประชากรผู้สูงอายุ 18% ประชากรเด็ก 15.9% และในปี 2574 ประเทศไทยจะมีผู้สูงอายุถึง 28% จากประชากรไทยทั้งหมด โดยในจำนวนเหล่านี้ต้องพึ่งพาผู้ดูแลถึง 12.6% โดยกลุ่มประชากรเหล่านี้ก็จะมีปัญหาด้านการเดินต่าง ๆ ที่พบบ่อยในประชากรผู้สูงอายุมากมาย เช่น การเดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian gait), การเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า (Magnetic gait, frontal disorder gait), การเดินแบบกล้ามเนื้ออ่อนแรง หรือเดินแบบเตาะเตะ (Waddling gait) ดังภาพที่ 1.2



ภาพที่ 1.1 สถานการณ์โรคหลอดเลือดสมองประเทศไทย ปี 2557



ภาพที่ 1.2 สถานการณ์ผู้สูงอายุไทยในปัจจุบัน

โดยงานวิจัยชิ้นนี้จะมุ่งเน้นเพื่อช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดินที่มีความสามารถการเดินที่ดีในระดับหนึ่ง ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยพอที่จะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ โดยอาจจะต้องการผู้ช่วยพยุงเดิน 1 คน ตลอดเวลาหรือบางครั้ง (Functional Ambulatory Category; FAC ระดับ 2-4) เช่น กลุ่มผู้ป่วยหลังการกายภาพบำบัดโรคหลอดเลือดสมอง, โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง, กลุ่มผู้สูงอายุที่มีปัญหาด้านการเดินในรูปแบบต่าง ๆ

จากปัญหาการที่จำนวนผู้ที่เป็นโรคนี้น่าจะเพิ่มขึ้น ย่อมส่งผลกระทบต่อสังคม การฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยเหล่านี้ให้มีระดับสูงขึ้น จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่ง ทั้งในมุมมองการแพทย์ เภสัชกร และสังคม

กระบวนการดูแลรักษาผู้ป่วยการทำการกายภาพบำบัด คือ ขั้นตอนที่สำคัญ และ เป็นสิ่งที่ผู้ป่วยต้องการลำดับต้น ๆ ในการฟื้นฟูสภาพของผู้ป่วยหรือให้กลับมามีสภาพร่างกายใกล้เคียงปกติ โดยทั่วไปมีการฝึกเดินอยู่ 8 รูปแบบ คือ การฝึกเดินบนพื้นด้วยวิธีการกายภาพแบบดั้งเดิม, การฝึกเดินบนลู่วิ่งฝึกการเดิน, การฝึกด้วยเครื่องช่วยพยุงน้ำหนัก, การฝึกเดินด้วยกายอุปกรณ์เสริมช่วยพยุงขา, การใช้เครื่องมือวัดมุมข้อกลับข้อมูลการเดิน (electrogoniometric feedback), การใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าชนิด functional electrical stimulation (FES), การกระตุ้นการเดินด้วยการให้จังหวะ และการฝึกเดินด้วยการใช้แรงคนจับขาเดิน ดังภาพที่ 1.3 และ 1.4 โดยผู้ป่วยส่วนใหญ่เมื่อได้รับการทำการกายภาพบำบัดร่างกายสามารถฟื้นตัวได้ภายในระยะเวลา 3-6 เดือน โดยมีการฟื้นตัวเร็วในช่วง 1-3 เดือนแรก และในการฝึกเดินผู้ป่วยต้องได้รับการเตรียมกล้ามเนื้อจากนักกายภาพบำบัดในระยะแรกก่อนฝึกเดิน ซึ่งเริ่มจากการใช้ราวคู่ แต่การทำการกายภาพบำบัดแบบนี้ยังข้อจำกัดค่อนข้างมาก เนื่องจากกรณีผู้ป่วยมีอาการทางระบบประสาทค่อนข้างหนัก ผู้ป่วยจะมีการทรงตัวที่ไม่ดี ทำให้ต้องใช้นักกายภาพบำบัดจำนวนมากกว่า 2 คนในการพยุงตัวผู้ป่วยเพื่อฝึกยืนหรือเดินบนราวคู่ ทำให้ประสิทธิผลในการกายภาพบำบัดด้วยวิธีนี้ไม่ดีเท่าที่ควร



ภาพที่ 1.3 การฝึกเดินโดยใช้ราวคู่

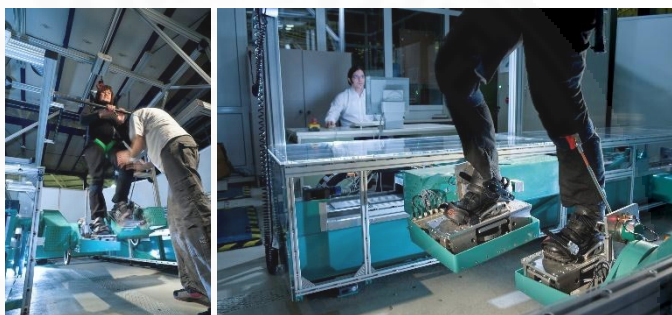


ภาพที่ 1.4 การฝึกเดินบนลู่วิ่งฝึกการเดิน

ในปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีหุ่นยนต์ช่วยฝึกการเดินเข้ามาช่วย เพื่อให้การทำกายภาพบำบัดทำได้ง่ายขึ้น ซึ่งมีอยู่ 2 รูปแบบ คือ Exoskeleton (Lokomat, Autoambulator, LOPEZ) และ End-effector (Gait trainer , Haptic Walker) ดังภาพที่ 1.5-1.6 จากประสิทธิภาพของหุ่นยนต์ช่วยฝึกเดิน ทำให้สามารถทำกายภาพบำบัดผู้ป่วยได้มากขึ้น และมีประสิทธิภาพในการรักษาค่อนข้างสูง มีผลเพิ่มความสามารถในการเดินได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ หากเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ฝึกเดินด้วยการกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม



ภาพที่ 1.5 Lokomat



ภาพที่ 1.6 Haptic Walker

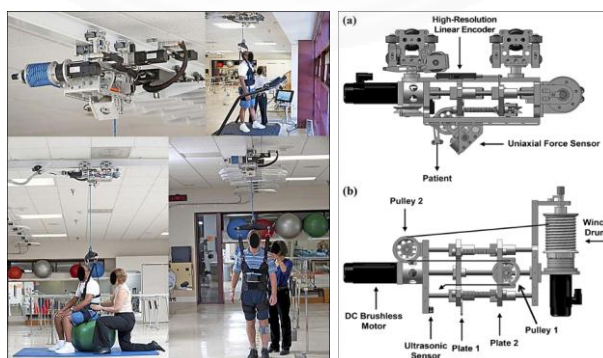
โดยหลังจากที่ได้ทำการฝึกเดินด้วยการกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม หรือ ผ่านการฝึกเดินด้วยเทคโนโลยีหุ่นยนต์ช่วยฝึกการเดินแล้วจะมีระดับความสามารถการเดิน (FAC) ระดับ 3-5 แล้วจะเป็นช่วงฟื้นฟูกล้ามเนื้อ โดยผู้ป่วยจะต้องฝึกเดินบ่อย ๆ ให้มากที่สุด ซึ่งทำให้มัดกล้ามเนื้อแข็งแรง แต่ปัญหาที่เกิดขึ้น คือ การหกล้ม เนื่องจากผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองมักจะมีอาการหลงเหลืออยู่ ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวร่างกายและรูปแบบการเดิน ทำให้มีความเสี่ยงต่อการพลัดตกหกล้มเพิ่มขึ้นเป็น 2-3 เท่าเมื่อเทียบกับประชากรกลุ่มอายุเดียวกัน ซึ่งการที่จะแก้ไขปัญหการหกล้มได้นั้น ก็ คือการฝึกเดิน เพื่อช่วยสร้างเสริมความแข็งแรงของ กล้ามเนื้อ และป้องกันการหกล้ม ซึ่งวิธีนี้ได้รับการพิสูจน์ทางวิชาการแล้วว่า ช่วยป้องกันการหกล้มได้ดีที่สุด การที่ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองหกล้มนำมาซึ่งความสูญเสีย ทำให้เกิดการบาดเจ็บตั้งแต่เล็กน้อยจนกระทั่งรุนแรงหรือเสียชีวิต ทั้งยังส่งผลต่อสุขภาพจิต สุขภาพกาย และยังรวมถึงความสูญเสียทางเศรษฐกิจต่อครอบครัวและสังคม ร้อยละ 20-30 ของผู้ป่วยที่มีชีวิตรอดหลังการหกล้มได้รับผลกระทบอื่น ๆ ตามมา ดังนั้นการป้องกันการหกล้มย่อมดีกว่าการรักษา



ภาพที่ 1.7 โครงช่วยเดิน (Walker)

จากการใช้งานโครงช่วยเดิน (Walker) แบบทั่วไปดังภาพที่ 1.7 นั้นยังคงมีข้อจำกัดเรื่องของระบบพยุงน้ำหนัก (Body Support)

จึงทำให้มีการนำเทคโนโลยีเข้ามาช่วย ซึ่งก็คือ ZeroG : Overground gait and balance training system ดังภาพที่ 1.8 เป็นเครื่องกายภาพบำบัดที่นำระบบพยุงน้ำหนัก (Body – weight support) มารวมเข้ากับการกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม โดยเป็นอุปกรณ์ที่ติดตั้งไว้เหนือศีรษะ เคลื่อนที่ไปตามรางที่ติดตั้งไว้กับเพดาน ซึ่งมีความยืดหยุ่นในการฝึกเดิน เคลื่อนที่ตามตัวผู้ป่วยอัตโนมัติ เหมาะกับกิจกรรมที่หลากหลาย เช่น การเดินบนพื้นผิวแบน, การเดินบนพื้นผิวขรุขระ, การเดินขึ้นบันได, การฝึกการทรงตัว ในลักษณะการกายภาพบำบัดที่ปลอดภัย จากประสิทธิภาพของ ZeroG ที่ทำให้สามารถใช้ทำกายภาพบำบัดกับผู้ป่วยได้มากขึ้น และมีประสิทธิภาพในการรักษาค่อนข้างสูง แต่ ZeroG ก็ยังมีข้อจำกัดของอุปกรณ์ คือ การเคลื่อนที่ไปกับรางที่ติดตั้งไว้เหนือศีรษะ ทำให้การเคลื่อนที่ไปนอกเหนือจากรางที่ติดตั้งไว้ไม่สามารถทำได้



ภาพที่ 1.8 ZeroG : Overground gait and balance training system

จากปัญหาทั้งหมดที่กล่าวมาทั้งหมดผู้จัดทำจึงเกิดความคิดที่จะพัฒนาโครงช่วยเดิน ผีกเดิน (Walker) ที่มีระบบ Body-weight Support เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถพยุงน้ำหนักของตัวเอง เพื่อที่จะทรงตัวด้วยตัวเองได้ และยังสามารถเคลื่อนที่ไปในที่ต่าง ๆ ได้อย่างอิสระ โดยงานวิจัยชิ้นนี้จะมุ่งเน้นเพื่อช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน ที่มีความสามารถการเดินที่ดีในระดับหนึ่ง ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยพอที่จะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ โดยอาจจะต้องการผู้ช่วยพยุงเดิน 1 คนตลอดเวลาหรือบางครั้ง (Functional Ambulatory Category; FAC ระดับ 2-4) ขึ้นไป เพื่อป้องกันการหกล้ม และเสริมสร้าง ฟันฟูก้ามเนื้อให้กลับมาใกล้เคียงปกติได้มากที่สุด

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

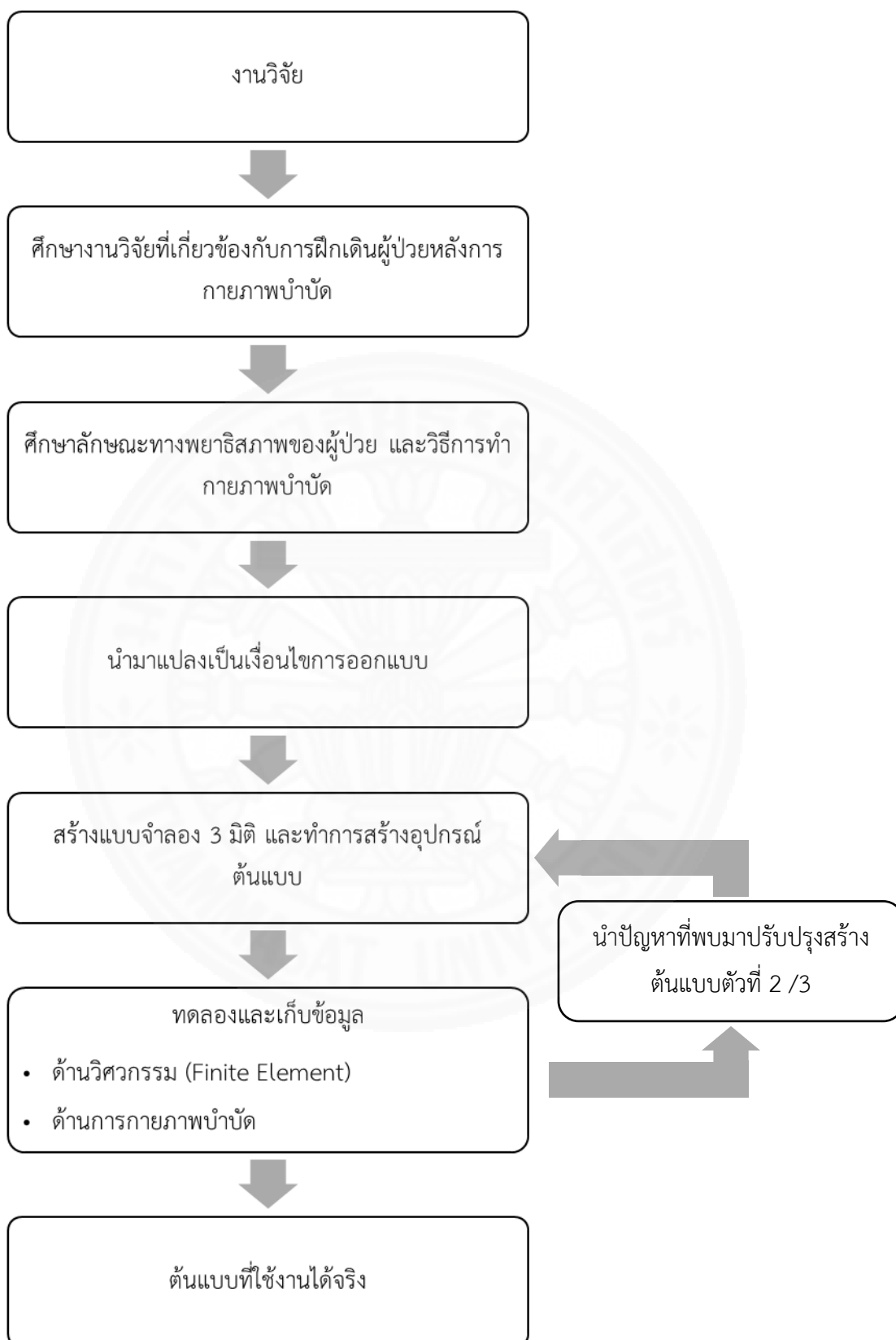
ออกแบบอุปกรณ์โครงช่วยผีกเดินสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีระบบ พยุงน้ำหนักบางส่วน เพื่อให้สามารถใช้ในชีวิตประจำวันได้มีประสิทธิภาพ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- สร้างอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับการทำกายภาพบำบัด
- ตัวอุปกรณ์ต้นแบบสามารถช่วยให้ผู้ป่วยมีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวสามารถเริ่มใช้ได้ตั้งแต่ผู้ป่วยพอที่จะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ โดยอาจจะต้องการผู้ช่วยพยุงเดิน 1 คนตลอดเวลาหรือบางครั้ง (FAC 2-4)
- ตัวอุปกรณ์มีขนาดเล็ก และแยกชิ้นในการประกอบได้ รวมถึงชิ้นส่วนสามารถหาได้ในประเทศ บำรุงรักษาง่าย และมีราคาไม่แพง
- ตัวอุปกรณ์สามารถช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเดินได้ง่ายขึ้น เทียบจากการเดินปกติ
- ตัวอุปกรณ์จะมีระบบพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์ (Dynamic Body Weight Support) ช่วยพยุงน้ำหนักผู้ป่วยตลอดเวลา และมีระบบป้องกันการการหกล้ม
- สามารถตรวจสอบความถูกต้องของท่าทางการเดิน โดยเทียบการใช้งานขณะ การเดินปกติ และขณะใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน

1.4 ระเบียบวิธีวิจัย

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาทั้งทฤษฎีและการสร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ รวมทั้งออกแบบและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ ซึ่งมีระเบียบวิธีวิจัยแสดงดังภาพที่ 1.9



ภาพที่ 1.9 แสดงแผนผังระเบียบวิธีวิจัย

บทที่ 2

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

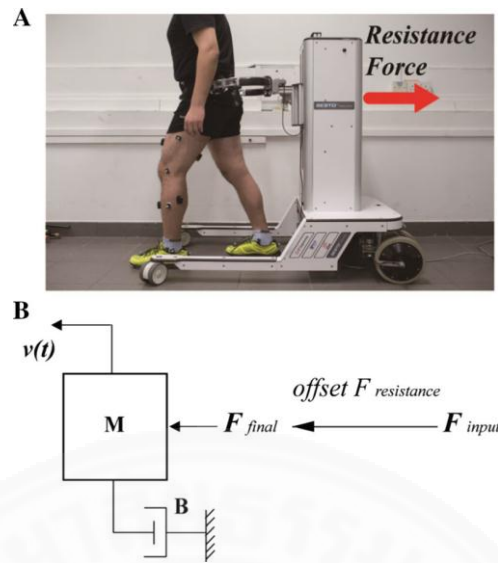
ปัจจุบันมีผู้ป่วยทางการเคลื่อนไหวเป็นจำนวนมาก และยังมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นซึ่งเกิดจากหลายสาเหตุด้วยกัน ไม่ว่าจะเป็นเกิดจากการเสื่อมสภาพของร่างกายจากการที่มีอายุมากขึ้น จากอุบัติเหตุที่ทำให้สูญเสียความสามารถในการเคลื่อนไหว รวมถึงผลพวงที่มาจากโรคร้ายต่าง ๆ เช่น ภาวะการเดินแบบอัมพาตครึ่งซีก (Hemiparetic gait), การเดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian gait), หรือในผู้สูงอายุก็จะมีภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง โดยในการทำกายภาพบำบัดผู้ป่วยต้องเดินให้มากที่สุดเพื่อให้กล้ามเนื้อแข็งแรง แต่ปัญหาที่เกิดขึ้นคือการหกล้มจากการที่อุปกรณ์ไม่มีระบบพยุงน้ำหนัก โดยงานวิจัยที่เกี่ยวข้องนี้ จะศึกษาผลของระบบพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์ (Dynamic Body Weight Support) ในกรณีต่าง ๆ , ศึกษาอุปกรณ์ใกล้เคียงที่มีอยู่ในท้องตลาด และเทคนิคและอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง ดังนี้

2.1 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ในการทบทวนวรรณกรรมสำหรับงานวิจัยชิ้นนี้เราได้ศึกษาผลของระบบพยุงน้ำหนักที่มีต่อการเคลื่อนไหวรูปแบบต่าง ๆ ซึ่งทำให้เกิดผลอย่างไรต่อผู้ทดสอบ และยังคงศึกษาไปถึงผลงานวิจัยต่อผลของระบบพยุงน้ำหนักที่มีต่อภาวะการเดินที่ผิดปกติในรูปแบบต่าง ๆ ดังนี้

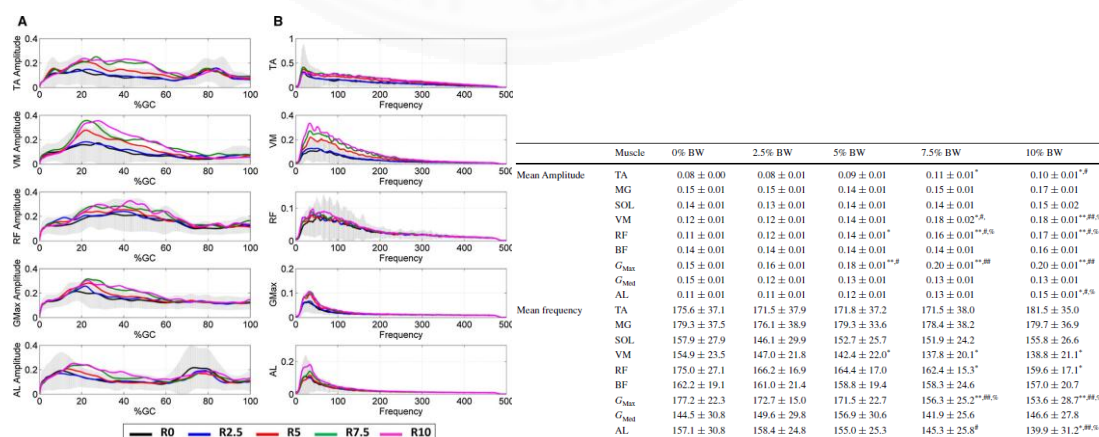
2.1.1 Resistance training using a novel robotic walker for overground gait rehabilitation: a preliminary study on healthy subjects

งานวิจัยนี้เขียนโดย Kyung-Ryoul Mun, Brandon Bao Sheng Yeo, Zhao Guo² · Soon Cheol Chung, Haoyong Yu² โดยตีพิมพ์ใน International Federation for Medical and Biological Engineering 2017 เมื่อวันที่ 18 มีนาคม ค.ศ.2016 งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาผลกระทบของแรงต้านที่เกิดขึ้นที่จุด Center of mass (CoM) ของผู้ทดลอง และเพื่อตรวจสอบว่าเราสามารถใช้อัลกอริทึมหุ่นยนต์ออกแรงในทิศทางตรงกันข้ามกับการเคลื่อนที่ แล้วกล้ามเนื้อ หรือมุมข้อต่อเกิดการตอบสนองอย่างไร ดังภาพที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 วอล์กเกอร์หุ่นยนต์แรงต้าน พร้อมไดอะแกรม

ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นรากฐานสำหรับการทำความเข้าใจลักษณะทางชีวกลศาสตร์สำหรับการออกกำลังกายในผู้ป่วยที่มีความบกพร่องทางระบบประสาท, การเปลี่ยนข้อต่อหรือขาเทียม โดยวิธีที่ใช้ในการทดสอบ คือ ให้ผู้ที่มีสุขภาพดีจำนวน 11 คน ทำการเดินภายใต้เงื่อนไข 5 เงื่อนไข คือ มีแรงต้าน (Body Weight, BW) ขนาด 0, 2.5, 5, 7.5 และ 10% ของน้ำหนักตัว ทำการรังการเดินผู้ทดลอง ในทิศทางตรงกันข้ามกับการเคลื่อนที่ เครื่องมือที่ใช้ในการแปลผลคือการวัดการวิเคราะห์ค่าจากสัญญาณ Electromyography (EMG) และ การดูมุมงอที่ข้อเท้า เข่า สะโพก โดยมีผลการวิเคราะห์ดังนี้ การใช้แรงต้านมีผลอย่างมากต่อการเพิ่มมุมงอที่ข้อเท้า ข้อเข่า และสะโพก ดังผลการทดลองภาพที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 กราฟและตารางผลการทดสอบ EMG

ดังนั้นเราจึงสรุปผลการทดสอบนี้ได้ว่า การฝึกการเดินด้วยแรงต้านทานการเดิน สามารถเพิ่มความแข็งแรง และ ความอดทนของกล้ามเนื้อได้ ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาพื้นฐานที่จะสามารถนำไปใช้ในผู้ป่วยที่มีภาวะการเดินที่ผิดปกติในแบบต่าง ๆ, ผู้ที่มีอาการบกพร่องจากระบบประสาท รวมถึงผู้ป่วยที่เปลี่ยนข้อต่อ โดยสามารถนำไปใช้พัฒนาความแข็งแรง และความอดทนของกล้ามเนื้อ เพื่อให้ผู้ป่วยมีสุขภาพ และอาการที่ดีขึ้นได้

2.1.2 Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI

งานวิจัยนี้เขียนโดย B Dobkin, MD, FRCP, D. Apple, MD, H. Barbeau, PhD, M. Basso, EdD, A. Behrman, PhD, D. Deforge, MD, J. Ditunno, MD, G. Dudley, PhD, R. Elashoff, PhD, L. Fugate, MD, S. Harkema, PhD, M. Saulino, MD, M. Scott, MD, and the Spinal Cord Injury Locomotor Trial (SCILT) Group* โดยตีพิมพ์ในวารสาร Neurology เมื่อวันที่ 28 กรกฎาคม ค.ศ. 2006 งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของการฝึกการเดินด้วยระบบ body weight support on a treadmill (BWSTT) โดยเปรียบเทียบกับ การฝึกเดินบนพื้นดินด้วยวอล์กเกอร์ช่วยเดิน (CONT) ในผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บไขสันหลัง (Spinal cord injury, SCI) ที่เข้ารับการรักษาที่โรงพยาบาล โดยเกณฑ์การคัดเลือกเข้าผู้ป่วยมีค่า Functional Independence Measure for locomotion (FIM-L) score <4 โดยวิธีที่ใช้ในการทดสอบ คือ แบ่งกลุ่มทดสอบ แล้วใช้การเก็บค่า ความเร็ว และระยะทางที่ก้าว โดยมีผลการทดสอบ คือ การฝึกเดินทั้ง 2 วิธีนั้น ให้ผลที่ไม่ต่างกัน ดังภาพที่ 2.3 ซึ่งสามารถสรุปได้ว่า การฝึกเดินบนพื้นดินด้วยการใช้วอล์กเกอร์ช่วยเดินอย่างอิสระ ให้ผลการรักษาที่เทียบเท่ากับการใช้ body weight support on a treadmill (BWSTT)

Measure	Baseline			6 Months		
	BWSTT	CONT	p	BWSTT	CONT	p
No.	27	18	27	18		
FIM-L (0-7)	1.0 (1-1)	1 (1-1)	0.44	6 (6-7)	6 (6-7)	0.69
Speed, m/s	—	—	1.1 (0.6-1.5)	1.1 (0.4-1.7)	0.98	
Distance, m	—	—	312 (165-477)	401 (366-483)	0.27	
LEMS (0-50)	22 (16-27)	25 (15-27)	0.85	45 (43-49)	45 (36-49)	0.45
Berg (0-56)	4 (3-4)	4 (0-4)	0.66	52 (35-56)	55 (40-56)	0.77
WISCI (0-20)	0 (0-1)	0 (0-1)	0.30	18 (13-19)	18 (13-19)	0.69

ภาพที่ 2.3 ผลการทดสอบเปรียบเทียบ

2.1.3 Balance, Balance Confidence, and Health-Related Quality of Life in Persons With Chronic Stroke After Body Weight–Supported Treadmill Training

งานวิจัยนี้เขียนโดย Stephanie A. Combs, PT, PhD, Eric L. Dugan, PhD, Miranda Passmore, DPT, Cara Riesner, DPT, Dana Whipker, DPT, Elizabeth Yingling, DPT, Amy B. Curtis, PhD โดยตีพิมพ์ในวารสาร American Congress of Rehabilitation Medicine ฉบับที่ 91 เมื่อเดือน ธันวาคม ค.ศ.2010 งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลัก คือ ทำขึ้นเพื่อศึกษาเปลี่ยนแปลงของการทรงตัว, ความมั่นใจในการทรงตัว, และคุณภาพชีวิต ในก่อนทดลอง และหลังจากการใช้ Body Weight–Supported Treadmill Training 6 เดือน สำหรับผู้ที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองเรื้อรัง และมีจุดประสงค์รอง คือ เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงความเร็วในการเดินหลังใช้ Body Weight–Supported Treadmill Training เป็นอย่างไร เกี่ยวข้องกันกับการเปลี่ยนแปลงด้านสุขภาพอย่างไรโดยเกณฑ์ที่ใช้ในการวัดผล คือ Berg Balance Scale (BBS), Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale, Stroke Impact Scale (SIS), comfortable 10-m walk test (CWT), and fast 10-m walk test (FWT) โดยมีวิธีการศึกษา คือ ใช้ Body Weight–Supported Treadmill Training เดินสัปดาห์ละ 3 ครั้ง ครั้งละ 20 นาที เป็นเวลาทั้งหมด 8 สัปดาห์ โดยมีผลการทดสอบ คือ มีการพัฒนาขึ้นในส่วนของการทรงตัว และความมั่นใจในการทรงตัว ซึ่งสามารถดูได้จาก ค่า Berg Balance Scale (BBS), Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale, Stroke Impact Scale (SIS) และ comfortable 10-m walk test (CWT) มีการพัฒนาขึ้น ดังภาพที่ 2.4 ซึ่งผลการวิจัยนี้ชี้ให้เห็นว่า ผลของการใช้ Body Weight–Supported Treadmill Training มีผลต่อการพัฒนาการทรงตัว และความมั่นใจในการทรงตัวได้ดีขึ้น ซึ่งสามารถทำให้คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยดีขึ้นในด้านของการพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และการป้องกันการหกล้มได้ในผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองเรื้อรัง

Table 3: Correlation Between Changes in Measures of Gait Speed and Changes in Balance, Balance Confidence, and Health-Related Quality-of-Life Measures in Persons With Chronic Stroke

Variables	CWT (n=16)		FWT (n=16)	
	Change Pre- to Posttest	Change Pretest to Retention	Change Pre- to Posttest	Change Pretest to Retention
BBS	0.06 (–0.45 to 0.54)	–0.04 (–0.53 to 0.46)	0.27 (–0.26 to 0.68)	0.16 (–0.36 to 0.61)
ABC Scale	0.28 (–0.25 to 0.68)	0.24 (–0.29 to 0.66)	0.11 (–0.41 to 0.57)	0.22 (–0.31 to 0.65)
SIS				
ADL/IADL	0.07 (–0.44 to 0.55)	0.16 (–0.36 to 0.61)	0.04 (0.46 to 0.53)	0.15 (–0.37 to 0.60)
Mobility	0.25 (–0.28 to 0.66)	0.19 (–0.34 to 0.63)	0.37 (–0.15 to 0.73)	0.33 (–0.20 to 0.71)
Participation	0.14 (–0.38 to 0.59)	0.14 (–0.38 to 0.59)	0.03 (–0.47 to 0.52)	0.08 (–0.43 to 0.55)
Stroke recovery scale	0.30 (–0.23 to 0.69)	0.52* (0.03 to 0.81)	0.23 (–0.30 to 0.65)	0.29 (–0.25 to 0.68)

ภาพที่ 2.4 ผลการทดลองการศึกษาเรื่องการทรงตัวในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเรื้อรัง

2.1.4 Long-Term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial

งานวิจัยนี้เขียนโดย Ichiro Miyai, MD, PhD, Yasuyuki Fujimoto, RPT, Hiroshi Yamamoto, RPT, Yoshishige Ueda, RPT, Toshio Saito, MD, Sonoko Nozaki, MD, PhD, Jin Kang, MD, PhD โดยตีพิมพ์ในวารสาร American Congress of Rehabilitation Medicine เมื่อเดือน ตุลาคม ค.ศ. 2002 งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลัก คือ การศึกษาผลของ body weight-supported treadmill training (BWSTT) ที่มีต่อผู้ป่วย Parkinson's disease (PD) โดยมีผู้เข้ารับการทดสอบเก็บผล จำนวน 24 คน และเดินด้วย Body Weight-Supported Treadmill Training โดยจะพยุ่งน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว ครั้งละ 45 นาที จำนวน 3 ครั้ง ต่ออาทิตย์ โดยเก็บผลการทดสอบทุก 1, 2, 3 และ 6 เดือน เปรียบเทียบกับกลุ่มที่ทำการกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม โดยมีเกณฑ์ที่ใช้วัดผล คือ Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS), ambulation speed (s/10m) และ การนับจำนวนก้าวที่เดินได้ใน 10 เมตร โดยมีผลการทดสอบ คือ ผู้ป่วย 4 คน ต้องปรับรูปแบบของการรักษา และการเก็บผล ส่วนอีก 20 คนนั้น ในเดือนแรกยังไม่เห็นความแตกต่างระหว่างการกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม กับการใช้ระบบพยุ่งน้ำหนักช่วย หลังจากนั้นเดือนที่ 2, 3 และ 6 พบว่ากลุ่มที่ใช้ระบบพยุ่งน้ำหนักช่วยพบว่ามีการพัฒนาที่ดีขึ้นในส่วนของ ambulation speed (s/10m) และ จำนวนก้าวที่ก้าวได้ใน 10 เมตร มากกว่ากลุ่มที่กายภาพบำบัดทั่วไป ดังผลการทดลอง ภาพที่ 2.5 จึงสามารถสรุปได้ว่า Body Weight-Supported Treadmill Training สามารถพัฒนาการก้าวสั้น ๆ ของผู้ป่วยที่มีภาวะ Parkinsonian gait ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

Table 2: Comparison of Functional Outcome Between the BWSTT and PT Groups

	Baseline	1 Month	2 Months	3 Months	4 Months	5 Months	6 Months
UPDRS (total)							
BWSTT	33.3±2.9	27.8±3.2	27.7±3.1	28.8±3.0	28.8±3.0	29.2±2.9	29.7±3.1
PT	32.6±2.8	30.1±2.5	30.4±2.3	31.7±2.6	31.9±2.6	32.1±2.6	32.6±2.7
UPDRS (ADLs)							
BWSTT	13.0±1.6	10.1±1.6	11.0±1.5	11.5±1.4	11.8±1.5	12.0±1.4	12.4±1.5
PT	13.2±1.4	12.1±1.1	12.7±1.2	13.0±1.3	13.1±1.1	13.3±1.2	13.6±1.1
UPDRS (motor)							
BWSTT	18.5±1.2	15.5±1.3	15.6±1.3	16.2±1.4	15.8±1.3	16.1±1.3	16.3±1.4
PT	18.6±1.4	17.3±1.4	17.9±1.3	18.4±1.4	18.0±1.8	18.6±1.5	18.9±1.7
UPDRS (mental)							
BWSTT	1.1±0.5	0.8±0.3	0.6±0.2	0.6±0.2	0.6±0.2	0.6±0.2	0.6±0.2
PT	0.3±0.2	0.1±0.1	0.2±0.1	0.1±0.1	0.1±0.1	0.1±0.1	0.1±0.1
UPDRS (complications)							
BWSTT	0.7±0.3	0.7±0.3	0.5±0.3	0.5±0.3	0.5±0.3	0.5±0.3	0.5±0.3
PT	0.2±0.1	0.4±0.2	0.3±0.2	0.1±0.1	0.1±0.1	0.1±0.1	0.1±0.1
Speed (s/10m)							
BWSTT	10.8±0.9	8.5±0.7*	9.0±0.9	9.2±0.9	9.4±1.0	9.7±1.1	9.8±1.1
PT	11.5±1.8	10.8±1.8	10.7±1.5	11.1±1.6	11.4±1.6	11.5±1.7	11.4±1.7
Steps (/10m)							
BWSTT	23.4±2.3	20.0±2.1*	19.5±1.7*	20.1±1.9*	21.0±2.4†	20.5±2.0	21.2±2.2
PT	22.8±2.2	22.7±2.0	22.4±1.8	23.1±2.1	23.0±2.7	23.6±2.5	23.8±2.7

NOTE. Data are mean ± SEM. The Mann-Whitney U test was performed for the baseline values and the gain from the baseline of each outcome measure. To adjust for multiple comparison using the Bonferroni correction, significant level was set at $P < .007$.

* $P < .005$.

† $P = .006$.

ภาพที่ 2.5 ผลการทดลองเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม BWSTT กับ PT Groups ของผู้ป่วยพาร์กินสัน

2.1.5 Aging and partial body weight support affects gait variability

งานวิจัยนี้เขียนโดย Anastasia Kyvelidou, Max J Kurz, Julie L Ehlers and Nicholas Stergiou โดยตีพิมพ์ในวารสาร Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation เมื่อวันที่ 19 กันยายน ค.ศ. 2008 โดยที่มาของงานวิจัยชิ้นนี้ คือ การเพิ่มขึ้นของอายุที่มากขึ้นนำไปสู่ปัญหาการหกล้มในผู้สูงอายุ โดยงานวิจัยนี้เชื่อว่าการใช้การฝึกเดินร่วมกับระบบพยุงน้ำหนักสามารถช่วยป้องกันการหกล้มในผู้สูงอายุได้ อย่างไรก็ตามก่อนที่จะเริ่มกระบวนการกายภาพบำบัดด้วยการใช้ระบบพยุงน้ำหนักเข้ามาช่วยฝึกเดินจำเป็นต้องมีการศึกษาผลกระทบของระบบพยุงน้ำหนักต่อที่มีต่อการฝึกเดินในผู้สูงอายุ ผู้สูงอายุ โดยงานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลัก คือ เพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของกระดูกกระยางค์ส่วนล่าง (Lower Extremities) ของขาในวัยรุ่นและผู้สูงอายุเพศหญิงที่มีสุขภาพดี โดยการเปลี่ยนแปลงระดับน้ำหนักของการพยุงในขณะที่เดิน โดยมีผู้เข้าทดสอบเก็บผลเป็นวัยรุ่นเพศหญิง จำนวน 10 คน และผู้สูงอายุเพศหญิง จำนวน 10 คน เดินบนลู่วิ่ง Treadmill เป็นเวลา 2 นาที ภายใต้เงื่อนไขการทดสอบ คือ เดินปกติโดยไม่มีการพยุงน้ำหนัก, พยุงน้ำหนัก 10-30% ของน้ำหนักตัวตามลำดับ ตามภาพที่ 2.6

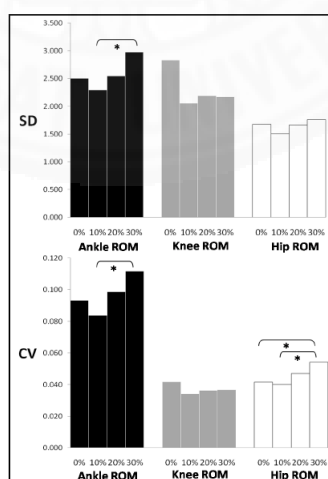


ภาพที่ 2.6 ผู้ทดสอบเดินด้วยระบบพยุงน้ำหนักบนลู่วิ่ง Treadmill

การเก็บผลข้อมูลถูกบันทึกด้วยกล้องความเร็วสูง เก็บค่าของมุมเข่า, มุมข้อเท้า และ มุม สะโพกเปรียบเทียบกันทั้ง 2 กลุ่มตัวอย่าง จากการวิเคราะห์ผลการทดสอบพบว่าผู้สูงอายุมีค่าความ แปรปรวนจากการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นที่มุมสะโพก และมุมเข่ากว่ากลุ่มวัยรุ่นหญิง สามารถสรุปได้ว่า เมื่อเราเพิ่มระดับของน้ำหนักที่พุง ถ้าจุดประสงค์ของการใช้ระบบพุงน้ำหนัก คือ ลดช่วยให้การเดิน เติ่นได้ง่าย ผลการทดสอบที่ออกมายังไม่สามารถตอบโจทย์ได้ข้างต้นได้ อย่างไรก็ตามการวิจัยครั้งนี้ ไม่ได้ทำการศึกษาในผู้ป่วยจริง ดังนั้น อาจจะเป็นไปได้ว่าหลังจากที่ผู้ป่วยผ่านการกายภาพบำบัด มาแล้วค่าความแปรปรวนของมุมต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นจะลดลง จึงอาจจะจำเป็นต้องทดสอบในอนาคตกับ ผู้สูงอายุที่แข็งแรง และ ผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงต่อการล้ม นอกจากนี้ผลการทดสอบยังชี้ให้เห็นถึงการ ฝึกเดินร่วมกับระบบพุงน้ำหนักในผู้สูงอายุที่มีสุขภาพแข็งแรงนั้น มีประสิทธิภาพในการเพิ่ม ความสามารถในการเดินได้ดี ดังภาพที่ 2.7 ซึ่งเป็นพื้นฐานในการวิจัยต่อไปได้ในอนาคต

BWS levels	Young				Elderly			
	0%	10%	20%	30%	0%	10%	20%	30%
<u>Linear</u>								
SD								
Ankle ROM	2.348	2.392	2.569	2.744	2.652	2.205	2.522	3.205
Knee ROM	2.768	1.785	1.883	1.856	2.891	2.324	2.502	2.492
Hip ROM	1.360	1.296	1.510	1.531	1.985	1.712	1.818	1.994
CV								
Ankle ROM	0.070	0.073	0.086	0.092	0.116	0.094	0.111	0.131
Knee ROM	0.033	0.027	0.029	0.029	0.050	0.041	0.044	0.045
Hip ROM	0.031	0.031	0.040	0.040	0.052	0.049	0.054	0.068
<u>Nonlinear</u>								
LyE								
Ankle	0.110	0.110	0.122	0.131	0.128	0.114	0.121	0.129
Knee	0.094	0.092	0.102	0.102	0.110	0.106	0.110	0.113
Hip	0.080	0.083	0.097	0.093	0.088	0.086	0.092	0.095

Means of SD (standard deviation), CV (coefficient of variation) for the dependent variables of the hip, knee, and ankle ROM, as well as the LyE (Lyapunov Exponent) values for the ankle, knee and hip joint for both age groups and all body weight support levels.



ภาพที่ 2.7 ผลการทดสอบผลของระบบพุงน้ำหนัก

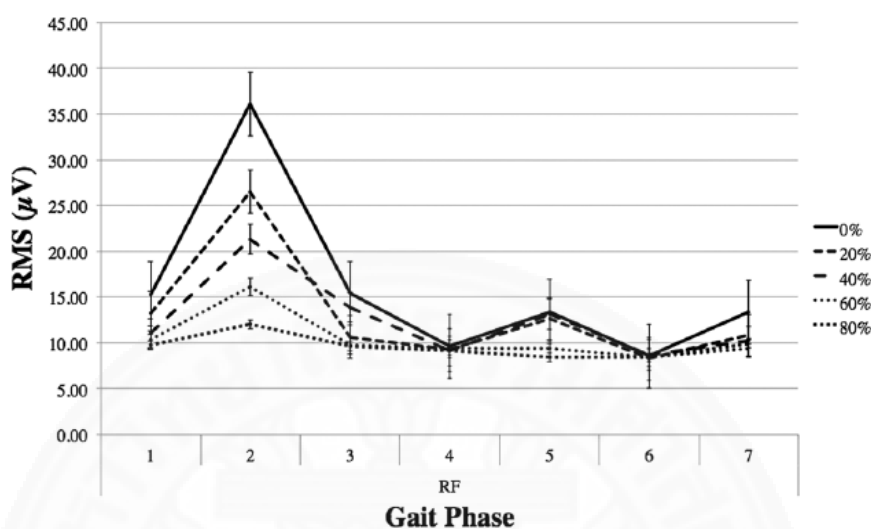
2.1.6 Muscle activation during body weight-supported locomotion while using the ZeroG

งานวิจัยนี้เขียนโดย Alyssa M. Fenuta, HBSc; Audrey L. Hicks, PhD โดยตีพิมพ์ในวารสาร Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD) เมื่อปี ค.ศ. 2014 งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลัก คือ เก็บข้อมูลของการเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน ZeroG โดยการใช้การพยุงน้ำหนักในระดับที่ต่าง ๆ กัน 5 ระดับ คือ พยุงน้ำหนัก 0%, 20%, 40%, 60% และ 80% ตามลำดับ โดยตั้งสมมติฐานว่า การเดินด้วยระบบพยุงน้ำหนักนั้น สามารถลดแรงที่ใช้เดินได้ ทำให้การเดินง่ายขึ้น โดยผลการทดสอบนี้สามารถที่จะนำไปเป็นโมเดลในการเปรียบเทียบกับบุคคลที่มีความบกพร่องทางการเคลื่อนไหวที่ใช้วิธีการกายภาพบำบัดด้วยวิธีนี้ได้ ดังภาพที่ 2.8



ภาพที่ 2.8 การทดสอบการเดินด้วย ZeroG

โดยเครื่องมือที่ใช้ในการเก็บผลการสอบ คือ การวัดสัญญาณ electromyography (EMG) ซึ่งมีผลการทดสอบ ดังภาพที่ 2.9



ภาพที่ 2.9 Gait Phase ในจังหวะ Stance phase

จากภาพที่ 2.9 รูปแบบของสัฟโฟทที่จ่อ ที่กล้ามเนื้อ (rectus femoris [RF]) โดยมีการพยุ่งน้ำหนักตั้งแต่ 0 -80% ของน้ำหนักตัว ในช่วงของการเดิน Stance phase โดยแบ่งตามช่วงจังหวะของการเดิน คือ (1) beginning of heel strike, (2) maximum heel strike, (3) cross between heel strike and toe-off (foot flat), (4) maximum toe-off, (5) end toe-off, (6) midswing, and (7) end of cycle

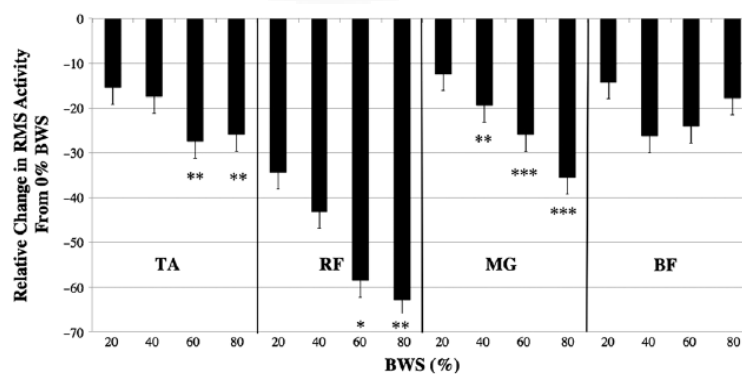


Figure 4.
Heel strike muscle activity normalized to 0 percent body weight support (BWS). Root mean square (RMS) of tibialis anterior (TA), rectus femoris (RF), medial gastrocnemius (MG), and biceps femoris (BF). Values are mean $\pm$ standard error. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$.

ภาพที่ 2.10 ผลของ BWS ในกล้ามเนื้อมัดต่าง ๆ

โดยสามารถสรุปได้ว่าในส่วนของข้อมูล EMG ดังภาพที่ 2.10 ของมัดกล้ามเนื้อตั้งแต่ระดับนั้น ในการศึกษาครั้งนี้ไม่ค่อยมีการเปลี่ยนแปลง แม้ว่าจะมีการพยุ่งน้ำหนักอย่างไรก็ตามยังมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญอยู่ ดังนั้น จึงสรุปได้ว่าการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์ของ ZeroG ช่วยลดแรงในการเคลื่อนที่ของมัดกล้ามเนื้อระหว่างเดินได้ โดยรูปแบบการเดินยังคงเดิมอยู่ ดังนั้นจึงสามารถนำผลการทดสอบนี้ไปเป็นโมเดลในการวิจัยในอนาคตเกี่ยวกับประชากรที่มีความบกพร่องทางการเคลื่อนไหว เช่น อาการบาดเจ็บของไขสันหลัง (SCI), ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองโดยใช้อุปกรณ์นี้ได้

2.1.7 Effects of Partial Body Weight Supported Treadmill Training on Children with Cerebral Palsy

งานวิจัยนี้เขียนโดย Katrin Mattern-Baxter โดยตีพิมพ์ในวารสาร Pediatric Physical Therapy เมื่อปี ค.ศ. 2009 งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลัก คือ การศึกษาประสิทธิภาพของระบบพยุ่งน้ำหนัก Partial Body Weight Supported Treadmill Training (PBWSTT) ในการพัฒนาการทรงตัว, ความเร็วในการเดิน, ความอดทนในการเดินของเด็กที่มีภาวะสมองพิการตั้งแต่กำเนิด (Cerebral palsy, CP) โดยมีข้อสรุปของงานวิจัยดังนี้ คือ การศึกษาประสิทธิภาพของระบบพยุ่งน้ำหนัก Partial Body Weight Supported Treadmill Training (PBWSTT) ยังไม่ได้รับการศึกษาอย่างกว้างขวางในเด็ก CP ผลการทดสอบปัจจุบันแสดงให้เห็นว่าการฝึกเดินกับระบบพยุ่งน้ำหนัก Partial Body Weight Supported Treadmill Training นั้น เป็นเวลานานเป็นการรักษาที่ปลอดภัย และมีประสิทธิภาพ และเป็นประโยชน์ต่อการฝึกความเร็วในการเดิน และความอดทนในการเดินสำหรับเด็ก CP ในแต่ละประเภทของความรุนแรงของอาการ

2.2 เครื่องฝึกการทำกายภาพบำบัดด้านการเดินที่มีอยู่ในท้องตลาด

เครื่องฝึกการทำกายภาพบำบัดด้วยการเดิน จากการศึกษาอุปกรณ์ที่ผู้ป่วยใช้ในการฝึกเดินในช่วงที่กล้ามเนื้อขาพอจะมีแรงพยุ่งน้ำหนักบ้าง (Functional Ambulatory Category; FAC ระดับ 2-4) จะสามารถแบ่งรูปแบบที่ใช้ในปัจจุบัน ได้ดังนี้

- รูปแบบการเดินบนลู่วิ่ง ร่วมกับระบบยกและพยุ่งน้ำหนัก
- รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นตามรางที่ติดตั้งไว้ โดยมีระบบพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์ คอยพยุ่งน้ำหนักบางส่วนไว้
- รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นในลักษณะเหมือน Walker โดยใช้อุปกรณ์ช่วยยกตัวผู้ป่วยไว้

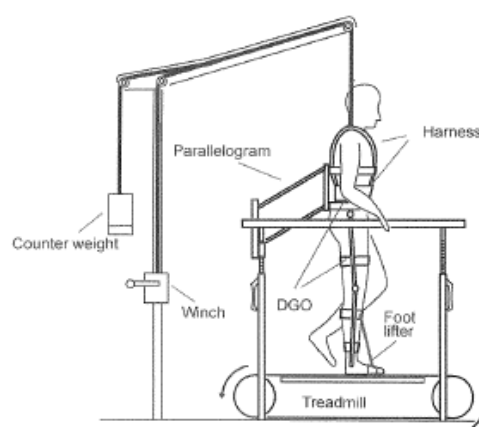
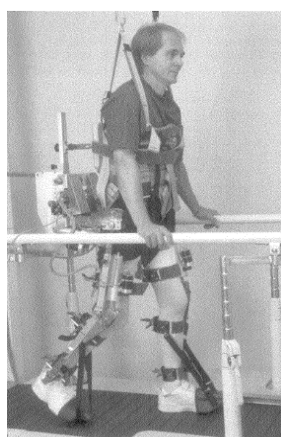
2.2.1 รูปแบบการเดินบนลู่วิ่ง ร่วมกับระบบยกและพยุงน้ำหนัก

เป็นเครื่องทำกายภาพบำบัดโดยให้ผู้ป่วยหัดเดินบนลู่วิ่ง โดยมีการพยุงน้ำหนักของร่างกายขณะวิ่งบนลู่วิ่งที่ 50 % ของน้ำหนักตัวทั้งหมด [9] โดยในขณะใช้งานผู้ป่วยจะไม่สามารถควบคุมความสามารถในการทรงตัวได้ในระหว่างการเดิน แต่สามารถตั้งสมาธิไปที่ขาได้ระหว่างการเดิน โดยจำเป็นต้องมีผู้ช่วยเหลือในการจัดทำทางขณะเดิน โดยอุปกรณ์ประเภทนี้ได้แก่ Treadmill training ดังภาพที่ 2.11



ภาพที่ 2.11 Treadmill training

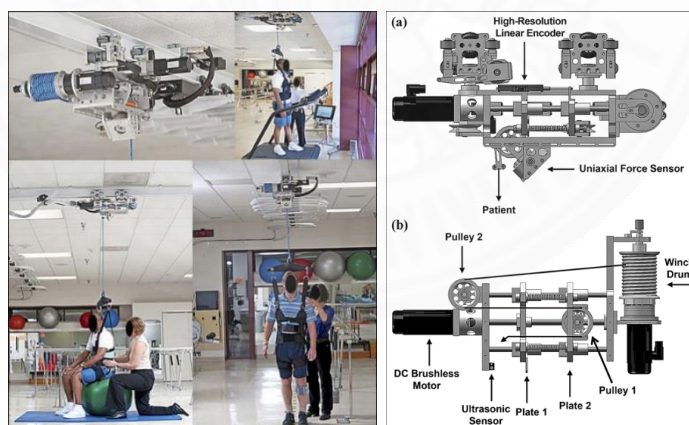
อุปกรณ์ชิ้นต่อมาเป็นเครื่องทำกายภาพบำบัดโดยใช้ลู่วิ่ง แต่มีระบบ robotic มาช่วยในการจัดทำทางเดินของผู้ป่วยขณะใช้งาน โดยตัวเครื่องจะมีข้อพิเศษคือ ไม่ต้องมีผู้ช่วยในการจัดสมดุลผู้ป่วยและจัดทำทางเดินขณะทำกายภาพบำบัด โดยอุปกรณ์ชิ้นนี้ได้แก่ Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis ดังภาพที่ 2.12



ภาพที่ 2.12 Treadmill training of paraplegic patients using a robotic

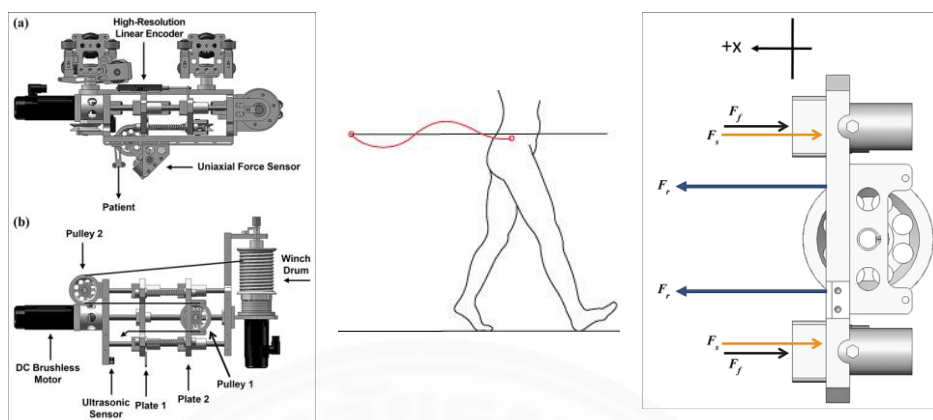
2.2.2 รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นตามรางที่ติดตั้งไว้ โดยมีระบบพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์ คอยพยุงน้ำหนักบางส่วนไว้

อุปกรณ์ชิ้นแรกมีชื่อว่า ZeroG: Overground gait and balance training system [8] เป็นเครื่องฝึกเดินโดยเป็นระบบที่ได้รับการพัฒนาเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยที่มีความบกพร่องในการเดินอย่างรุนแรง และฝึกเดิน โดยระบบมีความสามารถในการรับน้ำหนักแบบคงที่ได้ถึง 300 ปอนด์ และรับน้ำหนักแบบไดนามิกส์ได้ถึง 150 ปอนด์ โดยการใช้งานจะเคลื่อนที่ไปตามรางที่อยู่เหนือศีรษะแบบติดตั้งอยู่กับเพดาน เคลื่อนที่ไปตามราง โดยเป็นการพยุงน้ำหนักแบบ Dynamic Support คือ การพยุงแบบมีแรงดึงในเชือกตลอดเวลา ไม่ว่าผู้ป่วยจะขยับท่าทาง อิริยาบถแบบไหนก็ตาม โดยสามารถปรับน้ำหนักของการพยุงได้ละเอียด โดยใช้คอมพิวเตอร์ควบคุม โดยขณะใช้งานผู้ป่วยสามารถควบคุมการทรงตัว ปรับเปลี่ยนอิริยาบถ ท่าทางการกายภาพบำบัด และสามารถตั้งสมาธิไปที่ خارะหว่างการเดิน ได้โดยง่าย โดยอาจจะให้ผู้ช่วยคอยช่วยเหลืออยู่ด้านข้าง คอยจัดทำทางการเดิน แต่ก็มีข้อจำกัด คือ รางที่ติดตั้ง ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ไปในที่ต่างๆ ได้สะดวก และจะต้องเริ่มวางระบบรางตั้งแต่สร้าง ทำให้อาจมีความยุ่งยากในการติดตั้งระบบ ดังภาพที่ 2.13



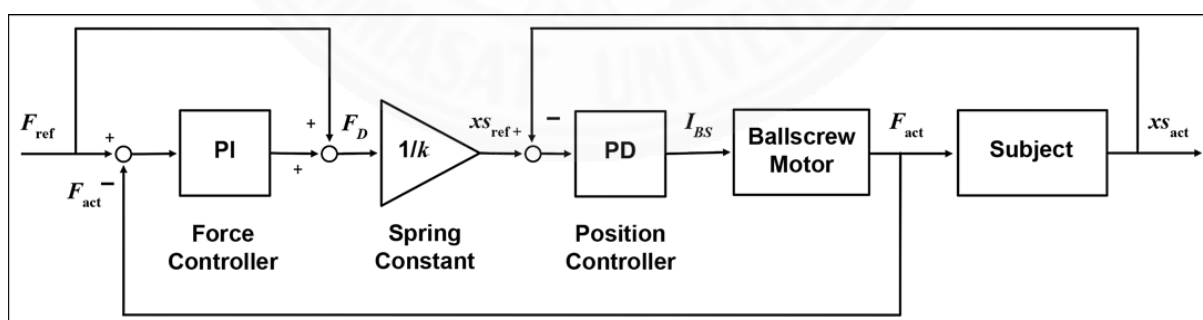
ภาพที่ 2.13 ZeroG: Overground gait and balance training system

โดยมีหลักการทำงาน ตามภาพที่ 2.14 คือ



ภาพที่ 2.14 หลักการทำงานของ ZeroG: Overground gait and balance training system

แรงดึงเชือกของลวดสลิงจะถูกควบคุมโดยกลไกดังกล่าว โดยจะมีลิงค์คู่ขนานเลื่อนไปตามราง โดยมีสปริง 2 ตัวทำหน้าที่ควบคุมการสวิงของน้ำหนักที่เกิดขึ้น โดยการทำงานจะมี DC brushless motor เชื่อมต่อกับเพลาควบคุมการเคลื่อนที่เชิงเส้นของ Plate 1 และควบคุมการเลื่อนไถวของ Plate 2 แรงดึงเชือกจะเกิดขึ้นเมื่อมอเตอร์ winch drum เริ่มดึงเชือก ทำให้เกิดจากเคลื่อนที่ของ Plate 1 ไปบีบอัด Plate 2 ทำให้เกิดการพยุ่งน้ำหนักเกิดขึ้น โดยจะมี Force sensor ทำหน้าที่วัดแรงดึงเชือก เพื่อให้แรงดึงเชือกคงที่มากที่สุด โดยมี Flow chart ดังภาพที่ 2.15



ภาพที่ 2.15 Flow Chart การทำงานของ ZeroG

โดยมีตัวแปรต่าง ๆ ดังนี้

- F_{act} = actual rope force
- F_D = total force
- F_{ref} = desired body-weight support
- I_{BS} = ball screw motor
- k = stiffness of die spring
- PD = proportional-derivative
- PI = proportional-integral
- $X_{s_{act}}$ = actual spring length
- $X_{s_{ref}}$ = desired spring length

อุปกรณ์ชิ้นต่อมาที่มีชื่อว่า Ergo Trainer เป็นเครื่องกายภาพบำบัด ลักษณะเดียวกันกับ ZeroG ใช้ฝึกเดินแบบติดตั้งอยู่กับเพดาน เคลื่อนที่ไปตามราง แต่ข้อแตกต่างกันตรงที่เครื่องนี้ไม่สามารถทำให้รางโค้งได้ เนื่องจากลักษณะเครื่องเป็นลักษณะตรงยาว ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ไปตามรางที่โค้งได้ โดยจะใช้ร่วมกับเครื่องกายภาพบำบัดอื่น ๆ เช่น Trademill ผู้ป่วยสามารถควบคุมการทรงตัว ปรับเปลี่ยนอิริยาบถ ท่าทางการกายภาพบำบัด และสามารถตั้งสมาธิไปที่ خارะหว่างการเดิน ได้โดยง่าย โดยอาจจะมีผู้ช่วยคอยช่วยเหลืออยู่ด้านข้าง คอยจัดทำทางการเดิน ดังภาพที่ 2.16



ภาพที่ 2.16 Ergo Trainer

โดยวิเคราะห์ข้อดีข้อเสียดังนี้

ข้อดี

- การพยุงน้ำหนักเป็นแบบ Dynamic Support
- ปรับน้ำหนักได้ละเอียด โดยใช้คอมพิวเตอร์ควบคุม
- ผู้ป่วยป่วยมีความยืดหยุ่นในการกายภาพบำบัด เช่น ท่าเดิน ท่านั่ง ท่ายืน การฝึกขึ้นบันได
- นำไปประยุกต์ใช้กับ Treadmill หรือเครื่องกายภาพบำบัดอื่น ๆ ได้

ข้อเสีย

- รางที่ติดตั้ง ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ไปในที่ต่าง ๆ ได้สะดวก และไม่สามารถเคลื่อนที่แบบโค้งได้
- การติดตั้งอาจจะต้องเริ่มวางระบบรางตั้งแต่สร้าง ทำให้อาจจะมีความยุ่งยากในการติดตั้งระบบ

2.2.3 รูปแบบการให้ผู้ป่วยเดินบนพื้นในลักษณะเหมือน Walker โดยใช้อุปกรณ์ช่วยยกตัวผู้ป่วยไว้

อุปกรณ์ช่วยฝึกเดินในรูปแบบของ Walker นั้น มีทั้งระบบที่เป็นระบบยกและพยุงตัวแบบ Dynamic Support และ Static Support ดังตัวอย่างงาน ต่อไปนี้

2.2.3.1 Andago

อุปกรณ์ชิ้นแรกมีชื่อว่า Andago เป็นสิ่งประดิษฐ์ชิ้นนี้สร้างขึ้นเพื่อสนับสนุนการกายภาพบำบัดหลังจากผ่านการฝึกเดินด้วยเครื่อง Treadmill มาแล้ว ใช้เพื่อฝึกสมดุลในการเดิน หรือความพิการที่เกิดขึ้นในผู้ป่วยที่มีภาวะผิดปกติเกี่ยวกับความพิการที่เกิดขึ้นที่สมอง กระดูกสันหลัง กล้ามเนื้อ หรือความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับกระดูก

Andago เป็นหุ่นยนต์กายภาพบำบัด ที่มีระบบพยุงน้ำหนัก แบบแขนพยุงแยกส่วนกัน 2 ข้าง โดยสามารถปรับระดับพยุงน้ำหนักได้ที่ 0 - 55 กิโลกรัม และน้ำหนักของผู้ใช้งานสูงสุดที่สามารถรับได้ คือ 135 กิโลกรัม มีน้ำหนักชิ้นงาน 185 กิโลกรัม โดยการใช้งานหุ่นยนต์กายภาพบำบัดชิ้นนี้ จะมีเซนเซอร์ตรวจวัดแรงดึงในเส้นเชือก ทำให้ทราบว่าผู้ป่วยจะเลี้ยวซ้ายหรือเลี้ยวขวา โดยเครื่องนี้จะมียอเตอร์เพื่อช่วยในการเคลื่อนที่ไปในทิศทางต่าง ๆ ดังภาพที่ 2.17



ภาพที่ 2.17 Andago

โดยวิเคราะห์ข้อดีข้อเสียดังนี้

ข้อดี

- การพยุงน้ำหนักเป็นแบบ Dynamic Support
- ปรับน้ำหนักได้ละเอียด โดยใช้คอมพิวเตอร์ควบคุม
- ผู้ป่วยมีความยืดหยุ่นในการกายภาพบำบัด เช่น ทำเดิน ทำนั่ง ทำยืน การฝึกขึ้นบันได
- นำไปประยุกต์ใช้กับ Treadmill หรือเครื่องกายภาพบำบัดอื่น ๆ ได้

ข้อเสีย

- รางที่ติดตั้ง ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ไปในที่ต่าง ๆ ได้สะดวก
- การติดตั้งอาจจะต้องเริ่มวางระบบรางตั้งแต่สร้าง ทำให้อาจจะมีความยุ่งยากในการติดตั้งระบบ

2.2.3.2 Lift Walker : Rifton tram

เป็น Walker ช่วยฝึกเดินแบบ Anterior Walker โดยมีฟังก์ชันสามารถยกตัวผู้ป่วยเพื่อเคลื่อนย้ายผู้ป่วย จากทำนั่งไปทำยืนได้ และมีระบบ Body Weight Support แบบ Static Support ทำหน้าที่เป็นลิฟท์ยกผู้ป่วยเพื่อฝึกเดิน (Gait Training) ได้ ดังภาพที่ 2.18



ภาพที่ 2.18 Rifton tram

โดยวิเคราะห์ข้อดีข้อเสียดังนี้

ข้อดี

- เคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากท่านั่งจากรถเข็นขึ้นเตียง หรือเพื่อฝึกเดินได้
- การใช้งานสะดวก ไม่ยุ่งยาก
- ชุดที่ใช้ใส่มีความเรียบง่าย ใส่ไม่ยาก

ข้อเสีย

- การพยุงน้ำหนักเป็นแบบ Static Support
- ไม่สามารถปรับน้ำหนักได้ ทำหน้าที่เป็นแค่ Lift ยก

2.2.3.4 Kid Walk - Dynamic Walking Aid

เป็น Walker ช่วยฝึกเดินแบบ Posterior Walker สำหรับเด็ก มีระบบ Body Weight Support แบบ Dynamic Support นำสปริงมาทำงานร่วมกันคานเหล็ก เพื่อให้การฝึกเดินมีความนุ่มนวล ดังภาพที่ 2.19



ภาพที่ 2.19 Kid Walk - Dynamic Walking Aid

โดยวิเคราะห์ข้อดีข้อเสียดังนี้

ข้อดี

- การพยุงน้ำหนักเป็นแบบ Dynamic Support
- ขนาดไม่ใหญ่ เทอะทะ
- ชุดที่ใช้ใส่มีความเรียบง่าย ใส่ไม่ยาก

ข้อเสีย

- ใช้ได้ในเด็กเท่านั้น

2.2.3.5 Ormesa Grillo Gait Trainer

เป็น Walker ช่วยฝึกเดินแบบ Anterior Walker เป็น Walker ช่วยฝึกเดินสำหรับเด็ก มีระบบ Body Weight Support แบบ Static Support ทำหน้าที่เป็นลัพท์ยกผู้ป่วยเพื่อฝึกเดิน (Gait Training) ได้ สามารถปรับความสูง – ต่ำเพื่อให้เหมาะกับผู้ใช้งานที่มีความสูงต่าง ๆ ได้ ดังภาพที่ 2.20



ภาพที่ 2.20 Ormesa Grillo Gait Trainer

โดยวิเคราะห์ข้อดีข้อเสียดังนี้

ข้อดี

- ปรับระดับสูง – ต่ำได้
- ขนาดไม่ใหญ่ เทอะทะ
- ชุดที่ใช้ใส่มีความเรียบง่าย ใส่ไม่ยาก

ข้อเสีย

- การพยุ่งน้ำหนักเป็นแบบ Static Support
- ปรับระดับได้เพียง สูง – ต่ำ ไม่สามารถปรับน้ำหนักในการพยุ่งได้

2.3 เทคนิคและอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง

เทคนิคที่เกี่ยวข้องจะกล่าวถึงเทคนิคการพยุ่งน้ำหนักแต่ละแบบ โดยแบ่งได้ดังนี้

2.3.1 รูปแบบการยกตัวผู้ป่วย

2.3.1.1 การยกตัวโดยใช้รอกดึงขึ้นในแนวตั้งฉากกับพื้นและใช้น้ำหนักถ่วงฝั่งตรงข้าม แบบที่ใช้ในเครื่องที่เป็นลักษณะของลู่วิ่ง จากเครื่อง Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis[11], Lokomat [12] Walking aid[13] และ The Hart Walker แบบปรับปรุง ตามลำดับ ในภาพที่ 2.21



ภาพที่ 2.21 การยกตัวโดยใช้รอกดึงขึ้นในแนวตั้งฉากกับพื้นและใช้น้ำหนักถ่วงฝั่งตรงข้าม

2.3.1.2 การยกตัวผู้ป่วยโดยใช้กลไก Actuator จะใช้ Linear Actuator หรือระบบ Hydraulic เป็นตัวยกผู้ป่วย โดยตัวผู้ป่วยจะแขวนไว้กับเครื่อง เช่น Lift Walker, Ormesa Grillo Gait Trainer ในภาพที่ 2.22



ภาพที่ 2.22 การยกตัวผู้ป่วยโดยใช้กลไก Actuator

2.3.1.3 การยกตัวโดยใช้ระบบคานสปริง ใช้ค่าความแข็งของสปริงเป็นประโยชน์ในการยกน้ำหนัก เพื่อให้ได้ค่าความนุ่มนวลในการยก และปรับระดับน้ำหนักได้ จากระยะทางที่เปลี่ยนไป เช่น ระบบการพยุงน้ำหนักของ Kid Walk - Dynamic Walking Aid ในภาพที่ 2.23



ภาพที่ 2.23 การยกตัวโดยใช้ระบบคานสปริง

2.3.2 รูปแบบของระบบ Support Weight แบบต่าง ๆ

2.3.2.1 Equipois zeroG เป็นระบบ Weight Support ที่สามารถนำมาช่วยยกเครื่องมือต่าง ๆ ที่มีน้ำหนักมาก โดยใช้สปริงเป็นตัวรับน้ำหนัก โดยสามารถปรับน้ำหนักได้โดยปรับความสั้น – ยาว สปริง เพื่อปรับน้ำหนักได้ และสามารถนำมาต่อกันหลาย ๆ ตัว เพื่อการรับน้ำหนักที่มากขึ้นได้อีกด้วย ดังภาพที่ 2.24



ภาพที่ 2.24 Equipois zeroG

โดยมีการนำไปใช้งานในหลาย ๆ ด้าน เช่น ในการถ่ายวิดีโอ (Steady Cam) เพื่อแบ่งเบาภาระการถือวัตถุหนัก ๆ ให้ผู้นั่ง ๆ ได้ ดังภาพ 2.25



ภาพที่ 2.25 Steady Cam

2.3.2.2 Gas Spring แก๊สสปริง เป็น อุปกรณ์ช่วยผ่อนแรง หรือลดแรงในการดันสิ่งต่าง ๆ โดยมีขนาดแรงให้เลือกใช้หลายขนาด และมีลักษณะของปลายแกนให้เลือกใช้มากมาย โดยสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับงานต่าง ๆ ได้หลากหลาย ดังภาพที่ 2.26



ภาพที่ 2.26 Gas Spring Application

2.3.2.3 Vacuum balancer arm ใช้ลมในการควบคุมน้ำหนักการยก โดยมีสวิตช์ทำหน้าที่ปั๊มลม หรือปล่อยลม ตามน้ำหนักของวิ่งของที่แขวน ดังภาพ 2.27



ภาพที่ 2.27 Gas Spring Application

บทที่ 3

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

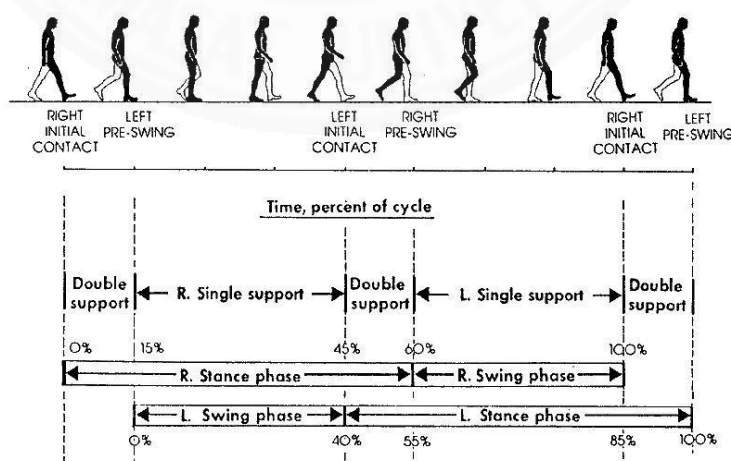
ในการออกแบบและพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพยางน้ำหนักบางส่วน (Space Walker) สำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน ซึ่งในการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบนั้น จะมีทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ข้อมูลด้านการแพทย์ และข้อมูลทางด้านวิศวกรรม

3.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ด้านการแพทย์

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องด้านการแพทย์ สำหรับใช้ในการออกแบบของอุปกรณ์ต้นแบบนั้น จะเป็นข้อมูลในส่วนของลักษณะรูปแบบการเคลื่อนที่ในส่วนของการเดินแบบปกติ และการเดินแบบผิดปกติ รวมถึงทฤษฎีการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน โดยจะแบ่งออกดังนี้

3.1.1 ลักษณะรูปแบบการเดินของคนปกติ

การวิเคราะห์รูปแบบการเดินของคนปกติ (Gait analysis) เป็นการวิเคราะห์การเดินโดยวัดจาก การเคลื่อนที่ของร่างกาย กลไกการทำงานของร่างกาย และพฤติกรรมของกล้ามเนื้อที่ทำงาน เพื่อใช้ในการประเมินผล วางแผน และใช้เป็นเงื่อนไขในการเดินสำหรับผู้ที่ต้องการฟื้นฟูการเดิน โดนการเดินจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ Stand phase และ Swing phase ดังภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 ลักษณะรูปแบบการเดินในช่วงต่าง ๆ

จากภาพที่ 3.1 เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าขวา ในช่วงแรก เท้าขวาจะยันพื้นรับน้ำหนักตัว (Stand phase) ลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะดันตัวไป เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้า เท้าซ้ายซึ่งลอยก็จะมาแตะพื้นเพื่อรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะกลายเป็นตัวดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า แล้วตัวเท้าก็จะลอยจากพื้น (Swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักตัวต่อไป และ Double support คือ ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง Heel-off และ Toe-off ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่าง Heel strike และ Foot flat ซึ่งจะพบช่วง Double support นี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่ง ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่าง ๆ มีรายละเอียด ดังต่อไปนี้

1. Stance phase ใช้เวลา 60 % ของวงจรการเดิน (gait cycle)
2. Swing phase ใช้เวลา 40 % ของวงจรการเดิน
3. Double support ใช้เวลา 20-25% ของวงจรการเดิน

ช่วงการเดินที่กล่าวถึงนี้ คือ การศึกษาขาข้างใดข้างหนึ่ง ซึ่งจะเห็นว่าขาขวามี Stand phase และ Swing phase ตามกันไป เมื่อขาขวาเป็น Swing phase ขาซ้ายต้องเป็น Stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินเป็นไปตามธรรมชาติ ซึ่งถ้าศึกษาให้ละเอียดแล้ว จะเห็นว่าช่วงต่าง ๆ ยังแบ่งออกได้เป็นขั้นตอนดังนี้

3.1.1.1 Stance phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่าง ๆ 5 ขั้นตอนดังนี้

1. Heel strike คือ ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงาน
ระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
- กล้ามเนื้อ Gluteu maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อกลุ่มกระดกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดกพ้นพื้น

2. Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดกลง 15 องศา

3. Mid-stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกหน้าข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอ กันไม่ให้ Hyperextension
- กล้ามเนื้อ Gluteus medius, Gluteus minimus และ Tensor fascia lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้เสียหลักง่าย
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบพื้น

4. Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้า มากขึ้นกล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก Hyperextension
- กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง

5. Toe off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า เพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอข้อสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

3.1.1.2 Swing phase กินเวลาประมาณ 1/3 ของวงจรการเดิน แบ่งเป็น 3

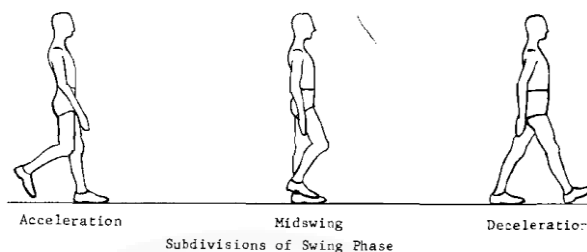
ระยะ ดังนี้

1. Acceleration คือระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาแรงกล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้น เพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้น กันล้ม

2. Mid swing เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ acceleration

3. Deceleration คือ ระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล่าวมา ถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป



ภาพที่ 3.2 ขั้นตอนการเดินช่วง Swing phase

ขั้นตอนต่าง ๆ ของการเดิน สามารถสรุปการทำงานของข้อต่าง ๆ และกล้ามเนื้อได้ดังนี้

Phases	Hip(degree)	Knee(degree)	Ankle(degree)	Muscles
Heel strike	Flex 25	Fully extend	Neutral	- Gluteus maximus - Quadriceps - Hamstrings - Foot and toe dorsiflexors
Foot Flat	Flex 23	Flex 20	Plantarflex 15	Same Heel strike
Mid stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3	- Iliopsoas - Gluteus Minimus - Tensor fascia lata - Quadriceps - Plantar flexors
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15	- Iliopsoas - Hamstring - Plantar flexors

Phases	Hip(degree)	Knee(degree)	Ankle(degree)	Muscles
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantarflex 20	- Iliopsoas - Quadriceps - Plantar flexors
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral	- Iliopsoas - Quadriceps - Foot and toe dorsiflexors
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neutral	Iliopsoas
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neutral	- Gluteus maximus - hamstring - foot and toe dorsiflexors

ตารางที่ 3.1 การทำงานของข้อต่าง ๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน [1]

จากตารางที่ 3.1 แสดงให้ค่ามุมของสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) ซึ่งในแต่ละขั้นตอนจะมีมุมของข้อต่อต่าง ๆ จากข้อมูลมุมที่ข้อสะโพกที่แสดงในตารางเป็นค่ามุมเทียบกับแนวแกนตั้ง ส่วนข้อเข่า แสดงมุมระหว่างขาที่อนบนและขาที่อนล่าง และข้อเท้าแสดงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากมุมปกติ (มุมปกติ (Neutral) คือ มุมตั้งฉากระหว่างขาที่อนล่างและฝ่าเท้า

ค่ามุมข้อสะโพก (Hip angle) มีมุมงอ (Flex) ตั้งแต่ 25 องศา ถึง -25 องศา เทียบกับแนวตั้ง โดยแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่ขาที่อนบนอยู่หน้าลำตัว (ขั้นตอน Heel Strike, Foot flat, Mid stance และ Mid swing, Deceleration) ช่วงนี้ค่ามุมจะเป็นบวก และช่วงที่ขาที่อนบนอยู่ข้างหลังลำตัว (ขั้นตอน Heel off งอไปข้างหลังเกิน (Hyperextend) 10 องศา, Toe off และ Acceleration)

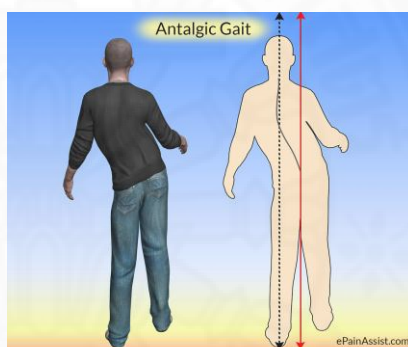
ค่ามุมข้อเข่า (Knee angle) มีมุมงอตั้งแต่ 0 องศา (Fully extend) จนถึง 65 องศา และค่ามุมข้อเท้า (Ankle angle) มีค่ามุมปกติ กางออก (Plantarflex) และงอเข้า (Dorsiflex)

3.1.2 ความผิดปกติในการเดิน (Gait abnormalities)

การเดินเป็นพัฒนาการตามธรรมชาติ การเดินของคนเป็นการทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อลำตัว ขา เท้า และแขนทั้งสองข้าง ซึ่งสั่งการมาจากสมองและไขสันหลัง ร่วมกับการประสานภาพ ประสาทสัมผัส และประสาทการทรงตัว ความผิดปกติในการเดินจึงอาจเกิดจากความเจ็บปวดของกระดูก กล้ามเนื้อ และอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการเดิน, การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ, รอยโรคที่สมองหรือไขสันหลัง, รวมทั้งการเสียประสาทรับรู้ที่จำเป็นต่อการเดิน โดยรูปแบบการเดินที่ผิดปกติเหล่านี้สามารถบอกถึงกลุ่มโรคที่เป็นสาเหตุได้ ดังนี้

3.1.2.1 เดินกระเผลก (Antalgic gait)

เป็นลักษณะการเดินที่พยายามเลี่ยงการลงน้ำหนักขาข้างที่ปวด โดยขาข้างที่ปวดจะมีระยะการยกลอยขึ้นจากพื้นนานกว่าขาที่ไม่ปวด และระยะที่เหยียบพื้นก็สั้นลง



ภาพที่ 3.3 เดินกระเผลก (Antalgic gait)

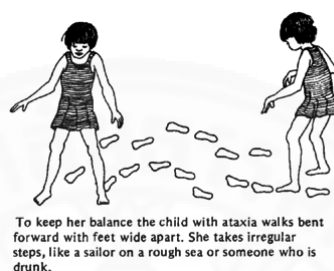
3.1.2.2 เดินทรงตัวไม่ดี (Ataxic gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เท้ากะจังหวะก้าวไม่ได้เพราะการทรงตัวเสีย ทั้งลำตัวและแขนจะเหวี่ยงไปมาเพื่อกันไม่ให้ล้ม การหันหลังกลับก็ทำได้ยาก เวลายืนผู้ป่วยจะยืนกางเท้า (Broad-based posture) ถ้าบอกให้ยืนเท้าชิดกันจะเซซ้ายเซขวา และไม่สามารถเดินต่อเท้าเป็นเส้นตรงได้ (Walk heel-to-toe)

การเดินในลักษณะนี้ให้คิดถึงพยาธิสภาพที่สมองน้อย (cerebellum) ซึ่งเป็นสมองส่วนที่ควบคุมการทรงตัว ผู้ป่วยมักมีอาการอย่างอื่นด้วย เช่น ปวดศีรษะ อาเจียน ตากระตุก (nystagmus) พูดลำบาก (dysarthria) มือสั่นเวลาบอกให้หยิบจับอะไร (intention tremor) อาจมีคอแข็ง ความรู้สึกตัวลดลง

สาเหตุของพยาธิสภาพอาจเป็นจากการบาดเจ็บที่ศีรษะมาก่อน เนื่องจากการที่สมองส่วนหลัง การติดเชื้อไวรัส โรค Multiple sclerosis หรือเป็นความผิดปกติแต่กำเนิด หากอาการเป็นมาตอนเช้าและดีขึ้นตอนเย็นอาจเป็นจากความดันในกะโหลกศีรษะสูง (increased intracranial pressure)

การเดินแบบ ataxic gait นี้จำเป็นต้องได้รับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยด่วน



ภาพที่ 3.4 เดินทรงตัวไม่ดี (Ataxic gait)

3.1.2.3 เดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian gait)

เป็นลักษณะการเดินที่พบบ่อยในคนสูงอายุ คือเดินลากเท้า ก้าวสั้น แขนไม่แกว่ง และโน้มตัวไปข้างหน้า (เหมือนจะรีบเร่ง แต่จริง ๆ ไปช้า) การกลับหลังหันทำได้ลำบาก ต้องขยับเท้าหลายจังหวะ การลุกขึ้นจากเก้าอี้ก็ทำได้ลำบาก อาจล้มกลับไปนั่งอย่างเก่า

สาเหตุอาจเป็นจากโรคพาร์กินสัน (Parkinson's disease) หรือที่คนทั่วไปเรียกว่าโรคสั่นนิบาต ซึ่งมักมีมือสั่นขณะพัก (resting tremor) ตัวแข็ง (rigidity) ทำอะไรช้า (dyskinesia) และสีหน้าไร้อารมณ์ (apathy) ร่วมด้วย หรือเป็นจากภาวะอื่นที่แสดงอาการคล้ายโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism) เช่น ภาวะหลอดเลือดฝอยที่สมองอุดตันช้า ๆ, ภาวะที่ได้รับสารพิษหรือยาทางจิตเวช, โรคความเสื่อมของสมองชนิดต่าง ๆ เป็นต้น

ลักษณะการเดินแบบนี้สามารถรักษาได้ด้วยยา แต่ต้องแยกจากการเดินในลักษณะถัดไปให้ได้ก่อน เพราะมีลักษณะคล้ายกัน ยิ่งถ้าไม่แสดงอาการประกอบรวมให้เห็น ยิ่งแยกจากกันได้ยาก ต้องอาศัยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองช่วย และการรักษาที่ต่างกัน



ภาพที่ 3.5 เดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian gait)

3.1.2.4 เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า (Magnetic gait, frontal disorder gait)

เป็นลักษณะการเดินลากเท้า ก้าวสั้น หันหลังกลับลำบากเหมือนแบบพาร์กินสัน แต่ที่สำคัญคือจะมีการเริ่มต้นก้าวเท้าที่ลำบาก (เหมือนคนพูดติดอ่าง) จากในวิดีโอจะเห็นว่า เมื่อผู้ป่วยเดินไปได้สักพักจะเกิดอาการเท้าติดเหมือนมีแม่เหล็กที่พื้นดูดเท้าเอาไว้ ผู้ป่วยพยายามที่จะงอเข่าเพื่อยกเท้าก้าวต่อไปแต่ทำไม่ได้ การเดินไปยังจุดหมายจึงสะดุดลงเป็นพัก ๆ หากติดบ่อยแทบทุกก้าวก็จะเคลื่อนตัวได้ช้าคล้ายการเดินแบบพาร์กินสันมาก แต่ความช้าจะอยู่เฉพาะตอนเดิน ถ้าให้ผู้ป่วนั่งหรือนอน การยกขา ขยับเท้า จะทำได้ปกติ ที่ต่างกันอีกอย่างคือผู้ป่วยเหล่านี้จะทรงตัวไม่ดี การเดินจึงมีลักษณะเหมือนเดินบนน้ำแข็ง คือ แขนขากาง (wide-based gait หรือ 'marche a petit pas') สังเกตว่าแขนกางได้ตามปกติ แต่มักจะไปเกาะสิ่งที่อยู่ใกล้ ๆ เพื่อกันล้ม ลำตัวก็จะตรงกว่า ไม่ได้โน้มไปข้างหน้าอย่างเดียว

อาการประกอบก็ต่างกัน ผู้ป่วยที่เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้าจะพูดเบาเสียงขาด การดื่มน้ำมักไอเพราะสำลัก ตามัวลง กลั้นปัสสาวะไม่ค่อยได้ ล้มบ่อยเพราะทรงตัวไม่ดี การกลับหลังหันมักหายหลังบ่อย และหลง ๆ ลืม ๆ (ไม่มีอาการมือสั่น ตัวแข็ง ไร้อารมณ์ เว้นแต่จะมีโรคหรือภาวะพาร์กินสันผสมอยู่ด้วยในวัยชราภาพ)

ลักษณะการเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้าแสดงถึงรอยโรคที่สมองกลีบหน้า (frontal lobe) พยาธิสภาพอาจเป็นจากการบาดเจ็บที่ศีรษะมาก่อน เนื้องอกที่สมอง ภาวะภาวะน้ำเกินในโพรงสมอง (hydrocephalus) ทั้งแบบที่ความดันเพิ่มและความดันไม่เพิ่ม (Normal pressure hydrocephalus) ภาวะหลอดเลือดฝอยที่สมองส่วนหน้าตีบตัน หรือเป็นจากความเสื่อมของสมองส่วนหน้า

ผู้สูงอายุหลายรายมีอาการทับซ้อนกันทั้งพาร์กินสันและ Frontal lobe disorder โดยเฉพาะผู้ป่วยเบาหวานและ/หรือความดันโลหิตสูงที่เป็นมานาน รอยโรคที่ frontal lobe จาก MRI จะมีลักษณะเป็นจุดขาดเลือดเล็ก ๆ หลายจุดร่วมกับความเสื่อมของเนื้อสมอง อายุร

แพทย์มักเรียกภาวะนี้ว่า "Vascular parkinsonism" การรักษาจะใช้ยาแบบเดียวกับโรคพาร์กินสัน แต่ผลการรักษาจะไม่ได้เท่าโรคพาร์กินสันโดยตรง

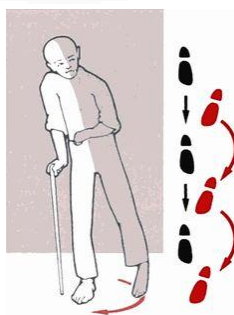


ภาพที่ 3.6 เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า (Magnetic gait, frontal disorder gait)

3.1.2.5 เดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (Hemiparetic gait)

ผู้ป่วยที่เป็นอัมพฤกษ์ครึ่งซีกหลายรายกลับมาใช้ชีวิตได้ตามปกติ แต่การเดินจะบ่งบอกว่าพวกเขาเคยประสบเหตุการณ์เลวร้ายในชีวิตมาก่อน ลักษณะการเดินของข้างที่เป็นอัมพฤกษ์จะเป็นแบบขาเหยียด แขนงอ เพราะกล้ามเนื้อที่ขาอ่อนแรงขณะที่กล้ามเนื้อที่เหยียดขาแข็งแรง ข้อเท้าที่คว่ำลงเล็กน้อยประกอบกับขาที่เหยียดตรงจึงทำให้ต้องแกว่งขาไปด้านข้างถึงจะก้าวไปข้างหน้าได้ ส่วนกล้ามเนื้อแขนจะตรงกันข้าม กล้ามเนื้อส่วนที่หุบหัวไหล่ งอศอก และกำมือจะแข็งแรงขณะที่กล้ามเนื้อส่วนที่คลายแขนและเหยียดศอกจะอ่อนแรง ผู้ป่วยบางรายอาจฝึกทำกายภาพจนสามารถเหยียดแขนได้ แต่เวลาเดินแขนก็ยังแข็งแรงและหนีบไว้กับตัว บางคนอาจเก่งกว่านั้น ถึงกับงอเข้าได้ แต่ความแข็งแรงของขาข้างที่เป็นอัมพาตก็ยังคงมีให้เห็นอยู่

สาเหตุของการเป็นอัมพาตครึ่งซีกที่เราพบเห็นกันทั่วไปเกิดจากเส้นเลือดในสมองแตกหรืออุดตัน



ภาพที่ 3.7 เดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (Hemiparetic gait)

3.1.2.6 เดินแบบอัมพฤกษ์ท่อนล่าง (Paraparetic gait)

อัมพาตของขาทั้งสองข้างอาจเกิดจากรอยโรคที่ไขสันหลังหรือที่สมองทั้งสองข้าง หากเป็นที่ไขสันหลัง ขาจะอ่อนแรงและปวดเมื่อย หากเป็นที่สมองทั้งสองข้าง ขาจะเหยียดตรงและแข็งเกร็ง การเดินด้วยขาจึงทำไม่ได้ ผู้ป่วยต้องใช้รถเข็นและกำลังแขนช่วยในการเคลื่อนที่

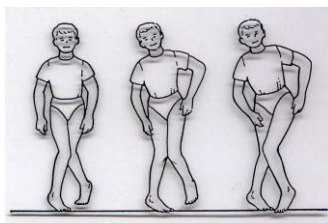
ผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตท่อนล่างตั้งแต่อายุน้อยจะมีพัฒนาการในการใช้แขนดีกว่าผู้ป่วยที่อายุมาก แม้จะต้องใช้รถเข็นในการเดินทาง แต่หลายคนก็สามารถทำงานและอยู่ในสังคมได้ตามปกติ



ภาพที่ 3.8 เดินแบบอัมพฤกษ์ท่อนล่าง (Paraparetic gait)

3.1.2.7 เดินแบบขาไขว้เหมือนกรรไกร (Scissor gait หรือ CP gait)

เด็กที่เป็น Cerebral palsy การทำงานของกล้ามเนื้อต่าง ๆ ในร่างกายจะไม่สัมพันธ์กัน ขาทั้งสองข้างจะเกร็งและหนีบเข้าหากัน การก้าวเดินจึงมีแนวโน้มจะไขว้กันตลอดเวลา (คล้ายการเดินของนางแบบ) เด็กที่ได้รับการฝึกกายภาพจะสามารถแยกขาออกจากกันได้บ้าง แต่หัวเข่าและปลายเท้าทั้งสองข้างก็มักจะมาชนกันตรงกลาง



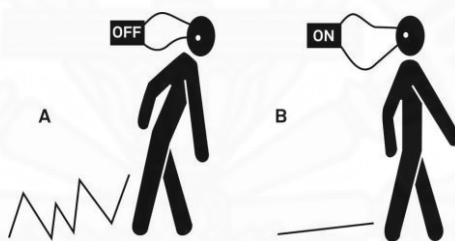
ภาพที่ 3.9 เดินแบบขาไขว้เหมือนกรรไกร (Scissor gait หรือ CP gait)

3.1.2.8 เดินแบบเวสติบูลาร์เสี่ย (Vestibular gait)

เป็นลักษณะการเดินแบบเดียวกับการเดินทรงตัวไม่ดี (Ataxic gait) แต่จะเอียงไปทางด้านที่อวัยวะรับการทรงตัวในหูชั้นในเสียไปเท่านั้น

ผู้ป่วยจะมีอาการวิงเวียน บ้านหมุน กระยะไม่ได้ ตาจึงต้องช่วยมองเห็นตลอดเวลา ศีรษะจะเอียงไปทางด้านที่เสีย และมีแนวโน้มจะเดินชนวัตถุข้างนั้น บางรายจะเสียการได้ยินและการรับภาพด้วย บางรายได้ยินเสียงดังหึ่ง ๆ คล้ายมีผึ้งบินอยู่ในหูตลอดเวลา

สาเหตุอาจเป็นจากเนื้องอกของเส้นประสาทหู เนื้องอกในหูชั้นกลาง ภาวะแพ้ภูมิตัวเอง การติดเชื้อไวรัส โรคมินิเย (Ménière's disease) โรคไมเกรน โรค Otosclerosis ได้รับสารพิษหรือยาที่มีพิษต่อประสาทหู ภาวะน้ำในอวัยวะการทรงตัวเกิน/ขาด/เสียสมดุล กระดูกหูชั้นในแตก ฯลฯ

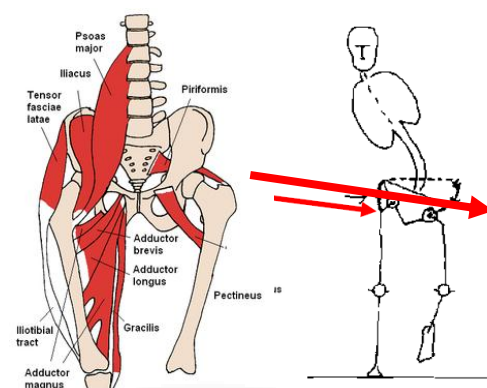


ภาพที่ 3.10 เดินแบบเวสติบูลาร์เสี่ย (Vestibular gait)

3.1.2.9 เดินแบบเทรนเดเลนเบิร์ก (Trendelenburg gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อ Gluteus medius ข้างใดข้างหนึ่งอ่อนแรง กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่กดกระดูกเชิงกรานลงให้คงระดับเดียวกับอีกด้านเวลาที่เราลงน้ำหนักเท้าข้างนั้น และทำหน้าที่กางขาออกไปด้านข้าง ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้อ่อนแรง เวลาที่นอนตะแคงจะไม่สามารถกางขาข้างนั้นขึ้นไปให้ตั้งฉากกับเตียงได้ และถ้าให้ยืนบนขาข้างนั้น สะโพกด้านตรงข้ามจะตกลง ลำตัวจึงต้องเอียงไปทางด้านที่กล้ามเนื้ออ่อนแรงเพื่อรักษาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย

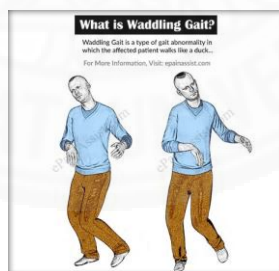
กล้ามเนื้อ Gluteus medius ถูกเลี้ยงด้วยเส้นประสาท Superior gluteal nerve สาเหตุของการอ่อนแรงอาจเกิดจากเส้นประสาทไขสันหลัง L5 ถูกกดทับ, โรคโปลิโอ, เอ็นกล้ามเนื้ออักเสบหรือฉีกขาดจากการเล่นกีฬา, เอ็นฉีกขาดระหว่างการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพก ส่วนใหญ่มักเป็นข้างเดียว หากเป็นทั้งสองข้างจะทำให้การเดินมีการเอียงสะโพกและลำตัวไปมา ซึ่งต้องแยกจากการเดินในลักษณะถัดไป



ภาพที่ 3.11 เดินแบบเทรนเดเลนเบอร์ก (Trendelenburg gait)

3.1.2.10 เดินแบบเตาะเตะ (Waddling gait)

เป็นลักษณะการเดินที่คล้ายเด็กเพิ่งหัดเดิน คือกางแขนกางขาและเอียงตัวไปมา เกิดจากกล้ามเนื้อต้นขาโดยทั่วไปอ่อนแรง (proximal muscle weakness) ซึ่งอาจเกิดจากโรค Multiple sclerosis, โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงทั้งหลาย (myopathies), ภาวะโปลิโอแต่สซึมต่ำในเลือด, ภาวะที่มีการแยกของกระดูกหัวเหน่าในคนท้อง, หรือในโรคเรื้อรังต่าง ๆ ให้สังเกตว่าสะโพกข้างตรงข้ามขาที่ลงน้ำหนักไม่ได้ตกลงเหมือนในการเดินแบบเทรนเดเลนเบอร์ก และการกางแขนขาไม่ได้เกิดจากเสียการทรงตัว

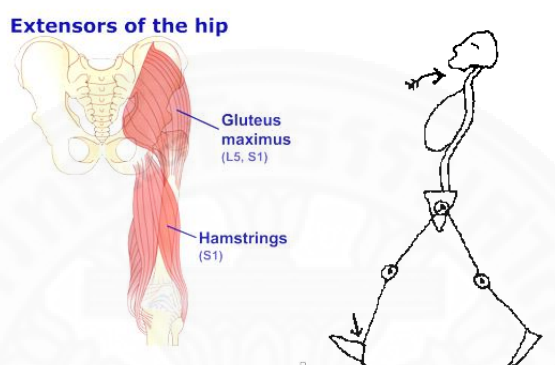


ภาพที่ 3.12 เดินแบบเตาะเตะ (Waddling gait)

3.1.2.11 เดินแบบแอ่นหลัง (Gluteus maximus gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อ Gluteus maximus ข้างใดข้างหนึ่งอ่อนแรง กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่ดึงให้ต้นขาเหยียดตรงขณะเท้ารับน้ำหนัก ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้อ่อนแรง ผู้ป่วยจะไม่สามารถทรงลำตัวตรงเมื่อขาข้างนั้นลงน้ำหนักได้ ตัวจะค้มมาไปข้างหน้า

สาเหตุของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus อ่อนแรงอาจเกิดจากการบาดเจ็บของเส้นประสาท Inferior gluteal (L5, S1, S2) ที่ส่งคำสั่งมัน หรือการอุดตันของเส้นเลือด Inferior และ Superior gluteal ที่มาเลี้ยง



ภาพที่ 3.13 เดินแบบแอ่นหลัง (Gluteus maximus gait)

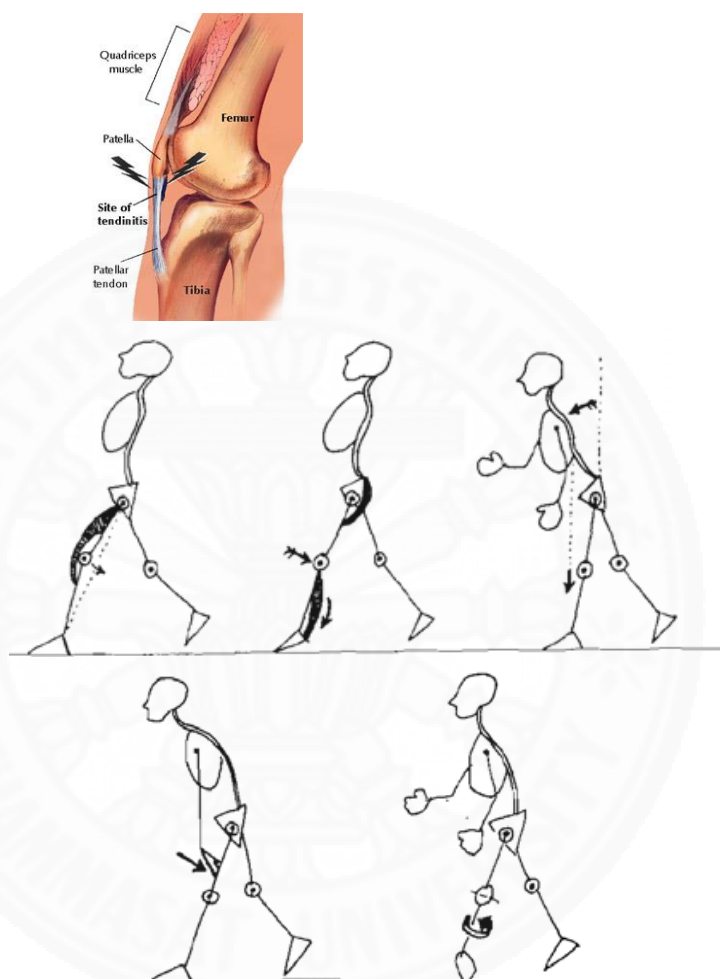
3.1.2.12 เดินแบบควอดริเซปส์อ่อนแรง (Quadriceps weakness gait, back knee gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อ Quadriceps ข้างใดข้างหนึ่งเป็นอัมพาต กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่ตรงเข้าไว้ไม่ให้พับขณะที่ส้นเท้าแตะพื้นและเริ่มถอยน้ำหนกตัว ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้เป็นอัมพาต ผู้ป่วยจะไม่สามารถเตะขาขึ้นให้เข้าเหยียดตรงได้ ในการเดินผู้ป่วยจะใช้กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ที่กันและกล้ามเนื้อ Soleus ที่ขาแทนช่วย พร้อมกับตรงเข้าให้เหยียดมากกว่าปกติขณะลงน้ำหนกตัวเพื่อให้แน่ใจว่าเขาจะไม่ถอยพับลงมา โดยทั่วไปเราจะมองความผิดปกติไม่ออก แต่เวลาขึ้นบันไดจะต้องก้าวขึ้นด้วยขาข้างที่ดี และเวลาลงบันไดจะต้องก้าวลงด้วยขาข้างที่เสียเสมอ

ในบางโรคกล้ามเนื้อ Gluteus maximus และ Soleus จะอ่อนแรงด้วย ผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องใช้มือช่วยกดที่ต้นขาให้เข้าเหยียดตรงไว้เวลาถอยน้ำหนกตัว

สาเหตุของกล้ามเนื้อ Quadriceps อ่อนแรงข้างใดข้างหนึ่งอาจเกิดจากข้อเข่าเสื่อม, การฉีกขาดของกล้ามเนื้อหรือเอ็นจากการเล่นกีฬา, การบาดเจ็บของเส้นประสาท Femoral (L2, L3, L4), หมอนรองกระดูกเคลื่อน (L3-L4), หรือเนื้องอกที่บริเวณ Lumbosacral

plexus ถ้าอ่อนแรงทั้งสองข้างมักเกิดจากโรคเบาหวาน, Addison's disease, Polymyalgia rheumatica, Polymyositis, Inclusion Body Myositis, Motor neuron disease, หรือโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงอื่น ๆ



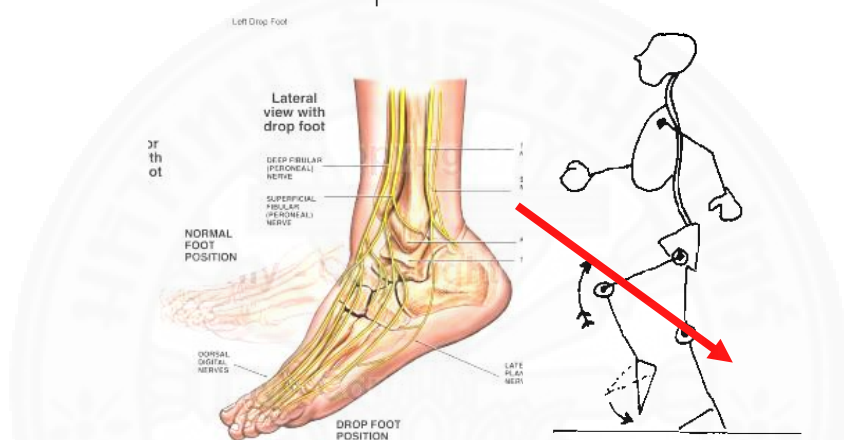
ภาพที่ 3.14 เดินแบบควอดริเซปส์อ่อนแรง (Quadriceps weakness gait, back knee gait)

3.1.2.13 เดินแบบปลายเท้าตก (Neuropathic/High stepping/Steppage/Foot-drop gait)

เป็นลักษณะการเดินของเส้นประสาทเท้าเป็นอัมพาต ซึ่งมีหลายระดับ ตั้งแต่ไขสันหลังส่วนเอว, L5 root, sciatic nerve, common peroneal nerve, deep peroneal nerve หากเป็นในส่วนต้นกล้ามเนื้อต้นขาจะอ่อนแรงด้วย หากเป็นเส้นประสาทส่วนปลายผู้ป่วยจะไม่สามารถกระดกข้อเท้าขึ้นได้ เวลาก้าวเดินจึงต้องยกเข่าข้างนั้นให้สูงขึ้น เพื่อให้ปลายเท้าที่ตกลอยพ้น

พื้น เมื่อเหยียบพื้น ส่วนปลายเท้าจะแตะพื้นก่อนแทนที่จะเป็นส่วนส้นเท้าตามปกติ และเท้าข้างนั้นมีแนวโน้มจะหันออกทางด้านข้าง

การเดินแบบปลายเท้าตกส่วนใหญ่จะเป็นข้างเดียว ซึ่งเกิดจากการบาดเจ็บ, การขาดเลือดไปเลี้ยง (compartment syndrome), โรคโปลิโอ, การกดทับจากหมอนรองกระดูกเคลื่อน, หรือจากการฉีดยาที่สะโพกอย่างไม่ถูกวิธี ที่พบเป็นทั้งสองข้างมักเกิดจากโรคเบาหวาน, พิษจากสุรา, สารพิษ, พิษจากยาบางชนิด, การขาดวิตามินบี 12, โรค Multiple sclerosis, โรค Motor neuron disease, โรค Charcot–Marie–Tooth disease ในระยะแรก, และโรคที่มีผลต่อเส้นประสาทส่วนปลายอื่น ๆ



ภาพที่ 3.15 เดินแบบปลายเท้าตก (Neuropathic/High stepping/Steppage/Foot-drop gait)

โรคทางระบบประสาทและกล้ามเนื้อแทบทุกโรคก่อให้เกิดความผิดปกติในการเดิน (หากผู้ป่วยยังพอเดินได้) ที่กล่าวมาเป็นเพียงตัวอย่างการเดิน/ทรงตัวลำบากที่มีลักษณะจำเพาะพอที่จะแยกโรคที่ต้องสงสัยออกมาตรวจวิเคราะห์ได้เร็วขึ้นเท่านั้น

3.1.3 ทฤษฎีการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน

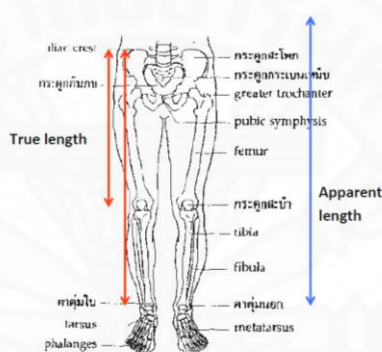
3.1.3.1 การวัดความยาวของขา

ความยาวของขาทั้งสองข้าง หากแตกต่างกันเกินกว่าประมาณ 1 นิ้วขึ้นไปจะทำให้ทำยืนและเดินผิดปกติ เราอาจวัดความยาวของขาทั้งสองข้างเปรียบเทียบกันได้ โดย

1. การวัดความยาวของขาแบบ True length วัดจาก anterior superior iliac spine (ASIS) (กระดูกปีกสะโพกด้านหน้า) ไปถึงปลายของตาตุ่มใน หรือ plantar surface (ผิวฝ่าเท้า) ของส้นเท้า โดยจัดให้ขาทั้งสองข้างอยู่ในท่าเหมือน ๆ กัน หากต้องการวัดเพียง

ความยาวของส่วนต้นขา ใช้วัดจากกระดูกปีกสะโพกด้านหน้า (ASIS) ถึง medial joint-line (แนวกลางข้อหมุน) ของข้อเข่า

2. การวัดความยาวของขาแบบ Apparent length วัดจากสะดือ (Umbilicus) ไป ยัง ป ลาย ข อง ต่า ตุ่ม ใน ความ ยาว นี้ ไม่ ใช่ ความ ยาว ที่แท้จริงของขา แต่เป็นความยาวเท่าที่ปรากฏให้เห็น ซึ่งอาจแตกต่างจากความยาวที่แท้จริงได้ เช่น ในผู้ป่วยที่มี Abduction contracture ของสะโพกขา เวลาขึ้นหรือเดินจะดูเหมือนขาขวายาวกว่าขาซ้าย ซึ่งถ้าวัด Apparent lengths จะต่างกันทั้ง ๆ ที่ขาทั้งสองข้างแท้จริงยาวเท่ากัน (True lengths จะเท่ากัน)



ภาพที่ 3.16 การวัดความยาวของขา

3.1.3.2 ลักษณะการเดินที่ปกติ

1. Vertical displacement of CG = 2 นิ้ว
2. Lateral displacement of CG = 2 นิ้ว
3. Base of walking = 2 - 4 นิ้ว
4. Horizontal dip of pelvis = 5 องศา
5. Flexion of knee in mid stance phase = 20 องศา
6. Cadence (ฝีเท้า) = 70 - 130 ก้าว/ นาที

3.1.3.3 การตรวจการเดินปกติ

ในช่วงการเดินปกติ ทุกคนจะมีความเป็นอิสระ และการเคลื่อนไหว แขน ขา ลำตัว ใบหน้าจะเป็นไปโดยธรรมชาติ มีการลงน้ำหนักของขาข้างหนึ่งเพื่อให้ขาอีกข้างหนึ่งก้าวไปข้างหน้า และเชิงกรานจะทำมุมใกล้เคียง 90 องศากับขาข้างที่ลงน้ำหนัก ขณะเดียวกันแขนด้านตรง

ข้ามจะขยับไปข้างหน้าโดยอัตโนมัติ หัวไหล่ข้างเดียวกันก็จะไปข้างหน้าด้วยรูปท่าทางของลำตัวจะแตกต่างกันไปแต่ละคน แต่ทั่ว ๆ ไปลำตัวจะตั้งตรง

1. ให้สังเกตตั้งแต่ผู้ป่วยเดินมาหาเราทางด้านหน้า สังเกตว่าการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะและเท่ากันหรือไม่ลักษณะของวงจรการเดินเป็นปกติหรือไม่
2. ให้สังเกตทางด้านหลังของผู้ป่วย สังเกตการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะเท่ากันหรือไม่ วงจรการเดินของขาเป็นปกติหรือไม่
3. ให้สังเกตด้านข้างของผู้ป่วย ด้วยลักษณะเดียวกัน
4. ให้ดูทั้งตัวตามที่ให้ไว้ข้างบน ตลอดจนฝึกก้าว การเคลื่อนไหวสะโพก ความกว้างของฐาน ฯลฯ
5. ให้ผู้ป่วยเดินบนเส้นเท้าและบนปลายเท้า

3.1.3.4 ความผิดปกติของการเดิน ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลาย ๆ อย่างที่ทำให้เบี่ยงเบนจากปกติ ดังนี้

1. มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ (Restrict of joint motions) ซึ่งรวมถึงการที่ข้อถูกตึงรั้ง (Contracture)
2. ความปวด (Pain) ทำให้เคลื่อนไหวได้ไม่คล่องตัว
3. กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Muscle weakness)
4. มีความผิดปกติของการรับรู้ (Sensation) เช่น มีความเจ็บปวดมากขึ้นหรือลดลง หรือสูญเสียความรู้สึกเกี่ยวกับการรับรู้ตำแหน่งของร่างกาย (Joint position sense)
5. สูญเสียการทำงานที่ประสานกันของกล้ามเนื้อ (Coordination)
6. มีการสูญเสียอวัยวะ เช่น ถูกตัดแขนหรือขา ด้วยสาเหตุหลาย ๆ อย่างนี้ เราจำเป็นต้องประเมินดูว่าการสูญเสียจะมีผลมากหรือน้อยเพียงใด

3.2 ข้อมูลทางด้านวิศวกรรม

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องด้านวิศวกรรม สำหรับใช้ในการออกแบบของอุปกรณ์ต้นแบบนั้น จะเป็นข้อมูลในส่วนของการออกแบบระบบกลไก (Mechanism) และอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง โดยมีรายละเอียด ดังนี้

3.2.1 กลไกสี่ก้านต่อโยง (Four Bar Linkage)

กลไกที่ประกอบไปด้วยชิ้นส่วน 4 ชิ้น คือ “บาร์” หรือ “ลิงค์” ซึ่งต่อเข้ากันด้วยข้อต่อ ซึ่งต่อเข้าด้วยกันด้วยข้อต่อและเคลื่อนที่สัมพันธ์กัน โดยต่อกันเป็นรูปปิด เบื้องต้นมี 4 แบบ ดังนี้

1. แดรกลิงค์ (Drag-Link) โดยมี สมการดังนี้

$$s+l > p+q$$

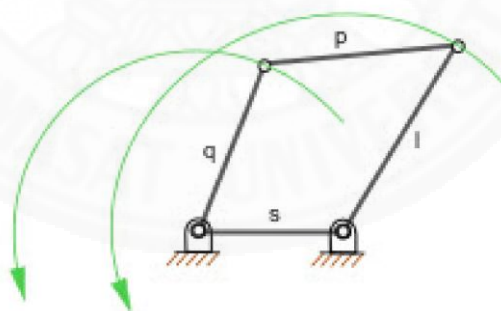
กำหนด

s = ชิ้นที่สั้นที่สุด

l = ชิ้นที่ยาวที่สุด

p และ q = ชิ้นที่ยาวมากกว่า s แต่น้อยกว่า l

โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 3.17



ภาพที่ 3.17 แดรกลิงค์ (Drag-Link)

2. แครงกิ้งเกอร์ (Crank-Rocker)) โดยมี สมการดังนี้

$$s+l \neq p+q$$

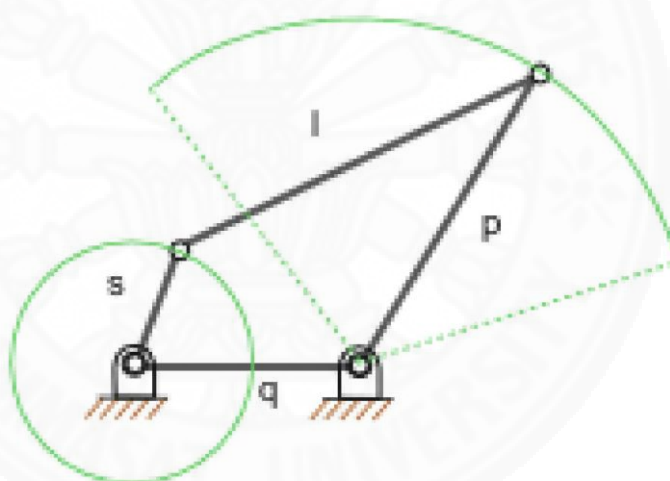
กำหนด

s = ชิ้นที่สั้นที่สุด

l = ชิ้นที่ยาวที่สุด

p และ q = ชิ้นที่ยาวมากกว่า s แต่น้อยกว่า l

โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 3.18



ภาพที่ 3.18 แครงกิ้งเกอร์ (Crank-Rocker)

3. ดับเบิลร็อกเกอร์ (Double-Rocker))) โดยมี สมการดังนี้

$$s+l > p+q$$

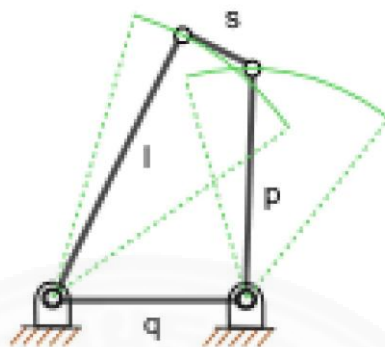
กำหนด

s = ชิ้นที่สั้นที่สุด

l = ชิ้นที่ยาวที่สุด

p และ q = ชิ้นที่ยาวมากกว่า s แต่น้อยกว่า l

โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 3.19



ภาพที่ 3.19 ดับเบิลร็อกเกอร์ (Double-Rocker)

4. พาราเลลโลแกรม ลิงค์เกจ (Parallelogram Linkage)

$$s+l > p+q$$

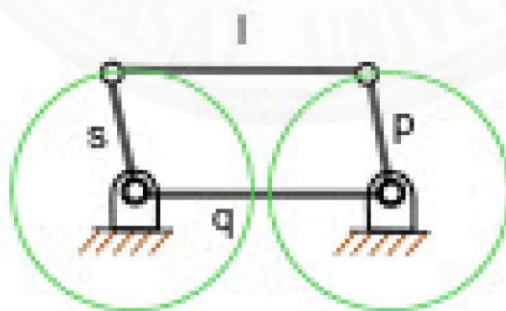
กำหนด

s = ชั้นที่สั้นที่สุด

L = ชั้นที่ยาวที่สุด

p และ q = ชั้นที่ยาวมากกว่า s แต่น้อยกว่า L

โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 3.20



ภาพที่ 3.20 แครงร็อกเกอร์ (Crank-Rocker)

ในการออกแบบโครงสร้างของอุปกรณ์นั้น เราได้ใช้กลไกแบบพาราเลลโลแกรม ลิงค์เกจ (Parallelogram Linkage) เพื่อรักษามุมในการเคลื่อนที่ในระหว่างขึ้นลง โดยใช้งานร่วมกันกับ เกียร์ 2 ตัว

บทที่ 4

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยฝึกการเดินที่มีระบบพองน้ำหนักบางส่วน (Space Walker)

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินสำหรับผู้ป่วยที่ผ่านการกายภาพบำบัดที่มีระบบพองน้ำหนักแบบไดนามิกส์ (Space Walker) โดยการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน Space Walker นั้น ได้มีการคาดหวังว่า จะเป็นเครื่องทำกายภาพบำบัดที่จะช่วยฟื้นฟูความสามารถของผู้ป่วยได้มีประสิทธิภาพมากขึ้น และรวดเร็ว รวมถึงผู้ป่วยสามารถเข้าถึงเครื่องมือชนิดนี้ได้ง่าย เพื่อเพิ่มโอกาสของผู้ป่วยในการกลับมาหายเป็นปกติของผู้ป่วย

4.1 ความต้องการของผู้ใช้งาน (เสียงเรียกร้องของลูกค้า)

ความต้องการของผู้ป่วยหลังผ่านการกายภาพบำบัดในการฝึกเดิน โดยใช้อุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน สามารถแบ่งความต้องการของผู้ป่วย ออกเป็น 3 ด้าน คือ

4.1.1 ความต้องการด้านการกายภาพบำบัด

- ผู้ป่วยมีความมั่นใจและกล้าที่จะเดินโดยปราศจากความกังวล จากการหกล้ม
- โอกาสในการหายสูงขึ้น เนื่องจากประสิทธิภาพในการกายภาพบำบัดสูง เพราะผู้ป่วยสามารถเดินได้นานขึ้น ไกลขึ้น ส่งผลโดยตรงต่อการเพิ่มความแข็งแรงของมัดกล้ามเนื้อ
- นักกายภาพสามารถให้ความสำคัญกับการกายภาพบำบัดผู้ป่วย ลดปัจจัยความกังวลต่อการกายภาพบำบัด ทำให้ประสิทธิภาพในการรักษาดีขึ้น

4.1.2 ความต้องการด้านคุณภาพชีวิต

- ผู้ป่วยสามารถทำกายภาพบำบัดที่บ้าน หรือสวนสาธารณะกับครอบครัว เพื่อออกกำลังกายได้ทุกที่ ทุกเวลา โดยยิ่งเดินมาก ยิ่งมีโอกาสหายมาก
- ลดค่าใช้จ่าย และค่าเสียเวลาจากการเดินทางไปกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาล
- ผู้ป่วยฟื้นตัวเร็วขึ้น
- ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตัวเองได้มากขึ้น จากการเดินได้

4.1.3 ความต้องการด้านความคุ้มค่าของอุปกรณ์

- ประสิทธิภาพการกายภาพบำบัดสูง ราคาสินค้าเข้าถึงได้
- มีบริการหลังการขาย โดยลูกค้าของเราสามารถติดต่อกลับมาเพื่อปรึกษาการใช้งานได้
- อะไหล่ทุกชิ้นสามารถเปลี่ยนทดแทนกันได้ จึงไม่จำเป็นต้องซื้อใหม่เมื่อสินค้าชำรุด

4.2 เงื่อนไขในการออกแบบ

- อุปกรณ์ช่วยฝึกเดินมีขนาดและน้ำหนักของอุปกรณ์ที่เหมาะสม สามารถนำไปทำกายภาพบำบัดที่บ้าน, เดินออกกำลังกายในสวนสาธารณะ หรือ สามารถนำไปใช้ในสถานพยาบาลชุมชนขนาดเล็กได้

- ตัวอุปกรณ์มีประสิทธิภาพสูงในการทำกายภาพบำบัด โดยจะสอดคล้องกับข้อมูลทางการแพทย์ในด้านการฝึกเดิน เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพสูงสุด

- มีความแข็งแรง และปลอดภัยต่อการใช้งานมี Safety factor ที่เหมาะสม

- มีระบบช่วยพยุงน้ำหนักเป็นแบบไดนามิกส์ สามารถปรับแรงพยุงน้ำหนักได้ 10-30 กิโลกรัม

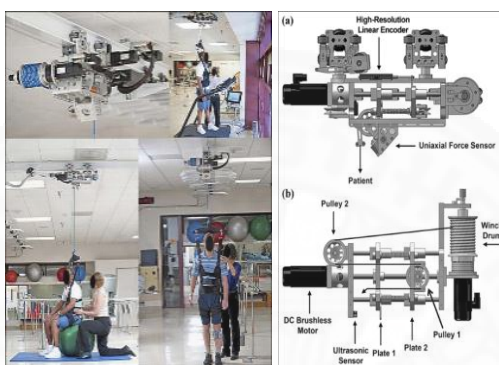
- พับเก็บได้ ขนย้ายสะดวก

4.3 แนวคิดในการออกแบบ

การฝึกเดินด้วยโครงช่วยฝึกเดินนั้นสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวในส่วนของการเดินนั้น จากการศึกษาทั้งในรูปแบบการเดินหลังจากที่ผู้ป่วยผ่านการกายภาพบำบัดมานั้น พบว่ามี 2 ส่วนสำคัญที่จำเป็นในการฝึกเดินด้วยโครงช่วยฝึกเดิน คือ 1. การยกและพยุงน้ำหนัก เพื่อช่วยแบ่งเบาภาระจากการที่กล้ามเนื้อของผู้ป่วยยังมีความแข็งแรงไม่มากพอ ที่จะเดินด้วยตัวเอง 2. การป้องกันการหกล้มซึ่งช่วยเสริมความมั่นใจในการเดิน ช่วยให้ผู้ป่วยกล้าที่จะเดินมากขึ้น ซึ่งส่งผลต่อการฝึกเดิน และท่าทางการเคลื่อนไหวต้องเสมือนการเดินปกติ

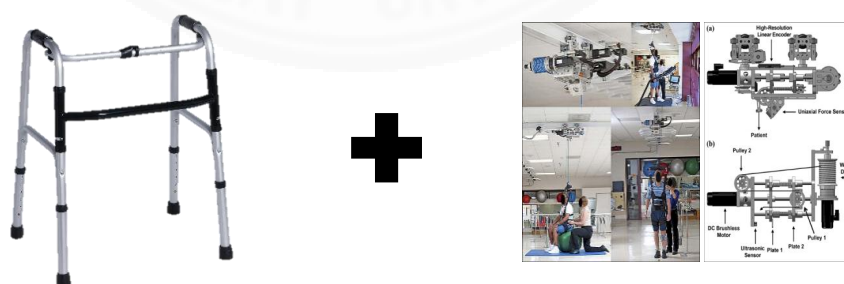
ดังนั้นจึงได้ออกแบบโครงช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุงน้ำหนักบางส่วน โดยในส่วนของการพยุงน้ำหนักนั้น จะเป็นการพยุงน้ำหนักแบบ Dynamic Support โดยได้ทำการประยุกต์มาจากรูปแบบของอุปกรณ์ ที่มีชื่อว่า ZeroG: overground gait and balance training system

ดังภาพที่ 4.1 ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับใช้พุงน้ำหนักผู้ป่วย เพื่อฝึกการเคลื่อนไหว และสามารถป้องกันการหกล้มได้ โดยระบบมีความสามารถในการปรับระดับน้ำหนักได้ถึง 150 lb โดยการใช้งานจะเคลื่อนที่ไปตามรางที่อยู่เหนือศีรษะ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ไม่เหมาะสมกับผู้ป่วย เพราะ ถูกจำกัดให้เคลื่อนที่ไปได้แค่ตามราง และการใช้งานยังต้องเดินทางไปโรงพยาบาล หรือสถานที่ที่มีการติดตั้ง ซึ่งทำให้เสียเวลาและค่าใช้จ่าย ซึ่งเป็นการลดโอกาสในการกลับมาเดินได้เป็นปกติอีกครั้งหนึ่งของผู้ป่วย



ภาพที่ 4.1 ZeroG: overground gait and balance training system

จึงได้นำเอาเครื่อง ZeroG: overground gait and balance training system [6][7] ดังภาพที่ 5 มาทำการปรับปรุงให้เหมาะสม เช่น ลักษณะการใช้งาน โดยได้ทำการออกแบบและปรับปรุงใหม่ ให้มีความเหมาะสมกับผู้ป่วยมากขึ้น โดยยังคงลักษณะคุณสมบัติเดิม แต่สามารถเคลื่อนที่ได้ มีขนาดเล็ก ใช้งานได้สะดวก เพื่อเพิ่มโอกาสในการเข้าถึงอุปกรณ์ของผู้ป่วยได้โดย ดังแผนความคิดในภาพที่ 4.2



ภาพที่ 4.2 แผนผังความคิดในการออกแบบ Space Walker

4.4 การออกแบบกลไกและหลักการทำงาน

การออกแบบกลไกการพยุงน้ำหนักนั้นมีส่วนประกอบด้วยการหาแนวคิดในการออกแบบ และการนำมาสร้างต้นแบบ

4.4.1 แนวคิดในการออกแบบระบบพยุงน้ำหนัก

สำหรับการออกแบบระบบพยุงน้ำหนักนั้นได้แนวคิดมาจากอุปกรณ์ทุ่นแรงที่ใช้ในการยกของหนัก ที่มีชื่อว่า Equipos zeroG ดังภาพที่ 4.3 โดยเป็นระบบ Weight Support ที่สามารถนำมาช่วยยกเครื่องมือต่าง ๆ ที่มีน้ำหนักมาก โดยใช้สปริงเป็นตัวรับน้ำหนัก โดยสามารถปรับน้ำหนักได้โดย ปรับความสั้น – ยาว สปริง เพื่อปรับน้ำหนักได้ และสามารถนำมาต่อกันหลาย ๆ ตัว เพื่อการรับน้ำหนักที่มากขึ้นได้อีกด้วย



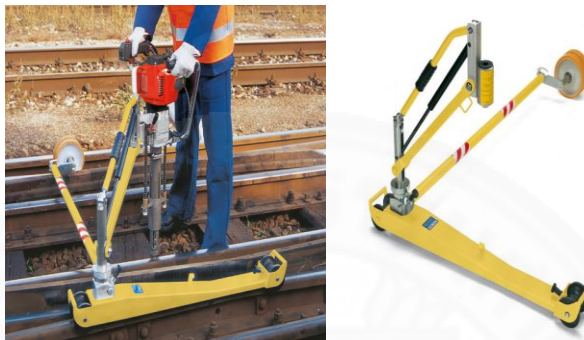
ภาพที่ 4.3 Equipos zeroG

โดยมีการนำไปใช้งานในหลาย ๆ ด้าน เช่น ในการถ่ายวิดีโอ (Steady Cam) เพื่อแบ่งเบาภาระการถือวัตถุหนัก ๆ ให้อยู่นิ่ง ๆ ได้ ดังภาพที่ 4.4



ภาพที่ 4.4 Steady Cam

โดยการพองน้ำหนักรันได้ทำการเปลี่ยนจากการใช้สปริง เป็นแก๊สสปริงเพื่อให้แรงที่เกิดขึ้นในการพองน้ำหนักรันมีค่าคงที่ ไม่สวิงขึ้น-ลง มากเท่าสปริง ดังภาพที่ 4.5



ภาพที่ 4.5 Gas Spring Application

4.4.2 การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีพองน้ำหนักรันบางส่วนแบบไดนามิก

(Dynamic Partial Weight Support)

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีระบบพองน้ำหนักรันของงานวิจัยนี้นั้น ในส่วนของ การออกแบบจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

- การออกแบบกลไกการพองน้ำหนักรันแบบไดนามิกส์
- การออกแบบระบบควบคุม
- การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

โดยงานวิจัยชิ้นนี้ ได้ทำการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบทั้งหมด 2 ชิ้น โดยมีรายละเอียด ดังต่อไปนี้

ต้นแบบตัวที่ 1

ต้นแบบตัวที่ 1 ที่สร้างขึ้นมานั้น ทำมาเพื่อพิสูจน์แนวคิดที่ได้ทำการรื้อเกี่ยวกับ การออกแบบระบบพองน้ำหนักรันที่ได้ทำการศึกษา มา ในหัวข้อที่ 4.1.1 ว่าสามารถใช้ได้จริงหรือไม่ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

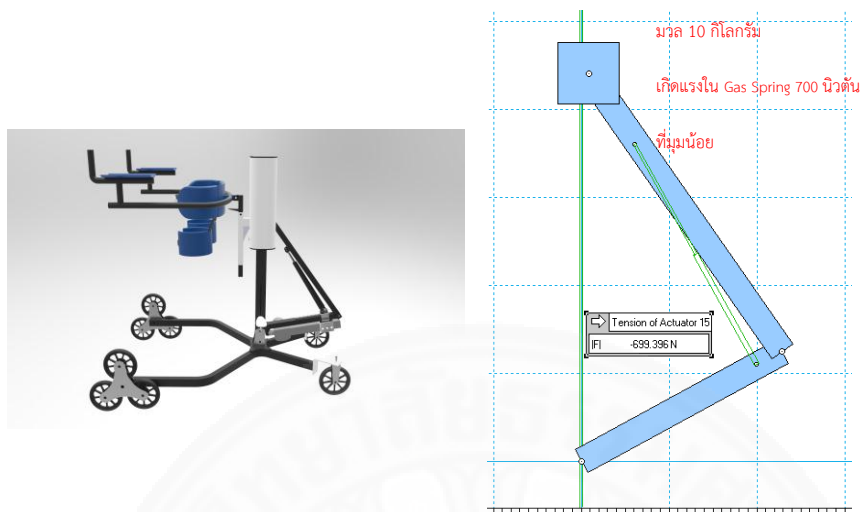
-การออกแบบกลไกการพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกส์

การออกแบบกลไกพยุ่งน้ำหนักในโครงช่วยฝึกเดินนั้น จะมีระบบพยุ่งน้ำหนักติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านหลังชิ้นงาน โดยมีแก๊สสปริงเป็นตัวปรับระดับน้ำหนัก ทำการเชื่อมต่ออยู่กับชิ้นส่วน 2 ชิ้น เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ในแนวขึ้น – ลงได้ โดย โดยผู้ใช้งานจะอยู่ด้านหน้าของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเองกับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดย walker นั้นจะเป็นแบบ Posterior Walker ดังภาพที่ 4.6

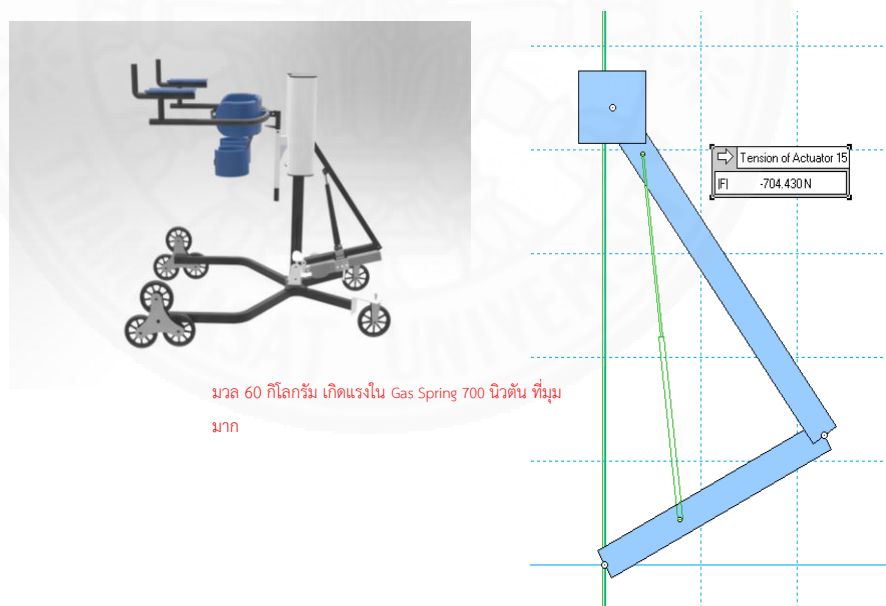


ภาพที่ 4.6 Walker Isometric

โดยการปรับน้ำหนักของการพยุ่งนั้น จะใช้แก๊สสปริงขนาด 350 นิวตัน จำนวน 2 ตัว โดยสามารถปรับระดับน้ำหนักของแรงพยุ่งได้ตั้งแต่ 10-60 กิโลกรัม และจะใช้การปรับมุมของ Gas Spring เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงโดยใช้ Linear Actuator ทำการเลื่อนเข้า – ออก โดยตำแหน่งที่มุมน้อยจะเกิดแรงน้อย และตำแหน่งที่มุมเยอะที่สุด จะเกิดแรงสูงที่สุด โดยปกติการพยุ่งน้ำหนักของผู้ป่วยนั้นจะใช้ค่าไม่เกิน 30% ของน้ำหนักตัวผู้ป่วยในการพยุ่ง โดยการคำนวณน้ำหนักจะใช้โปรแกรม Working model ในการคำนวณน้ำหนัก ดังภาพที่ 4.7 และ 4.8



ภาพที่ 4.7 การปรับมุม เพื่อให้เกิดน้ำหนักที่พุงน้อยที่สุด



ภาพที่ 4.8 การปรับมุม เพื่อให้เกิดน้ำหนักที่พุงมากที่สุด

ผลการทดสอบแนวคิดของการนำแก๊สสปริง มาใช้กับระบบพยุงน้ำหนักในต้นแบบตัวที่ 1 เพื่อให้เกิดแรงในการพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกสั่น พบว่าสามารถใช้งานได้เป็นอย่างดีโดยผู้ใช้งานมีน้ำหนักตัวที่ส่งไปที่ปลายขาตกลง ในระหว่างที่เดิน แต่ยังมีปัญหาในส่วนของโครงสร้างอื่น ๆ เช่น ฐานด้านล่าง, ความไม่สะดวกในการเลี้ยวซ้าย – ขวา, ความใหญ่โตของระบบ จึงนำปัญหาที่กล่าวข้างต้นนี้ ไปทำต้นแบบตัวที่ 2 ขึ้นมา เพื่อปรับปรุงปัญหาต่าง ๆ ให้ดีขึ้นต่อไป

ต้นแบบตัวที่ 2

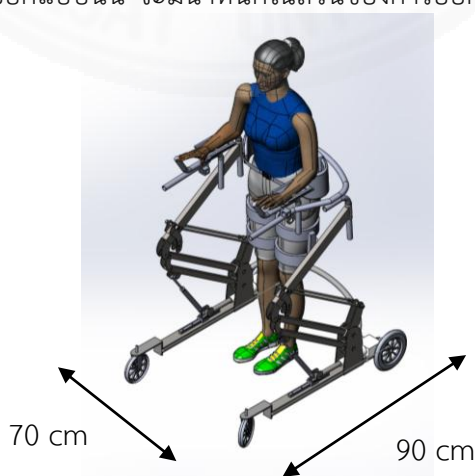
การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีระบบพยุงน้ำหนักตัวต้นแบบตัวที่ 2 นั้น ในส่วนของการออกแบบจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

- 1) การออกแบบโครงสร้างและกลไกการพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์
- 2) การออกแบบระบบควบคุม
- 3) การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1) การออกแบบโครงสร้างและกลไกการพยุงน้ำหนักแบบไดนามิกส์

การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีระบบพยุงน้ำหนักบางส่วน โดยในส่วนของโครงสร้างที่ออกมา นั้น ต้องสามารถรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้ โดยในการออกแบบได้ตั้งเงื่อนไขในการออกแบบที่สามารถรับน้ำหนักของผู้ป่วยสูงสุด คือ 100 กิโลกรัม ซึ่งในการเคลื่อนไหวของตัวอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบมานั้น มีชิ้นส่วนและข้อต่อจำนวนมาก ดังนั้นจึงต้องออกแบบโดยคำนึงถึงในส่วนของความแข็งแรง และการเคลื่อนที่ ในส่วนของตัวโครงสร้างโดยรวมนั้น จะมีขนาด ความกว้าง 70 เซนติเมตร ยาว 2 เมตร ความสูงตามความสูงของผู้ใช้งาน ดังภาพที่ 4.9 ซึ่งได้แสดงขนาดโดยรวมซึ่งตัวอุปกรณ์ที่ได้ทำการออกแบบนั้น จะมีน้ำหนักในส่วนของการออกแบบ 27 กิโลกรัม

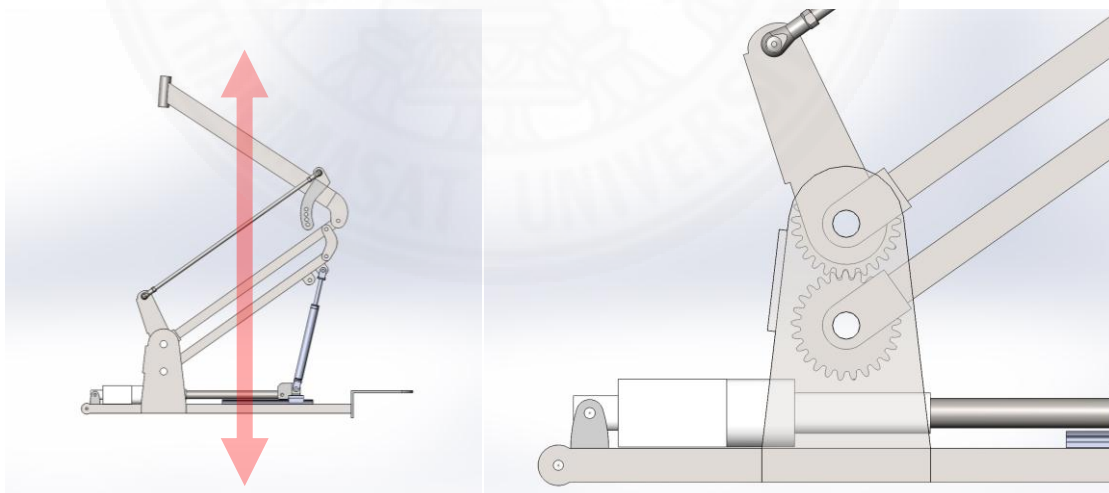


ภาพที่ 4.9 แสดงขนาดโครงสร้างของตัวอุปกรณ์ช่วยเดิน แบบมีระบบพยุงน้ำหนักบางส่วน

ในส่วนของโครงสร้าง ได้ทำการออกแบบโดยมีฐานติดล้อทั้งหมด ล้อ โดย ล้อ 2 ล้อหน้านั้นจะเป็นแบบล้อฟรี หมุนได้รอบทิศทาง ส่วนล้อหลัง 2 ล้อจะเป็นแบบจำกัดทิศทาง ไม่สามารถหมุนได้ ดังภาพที่ 4.9 จากการออกแบบลักษณะนี้ทำให้การเลี้ยว และการเคลื่อนที่ไปใน ทิศทางต่าง ๆ ทำได้ง่าย

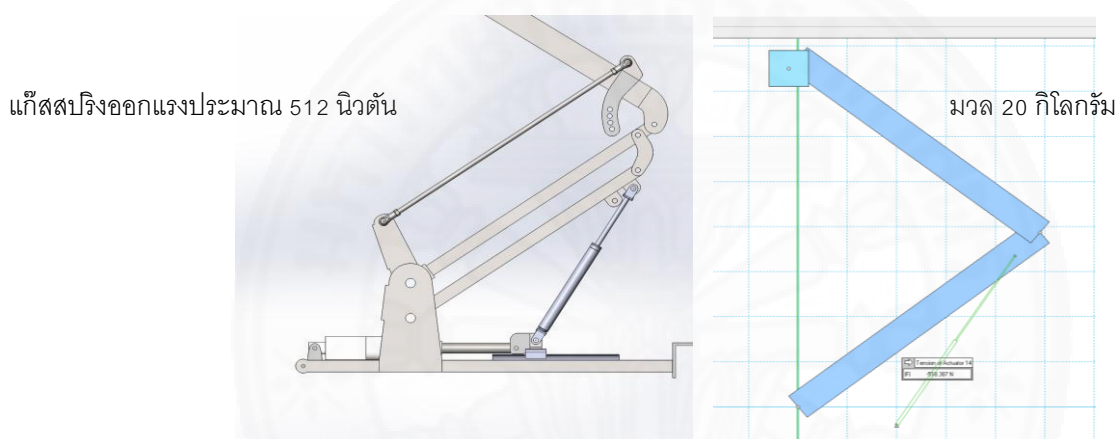
การออกแบบกลไกพยุ่งน้ำหนักในโครงช่วยฝึกเดินนั้น จะมีระบบพยุ่ง น้ำหนักติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านข้างทั้ง 2 ด้านของชิ้นงาน โดยได้ทำการปรับปรุงแก้ไขจากการ ออกแบบของอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินที่มีชื่อว่า Omesa Grillo Gait Trainer ซึ่งได้กล่าวไปแล้วใน หัวข้อที่ 2.2.3.5 ซึ่งข้อดีของการออกแบบแบบนี้ คือ สามารถพับเก็บได้ง่าย และ มีชิ้นส่วนไม่เยอะ โดยสิ่งที่ แตกต่างของเรา คือ การออกแบบระบบพยุ่งน้ำหนักแบบไดนามิกใส่เข้าไป โดยมีแก๊สสปริงเป็นตัว ปรับระดับน้ำหนัก ทำการติดอยู่กับชิ้นส่วนฐานและกลไกพยุ่งน้ำหนัก เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ใน แนวขึ้น - ลงได้ โดย โดยผู้ใช้งานจะอยู่ตรงกลางของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเอง กับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดย walker นั้นจะเป็นแบบ Posterior Walker ดัง ภาพที่ 4.9

โดยการขึ้น - ลง ของกลไกนั้นจะใช้เกียร์ 2 ตัว ในการรักษามุม เพื่อให้ สามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงได้เป็นเส้นตรง โดยประโยชน์ของมันก็คือ การรักษาจุด Center of gravity ของคน ให้อยู่ตรงกลางในขณะที่เดิน ดังภาพที่ 4.10



ภาพที่ 4.10 การขยับ ขึ้น-ลง ของกลไก โดยใช้เกียร์ 2 ตัวทำการรักษามุม

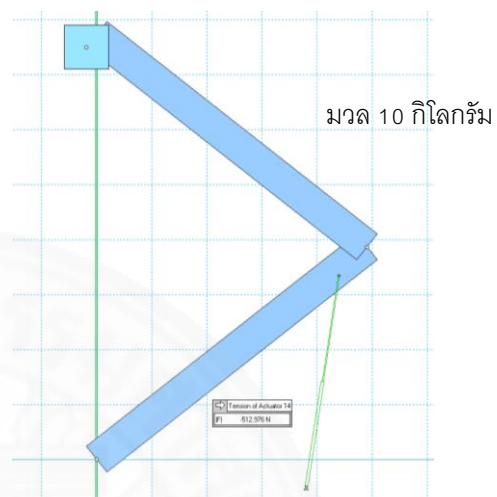
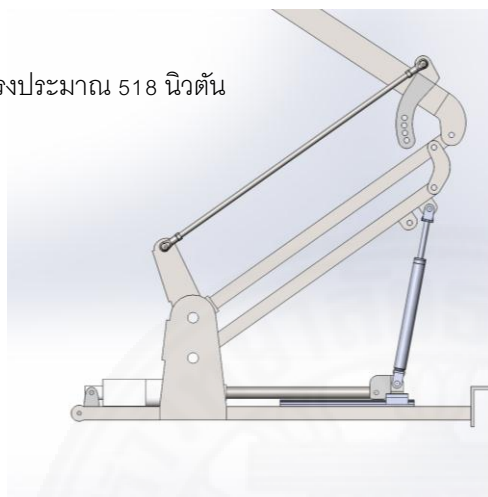
โดยการปรับน้ำหนักของการพยุ่งนั้น จะใช้แก๊สปริงขนาด 500 นิวตัน จำนวน 2 ตัว โดยสามารถปรับระดับน้ำหนักของแรงพยุ่งได้ตั้งแต่ 10-30 กิโลกรัม และจะใช้การปรับมุมของ Gas Spring เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงโดยใช้ Linear Actuator ทำการเลื่อนเข้า – ออก โดยตำแหน่งที่มุมน้อยจะเกิดแรงน้อย และตำแหน่งที่มุมเยอะที่สุด จะเกิดแรงสูงที่สุด โดยจากภาพที่ 4.11 เมื่อดูจากแผนภาพของ working model จังหวะที่ Linear Actuator ยืดสุด Stroke ที่ 200 มิลลิเมตร แก๊สปริงจะทำมุมมากที่สุด และเมื่อเราแขวนมวลขนาด 20 กิโลกรัม (ก้อนสีเหลี่ยม) ไว้ Gas Spring จะต้องใช้แรงประมาณ 500 นิวตัน ในการยกมวลก้อนนี้ขึ้นมา



ภาพที่ 4.11 การปรับมุม เพื่อให้เกิดน้ำหนักที่พยุ่งมากที่สุด

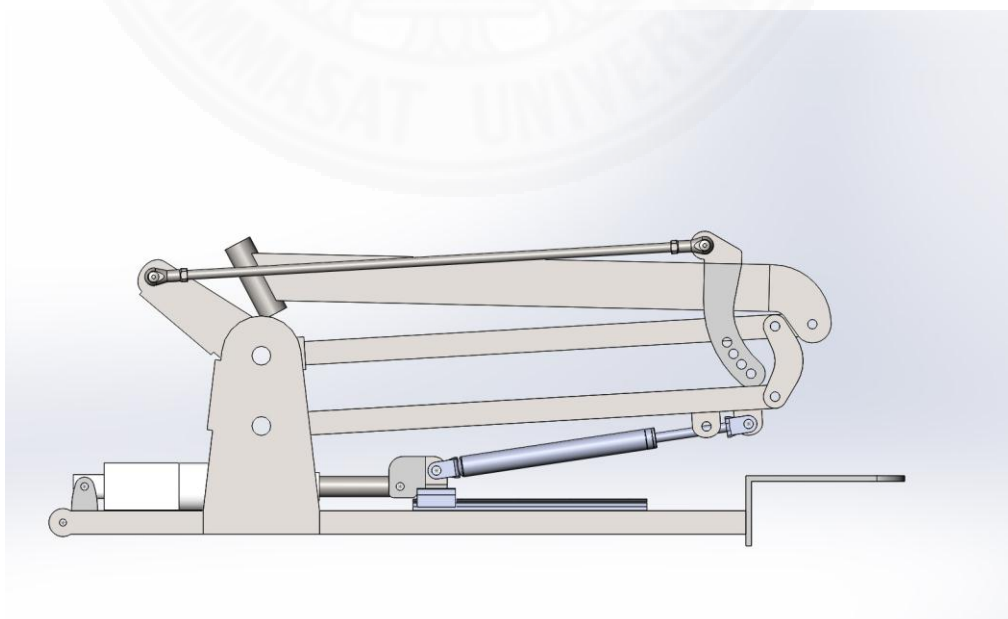
จากภาพที่ 4.12 เมื่อดูจากแผนภาพของ working model จังหวะที่ Linear Actuator หด Stroke ที่ 50 มิลลิเมตร แก๊สปริงจะทำมุมน้อยที่สุด และเมื่อเราแขวนมวลขนาด 10 กิโลกรัม (ก้อนสีเหลี่ยม) ไว้ Gas Spring จะต้องใช้แรงประมาณ 500 นิวตัน ในการยกมวลก้อนนี้ขึ้นมาโดยปกติการพยุ่งน้ำหนักของผู้ป่วยนั้นจะใช้ค่าไม่เกิน 30% ของน้ำหนักตัวผู้ป่วยในการพยุ่ง ซึ่งค่าน้ำหนักการพยุ่ง 10-30 กิโลกรัม นั้น สามารถครอบคลุมผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวถึง 100 กิโลกรัมได้

แก๊สสปริงออกแรงประมาณ 518 นิวตัน



ภาพที่ 4.12 การปรับมุม เพื่อให้เกิดน้ำหนักที่พียงน้อยที่สุด

ในการขนย้ายอุปกรณ์นั้นตัวอุปกรณ์ช่วยเดินสามารถที่จะพับกลไกลงไป เพื่อให้
ง่ายต่อการขนย้าย ดังภาพที่ 4.13

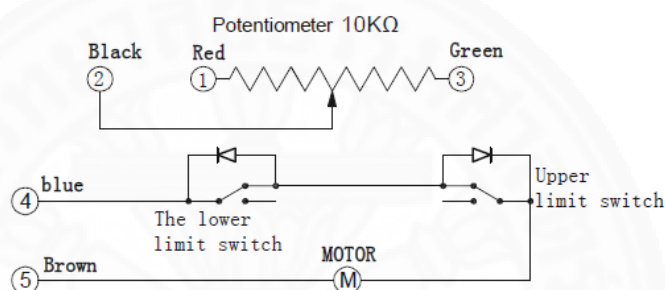


ภาพที่ 4.13 การพับอุปกรณ์สำหรับการขนย้าย

2) การออกแบบระบบควบคุม

การออกแบบระบบควบคุมของอุปกรณ์ช่วยเดินนั้น เราจำเป็นต้องปรับระดับของ gas spring ทั้ง 2 ข้าง ให้เท่ากัน โดยเราจะใช้ Linear Actuator ขนาด 2000 นิวตัน 24VDC 35 วัตต์ ทำงานร่วมกันทั้ง 2 ข้าง โดยใช้ Potentiometer ขนาด 10 K Ω ทำการต่อวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ ดังภาพไดอะแกรมของ Potentiometer ภาพที่ 4.14 และ ภาพ Potentiometer ภายใน Linear Actuator

Wiring diagram:



The brown wire connect positive pole, The blue wire connect negative pole, the actuator extend.

ภาพที่ 4.14 Wiring Diagram Potentiometer



ภาพที่ 4.15 Potentiometer ภายใน Linear Actuator

โดยการสั่งงานจะสั่งงานผ่านหน้าจอ touch screen โดยเขียน Code ควบคุมผ่าน Arduino โดยมีขั้นตอนการใช้งานสำหรับเขียน Code ดังนี้

- 1.โหมดการทำงานมี 3 โหมด สำหรับ
 - โหมดที่ 1 สำหรับ ผู้ใช้งานต่ำกว่า 165-
 - โหมดที่ 2 สำหรับ ผู้ใช้งานสูง 165-175
 - โหมดที่ 3 สำหรับ ผู้ใช้งานสูงกว่า 175+
- 2.เลือกการปรับพุงน้ำหนัก 10-30 กิโลกรัม
- 3.เมื่อเลิกใช้งานสามารถกดปุ่ม reset เพื่อให้น้ำหนักกลับมาที่ 0 ได้
- 4.พับเพื่อใช้งานเวลาต้องการขนย้าย

Code ชุดแรก คือ Code ที่เขียนมาสำหรับตรวจสอบค่าสูงสุด และ ต่ำสุดที่ออกมาจาก Potentiometer ของ Linear Actuator เพื่อนำมาใส่ในสูตร โดยมีรายละเอียดดังนี้

-หาสัญญาณค่าต่ำสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ผั่งซ้าย

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("testing minimum for left motor");
  pinMode(A0, OUTPUT);
  pinMode(A1, OUTPUT);
  digitalWrite(A0, LOW);
  digitalWrite(A1, HIGH);
  Serial.println("Note: Wait until the motor is fully retracted");
  delay(2000);
}
```

```
void loop() {
  Serial.println(analogRead(A8));
}
```

-หาสัญญาณค่าสูงสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ผั่งซ้าย

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("testing maximum for left motor");
```



```

pinMode(A0, OUTPUT);
pinMode(A1, OUTPUT);
digitalWrite(A1, LOW);
digitalWrite(A0, HIGH);
Serial.println("Note: Wait until the motor if fully expanded");
delay(2000);
}

```

```

void loop() {
  Serial.println(analogRead(A8));
}

```

-หาสัญญาณค่าต่ำสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฝั่งขวา

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("testing minimum for right motor");
  pinMode(A7, OUTPUT);
  pinMode(A4, OUTPUT);
  digitalWrite(A7, LOW);
  digitalWrite(A4, HIGH);
  Serial.println("Note: Wait until the motor if fully retracted");
  delay(2000);
}

```

```

void loop() {

  Serial.println(analogRead(A15));
}

```

-หาสัญญาณค่าสูงสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฝั่งขวา

```

void setup() {

```

```

Serial.begin(9600);
Serial.println("testing maximum for right motor");
pinMode(A7, OUTPUT);
pinMode(A4, OUTPUT);
digitalWrite(A7, HIGH);
digitalWrite(A4, LOW);
Serial.println("Note: Wait until the motor is fully expanded");
delay(2000);
}

void loop() {

    Serial.println(analogRead(A15));
}

```

โดยนำค่าที่หามาได้นำมาใส่สูตร

```

    if(heightMode == 1){
        targetL = 17.55*(sup+11.5633)/1.6519 + 17.55;
        targetR = 17.8*(sup+11.5633)/1.6519;
    }
    else if(heightMode == 2){
        targetL = 17.55*(sup+14.8671)/1.6519 + 17.55;
        targetR = 17.8*(sup+14.8671)/1.6519;
    }
    else if(heightMode == 3){
        targetL = 17.55*(sup+18.1709)/1.6519 + 17.55;
        targetR = 17.8*(sup+18.1709)/1.6519;
    }

```

โดยมีรายละเอียด Code ของการทำงานทั้งหมดโดยมีรายละเอียดในภาคผนวก

3) การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

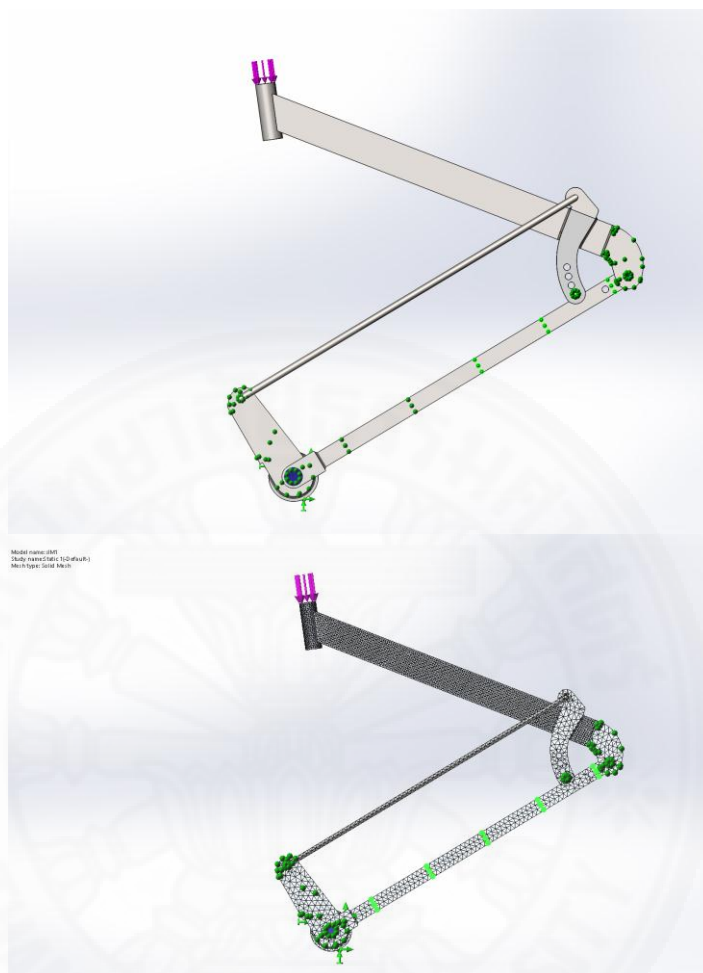
สำหรับการทดสอบความแข็งแรงนั้น จะใช้โปรแกรม Solidworks เป็นโปรแกรมในการทดสอบการวิเคราะห์ความแข็งแรงในตัวโครงสร้าง โดยค่าแรงที่เกิดบนตัวอุปกรณ์ช่วยเดินที่สูงที่สุดนั้น จะเป็นช่วงจังหวะของการที่ผู้ใช้งานทั้งน้ำหนักตัวเต็มตัวลงมา โดยการนำค่าแรงที่ใช้จากน้ำหนักสูงสุดของผู้ใช้งานที่อุปกรณ์รองรับ คือ 500 นิวตัน จะพบว่าตัวโครงสร้างจะรับแรงสูงสุดในตำแหน่งที่ Pin กันลั่นมาขัดกับตัวโครงสร้าง สำหรับโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์ตัวต้นแบบนั้น จะใช้โมเดลในภาพที่ 4.17



ภาพที่ 4.17 แสดงโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์ กลไก
พยุงน้ำหนัก

เงื่อนไขที่ใช้ในการวิเคราะห์

- วิเคราะห์แบบ Static load ที่แรงกระทำคงที่ บริเวณโครงสร้างด้านบน 50 นิวตัน (ต่อ 1 ข้าง)
- วิเคราะห์ที่ตำแหน่งที่คนทิ้งตัว แล้ว Pin มาชนกันโครงสร้าง
- ใช้วัสดุในการวิเคราะห์ คือ เหล็กเกรด 1035 (เหล็กเท่ากับเกรดที่มีขายในท้องตลาดประเทศไทย เกรด SS400) มีค่าคุณสมบัติ คือ Yield Strength 282.69 MPa, Elastic modulus 205000 MPa, Poisson's ratio 0.29 ดังภาพตัวอย่างที่ 4.18

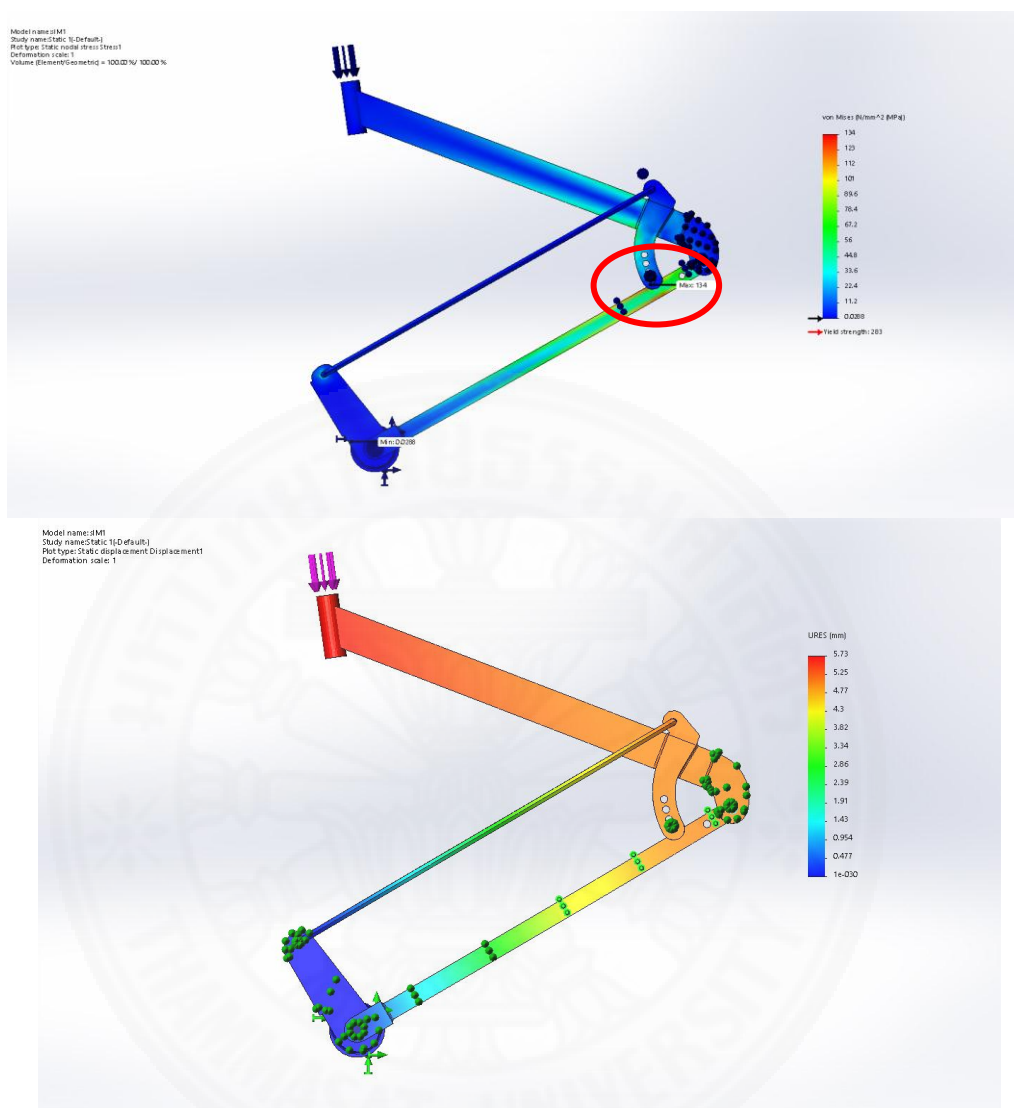


ภาพที่ 4.18 แสดงภาพรวมแรงกระทำและเงื่อนไข ในการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Solid work

ผลการวิเคราะห์ในส่วนของความแข็งแรง โดยใช้ค่า von Mises Stress

-ค่า Max Stress 134 MPa ในวงกลมภาพที่ 4.19

-ค่า FOS 2.2



ภาพที่ 4.20 แสดงค่า Displacement ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรม Solidwork

ผลการวิเคราะห์ในส่วนของการเคลื่อนตัว โดยวิเคราะห์รวมทั้ง 3 แกน
-ค่าการเคลื่อนตัวสูงสุด คือ 5.73 มิลลิเมตร

บทที่ 5

การสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องช่วยฝึกเดิน Space Walker

การสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องช่วยฝึกเดิน Space Walker ในวิทยานิพนธ์ จะเป็นการสร้างเพื่อทดสอบอุปกรณ์ ในส่วนของการทำงานว่าเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์หรือไม่ ซึ่งรวมถึงการที่อุปกรณ์มีส่วนช่วยในการกระตุ้นการเรียนรู้ของผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัด ได้อย่างเหมาะสมตามวัตถุประสงค์หรือไม่

5.1 การสร้างตัวต้นแบบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบพยางน้ำหนักบางส่วน

ในส่วนของการสร้างตัวต้นแบบอุปกรณ์ช่วยในการพยุงตัวผู้ป่วยนั้น จะมีลักษณะโครงสร้างตามที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

- โครงสร้างของอุปกรณ์ และระบบส่งกำลัง

- ระบบควบคุม

ซึ่งมีคุณลักษณะเฉพาะตัวของอุปกรณ์ช่วยจัดทำทางการเดินของขา คือ

- โครงสร้างทำจากเหล็กทาสีกันสนิม 1035

- ขนาด 70*90 cm ความสูงตามความสูงของผู้ใช้งาน

- มีน้ำหนัก 27 กิโลกรัม

- ใช้ Gas Spring ขนาด 500 N จำนวน 2 ตัว

- ใช้ Linear Actuator ขนาด 24VDC 35W โดยต่อผ่านชุดควบคุม Arduino

- ตัวอุปกรณ์สามารถพับได้

5.1.1 โครงสร้างของอุปกรณ์ ระบบ ส่งกำลัง

สำหรับตัวโครงสร้างตัวอุปกรณ์นั้นจะมีลักษณะโครงสร้างที่ออกแบบเหมือนกับโครงสร้างที่ใช้จริง ดังภาพที่ 5.1



ภาพที่ 5.1 ลักษณะโครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้ทำการออกแบบ

โดยในส่วนของการแสดงรายละเอียดขั้นตอนการสร้างนั้น จะแบ่งออกเป็น รายละเอียดต่าง ๆ ดังภาพที่ 5.2 คือ

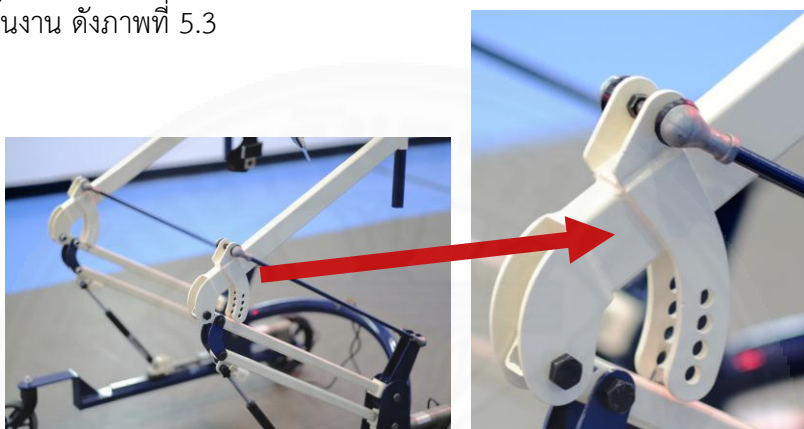
1. ส่วนของการเชื่อม ลักษณะแนวเชื่อม
2. ส่วนของการเลือกใช้ล้อ
3. ส่วนของการเลือกใช้ลูกปืน และข้อต่อบริเวณตำแหน่งที่มีการหมุน
4. ส่วนของราวมือจับ และการยึดกับ วอลต์เกอร์
5. ส่วนของระบบส่งกำลัง และการปรับมุมของ Gas Spring



ภาพที่ 5.2 แสดงตำแหน่งที่แสดงรายละเอียดในส่วนโครงสร้าง

1. ส่วนของการเชื่อม ลักษณะแนวเชื่อม

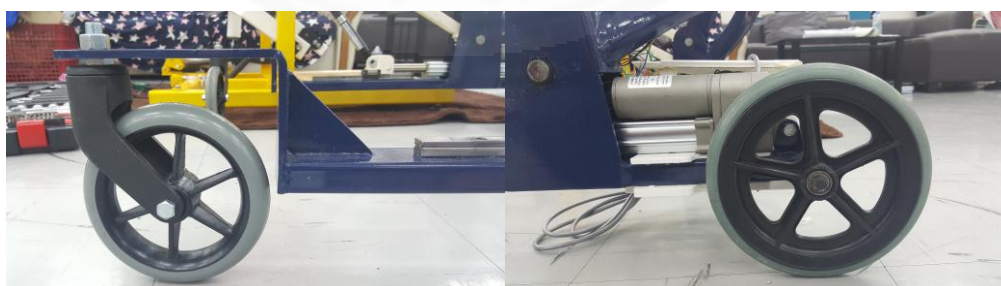
โครงสร้างของอุปกรณ์ ใช้เหล็กเกรด 1035 ที่มีขายทั่วไปตามท้องตลาด โดยเลือกใช้เหล็กขนาดหน้าตัด 2 inch x 1 inchหนา 2.3 mm ในส่วนของโครงสร้างหลัก ร่วมกับเหล็กกล่อง 1 inch x 1 inch หนา 2.3 mm, ท่อกลมขนาด 1 นิ้ว และมีชิ้นงานตัด และ พับ ด้วยเลเซอร์ หนา 4 และ 6 มิลลิเมตร โดยการเชื่อมจะเป็นการเชื่อมไฟฟ้าร่วมกับการเชื่อมด้วยแก๊ส โดยมีการเรียรรอยเชื่อมเป็นชิ้นงาน ดังภาพที่ 5.3



ภาพที่ 5.3 แสดงตำแหน่งการเชื่อมและรายละเอียดของโครงสร้าง

2. ส่วนของการเลือกใช้ล้อ

อุปกรณ์ที่เป็นล้อจะใช้ล้อสำหรับรถวิลแชร์ ขนาดด้านหน้า 6 inch และด้านหลังขนาด 8 inch โดยล้อด้านหน้าจะสามารถหมุน Free ได้ ส่วนด้านหลังจะเป็นล้อ Fixed ดังภาพที่ 5.4



ภาพที่ 5.4 ลูกล้อวิลแชร์ ด้านหน้าและด้านหลัง

3. ส่วนของการเลือกใช้ลูกปืน และข้อต่อบริเวณตำแหน่งที่มีการหมุน

จุดหมุนบริเวณที่ยึดกับเพลา 10 มิลลิเมตรนั้น จะใช้ลูกปืนตาเหล็กโดย ลูกปืนชนิดนี้ 1 ตัวสามารถรับแรงได้มากกว่า 500 กิโลกรัม และบริเวณจุดหมุนอื่น ๆ จะยึดด้วยนอตและเพลาเป็นหลัก



ภาพที่ 5.5 จุดหมุน บริเวณที่ใช้ลูกปืนตาเหล็กในการยึด

4. ส่วนของราวมือจับ และการยึดคนกับ วอล์คเกอร์

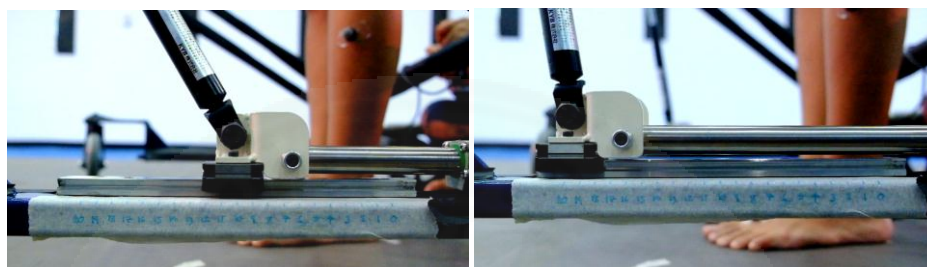
ในส่วนของบริษัทที่ติดตัวคนด้านบนนั้นจะท่อกลมดัดโค้ง มีที่จับด้านหน้า โดยสามารถยึดผู้ใช้งานไว้ที่เข็มขัด โดยรัดติดกับสายรัดต้นขาจะทำการติดเข้ากับเข็มขัด ดังภาพที่ 5.4



ภาพที่ 5.4 ส่วนของราวมือจับ และการยึดคนกับวอล์คเกอร์

5. ส่วนของระบบส่งกำลัง และการปรับมุมของ Gas Spring

ระบบส่งกำลังจะใช้ Gas Spring ขนาด 500 นิวตัน ทั้งหมด 2 ตัว และใช้ Linear Actuator ในการปรับมุมเพื่อทำให้เกิดแรงพยุ่งน้ำหนักมาก – น้อย โดยใช้การเลื่อนตาม Linear Guide

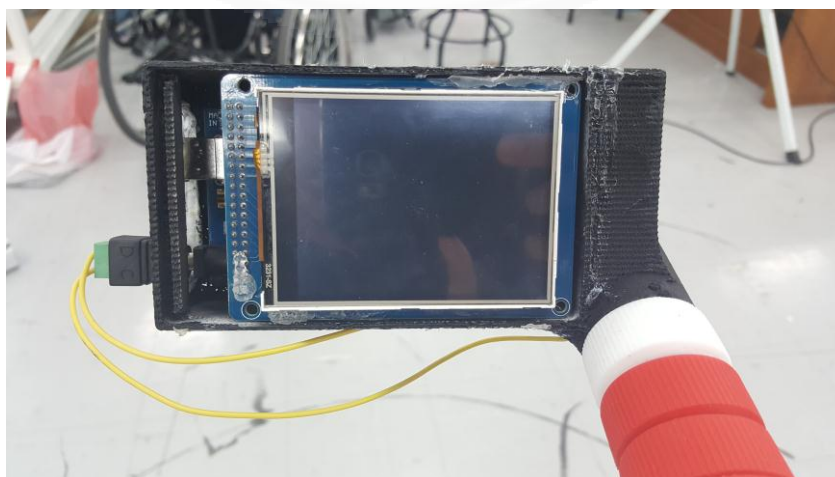


ภาพที่ 5.5 การปรับมุมของ Gas Spring

5.1.2 ระบบควบคุม

ระบบควบคุมการปรับพยุ่งน้ำหนักของวอล์กเกอร์ จะสั่งงานผ่านหน้าจотักษกรีน ดังภาพที่ 5.5 โดยมีโหมดการทำงาน 3 รูปแบบ คือ

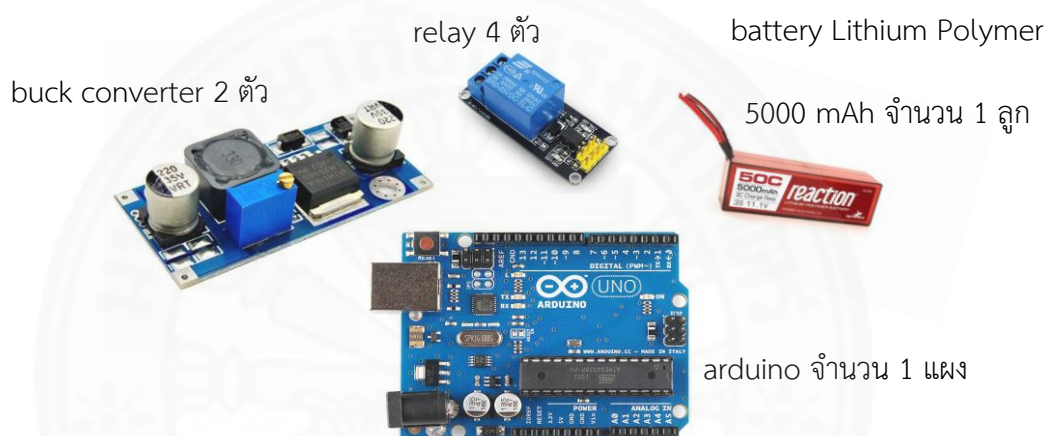
- โหมดที่ 1 สำหรับ ผู้ใช้งานเตี้ยกว่า 165-
- โหมดที่ 2 สำหรับ ผู้ใช้งานสูง 165-175
- โหมดที่ 3 สำหรับ ผู้ใช้งานสูงกว่า 175+



ภาพที่ 5.6 หน้าจอทัชสกรีน สำหรับการสั่งงาน

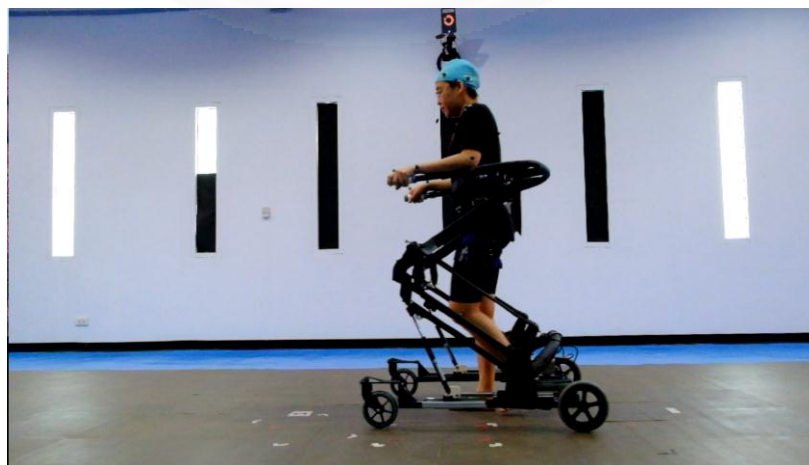
โดยขั้นตอนการใช้งาน

1. เลือกความสูง
2. เลือกการปรับพยางน้ำหนัก 10-30 กิโลกรัม
3. เมื่อเลิกใช้งานสามารถกดปุ่ม reset เพื่อให้น้ำหนักกลับมาที่ 0 ได้
4. พบเพื่อใช้งานเวลาต้องการขนย้ายโดยระบบควบคุมทั้งหมดนั้นประกอบด้วย สวิตช์ 1 ตัว , buck converter 2 ตัว, relay 4 ตัว, และ ดังภาพที่ 5.7



ภาพที่ 5.7 แสดงอุปกรณ์ควบคุมทางไฟฟ้าที่ใช้ทั้งหมด

โดยเมื่ออุปกรณ์เสร็จสมบูรณ์แล้วจะเป็นดังภาพที่ 5.8



ภาพที่ 5.8 อุปกรณ์ต้นแบบตัวที่ 2 การใช้งานในคน

บทที่ 6

ผลการทดสอบและวิเคราะห์ผล

ในส่วนของการทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบช่วยฝึกเดินที่มีระบบพวงน้ำหนักรางส่วน (Space Walker) นั้น แบ่งการทดสอบออกเป็น 3 รูปแบบ คือ การทดสอบการเดินบน Force Plate การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Motion Analysis และการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อผู้ป่วย ระหว่างใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบ เพื่อให้ทราบถึงสมรรถนะของตัวอุปกรณ์ ที่สามารถช่วยผู้ป่วยในการฝึกเดินได้

6.1 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบ

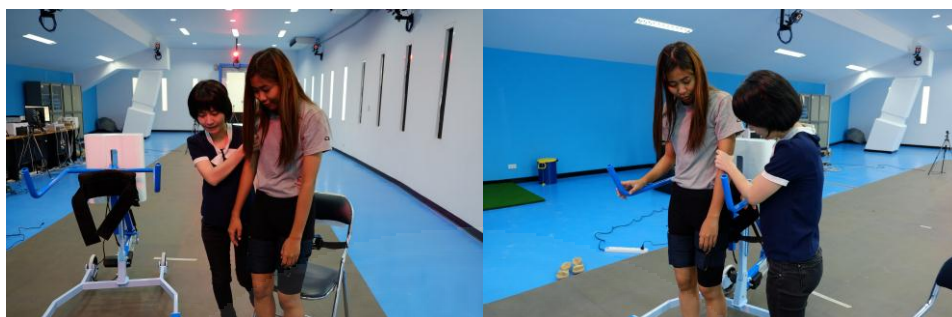
การใช้งานตัวอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องช่วยฝึกเดิน Space Walker ซึ่งในการทดสอบการใช้งานครั้งนี้ ใช้ผู้ทดสอบจำนวน 3 คน เป็นเพศหญิง 2 คน และเพศชาย 1 คน ที่มีสุขภาพแข็งแรง โดยที่เริ่มทำการทดสอบการใช้งานตั้งแต่การติดตั้งตัวอุปกรณ์ ขณะที่ผู้สาธิตนั่งอยู่บนเก้าอี้ และมีผู้ช่วยเหลือ 1 คน ตามลำดับ โดยอุปกรณ์ต้นแบบทั้ง 2 ตัวนั้น ขั้นตอนการเริ่มต้นใช้งานอุปกรณ์จะเหมือนกัน โดยขั้นตอนการใช้งานประกอบด้วยขั้นตอนทั้งหมด 6 ขั้นตอน มีดังนี้

6.1.1 การใส่ชุดช่วยพวงตัวผู้ป่วยจากในรถเข็นคนพิการ ดังภาพที่ 6.1



ภาพที่ 6.1 ขั้นตอนการใส่ชุดพวงตัวผู้ป่วย

6.1.2 พยุงตัวผู้ป่วยไปที่อุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน ดังภาพที่ 6.2



ภาพที่ 6.2 การพยุงตัวผู้ป่วยไปที่อุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน

6.1.3 ติดตัวล็อคต้นขา ดังภาพที่ 6.3



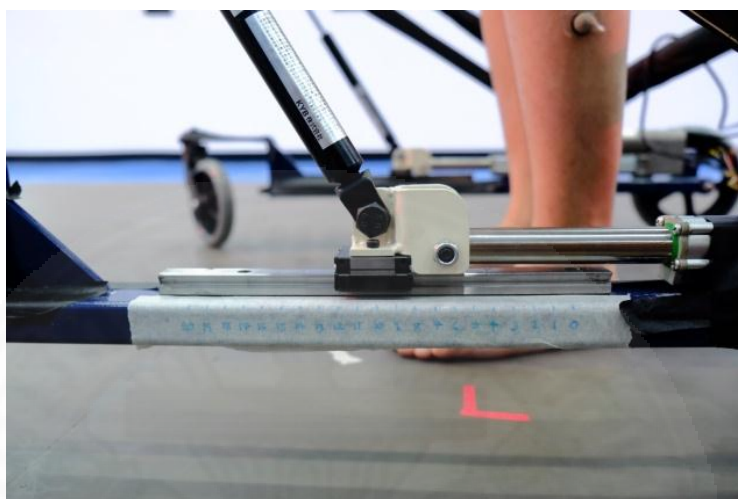
ภาพที่ 6.3 การติดตัวล็อคต้นขา

6.1.4 ติดเข็มขัดเข้ากับตัวผู้ป่วย ดังภาพที่ 6.4



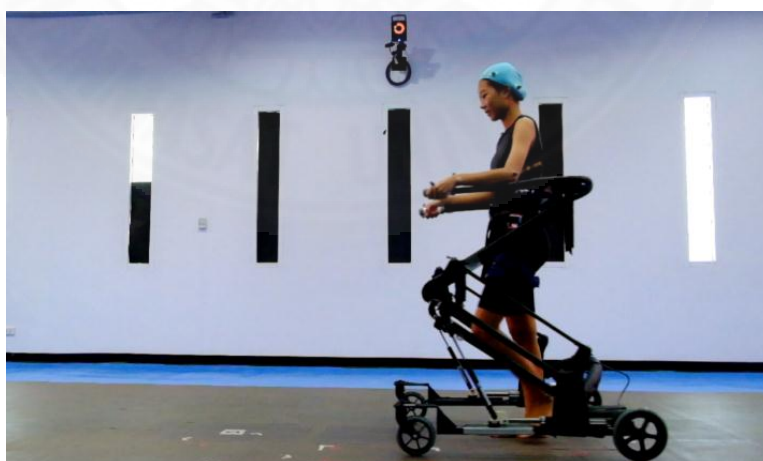
ภาพที่ 6.4 การติดเข็มขัดเข้ากับตัวผู้ป่วย

6.1.5 ทำการปรับระดับน้ำหนัก ดังภาพที่ 6.5



ภาพที่ 6.5 การปรับระดับน้ำหนักที่พุง โดยการเลื่อนมุมของ Gas Spring

6.1.6 เริ่มใช้งาน ดังภาพที่ 6.6



ภาพที่ 6.6 เริ่มต้นใช้งานอุปกรณ์

6.2 ผลการทดสอบการใช้งานตัวอุปกรณ์ต้นแบบ

6.2.1 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้ทดสอบ

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

6.2.1.1 ผู้ทดสอบคนที่ 1

เพศชาย น้ำหนัก 90 กิโลกรัม , ส่วนสูง 180 เซนติเมตร

Anthropometric	Left (mm.)	Right (mm.)
Leg length (mm.)	920	920
Knee width (mm.)	101	101
Ankle width (mm.)	76	77
Shoulder offset (mm.)	45	46
Elbow width (mm.)	71	72
Wrist width (mm.)	50	52
Hand thickness (mm.)	25	24

ตารางที่ 6.1 ข้อมูลทางกายวิภาค ของผู้ทดสอบคนที่ 1



ภาพที่ 6.7 ผู้ทดสอบ คนที่ 1

6.2.1.2 ผู้ทดสอบคนที่ 2

เพศหญิง น้ำหนัก 46 กิโลกรัม , ส่วนสูง 165 เซนติเมตร

Anthropometric	Left (mm.)	Right (mm.)
Leg length (mm.)	830	830
Knee width (mm.)	83	85
Ankle width (mm.)	65	65
Shoulder offset (mm.)	30	32
Elbow width (mm.)	52	52
Wrist width (mm.)	45	46
Hand thickness (mm.)	20	20

ตารางที่ 6.2 ข้อมูลทางกายวิภาค ของผู้ทดสอบคนที่ 2



ภาพที่ 6.8 ผู้ทดสอบ คนที่ 2

6.2.1.3 ผู้ทดสอบคนที่ 3

เพศหญิง น้ำหนัก 60 กิโลกรัม , ส่วนสูง 161 เซนติเมตร

Anthropometric	Left (mm.)	Right (mm.)
Leg length (mm.)	820	830
Knee width (mm.)	100	100
Ankle width (mm.)	63	64
Shoulder offset (mm.)	40	40
Elbow width (mm.)	60	62
Wrist width (mm.)	47	47
Hand thickness (mm.)	25	26

ตารางที่ 6.3 ข้อมูลทางกายวิภาคของผู้ทดสอบคนที่ 3

6.2.2 การทดสอบการเดินจริงบน Force Plate

การทดสอบ Space Walker จะเป็นการทดสอบการเดินจริงบน Force Plate เพื่อดูน้ำหนักของตัวผู้ป่วยที่ลงที่ฝ่าเท้าในขณะที่เดิน โดยดูจาก Gait Cycle ที่ได้ออกมาจากการเดิน และใช้ตัวแปรสำหรับการพิจารณาที่มีชื่อว่า Ground Reaction Force ในขณะที่เดิน เพื่อดูว่าแรงที่เกิดขึ้นสูงสุดในขณะที่เดิน มีค่าเท่าไร ลดลงหรือไม่ ดังภาพที่ 14

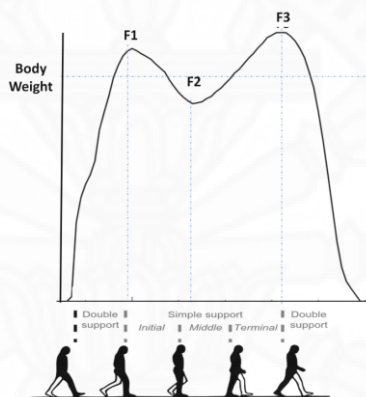


ภาพที่ 6.9 Force Plate และการเดินบน Force Plate

โดยแบ่งการทดสอบเป็น 4 เงื่อนไข คือ

1. การเดินปกติ
2. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว
3. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว
4. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

ผลทดสอบที่ได้ จะออกมาเป็นกราฟ Gait Cycle โดย เรานำจุดสูงสุดของกราฟ เรียกว่า Peak Ground Reaction force ในจังหวะ Stance Phase มาพิจารณาซึ่งเป็นตำแหน่งที่เกิดแรงสูงสุด ในขณะที่เดิน โดยทั่วไปแล้ว ค่า Peak Ground Reaction Force จะมีค่ามากกว่า น้ำหนักตัวประมาณ 10% ดังภาพที่ 6.10



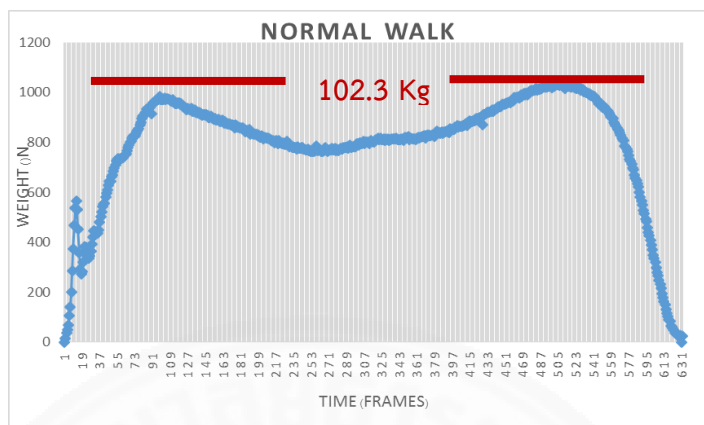
ภาพที่ 6.10 Gait Cycle ปกติของการเดินปกติ

โดยมีรายละเอียดผลการทดสอบดังนี้

โดยผลการทดสอบนี้ใช้ค่าจากผู้ทดสอบคนที่ 1 ซึ่งมีน้ำหนักตัว 900 นิวตัน ทำการเดินในแต่ละกรณี จำนวน 3 ครั้ง เลือกครั้งที่ดีที่สุด พบว่า

1) การเดินปกติ

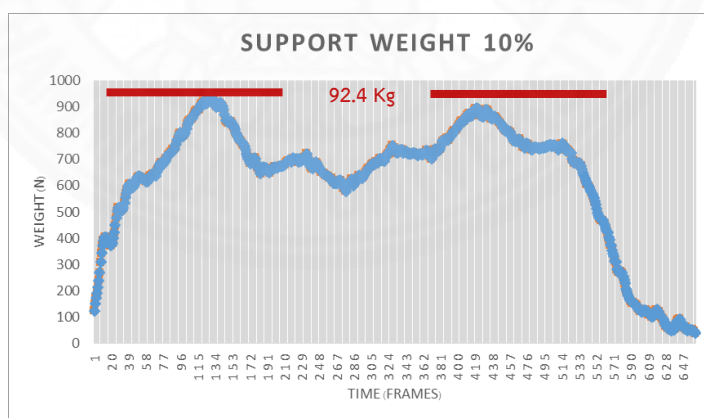
จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Ground Reaction force ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 1023 นิวตัน ซึ่งผู้ใช้งานมีน้ำหนักตัว 900 นิวตัน ซึ่งจะตรงกับทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าน้ำหนักตัวประมาณ 10% ดังภาพที่ 6.11



ภาพที่ 6.11 Gait Cycle ของการเดินปกติ

2) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว

จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Ground Reaction force ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 924 นิวตัน ซึ่งจะตรงกับทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าน้ำหนักตัวประมาณ 10% แสดงว่าเมื่อพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัวผู้ใช้งานรายนี้จะมือน้ำหนักที่ลงไปเท้าประมาณ 81 กิโลกรัม ดังภาพที่ 6.12

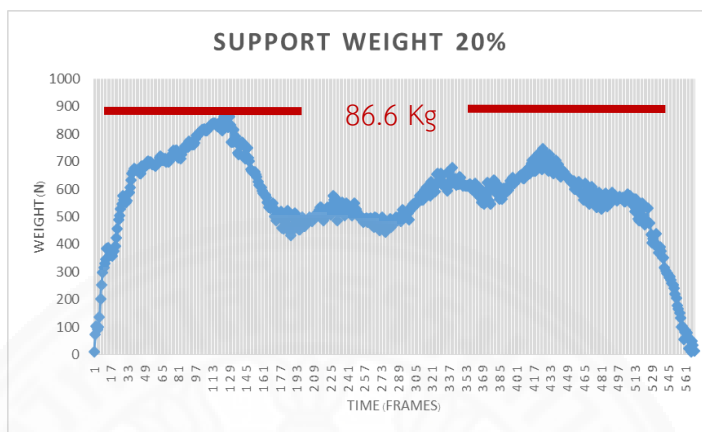


ภาพที่ 6.12 Gait Cycle พุงน้ำหนัก 10%

3) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว

จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Ground Reaction force ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 860 นิวตัน ซึ่งจะตรงกับทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าน้ำหนักตัวประมาณ 10% แสดง

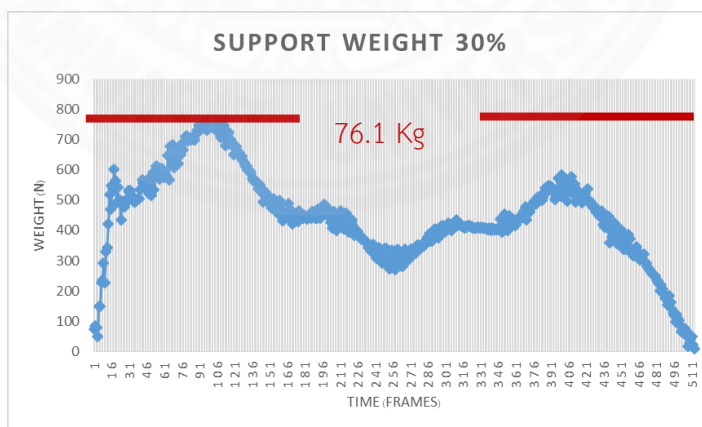
ว่าเมื่อพยุ่งน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัวผู้ใช้งานรายนี้จะมือน้ำหนักที่ลงไปเท้าประมาณ 72 กิโลกรัม ดังภาพที่ 6.13



ภาพที่ 6.13 Gait Cycle พยุ่งน้ำหนัก 20%

4) การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Ground Reaction force ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 761 นิวตัน ซึ่งจะตรงกับทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าน้ำหนักตัวประมาณ 10% แสดงว่าเมื่อพยุ่งน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัวผู้ใช้งานรายนี้จะมือน้ำหนักที่ลงไปเท้าประมาณ 62 กิโลกรัม ดังภาพที่ 6.14

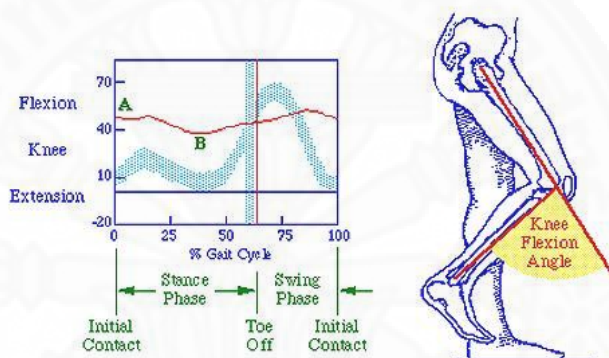


ภาพที่ 6.14 Gait Cycle พยุ่งน้ำหนัก 30%

จากการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ โดยการวิเคราะห์การเดินบน Force Plate พบว่าน้ำหนักตัวของผู้ใช้งานที่ลงไปทีปลายขา จะลดลงตามการปรับระดับน้ำหนักของระบบ พยุงน้ำหนักที่มากขึ้น

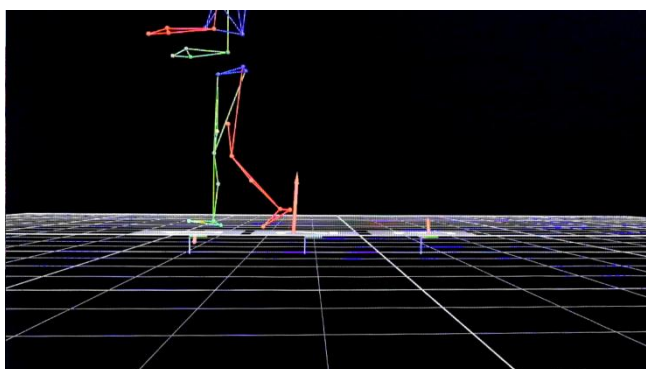
6.2.3 การวิเคราะห์ท่าทางการเคลื่อนไหว

การทดสอบ Space Walker เพื่อดูท่าทางการเคลื่อนไหว จะเป็นการทดสอบ การเดินจริง และทำการวิเคราะห์โดยใช้วิธี Motion Analysis เพื่อดูมุมของข้อต่อต่าง ๆ ในขณะทำการเดิน โดยการวิจัยครั้งนี้ดูจากมุมเข่า (Knee Angle) เพื่อวัดมุมเข่าในระหว่างจังหวะ Stance phase เพื่อดูท่าทางการเดิน ที่เปลี่ยนไปหรือไม่ โดยดูจาก Peak Knee Angle ดังภาพที่ 6.15



ภาพที่ 6.15 กราฟแสดง Knee Flexion Angle

ภาพที่ 6.16 จากกล้อง Motion Analysis ทำการวัดจากมุมของเข่าขณะที่ทำการ ตลอดช่วงการเดิน



ภาพที่ 6.16 Motion Analysis แสดงภาพของจังหวะการเดิน

โดยแบ่งการทดสอบเป็น 4 เงื่อนไข คือ

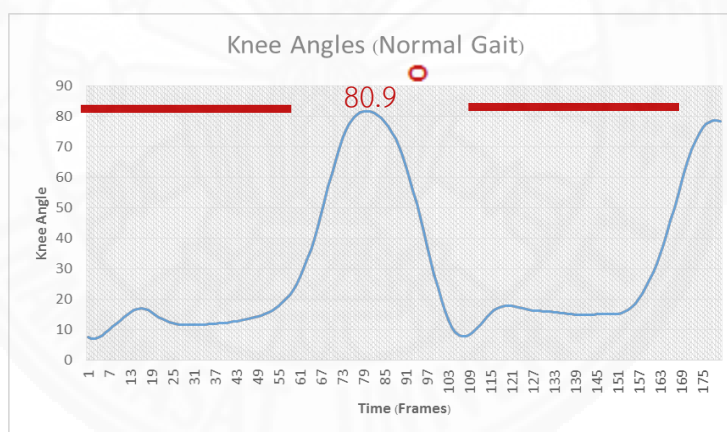
1. การเดินปกติ
2. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว
3. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว
4. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

โดยมีรายละเอียดผลการทดสอบดังนี้

โดยผลการทดสอบนี้ ทำการเดินในแต่ละกรณี จำนวน 3 ครั้ง เลือกครั้งที่ดีที่สุด พบว่า

1) การเดินปกติ

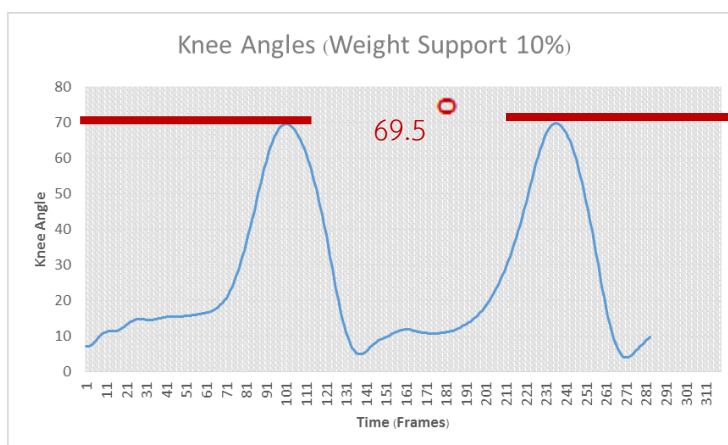
จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Knee Angle ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 80.9 องศา โดยมีผลทดสอบตามกราฟ ดังภาพที่ 6.16



ภาพที่ 6.16 Knee Angle ของการเดินปกติ

2) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว

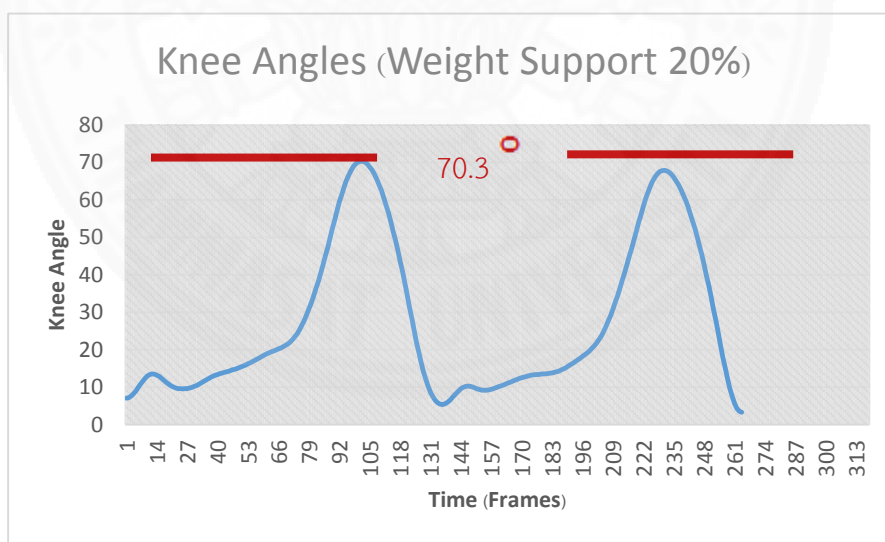
จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Knee Angle ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 69.5 องศา โดยมีผลทดสอบตามกราฟ ดังภาพที่ 6.17



ภาพที่ 6.17 Knee Angle พยุงน้ำหนัก 10%

3) การเดินด้วยการพยุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว

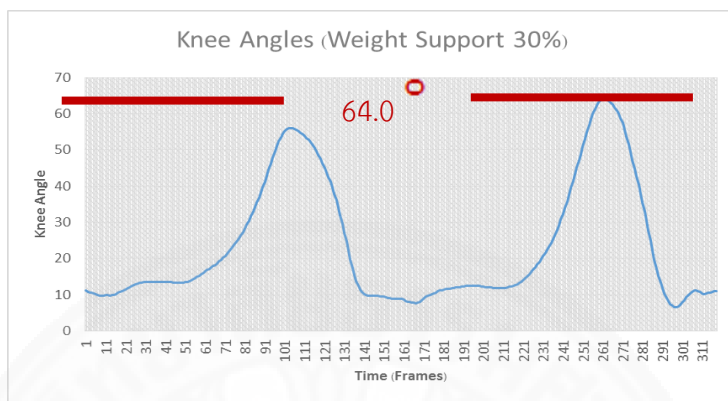
จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Knee Angle ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 70.3 องศา โดยมีผลทดสอบตามกราฟ ดังภาพที่ 6.18



ภาพที่ 6.18 Knee Angle พยุงน้ำหนัก 20%

4) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

จากกราฟ พบว่า ค่า Peak Knee Angle ในจังหวะ Stance Phase มีค่า 64.0 องศา โดยมีผลทดสอบตามกราฟ ดังภาพที่ 6.19

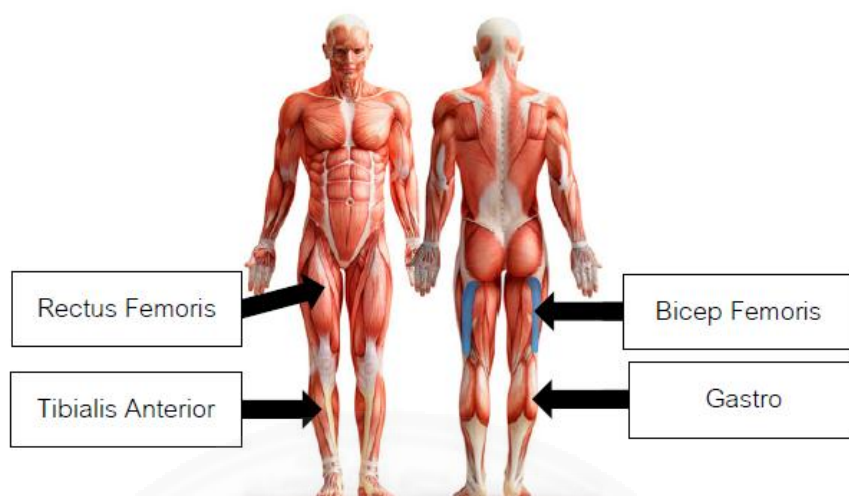


ภาพที่ 6.19 Knee Angle พุงน้ำหนัก 30%

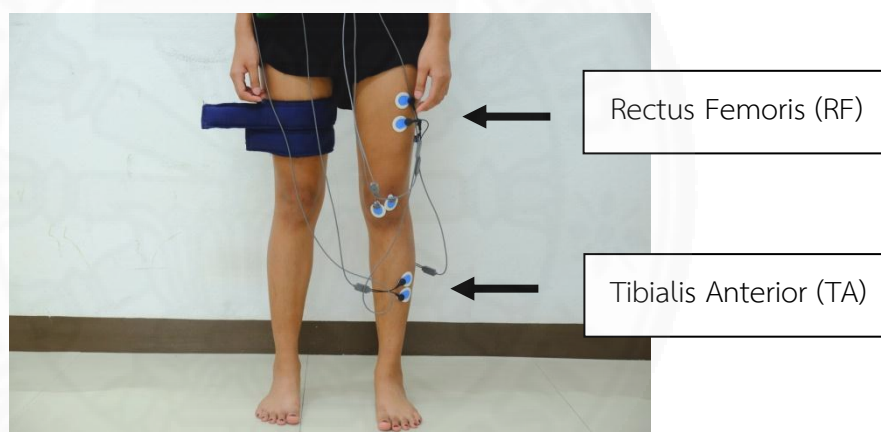
จากการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ โดยการวิเคราะห์การเดินด้วย Motion Analysis เพื่อดูมุมของเข่าที่เปลี่ยนไป พบว่ามุมของเข่าของผู้ใช้งานจะลดลง ตามการปรับการพุง น้ำหนักที่มากขึ้น แต่รูปแบบของการเดินยังคงเดิม

6.2.4 การทดสอบสัญญาณการทำงานของกล้ามเนื้อ

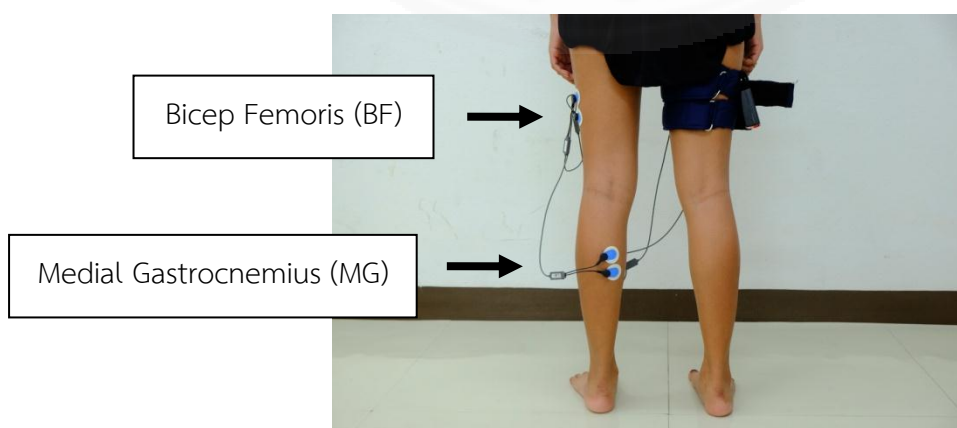
สำหรับการทดสอบนี้ เป็นการทดสอบในส่วนของการวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้น จากการทำงานของกล้ามเนื้อ ในระหว่างการใช้งาน Space Walker ในช่วงของแรงพุงน้ำหนักที่ต่างกัน ซึ่งในการทดสอบได้ใช้อุปกรณ์วัด เรียกว่า Electromyography (EMG) โดยได้ทำการติดแถบ วัดสัญญาณที่มัดกล้ามเนื้อ บริเวณด้านหน้า 2 มัด คือ Rectus Femoris (RF) ที่ทำหน้าที่งอต้นขา และเหยียดปลายขา และ Tibialis Anterior (TA) ที่ทำหน้าที่งอข้อเท้า สำหรับบริเวณด้านหลัง คือ Bicep Femoris (BF) ทำหน้าที่เหยียดต้นขาและงอเข่า และ Medial Gastrocnemius (MG) ทำหน้าที่เหยียดข้อเท้า และ Ground บริเวณหัวเข่า ซึ่งตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ติดตั้ง ดังภาพที่ 6.20 และตำแหน่งการติดตั้งในผู้ทดสอบจากด้าน Frontal View, Dorsal View, และด้านข้าง ดังภาพที่ 6.21, 6.22 และ 6.23



ภาพที่ 6.20 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ติดตั้ง



ภาพที่ 6.21 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ติดตั้ง ด้าน Frontal View



ภาพที่ 6.22 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ติดตั้ง ด้าน Dorsal View



ภาพที่ 6.23 ภาพด้านข้างการติดปูมอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อสำหรับวัด EMG

ทำการวัดสัญญาณการทำงานของกล้ามเนื้อ โดยทำการเปรียบเทียบสัญญาณระหว่างการเดินปกติ กับการใช้เครื่องพุงน้ำหนักโดยการพุงน้ำหนักน้ำที่ต่างกัน

โดยแบ่งการทดสอบเป็น 4 เงื่อนไข คือ

- 1 .การเดินปกติ
2. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว
3. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว
4. การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

โดยผลการทดสอบนี้ จะเปรียบเทียบกล้ามเนื้อมัดที่มีความเกี่ยวข้องกับการพุงน้ำหนักในช่วงจังหวะที่มีการเดิน โดยแยกเป็น 4 เงื่อนไขข้างต้น และจะสรุปการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัด โดยมีรายละเอียดดังนี้

6.2.4.1 Medial Gastrocnemius (MG) ทำหน้าที่เหยียดข้อเท้า ในจังหวะ

เริ่มต้นของการ Swing phase โดยสมมุติฐานของมัดกล้ามเนื้อนี้ คือ ถ้าเราเพิ่มระดับของการพุง น้ำหนักผู้ใช้งาน การใช้มัดกล้ามเนื้อนี้ในการเตะขาในจังหวะเริ่มต้น Swing Phase จะใช้น้อยลง ดัง ภาพที่ 6.24 และ 6.25



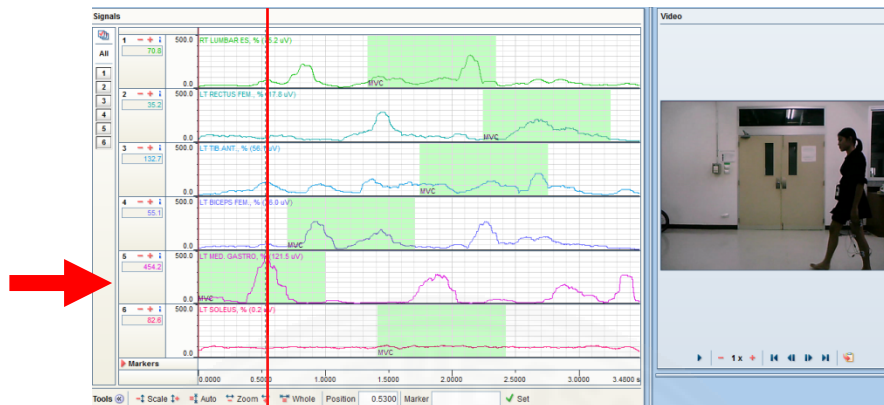
ภาพที่ 6.24 การเดินปกติ ในจังหวะเริ่มต้น Swing Phase โดยมัดกล้ามเนื้อ MG ทำงาน



ภาพที่ 6.25 การเดินโดยใช้วอล์กเกอร์ ในจังหวะเริ่มต้น Swing Phase โดยมัดกล้ามเนื้อ MG ทำงาน

โดยมีผลการทดสอบ EMG ดังนี้

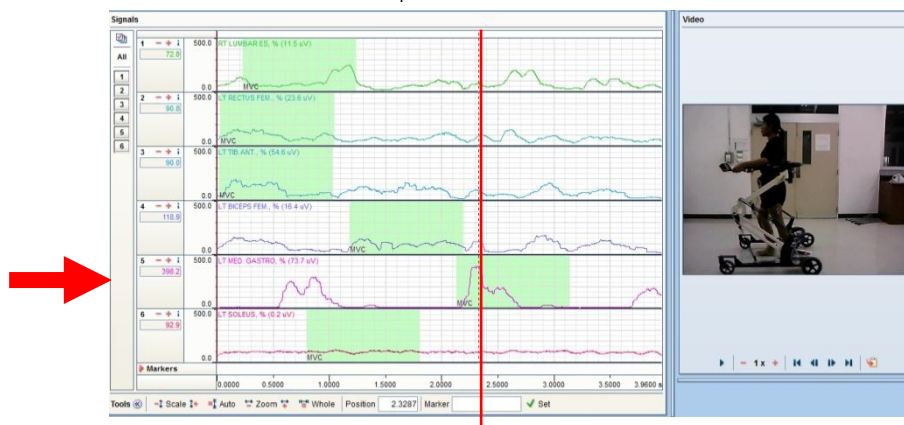
1) การเดินปกติ



2) การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว



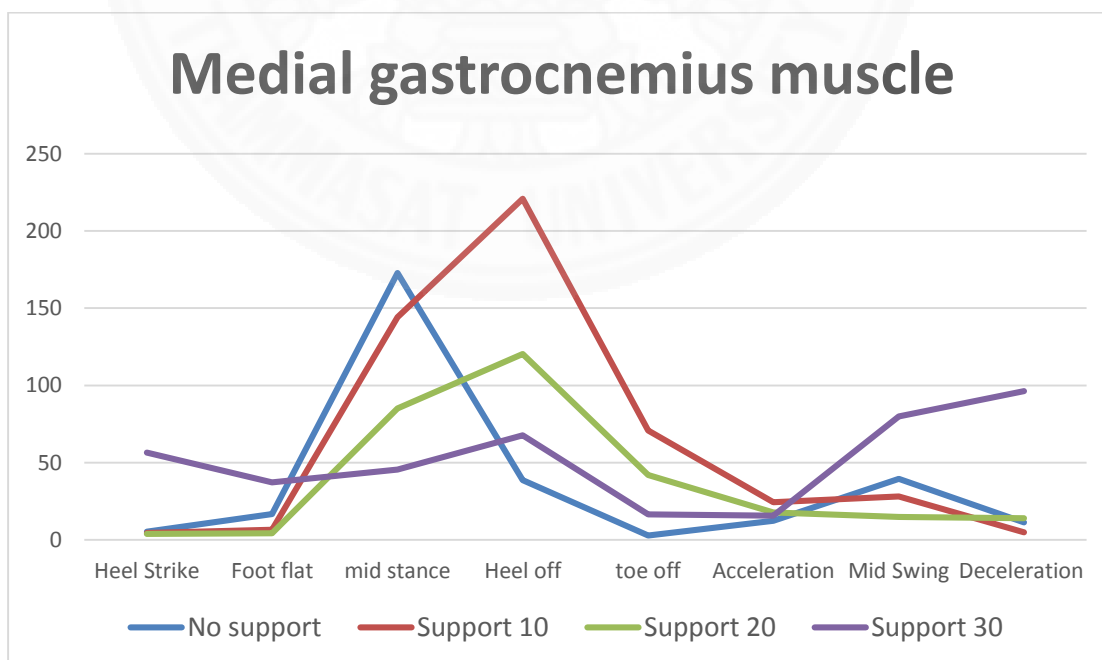
3) การเดินด้วยการพยุ่งน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว



4) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว



โดยผลการทดสอบที่ออกมาในส่วนของกล้ามเนื้อ Medial Gastrocnemius (MG) พบว่ามีค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาลดลง เมื่อเราพุงน้ำหนักมากขึ้น โดยการเดินปกติ ค่าสูงสุดของกราฟที่ออกมาคือ 454.2 uV เมื่อพุงน้ำหนัก 10%, 20% และ 30% ตามลำดับ พบว่าค่าสูงสุดของกราฟมีค่า 412.1 uV, 398.2 uV และ 223.5 uV ตามลำดับ นั่นหมายความว่า กล้ามเนื้อมีการหดเกร็งน้อยลง ซึ่งก็หมายถึง กล้ามเนื้อออกแรงน้อยลงเมื่อเราพุงน้ำหนักที่มากขึ้น โดยเมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยและเขียนกราฟ มีค่าดังภาพที่ 6.26



ภาพที่ 6.26 ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดของ ที่ออกมาจากกล้ามเนื้อ MG

6.2.4.2 Rectus Femoris (RF) ทำหน้าที่งอต้นขา และเหยียดปลายขา ใน
จังหวะ Stance phase โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 6.27 และ 6.28



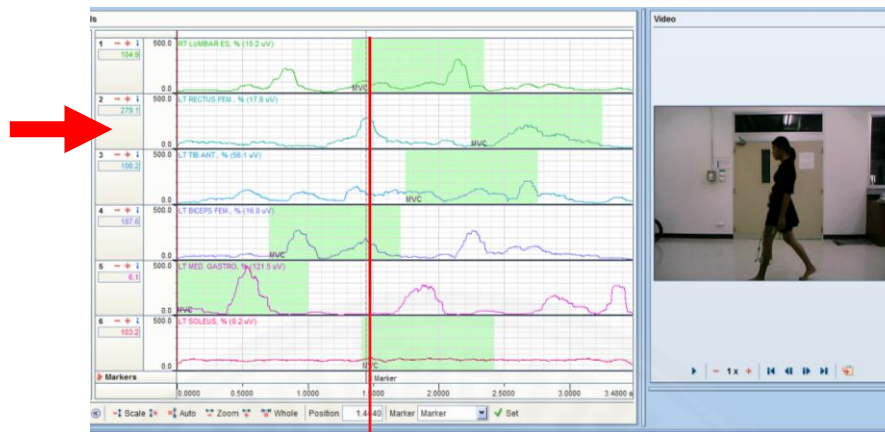
ภาพที่ 6.27 การเดินปกติ กล้ามเนื้อ RF ทำงานในจังหวะ Stance Phase



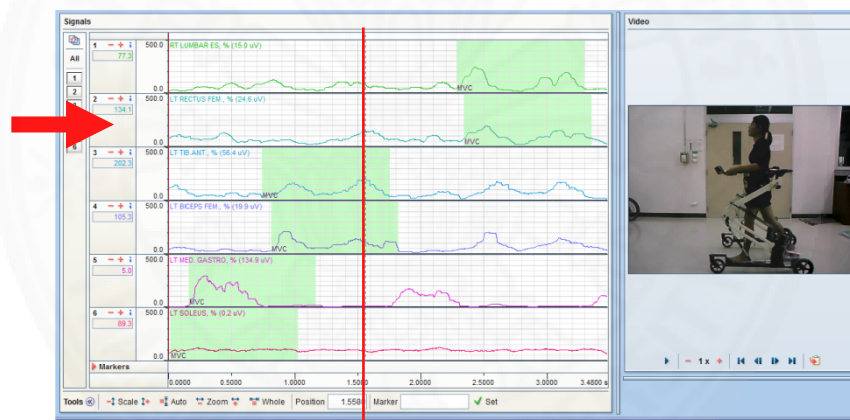
ภาพที่ 6.28 การเดินด้วยวอล์กเกอร์ กล้ามเนื้อ RF ทำงานในจังหวะ Stance Phase

โดยมีผลการทดสอบ ดังนี้

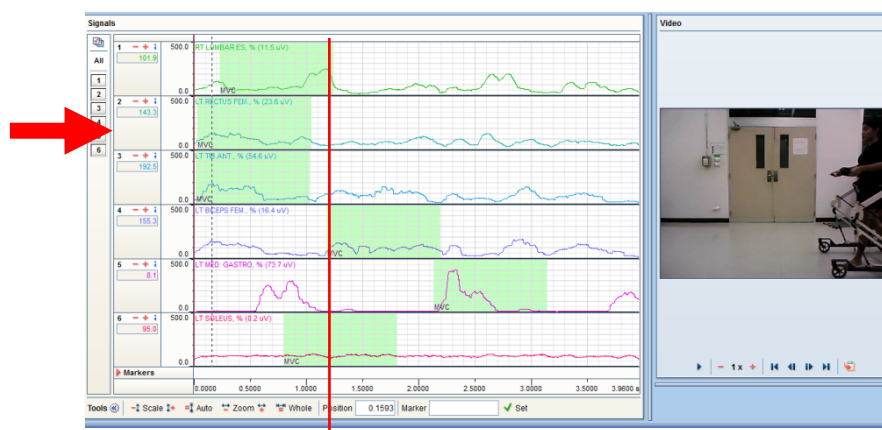
1) การเดินปกติ



2) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว



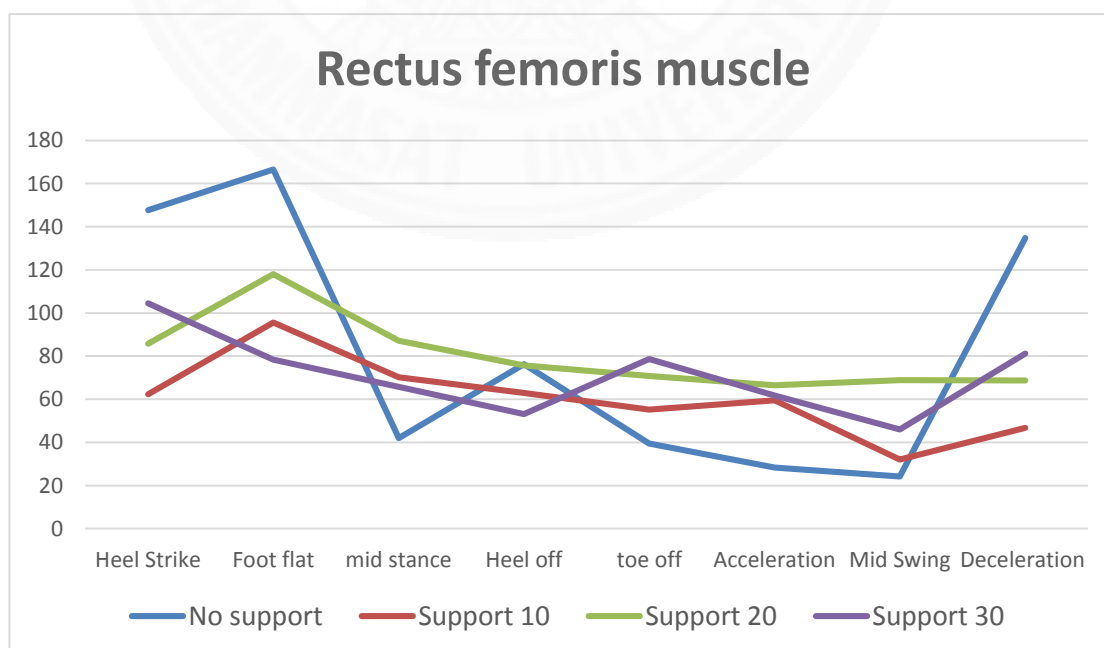
3) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว



4) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว



โดยผลการทดสอบที่ออกมานั้นในส่วนของกล้ามเนื้อ **Rectus Femoris (RF)** พบว่ามีค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาน้อยลง เมื่อเราพุงน้ำหนักมากขึ้น โดยการเดินปกตินั้น ค่าสูงสุดของกราฟที่ออกมามีค่า 279.1 uV เมื่อพุงน้ำหนัก 10%, 20% และ 30% ตามลำดับ พบว่าค่าสูงสุดของกราฟมีค่า 131.1 uV, 143.3 uV และ 131.9 uV ตามลำดับ นั้นหมายความว่า กล้ามเนื้อมีการหดเกร็งน้อยลง แต่ไม่มีการลดลงตามการพุงน้ำหนักอย่างมีนัยสำคัญ โดยเมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยเขียนกราฟ มีค่าดังภาพที่ 6.29



ภาพที่ 6.29 ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดของ ที่ออกมาจากกล้ามเนื้อ RF

6.2.4.3 Bicep Femoris (BF) ทำหน้าที่เหยียดต้นขา และงอเข่า ในจังหวะ Swing phase โดยมีตัวอย่าง ดังภาพที่ 6.30 และ 6.31



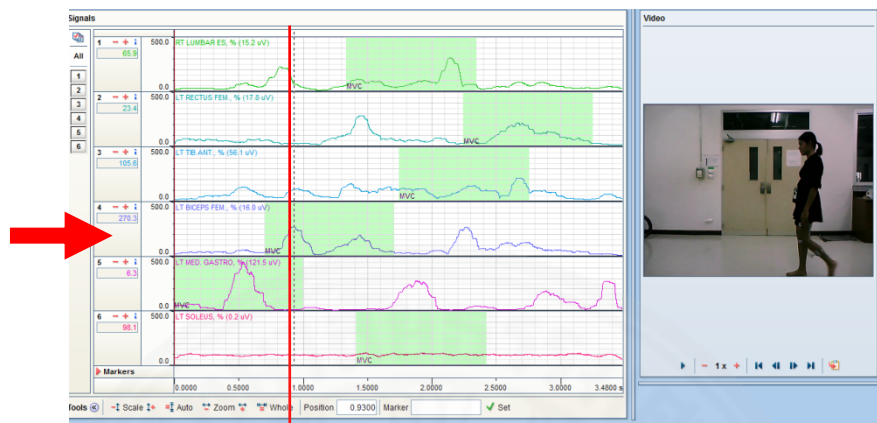
ภาพที่ 6.30 การเดินปกติ กล้ามเนื้อ BF ทำงานในจังหวะ Swing Phase



ภาพที่ 6.31 การเดินด้วยวอล์กเกอร์ กล้ามเนื้อ BF ทำงานในจังหวะ Swing Phase

โดยมีผลการทดสอบ ดังนี้

1) การเดินปกติ



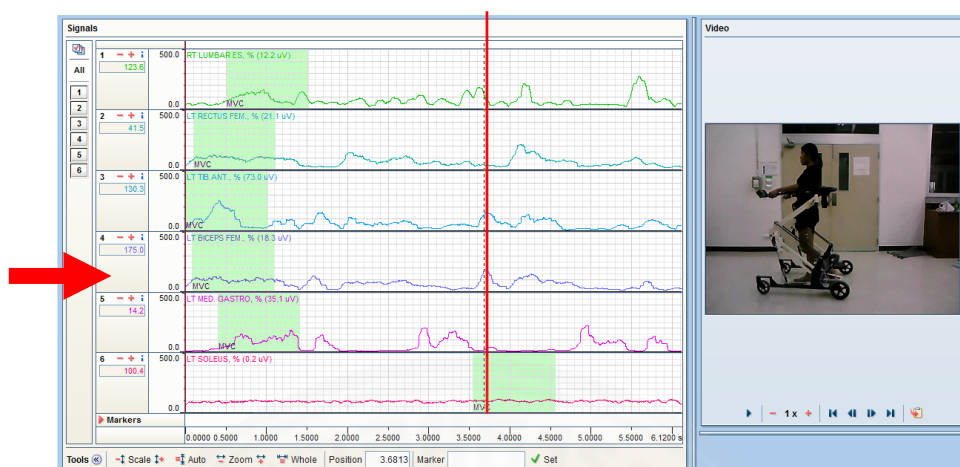
2) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 10% ของน้ำหนักตัว



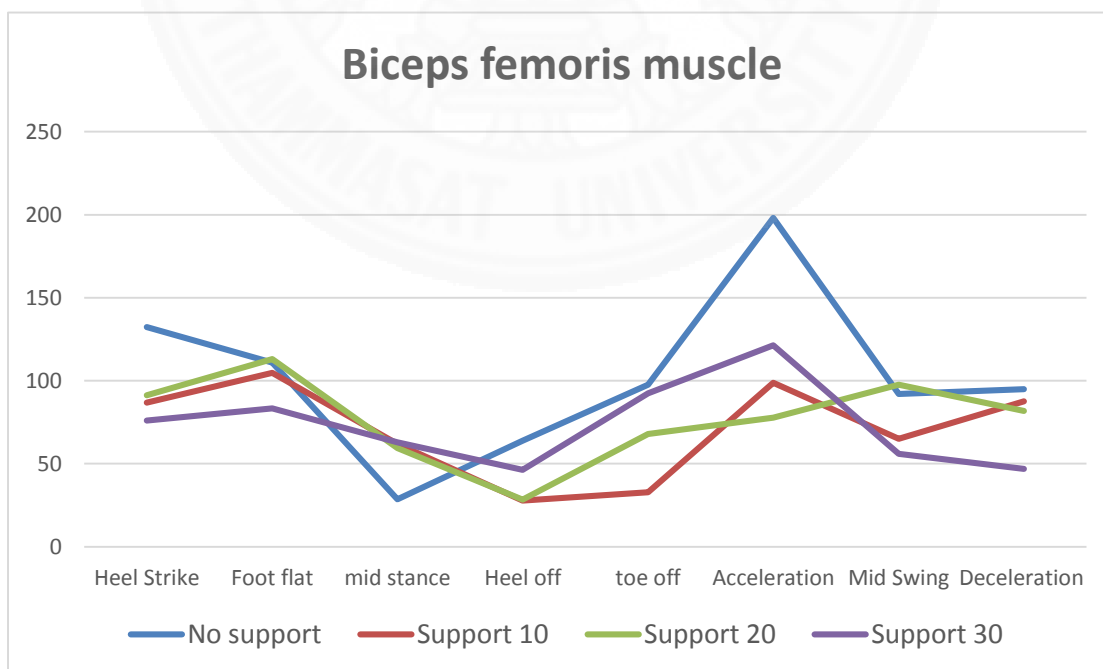
3) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 20% ของน้ำหนักตัว



4) การเดินด้วยการพุงน้ำหนัก 30% ของน้ำหนักตัว

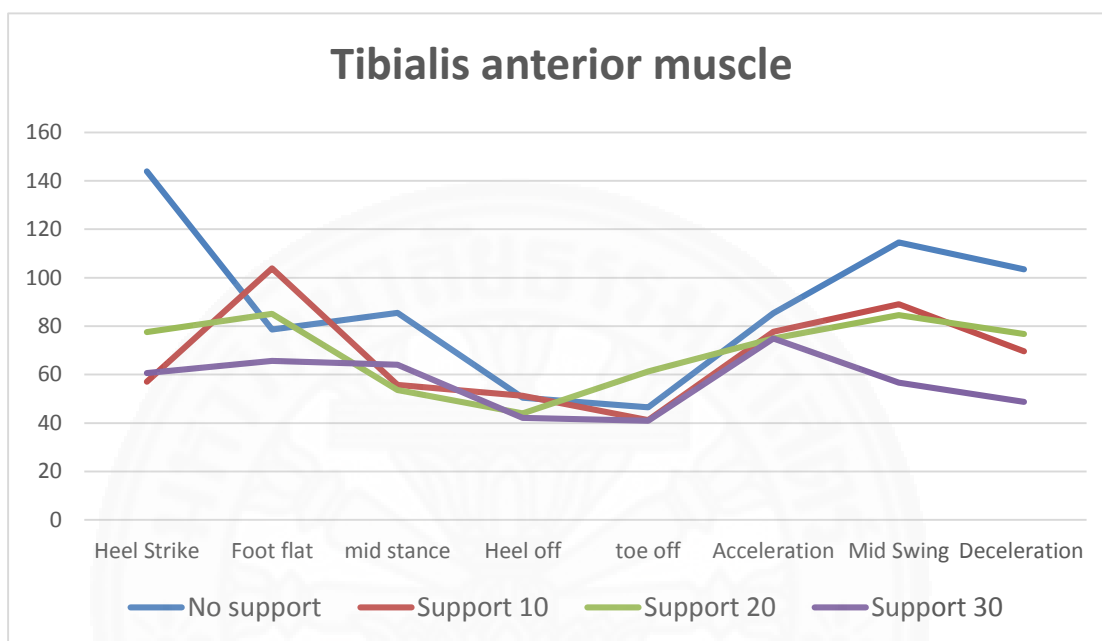


โดยผลการทดสอบที่ออกมานั้นในส่วนของกล้ามเนื้อ Bicep Femoris (BF) พบว่ามีค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาลดลง เมื่อเราพุงน้ำหนักมากขึ้น โดยการเดินปกตินั้น ค่าสูงสุดของกราฟที่ออกมามีค่า 270.3 uV เมื่อพุงน้ำหนัก 10%, 20% และ 30% ตามลำดับ พบว่าค่าสูงสุดของกราฟมีค่า 212 uV, 130.4 uV และ 175 uV ตามลำดับ นั่นหมายความว่า กล้ามเนื้อมีการหดเกร็งน้อยลง ซึ่งก็หมายถึง กล้ามเนื้อออกแรงน้อยลงเมื่อเราพุงน้ำหนักที่มากขึ้น โดยเมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยเขียนกราฟ มีค่าดังภาพที่ 6.32



ภาพที่ 6.32 ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดของ ที่ออกมาจากกล้ามเนื้อ BF

6.2.4.4 Tibialis anterior (TA) โดยผลการทดสอบที่ออกมาในส่วนของกล้ามเนื้อ Tibialis anterior (TA) พบว่ามีค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาไม่ค่าใกล้เคียง เมื่อเราพองน้ำหนักมากขึ้น ดังภาพที่ 6.33



ภาพที่ 6.33 ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดของ ที่ออกมาจากกล้ามเนื้อ TA

บทที่ 7

สรุปผล และข้อเสนอแนะ

จากการออกแบบ และสร้างตัวต้นแบบดังกล่าวในบทที่ 4 และ 5 นั้น ตัวเครื่องต้นแบบ ได้ถูกสร้างและออกแบบมาให้ตรงกับขอบเขต และวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ รวมถึงได้ทำการ ทดสอบกับผู้ทดสอบ โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 3 รูปแบบ คือ การทดสอบการเดินบน Force Plate เพื่อดูน้ำหนักตัวในขณะที่เดิน, การวิเคราะห์ท่าทางการเดินด้วย Motion Analysis, และการ ทดสอบในส่วนของการทำงานของกล้ามเนื้อในระหว่างการใช้เครื่อง ซึ่งในบทที่ 7 เป็นการสรุปผล จากหัวข้อที่กล่าวมานั้น และรวมถึงข้อเสนอแนะ อันเกิดจากการทดสอบ และในส่วนของการสร้างตัว ต้นแบบอีกด้วย

7.1 สรุปผล

ในการวิจัยชิ้นนี้ เป็นงานวิจัยที่ได้ทำการออกแบบและสร้างตัวต้นแบบของอุปกรณ์ สำหรับช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยุ้งน้ำหนักสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวด้านการเดิน ซึ่งใน ปัจจุบันมีผู้ป่วยทางการเคลื่อนไหวเป็นจำนวนมาก และยังมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นซึ่งเกิดจากหลาย สาเหตุด้วยกัน ไม่ว่าจะเป็นเกิดจากการเสื่อมสภาพของร่างกายจากการที่มีอายุมากขึ้น จากอุบัติเหตุที่ทำให้ สูญเสียความสามารถในการเคลื่อนไหว รวมถึงผลพวงที่มาจากโรคร้ายต่าง ๆ เช่น โรคหลอดเลือด สมอง โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง โรคพาร์กินสัน เป็นต้น ยกตัวอย่าง เช่น ในส่วนของการเดินแบบอัม พלקซ์ครึ่งซีก (Hemiparetic gait) นั้น มีสาเหตุหลักมาจากโรคหลอดเลือดสมองเป็นโรคทางระบบ ประสาทที่พบบ่อย โดยเฉพาะในผู้สูงอายุตั้งแต่ 45 ปีขึ้นไป ในประเทศไทยเป็นสาเหตุการตายอันดับ ต้น ๆ ของประเทศไทย โดยในปี พ.ศ. 2557 พบว่า [1] โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุการเสียชีวิต อันดับ 2 ของประเทศไทย โดยรองจากโรคมะเร็ง โดยมีอัตราการเสียชีวิตอยู่ที่ 49.62 คน ต่อ ประชากร 100,000 คน ทำให้ในปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยเป็นโรคนี้ประมาณ 5 แสนคน และผู้ที่มี ความเสี่ยงจะเป็นโรคนี้อีกไม่ต่ำกว่า 10 ล้านคน และในปัจจุบันประเทศไทยกำลังจะก้าวเข้าสู่สังคมผู้ สูงวัยระดับสุดยอด โดยในปี 2562 จะเป็นครั้งแรกที่มีประชากรสูงอายุ มากกว่าประชากรเด็ก คือ มี ประชากรผู้สูงอายุ 18% ประชากรเด็ก 15.9% และในปี 2574 ประเทศไทยจะมีผู้สูงอายุถึง 28% จากประชากรไทยทั้งหมด โดยในจำนวนเหล่านี้ต้องพึ่งพาผู้ดูแลถึง 12.6% โดยกลุ่มประชากรเหล่านี้

จะมีปัญหาด้านการเดินต่าง ๆ ที่พบบ่อยในประชากรผู้สูงอายุมากมาย เช่น อัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดสมอง, การเดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian gait), การเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า (Magnetic gait, frontal disorder gait), การเดินแบบกล้ามเนื้ออ่อนแรง หรือเดินแบบเตาะแตะ (Waddling gait)

โดยงานวิจัยชิ้นนี้จะมุ่งเน้นเพื่อช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน ที่มีความสามารถในการเดินที่ดีในระดับหนึ่ง ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยพอที่จะช่วยเหลือตัวเอง หรือก้าวขาได้ด้วยตัวเองได้ โดยอาจจะต้องการผู้ช่วยพยุงเดิน 1 คนตลอดเวลาหรือบางครั้ง (Functional Ambulatory Category; FAC ระดับ 2-4) เช่น กลุ่มผู้ป่วยหลังการกายภาพบำบัดโรคหลอดเลือดสมอง, โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง, กลุ่มผู้สูงอายุที่มีปัญหาด้านการเดินในรูปแบบต่าง ๆ

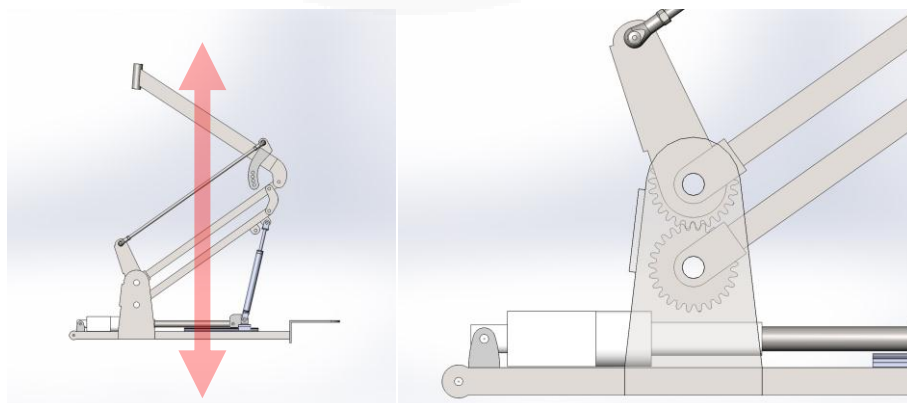
อุปกรณ์ช่วยฝึกเดินแบบมีระบบพยุ่งน้ำหนักบางส่วน (Space Walker) มีแนวคิดมาจากอุปกรณ์หุ่นแรงที่ใช้ในการยกของหนัก ที่มีชื่อว่า Equipos zeroG โดยเป็นระบบ Weight Support ที่สามารถนำมาช่วยยกเครื่องมือต่าง ๆ ที่มีน้ำหนักมาก โดยใช้สปริงเป็นตัวรับน้ำหนัก โดยสามารถปรับน้ำหนักได้โดย ปรับความสั้น – ยาว สปริง เพื่อปรับน้ำหนักได้ โดยเราได้ทำการเปลี่ยนจากการใช้สปริง เป็นการใส่แก๊สสปริงแทน เพราะ มีข้อดีกว่าทางด้านของการคงที่ของแรงตลอดความยาวช่วง และใช้การเปลี่ยนมุมของแก๊สสปริงมาทำเป็นกลไกปรับน้ำหนัก โดยต้นแบบตัวที่ 1 นั้นจะมีระบบพยุ่งน้ำหนักติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านหลังชิ้นงาน โดยมีแก๊สสปริงเป็นตัวปรับระดับน้ำหนัก ทำการเชื่อมต่ออยู่กับชิ้นส่วน 2 ชิ้น เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ในแนวขึ้น – ลงได้ โดย โดยผู้ใช้งานจะอยู่ด้านหน้าของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเองกับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดย walker นั้นจะเป็นแบบ Posterior Walker ดังภาพที่ 7.2



ภาพที่ 7.2 ต้นแบบของ Space Walker ตัวแรก

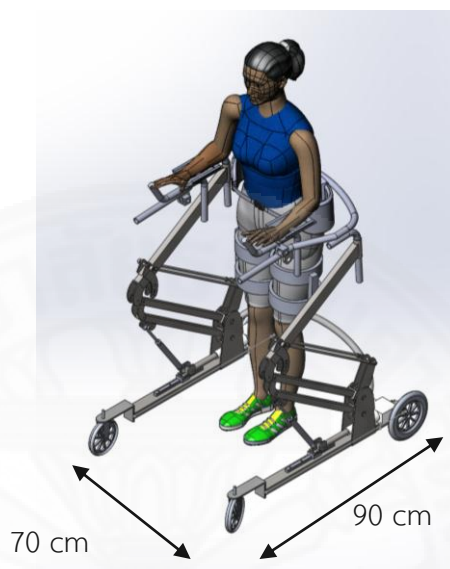
การปรับน้ำหนักการพุงของต้นแบบตัวแรก จะใช้แก๊สปริงขนาด 350 นิวตัน จำนวน 2 ตัว โดยสามารถปรับระดับน้ำหนักของแรงพุงได้ตั้งแต่ 10-60 กิโลกรัม และจะใช้การปรับมุมของ Gas Spring เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของแรงโดยใช้ Linear Actuator ทำการเลื่อนเข้า – ออก ผลการทดสอบแนวคิดของการนำแก๊สปริง มาใช้กับระบบพุงน้ำหนักในต้นแบบตัวที่ 1 เพื่อให้เกิดแรงในการพุงน้ำหนักแบบไดนามิกส้นนั้น พบว่าสามารถใช้งานได้เป็นอย่างดีโดยผู้ใช้งานมีน้ำหนักตัวที่ส่งไปที่ปลายขาตกลง ในระหว่างที่เดิน แต่ยังมีปัญหาในส่วนของโครงสร้างอื่น ๆ เช่น ฐานด้านล่าง, ความไม่สะดวกในการเลี้ยวซ้าย – ขวา, ความใหญ่โตของระบบ จึงนำปัญหาที่กล่าวข้างต้นนี้ ไปทำต้นแบบตัวที่ 2 ขึ้นมา

ต้นแบบตัวที่ 2 การออกแบบกลไกพุงน้ำหนักในโครงช่วยฝึกเดิน จะมีระบบพุงน้ำหนักติดตั้งไว้อยู่บริเวณด้านข้างทั้ง 2 ด้านของชิ้นงาน โดยได้ทำการปรับปรุงไอดีจากการออกแบบของอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินที่มีชื่อว่า Omesa Grillo Gait Trainer ซึ่งข้อดีของการออกแบบแบบนี้ คือ สามารถพับเก็บได้ง่าย และ มีชิ้นส่วนไม่เยอะ โดยสิ่งที่แตกต่างของเรา คือ การออกแบบระบบพุงน้ำหนักแบบไดนามิกส้นใส่เข้าไป โดยมีแก๊สปริงเป็นตัวปรับระดับน้ำหนัก ทำการติดอยู่กับชิ้นส่วนฐานและกลไกพุงน้ำหนัก เพื่อให้กลไกสามารถเคลื่อนที่ในแนวขึ้น – ลงได้ โดย โดยผู้ใช้งานจะอยู่ตรงกลางของโครงช่วยฝึกเดิน โดยผู้ใช้งานจะทำการยึดตัวเองกับโครงช่วยฝึกเดินที่บริเวณต้นขาทั้งสองข้าง โดย walker นั้นจะเป็นแบบ Posterior Walker โดยการขึ้น – ลง ของกลไกนั้นจะใช้เกียร์ 2 ตัว ในการรักษามุม เพื่อให้สามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงได้เป็นเส้นตรง โดยประโยชน์ของมันก็คือ การรักษาจุด Center of gravity ของคน ให้อยู่ตรงกลางในขณะที่เดิน ดังภาพที่ 7.3 การปรับน้ำหนักของการพุงจะใช้แก๊สปริงขนาด 500 นิวตัน จำนวน 2 ตัว โดยสามารถปรับระดับน้ำหนักของแรงพุงได้ตั้งแต่ 10-30 กิโลกรัม



ภาพที่ 7.3 การขยับ ขึ้น-ลง ของกลไก โดยใช้เกียร์ 2 ตัวทำการรักษามุมนั้น

ตัวโครงสร้างโดยรวม จะมีขนาดความกว้าง 70 เซนติเมตร ยาว 2 เมตร ความสูงตามความสูงของผู้ใช้งาน ดังภาพที่ 7.4 ซึ่งได้แสดงขนาดโดยรวม ซึ่งตัวอุปกรณ์ที่ได้ทำการออกแบบนั้น จะมีน้ำหนักในส่วนของการออกแบบ 27 กิโลกรัม



ภาพที่ 7.4 แสดงขนาดโครงสร้างของตัวอุปกรณ์ช่วยเดิน แบบมีระบบพยางน้ำหนักบางส่วน

การออกแบบระบบควบคุมของอุปกรณ์ช่วยเดิน เราจำเป็นต้องปรับระดับของ gas spring ทั้ง 2 ข้าง ให้เท่ากัน โดยเราจะใช้ Linear Actuator ขนาด 2000 นิวตัน 24VDC 35วัตต์ ทำงานร่วมกันทั้ง 2 ข้าง โดยใช้ Potentiometer ขนาด 10 K Ω ทำการต่อวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ โดยสั่งงานผ่านหน้าจอ touch screen โดยเขียน Code ควบคุมผ่าน Arduino โดยมีขั้นตอนการใช้งานสำหรับเขียน Code ดังนี้

1. โหมดการทำงานมี 3 โหมด สำหรับ
 - โหมดที่ 1 สำหรับ ผู้ใช้งานเตี้ยกว่า 165-
 - โหมดที่ 2 สำหรับ ผู้ใช้งานสูง 165-175
 - โหมดที่ 3 สำหรับ ผู้ใช้งานสูงกว่า 175+
2. เลือกการปรับพยางน้ำหนัก 10-30 กิโลกรัม
3. เมื่อเลิกใช้งานสามารถกดปุ่ม reset เพื่อให้น้ำหนักกลับมาที่ 0 ได้
4. พับเพื่อใช้งานเวลาต้องการขนย้าย

ในส่วนของการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบที่ได้ทำการออกแบบมานั้น ได้ทำการทดสอบการเดินกับคนปกติทั้งหมด 3 แบบทดสอบ คือ การหำน้ำหนักตัวในขณะที่เดินด้วย Force Plate, การวิเคราะห์ท่าทางการเดินด้วย Motion Analysis, การวิเคราะห์สัญญาณทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อดังที่แสดงไว้ในบทที่ 6 จะได้ผลลัพธ์ในการเดินด้วย Force Plate คือ จากการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบโดยการวิเคราะห์การเดินบน Force Plate พบว่าน้ำหนักตัวของผู้ใช้งานที่ลงไปปลายขา จะลดลงตามการปรับระดับน้ำหนักของระบบพองน้ำหนักที่มากขึ้น แต่มีข้อจำกัดอยู่บ้าง คือ การใช้งานของ Force Plate เครื่องจะมีสัญญาณรบกวน ทำให้ค่าที่ได้อาจจะผิดพลาดไปบ้าง ต่อมาคือการวิเคราะห์ท่าทางการเดินด้วย Motion Analysis พบว่ามุมของเข่าของผู้ใช้งานจะลดลง ตามการปรับการพองน้ำหนักที่มากขึ้น แต่รูปแบบของการเดินยังคงเดิม และสุดท้ายคือ การทดสอบสัญญาณการทำงานของกล้ามเนื้อเป็นการทดสอบในส่วนของการวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการทำงานของกล้ามเนื้อในระหว่างการใช้งาน Space Walker ในช่วงของแรงพองน้ำหนักที่ต่างกัน ซึ่งในการทดสอบได้ใช้อุปกรณ์วัด เรียกว่า Electromyography (EMG) โดยได้ทำการติดแถบวัดสัญญาณที่มัดกล้ามเนื้อบริเวณด้านหน้า 2 มัด คือ Rectus Femoris (RF) ที่ทำหน้าที่งอต้นขาและเหยียดปลายขา และ Tibialis Anterior (TA) ที่ทำหน้าที่ข้อเท้า สำหรับบริเวณด้านหลัง คือ Bicep Femoris (BF) ทำหน้าที่เหยียดต้นขาและงอเข่า และ Medial Gastrocnemius (MG) ทำหน้าที่เหยียดข้อเท้า และ Ground บริเวณหัวเข่า ซึ่งตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ใช้ติดตั้ง ดังตัวอย่างที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 6 โดยพบว่าค่าที่ออกมาในส่วนของกล้ามเนื้อ Medial Gastrocnemius (MG) พบว่ามีค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาน้อยลง เมื่อเราพองน้ำหนักมากขึ้นอย่างเห็นได้ชัด นั่นแสดงว่า การใช้มัดกล้ามเนื้อนี้ในการเตะขาในจังหวะเริ่มต้น Swing Phase จะใช้น้อยลง ดังแสดงตัวอย่างภาพที่ 6.24

จึงสามารถสรุปได้ว่า อุปกรณ์ช่วยฝึกเดินที่มีระบบพองน้ำหนักบางส่วน (Space Walker) ในงานวิจัยชิ้นนี้ มีสมรรถนะที่มีศักยภาพที่จะช่วยทำกายภาพบำบัดให้ผู้ป่วยได้ และเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัย ซึ่งในอนาคตจะนำอุปกรณ์ชิ้นนี้ ไปทำการปรับปรุง เพื่อให้สามารถทดสอบกับผู้ป่วยจริง และรวมถึงงานจริงได้อีกด้วย สำหรับตัวอุปกรณ์ต้นแบบช่วยฝึกเดินที่มีระบบพองน้ำหนักบางส่วน เมื่อได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ที่นำไปสู่การใช้งานจริงได้นั้น จะเป็นประโยชน์อย่างมาก ทั้งในส่วนของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษารอง และในส่วนของการกายภาพบำบัดจากการที่อุปกรณ์มีสมรรถนะในการช่วยกระตุ้นการเรียนรู้ของผู้ป่วย ระบบกลไกที่ไม่ซับซ้อน ทำให้ดูแลรักษาง่าย และง่ายต่อการใช้งานรวมถึงราคาไม่แพงมากนัก โดยสำหรับการวิจัยชิ้นนี้ ได้ใช้

งบประมาณในการสร้างต้นแบบตัวที่สองอยู่ที่ 4 หมื่นบาท ทำให้ตัวอุปกรณ์ เมื่อได้รับการพัฒนาต่อในอนาคตที่จะสามารถใช้จริงได้แล้ว จะสามารถนำไปใช้ได้ ภายในโรงพยาบาลต่าง ๆ ทั่วประเทศได้ รวมถึงสาธารณสุขชุมชน และถึงผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ที่บ้านเพื่อฝึกเดินให้มากที่สุดเพื่อทำให้มัดกล้ามเนื้อแข็งแรงอีกด้วย

7.2 ข้อเสนอแนะ

ในส่วนของการงานวิจัยชิ้นนี้ เมื่อได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพตัวอุปกรณ์ช่วยฝึกเดิน ไม่ว่าจะเป็นส่วนของการเคลื่อนที่ และในส่วนของประสิทธิภาพการเรียนรู้ของผู้ป่วยพบว่าได้ผลการทดสอบที่เป็นไปตามวัตถุประสงค์งานวิจัย แต่เนื่องจากว่าตัวอุปกรณ์ยังคงเป็นต้นแบบอยู่ จึงยังมีข้อผิดพลาด ที่ทำให้ไม่สามารถนำไปสู่การใช้จริงได้ คือ

7.2.1 โครงสร้างตัวอุปกรณ์

1. น้ำหนักของตัวอุปกรณ์ต้นแบบ คือ 27 กิโลกรัม ซึ่งอาจจะหนักเกินไปนิดหน่อยสำหรับการขนย้าย และการลาก โดยสามารถใช้อลูมิเนียมมาสร้างงานต้นแบบ เพื่อลดน้ำหนักลงมาได้
2. ค่า Safety factor ของตัวต้นแบบเท่ากับ 2.2 ยังถือว่าต่ำไปสำหรับการใช้งานในเชิงพาณิชย์ ซึ่งค่าที่เหมาะสม คือ ควรทำการออกแบบให้ได้ประมาณ 3
3. ชุดที่ใช้พุงน้ำหนักผู้ป่วยนั้น ในตัวต้นแบบได้ทำการรัดต้นขาไว้ พบว่ายังขาดความคล่องตัวในการเดิน ซึ่งก็จะนำไปแก้ไขต่อไปโดยอาจจะเป็นชุดที่สวมใส่ระหว่างขาหนีบทั้งสองข้างเพื่อความคล่องตัวต่อการใส่ และใช้งานง่าย

7.2.2 รูปแบบการควบคุม

รูปแบบการควบคุมในตัวอุปกรณ์ต้นแบบในงานวิจัยชิ้นนี้ ยังมีปัญหาอยู่บ้างในส่วนของ Code ที่ใช้เขียน ซึ่งจะปรับปรุงให้รองรับทุกการทำงานที่ต้องการได้ต่อไป และการเก็บสายไฟจำนวนมากควรจัดวางให้เป็นระเบียบเพื่อง่ายต่อการบำรุงรักษา

7.2.3 รายละเอียดเพิ่มเติม

ตัวอุปกรณ์ควรมีระบบนับเวลาในการทำงาน, ระยะทางที่ก้าวไป, ความเร็วในการก้าวซึ่งเป็นผลต่อการเก็บข้อมูลเพื่อทำการรักษาผู้ป่วยในระยะยาว เพื่อจะได้ดูสถิติการพัฒนาต่อการรักษาผู้ป่วยว่าอาการดีขึ้นเท่าเดิม หรือแย่ลงอย่างไร

7.3 สรุปรายละเอียดค่าใช้จ่ายในการสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ

- ค่าวัสดุเหล็ก	4,000	บาท
- ค่าแก๊สสปริง ทั้งหมด 4 ชุด	3,800	บาท
- ค่า Linear Actuator ทั้งหมด 6 ตัว	10,000	บาท
- ค่าลูกปืนตาเหล็ก 8 ชุด	3,000	บาท
- ค่า Linear Guide	1,600	บาท
- ค่าเชื่อม / ประกอบ / ขึ้นรูป	10,000	บาท
- ค่าตัดเลเซอร์ / พับชิ้นงาน	6,000	บาท
- ค่าทำสี	1,600	บาท
รวมค่าใช้จ่ายในการสร้างตัวอุปกรณ์ต้นแบบทั้งหมด ประมาณ 40,000 บาท		

บรรณานุกรม

1. สำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ. อัตราการตายด้วยโรคสำคัญ ต่อประชากรแสนคน จำแนกรายภาค ปี พ.ศ. 2541 – 2557. Available at: URL:<http://service.nso.go.th/nso/web/statseries/statseries09.html>
2. มูลนิธิสถาบันวิจัยและพัฒนาผู้สูงอายุไทย และ สถาบันวิจัยประชากรและสังคม มหาวิทยาลัยมหิดล. รายงานสถานการณ์ผู้สูงอายุไทย ปี 2558. Available at: <http://www.thaihealth.or.th/Content/36733-สถานการณ์ผู้สูงอายุไทย.html>
3. รัตนาพรธณ จันทรอุบล, ภาวิศ วงศ์แพทย์, ลาวัลย์ พานิชเจริญ, นภาพิตร ชวนิชย์. การฟื้นฟูสมรรถภาพการเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดสมองระยะกึ่งเฉียบพลัน โดยการใช้หุ่นยนต์ช่วยฝึกเดินเปรียบเทียบกับวิธีกายภาพบำบัดแบบดั้งเดิม: เวชศาสตร์ฟื้นฟู สาร 2555: 42-50
4. โรคหลอดเลือดสมอง และการรักษา. Available at: <http://thaihealthlife.com/โรคหลอดเลือดในสมอง/>
5. Walker Picture. Available at: <https://www.google.co.th/search?q=Walker>
6. Joseph Hidler, PhD, David Brennan, MBE, Iain Black, Diane Nichols, PT, 2–3 Kathy Brady, MSPT, Tobias Nef, PhD. ZeroG: Overground gait and balance training system. Journal of Rehabilitation Research & Development. Volume 48, Number 4, 2011: Pages 287–298
7. Kyung-Ryoul Mun, Brandon Bao Sheng Yeo, Zhao Guo2 · Soon Cheol Chung, Haoyong Yu2. Resistance training using a novel robotic walker for over-ground gait rehabilitation: a preliminary study on healthy subjects. International Federation for Medical and Biological Engineering 2017
8. B Dobkin, MD, FRCP, D. Apple, MD, H. Barbeau, PhD, M. Basso, EdD, A. Behrman, PhD, D. Deforge, MD, J. Ditunno, MD, G. Dudley, PhD, R. Elashoff, PhD, L. Fugate, MD, S. Harkema, PhD, M. Saulino, MD, M. Scott, MD, and the Spinal Cord Injury Locomotor Trial (SCILT) Group*. Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. Neurology. 28 July 2006

9. Stephanie A. Combs, PT, PhD, Eric L. Dugan, PhD, Miranda Passmore, DPT, Cara Riesner, DPT, Dana Whipker, DPT, Elizabeth Yingling, DPT, Amy B. Curtis, PhD. Balance, Balance Confidence, and Health-Related Quality of Life in Persons With Chronic Stroke After Body Weight-Supported Treadmill Training. *Journal of American Congress of Rehabilitation Medicine*. Volume 91, December 2010
10. Ichiro Miyai, MD, PhD, Yasuyuki Fujimoto, RPT, Hiroshi Yamamoto, RPT, Yoshishige Ueda, RPT, Toshio Saito, MD, Sonoko Nozaki, MD, PhD, Jin Kang, MD, PhD. Long-Term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial. *Journal of American Congress of Rehabilitation Medicine*. October 2002
11. Anastasia Kyvelidou, Max J Kurz, Julie L Ehlers and Nicholas Stergiou. Aging and partial body weight support affects gait variability. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 19 September 2008
12. Alyssa M. Fenuta, HBSc; Audrey L. Hicks, PhD. Muscle activation during body weight-supported locomotion while using the ZeroG. *Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD)*. 2014
13. Katrin Mattern-Baxter. Effects of Partial Body Weight Supported Treadmill Training on Children with Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Physical Therapy*. 2009
14. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D, "Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects", *Arch Phys Med Rehab* 1999 ;80 :421-7.
15. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis", *J Rehabil Res Dev*. 2000 Nov-Dec;37(6):693-700.
16. Ergo trainer. 2010 Argo Medical Technologies Ltd. Israel [Online]. Available at: <https://www.ergolet.com/en/products-products-with-function-og-elegance/ambulatory-aids/ergo-trainer>
17. Andago.Homoca. Available at: <https://www.hocoma.com/solutions/andago/>

18. Rifton tram. Rifton Equipment. Available at: <http://www.rifton.com/customer-service/contact-us>
19. KidWalk - Dynamic Walking Aid. Prime Engineering. Available at: http://www.primeengineering.com/product_pages/kidwalk.html
20. Ormesa Grillo Gait Trainer. ORMESA S.r.l.. Available at: <http://www.ormesa.com/en/browse.php>
21. Hiroaki Kawamoto, Tomohiro Hayashi , Takeru Sakurai, Kiyoshi Eguchi and Yoshiyuki Sankai, “Development of Single Leg Version of HAL for Hemiplegia”, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009
22. Rewalk Device. 2010 Argo Medical Technologies Ltd. Israel [Online]. Available: www.argomedtec.com
23. Adam B. Zoss, H. Kazerooni and Andrew Chu, “Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) ”, .IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 11, NO. 2, APRIL 2006
24. Equipois zeroG. Equipois, LLC. Available at: <http://www.equipoisinc.com/products/>
25. เฉลิมพล คงเขียว. ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. ปี 2553. หน้า 13-25
26. Normal human locomotion. In: lower limbs orthosis, Post Graduate Medical School, New York University 1981.
27. ความผิดปกติในการเดิน (Gait disorder). mutualselfcare.org. Available at: http://www.mutualselfcare.org/medicine/clinical/gait_disorders.aspx?G=s&M=k

ภาคผนวก ก

Code



Code ชุดแรก คือ Code ที่เขียนมาสำหรับตรวจสอบค่าสูงสุด และ ต่ำสุดที่ออกมาจาก Potentiometer ของ Linear Actuator เพื่อนำมาใส่ในสูตร โดยมีรายละเอียดดังนี้

- หาสัญญาณค่าต่ำสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฝั่งซ้าย

```
void setup() {  
    Serial.begin(9600);  
    Serial.println("testing minimum for left motor");  
    pinMode(A0, OUTPUT);  
    pinMode(A1, OUTPUT);  
    digitalWrite(A0, LOW);  
    digitalWrite(A1, HIGH);  
    Serial.println("Note: Wait until the motor is fully retracted");  
    delay(2000);  
}  
  
void loop() {  
    Serial.println(analogRead(A8));  
}
```

- หาสัญญาณค่าสูงสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฝั่งซ้าย

```
void setup() {  
    Serial.begin(9600);  
    Serial.println("testing maximum for left motor");  
    pinMode(A0, OUTPUT);  
    pinMode(A1, OUTPUT);  
    digitalWrite(A1, LOW);  
    digitalWrite(A0, HIGH);  
    Serial.println("Note: Wait until the motor is fully expanded");  
    delay(2000);
```

```
}
```

```
void loop() {  
    Serial.println(analogRead(A8));  
}
```

- หาสัญญาณค่าต่ำสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฟังก์ชัน

```
void setup() {  
    Serial.begin(9600);  
    Serial.println("testing minimum for right motor");  
    pinMode(A7, OUTPUT);  
    pinMode(A4, OUTPUT);  
    digitalWrite(A7, LOW);  
    digitalWrite(A4, HIGH);  
    Serial.println("Note: Wait until the motor is fully retracted");  
    delay(2000);  
}  
  
void loop() {  
  
    Serial.println(analogRead(A15));  
}
```

- หาสัญญาณค่าสูงสุดของ Potentiometer ของ Linear Actuator ฟังก์ชัน

```
void setup() {  
    Serial.begin(9600);  
    Serial.println("testing maximum for right motor");  
    pinMode(A7, OUTPUT);
```

```

pinMode(A4, OUTPUT);
digitalWrite(A7, HIGH);
digitalWrite(A4, LOW);
Serial.println("Note: Wait until the motor is fully expanded");
delay(2000);
}

```

```

void loop() {

    Serial.println(analogRead(A15));
}

```

โดยนำค่าที่หามาได้นำมาใส่สูตร

```

if(heightMode == 1){
    targetL = 17.55*(sup+11.5633)/1.6519 + 17.55;
    targetR = 17.8*(sup+11.5633)/1.6519;
}
else if(heightMode == 2){
    targetL = 17.55*(sup+14.8671)/1.6519 + 17.55;
    targetR = 17.8*(sup+14.8671)/1.6519;
}
else if(heightMode == 3){
    targetL = 17.55*(sup+18.1709)/1.6519 + 17.55;
    targetR = 17.8*(sup+18.1709)/1.6519;
}

```

- โดยมีรายละเอียด Code ของการทำงานทั้งหมดดังนี้

```
#include <UTFT.h>
```

```
#include <URTough.h>
```

```
#define MAX 20
```

```
#define POTTOLERANCE 2
```

```
const byte relayLeftUp = A0;
```

```
const byte relayLeftDown = A1;
```

```
const byte relayRightUp = A7;
```

```
const byte relayRightDown = A4;
```

```
const byte potPinL = A8;
```

```
const byte potPinR = A15;
```

```
UTFT myLCD(CTE32_R2, 38, 39, 40, 41);
```

```
URTough myTouch(6,5,4,3,2);
```

```
extern uint8_t BigFont[];
```

```
extern uint8_t SmallFont[];
```

```
extern uint8_t SevenSegNumFont[];
```

```
int support = 0;
```

```
byte heightMode = 0;
```

```
word colorlist[] = {VGA_WHITE, VGA_BLACK, VGA_RED, VGA_BLUE,  
VGA_GREEN, VGA_FUCHSIA, VGA_YELLOW, VGA_AQUA};
```

```
int lcdX = 0, lcdY =0;
```

```
int touchX, touchY;
```

```
void drawButton(int x, int y, int xS, int yS){
```

```
    myLCD.setColor(0,0,255);
```

```
    myLCD.fillRoundRect(x, y, x+xS, y+yS);
```

```
}
```

```
void midText(int x,int y, int xS, int yS, int str, int mode){
```

```
    static int fontX, fontY;
```

```
    if(mode == 1){//small font
```

```
        fontX = 8;
```

```
        fontY = 12;
```

```
    }
```

```
    else if(mode == 2){//big font
```

```
        fontX = 16;
```

```
        fontY = 16;
```

```
    }
```

```
    else if(mode == 3){//seven segment font
```

```
        fontX = 32;
```

```
        fontY = 50;
```

```
    }
```

```
    lcdX = x + xS/2 - str*fontX/2;
```

```
    lcdY = y + yS/2 - fontY/2;
```

```
}
```

```
void kilograms(int sup){
```

```
    myLCD.setColor(VGA_WHITE);
```



```

myLCD.setBackColor(VGA_BLACK);
myLCD.setFont(SevenSegNumFont);
if(sup < 10){
    myLCD.print("0", 60, 95);
    myLCD.print(String(sup), 92, 95);
}
else if(sup >= 10){
    myLCD.print(String(sup), 60, 95);
}
}

void Control(int sup){
    static double signalL = 0;
    static double signalR = 0;
    static double targetR = 0;
    static double targetL = 0;
    signalL = 0;
    signalR = 0;
    for(int i = 0; i < 100; i++){
        signalL += analogRead(potPinL);
        signalR += analogRead(potPinR);
    }
    signalL = signalL/100;
    signalR = signalR/100;

    //equation comes here
    if(heightMode == 1){
        targetL = 17.55*(sup+11.5633)/1.6519 + 17.55;
    }
}

```

```

    targetR = 17.8*(sup+11.5633)/1.6519;
}
else if(heightMode == 2){
    targetL = 17.55*(sup+14.8671)/1.6519 + 17.55;
    targetR = 17.8*(sup+14.8671)/1.6519;
}
else if(heightMode == 3){
    targetL = 17.55*(sup+18.1709)/1.6519 + 17.55;
    targetR = 17.8*(sup+18.1709)/1.6519;
}

Serial.print(signalL);
Serial.print(" ");
Serial.println(targetL);

if(signalL > targetL + POTTOLERANCE){
    digitalWrite(relayLeftDown, HIGH);
    digitalWrite(relayLeftUp, LOW);
}
else if(signalL < targetL - POTTOLERANCE){
    digitalWrite(relayLeftUp, HIGH);
    digitalWrite(relayLeftDown, LOW);
}
else{
    digitalWrite(relayLeftUp, LOW);
    digitalWrite(relayLeftDown, LOW);
    digitalWrite(relayRightUp, LOW);
    digitalWrite(relayRightDown, LOW);
}

```

```

}

if(signalR > targetR + POTTOLERANCE){
    digitalWrite(relayRightDown, HIGH);
    digitalWrite(relayRightUp, LOW);
}

else if(signalR < targetR - POTTOLERANCE){
    digitalWrite(relayRightUp, HIGH);
    digitalWrite(relayRightDown, LOW);
}

else{
    digitalWrite(relayLeftUp, LOW);
    digitalWrite(relayRightUp, LOW);
    digitalWrite(relayRightDown, LOW);
    digitalWrite(relayLeftDown, LOW);
}
}

void SetHeight(){
    boolean enter = false;
    unsigned int height = 0;
    int counter = 0;
    myLCD.clrScr();
    myLCD.print("Set Height(cm)", CENTER, 10);
    myLCD.fillRect(10, 35, 10+72, 35+64);
    myLCD.fillRect(86, 35, 86+72, 35+64);
    myLCD.fillRect(162, 35, 162+72, 35+64);
    myLCD.fillRect(238, 35, 238+72, 35+64);
    myLCD.fillRect(10, 103, 10+72, 103+64);
    myLCD.fillRect(86, 103, 86+72, 103+64);

```

```
myLCD.fillRoundRect(162, 103, 162+72, 103+64);
myLCD.fillRoundRect(238, 103, 238+72, 103+64);
myLCD.fillRoundRect(10, 171, 10+72, 171+64);
myLCD.fillRoundRect(86, 171, 86+72, 171+64);
myLCD.fillRoundRect(162, 171, 162+72, 171+64);
myLCD.fillRoundRect(238, 171, 238+72, 171+64);
```

```
myLCD.setBackgroundColor(VGA_WHITE);
myLCD.setColor(VGA_BLACK);
myLCD.setFont(SevenSegNumFont);
midText(10,35,72,64,1,3);
myLCD.print("1", lcdX-8, lcdY);
midText(86,35,72,64,1,3);
myLCD.print("2", lcdX, lcdY);
midText(162,35,72,64,1,3);
myLCD.print("3", lcdX, lcdY);
midText(238,35,72,64,5,1);
myLCD.setFont(SmallFont);
myLCD.print("CLEAR", lcdX, lcdY);
myLCD.setFont(SevenSegNumFont);
midText(10,103,72,64,1,3);
myLCD.print("4", lcdX, lcdY);
midText(86,103,72,64,1,3);
myLCD.print("5", lcdX, lcdY);
midText(162,103,72,64,1,3);
myLCD.print("6", lcdX, lcdY);
midText(238,103,72,64,5,1);
myLCD.setFont(SmallFont);
```

```

myLCD.print("ENTER", lcdX, lcdY);
myLCD.setFont(SevenSegNumFont);
midText(10,171,72,64,1,3);
myLCD.print("7", lcdX, lcdY);
midText(86,171,72,64,1,3);
myLCD.print("8", lcdX, lcdY);
midText(162,171,72,64,1,3);
myLCD.print("9", lcdX, lcdY);
midText(238,171,72,64,1,3);
myLCD.print("0", lcdX, lcdY);
while(enter == false){
    while(myTouch.dataAvailable() == false){
    }

    myTouch.read();

    if(myTouch.getX() > 10 && myTouch.getX() < 10 + 72 &&
myTouch.getY() > 35 && myTouch.getY() < 35+64){
        height = height*10 + 1;
        counter++;
        Serial.println("1");
    }
    else if(myTouch.getX() > 86 && myTouch.getX() < 86 + 72 &&
myTouch.getY() > 35 && myTouch.getY() < 35+64){
        height = height*10+ 2;
        counter++;
        Serial.println("2");
    }
}

```

```

        else if(myTouch.getX() > 162 && myTouch.getX() < 162 + 72 &&
myTouch.getY() > 35 && myTouch.getY() < 35+64){
            height = height*10+ 3;
            counter++;
            Serial.println("3");
        }
        else if(myTouch.getX() > 10 && myTouch.getX() <10 + 72 &&
myTouch.getY() > 103 && myTouch.getY() < 103+64){
            height = height*10+ 4;
            Serial.println("4");
            counter++;
        }
        else if(myTouch.getX() > 86 && myTouch.getX() < 86 + 72 &&
myTouch.getY() > 103 && myTouch.getY() < 103+64){
            height = height*10+ 5;
            Serial.println("5");
            counter++;
        }
        else if(myTouch.getX() > 162 && myTouch.getX() < 162 + 72 &&
myTouch.getY() > 103 && myTouch.getY() < 103+64){
            height = height*10+ 6;
            Serial.println("6");
            counter++;
        }
        else if(myTouch.getX() > 10 && myTouch.getX() <10 + 72 &&
myTouch.getY() > 171 && myTouch.getY() < 171+64){
            height = height*10 + 7;
            counter++;

```

```

        Serial.println("7");
    }
    else if(myTouch.getX() > 86 && myTouch.getX() < 86 + 72 &&
myTouch.getY() > 171 && myTouch.getY() < 171+64){
        height = height*10 + 8;
        Serial.println("8");
        counter++;
    }
    else if(myTouch.getX() > 162 && myTouch.getX() < 162 + 72 &&
myTouch.getY() > 171 && myTouch.getY() < 171+64){
        height = height*10+ 9;
        Serial.println("9");
        counter++;
    }
    else if(myTouch.getX() > 238 && myTouch.getX() < 238 + 72 &&
myTouch.getY() > 171 && myTouch.getY() < 171+64){
        height = height*10+ 0;
        Serial.println("0");
        counter++;
    }
    else if(myTouch.getX() > 238 && myTouch.getX() < 238 + 72 &&
myTouch.getY() > 35 && myTouch.getY() < 35+64){
        height = height/10;
        if(counter>0){
            counter--;
        }
        Serial.println("clear");
    }
}

```

```

        else if(myTouch.getX() > 238 && myTouch.getX() < 238 + 72 &&
myTouch.getY() > 103 && myTouch.getY() < 103+64){
    enter = true;
    Serial.println("enter");
}
myLCD.setColor(VGA_BLACK);
myLCD.fillRect(10,0,310,35);

myLCD.setColor(VGA_WHITE);
myLCD.setBackgroundColor(VGA_BLACK);
myLCD.setFont(BigFont);
myLCD.print(String(height),CENTER,10);
delay(200);
}
if(height <= 165){
    heightMode = 1;
}
else if(height > 165 && height <= 175){
    heightMode = 2;
}
else if(height > 175){
    heightMode = 3;
}
}

void setup() {
    Serial.begin(9600);

```



```
pinMode(relayLeftUp, OUTPUT);  
pinMode(relayLeftDown, OUTPUT);  
pinMode(relayRightUp, OUTPUT);  
pinMode(relayRightDown, OUTPUT);  
pinMode(potPinL, INPUT);  
pinMode(potPinR, INPUT);
```

```
myLCD.InitLCD();  
myLCD.clrScr();  
myLCD.setFont(BigFont);
```

```
myTouch.InitTouch();  
myTouch.setPrecision(PREC_HI);
```

```
myLCD.print("The Walker", CENTER, myLCD.getDisplayYSize()/2 - 8, 0);  
delay(1000);  
myLCD.print("touch to continue", CENTER, 200,0);  
while(myTouch.dataAvailable() == false){  
}  
SetHeight();
```

```
myLCD.clrScr();  
myLCD.setColor(VGA_WHITE);  
myLCD.setBackColor(VGA_BLACK);  
myLCD.setFont(SmallFont);  
myLCD.print("Support", 65, 83);  
myLCD.setFont(SevenSegNumFont);  
myLCD.print("00", 60, 95);
```

```

myLCD.setFont(BigFont);
myLCD.print("kg", 124, 129);

myLCD.fillRoundRect(190, 55, 250, 105);
myLCD.setBackgroundColor(VGA_WHITE);
myLCD.setColor(VGA_BLACK);
midText(190, 55, 60, 50, 1, 2);
myLCD.print("+", lcdX, lcdY);
myLCD.setColor(VGA_WHITE);
myLCD.fillRoundRect(190, 135, 250, 185);
myLCD.setColor(VGA_BLACK);
midText(190, 135, 60, 50, 1, 2);
myLCD.print("-", lcdX, lcdY);

myLCD.setColor(VGA_WHITE);
myLCD.setBackgroundColor(VGA_BLACK);
midText(10,10,50,20,4,1);
myLCD.setFont(SmallFont);
myLCD.print("FOLD", lcdX, lcdY);

myLCD.setColor(VGA_WHITE);
myLCD.setBackgroundColor(VGA_BLACK);
midText(260,10,50,20,5,1);
myLCD.setFont(SmallFont);
myLCD.print("RESET", lcdX, lcdY);
}

void loop() {

```

```

static boolean flag = false;

myTouch.read();

if(myTouch.getX() > 190 && myTouch.getX() < 250 && myTouch.getY() >
55 && myTouch.getY() < 105){
    support++;
    if(support >= MAX){
        support = MAX;
    }
    flag = true;
}

if(myTouch.getX() > 190 && myTouch.getX() < 250 && myTouch.getY() >
135 && myTouch.getY() < 185){
    support--;
    if(support <= 0){
        support = 0;
    }
    flag = true;
}

if(myTouch.getX() > 280 && myTouch.getX() < 330 && myTouch.getY() >
10 && myTouch.getY() < 30){
    support = 0;
    flag = true;
}

if(myTouch.getX() > 10 && myTouch.getX() < 60 && myTouch.getY() >
10 && myTouch.getY() < 30){
    digitalWrite(relayLeftUp, LOW);
    digitalWrite(relayRightUp, LOW);
    digitalWrite(relayRightDown, HIGH);
}

```

```

digitalWrite(relayLeftDown, HIGH);
while(analogRead(potPinL) > 27){

}
while(analogRead(potPinR) > 16){

}
digitalWrite(relayLeftDown, LOW);
digitalWrite(relayRightDown, LOW);
while(1){
    if(myTouch.dataAvailable() == false){
    }
    if(myTouch.dataAvailable() == true){
        myTouch.read();
        if(myTouch.getX() > 190 && myTouch.getX() < 250 &&
myTouch.getY() > 135 && myTouch.getY() < 185 || myTouch.getX() > 190 &&
myTouch.getX() < 250 && myTouch.getY() > 55 && myTouch.getY() < 105){
            break;
        }
    }
}
if(flag == true){
    kilograms(support);

    flag = false;
}
Control(support);

```

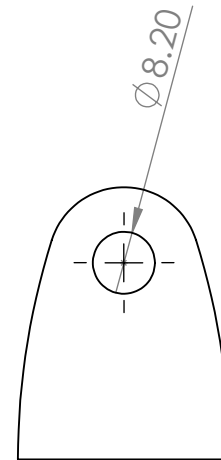
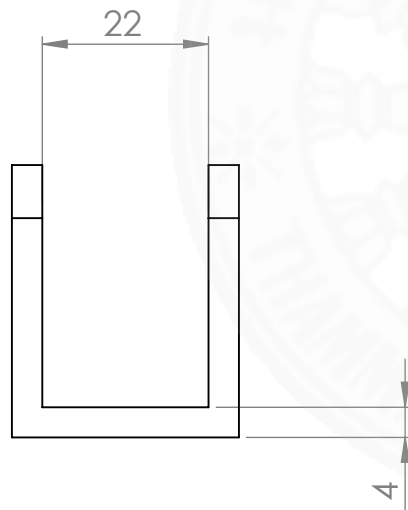
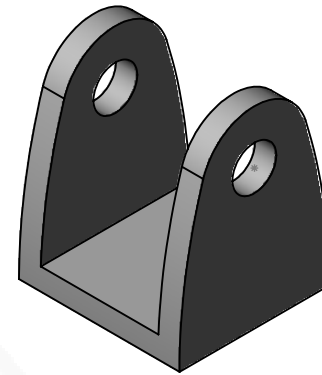
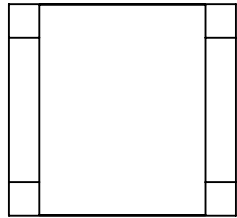
```
delay(150);  
}
```

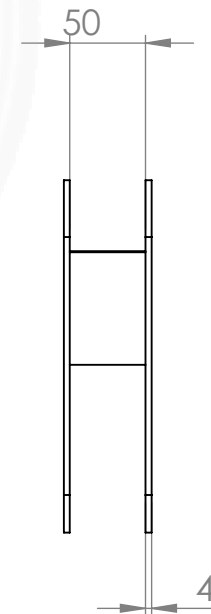
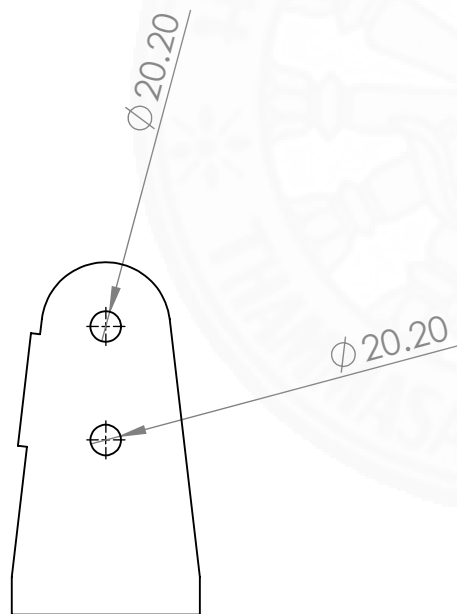
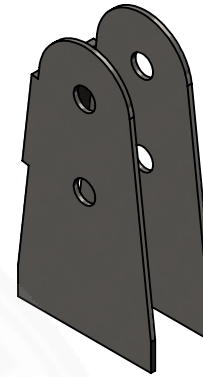
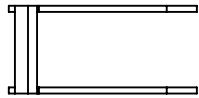


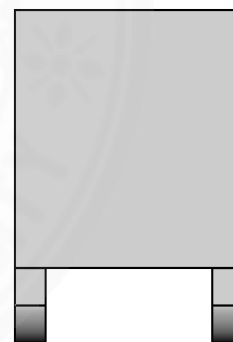
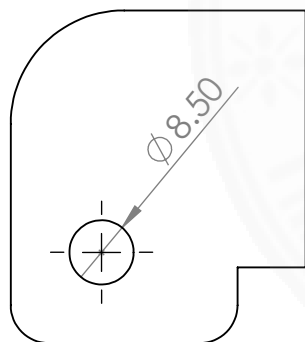
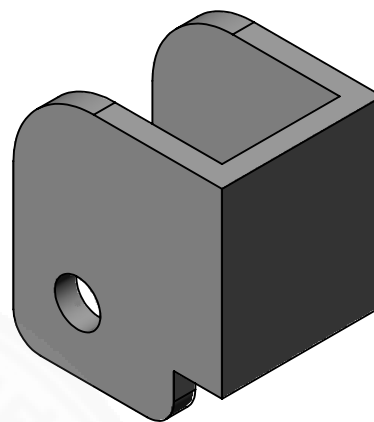
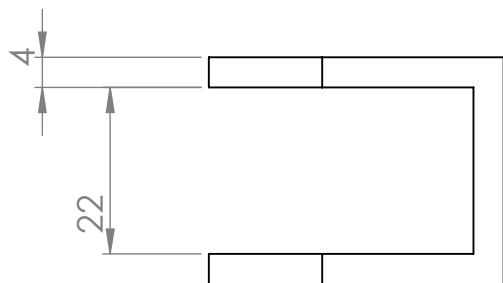


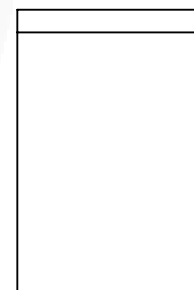
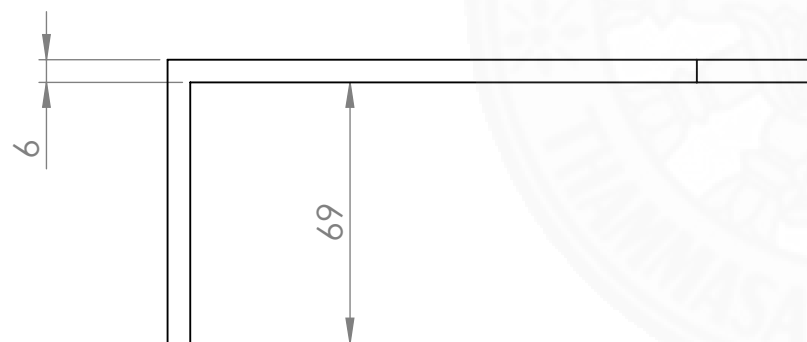
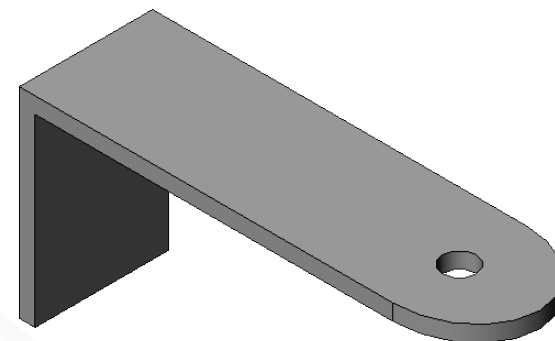
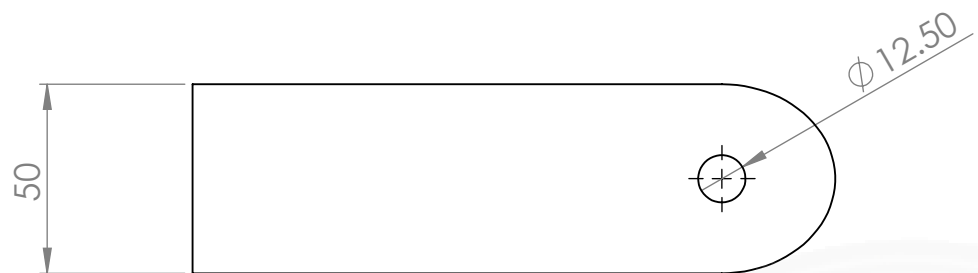
ภาคผนวก ข

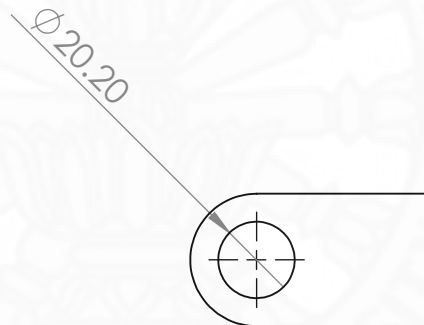
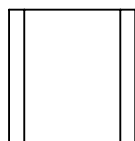
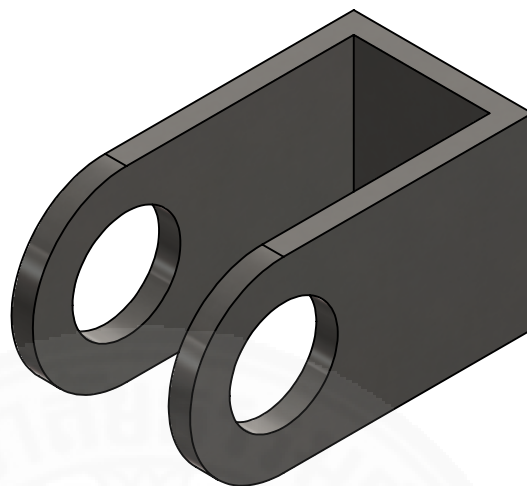
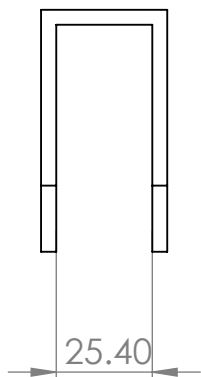
แบบพับ 4 มิลลิเมตร และ 6 มิลลิเมตร

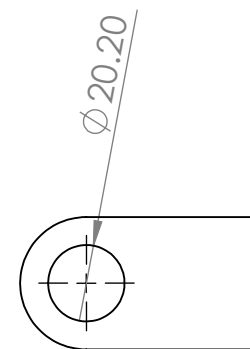
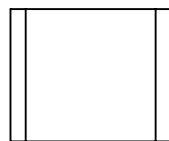
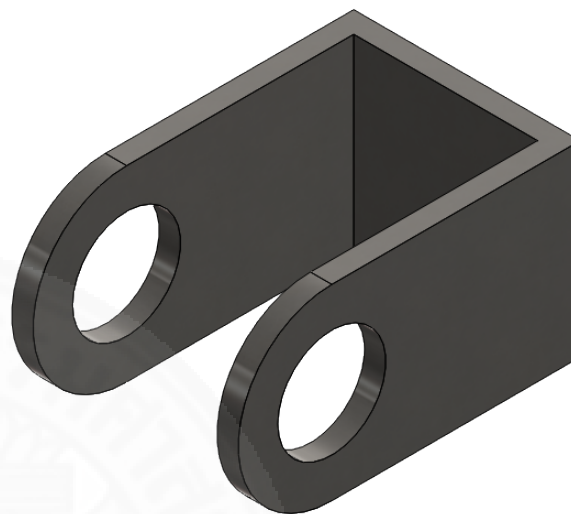
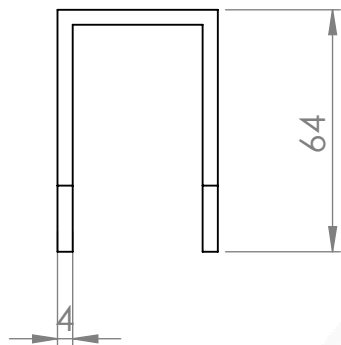


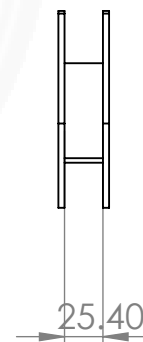
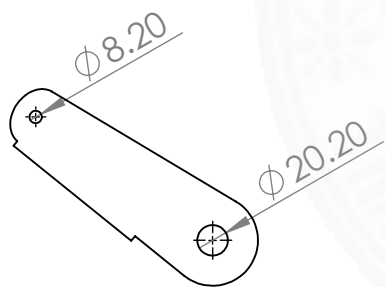
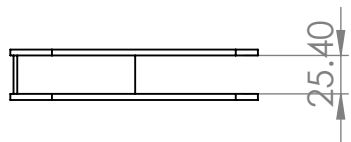


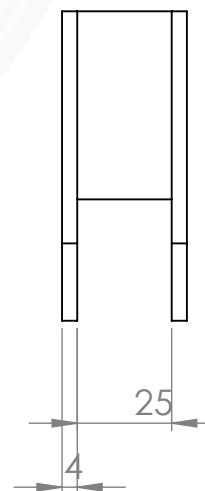
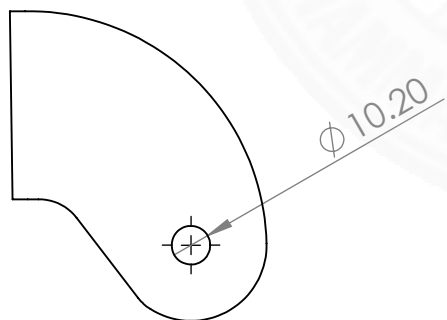
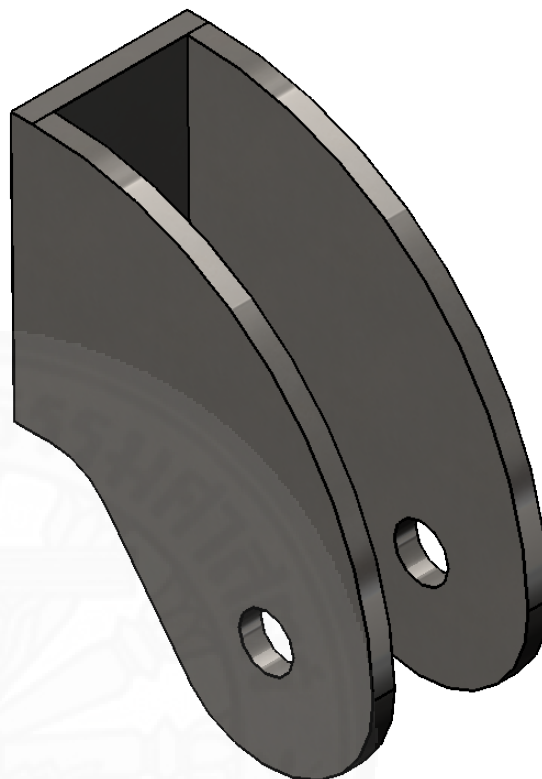
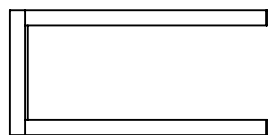


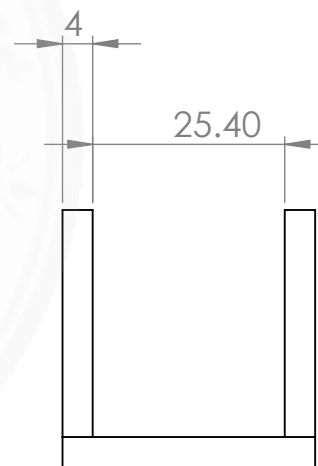
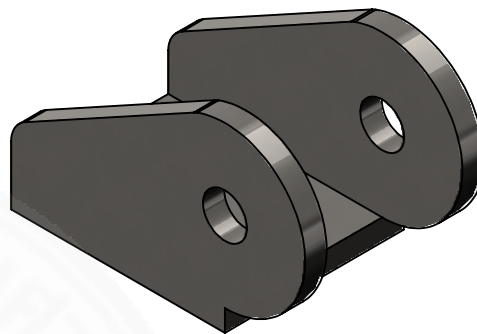
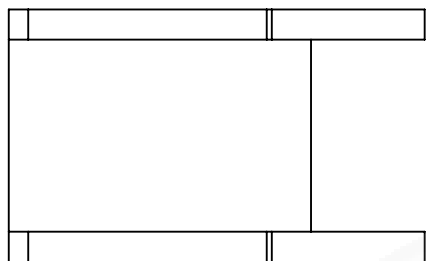


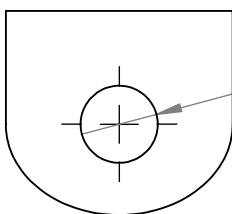
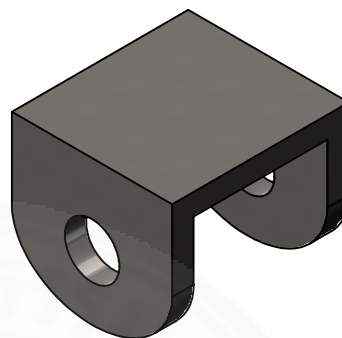
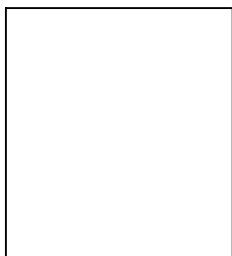








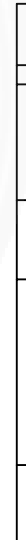
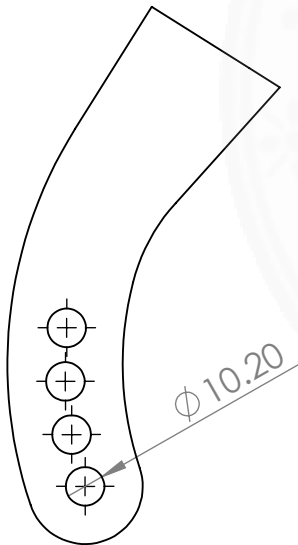
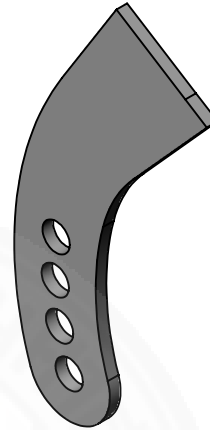
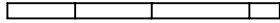


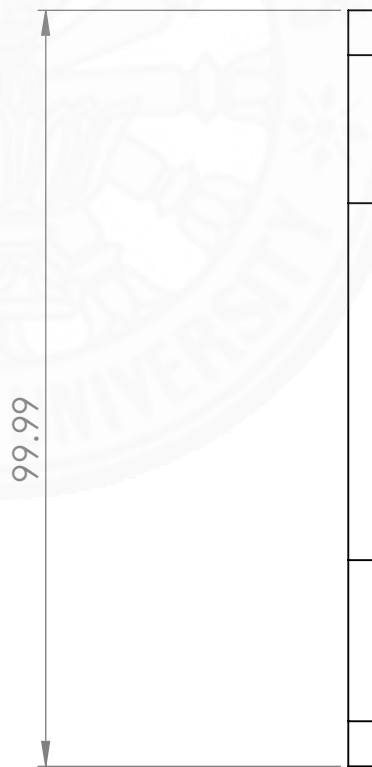
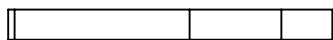


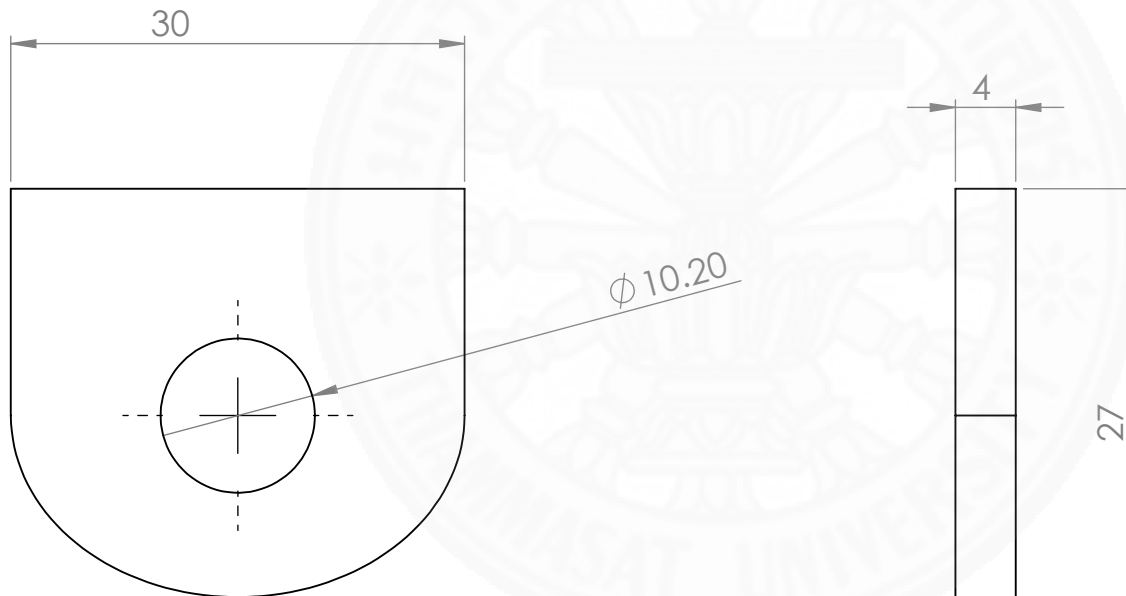
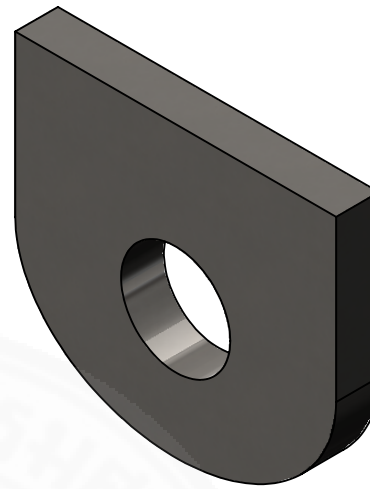
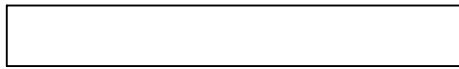
$\phi 10.20$

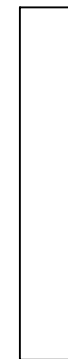
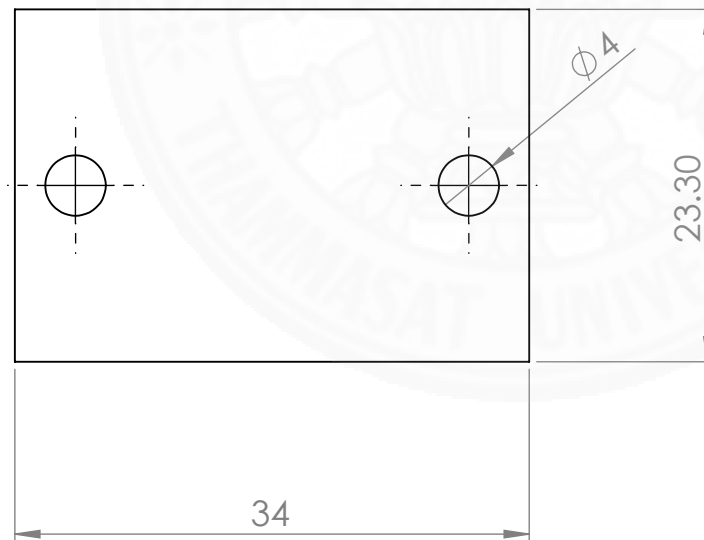
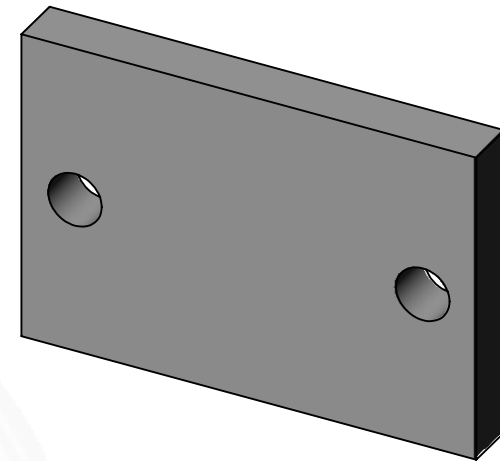
4

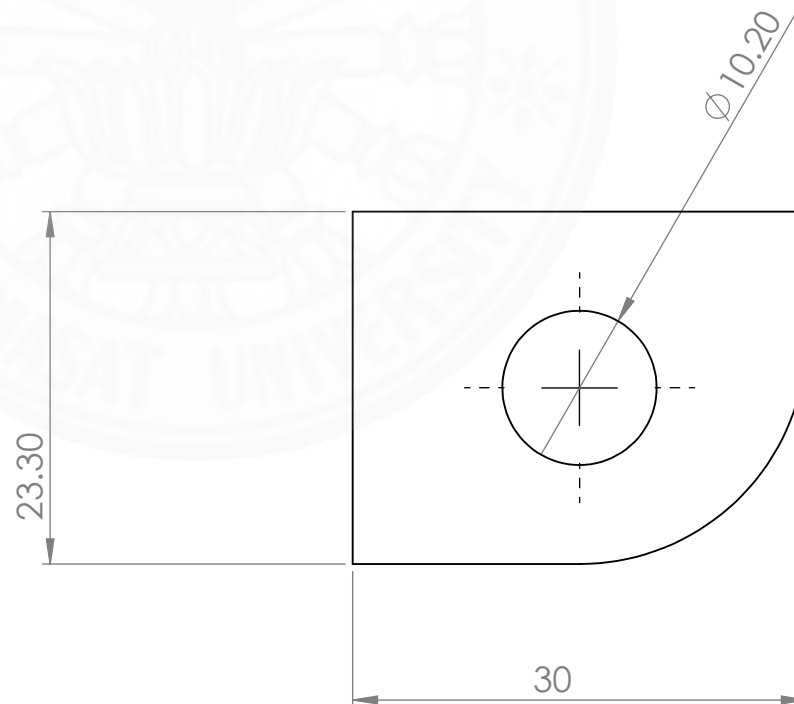
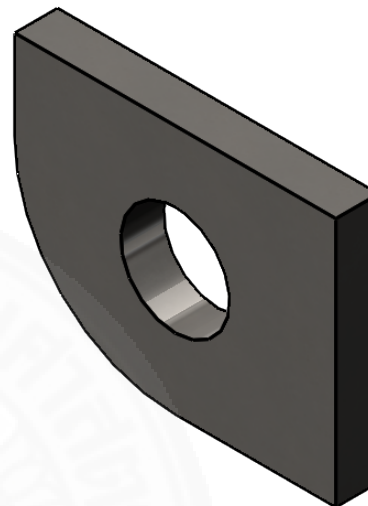
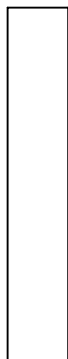
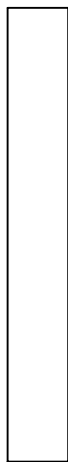
25







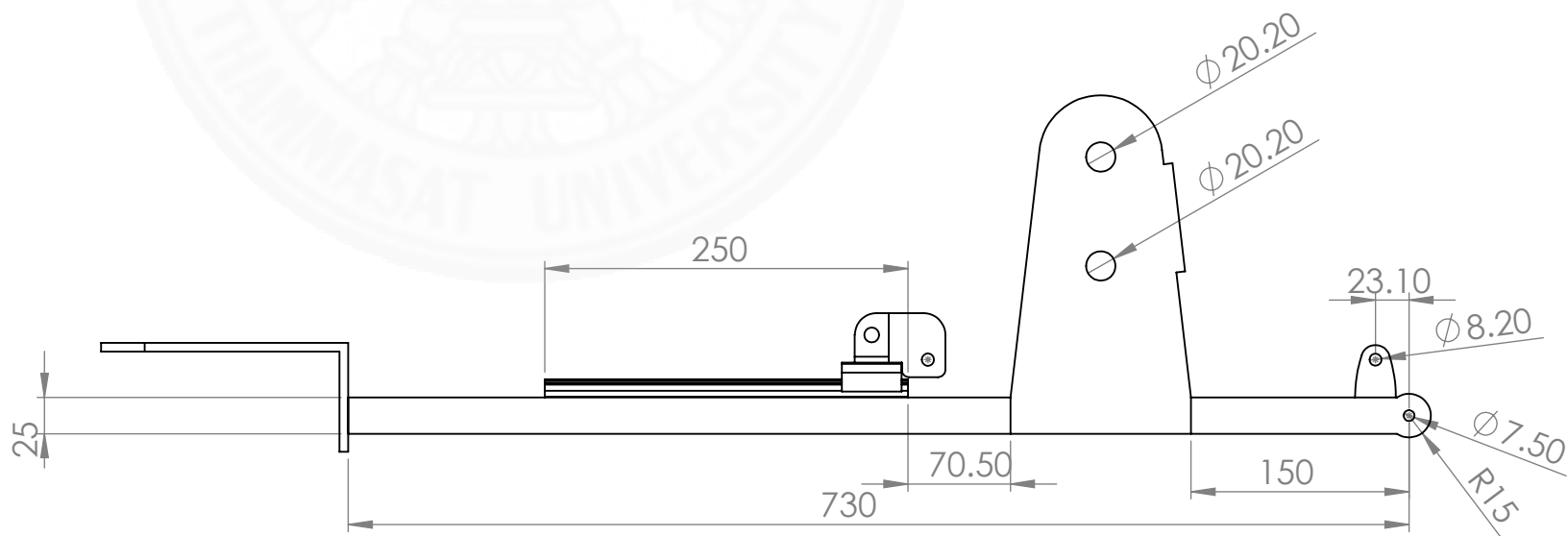
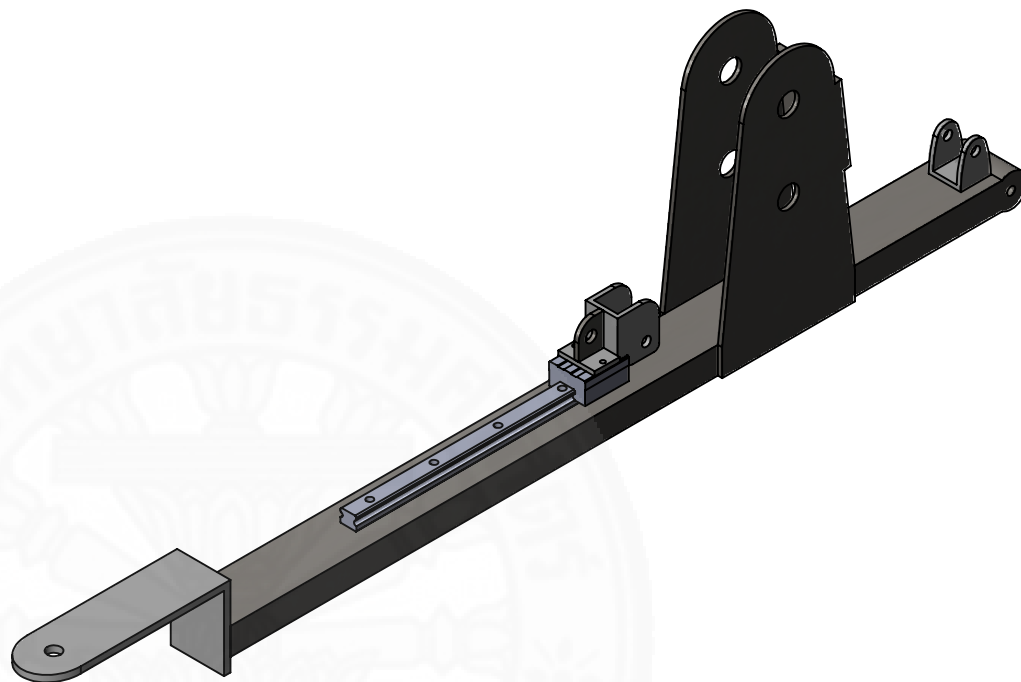
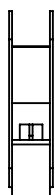
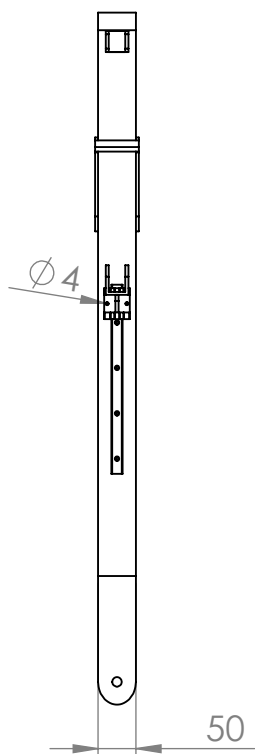


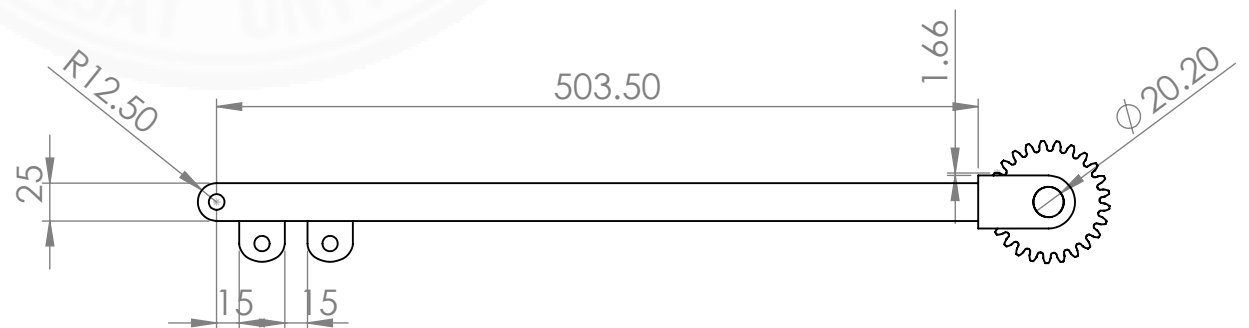
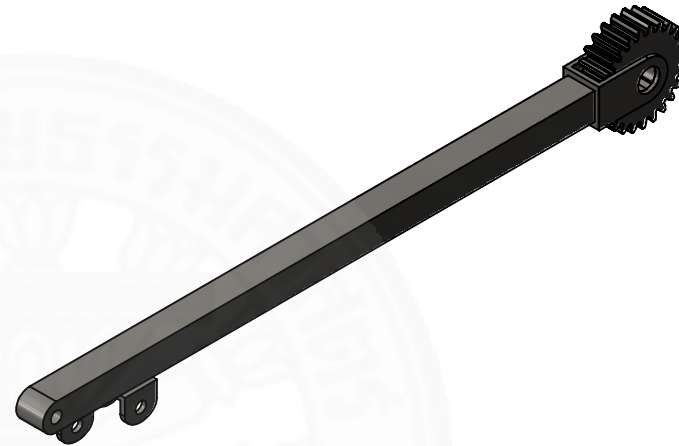
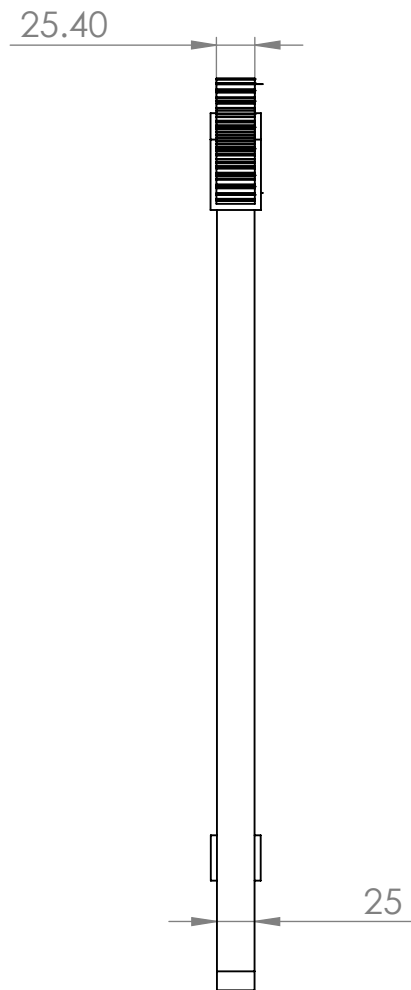


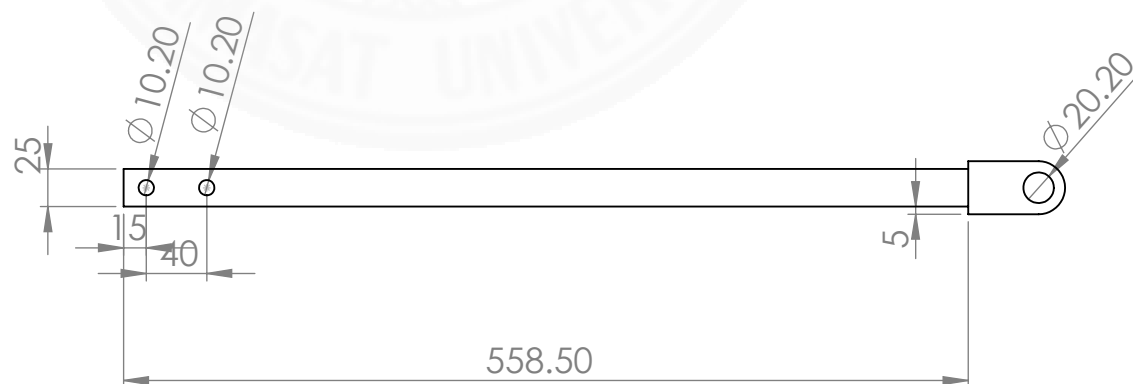
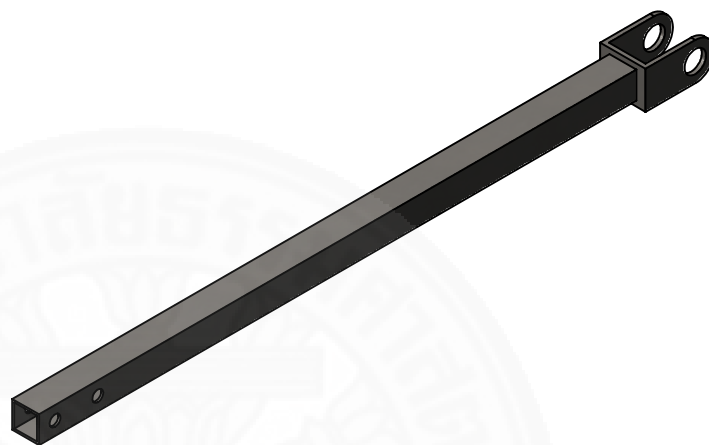
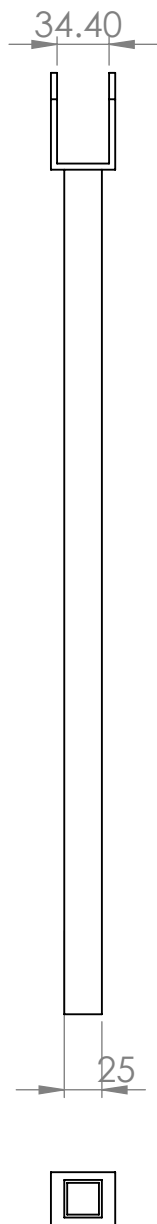
ภาคผนวก ค

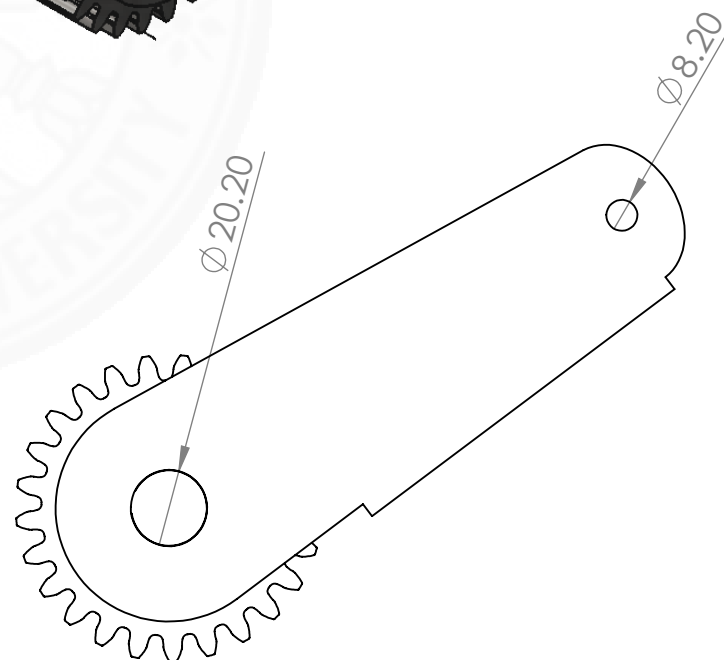
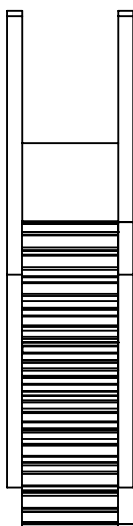
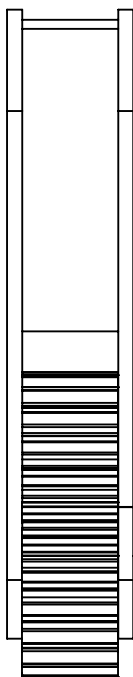
แบบเชื่อม

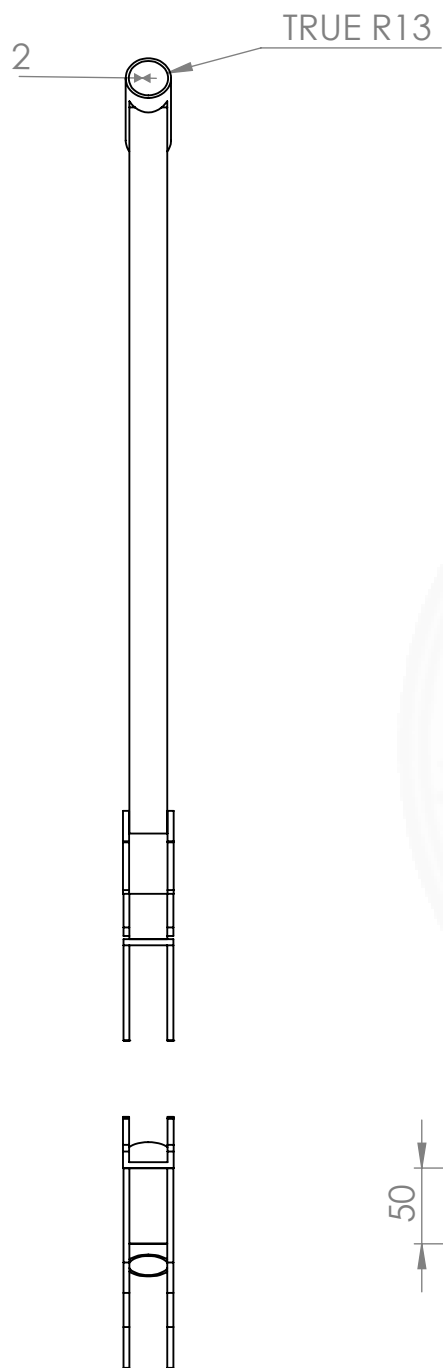


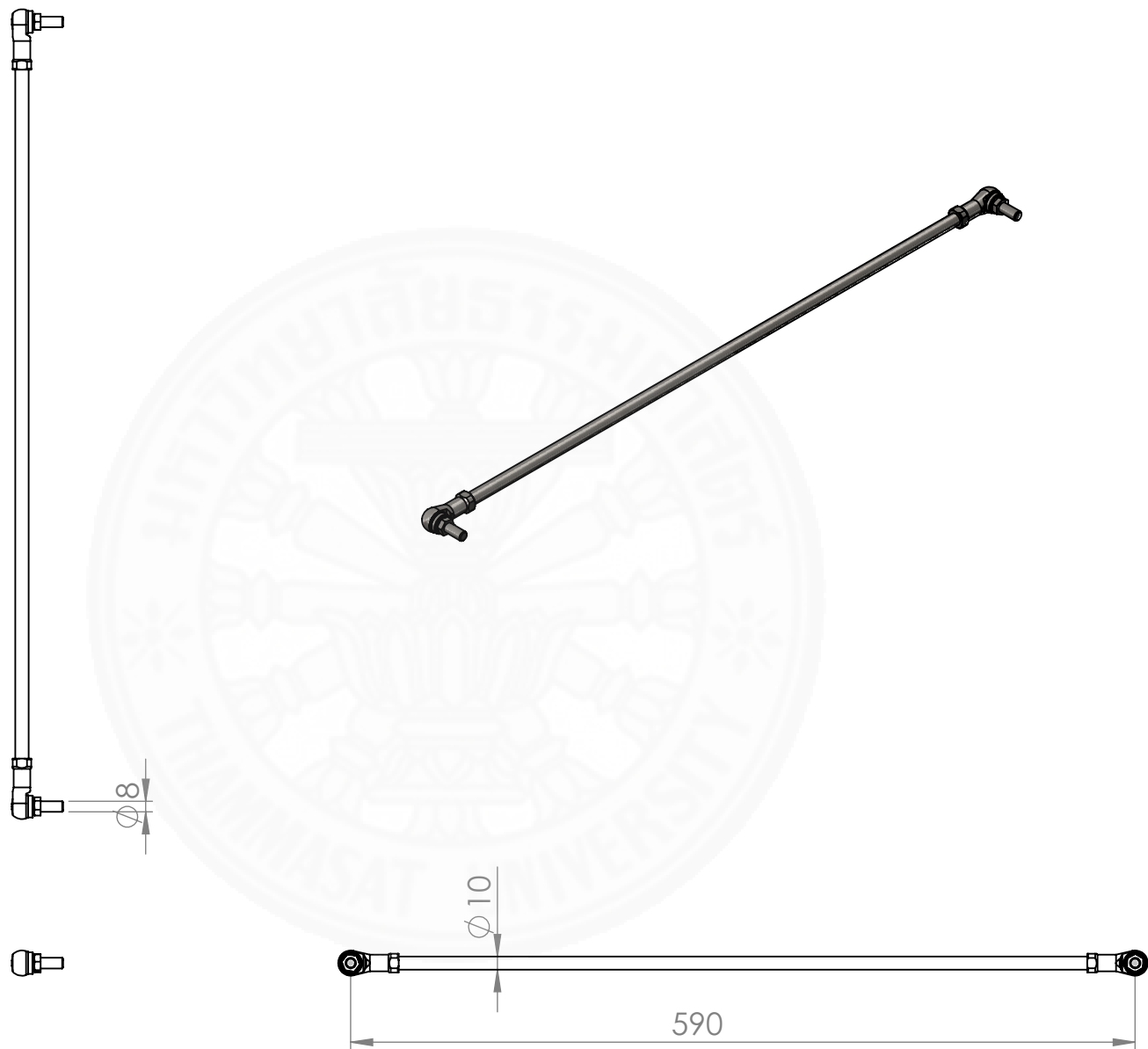












ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นาย วรุตม์ สิทธิเหล่าถาวร
วันเดือนปีเกิด	17 สิงหาคม 2535
วุฒิการศึกษา	สำเร็จการศึกษาในระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (2557)
ผลงานทางวิชาการ	- แสดงผลงานในการประชุมเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกล แห่งประเทศไทย ครั้งที่ 17 (ME-NETT 2017) ในหัวข้อ การออกแบบอุปกรณ์ช่วยฝึกเดินที่มีระบบพยางน้ำหนัก บางส่วนสำหรับผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวด้านการเดิน (Space Walker) - รางวัลรองชนะเลิศอันดับ 2 การประกวดรางวัล นักคิด นักประดิษฐ์รุ่นใหม่ จาก วช. - ตัวแทนประเทศไทยไปแข่งขัน International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology (i-CREATe 2017) ณ ประเทศ ญี่ปุ่น ซึ่งจะจัดขึ้นในวันที่ 22-24 สิงหาคม พ.ศ. 2560