



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

ดร.ปัญญาวัฒน์ ลำเพาพงศ์

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันตน์

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดวงพร ปิยะคง

ภาควิชาพยาบาลศาสตร์ คณะพยาบาลศาสตร์

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันลงทะเบียน.....

เลขทะเบียน 1039385

เลขเรียกหนังสือ.....

B

457

.ม3

ป524ร

2559

สนับสนุนโดย

งบประมาณรายได้มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

ปีงบประมาณ 2559

บทสรุปผู้บริหาร

1. ความเป็นมาและความสำคัญของการวิจัย

โครงการวิจัยนี้เป็นการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ เพื่ออำนวยความสะดวกในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและลดภาระทางกายภาพให้กับผู้ดูแลผู้ป่วย โดยเฉพาะกลุ่มผู้ป่วยศัลยกรรมซึ่งช่วยเหลือตัวเองได้น้อยหรือไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้จะช่วยให้การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่เตียงและจากเตียงสู่เก้าอี้หรือรถเข็นทำได้ง่ายขึ้น อันจะเป็นประโยชน์ต่อการรักษาและการฟื้นฟูร่างกายผู้ป่วยต่อไป

2. วัตถุประสงค์

1. เพื่อพัฒนาชุดอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยศัลยกรรมในหน่วยผู้ป่วยหนัก โดยเน้นการเคลื่อนย้ายจากเตียงสู่เตียงและการเปลี่ยนท่าจากท่านอนเป็นท่านั่งราบหลังตรง
2. เพื่อนำแนวทางที่ได้ไปใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสำหรับใช้ในบ้านเพื่อการดูแลผู้ป่วยหรือผู้สูงอายุ

3. ระเบียบวิธีวิจัยโดยย่อ

งานวิจัยนี้มีลักษณะเป็นงานวิจัยประเภทออกแบบ สร้าง และทดสอบอุปกรณ์ ในการดำเนินการออกแบบได้ทำการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องและสำรวจผลิตภัณฑ์กลุ่มอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในท้องตลาด เพื่อกำหนดขอบเขตการทำงานของอุปกรณ์ ออกแบบการทำงาน รูปร่างลักษณะของอุปกรณ์ กำหนดขนาดและวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ ออกแบบระบบควบคุม วิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ให้มีความมั่นใจในแง่ของความปลอดภัยในการใช้งานและในเชิงเศรษฐศาสตร์ ก่อนทำการสร้างอุปกรณ์จริงและทำการทดสอบการใช้งานโดยใช้เคลื่อนย้ายหุ่นจำลองหนัก 120 กิโลกรัมที่มีการกระจายน้ำหนักเหมือนมนุษย์

4. ผลการวิจัย

อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบที่ได้ทำการออกแบบ สร้าง และทดสอบการใช้งานนั้น ถูกออกแบบให้ทำงานร่วมกับแผ่นกระดานเลื่อนตัวผู้ป่วย หรือผ้ารองตัวผู้ป่วย โดยใช้มอเตอร์ไฟฟ้าในการดึงอุปกรณ์รองเลื่อนดังกล่าวเพื่อย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่เตียง สามารถปรับระดับความสูงให้เหมาะสมกับเตียงต่างๆ ได้ มีโครงสร้างที่แข็งแรงและระบบควบคุมที่ใช้งานได้อย่างปลอดภัย นอกจากนี้ยังได้ทำการการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยพักฟื้น ซึ่งมีลักษณะเป็นเตียงที่สามารถ

ปรับเป็นรถเข็นนั่งราบหลังตรงได้ สามารถใช้งานร่วมกับอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบได้เพื่อช่วยในการจัดผู้ป่วยจากท่านอนเป็นท่านั่ง

5. ข้อเสนอแนะและการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

เนื่องจากอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้งานกับมนุษย์ คณะผู้วิจัยได้วางแผนที่จะทำวิจัยต่อเรื่องที่เกี่ยวข้องกับชีวกลศาสตร์ของพยาบาลวิชาชีพในงานเคลื่อนย้ายผู้ป่วย โดยจะเป็นการนำอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นไปให้กลุ่มพยาบาลวิชาชีพได้ทดลองใช้งานกับหุ่นจำลองและกับมนุษย์ ทั้งนี้ คณะผู้วิจัยตระหนักดีว่างานวิจัยต่อเนื่องดังกล่าวจำเป็นต้องขอรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ก่อนทำการเสนอขอขบประมาณในการวิจัยต่อไป

อย่างไรก็ตาม เมื่ออุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีความพร้อมใช้งาน คณะผู้วิจัยได้วางแผนในการนำอุปกรณ์ไปเผยแพร่ให้กับโรงพยาบาลต่างๆ ได้ทดลองใช้งาน รวมทั้งเสนอต่อบริษัทผู้ผลิตที่อาจสนใจขอรับอนุญาตให้ใช้สิทธิในการนำไปผลิตเพื่อจำหน่ายหรือบริจาคให้กับโรงพยาบาลต่างๆ หรือผู้สนใจต่อไป

ในส่วนของผู้ใช้ประโยชน์อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยโดยตรงคือผู้ดูแลผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนักของโรงพยาบาลต่างๆ เพื่อวัตถุประสงค์ในการส่งเสริมสภาวะการฟื้นตัวของผู้ป่วยศัลยกรรมที่อยู่ในสภาวะที่ช่วยเหลือตนเองได้น้อยหรือหมดสติและช่วยเหลือตนเองไม่ได้ โดยแบ่งเบาภาระของผู้ดูแลผู้ป่วยในการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย นอกจากนี้อุปกรณ์ยังจะเป็นประโยชน์ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยบาดเจ็บส่วนหลังและสามารถใช้งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในส่วนการรักษาการพยาบาลอื่นๆ ในโรงพยาบาลได้อีกด้วย

ผู้ใช้ประโยชน์รองลงมาคือหน่วยวิจัยเทคโนโลยีวิศวกรรมความเที่ยงตรงและการแพทย์ภาควิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ และคณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เพื่อใช้ต่อยอดในงานวิจัยอื่นๆ ต่อไป อาทิ การพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยศัลยกรรม รุ่นที่ 2 ที่มีขนาดกระทัดรัดและน้ำหนักเบายิ่งขึ้น รวมถึงการพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสำหรับใช้ในบ้านเรือน และการวิจัยชีวกลศาสตร์ของพยาบาลวิชาชีพในงานเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เป็นต้น

7. การเผยแพร่ผลงานวิจัย

7.1 การนำเสนอผลงานในรูปแบบนิทรรศการ

1. มหกรรมงานวิจัยส่วนภูมิภาค ประจำปี 2560 (Regional Research Expo 2017) จัดโดยสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติร่วมกับมหาวิทยาลัยนเรศวร ระหว่างวันที่ 23-25 มีนาคม 2560 ณ อาคารเอกาทศรถ มหาวิทยาลัยนเรศวร เลขที่ 99 หมู่ที่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก

2. งานมหกรรมทรัพย์สินทางปัญญา (IPFAIR 2017) ภายใต้แนวคิด “นวัตกรรมเพื่อชีวิตที่ดีกว่า (InnovationforLife&BetterFuture)” จัดโดยกรมทรัพย์สินทางปัญญา ระหว่างวันที่ 4-7 พฤษภาคม 2560 ณ ศูนย์นิทรรศการและการประชุมไบเทคบางนา กรุงเทพมหานคร

3. งานวิศวะ'60 (EngineeringExpo 2017) จัดโดยคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ร่วมกับสมาคมศิษย์เก่าคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และบริษัท บิสิเนส อีเว้นท์ เซอร์วิสเอส (ไทยแลนด์) จำกัด (เบสท์) ระหว่างวันที่ 16-19 พฤศจิกายน 2560 ณ ศูนย์นิทรรศการและการประชุมไบเทคบางนา กรุงเทพมหานคร

7.2 การยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

คณะผู้วิจัยได้ดำเนินการยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร เมื่อวันที่ 27 ก.พ. 60 โดยกรมทรัพย์สินทางปัญญารับคำขอ เมื่อวันที่ 8 มี.ค. 60

1. อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ เลขที่คำขอ 1703000389
2. อุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยพักฟื้น เลขที่คำขอ 1703000390



บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบและอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก

สำหรับการพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ สามารถแบ่งขั้นตอนการดำเนินงานออกเป็น 2 ส่วนหลัก ได้แก่ การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบและการสร้างส่วนกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและต้นแบบอุปกรณ์ที่สมบูรณ์เพื่อทำการทดสอบการใช้งาน อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีหลักการทำงานคือใช้มอเตอร์เป็นต้นกำลังสำหรับขับเคลื่อนให้ม้วนเก็บสายดึงที่ติดกับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยเพื่อทำการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยหนัก 120 kg จากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่งในแนวราบ ในการออกแบบเลือกใช้เฟลาอลูมิเนียมชนิดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 31.75 mm ซึ่งสามารถรับความเค้นดัดและความเค้นเฉือนเนื่องจากภาระบิดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นจากการใช้งานได้ อีกทั้งมีการโค้งตัวและมุมบิดของเฟลาอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ โดยอุปกรณ์ที่ทำการออกแบบไว้ได้นำมาคำนวณความแข็งแรงและการเสียรูปของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ทั้งนี้โครงสร้างของอุปกรณ์มีขนาด (กว้าง x ยาว x สูง) 100 x 130 x 121 cm สามารถปรับระดับความสูงได้ในช่วง 81 - 121 cm มีล้อเลื่อนที่สามารถล็อกได้และเบตเตอร์ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ ในส่วนของการสร้างและทดสอบ ได้ทำการทดสอบมอเตอร์ของระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยตามที่ได้ออกแบบไว้และทดสอบการใช้งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยโดยใช้หุ่นจำลองหนัก 120 kg ที่สร้างขึ้น โดยพบว่ามอเตอร์ที่ไฟฟ้ากระแสตรง 24 V แบบมีเกียร์ทดขนาดกำลัง 250 W ความเร็วรอบใช้งาน 337 rpm พร้อมทั้งชุดเฟืองทด (อัตราทด 1:4.75) สามารถใช้งานได้จริง และการทดสอบการใช้งานโดยใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยเป็นผ้าฝ้ายและกระดานเลื่อน พบว่าอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่สร้างขึ้นสามารถทำงานได้จริงตามที่ทำการออกแบบไว้

ในส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก ใช้ข้อมูลสัดส่วนของชายไทยขนาด 44 เป็นหลักในการออกแบบ แบบจำลองอุปกรณ์ต้นแบบมีขนาดกว้าง 75 ยาว 190 เซนติเมตร แบ่งออกเป็นสามส่วนได้แก่ ส่วนที่ 1 ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง ส่วนที่ 2 ส่วนฐานนั่ง และส่วนที่ 3 ส่วนรองรับขาและเท้า อุปกรณ์ต้นแบบนี้สามารถปรับระดับความยาวของส่วนรองรับแผ่นหลังได้ระหว่าง 80 - 90 เซนติเมตร ปรับการเอนของลำตัวและส่วนที่พักขาได้ออยู่ระหว่าง 0 - 90 องศา สามารถปรับระดับความสูงวัดจากพื้นได้ 59 - 90 เซนติเมตร ที่พักแขนสามารถพับเก็บได้ นอกจากนี้มีเข็มขัดนิรภัยป้องกันการเลื่อนของลำตัวและมีอุปกรณ์รองรับศีรษะ จากการตรวจสอบการทำงานของอุปกรณ์โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนที่ รวมถึงวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง พบว่าการทำงานเป็นไปตามที่ออกแบบไว้และอุปกรณ์สามารถนำไปใช้งานกับผู้มีน้ำหนักตัว 120 กิโลกรัมได้อย่างปลอดภัย

Abstract

The objective of this research was to develop prototypes of a lateral patient transfer device and an upright positioning device for surgical patients in intensive care units.

For the lateral patient transfer device, the process was divided into two main parts: the design of the prototype and making and testing of the transfer mechanism and final design. The principle of the patient transfer device was to use a motor to drive a shaft which winds back the pulling straps attached to a patient supporting accessory in order to transfer a patient weighing 120 kg laterally from bed to bed. For the design, a solid aluminium shaft with the diameter of 31.75 mm was selected since it could endure the applied bending and shear stresses, due to torques and shear forces. The deflection and angle of twist of the shaft were also acceptable. The strength and deformation of the structure were also tested using a computer program. The overall dimension of the device was (w x l x h) 100 x 130 x 121 cm. The height was adjustable between 81 and 121 cm. The device was also equipped with braked wheels and a battery to drive the motor. The functional tests were performed by using the device to transfer a custom-made human model, weighing 120 kg, using either a cotton sheet or a slide board as the supporting accessory. It was found that the selected geared motor 24 VDC 250 W, speed 337 rpm, together with the chain drives (ratio 1:4.75) of the designed mechanism was capable of transferring the human model.

For the design of upright positioning device, the data of Thai men size 44 was mainly used. This resulted a designed model of the device with a width of 75 cm and a height of 190 cm. The device is divided into three sections: Section 1 is the backrest, Section 2 is the seat and Section 3 is the leg- and footrest. The length of the backrest can be adjusted between 80 - 90 cm. Tilted angles of the backrest body and the leg- and footrest are between 0 - 90 degree. The height of the seat is 59 - 90 cm measured from the floor. In addition, the armrests can be folded. A Safety belt, preventing the patient from sliding down, and head support were also provided. Functionality and structural analyses using a computer program were performed. It was found that the device was able to work in accordance to the requirements. Additionally, results of the strength and safety analyses showed that the device can be safely used by a person who weights 120 kilograms.

สารบัญ

บทสรุปผู้บริหาร	ก
บทคัดย่อ	จ
Abstract.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูป	ญ
สารบัญตาราง.....	ท
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย	2
1.4 วิธีการดำเนินการวิจัย และสถานที่ทำการทดลอง/เก็บข้อมูล.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 วรรณกรรมปริทัศน์และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.2 ผลกระทบด้านสุขภาพจากการประกอบวิชาชีพพยาบาล.....	8
2.2.1 การบาดเจ็บบริเวณหลัง.....	8
2.2.2 การบาดเจ็บบริเวณไหล่และคอ	9
2.3 กระบวนการออกแบบและการพัฒนาผลิตภัณฑ์	9
2.3.1 การแก้ปัญหาจากความต้องการการใช้งาน	9
2.3.2 ขั้นตอนกระบวนการออกแบบทางวิศวกรรม.....	9
2.3.3 กำหนดปัญหาและตั้งวัตถุประสงค์.....	10
2.3.4 สร้างฟังก์ชัน ความต้องการและพัฒนารายละเอียด	10
2.3.5 การพัฒนาการออกแบบเบื้องต้น	11
2.3.6 การประเมินผลและตัดสินใจสร้าง.....	12
2.4 ข้อมูลพื้นฐานทางชีวกลศาสตร์ที่ใช้ในการออกแบบ.....	12
2.4.1 จุดศูนย์กลางมวลของมนุษย์	12
2.4.2 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย.....	12
2.4.3 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry).....	15
2.4.4 การกระจายน้ำหนักส่วนบนและส่วนล่างของมนุษย์ขณะนั่งบนเก้าอี้	16

2.5 การออกแบบเพลลา	17
2.5.1 สมการความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงบิด	17
2.5.2 สมการความเค้นดัดของคาน.....	18
2.5.3 สมการความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงเฉือน	19
2.5.4 สมการมุมบิด.....	19
2.5.5 สมการการโก่งตัวของเพลลา.....	19
2.6 การคำนวณเฟืองโซ่.....	20
2.7 ระบบและอุปกรณ์ไฟฟ้า.....	21
2.7.1 การคำนวณกำลังของมอเตอร์ไฟฟ้า.....	21
2.7.2 ระบบแบตเตอรี่สำรอง.....	22
2.7.3 การคำนวณหาปริมาณกระแสไฟฟ้าในแบตเตอรี่	22
2.7.4 มอเตอร์แกนชัก (Linear actuator).....	23
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน.....	24
3.1 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ.....	24
3.1.1 การสร้างฟังก์ชันและออกแบบแนวคิดต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	24
3.1.2 การออกแบบจุดยึดสายดึง	29
3.1.3 การคำนวณขนาดเพลลา.....	31
3.1.4 การคำนวณกำลังของมอเตอร์และการเลือกมอเตอร์.....	37
3.1.5 การคำนวณหาขนาดเฟืองโซ่.....	39
3.1.6 การคำนวณหาขนาดแบตเตอรี่	40
3.1.7 การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์	41
3.2 การสร้างและทดสอบกลไกและการใช้งานอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ	41
3.3 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยพักฟื้น	41
3.3.1 สืบค้นและเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด.....	41
3.3.2 การสร้างฟังก์ชันและออกแบบแนวคิดอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย	43
3.3.1 การคำนวณขนาดของอุปกรณ์.....	44
3.3.2 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่และความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์	48
48	
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	49
4.1 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	49
4.1.1 การออกแบบส่วนโครงสร้าง	49

4.1.2	การออกแบบระบบกลไกปรับระดับความสูง.....	50
4.1.3	การออกแบบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	51
4.1.4	การออกแบบชิ้นส่วนอื่นๆ.....	52
4.1.5	การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	53
4.2	การสร้างและทดสอบการใช้งานอุปกรณ์.....	56
4.3	การออกแบบอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วย.....	57
4.3.1	การออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลัง.....	58
4.3.1	การออกแบบส่วนฐานนั่ง.....	58
4.3.2	การออกแบบ U-Bar และ ราง U-Bar.....	64
4.3.3	การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ.....	65
4.3.4	อุปกรณ์เสริม.....	71
4.3.5	การคำนวณขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่.....	72
4.3.6	การวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรงของอุปกรณ์ต้นแบบ.....	74
4.3.7	อุปกรณ์ต้นแบบประกอบกับอุปกรณ์เสริม.....	78
บทที่ 5	สรุปผล.....	79
5.1	สรุปผลการออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ.....	79
5.2	สรุปผลการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วย.....	80
	เอกสารอ้างอิง.....	82
	ภาคผนวก ก การทดลองหาแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย.....	85
	ภาคผนวก ข ขั้นตอนการคำนวณความแข็งแรงของโครงสร้าง โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	91
	ภาคผนวก ค การทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	92
	ภาคผนวก ง ขั้นตอนการวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรง ของโครงสร้างอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วย.....	104

สารบัญรูป

รูปที่ 2.1 อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่ใช้หลักการทางกลศาสตร์ในการทอดหรือผ่อนแรง	6
รูปที่ 2.2 อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแบบใช้ไฟฟ้าและควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์	7
รูปที่ 2.3 เครื่องย้ายผู้ป่วยที่ประดิษฐ์ขึ้นในประเทศไทย.....	8
รูปที่ 2.4 แบบจำลองกล่องดำของเครื่องชงกาแฟ (18).....	11
รูปที่ 2.5 รายละเอียดภายในแบบจำลองกล่องดำของเครื่องชงกาแฟ (18)	11
รูปที่ 2.7 จุดที่ทำการวัดขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย (20)	14
รูปที่ 2.8 ร้อยละความยาวแต่ละส่วนของความสูงมนุษย์ โดยทำเป็นจุดอ้างอิง (21).....	16
รูปที่ 2.9 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นิ่ง และส่วนที่พักเท้าในท่านั่ง 90 องศา วัดจากแกน +x .	17
รูปที่ 2.10 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นิ่ง และส่วนที่พักเท้าในท่านั่ง 115 องศา วัดจากแกน +x	17
รูปที่ 2.11 (ก) ความเครียดเฉือนบนเพลลา (ข) การกระจายของความเค้นเฉือนในเพลลากลมตัน (23)	18
รูปที่ 2.12 การพิจารณาความเค้นตัดสูงสุดจาก FBD ของส่วนตัดของเพลลา.....	18
รูปที่ 2.13 เส้นโค้งอีลาสติก (elastic curve) (23)	20
รูปที่ 2.14 การต่อวงจรแบบอนุกรมและแบบขนาน (25).....	22
รูปที่ 2.15 มอเตอร์แกนชัก (26).....	23
รูปที่ 3.1 แบบจำลองกล่องดำของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	24
รูปที่ 3.2 ตำแหน่งการวางอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	25
รูปที่ 3.3 รายละเอียดภายในแบบจำลองกล่องดำของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	26
รูปที่ 3.4 แบบร่างเบื้องต้นของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	28
รูปที่ 3.5 การแบ่งการกระจายมวลของร่างกายมนุษย์ออกเป็น 2 ส่วน	29
รูปที่ 3.6 FBD ที่ใช้ในการพิจารณาภาระที่ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	32
รูปที่ 3.7 FBD ที่ใช้ในการวิเคราะห์ภาระกระทำบนเพลลาจากแรงดึง (F) มวลของเพลลา (m_s).....	32
รูปที่ 3.8 (ก) การแสดงภาพไอโซเมตริก (Isometric) ของเพลลาเมื่อมีภาระต่างๆ มากกระทำ	33
รูปที่ 3.9 แผนภาพแรงเฉือน (Shear Force Diagram: SFD) และโมเมนต์ดัด (Bending Moment Diagram: BMD)	34
รูปที่ 3.10 การรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับท่านั่ง	43
รูปที่ 3.11 หลักการทำงานของอุปกรณ์ปรับท่านั่ง	43
รูปที่ 3.12 การออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบเบื้องต้นโดยการเขียนแบบด้วยมือ	44

รูปที่ 3.13	น้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแผ่นรองรับทั้ง 3 ส่วน	46
รูปที่ 3.14	การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนองหลังตรง 90 องศา วัดจากแกน +x.....	47
รูปที่ 3.15	การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนองเอน 115 องศา วัดจากแกน +x.....	47
รูปที่ 3.16	การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนองเอน 115 องศา วัดจากแกน +x.....	47
รูปที่ 4.1	ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	49
รูปที่ 4.2	โครงสร้างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	50
รูปที่ 4.3	อุปกรณ์หลักของระบบกลไกปรับระดับความสูง	51
รูปที่ 4.4	ลักษณะโดยรวมของระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	52
รูปที่ 4.5	ลักษณะการติดตั้งชิ้นส่วนแขนค้ำยัน.....	52
รูปที่ 4.6	การวิเคราะห์ความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นบนโครงสร้าง	54
รูปที่ 4.7	การเสียรูปโดยรวมของโครงสร้าง	54
รูปที่ 4.8	ผลการวิเคราะห์ความเค้นและการโก่งของเพลลาโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	55
รูปที่ 4.9	ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย	56
รูปที่ 4.10	ส่วนประกอบของระบบควบคุมทางไฟฟ้า.....	57
รูปที่ 4.11	การทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลอง.....	57
รูปที่ 4.12	ขนาดของส่วนหนักฟิง.....	58
รูปที่ 4.13	การออกแบบมือจับด้านหลังของส่วนหนักฟิง.....	59
รูปที่ 4.14	การออกแบบส่วนฐานนั่ง.....	59
รูปที่ 4.15	ระยะต่ำสุดของอุปกรณ์.....	60
รูปที่ 4.16	สามเหลี่ยมที่ทาโกรัสที่ใช้คำนวณหาความยาวของ link (L) และ มุมการยกตัวของส่วนที่ 2 (θ_1) โดย X คือ ความยาวของรางล้อก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 โดย L คือ ความยาวของ link และ θ_1 คือ มุมก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2.....	60
รูปที่ 4.17	แผนภาพตำแหน่งการทำงานของ Linear actuator	62
รูปที่ 4.18	การอธิบายระยะใดๆ ที่ติดตั้ง linear actuator บนความยาว link.....	63
รูปที่ 4.19	ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนฐานนั่ง.....	64
รูปที่ 4.20	ราง U-Bar	64
รูปที่ 4.21	U-Bar	65
รูปที่ 4.22	รายละเอียดของการออกแบบส่วนฐานนั่ง.....	66
รูปที่ 4.23	การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์.....	66
รูปที่ 4.24	ตำแหน่งการติดตั้ง linear actuator ของส่วนหนักฟิง.....	67

รูปที่ 4.25 ตำแหน่งการติดตั้ง linear actuator ของส่วนรองรับขา	67
รูปที่ 4.26 กลไกบานพับชนิดปรับได้	68
รูปที่ 4.27 ผลการออกแบบและติดตั้งที่פקแขน.....	68
รูปที่ 4.28 Clamp lever	69
รูปที่ 4.29 การใช้บานพับเกี่ยวล็อค	69
รูปที่ 4.30 ล็อคคลุกเบี้ยว (cam lock)	70
รูปที่ 4.31 การติดตั้งที่פקเท้า.....	70
รูปที่ 4.32 อุปกรณ์รองรับศีรษะ	72
รูปที่ 4.33 การวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ.....	75
รูปที่ 4.34 อุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่า.....	75
รูปที่ 4.35 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา.....	76
รูปที่ 4.36 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 180 องศา.....	77
รูปที่ 4.37 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา.....	77
รูปที่ 4.38 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบด้วยอุปกรณ์เสริม	78
รูปที่ ก.1 (ก) ขนาดของผ้าและระยะจุดดึง (ข) ลักษณะการเตรียมจุดดึง	86
รูปที่ ก.2 กระดานเลื่อนที่ได้ทำการเจาะรูแล้ว	86
รูปที่ ก.3 ระยะจุดดึงของกระดานเลื่อน	87
รูปที่ ก.4 (ก) ขนาดของชุดทดลองหาค่าแรงดึง (ข) การติดตั้งรอกเข้ากับชุดทดลองหาค่าแรงดึง	87
รูปที่ ก.5 (ก) การนำเทปผ้าและฟิล์มใสมาสร้างเป็นหุ่นจำลองเสมือนมนุษย์ (ข) การถอดชุดหุ่นจำลอง (ค) ชุดหุ่นจำลอง	88
รูปที่ ก.6 การเตรียมหุ่นจำลอง	89
รูปที่ ก.7 การเตรียมชุดทดลอง.....	89
รูปที่ ข.1 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับการคำนวณความแข็งแรงของโครงสร้าง โดยใช้โปรแกรม คอมพิวเตอร์.....	91
รูปที่ ข.2 พื้นที่สำหรับทำการ Fixed Geometry ของอุปกรณ์ต้นแบบ.....	91
รูปที่ ค.1 ชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย	93
รูปที่ ค.2 การวางตำแหน่งของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย	94
รูปที่ ค.3 การติดสายดึงจากชุดทดสอบเข้ากับตะกร้า	94
รูปที่ ค.4 การยกตะกร้าขึ้นไปจนถึงรอกที่ติดอยู่บนคาน	95
รูปที่ ค.5 การวางตำแหน่งของชุดทดสอบระบบ	96

รูปที่ ค.6 การติดตั้งสายดึงเข้ากับชุดทดสอบระบบ	96
รูปที่ ค. 7 การเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองจากเตียงผู้ป่วยหนึ่งมายังเตียงผู้ป่วยสอง	97
รูปที่ ค.8 ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาที่ใช้ ความเร็วรอบเพลาและมอเตอร์กับมวล	100
รูปที่ ค.9 ความสัมพันธ์ระหว่างทอร์กกับมวล	101
รูปที่ ค.10 ความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้ากับมวล	101
รูปที่ ค.11 ความสัมพันธ์ระหว่างกำลังมอเตอร์และประสิทธิภาพของมอเตอร์กับมวล	102
รูปที่ ค.12 กราฟประสิทธิภาพของมอเตอร์ (28)	103
รูปที่ ง.1 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่พนักพิง	104
รูปที่ ง.2 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ฐานนั่ง	105
รูปที่ ง.3 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่รองรับขาและเท้า	105
รูปที่ ง.4 จุดยึด แบบ Fixed Geometry	106
รูปที่ ง.5 กำหนดแรงที่มากกระทำในแต่ละส่วน	106
รูปที่ ง.6 การแบ่งเอลิเมนต์	107



สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์ (19).....	13
ตารางที่ 2.2 เปอร์เซ็นต์น้ำหนักของแต่ละส่วนของร่างกาย (19).....	13
ตารางที่ 2.3 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศชายช่วงอายุ 26 -59 ปี (20).....	14
ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศหญิงช่วงอายุ 26 -59 ปี (20).....	15
ตารางที่ 3.1 ทางเลือกในการแก้ปัญหา (วิธี/อุปกรณ์ที่เลือกใช้).....	27
ตารางที่ 3.2 น้ำหนักส่วนต่างๆ ของร่างกายและระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้าจากการแบ่งส่วนประกอบของร่างกายเป็นส่วนบนกับส่วนล่าง.....	30
ตารางที่ 3.3 การเปรียบเทียบมอเตอร์เพื่อเลือกใช้งาน	39
ตารางที่ 3.4 การเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์ที่จำหน่ายในท้องตลาด	42
ตารางที่ 3.5 คำตอบหรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยของอุปกรณ์.....	45
ตารางที่ 3.6 รายการอุปกรณ์ที่เลือกเพื่อนำมาประกอบกับอุปกรณ์ต้นแบบ	46
ตารางที่ 3.7 ผลการคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยขนาด 44	48
ตารางที่ 4.1 การแสดงผลการคำนวณหาความยาว link.....	61
ตารางที่ 4.2 ผลการคำนวณมุม b และ c.....	63
ตารางที่ 4.3 ผลการเลือก linear actuator	72
ตารางที่ 4.4 ผลการคำนวณพลังงานงานไฟฟ้าของอุปกรณ์ที่ใช้.....	73
ตารางที่ 5.1 ลักษณะของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	80
ตารางที่ 5.2 ลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบ	81
ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองหาค่าแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย.....	90
ตารางที่ ค.1 ผลการทดลองดึงตะกร้าใส่ถุงทรายของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย.....	98
ตารางที่ ค.2 ผลการทดสอบเลื่อนหุ่นจำลองของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย	99
ตารางที่ ค.3 การคำนวณผลการทดสอบเลื่อนหุ่นจำลองของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย	103

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

งานการดูแลผู้ป่วยเป็นงานที่หนักและต้องใช้กำลังใจสูง เนื่องจากสถานพยาบาลส่วนใหญ่มีอัตราส่วนจำนวนผู้ป่วยต่อจำนวนผู้ดูแล (พยาบาลและผู้ช่วยพยาบาล) สูง (1) ซึ่งส่งผลให้ผู้ดูแลผู้ป่วย เกิดความเหนื่อยล้า ปวดเมื่อยและบาดเจ็บกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะกล้ามเนื้อส่วนหลัง ประกอบกับความเครียดซึ่งอาจเป็นผลต่อเนื่องมาจากการต้องทำงานในสภาวะร่างกายที่เหนื่อยล้า และการเผชิญกับผู้ป่วยที่มีความหลากหลาย โดยเฉพาะกรณีผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาในหอผู้ป่วยหนัก (Intensive care unit: ICU) ซึ่งเป็นผู้ป่วยที่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้น้อยหรือไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ และผู้ป่วยส่วนมากเป็นผู้ป่วยที่หมดสติ ผู้ป่วยเหล่านี้ล้วนจำเป็นต้องได้รับการช่วยเหลือในเรื่องการเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อการรักษาบ่อยครั้ง กล่าวคือ เป็นการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปยังเตียง ขนส่งเพื่อเคลื่อนย้ายผู้ป่วยไปทำการถ่ายภาพทางการแพทย์หรือทำการรักษาในห้องผ่าตัด นอกจากนี้พยาบาลยังต้องมีการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยหนักในกรณีอื่นๆ โดยเฉพาะการดูแลกิจวัตรประจำวันให้กับผู้ป่วย เช่น ในหลายกรณีของผู้ป่วยศัลยกรรมประสาทที่จำเป็นต้องเปลี่ยนท่าให้กับผู้ป่วยเพื่อการฟื้นฟูสภาพ จากท่านอนเป็นการนั่งหลังตรงอย่างน้อย 2 ครั้งต่อวันเพื่อให้ปอดมีการขยายตัวซึ่งจะเป็นการส่งเสริมสภาวะการฟื้นฟูของปอด หรือการพลิกตัวเปลี่ยนท่านอนเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ การทำความสะอาดร่างกาย และกิจกรรมอื่นๆ ตามแต่สภาวะอาการของผู้ป่วยแต่ละราย จากการสัมภาษณ์กลุ่มพยาบาลผู้ดูแลผู้ป่วยในหน่วยผู้ป่วยหนักศัลยกรรมประสาท ณ โรงพยาบาลพุทธชินราช อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก ทำให้ทราบว่าในการยกหรือเคลื่อนย้ายผู้ป่วยภายในเตียงเพื่อเปลี่ยนท่าหรือการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปยังรถเข็น จำเป็นต้องใช้พยาบาลหรือบุคลากรทางการพยาบาลจำนวน 3-4 คนต่อการยกหรือเคลื่อนย้ายผู้ป่วยหนึ่งครั้ง ทั้งนี้ ไม่รวมกรณีที่มีผู้ป่วยมีน้ำหนักเกินมาตรฐานหรือเป็นโรคอ้วน

ดังนั้น จึงจะเห็นได้ว่าการดูแลผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักซึ่งต้องมีการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นหลัก ทั้งการเคลื่อนย้ายภายในเตียงและย้ายออกมานอกเตียง ถือเป็นงานที่ต้องใช้แรงเป็นอย่างมาก จากงานวิจัยของ โรสมาริน สุขเกษม (2) ชลาลัย ทองพูล (3) และนุชนารถ กันธิยะ (4) พบว่า การยกหรือเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นสาเหตุหลักของอาการบาดเจ็บกล้ามเนื้อส่วนหลัง คอ แขน และไหล่ของผู้ดูแล ความเจ็บป่วยทางกายจากการบาดเจ็บจากการทำงานนี้ สามารถส่งผลทางลบโดยตรงต่อคุณภาพการดูแลผู้ป่วย ซึ่งในกรณีที่ผู้ดูแลผู้ป่วยมีจำนวนไม่เพียงพออาจทำให้ไม่สามารถดูแลผู้ป่วยได้อย่างทั่วถึง

และมีประสิทธิภาพตามหลักการดูแลผู้ป่วยได้ อันอาจส่งผลกระทบต่อการฟื้นตัวของผู้ป่วย การจะส่งเสริมให้ผู้ป่วยมีสภาวะการฟื้นตัวที่ดี จึงจำเป็นต้องมีวิธีการในการอำนวยความสะดวกในการทำงาน และลดภาระทางกายภาพให้กับผู้ดูแลผู้ป่วย ด้วยเหตุนี้ คณะผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการพัฒนาอุปกรณ์ที่จะอำนวยความสะดวกในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเพื่อลดภาระทางกายภาพให้กับผู้ดูแลผู้ป่วย อุปกรณ์ชุดนี้จะช่วยให้การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่เตียงและจากเตียงสู่เก้าอี้หรือรถเข็นทำได้ง่ายขึ้น อันจะเป็นประโยชน์ต่อการรักษาและการฟื้นฟูร่างกายผู้ป่วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อพัฒนาชุดอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยศัลยกรรมในหน่วยผู้ป่วยหนัก โดยเน้นการเคลื่อนย้ายจากเตียงสู่เตียงและการเปลี่ยนท่าจากท่านอนเป็นท่านั่งราบหลังตรง
2. เพื่อนำแนวทางที่ได้ไปใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสำหรับใช้ในบ้านเพื่อการดูแลผู้ป่วยหรือผู้สูงอายุ

1.3 ขอบเขตการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการออกแบบ สร้าง และทดสอบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ โดยมีขอบเขตการออกแบบ คือ ใช้ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ ทำงานร่วมกับแผ่นกระดานเลื่อนตัวผู้ป่วย หรือผ้ารองตัวผู้ป่วยโดยใช้มอเตอร์ไฟฟ้าในการดึงอุปกรณ์รองเลื่อนดังกล่าว เพื่อย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่เตียง สามารถปรับระดับความสูงให้เหมาะสมกับเตียงต่างๆ ได้ นอกจากนี้ยังเป็นการออกแบบเตียงปรับเป็นรถเข็นนั่งราบหลังตรงได้ใช้ในการจัดผู้ป่วยจากท่านอนเป็นท่านั่ง โดยมีขอบเขตการออกแบบ คือ ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยจากท่านอนเป็นท่านั่งราบหลังตรงและท่าเอนนอนได้ สามารถจอดเทียบชิดแนบติดกับเตียงได้ ใช้เป็นรถเข็นผู้ป่วยได้ บุด้วยวัสดุรองนั่งและมีอุปกรณ์ประกอบหรือกลไกที่ประคองศีรษะและลำตัวของผู้ป่วย

ทั้งนี้ อุปกรณ์ทั้ง 2 ชุด สามารถรองรับน้ำหนักตัวผู้ป่วยสูงสุด 120 กิโลกรัม และสามารถปรับระดับความสูงได้เพื่อใช้กับเตียงประเภทต่างๆ ของสถานพยาบาลได้ อาทิ เตียงพักฟื้น เตียงขนส่งเตียงถ่ายภาพทางการแพทย์ต่างๆ ฯลฯ

ในการออกแบบ ทำการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องและสำรวจผลิตภัณฑ์กลุ่มอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในท้องตลาด ศึกษาทฤษฎี ออกแบบและทำการทดสอบเพื่อวิเคราะห์ตัวแปรที่จำเป็นในการออกแบบ เช่น แรงบิดของมอเตอร์ เป็นต้น การออกแบบใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการสร้างแบบสามมิติและวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง และทดสอบการใช้งานโดยการเลื่อนหุ่นจำลองจากเตียงสู่เตียง

1.4 วิธีการดำเนินการวิจัย และสถานที่ทำการทดลอง/เก็บข้อมูล

1. ศึกษาปัญหาของผู้ดูแลผู้ป่วยจากวรรณกรรมปริทัศน์ ศึกษาผลิตภัณฑ์ใกล้เคียงที่มีจำหน่ายในท้องตลาด พร้อมทั้งรับคำแนะนำจากที่ปรึกษาโครงการเกี่ยวกับกรอบแนวคิดงานวิจัยที่ได้ตั้งไว้
2. สรุปขอบเขตการออกแบบ นำเสนอที่ปรึกษาโครงการเพื่อรับฟังข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะ
3. ออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบและคำนวณทางวิศวกรรมโดยใช้หลักการออกแบบ กลศาสตร์ของเครื่องจักรกล และการออกแบบระบบควบคุมทางไฟฟ้า ทั้งนี้มีขั้นตอนย่อย ดังนี้
 - 3.1. ศึกษาลักษณะทางกายภาพโดยละเอียดของเตียงพับที่ผู้ป่วยมาตรฐานแบบปรับความสูงได้หรือเตียงเฟิร์ลเลอร์ชนิด 3 โถง รวมถึงลักษณะกลไกการทำงานของเตียง เพื่อให้สามารถออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยตามกรอบแนวคิดงานวิจัย และคำแนะนำของที่ปรึกษา เพื่อให้อุปกรณ์สามารถทำงานร่วมกับเตียงได้อย่างเหมาะสม
 - 3.2. ออกแบบโดยใช้โปรแกรมเขียนแบบด้วยคอมพิวเตอร์
 - 3.3. เลือกวัสดุและคำนวณความแข็งแรงของอุปกรณ์ด้วยการคำนวณหรือด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
 - 3.4. วิเคราะห์การออกแบบ พบที่ปรึกษาโครงการเพื่อรับฟังข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะในการปรับปรุงแบบ
 - 3.5. สรุปแบบ และวงจรควบคุมทางไฟฟ้า
4. สร้างต้นแบบ
5. ทดสอบการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบโดยการใช้เคลื่อนย้ายหุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัมที่สร้างขึ้น พร้อมดำเนินการแก้ไขปรับปรุงต้นแบบในกรณีที่เกิดปัญหาในการใช้งาน
6. จัดทำรายงานและสรุปผล

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ผู้ใช้ประโยชน์อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยโดยตรงคือผู้ดูแลผู้ป่วยคัดลยกรรมในหอผู้ป่วยหนักของโรงพยาบาลต่างๆ เพื่อวัตถุประสงค์ในการส่งเสริมสภาวะการฟื้นตัวของผู้ป่วยคัดลยกรรมที่อยู่ในสภาวะที่ช่วยเหลือตนเองได้น้อยหรือหมดสติและช่วยเหลือตนเองไม่ได้ โดยแบ่งเบาภาระของผู้ดูแลผู้ป่วยในการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย นอกจากนี้อุปกรณ์ยังจะเป็นประโยชน์ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

บาดเจ็บส่วนหลังและสามารถใช้งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในส่วนการรักษาพยาบาลอื่นๆ ใน
โรงพยาบาลได้อีกด้วย

ผู้ใช้ประโยชน์รองลงมาคือหน่วยวิจัยเทคโนโลยีวิศวกรรมความเที่ยงตรงและการแพทย์
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ และคณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อใช้ต่อยอดในงานวิจัยอื่นๆ ต่อไป อาทิ การพัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยศัลยกรรม รุ่นที่ 2 การ
พัฒนาอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสำหรับใช้ในบ้านเรือน และการวิจัยชีวกลศาสตร์ของพยาบาลวิชาชีพ
ในงานเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เป็นต้น



บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 วรรณกรรมปริทัศน์และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยก่อนหน้าพบว่า งานการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นสาเหตุหนึ่งของการปวดกล้ามเนื้อของพยาบาล (2, 3, 4) โดยเฉพาะในส่วนของ การปรับผู้ป่วยจากท่านอนไปยังท่านั่งสำหรับสถานพยาบาลที่ใช้เตียงพับขึ้นแบบธรรมดาที่ไม่สามารถปรับระดับหัวเตียง ขา และความสูงของเตียงได้ หรือใช้เตียงแบบปรับเป็นท่าเอนได้โดยใช้มือหมุนหรือใช้ไฟฟ้า เตียงชนิดนี้มีสองประเภท คือ เตียงแบบสองกลไกซึ่งสามารถปรับระดับหัวเตียงในท่ายกศีรษะและหลังอยู่ในช่วงประมาณ 0-80 องศา และปรับระดับส่วนขาให้อยู่ในท่างอหัวเข้าได้ในช่วงประมาณ 0-40 องศา หรือแบบสามกลไกซึ่งมีกลไกที่สามเพิ่มเข้ามาเพื่อให้สามารถปรับระดับความสูงของเตียงได้ด้วย ดังนั้น เพื่อจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งราบหลังตรง ผู้ดูแลผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องทำการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปยังรถเข็นผู้ป่วยแบบนั่ง (wheel chair) ซึ่งเป็นงานหนักที่ก่ออาการบาดเจ็บกล้ามเนื้อของผู้ดูแล และยังเป็นงานที่ต้องใช้ผู้ดูแลหลายคนในการยกผู้ป่วยหนึ่งครั้ง ประกอบกับรถเข็นแบบนั่งที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันในสถานพยาบาลของรัฐส่วนใหญ่ล้วนเป็นประเภทที่ไม่สามารถปรับเอนได้ และไม่สามารถถอดหรือปรับระดับที่พับแขนได้ ทำให้การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีความยากลำบากมาก เนื่องจากผู้ดูแลผู้ป่วยจะต้องยกผู้ป่วยหนักข้ามที่พับแขนเพื่อจัดให้ผู้ป่วยมานั่งบนรถเข็นได้

การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นกิจกรรมหนึ่งในกระบวนการให้บริการผู้ป่วย โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ช่วยเหลือตัวเองได้น้อยหรือช่วยเหลือตัวเองไม่ได้ จากการศึกษางานวิจัยพบว่า การบาดเจ็บบริเวณกล้ามเนื้อหลังที่เกิดจากการทำงานในกลุ่มพยาบาลหรือผู้ดูแลผู้ป่วยนั้น ส่วนใหญ่เป็นผลอันเนื่องมาจากการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย (2, 3, 4) จากเตียงผู้ป่วยไปยังเตียงเคลื่อนย้ายหรือไปยังรถเข็นผู้ป่วยแบบนั่งซึ่งเป็นงานหนักมากสำหรับผู้ดูแลและนั่นการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่มีประสิทธิภาพ ปลอดภัย และลดความเสี่ยงต่ออาการบาดเจ็บ ต้องอาศัยอุปกรณ์ช่วยที่เหมาะสม

ปัจจุบันในต่างประเทศและประเทศไทย ได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ลักษณะต่างๆ เพื่อช่วยในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย วิธีในการย้ายมีทั้งแบบพลิก (tilt) ยกย้าย (lift/vertical transfer) และย้ายในแนวราบ (lateral transfer) โดยอุปกรณ์แต่ละชนิดมีหลักในการทำงานที่แตกต่างกันไป นับตั้งแต่ อุปกรณ์อย่างง่ายที่ใช้หลักการทางกลศาสตร์ในการทอดหรือผ่อนแรง (รูปที่ 2.1) ไปจนถึงเครื่องเคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่ใช้ไฟฟ้าและควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (รูปที่ 2.2) ในกลุ่มหลังนี้ อุปกรณ์ที่ได้รับความนิยมเป็นอุปกรณ์ชนิดที่ใช้วิธียกตัวผู้ป่วยขึ้นในแนวดิ่งโดยการแขวนรับตัวผู้ป่วย

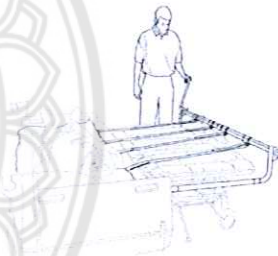
หรือที่เรียกว่าสลิง (sling) การยกย้ายผู้ป่วยโดยใช้ สลิงนั้น มีทั้งชนิดที่เป็นสลิงแขวนแบบรางติดเพดานหรือโครงสร้างคร่อมศีรษะ (รูปที่ 2.2ก) และแบบเคลื่อนย้ายได้ (รูปที่ 2.2ข) อย่างไรก็ตาม การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในลักษณะยกย้ายนี้อาจไม่เหมาะกับงานดูแลผู้ป่วยศัลยกรรมที่เป็นผู้ป่วยหนัก ที่อยู่ในสภาวะช่วยเหลือตัวเองได้น้อย หรือหมดสติ ไม่รู้สึกตัว ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ รวมถึงผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บที่กระดูกสันหลัง ซึ่งควรเคลื่อนย้ายในแนวราบมากกว่าการยกย้าย (5, 6) เพื่อให้เกิดการกระทบกระเทือนส่วนหลังน้อยที่สุด



(ก) แผ่นกระดานเลื่อนตัวผู้ป่วย (Slide board) (7)



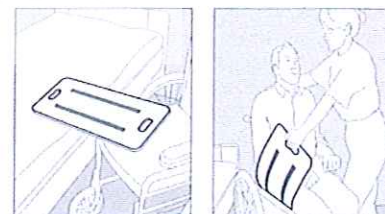
(ข) Slide-Medical system® (8)



(ค) Barton™ Bar (9)



(ง) Prevelon™ Liftaem® (10)



1. Place the SST Board diagonally in front of the wheel
2. Remove by pulling upward

(จ) Slide/transfer board (7)

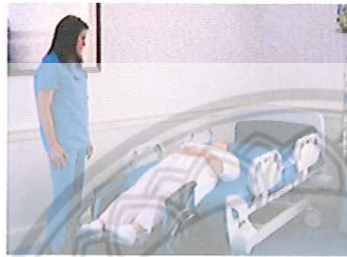
รูปที่ 2.1 อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่ใช้หลักการทางกลศาสตร์ในการทดหรือผ่อนแรง



(ก) สลึงแขวนแบบรางติดเพดาน (11)



(ข) สลึงแขวนแบบเคลื่อนย้ายได้ (11)



(ค) เตียงเคลื่อนย้ายผู้ป่วยอัตโนมัติ (12)

รูปที่ 2.2 อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแบบใช้ไฟฟ้าและควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

สำหรับในประเทศไทย งานวิจัยและสิ่งประดิษฐ์ก่อนหน้ามีวัตถุประสงค์หลักเพื่อใช้ในการดูแลผู้พิการและผู้สูงอายุ และเน้นการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ยกย้ายผู้ป่วยแบบใช้สลึงโดยมีหลักการทำงานของอุปกรณ์ที่คล้ายคลึงกัน งานวิจัยและสิ่งประดิษฐ์ดังกล่าว ได้แก่

1. การออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องยกผู้ป่วย โดยศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC) (รูปที่ 2.3ก) เป็นอุปกรณ์ยกย้ายผู้ป่วยชนิดสลึงแขวนแบบเคลื่อนย้ายได้ด้วยล้อเลื่อน โดยส่งกำลังด้วยไฟฟ้าและควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์
2. ชุดอุปกรณ์ยกและเคลื่อนย้ายผู้ป่วยควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (รูปที่ 2.3ข) โดยมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรีร่วมกับศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เป็นอุปกรณ์ยกย้ายผู้ป่วยลักษณะเดียวกันกับงานวิจัยในข้อ 1
3. อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแบบพกพา โดยมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (รูปที่ 2.3ค) เป็นอุปกรณ์ยกย้ายผู้ป่วยชนิดสลึงแขวนเช่นเดียวกัน แต่มีความแตกต่างจากงานวิจัย 2 งานแรก คือสามารถถอดประกอบได้โดยง่ายเพื่อพกพาไปกับรถยนต์ โดยมีฐานสองแบบให้เลือกคือแบบล้อเลื่อนและแบบใช้กับรถยนต์ ซึ่งถูกออกแบบให้ใช้งานโดยนำไปคานกับล้อรถยนต์เพื่อถ่วงสมดุลในขณะที่เคลื่อนย้ายผู้ป่วยไป-มาระหว่างรถเข็นและเบาะนั่งในรถยนต์
4. เครื่องยกผู้ป่วยแบบไฮดรอลิกชนิดควบคุมด้วยมือ (รูปที่ 2.3ง) ผลิตโดยเอกชนหลายราย ลักษณะเป็นอุปกรณ์ยกย้ายผู้ป่วยชนิดสลึงแขวนแบบเคลื่อนย้ายได้เช่นเดียวกับข้ออื่น

แตกต่างตรงระบบส่งกำลังที่ใช้กระบอกไฮดรอลิกควบคุมด้วยมือ (hand pump) จึงทำให้มีราคาไม่สูงมากเมื่อเทียบกับแบบที่ใช้มอเตอร์ไฟฟ้าและควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์



(ก) ต้นแบบเครื่องยกผู้ป่วย (MTEC) (13)



(ข) ชุดอุปกรณ์ยกและเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (14)



(ค) อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแบบพกพา (15)



(ง) เครื่องยกผู้ป่วยแบบไฮดรอลิกส์ชนิดควบคุมด้วยมือ (16)

รูปที่ 2.3 เครื่องย้ายผู้ป่วยที่ประดิษฐ์ขึ้นในประเทศไทย

2.2 ผลกระทบด้านสุขภาพจากการประกอบวิชาชีพพยาบาล

2.2.1 การบาดเจ็บบริเวณหลัง

การบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหรือเอ็นที่บริเวณหลังส่วนใหญ่เกิดจากการใช้หลังทำงานในอิริยาบถที่ไม่เหมาะสม ทำให้เกิดการฉีกขาดของเอ็นกระดูก และยังพบว่าการยกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นงานที่เสี่ยงต่อการเกิดอันตรายและสามารถก่อให้เกิดอาการปวดและบาดเจ็บที่หลังได้อย่างแน่นอน (2, 3, 4) เมื่อเกิดการบาดเจ็บขึ้นจะทำให้มีสารที่กระตุ้นให้เกิดอาการปวด ส่งผลให้เกิดอาการปวดขึ้นทันทีที่มีการบาดเจ็บ อาการปวดจะรุนแรงมากที่สุดใน 24 - 48 ชั่วโมง และจะค่อยๆ หายไปในระยะเวลาประมาณ 10 - 14 วัน นอกจากนี้การมีท่าทางที่ต้องนั่งก้มโค้ง หรือมีการโน้มลำตัวมาด้านหน้ายังส่งผลให้ความดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลังสูงขึ้น จากการที่จุดศูนย์ถ่วงลำตัวที่กระทำต่อข้อต่อเอวเคลื่อนไปด้านหน้ามากขึ้นจึงเป็นเหตุให้กล้ามเนื้อโดยรอบข้อกระดูกสัน

หลังต้องเกร็งต้านแรงมากขึ้นเพื่อพยุงตัวให้อยู่ในสภาพสมดุล ส่งผลให้เกิดอันตรายต่อหมอนรองกระดูกสันหลังได้

2.2.2 การบาดเจ็บบริเวณไหล่และคอ

การบาดเจ็บที่บริเวณไหล่เป็นผลมาจากการทำงานที่ต้องออกแรงมาก การใช้ท่าทางในการทำงานที่ไม่เหมาะสม และการทำงานด้วยท่าทางซ้ำซาก เนื่องจากการทำงานที่ต้องมีการเคลื่อนไหวของข้อไหล่บ่อยๆ เป็นเวลานานจะทำให้เกิดการสึกหรอของส่วนประกอบในข้อไหล่ การเคลื่อนไหวของแขนทุกครั้งจะมีการเสียดสีของเส้นเอ็นกับกระดูกและถุงน้ำที่หุ้มรองอยู่ เมื่อเวลาผ่านไปทำให้เกิดความเครียดหรือการอักเสบของเส้นเอ็นหรือถุงน้ำและบางส่วนอาจมีการฉีกขาดขึ้น ถ้ามีการอักเสบแบบเรื้อรังจะทำให้เกิดพังผืดหรือหินปูนไปเกาะ หินปูนที่เกาะเส้นเอ็นนั้นอาจไม่ก่อให้เกิดการเจ็บปวดใดๆ ยกเว้นในรายที่แตกเข้าไปในถุงน้ำ หรือ ปลอกเส้นเอ็น จึงอาจเกิดการปวดไหล่เฉียบพลันขึ้นได้ แต่หากเกิดทั้งผืดขึ้นบริเวณกล้ามเนื้อบ่าสะบัก หรือหัวไหล่ จะทำให้เกิดอาการปวดถ้ามีอาการปวดรุนแรงทำให้กล้ามเนื้อดูเสมือนอ่อนกำลังไม่สามารถยกแขนขึ้นเหนือศีรษะได้และมีอาการปวดร้าวไปยังส่วนต้นแขนปลายแขนปลายมือหรือมีอาการปวดชาร่วมด้วยได้ (17) ส่วนการเคลื่อนไหวของคอในขณะทำงาน เช่น การเอียงคอไปด้านข้าง จะทำให้ส่วน foramen ของกระดูกสันหลังส่วนคอเอียงออกไปในทิศทางที่ศีรษะโน้มเอียงออกไป การก้มเงยคอไปมาจะทำให้เกิดแรงกดลงบนส่วนหมอนรองกระดูกสันหลังส่วนคอ และการหันหน้าไปมาจะทำให้กระดูกสันหลังส่วนคอซ้อนหมุนทับกันไปมา และทำให้เกิดแรงกดลงบนหมอนรองกระดูกส่วนนั้น เมื่อเกิดการเคลื่อนไหวที่ซ้ำซากเป็นเวลานานจะทำให้เกิดการบาดเจ็บขึ้นได้

2.3 กระบวนการออกแบบและการพัฒนาผลิตภัณฑ์

เพื่อให้การออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยดำเนินการอย่างถูกต้อง เหมาะสม ตามหลักวิศวกรรมและได้ผลลัพธ์ตรงตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการ คณะผู้วิจัยจึงทำการศึกษาระบวนการออกแบบและพัฒนาผลิตภัณฑ์ (18) โดยมีรายละเอียด ดังต่อไปนี้

2.3.1 การแก้ปัญหาจากความต้องการการใช้งาน

การรู้รูปแบบของผลิตภัณฑ์คือความเป็นไปได้ที่จะค้นหาคุณสมบัติและฟังก์ชันที่ทำให้ผลิตภัณฑ์สามารถตอบสนองความต้องการของผู้ใช้งาน

2.3.2 ขั้นตอนกระบวนการออกแบบทางวิศวกรรม

การออกแบบคือ รูปแบบเฉพาะอย่างหนึ่งของการแก้ปัญหาทางวิศวกรรม ประกอบด้วยพื้นฐาน ดังต่อไปนี้

- การทำให้ปัญหาชัดเจน: ศึกษาความต้องการและสภาพแวดล้อม

- การออกแบบค่าของระบบ: เริ่มตั้งวัตถุประสงค์และข้อกำหนด
- การสังเคราะห์ระบบ: สร้างทางเลือกในการแก้ปัญหา
- การวิเคราะห์ระบบ: วิเคราะห์ทางเลือกในการแก้ปัญหา
- การเลือกระบบที่ดีที่สุด: เปรียบเทียบทางเลือกกับข้อกำหนดที่เลือกไว้
- การวางแผนดำเนินการ: ระบุทางเลือก

2.3.3 กำหนดปัญหาและตั้งวัตถุประสงค์

ปัญหาคือผลลัพธ์ที่เกิดจากความจำเป็นที่ไม่ได้รับการเติมเต็ม จากข้อความข้างต้นกล่าวได้ว่าเราสามารถกำหนดปัญหาที่ชัดเจนได้จากการศึกษาความจำเป็นและสภาพแวดล้อมที่อาจส่งผลให้เกิดความจำเป็นนั้น โดยทั่วไปแล้วจุดเริ่มต้นของปัญหาจะมีความคลุมเครือ ส่งผลให้การออกแบบไม่ชัดเจนหรือไม่ตรงกับปัญหา ดังนั้นในขั้นแรกจะทำการศึกษาปัญหาและตั้งวัตถุประสงค์ทั่วไป โดยวัตถุประสงค์นั้นต้องมีความเป็นไปได้ในการปฏิบัติ วัตถุประสงค์ทั่วไปนั้นอาจมีการเปลี่ยนแปลงหรือมีความจำเพาะเจาะจงมากขึ้น ซึ่งการเปลี่ยนแปลงนี้จะสะท้อนถึงความเข้าใจปัญหาที่เพิ่มมากขึ้น และนำไปสู่การออกแบบที่มีความเหมาะสมยิ่งขึ้น

เมื่อวัตถุประสงค์มีความจำเพาะ ชัดเจนและแม่นยำตรงต่อปัญหานั้น สามารถแยกย่อยเป็นวัตถุประสงค์ย่อยหรือเป็นข้อกำหนดในการพัฒนาการออกแบบ

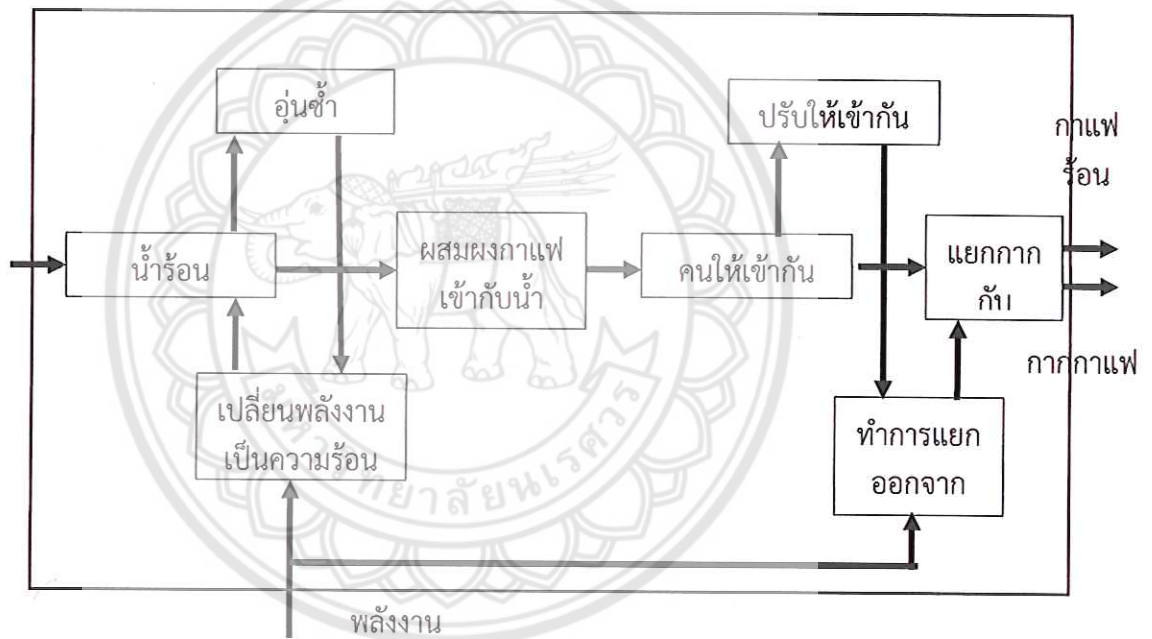
2.3.4 สร้างฟังก์ชัน ความต้องการและพัฒนารายละเอียด

เมื่อทำการทบทวน รวบรวมและแก้ไขวัตถุประสงค์เสร็จเรียบร้อยแล้ว จึงทำการสร้างฟังก์ชันที่จะส่งผลให้บรรลุตามวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้ โดยใช้ทฤษฎีกล่องดำในการสร้างฟังก์ชันที่เป็นไปได้ ทฤษฎีกล่องดำเริ่มต้นด้วยการกำหนดปัญหาและผลลัพธ์ที่ต้องการ โดยกำหนดให้ตัวผลิตภัณฑ์เป็นเสมือนกล่องดำ เมื่อทำการใส่ปัญหาลงสู่กล่องดำ สิ่งที่ได้จากกล่องดำคือผลลัพธ์ที่ต้องการ ตัวอย่างการใช้ทฤษฎีกล่องดำออกแบบเครื่องชงกาแฟ โดยสมมติให้เครื่องชงกาแฟคือกล่องดำ เมื่อทำการใส่ผงกาแฟ น้ำเย็น พลังงานไฟฟ้าและสัญญาณส่งเข้า ลงสู่กล่องดำและได้ผลลัพธ์ออกมาคือน้ำกาแฟร้อน พลังงานความร้อน กากกาแฟและสัญญาณส่งออก ดังรูปที่ 2.4

ขั้นตอนต่อไปคือการกำหนดกระบวนการต่างๆ ที่นำไปสู่ผลลัพธ์ โดยเปรียบกระบวนการต่างๆเสมือนกล่องดำขนาดเล็กที่อยู่ในกล่องดำที่เป็นผลิตภัณฑ์ กล่องดำขนาดเล็กทำหน้าที่ปรับเปลี่ยนปัญหาด้วยกรรมวิธีต่างๆ จนกระทั่งได้ผลลัพธ์ออกมา ดังรูปที่ 2.5 ทั้งนี้กระบวนการต่างๆที่เกิดขึ้นภายในกล่องดำจะปราศจากการสูญเสียใดๆ



รูปที่ 2.4 แบบจำลองกล่องดำของเครื่องชงกาแฟ (18)



รูปที่ 2.5 รายละเอียดภายในแบบจำลองกล่องดำของเครื่องชงกาแฟ (18)

2.3.5 การพัฒนาการออกแบบเบื้องต้น

กรรมวิธีสำหรับพัฒนาวิธีการออกแบบเรียกว่า กรรมวิธีการออกแบบ กระบวนการ เทคนิค หรือเครื่องมือ ที่เกี่ยวกับการออกแบบล้วนส่วนหนึ่งของกรรมวิธีการออกแบบ โดยทั่วไปกรรมวิธีการออกแบบประกอบด้วย กรรมวิธีรวบรวมความคิดสร้างสรรค์ กรรมวิธีเปรียบเทียบความคิดสร้างสรรค์ และกรรมวิธีวิเคราะห์

2.3.6 การประเมินผลและตัดสินใจสร้าง

หนึ่งในทางเลือกการออกแบบที่ถูกพัฒนาแล้ว นักออกแบบต้องทำการเลือกสิ่งที่ดีที่สุด การพิจารณาวัตถุประสงค์คือหัวใจหลักของการสร้างทางเลือกสุดท้าย ตั้งแต่วัตถุประสงค์โดยรวม แต่ละวัตถุประสงค์ให้น้ำหนักที่แตกต่างกันตามความจำเป็น ดังนั้น การออกแบบทั้งหมดอาจถูกนำมาเปรียบเทียบกับวัตถุประสงค์ เพื่อเลือกทางเลือกในการออกแบบที่เหมาะสมที่สุด

2.4 ข้อมูลพื้นฐานทางชีวกลศาสตร์ที่ใช้ในการออกแบบ

2.4.1 จุดศูนย์กลางมวลของมนุษย์

ในการออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ มีหลักการคือเป็นการออกแรงดึงเพื่อเลื่อนตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงจำเป็นต้องคำนึงถึงการกระจายน้ำหนักของร่างกายมนุษย์ เนื่องจากร่างกายมนุษย์มีการกระจายของมวลไม่สม่ำเสมอ ส่งผลให้แต่ละส่วนของร่างกายมีน้ำหนักไม่เท่ากัน เพราะฉะนั้นภาระที่กระทำต่ออุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแต่ละจุดจึงไม่เท่ากัน

การคำนวณจุดศูนย์กลางของแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์ ใช้ข้อมูลความยาวและเปอร์เซ็นต์น้ำหนักแต่ละส่วนของร่างกาย จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) (19) ดังแสดงในตารางที่ 2.1 และตารางที่ 2.2 ตามลำดับ Error! Reference source not found. แสดงตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลในแต่ละส่วนของร่างกาย ข้อมูลเหล่านี้ใช้ในการคำนวณหาตำแหน่งที่น้ำหนักกระทำบนส่วนต่างๆ ของอุปกรณ์ต้นแบบ โดยสามารถหาได้จากสมการจุดศูนย์กลางมวลดังนี้

$$r_{cm} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i r_i \quad 2.1$$

- เมื่อ r_{cm} คือ จุดศูนย์กลางมวลของระบบ (cm)
 M คือ มวลรวมทั้งระบบ (kg)
 m_i คือ มวลแต่ละตำแหน่งในระบบ (kg)
 r_i คือ จุดศูนย์แต่ละตำแหน่งในระบบ (cm)

2.4.2 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย

ไซส์ไทย (Size Thailand) (20) เป็นโครงการสำรวจและวิจัยมาตรฐานขนาดรูปร่างของคนไทยในปี 2550 – 2551 โดยศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติเป็นองค์กรที่ทำการสำรวจ ซึ่งได้ทำการวัดขนาดรูปร่างของคนตามระยะจุดวัดต่างๆ ดังรูปที่ 2.6 โดยวัดจากกลุ่ม

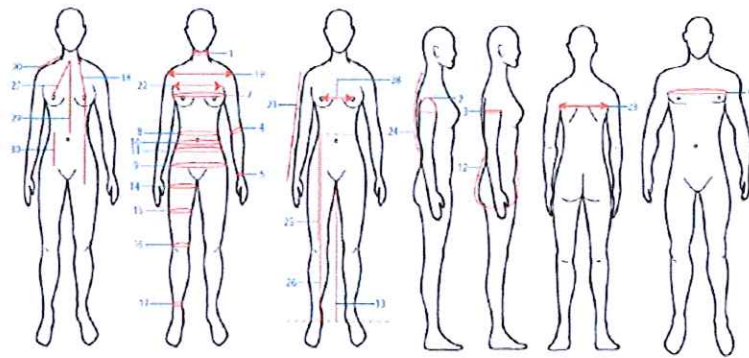
ตัวอย่างที่มีอายุระหว่าง 26 – 59 ปี และแสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย ซึ่งพบว่ากลุ่มตัวอย่างเพศชายส่วนใหญ่มีรูปร่างขนาด 40 และกลุ่มตัวอย่างเพศหญิงส่วนใหญ่อยู่ที่ขนาด 36 ดังแสดงในตารางที่ 2.3 และตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.1 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์ (19)

Segment	Endpoints	Longitudinal length (mm)	
		Females	Males
Head	Vertex, cervicale	243.7	242.9
Whole trunk	Cervicale, HSP intersection	690.1	709.3
Upper part of trunk	Cervicale, xyphion	228.0	242.1
Middle part of trunk	Xyphion, omphalion	205.3	215.5
Lower part of trunk	omphalion, HSP intersection	256.8	251.7
Upper arm	Acromion, radiale	235.9	244.8
Forearm	Radiale, stylium	247.1	251.3
Hand	Stylium, 3 rd dactylium	172.0	189.9
Thigh	Iliospinale, tibiale	496.2	520.2
Shank	Tibiale, sphyrium	393.8	393.4
Foot	Heel, toe tip	228.3	258.1

ตารางที่ 2.2 เปอร์เซ็นต์น้ำหนักของแต่ละส่วนของร่างกาย (19)

Segment	Endpoints		Longitudinal length (mm)		Mass* (%)		Longitudinal CM position (%)		Sagittal r (%)		Transverse r (%)		Longitudinal r (%)	
	Origin	Other	F	M	F♀	M♂	F	M	F	M	F	M	F	M
Head	VERT†	MIDG†	200.2	203.3	6.68	6.94	58.94	59.76	33.0	36.2	35.9	37.6	31.8	31.2
Trunk	SUPR†	MIDH†	529.3	531.9	42.57	43.46	41.51	44.86	35.7	37.2	33.9	34.7	17.1	19.1
UP†	SUPR†	XYPH†	142.5	170.7	15.45	15.96	20.77	29.99	74.6	71.6	50.2	45.4	71.8	65.9
MPT*	XYPH†	OMPH†	205.3	215.5	14.65	16.33	45.12	45.02	43.3	43.2	35.4	38.3	41.5	46.8
LPT	OMPH†	MIDH†	181.5	145.7	12.47	11.17	49.20	61.15	43.3	61.5	40.2	55.1	44.4	58.7
Upper arm	SIC†	EJC†	275.1	281.7	2.55	2.71	57.54	57.72	27.8	28.5	26.0	26.9	14.8	15.8
Forearm	EJC†	WJC†	264.3	268.9	1.38	1.62	45.59	45.74	26.1	27.6	25.7	26.5	9.4	12.1
Hand	WJC†	MET3†	78.0	86.2	0.56	0.61	74.74	79.00	53.1	62.8	45.4	51.3	33.5	40.1
Thigh	HJC†	KJC†	368.5	422.2	14.78	14.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
Shank	KJC†	LMAL†	432.3	434.0	4.81	4.33	44.16	44.59	27.1	25.5	26.7	24.9	9.3	10.3
Foot*	HEEL†	TTIP†	228.3	258.1	1.29	1.37	40.14	44.15	29.9	25.7	27.9	24.5	13.9	12.4
Using alternative endpoints:														
Head*	VERT†	CERV†	243.7	242.9	6.68	6.94	48.41	50.02	27.1	30.3	29.5	31.5	26.1	26.1
Trunk	CERV†	MIDH†	614.8	603.3	42.57	43.46	49.64	51.38	30.7	32.8	29.2	30.6	14.7	16.9
Trunk	MIDS†	MIDH†	497.9	515.5	42.57	43.46	37.82	43.10	37.9	38.4	36.1	35.8	18.2	19.7
UP†*	CERV†	XYPH†	228.0	242.1	15.45	15.96	50.50	50.66	46.6	50.5	31.4	32.0	44.9	46.5
Forearm	EJC†	STYL†	262.4	266.9	1.38	1.62	45.92	46.08	26.3	27.8	25.9	26.7	9.5	12.2
Hand	WJC†	DAC†	170.1	187.9	0.56	0.61	34.27	36.24	24.4	28.8	20.8	23.5	15.4	18.4
Hand*	STYL†	MET3†	172.0	189.9	0.56	0.61	35.02	36.91	24.1	28.5	20.6	23.3	15.2	18.2
Shank	KJC†	AJC†	438.6	440.3	4.81	4.33	43.52	43.95	26.7	25.1	26.3	24.6	9.2	10.2
Shank	KJC†	SPHY†	426.0	427.7	4.81	4.33	44.81	45.24	27.5	25.8	27.1	25.3	9.4	10.5



รูปที่ 2.6 จุดที่ทำการวัดขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย (20)

ตารางที่ 2.3 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศชายช่วงอายุ 26 -59 ปี (20)

ตำแหน่ง	ชื่อจุดวัด	SizeThal						
		34	36	38	40*	42	44	46
1	รอบคอ	35.3	37.2	37.9	39.4	41.0	42.7	44.3
2	รอบวงแขน	38.3	40.3	42.1	43.6	45.4	46.8	48.9
3	รอบคอก้นแขน	29.4	31.1	32.5	34.1	35.6	37.4	39.2
4	รอบข้อศอก	22.6	23.7	24.5	25.5	26.7	27.8	28.9
5	รอบข้อมือ	15.9	16.4	16.7	17.3	17.9	18.4	19.0
6	รอบอก (ช)	87.3	92.2	96.7	101.3	106.1	111.2	115.8
8	รอบเอว	71.4	76.3	81.5	86.9	93.1	98.8	105.2
9	รอบสะโพก	85.5	89.4	93.0	96.3	100.2	103.9	108.6
10	รอบสะโพกบนสุด	75.6	79.9	85.0	90.0	95.8	101.0	107.4
11	รอบสะโพกบน	80.1	83.9	88.2	92.3	97.4	101.8	108.1
12	ความยาวเป้า	66.8	68.2	70.0	70.8	73.2	73.7	75.9
13	ความสูงเป้า	71.3	71.3	71.0	71.2	71.0	71.1	71.1
14	รอบคอก้นขา	48.4	50.9	53.2	55.5	57.5	60.1	62.6
15	รอบกึ่งกลางคอก้นขา	41.2	43.5	45.4	47.3	49.1	50.8	53.4
16	รอบเข่า	34.6	35.5	36.7	38.0	39.1	40.0	41.7
17	รอบข้อเท้า	20.3	21.0	21.6	22.3	22.9	23.5	24.3
18	ความยาวปุ่มข้างคอถึงต้นขา	74.1	75.5	76.5	77.7	79.2	80.7	82.3
19	ความกว้างไหล่	36.8	37.0	37.9	38.9	39.8	41.4	42.2
20	ปุ่มข้างคอถึงปลายไหล่	13.9	14.0	14.2	14.5	14.8	15.4	15.7
21	ปุ่มหัวไหล่ถึงข้อมือ (วัดตรง)	53.9	54.9	55.2	55.8	55.9	56.4	56.4
22	ความกว้างบ่าหน้า	31.4	32.6	33.9	35.2	36.4	37.8	39.0
23	ความกว้างบ่าหลัง	30.6	32.0	33.3	34.7	36.0	37.4	38.8
24	ความยาวลำตัวหลัง	44.3	45.4	45.9	47.2	47.7	49.6	50.8
25	ความยาวเอวถึงเข่า	53.0	53.2	53.3	53.3	53.7	53.4	53.5
26	ความสูงเอว	97.5	98.0	98.3	98.6	99.2	99.0	99.4
29	ปุ่มคอหน้าถึงเอว	36.2	38.1	39.4	40.6	41.9	44.1	46.0
30	ความสูงเอวถึงสะโพก	15.7	15.6	15.5	15.1	15.1	14.4	14.1

หน่วย: เซนติเมตร

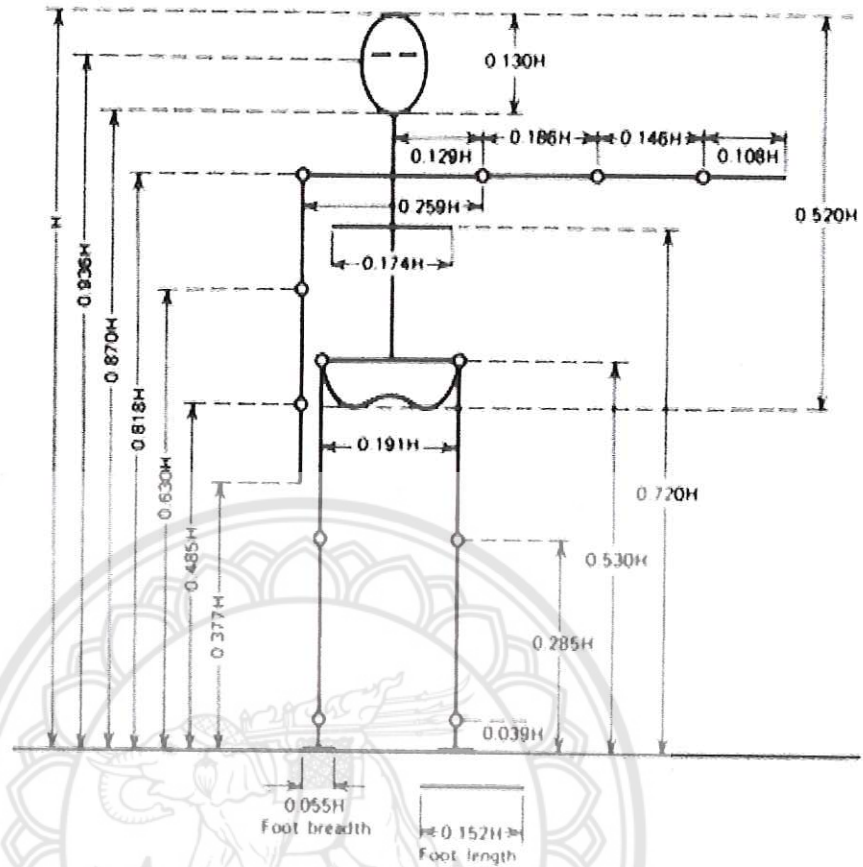
ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศหญิงช่วงอายุ 26 -59 ปี (20)

ตำแหน่ง	ชื่อจุดวัด	SizeThai						
		30	32	34	36*	38	40	42
1	รอบคอ	31.0	31.2	32.6	34.1	35.4	36.5	37.7
2	รอบวงแขน	32.1	34.4	36.5	39.0	41.6	42.5	43.7
3	รอบคืบแขน	26.0	27.7	29.4	31.4	34.1	35.4	36.8
4	รอบข้อศอก	20.2	21.3	22.4	23.6	25.1	26.5	28.7
5	รอบข้อมือ	14.8	15.1	15.3	15.7	16.2	16.9	17.8
7	รอบอก (หญิง)	76.6	81.6	86.4	91.6	96.7	101.3	106.6
8	รอบเอว	64.2	69.2	74.5	80.1	86.0	91.8	98.5
9	รอบสะโพก	83.2	88.2	92.5	97.7	103.3	109.5	115.4
10	รอบสะโพกบนสุด	70.5	75.5	81.0	87.3	93.0	98.6	106.0
11	รอบสะโพกบน	77.1	81.8	87.2	93.4	99.6	105.3	113.2
12	ความยาวเป้า	62.8	63.6	66.2	67.9	70.6	74.0	76.4
13	ความสูงเป้า	67.2	68.4	68.7	68.8	68.5	67.5	66.4
14	รอบต้นขา	47.9	51.2	54.1	57.4	61.0	64.6	66.5
15	รอบกึ่งกลางต้นขา	40.8	43.3	45.7	48.2	51.5	54.3	56.4
16	รอบเข่า	33.1	34.4	35.8	37.4	39.3	41.2	42.0
17	รอบข้อเท้า	19.1	19.9	20.6	21.2	22.0	22.7	23.2
18	ความยาวปุ่มข้างข้อเท้าถึงต้นขา	67.3	68.6	69.9	70.8	72.1	73.7	74.3
19	ความกว้างไหล่	34.1	34.7	35.5	35.6	36.6	37.6	38.7
20	ปุ่มข้างข้อเท้าถึงปลายไหล่	13.5	13.6	13.9	13.7	14.1	14.9	14.5
21	ปุ่มหัวไหล่ถึงข้อมือ (วัดตรง)	44.9	47.7	49.2	50.0	49.9	50.0	48.3
22	ความกว้างข้อมือ	28.4	29.6	30.6	31.5	32.2	32.9	33.5
23	ความกว้างข้อมือหลัง	27.9	29.2	30.5	31.4	32.4	33.8	34.3
24	ความยาวลำตัวหลัง	38.9	39.6	40.3	40.8	41.5	42.1	42.4
25	ความยาวเอวถึงเข่า	50.5	50.9	51.9	52.0	52.3	52.2	52.0
26	ความสูงเอว	91.2	92.4	93.5	93.8	94.0	93.8	93.1
27	ปุ่มคอหน้าถึงจุดข้อมือ	18.5	19.8	20.6	21.6	22.2	22.8	23.5
28	ระยะอกห่าง	16.3	17.2	17.9	18.7	19.6	20.4	21.0
29	ปุ่มคอหน้าถึงเอว	32.8	33.3	33.6	34.5	35.0	35.6	36.4
30	ความสูงเอวถึงสะโพก	16.8	16.5	16.8	16.7	16.7	16.7	16.4

หน่วย: เซนติเมตร

2.4.3 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry)

เนื่องจากข้อมูลของไซส์ไทยไม่แสดงความยาวของร่างกายบางส่วนที่จำเป็นในการออกแบบอุปกรณ์ปรับทำนั้งผู้ป่วยเช่น ศีรษะ และคอ เป็นต้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้ข้อมูลเกี่ยวกับการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (21) มาใช้ในการประมาณขนาดของร่างกายบางตำแหน่งที่ยังไม่สมบูรณ์ โดยข้อมูล Anthropometry แสดงความยาวแต่ละส่วนของร่างกายในรูปของร้อยละของความสูงของมนุษย์โดยวัดจากจุดอ้างอิงที่ระดับเท้าดังรูปที่ 2.7

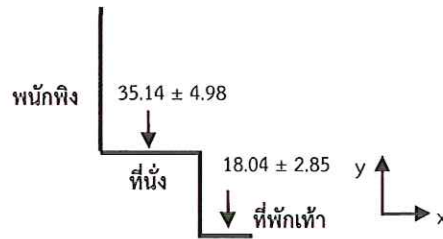


รูปที่ 2.7 ร้อยละความยาวแต่ละส่วนของความสูงมนุษย์ โดยทำเป็นจุดอ้างอิง (21)

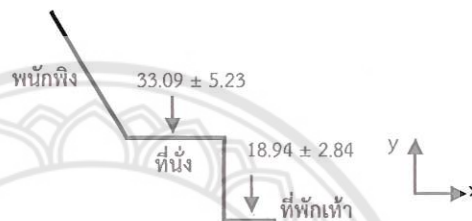
2.4.4 การกระจายน้ำหนักส่วนบนและส่วนล่างของมนุษย์ขณะนั่งบนเก้าอี้

ในการวิเคราะห์แรงที่กระทำบนอุปกรณ์ปรับท่านั่ง จำเป็นต้องทราบถึงน้ำหนักที่กระจายลงบนส่วนต่างๆ ของอุปกรณ์เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ เช่น ท่านั่ง ท่านอน และท่าปรับเอน เพื่อนำไปวิเคราะห์หาความแข็งแรงของโครงสร้างต่อไป จากงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์การกระจายน้ำหนักส่วนบนและส่วนล่างของมนุษย์ขณะนั่งบนเก้าอี้ (22) ซึ่งได้นำอาสาสมัครผู้ชายจำนวน 15 คน ที่มีอายุอยู่ในช่วง 20.5 ± 1.2 ปี มีความสูงอยู่ในช่วง 168.4 ± 9.5 เซนติเมตร และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 56.2 ± 6.9 กิโลกรัม มาทดลองนั่งเก้าอี้ปรับเอนหลังที่ระดับต่างๆ โดยทำการวัดการกระจายน้ำหนักบนส่วนที่นั่งและที่พักเท้า พบว่าเมื่อคนอยู่ในท่านั่ง 90 องศา วัดจากแกน +x ดังรูปที่ 2.8 โดยพิงพนักพิงเก้าอี้ พบว่าการกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พักเท้า คือ 35.14 ± 4.98 กิโลกรัม และ 18.04 ± 2.85 กิโลกรัม ตามลำดับ และในส่วนของท่าเอนหลัง 115 องศา วัดจากแกน +x ดังรูปที่ 2.9 มีการกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พักเท้า คือ 33.09 ± 5.23 กิโลกรัม และ $18.94 \pm$

2.84 กิโลกรัม ตามลำดับ จากข้อมูลดังกล่าว สามารถคำนวณร้อยละของน้ำหนักที่กระจายลงบนส่วนต่างๆ ของอุปกรณ์ได้ และใช้ในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของอุปกรณ์ต่อไป



รูปที่ 2.8 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พีกเท้าในท่านั่ง 90 องศา วัดจากแกน +x



รูปที่ 2.9 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พีกเท้าในท่านั่ง 115 องศา วัดจากแกน +x

2.5 การออกแบบเพลลา

ในการออกแบบเพลลานั้นต้องคำนึงถึงความเสี่ยงที่จะเกิดขึ้นได้จากการใช้งาน ซึ่งความเสี่ยงนี้เกิดจากภาระกระทำภายในเพลลา โดยมีทั้งความเครียดเฉือนบนเพลลา (รูปที่ 2.10ก) และมีการกระจายของความเค้นเฉือนในเพลลา (รูปที่ 2.10ข) ดังนั้นการออกแบบขนาดเพลลาจึงต้องมีการคำนวณให้ผ่านเกณฑ์ความเสี่ยงต่างๆ ดังนี้ ความเค้นเฉือนภายในเพลลา มุมบิด ระยะการโก่งตัวของเพลลา และมุมโก่งตัวของเพลลา (23) เพื่อตรวจสอบความปลอดภัยของเพลลาที่จะออกแบบ

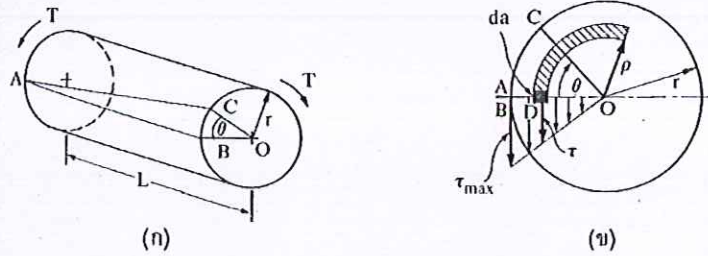
2.5.1 สมการความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงบิด

$$\tau_{\max} = \frac{16T}{\pi d^3} \quad \text{สำหรับเพลลากลมตัน} \quad 2.2$$

$$\tau_{\max} = \frac{16Td_0}{\pi(d_0^4 - d_i^4)} \quad \text{สำหรับเพลลากลมกลวง} \quad 2.3$$

โดยที่ τ_{\max} คือ ความเค้นเฉือนสูงสุด มีหน่วยเป็น ปาสคาล (Pa)
 T คือ แรงบิดของเพลลา มีหน่วยเป็นนิวตันเมตร (N·m)

- d_o คือ เส้นผ่านศูนย์กลางกลางภายนอก มีหน่วยเป็น (m)
- d_i คือ เส้นผ่านศูนย์กลางกลางภายใน มีหน่วยเป็น (m)



รูปที่ 2.10 (ก) ความเครียดเฉือนบนเพลา (ข) การกระจายของความเค้นเฉือนในเพลากลมตัน (23)

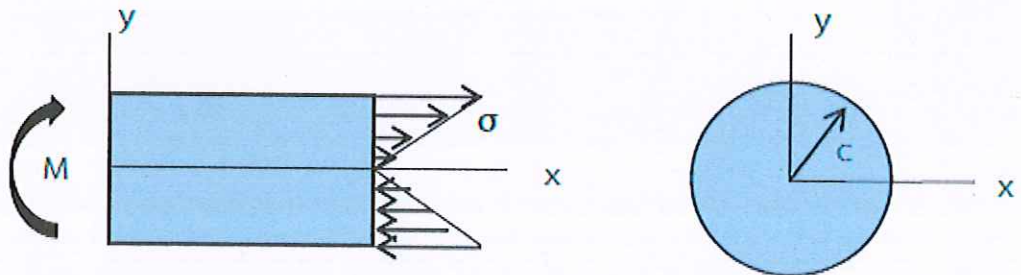
2.5.2 สมการความเค้นดัดของคาน

เมื่อมีภาระใดๆ มากกระทำบนคานแล้วทำให้เกิดเป็นโมเมนต์ดัดขึ้น โดยโมเมนต์ดัดที่เกิดขึ้นนั้นจะส่งผลทำให้มีความเค้นดัดภายในหน้าตัดของคาน ดังแสดงในรูปที่ 2.11

$$\sigma = -\frac{My}{I}$$

2.4

- โดยที่ σ คือ ความเค้นดัดสูงสุด มีหน่วยเป็น ปาสคาล (Pa)
- M คือ โมเมนต์ดัด มีหน่วยเป็น นิวตันเมตร (N·m)
- y คือ ระยะจากแกนสะเทินถึงผิวเพลา มีหน่วยเป็น เมตร (m)
- I คือ โมเมนต์เฉื่อย มีหน่วยเป็น (m⁴)



รูปที่ 2.11 การพิจารณาความเค้นดัดสูงสุดจาก FBD ของส่วนตัดของเพลา

2.5.3 สมการความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงเฉือน

$$\tau = \frac{V}{A} \quad 2.5$$

โดยที่ τ คือ ความเค้นเฉือน มีหน่วยเป็น (MPa)
 V คือ แรงเฉือน มีหน่วยเป็น (N)
 A คือ พื้นที่หน้าตัด มีหน่วยเป็น (m^2)

2.5.4 สมการมุมบิด

จากรูปที่ 2.10 โดยสามารถพิจารณาการเสียรูปภายใต้ภาระบิดของเพลากลมตันได้จากมุมบิดที่เกิดขึ้นบนระนาบหน้าตัดขวาง ซึ่งสามารถคำนวณมุมบิดได้จากสมการดังต่อไปนี้

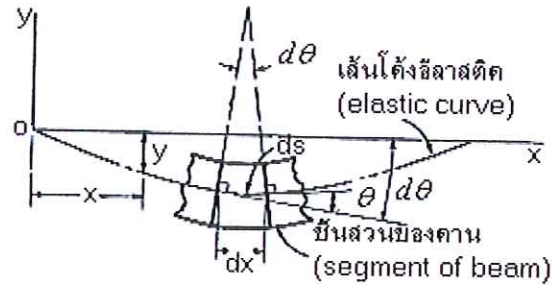
$$\theta = \frac{TL}{GJ} \quad 2.6$$

โดยที่ θ คือ มุมบิด มีหน่วยเป็น เรเดียน (rad)
 T คือ แรงบิดของเพลลา มีหน่วยเป็นนิวตันเมตร ($N \cdot m$)
 L คือ ความยาวของเพลลา มีหน่วยเป็น เมตร (m)
 G คือ โมดูลัสของการเฉือน มีหน่วยเป็น ปาสคาล (Pa)
 J คือ โมเมนต์ความเฉื่อยเชิงขั้ว มีหน่วยเป็น (m^3)

2.5.5 สมการการโก่งตัวของเพลลา

ในกรณีที่เพลลารับภาระดัดจะเกิดการโก่งตัวขึ้น การโก่งตัวนี้สามารถคำนวณได้จากทฤษฎีการโก่งตัวของคาน โดยวิธีดับเบิ้ลอินทิเกรชัน (double integration method) ดังนี้

เมื่อคานมีการโก่งตัว เส้นโค้งที่เกิดจากระนาบตั้ง (vertical plane) ตัดกับพื้นผิวสะเทิน (neutral surface) เรียกว่า เส้นโค้งอีลาสติก (elastic curve) กำหนดให้ปลายคานด้านซ้ายเป็นจุดเริ่มต้น (origin) แกน X มีทิศทางไปทางขวามือผ่านจุดศูนย์กลางของพื้นที่หน้าตัดของคานที่ยังไม่โก่งตัว แกน Y มีทิศทางขึ้นและตั้งฉากกับแกน X ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.12 เส้นโค้งอีลาสติก (elastic curve) (23)

$$EI \frac{d^2 y}{dx^2} = M \quad 2.7$$

สมการ 2.7 คือ สมการเส้นโค้งอีลาสติก (elastic curve equation) ของคาน หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าสมการของโมเมนต์ดัด สำหรับผลคูณของ EI คือ ความแข็งเกร็งแรงแ้งดัด (flexural rigidity) ของคานซึ่ง E คือค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น I คือโมเมนต์เฉื่อย และ M คือ โมเมนต์ หากอินทิเกรตครั้งแรกจะได้ค่าดังนี้

$$EI \frac{dy}{dx} = \int M dx + c_1 \quad 2.8$$

สมการ 2.8 คือ สมการความลาด (slope equation) ของเส้นสัมผัส (tangent) กับเส้นโค้งอีลาสติกเมื่ออินทิเกรตสมการ 2.8 อีกครั้งจะได้ค่าดังนี้

$$EI y = \iint M dx dx + c_1 x + c_2 \quad 2.9$$

สมการ 2.9 คือสมการการโก่ง (deflection equation) ของเส้นโค้งอีลาสติกของคาน C_1 และ C_2 คือ ค่าคงที่จากการอินทิเกรต (constants of integration) ซึ่งจะหาได้จากเงื่อนไขของเส้นโค้งอีลาสติก (boundary conditions)

2.6 การคำนวณเฟืองโซ่

ในกระบวนการส่งกำลังจากมอเตอร์ไปยังเพลานั้นได้ใช้ระบบเฟืองโซ่เป็นตัวหลักในการส่งกำลัง ดังนั้นจึงได้มีการคำนวณหาขนาดของเฟืองโซ่และระยะห่างของเฟืองโซ่ (24) ที่เหมาะสมตามสมการดังต่อไปนี้

สมการหาจำนวนข้อโซ่

$$x = \frac{2c}{p} + \frac{Z+z}{2} + \left(\frac{Z-z}{2\pi} \right)^2 \left(\frac{p}{c} \right) \quad 2.10$$

สมการหาระยะห่างศูนย์กลางเฟืองโซ่

$$c = \frac{p}{4} \left(x - \frac{Z+z}{2} + \sqrt{\left(x - \frac{Z+z}{2} \right)^2 - 2 \left(\frac{Z-z}{\pi} \right)^2} \right) \quad 2.11$$

สมการหาอัตราทด

$$m_\omega = \frac{n_1}{n_2} \quad 2.12$$

- โดยที่
- x คือ จำนวนข้อโซ่
 - c คือ ระยะห่างศูนย์กลางเฟืองโซ่โดยประมาณ มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร (mm)
 - p คือ ระยะพิทช์ของโซ่ มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร (mm)
 - Z คือ จำนวนฟันบนเฟือง
 - z คือ จำนวนฟันบนเฟือง
 - m_ω คือ อัตราทด
 - n_1 คือ ความเร็วรอบของเพลาขับสูง มีหน่วยเป็น รอบต่อนาที (rpm)
 - n_2 คือ ความเร็วรอบของเพลาขับต่ำ มีหน่วยเป็น รอบต่อนาที (rpm)

2.7 ระบบและอุปกรณ์ไฟฟ้า

2.7.1 การคำนวณกำลังของมอเตอร์ไฟฟ้า

สำหรับการเคลื่อนย้ายตัวผู้ป่วยในแนวราบนั้น อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยต้องใช้กำลังในการขับเคลื่อนเพลาลูกเบี้ยวได้ โดยต้องใช้มอเตอร์ไฟฟ้าเป็นต้นกำลังในการขับเคลื่อนเพลาลูกเบี้ยว ซึ่งสามารถหาขนาดของมอเตอร์ไฟฟ้าได้จากการคำนวณกำลังที่เกิดขึ้นจากแรงบิดของเพลาลูกเบี้ยวที่ใช้ดึงผู้ป่วยในแนวราบตามสมการต่อไปนี้

$$P = T\omega \quad 2.13$$

โดยที่ P คือ กำลังของมอเตอร์ มีหน่วยเป็นวัตต์ (W)

T คือ แรงบิดของเพลา มีหน่วยเป็น นิวตันเมตร ($N \cdot m$)

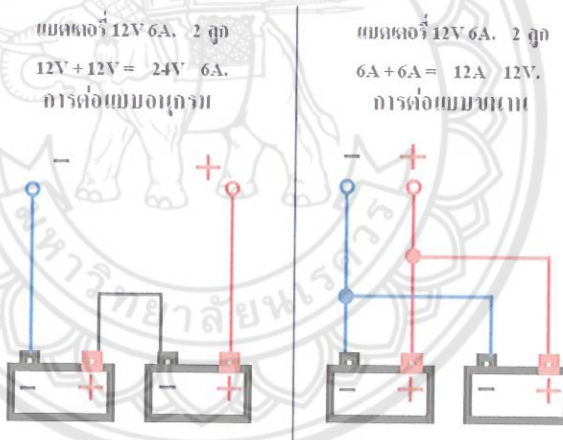
ω คือ ความเร็วรอบของเพลา มีหน่วยเป็นเรเดียนต่อวินาที (rad/s)

2.7.2 ระบบแบตเตอรี่สำรอง

เนื่องจากอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วนั้นทำงานด้วยมอเตอร์ไฟฟ้าเป็นหลัก โดยได้ใช้แหล่งพลังงานไฟฟ้าจากแบตเตอรี่จ่ายให้กับมอเตอร์ไฟฟ้า ซึ่งการต่อแบตเตอรี่นั้นต้องมีความรู้พื้นฐานการต่อวงจรไฟฟ้าเบื้องต้น ดังนี้

วงจรไฟฟ้า คือการนำเอาแหล่งจ่ายไฟฟ้ามาจ่ายแรงดันและกระแสให้กับโหลด โดยผ่านลวดตัวนำ และใช้สวิตซ์ในการเปิดปิดวงจรสำหรับจ่ายไฟให้โหลด วงจรไฟฟ้าเบื้องต้นมี 2 ลักษณะ คือ วงจรอนุกรมและวงจรขนาน ดังแสดงในรูปที่ 2.13

1. วงจรอนุกรม คือการนำโหลดมาต่อเรียงกัน โดยให้ปลายของโหลดตัวแรกต่อกับปลายของโหลดตัวถัดไป ทำให้กระแสไฟฟ้าไหลไปทิศทางเดียวกัน
2. วงจรขนาน คือการนำโหลดมาต่อขนานกันหรือต่อคร่อมกัน ตั้งแต่สองตัวขึ้นไปโดยนำจุดต่อของปลายทั้งสองข้างของโหลดแต่ละตัวมาต่อร่วมกัน



รูปที่ 2.13 การต่อวงจรแบบอนุกรมและแบบขนาน (25)

2.7.3 การคำนวณหาปริมาณกระแสไฟฟ้าในแบตเตอรี่

พลังงานหลักในการทำงานของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วนั้นคือพลังงานไฟฟ้า ดังนั้นจึงต้องมีการคำนวณหาปริมาณกระแสไฟฟ้าที่อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วนั้นต้องใช้ ซึ่งสามารถหาได้จากสมการคำนวณหาปริมาณกระแสไฟฟ้าต่อชั่วโมงของแบตเตอรี่ ดังนี้

$$Ah = \frac{\sum (W \times n \times hr)}{v} \quad 2.14$$

โดยที่ Ah คือ ความจุของแบตเตอรี่ในการบรรจุพลังงาน มีหน่วยเป็น

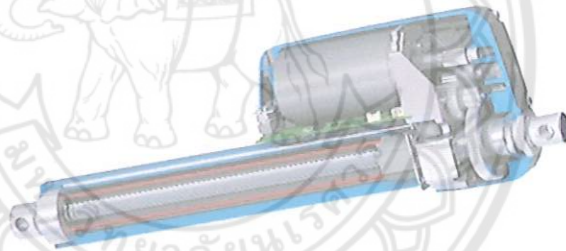
แอมแปร์ต่อชั่วโมง (Ah)

W	คือ กำลังไฟฟ้าของอุปกรณ์ มีหน่วยเป็น วัตต์ (W)
n	คือ จำนวนอุปกรณ์ไฟฟ้า
hr	คือ จำนวนชั่วโมงการใช้งานของอุปกรณ์ มีหน่วยเป็น ชั่วโมง
v	คือ แรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ มีหน่วยเป็น โวลต์ (V)

2.7.4 มอเตอร์แกนชัก (Linear actuator)

กลไกการทำงานที่สำคัญส่วนหนึ่งของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยนั้นก็คือการปรับระดับของอุปกรณ์ เนื่องจากเตียงผู้ป่วยบางส่วนนั้นมีระดับความสูงที่ไม่เท่ากัน จึงได้ทำการออกแบบให้อุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสามารถปรับความสูงได้ด้วยมอเตอร์แกนชัก ดังนั้นจำเป็นต้องมีการศึกษาหลักการการทำงานของมอเตอร์แกนชักโดยมีหลักการการทำงานดังนี้

มอเตอร์แกนชัก คือ อุปกรณ์ช่วยเสริมแรงประเภทหนึ่งที่นิยมนำมาใช้ปรับระยะห่างให้กับอุปกรณ์ต่างๆ ตามที่ต้องการ (รูปที่ 2.14) โดยการทำงานจะเปลี่ยนการเคลื่อนที่เชิงมุมจากมอเตอร์ไฟฟ้าให้เป็นการเคลื่อนที่เชิงเส้น ซึ่งจะสามารถขยายระยะแกนชักให้ได้ตามระยะที่ต้องการและสามารถหดระยะแกนชักกลับมายังตำแหน่งเดิมได้



รูปที่ 2.14 มอเตอร์แกนชัก (26)

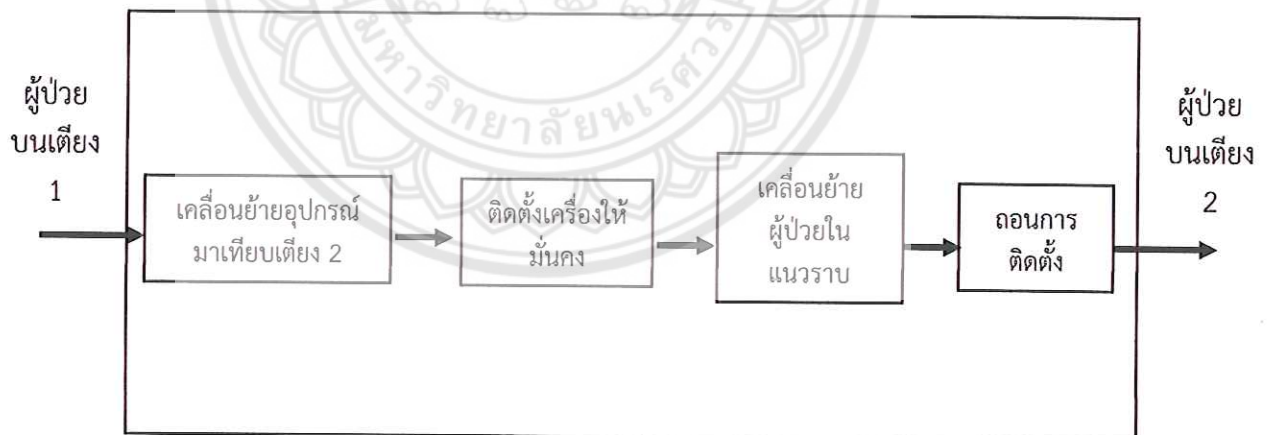
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน

3.1 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยตามหลักกระบวนการออกแบบและพัฒนาผลิตภัณฑ์ที่ได้ทำการศึกษา โดยอาศัยข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ปัญหาและความต้องการจากการสังเกตการณ์งานพยาบาลจึงได้กำหนดวัตถุประสงค์และขอบเขตของอุปกรณ์ จากนั้นจะเป็นกระบวนการออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.1.1 การสร้างฟังก์ชันและออกแบบแนวคิดต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

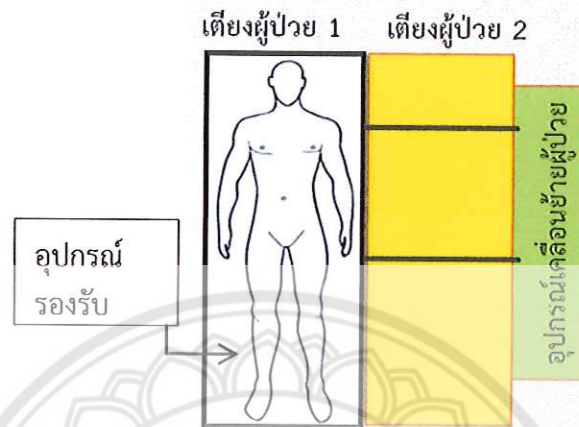
การสร้างฟังก์ชันของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสามารถทำได้โดยการใช้ทฤษฎีกล่องดำ โดยเริ่มจากกำหนดให้กล่องดำคือต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ปัญหาคือผู้ป่วยอยู่บนเตียงที่ 1 และผลลัพธ์ที่ต้องการคือผู้ป่วยอยู่บนเตียงที่ 2 สามารถสร้างแบบจำลองกล่องดำของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แบบจำลองกล่องดำของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

สำหรับหลักการทำงานเริ่มจากผู้ป่วยอยู่บนเตียง 1 โดยนำเตียง 2 ที่มีความสูงเท่ากับเตียง 1 และอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยมาเทียบชิดกับเตียง 1 (รูปที่ 3.2) จากนั้นจึงทำการล็อกล้อและปรับระดับความสูงของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยให้เท่ากับเตียง 1 ต่อมานำปลายด้านหนึ่งของสายดิ่งทั้งสองเส้นมาติดตั้งกับอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยและนำปลายอีกด้านหนึ่งของสายดิ่งทั้งสองเส้นดังกล่าว

มาติดตั้งกับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยบนเตียง 1 จากนั้นทำการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียง 1 มายังเตียง 2 เมื่อเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเสร็จแล้วต่อไปทำการถอดเชือกออกทั้งสองด้านพร้อมกับปลดล๊อคล้ออุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย สุดท้ายแล้วจะได้ผู้ป่วยอยู่บนเตียง 2



รูปที่ 3.2 ตำแหน่งการวางอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ฟังก์ชันย่อยภายในแบบจำลองกล่องดำดังรูปที่ 3.1 คือ รายละเอียดขั้นตอนการทำงานของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

1. เคลื่อนย้ายอุปกรณ์มาเทียบเตียง 2

ฟังก์ชันย่อยของการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์มาเทียบเตียง 2 โดยใช้ล้อในการเลื่อนอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยมาเทียบเตียง 2 เพื่อให้สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวกและง่ายต่อการใช้งาน

2. ติดตั้งเครื่องให้มั่นคง

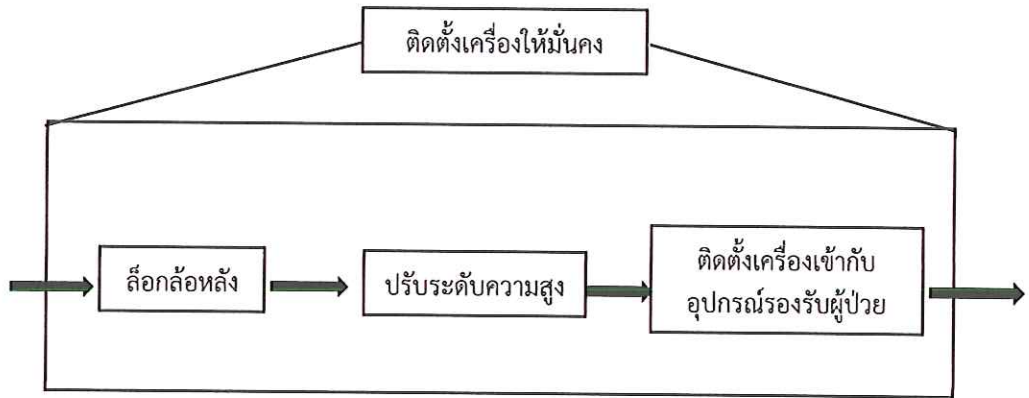
ฟังก์ชันย่อยของการติดตั้งเครื่องให้มั่นคง (รูปที่ 3.3ก) เริ่มจากล๊อคล้อของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยให้อยู่นิ่ง จากนั้นปรับระดับความสูงของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยให้เท่ากับเตียงผู้ป่วย สุดท้ายติดตั้งสายดึงเข้ากับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยให้เรียบร้อย

3. เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

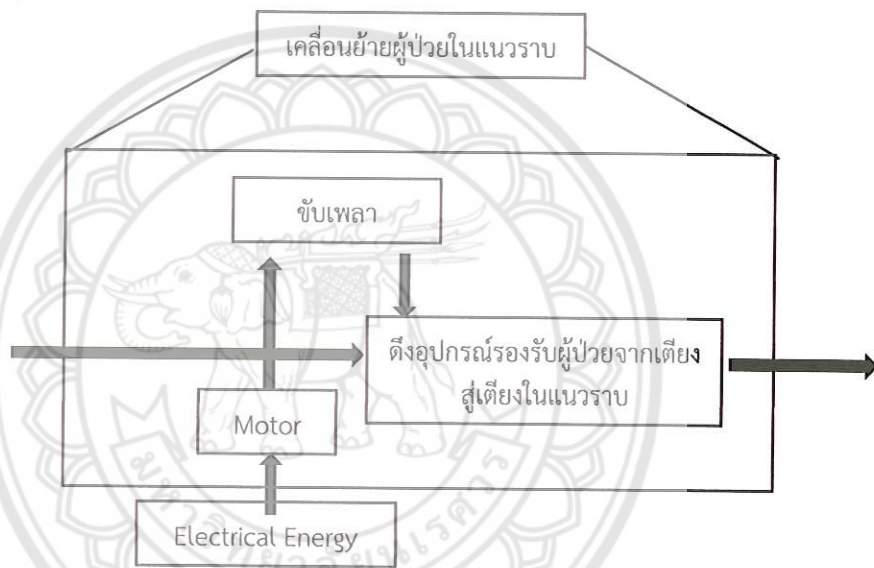
ฟังก์ชันย่อยของการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ (รูปที่ 3.3ข) เริ่มจากแหล่งพลังงานไฟฟ้าของแบตเตอรี่ส่งมายังมอเตอร์ ต่อมาใช้มอเตอร์ในการขับเคลื่อนเพลาให้หมุนเพื่อทำการเลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยให้เคลื่อนที่จากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่งในแนวราบ

4. ถอนการติดตั้ง

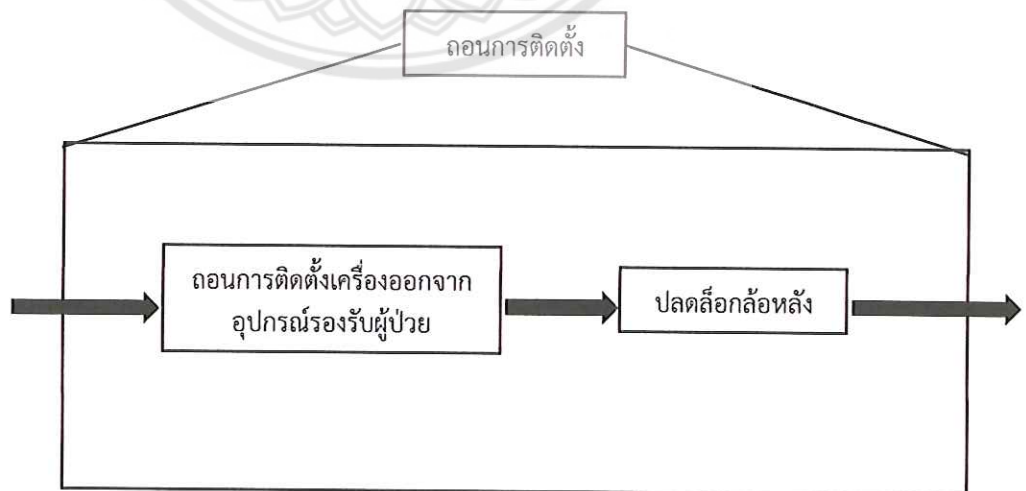
ฟังก์ชันย่อยของการถอนการติดตั้ง (รูปที่ 3.3ค) โดยทำการปลดเชือกที่ยึดติดอยู่กับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยจากนั้นปลดล๊อคล้อของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย แล้วเลื่อนออกไปจัดเก็บให้เรียบร้อย



(ก) รายละเอียดของฟังก์ชันติดตั้งเครื่องให้มั่นคง



(ข) รายละเอียดของฟังก์ชันเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ



(ค) รายละเอียดของฟังก์ชันถอนการติดตั้ง

รูปที่ 3.3 รายละเอียดภายในแบบจำลองกล่องดำของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

จากการกำหนดกระบวนการต่างๆ ภายในแบบจำลองกล่องดำของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ทำให้สามารถสร้างทางเลือกหรือคำตอบ (solutions) ในการแก้ปัญหาที่ตอบสนองกับกระบวนการดังกล่าว ดังแสดงในตารางที่ 3.1 โดยจะสร้างทางเลือกหลายๆ ทางเลือกแล้วนำทางเลือกต่างๆ มาเปรียบเทียบเพื่อหาทางเลือกที่เหมาะสม ทางเลือกที่ได้นี้สามารถเปลี่ยนแปลงในภายหลังได้ตามความเหมาะสม

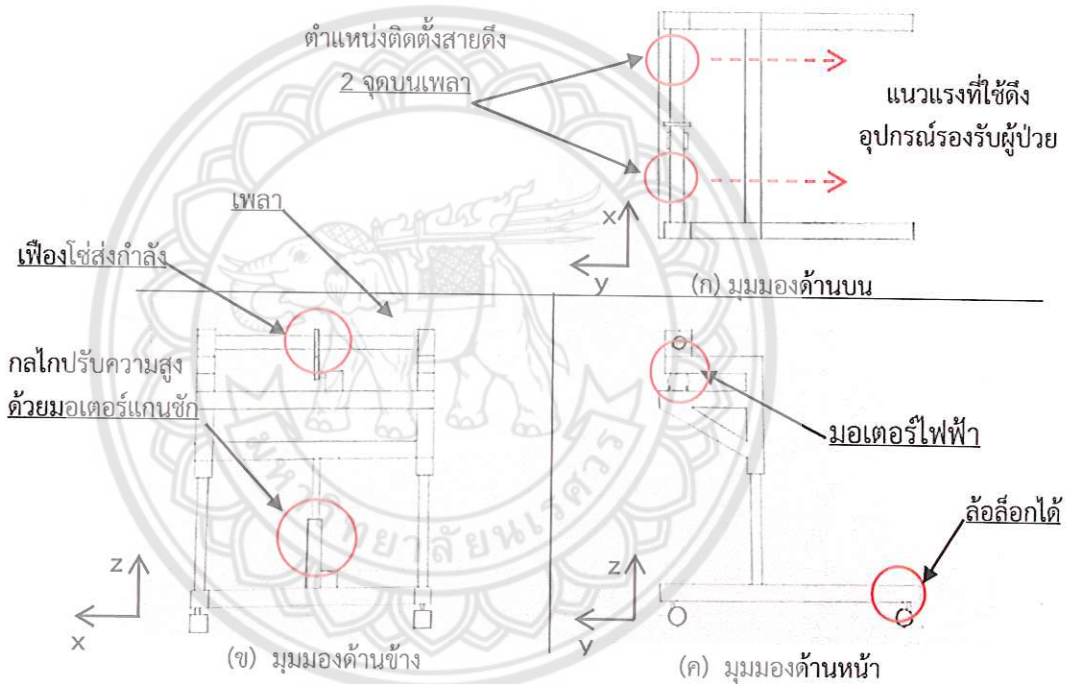
ตารางที่ 3.1 ทางเลือกในการแก้ปัญหา (วิธี/อุปกรณ์ที่เลือกใช้)

No.	Subfunctions /Solutions	1	2	3	4	5
1	ล้อกล้อ	ใช้ระบบล้อที่มากับล้อ	ใช้ระบบดิสก์เบรกแบบจักรยาน	ใช้ระบบดิสก์เบรกทำงานด้วยไฟฟ้า		
2	ปรับระดับความสูง	ใช้สลักล๊อค	ใช้สกรูปรับระดับด้วยไฟฟ้า	ใช้มอเตอร์แกนชัก	ใช้ระบบ rack and pinion	ใช้ระบบ Hydraulic pump
3	ติดตั้งสายดึงเข้ากับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย	ใช้ตะขอคล้องกับอุปกรณ์	ใช้สายดึงพันเข้ากับอุปกรณ์	ใช้ตัวหนีบพร้อมกับแท่งพันผ้า		
4	ดึงอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยจากเตียงสู่เตียงในแนวราบ	ใช้มอเตอร์ไฟฟ้า DC หมุนเพลาทั้ง 2 ด้าน	ใช้มอเตอร์ไฟฟ้า DC หมุนเพลาด้านเดียว	ใช้มอเตอร์ไฟฟ้า DC วางตรงกลางแล้วหมุนเพลาดด้วยชุดเฟืองหรือโซ่หรือสายพาน		

จากตารางที่ 3.1 หลังจากได้ทำการสร้างทางเลือกในการแก้ปัญหาที่ตอบสนองต่อกระบวนการต่างๆ ภายในแบบจำลองกล่องดำของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์และเปรียบเทียบทางเลือกเพื่อหาทางเลือกที่เหมาะสมเพียง 1 ทางเลือก จากฟังก์ชันย่อยที่ 1 ระบบล้อกล้อที่นำมาเลือกใช้คือ ล้อที่มีระบบล้อภายในตัวเพราะง่ายต่อการติดตั้งและใช้งาน ฟังก์ชันย่อยที่ 2 การปรับระดับความสูงของอุปกรณ์ได้เลือกใช้มอเตอร์แกนชักเพราะง่ายต่อการใช้งาน เสียงเบา เหมาะกับการใช้งานในโรงพยาบาล ฟังก์ชันย่อยที่ 3 การติดตั้งสายดึงเข้ากับอุปกรณ์รองรับได้เลือกใช้วิธีนำเอาสายยึดด้านหนึ่งมาพันเข้ากับอุปกรณ์รองรับส่วนสายยึดอีกด้านหนึ่งนำมาพันเข้า

กับเพลาร่วมกับใช้อุปกรณ์ครอบสายยึดให้ติดแน่นอยู่กับเพล่า ฟังก์ชันย่อยที่ 4 การดึงอุปกรณ์รองรับให้ตัวผู้ป่วยเลื่อนจากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่งในแนวราบด้วยระบบไฟฟ้า โดยเลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้า DC นำมาวางไว้บริเวณส่วนกลางของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแล้วทำการติดตั้งระบบส่งกำลังด้วยชุดเฟืองหรือโซ่หรือสายพาน

หลังจากที่ได้ทำการวิเคราะห์ทางเลือกในการแก้ปัญหาแล้ว จึงสามารถนำเอาทางเลือกที่ได้ทำการเลือกไว้มาใช้ในการออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งสามารถแสดงผลการออกแบบร่างในเบื้องต้นของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยได้ดังรูปที่ 3.4



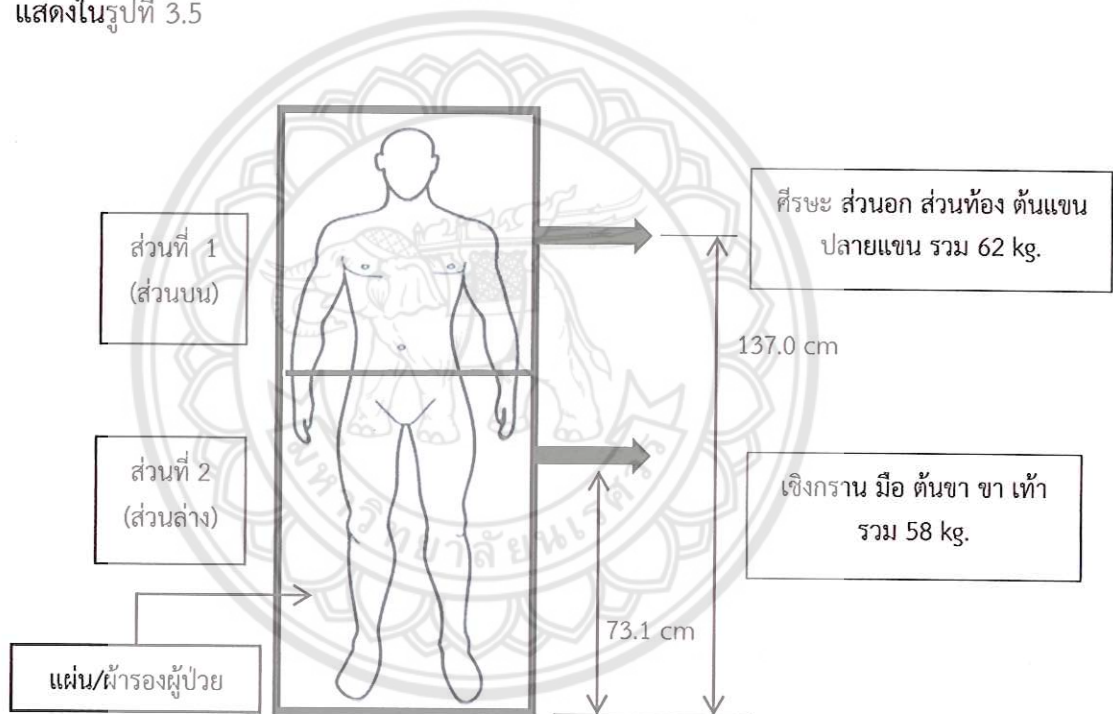
รูปที่ 3.4 แบบร่างเบื้องต้นของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

เมื่อได้ทำการร่างแบบเบื้องต้นของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยเสร็จ จึงได้นำเอาแบบร่างเบื้องต้นที่ได้ไปพัฒนาออกแบบให้เป็นแบบสามมิติโดยใช้ซอฟต์แวร์ SOLIDWORKS ซึ่งจะแสดงผลการออกแบบได้ในบทที่ 4 ต่อไป

3.1.2 การออกแบบจุดยึดสายดึง

สำหรับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยถือว่าเป็นส่วนหนึ่งที่ใช้ช่วยในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งปกติแล้วอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่ใช้ในโรงพยาบาลจะเป็นผ้าและกระดานเลื่อนที่ไม่มีจุดยึดสายดึง ทำให้ต้องออกแบบจุดยึดเพื่อใช้สำหรับเป็นจุดดึงในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

จากการศึกษาหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง โดยได้ทำการศึกษาการกระจายมวลและจุดศูนย์กลางมวลในแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์และคำนวณการกระจายมวลและจุดศูนย์กลางมวลในแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์โดยอาศัยข้อมูลที่ได้ทำการศึกษามาตามที่ได้แสดงในบทที่ 2 เนื่องจากการแบ่งการกระจายมวลของร่างกายมนุษย์ตามที่ได้กล่าวมาข้างต้นมีจำนวนถึง 10 ส่วน จึงทำการรวมมวลย่อยโดยใช้สมการที่ 2.1 ซึ่งสามารถแบ่งร่างกายมนุษย์ออกเป็น 2 ส่วน คือส่วนบนและส่วนล่างดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การแบ่งการกระจายมวลของร่างกายมนุษย์ออกเป็น 2 ส่วน

จากการแบ่งการกระจายมวลของร่างกายมนุษย์ทำให้ได้ตำแหน่งที่มีการกระจายมวลทั้งหมด 2 จุดที่ใช้ในการออกแบบจุดยึดสำหรับดึงแผ่น/ฝารองผู้ป่วยเพื่อเคลื่อนย้ายตัวผู้ป่วยจากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่งอย่างปลอดภัย โดยมีขั้นตอนการคำนวณตำแหน่งจุดยึดสายดึงดังนี้

กำหนดให้น้ำหนักของร่างกายมนุษย์แบ่งออกเป็น 10 ส่วน (19) มีน้ำหนักรวมเท่ากับ 120 kg มีความสูงเท่ากับ 175 cm โดยอ้างอิงจากขนาดความสูงเฉลี่ยของมาตรฐานชายไทยจาก Size Thailand (20) จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) (19) สามารถคำนวณน้ำหนัก

ส่วนต่างๆ ดังกล่าวรวมทั้งระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิง (ปลายเท้า) ได้ดังแสดงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 น้ำหนักส่วนต่างๆ ของร่างกายและระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้าจากการแบ่งส่วนประกอบของร่างกายเป็นส่วนบนกับส่วนล่าง

	ส่วนที่	ส่วนประกอบของร่างกาย	(m) น้ำหนักส่วนประกอบของร่างกาย (kg)	(r) ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้า (cm)
ส่วนบน	1	ศรีษะ	9.9	159.6
	2	ส่วนอก	24.1	138.6
	3	ส่วนท้อง	15.7	122.4
	4	ต้นแขน	7.8	138.1
	5	ปลายแขน	4.5	128.1
			รวม	62.0
ส่วนล่าง	6	เชิงกราน	16.4	114.0
	7	มือ	1.6	88.9
	8	ต้นขา	25.2	73.7
	9	ขา	11.4	31.9
	10	เท้า	3.4	3.8
			รวม	58.0

จากการนำส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายส่วนบนมาคำนวณระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้าสามารถหาได้จากสมการที่ 2.1 สมการหาจุดศูนย์กลางมวลรวม จะได้ว่า

$$R_{total,upper} = \frac{m_1r_1 + m_2r_2 + m_3r_3 + m_4r_4 + m_5r_5}{m_{total,upper}}$$

$$R_{total,upper} = \frac{(9.9)(159.6) + (24.1)(138.6) + (15.7)(122.4) + (7.8)(138.1) + (4.5)(128.1)}{(9.9) + (24.1) + (15.7) + (7.8) + (4.5)}$$

$$R_{total,upper} = 137.0 \text{ cm}$$

ฉะนั้นร่างกายส่วนบนจะมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้าเท่ากับ 137.0 cm

และจากการนำส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายส่วนล่างมาคำนวณระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้า จะได้ว่า

$$R_{total,lower} = \frac{m_6r_6 + m_7r_7 + m_8r_8 + m_9r_9 + m_{10}r_{10}}{m_{total,lower}}$$

$$R_{total,lower} = \frac{(16.4)(114.0) + (1.6)(88.9) + (25.2)(73.7) + (11.4)(31.9) + (3.4)(3.8)}{(16.4) + (1.6) + (25.2) + (11.4) + (3.4)}$$

$$R_{total,lower} = 73.1 \text{ cm}$$

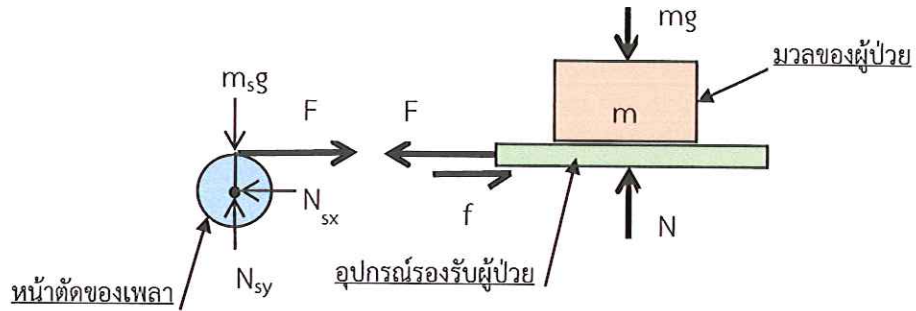
ฉะนั้นร่างกายส่วนล่างจะมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางมวลถึงจุดอ้างอิงปลายเท้าเท่ากับ 73.1 cm

ดังนั้นจะได้ระยะห่างระหว่างจุดตั้งทั้ง 2 จุด อยู่ในช่วง 64 ± 2 cm

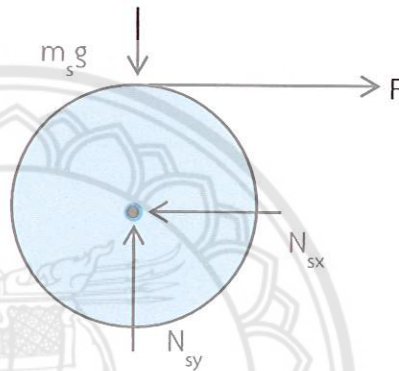
3.1.3 การคำนวณขนาดเพลลา

สำหรับในส่วนของการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยนั้น ได้มีการนำเพลามาใช้เป็นแกนหมุนเพื่อทำการตั้งอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยให้เคลื่อนที่จากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่ง

ในการออกแบบเพลลานั้นต้องมีการคำนวณขนาดเพลลาและเลือกใช้วัสดุที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้งาน เพื่อให้สามารถรับภาระที่ใช้เลื่อนผู้ป่วยได้ โดยเริ่มจากสร้างผังวัตถุอิสระ (Free Body Diagram: FBD) เพื่อทำการวิเคราะห์ภาระที่ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วย สมมติให้ผู้ป่วยนอนอยู่บนอุปกรณ์รองรับที่มีพื้นสัมผัสกับเตียงในมุมมองจากปลายเท้า (รูปที่ 3.6) จากนั้นใช้เพลลาม้วนเก็บสายตึงที่ติดอยู่กับอุปกรณ์รองรับเพื่อดึงผู้ป่วยให้เคลื่อนย้ายจากเตียงหนึ่งสู่อีกเตียงหนึ่ง เมื่อทำการวิเคราะห์ภาระที่เกิดขึ้นแล้วพบว่า ในการดึงมวลของผู้ป่วย (m) ให้เคลื่อนที่ได้นั้นต้องใช้แรงดึง (F) ที่มีขนาดอย่างน้อยเท่ากับแรงเสียดทาน (f) สถิตยสูงสุดที่เกิดขึ้นระหว่างผิวสัมผัสของอุปกรณ์รองรับกับเตียง ซึ่งสามารถคำนวณแรงเสียดทานได้จากความสัมพันธ์ระหว่างแรงกิริยา (mg) ของมวลผู้ป่วยกับแรงปฏิกิริยา (N) บริเวณผิวสัมผัสของอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยกับเตียง เมื่อทราบแรงดึงและความแข็งแรงเฉือน (Shear Strength: S_s หรือ τ_{max}) ของเพลลา จึงสามารถวิเคราะห์ภาระที่กระทำแล้วคำนวณขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (d) จากผังวัตถุอิสระส่วนหน้าตัดของเพลลากลมตัน ดังแสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.6 FBD ที่ใช้ในการพิจารณาภาระที่ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วย



รูปที่ 3.7 FBD ที่ใช้ในการวิเคราะห์ภาระกระทำบนเพลลาจากแรงดึง (F) มวลของเพลลา (m_s) และแรงปฏิกิริยาจากแบร็ง (N_{sx} , N_{sy})

สำหรับวัสดุที่เลือกใช้คือเพลลาอลูมิเนียมที่มีหน้าตัดกลมตัน เนื่องจากมีน้ำหนักน้อยกว่าเหล็ก อลูมิเนียมมีความแข็งแรงเฉือน (shear Strength) เท่ากับ 210 MPa (23) ในการคำนวณกำหนดให้ มวลของผู้ป่วยเท่ากับ 120 kg แรงโน้มถ่วงของโลกเท่ากับ 9.81 m/s^2 และค่า safety factor เท่ากับ 3 และสมมติให้ใช้ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเท่ากับ 1 จากสมการที่ 2.2 สมการความเค้นเฉือน สำหรับเพลลาตัน สามารถย้ายข้างสมการเพื่อหาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเพลลา จะได้ว่า

จากสมการ
$$d^3 = \frac{16T}{\pi\tau_{\max}} \quad 3.1$$

เมื่อ
$$T = F(d/2)$$

และ
$$F = \mu mg$$

จะได้ว่า
$$d^3 = \frac{16(\mu mg)(d/2)(SF)}{\pi\tau_{\max}}$$

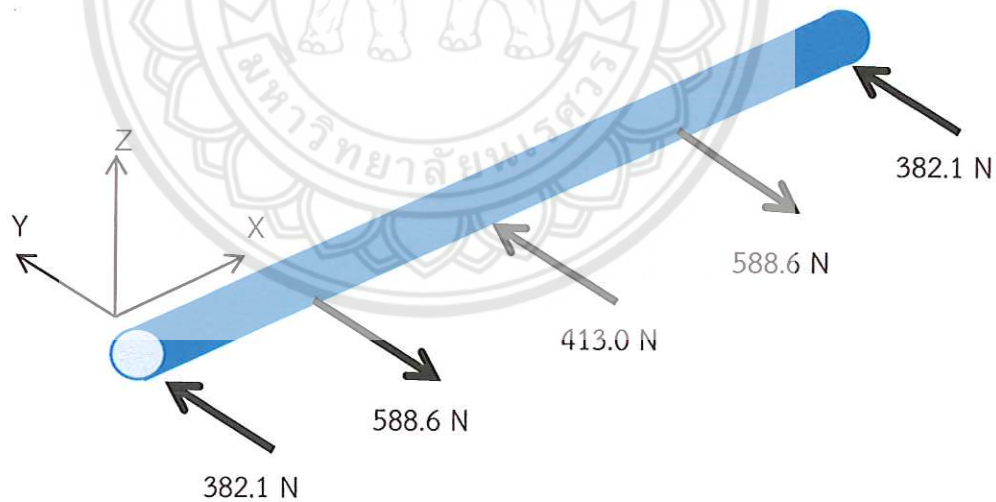
แทนค่า

$$d^3 = \frac{16(1)(120)(9.81)(d/2)(3)}{\pi(210 \times 10^6)}$$

$$d = 6.54 \text{ mm}$$

จึงสรุปได้ว่าเพลาลูมิเนียมกลมตันที่สามารถรับแรงเฉือนจากการดึงเลื่อนผู้ป่วยน้ำหนัก 120 kg ได้คือเพลามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอย่างน้อย 6.54 mm นอกจากนี้แล้วยังต้องพิจารณาถึงความเค้นดัดที่เกิดขึ้นกับเพลานี้ด้วย

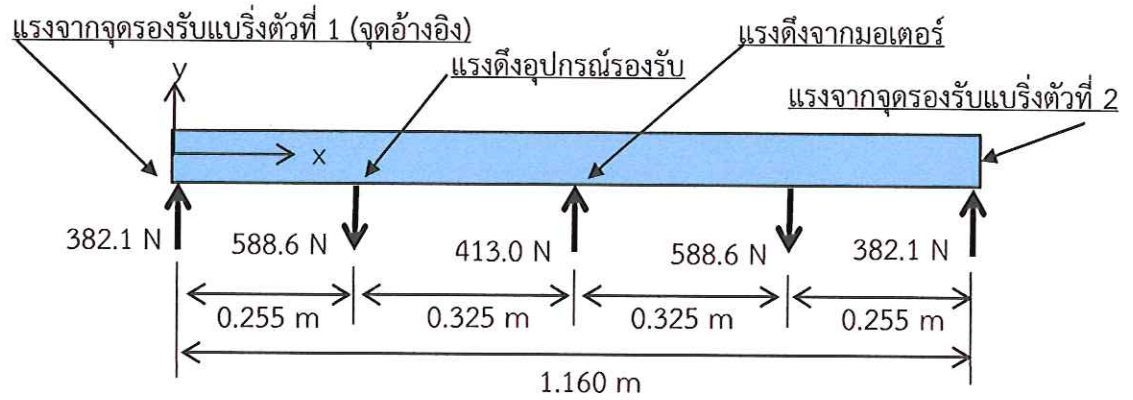
สำหรับการคำนวณความเค้นดัดของเพลาลูมิเนียมกลมตันที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 6.54 mm และกำหนดให้มีความยาว 1.16 m เนื่องจากต้องออกแบบเพลาตามโครงสร้างของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยเพื่อให้มีความกว้างพอดีกับฐานของเตียงปรับท่านี้ ซึ่งการคำนวณความเค้นดัดของเพลานี้เป็นการตรวจสอบค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดจากการดัดภายในเพลาและยังคงทำให้เพลาไม่เสียหาย โดยเริ่มจากการพิจารณาภาระกระทำ (รูปที่ 3.8) ที่เกิดขึ้นกับเพลาจากมุมมองด้านบนของแบบร่างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย (รูปที่ 3.4) จากนั้นสร้าง FBD ของภาระที่กระทำบนเพลา (รูปที่ 3.8ข) โดยมีแรงปฏิกิริยาที่จุดรองรับแบริ่งตัวที่ 1 (จุดอ้างอิง) เท่ากับ 382.1 N แรงดึงผู้ป่วยของสายดึง 588.6 N ที่ระยะ 0.255 m และ 0.905 m จากจุดอ้างอิง แรงดึงของมอเตอร์ 413 N ที่ระยะ 0.58 m จากจุดอ้างอิง และแรงปฏิกิริยาของแบริ่งตัวที่ 2 เท่ากับ 382.1 N



(ก)

รูปที่ 3.8 (ก) การแสดงภาพไอโซเมตริก (Isometric) ของเพลามีภาระต่างๆ ภาระกระทำ

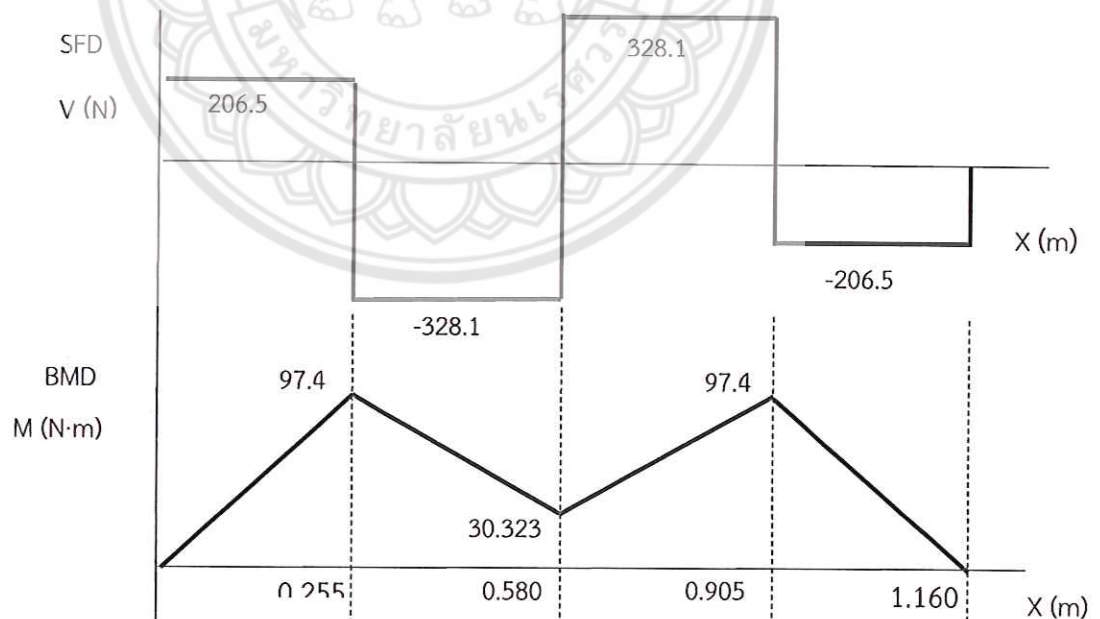
(ข) FBD ของภาระที่กระทำบนเพลา (ต่อ)



(ข)

รูปที่ 3.8 (ก) การแสดงภาพไอโซเมตริก (Isometric) ของเพลลาเมื่อมีภาระต่างๆ มากกระทำ
(ข) FBD ของภาระที่กระทำบนเพลลา (ต่อ)

จากนั้นสามารถคำนวณแรงเฉือนและโมเมนต์ดัดจากการพิจารณาในแต่ละช่วงหน้าตัดของเพลลาตรงจุดที่มีภาระมากกระทำ แล้วนำผลการคำนวณ ที่ได้มาเขียนเป็นแผนภาพแรงเฉือน (Shear Force Diagram: SFD) และโมเมนต์ดัด (Bending Moment Diagram: BMD) ซึ่งได้ผลการคำนวณแรงเฉือนสูงสุดและโมเมนต์ดัดสูงสุดดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แผนภาพแรงเฉือน (Shear Force Diagram: SFD)
และโมเมนต์ดัด (Bending Moment Diagram: BMD)

จากแผนภาพแรงเฉือนและโมเมนต์ดัดพบว่า เกิดแรงเฉือนสูงสุดเท่ากับ 328.1 N บริเวณช่วงความยาว 0.255 – 0.905 m ของเพลลา และเกิดโมเมนต์ดัดสูงสุดสองจุดบนเพลลาได้แก่ ระยะ 0.255 m และ 0.905 m จากจุดอ้างอิง ซึ่งมีค่าโมเมนต์สูงสุดเท่ากับ 97.4 N·m

จากนั้นนำค่าโมเมนต์ดัดสูงสุดที่ได้ไปคำนวณความเค้นดัดของเพลลา เมื่อเพลลาอลูมิเนียมกลมตันที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 6.54 mm มีค่า Moment of Inertia (I) เท่ากับ $8.98 \times 10^{-11} \text{ m}^4$ สามารถคำนวณความเค้นดัดสูงสุดของเพลลา (σ) จะได้ว่า

จากสมการ 2.4

$$\sigma = \frac{Mc}{I}$$

แทนค่า

$$\sigma = \frac{(97.4)(6.54 \times 10^{-3} / 2)}{8.98 \times 10^{-11}}$$

$$\sigma = 3.55 \text{ GPa}$$

ดังนั้นจะได้ความเค้นดัดสูงสุดเท่ากับ 3.55 GPa ซึ่งความเค้นดัดสูงสุดที่ได้จากการคำนวณนี้ต้องนำมาเปรียบเทียบกับความเค้นดัดที่ยอมรับได้ (Allowable Stress: σ_a) โดยกำหนดให้ค่าความแข็งแรงครากของอลูมิเนียม (S_y) เท่ากับ 280 MPa [24] และ Safety factor เท่ากับ 3 จะได้ว่า

จากสมการ

$$\sigma_a = \frac{S_y}{SF}$$

3.2

แทนค่า

$$\sigma_a = \frac{280 \times 10^6}{3}$$

$$\sigma_a = 0.093 \text{ GPa}$$

จะเห็นว่าความเค้นดัดที่ยอมรับได้ของเพลลาอลูมิเนียมมีค่าเท่ากับ 0.093 GPa เมื่อนำค่าความเค้นดัดสูงสุดจากการคำนวณของเพลลาที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6.54 mm มาเปรียบเทียบกับค่าความเค้นดัดที่ยอมรับได้พบว่า ค่าความเค้นดัดสูงสุดของเพลลา มีค่ามากกว่าค่าความเค้นดัดที่ยอมรับได้ อยู่ประมาณ 3.45 เท่า นั่นหมายความว่าเพลลาที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6.54 mm เกิดความเสียหายจากความเค้นดัดภายในเพลลา เนื่องจากเพลลา มีขนาดเล็กเกินไปจึงไม่สามารถรับความเค้นดัดที่เกิดขึ้นจากการใช้งานได้ ดังนั้นจึงต้องทำการคำนวณขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเพลลาที่สามารถรับความเค้นดัด

สูงสุดได้น้อยกว่าหรือเท่ากับความเค้นดัดที่ยอมรับได้ จากสมการ 2.4 สมการความเค้นดัดของเพลลาสามารถย้ายข้างสมการเพื่อหาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเพลลา จะได้ว่า

จากสมการ
$$\frac{S_y}{3} = \frac{Mc}{I} \quad 3.3$$

เมื่อ
$$c = \frac{d}{2}$$

และ
$$I = \frac{\pi d^4}{64}$$

จะได้ว่า
$$\frac{S_y}{3} = \frac{M(d/2)}{(\pi d^4 / 64)}$$

$$d^3 = \frac{96M}{\pi S_y}$$

$$d^3 = \frac{96(97.4)}{\pi(280 \times 10^6)}$$

$$d = 21.99 \text{ mm}$$

จะได้ว่าเพลลาที่สามารถรับความเค้นดัดสูงสุดสำหรับใช้งานจริงต้องมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอย่างน้อย 21.99 mm ทั้งนี้เพื่อให้เกิดความปลอดภัยขึ้นอีกระดับจึงเลือกเพลลาอลูมิเนียมกลมตันขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 31.75 mm ซึ่งเป็นขนาดที่มีขายตามท้องตลาด และเป็นขนาดที่ใหญ่กว่าเส้นผ่านศูนย์กลางที่คำนวณได้ 1.44 เท่า

เมื่อได้ขนาดเพลลาที่เหมาะสมสำหรับใช้งานจริงแล้ว จากนั้นนำค่าเส้นผ่านศูนย์กลางของเพลลา 31.75 mm มาคำนวณย้อนกลับเพื่อตรวจสอบค่าความเค้นเฉือนเนื่องจากภาระบิดและความเค้นดัดของเพลลา พบว่าได้ค่าความเค้นเฉือนจากภาระบิดเท่ากับ 23.79 MPa และความเค้นดัดของเพลลาเท่ากับ 31 MPa ซึ่งเมื่อเทียบกับค่าความแข็งแรงเฉือนและค่าความแข็งแรงครากของอลูมิเนียมแล้ว ถือว่ามีค่าน้อยมาก ต่อมาทำการคำนวณมุมบิดของเพลลา เพื่อตรวจสอบความเสียหายที่อาจจะเกิดจากการบิดภายในเพลลา จะได้ว่ามุมบิดที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ 0.125 องศา ซึ่งถือว่ามีค่าน้อยมากจึงไม่สามารถทำให้เกิดความเสียหายขึ้นกับเพลลาและแบริงได้

และนอกจากนี้ยังได้ทำการตรวจสอบความเค้นเฉือน (τ) เนื่องจากแรงเฉือนสูงสุด (V) ของเพลลาอลูมิเนียมกลมตัน โดยจากผลการคำนวณพบว่า เพลลาที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 31.75 mm

เมื่อรับแรงเฉือนสูงสุดเท่ากับ 328.1 N ทำให้เกิดความเค้นเฉือนเท่ากับ 0.414 MPa และเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความแข็งแรงเฉือนของอลูมิเนียม 210 MPa แล้วพบว่า ค่าความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นนี้ยังถือว่าม้ค่าน้อยมากจึงไม่สามารถทำให้เกิดความเสียหายขึ้นกับเพลลาได้เช่นกัน

ต่อมาเป็นการคำนวณการโก่งตัว (deflection) ของเพลลาที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 31.75 mm เพื่อตรวจสอบความเสียหายของเพลลาจากการโก่งตัวเมื่อมีการใช้งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วย จากรูปที่ 3.8 เนื่องจากภาระที่กระทำบนเพลลานั้นมีลักษณะสมมาตรกัน ทำให้สามารถพิจารณาการโก่งตัวของเพลลาเพียงครึ่งเดียวได้ โดยแบ่งการพิจารณาการโก่งตัวของเพลลาออกเป็นสองช่วง ได้แก่ ช่วงความยาวของเพลลาระหว่าง 0 – 0.255 m และช่วงความยาวของเพลลาระหว่าง 0 – 0.58 m

จากผลการคำนวณการโก่งตัวของเพลลาด้วยทฤษฎี Double Integration พบว่า เมื่อพิจารณาเพลลาในช่วงความยาวระหว่าง 0 – 0.255 m มีการโก่งตัวสูงสุดเท่ากับ 0.112 mm ที่ตำแหน่ง 0.147 m ของความยาวเพลลาวัดจากจุดอ้างอิง และเมื่อพิจารณาเพลลาในช่วงความยาวระหว่าง 0 – 0.58 m มีการโก่งตัวสูงสุดเท่ากับ 1.056 mm ที่ตำแหน่ง 0.259 m ของความยาวเพลลาวัดจากจุดอ้างอิง

ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าเพลลาอลูมิเนียมกลมตันเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 31.75 mm มีระยะการโก่งตัวสูงสุดทั้งหมดสองจุด ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1.056 mm ที่ตำแหน่ง 0.259 m จากปลายทั้งสองด้านของความยาวเพลลา จึงถือได้ว่าม้ค่าน้อยมากทำให้แน่ใจได้ว่าเพลลาที่เลือกมานี้สามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย

3.1.4 การคำนวณกำลังของมอเตอร์และการเลือกมอเตอร์

สำหรับการหากำลังของมอเตอร์นั้นต้องเริ่มจากการคำนวณทอร์กของเพลลาที่ใช้ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย กำหนดให้มวลของผู้ป่วย (m) เท่ากับ 120 kg แรงโน้มถ่วงของโลก (g) เท่ากับ 9.81 m/s² เส้นผ่านศูนย์กลางของเพลลาเท่ากับ 31.75 mm จากสมการคำนวณทอร์ก จะได้ว่า

$$\text{จากสมการ} \quad T = F \times r \quad 3.4$$

$$\text{เมื่อ} \quad T = mg \times r$$

$$\text{แทนค่า} \quad T = (120)(9.81) \times \left(\frac{31.75}{2} \times 10^{-3} \right)$$

$$T = 18.68 \text{ N} \cdot \text{m}$$

ฉะนั้นทอร์กของเพลลาที่ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีค่าเท่ากับ 18.68 N·m ซึ่งการคำนวณทอร์กของมอเตอร์นั้นสามารถหาได้จากอัตราทระหว่างเฟืองโซ่กับเฟืองมอเตอร์ กำหนดให้เฟืองโซ่มี

ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 190 mm และเฟืองมอเตอร์มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 mm จากสมการที่ 2.12 จะได้ว่า

อัตราทดเท่ากับ

$$m_\omega = \frac{d_1}{d_2}$$

$$m_\omega = \frac{40}{190}$$

$$m_\omega = \frac{1}{4.75}$$

ดังนั้นจะได้อัตราทดเท่ากับ 1 : 4.75 ซึ่งสามารถคำนวณทอร์กของมอเตอร์ (T_m) จะได้ว่า $T_m = T/4.75 = 18.68/4.75 = 3.93 \text{ N}\cdot\text{m}$

เนื่องจากการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงที่ 1 มายังเตียงที่ 2 นั้นต้องใช้ระยะทาง (s) เท่ากับ 0.9 m โดยใช้เวลา (t) ประมาณ 10 วินาที ซึ่งสามารถนำมาคำนวณความเร็วรอบของเพลา จะได้ว่า

จากสมการ

$$\omega = \frac{v}{r}$$

3.5

เมื่อ

$$v = \frac{s}{t}$$

จะได้ว่า

$$\omega = \frac{s}{t \times r}$$

$$\omega = \frac{0.9}{10 \times (31.75 \times 10^{-3}) / 2}$$

$$\omega = 5.67 \text{ rad/s}$$

หรือ

$$n_s = 54.14 \text{ rpm}$$

ฉะนั้นแล้วจะได้ความเร็วรอบของเพลาเท่ากับ 54.14 rpm เมื่อนำมาคำนวณเป็นความเร็วรอบของมอเตอร์จะได้ว่า $n_m = 4.75n_s = 4.75(54.14) = 257.16 \text{ rpm}$

เมื่อทราบทอร์กและความเร็วรอบของมอเตอร์ที่ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วยแล้ว จากนั้นนำค่าที่ได้มาคำนวณขนาดกำลังของมอเตอร์ จากสมการที่ 2.13 สมการคำนวณกำลังของมอเตอร์ จะได้ว่า

จากสมการ

$$P = \frac{T_m n_m}{60 / 2\pi}$$

แทนค่า

$$P = \frac{3.93 \times 257.16}{60 / 2\pi}$$

$$P = 105.83 \text{ W}$$

ฉะนั้นควรเลือกมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่มีขนาดกำลังอย่างน้อย 105.83 W มีทอร์คไม่ต่ำกว่า 3.93 N·m และมีความเร็วรอบประมาณ 257.16 rpm เพื่อที่จะสามารถเคลื่อนย้ายผู้ป่วยได้ จากนั้นทำการเปรียบเทียบมอเตอร์ที่มีขายในท้องตลาดจากรายที่ 3.3 เพื่อเลือกมาใช้งานจริง ได้ทำการเลือกมอเตอร์ตัวที่ 2 ซึ่งเป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 24 V แบบมีเกียร์ทดขนาดกำลัง 250 W มีความเร็วรอบ 337 rpm และมีทอร์คสูงสุด 6.65 N·m มาใช้งานกับแบตเตอรี่ของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย ทั้งนี้ การคำนวณในข้างต้นเป็นการประมาณค่าของแรงดึงเริ่มต้นเพื่อการออกแบบจากการทดสอบเพื่อหาแรงดึงที่แท้จริงในการเคลื่อนหุ่นจำลองหนัก 120 กิโลกรัมในแนวราบจากเตียงสู่เตียง (ภาคผนวก ก) พบว่า ขนาดของแรงดึงขึ้นอยู่กับชนิดของอุปกรณ์รองรับ เช่น กระจาดรองเลื่อน หรือผ้าชนิดต่างๆ เนื่องจากมีผลทำให้แรงเสียดทานต่างกัน อย่างไรก็ตาม ขนาดแรงดึงสูงสุดที่ได้จากการทดสอบมีค่าเพียง 48% ของแรงดึงที่ใช้ในการออกแบบ

ตารางที่ 3.3 การเปรียบเทียบมอเตอร์เพื่อเลือกใช้งาน

มอเตอร์	กำลัง (W)	อัตราทด	ทอร์ค (N·m)	ความเร็วรอบ (rpm)	แหล่งที่มา
1	250	1:1	0.61	2750	(27)
2	250	9.78:1	6.65	337	(28)
3	350	1:1	1.22	2750	(29)
4	350	9.78:1	10.85	393	(30)

3.1.5 การคำนวณหาขนาดเฟืองโซ่

สำหรับการคำนวณหาขนาดของเฟืองโซ่มีขั้นตอนในการคำนวณดังนี้ สมมติให้ระยะห่างระหว่างศูนย์กลางเฟืองโซ่โดยประมาณเท่ากับ 195 mm แล้วกำหนดให้เฟืองขับมีระยะพิทช์เท่ากับ 12.7 mm จำนวนฟันเฟืองโซ่ขับเท่ากับ 11 ฟัน จำนวนฟันเฟืองโซ่ตาม 46 ฟัน จากสมการที่ 2.10 การหาจำนวนของข้อโซ่

จะได้

$$x = \frac{2c}{p} + \frac{Z+z}{2} + \left(\frac{Z-z}{2\pi} \right)^2 \left(\frac{p}{c} \right)$$

แทนค่า

$$x = \frac{2(195)}{12.7} + \frac{46+11}{2} + \left(\frac{46-11}{2\pi}\right)^2 \left(\frac{12.7}{195}\right)$$

$$x = 61.23$$

หรือประมาณ 62 ข้อ จากนั้นคำนวณหาระยะห่างศูนย์กลางเฟืองโซ่จริง จากสมการที่ 2.11 สมการหาระยะห่างศูนย์กลางเฟืองโซ่จริง

จะได้

$$c = \frac{p}{4} \left(x - \frac{Z+z}{2} + \sqrt{\left(x - \frac{Z+z}{2} \right)^2 - 2 \left(\frac{Z-z}{\pi} \right)^2} \right)$$

แทนค่า

$$c = \frac{12.7}{4} \left(62 - \frac{46+11}{2} + \sqrt{\left(62 - \frac{46+11}{2} \right)^2 - 2 \left(\frac{46-11}{\pi} \right)^2} \right)$$

$$c = 200.23 \text{ mm}$$

ดังนั้นจะได้ระยะห่างจริงระหว่างเฟืองโซ่ของมอเตอร์กับเฟืองโซ่ของเพลาท่เท่ากับ 200.23 มิลลิเมตร

3.1.6 การคำนวณหาขนาดแบตเตอรี่

หลังจากที่ได้เลือกมอเตอร์สำหรับนำมาใช้งานแล้ว ต่อมาจึงทำการคำนวณขนาดแบตเตอรี่ และเลือกแบตเตอรี่ที่จะนำมาใช้กับอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย สำหรับการคำนวณขนาดของแบตเตอรี่ สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.14 สมการคำนวณปริมาณกระแสไฟฟ้าต่อชั่วโมงของแบตเตอรี่ กำหนดให้กำลังของมอเตอร์ไฟฟ้าเท่ากับ 250 W จำนวน 1 ตัว กำลังของมอเตอร์แกนซึกเท่ากับ 108 W จำนวน 1 ตัว และแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่เท่ากับ 24 VDC เนื่องจากเตียงผู้ป่วยมีทั้งหมด 18 เตียง โดยสมมติให้หนึ่งวันจะใช้งานอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยเข้า 1 ครั้งต่อเตียง ยื่น 1 ครั้งต่อเตียง แต่แต่ละครั้งจะเคลื่อนย้ายผู้ป่วย 2 รอบแบบไปกลับ ในหนึ่งวันจึงใช้งานอุปกรณ์รวมทั้งหมด 4 รอบต่อเตียง รอบละ 1 นาที ดังนั้นรวมแล้วใช้งานทั้งหมด 72 นาทีต่อวัน หรือ 1.2 ชั่วโมงต่อวัน จะได้ว่า

จะได้

$$Ah = \frac{(W \times n \times hr)_1 + (W \times n \times hr)_2}{v}$$

แทนค่า

$$Ah = \frac{(250 \times 1 \times 1.2) + (108 \times 1 \times 1.2)}{24}$$

$$Ah = 17.9$$

ดังนั้นควรเลือกแบตเตอรี่ที่มีแรงดันไฟฟ้า 24 VDC และมีปริมาณกระแสไฟฟ้ามากกว่า 17.9 Ah ดังนั้นจึงเลือกแบตเตอรี่ขนาด 24 VDC 18 Ah สำหรับนำมาใช้งาน

3.1.7 การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

เป็นขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS Simulation โดยทำการวิเคราะห์ความเค้นของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยแล้วนำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่า Yield Strength ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ และนอกจากนี้ยังได้ทำการวิเคราะห์ความเสียหายที่เกิดจากการเสีรูปของโครงสร้าง (ภาคผนวก ข) เพื่อนำผลการวิเคราะห์ที่ได้มาเปรียบเทียบกับผลการคำนวณเนื่องจากการโก่งตัวของอุปกรณ์ ซึ่งจะได้แสดงผลการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในบทที่ 4 ต่อไป

3.2 การสร้างและทดสอบกลไกและการทำงานของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

หลังจากทำการคำนวณหาขนาดกำลังและเลือกขนาดของมอเตอร์ไฟฟ้าแล้ว เป็นการออกแบบและสร้างชุดทดลองเฉพาะส่วนกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยโดยนำมอเตอร์ที่ได้เลือกมาใช้เป็นต้นกำลังเพื่อทดลองใช้เคลื่อนย้ายหุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัม มีรูปร่าง ขนาด และน้ำหนักแต่ละสัดส่วนเทียบเท่ากับเฉลี่ยของมนุษย์ที่มีน้ำหนัก 120 กิโลกรัม ทำการเคลื่อนย้ายในแนวราบจากเตียงพักพื้นที่ 1 ไปยังเตียงพักพื้นที่ 2 กลับไปมา เพื่อเป็นการตรวจสอบว่ามอเตอร์ที่เลือกมาสามารถใช้งานได้จริง (ภาคผนวก ค) ซึ่งพบว่า การเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองโดยใช้อุปกรณ์รองรับเป็นผ้าฝ้ายและแผ่นรองเลื่อน ใช้แรงบิดมอเตอร์เท่ากับ 1.90 และ 1.17 N-m ตามลำดับ ซึ่งน้อยกว่าแรงบิดของมอเตอร์ที่ออกแบบ (3.93 N-m) และมอเตอร์ที่เลือกใช้ (6.65 N-m) แสดงให้เห็นว่ามอเตอร์ที่เลือกใช้สามารถใช้งานได้จริง จากนั้นจึงเป็นการการสร้างต้นแบบเหมือนจริงและทดสอบการใช้งานโดยการเคลื่อนย้ายหุ่นจำลอง เพื่อตรวจสอบการทำงานของแต่ละฟังก์ชันตามที่ได้ทำการออกแบบไว้

3.3 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยพักฟื้น

3.3.1 สืบค้นและเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด

จากการสืบค้นอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดพบว่าอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการปรับท่านอนเป็นท่านั่งของผู้ป่วยดังแสดงในบทที่ 2 ไม่สามารถปรับท่านอนเป็นท่านั่งหลังตรง และไม่สามารถปรับ

ตารางที่ 3.4 การเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์ที่จำหน่ายในท้องตลาด

หมายเหตุ : สัญลักษณ์ ✓ แทนสิ่งที่มีในหัวข้อ, สัญลักษณ์ ✗ แทนสิ่งที่ไม่มีในหัวข้อของเขต, สัญลักษณ์ — แทนสิ่งที่ไม่ระบุไว้ในคุณสมบัติของผลิตภัณฑ์

ผลิตภัณฑ์	(31)	(31)	(32)	(32)	(33)	(33)	(34)	(33)
คุณลักษณะ								
1. สามารถปรับระดับของสการอนทั้งส่วนหัวและส่วนขาได้ระหว่าง 90 – 180 องศา	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗
2. สามารถปรับระดับความสูงได้ระหว่าง 45 – 90 เซนติเมตร	—	—	—	—	—	—	—	—
3. สามารถรองรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้สูงสุด 120 กิโลกรัม	✗	✗	✗	✗	✓	✗	✗	✗
4. มีอุปกรณ์ป้องกันการกระเด็นของสีรองและลำตัว	—	—	—	—	—	—	—	—
5. เวลาปรับระดับเตียงไม่ว่าจะเอนหรือปรับระดับความสูงต้องมีความนุ่มนวล	✗	✗	✓	✓	—	—	—	—
6. ที่พักแขนสามารถปรับระดับได้	✓	✗	✓	✓	—	—	—	—
7. สามารถปรับระดับสูงต่ำที่พนักเก้าอี้ได้ เพื่อสำหรับผู้ป่วยทุพพลภาพ	—	—	—	—	—	—	—	—
8. ล้อไม่ยื่นออกทางด้านข้างของผลิตภัณฑ์	✓	✓	—	—	✗	✗	✗	✗
9. โครงสร้างทำงานวัสดุที่ป้องกันสนิมและทนทานมีอายุการใช้งานสูง	✓	✓	✓	✓	—	—	—	—
10. มีอุปกรณ์เสริม เช่น ที่แขวนถุงน้ำเกลือ	✓	—	—	—	—	—	✓	✓
11. ที่พนักสามารถปรับมุมได้	✗	✗	—	—	✓	—	—	—

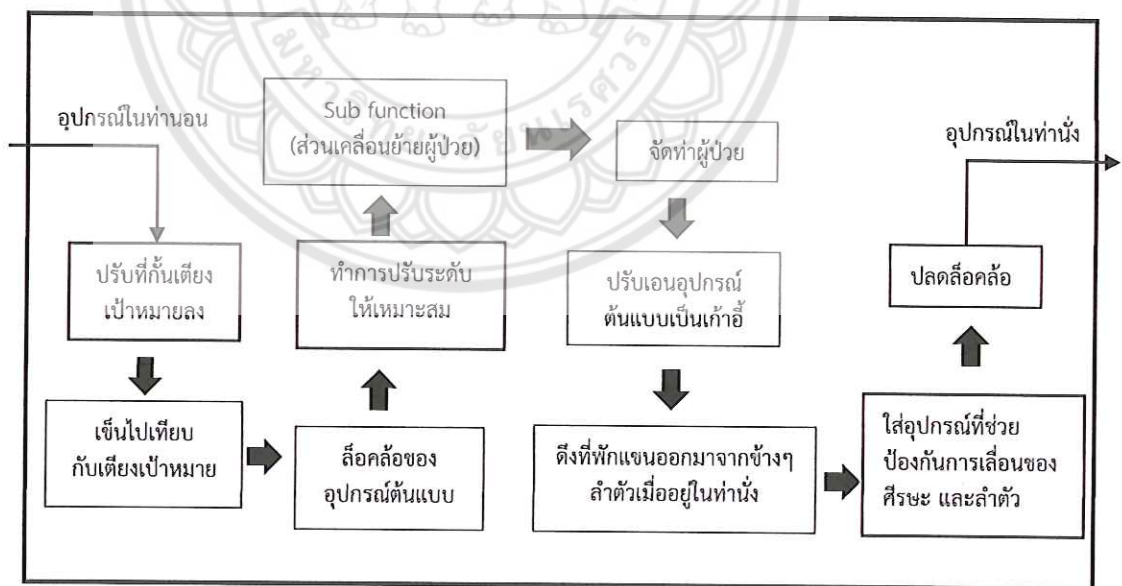
ระดับความสูงได้ตามขอบเขตขอบเขตที่วางไว้เพื่อให้อุปกรณ์แนบชิดติดกับเตียงประเภทต่างๆ ของสถานพยาบาลได้ นอกจากนี้อุปกรณ์แต่ละชนิดรองรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้ไม่ถึง 120 กิโลกรัม ด้านความปลอดภัยของผู้ป่วยขณะใช้งานนั้นพบว่าอุปกรณ์เพียงบางชนิดที่สามารถกันผู้ป่วยลื่นไถล ผลการเปรียบเทียบอุปกรณ์แต่ละแบบกับขอบเขตที่วางไว้แสดงดังตารางที่ 3.4

3.3.2 การสร้างฟังก์ชันและออกแบบแนวคิดอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย

ในการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบได้นำทฤษฎีกล่องดำมาประยุกต์ใช้และกำหนดหลักการ ทำงานเบื้องต้นของอุปกรณ์ต้นแบบ ในรูปที่ 3.10 เป็นการแสดงการรับข้อมูลและการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับท่านั่งโดยผ่านกระบวนการต่างๆ ดังในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.10 การรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับท่านั่ง

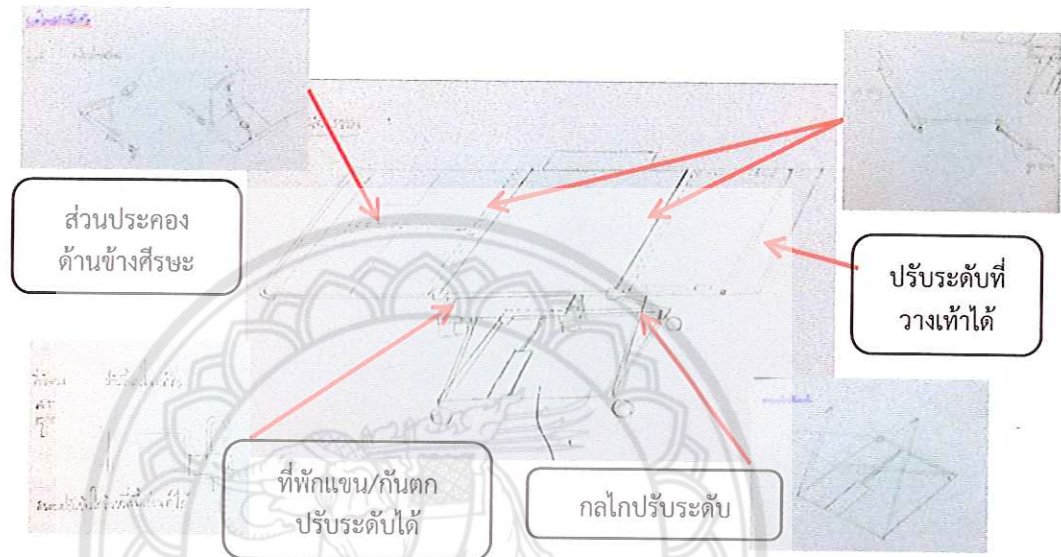


รูปที่ 3.11 หลักการทำงานของอุปกรณ์ปรับท่านั่ง

จากนั้นจึงเริ่มทำการระดมความคิดและออกแบบอุปกรณ์แบบต้นแบบโดยการเขียนแบบด้วยมือ ซึ่งแสดงผลดังรูปที่ 3.12 ซึ่งในการออกแบบได้ทำการวิเคราะห์คำตอบ (solutions) หรือวิธีการต่างๆ

ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยแต่ละฟังก์ชัน และทำการเลือกอุปกรณ์ที่ช่วยให้อุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานได้ตามทฤษฎีก่อนที่กำหนดไว้ ทั้งนี้ Solutions ที่เลือก และอุปกรณ์ที่เลือกสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 3.5 และ ตารางที่ 3.6 ตามลำดับ โดยรายละเอียดการออกแบบแสดงไว้ในบทที่ 4

หลังจากได้แบบร่างด้วยมือแล้วจึงทำการเขียนแบบสามมิติด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS และทำการทดสอบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยผลการทดสอบแสดงในบทที่ 4



รูปที่ 3.12 การออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบเบื้องต้นโดยการเขียนแบบด้วยมือ

ก่อนทำการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบให้สามารถทำงานได้ตามฟังก์ชัน และมีโครงสร้างที่มีความแข็งแรง ที่จำเป็นต้องใช้ในการพิจารณาในการออกแบบ ซึ่งการคำนวณประกอบไปด้วย

3.3.1 การคำนวณขนาดของอุปกรณ์

3.3.1.1 การแบ่งส่วนประกอบ

แผ่นรองรับตัวผู้ป่วยแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังรูปที่ 3.3 เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ในระหว่างการปรับท่าให้กับผู้ป่วย โดยแต่ละส่วนจะประกอบไปด้วย

ส่วนที่ 1 คือ ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง (Backrest) ตั้งแต่เชิงกรานถึงศีรษะ

ประกอบด้วยศีรษะแขน มือ ลำตัวส่วนบนและลำตัวส่วนกลาง

ส่วนที่ 2 คือ ส่วนฐานนั่ง (Seat) ตั้งแต่เข่าถึงเชิงกราน จะประกอบด้วยลำตัวส่วนล่างและต้นขา

ส่วนที่ 3 คือ ส่วนรองรับขาและเท้า (Legrest and Footrest) ตั้งแต่เท้าถึงเข่า จะประกอบด้วย น่องและเท้า

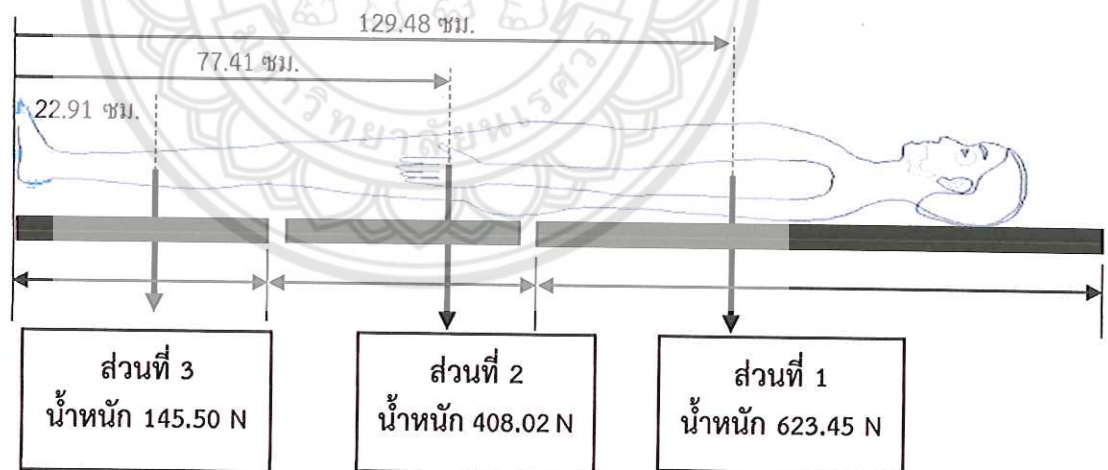
ตารางที่ 3.5 คำตอบหรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยของอุปกรณ์

ฟังก์ชันย่อย	วิธีการที่เป็นไปได้	วิธีการที่เลือก	
การปรับระดับสูงต่ำ	Cross bar	Cross bar	
	Gas spring		
การปรับเอนส่วนลำตัว (ส่วนที่ 1)	แก๊สสปริงควบคุมการเคลื่อนที่โดยหมุดล็อก	Linear actuator	
	Linear actuator		
ที่พักเท้า (ส่วนที่ 3)	บานพับเก้าอี้ (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)	ตัวล็อกบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา และปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยใช้ Seat Clamp)	
	Clamp Lever (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)		
	ตัวล็อกบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)		
	ตัวล็อกบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา และปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยใช้ Seat Clamp)		
การปรับเอนส่วนขา (ส่วนที่ 3)	แก๊สสปริงควบคุมการเคลื่อนที่โดยหมุดล็อก	Linear Actuator	
	Linear Actuator		
ที่พักแขน	ปรับระดับสูงต่ำในแนวตั้ง โดยใช้สลักยึดรูตามตำแหน่งที่ต้องการ	พับเก็บแบบรถทัวร์แบบหมุนขึ้น โดยใช้กลไกบานพับเฟอ์นิเจอร์	
	พับเก็บแบบรถทัวร์แบบหมุนขึ้นโดยใช้กลไกบานพับเฟอ์นิเจอร์		
วัสดุรองรับตัวผู้ป่วย	Topper	ยางพารา	Topper ยางพารา
		ฟองน้ำอัด	
		Memory Foam	
	ฟูก	ยางพารา	
		ฟองน้ำอัด	
		Memory Foam	
การป้องกันการเคลื่อนตัวของผู้ป่วย	เข็มขัดรถยนต์	เข็มขัดนิรภัย	
	เข็มขัดนิรภัย		
	เข็มขัดเครื่องบิน		
แม่แรงดันกลไก (ความสูงต่ำ, ปรับเอนลำตัวและขา)	แม่แรงไฮดรอลิกส์แบบทำงานด้วยมือ	Linear Actuator	
	แม่แรงไฮดรอลิกส์แบบทำงานด้วยไฟฟ้า		
	Linear Actuator		

ตารางที่ 3.6 รายการอุปกรณ์ที่เลือกเพื่อนำมาประกอบกับอุปกรณ์ต้นแบบ

อุปกรณ์ที่เลือก	รายละเอียดของอุปกรณ์
Linear Actuator	Max. Load 6000 N, Max. Stroke 200 mm Max. Load 6000 N, Max. Stroke 300 mm Max. Load 6000 N, Max. Stroke 300 mm
แบตเตอรี่	แบตเตอรี่แห้ง ขนาด 12 V 12 Ah 1 ลูก
บานพับโซฟา	กว้าง 35 mm. ยาว 250 mm. ทหนา 4 mm.
ล้อ Caster ยางเทา	ล้อขนาด 5"
Topper ยางพารา	ขนาด 3.5' ทหนา 3"

ในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง โดยจำเป็นต้องวิเคราะห์น้ำหนัก (Weight) และจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนของร่างกาย ในที่นี้ใช้วิธีการทางชีวกลศาสตร์จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) (19) ข้อมูลจากงานสำรวจและวิจัยมาตรฐานขนาดรูปร่างของคนไทย (Size Thailand) (20) และข้อมูลของ Anthropometry (21) ร่วมกัน เพื่อประมาณการกระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ โดยใช้รูปร่างของชายไทยขนาด 44 และกำหนดให้มีมวลอยู่ที่ 120 กิโลกรัม โดยผลการคำนวณน้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนรับทั้ง 3 ส่วน แสดงดังรูปที่ 3.13

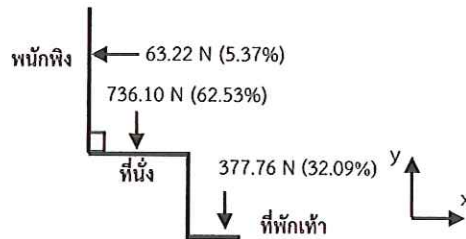


รูปที่ 3.13 น้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนรับทั้ง 3 ส่วน

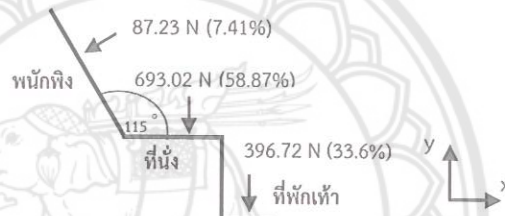
3.3.1.2 การกระจายน้ำหนักของร่างกายเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่านั่ง

ในที่นี้จะทำการพิจารณาอยู่ 2 ท่าคือ ท่านั่งหลังตรง 90 องศา กับท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x และใช้ข้อมูลการกระจายน้ำหนักจากงานวิจัยของ Nag และคณะ (22) ซึ่งสามารถนำมา

วิเคราะห์ได้ว่า ทำนั่งหลังตรง 90 องศา มีการกระจายน้ำหนักลงบนอุปกรณ์ของทั้ง 3 ส่วน โดยเริ่มจากส่วนที่ 1 ไปถึงส่วนที่ 3 คือ 5.37%, 62.53%, 32.09% ตามลำดับ สำหรับทำนั่งเอน 115 องศา มีการกระจายน้ำหนักลงบนอุปกรณ์ของทั้ง 3 ส่วน โดยเริ่มจากส่วนที่ 1 ไปถึงส่วนที่ 3 คือ 7.41%, 58.87%, 33.6% ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 3.14 และ รูปที่ 3.15

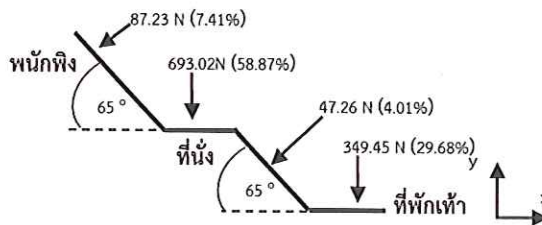


รูปที่ 3.14 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนั่งหลังตรง 90 องศา วัดจากแกน +x



รูปที่ 3.15 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x

เนื่องจากอุปกรณ์ปรับทำนั่งเอน 115 องศา สำหรับอุปกรณ์ต้นแบบต้องมีการเอนในส่วนที่พิชชา ดังนั้นจากรูปที่ 3.4 จะต้องทำการลดทอนแรงให้ตั้งฉากกับที่พิชชา ด้วยมุม 65 องศา โดยผลการคำนวณน้ำหนักจะแสดงผลดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x

จากนั้นนำผลที่ได้จากการคำนวณก่อนหน้านี มาการทำวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไป

3.3.1.3 การคำนวณหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย

ในการหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกายใช้ข้อมูลขนาดรูปร่างของคนไทย (20) และ ข้อมูล Anthropometry (21) มาใช้ประกอบในการคำนวณขนาดความยาวกับความกว้างในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ต้นแบบ และใช้ในการสร้างหุ่นจำลองเสมือนมนุษย์ เพื่อนำไปทดสอบการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบเมื่อทำการสร้างเสร็จสมบูรณ์ ซึ่งในส่วนของ การคำนวณได้ทำการเพื่อขนาดรูปร่างให้มีขนาดใหญ่กว่ามาตรฐานอยู่ 2 ขนาด คือขนาด 44 เพื่อให้ผู้ใช้งานที่มีขนาดรูปร่างใหญ่กว่ามาตรฐานสามารถใช้งานได้ โดยผลการคำนวณขนาดความยาวแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยที่ขนาด 44 แสดงในตารางที่ 3.7

ตารางที่ 3.7 ผลการคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยขนาด 44

ตำแหน่งที่ทำการคำนวณ	ขนาดความยาว (เซนติเมตร)
ศีรษะ - ปลายคาง	22.75
ปลายคาง - ระดับหัวไหล่ (คอ)	9.1
หัวไหล่ - ข้อมือ (แขน)	55.8
ปุ่มคอ - สะโพก (ช่วงลำตัว)	58.5
สะโพก - หัวเข่า (ต้นขา)	39
หัวเข่า - เท้า (ปลายขา)	45.6

3.3.2 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่และความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ การทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. การวิเคราะห์การเคลื่อนที่

เป็นการจำลองการเคลื่อนที่โดยการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ (motion analysis) ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS (ภาคผนวก ง) เพื่อตรวจสอบการทำงานของอุปกรณ์ให้เป็นไปตามฟังก์ชันการทำงานที่ได้กำหนดตามขอบเขต

2. การวิเคราะห์ความแข็งแรงโครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบ

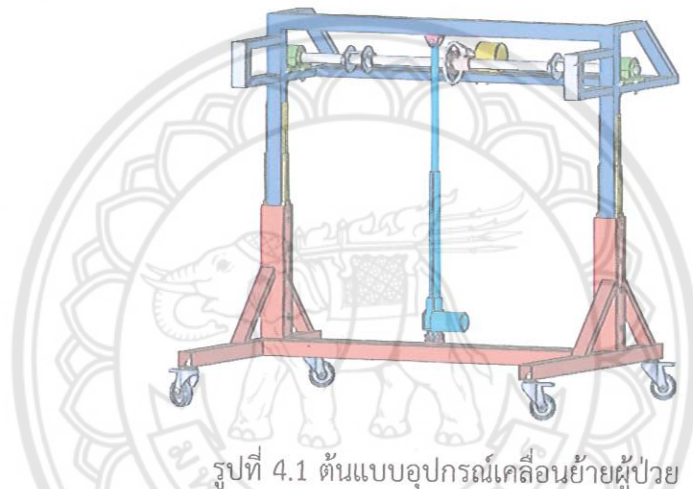
เป็นการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ภาคผนวก ง) ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS Simulation โดยทำการวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ต้นแบบ และเทียบกับค่า Yield Strength ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ต้องมีความเค้นน้อยกว่าค่า Yield Strength ของวัสดุ ซึ่งจะเป็นการบ่งบอกว่าอุปกรณ์ต้นแบบมีความปลอดภัยเมื่อนำมาใช้งาน

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

4.1 การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

คณะผู้วิจัยได้ทำการออกแบบต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยดังที่แสดงในรูปที่ 4.1 โดยสามารถแบ่งการออกแบบเป็น 3 ส่วนใหญ่ๆ คือ การออกแบบโครงสร้าง การออกแบบระบบกลไก ปรับระดับความสูงและการออกแบบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้



รูปที่ 4.1 ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

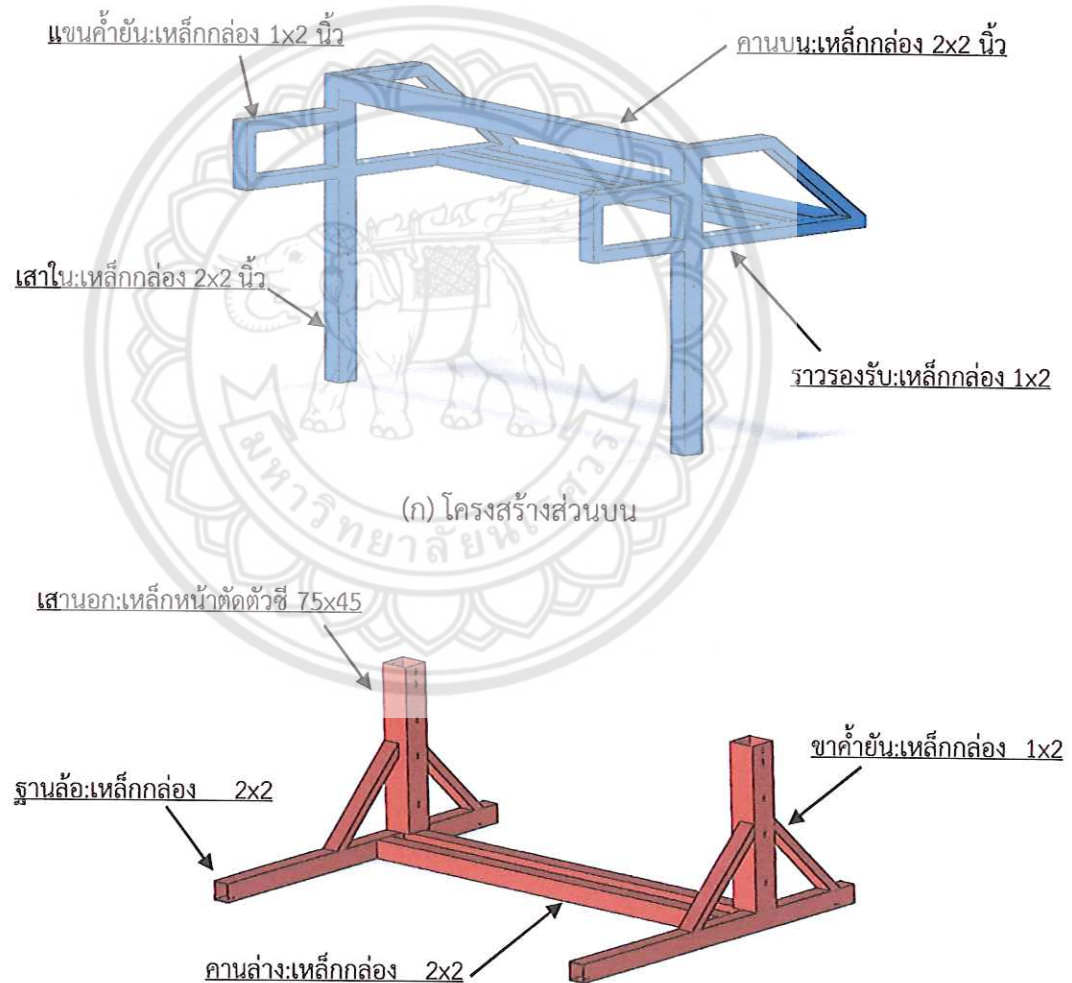
4.1.1 การออกแบบส่วนโครงสร้าง

โครงสร้างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นชิ้นส่วนหลักที่จะนำเอาชิ้นส่วนอื่นๆ มาประกอบ นอกจากนี้ยังทำหน้าที่รองรับน้ำหนักของชิ้นส่วนอื่นๆ และรับแรงกระทำที่เกิดจากการทำงานของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อให้อุปกรณ์สามารถปรับระดับความสูงได้จึงแบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ โครงสร้างส่วนบนและโครงสร้างส่วนล่าง

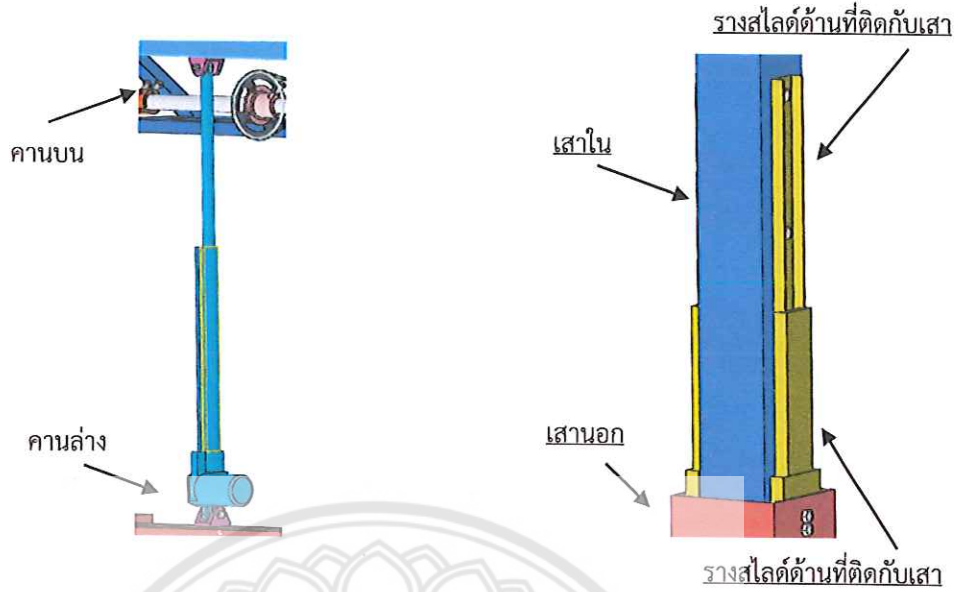
ส่วนประกอบหลักของโครงสร้างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยคือ เหล็กกล่องขนาด 2 x 2 นิ้ว หนา 2 มิลลิเมตร เหล็กกล่องขนาด 1 x 2 นิ้ว หนา 2 มิลลิเมตร และเหล็กหน้าตัดตัวซีขนาด 75 x 45 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.2

4.1.2 การออกแบบระบบกลไกปรับระดับความสูง

ระบบกลไกปรับระดับความสูงทำหน้าที่ในการปรับระดับความสูงของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถปรับระดับความสูงของอุปกรณ์ให้มีความเหมาะสมต่อการใช้งาน ระบบกลไกปรับระดับความสูงประกอบด้วยอุปกรณ์หลัก 2 ชิ้น คือ มอเตอร์แกนชักและรางสไลด์ โดยมอเตอร์แกนชักทำหน้าที่ในการปรับระดับและค้ำยันโครงสร้างส่วนบนโดยสามารถปรับระดับความสูงสูงของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยได้ที่ระดับความสูงซึ่งเป็นไปตามขอบเขตที่กำหนดไว้ และรางสไลด์ทำหน้าที่เพิ่มเสถียรภาพและลดแรงเสียดทานขณะปรับระดับอุปกรณ์ ดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.2 โครงสร้างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย



(ก) ลักษณะการติดตั้งมอเตอร์แกนชัก

(ข) ลักษณะการติดตั้งรางลื่นชัก

รูปที่ 4.3 อุปกรณ์หลักของระบบกลไกปรับระดับความสูง

4.1.3 การออกแบบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยทำหน้าที่ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเตียงสู่เตียงในแนวราบโดยระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีลักษณะโดยรวมดังที่แสดงในรูปที่ 4.4 ซึ่งประกอบด้วยชิ้นส่วนที่สำคัญและหลักการทำงานดังนี้

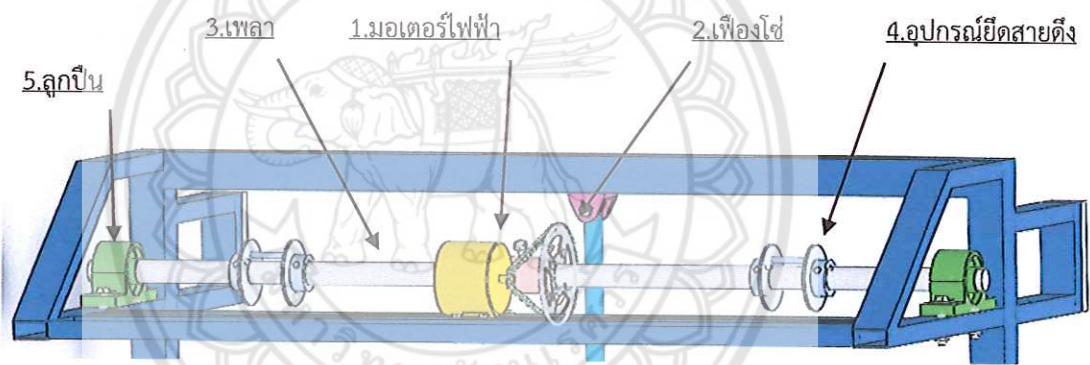
1. มอเตอร์ไฟฟ้า ทำหน้าที่เป็นต้นกำลังในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและถูกควบคุมผ่านกล่องควบคุม ซึ่งผู้ใช้สามารถควบคุมการทำงานด้วยรีโมตคอนโทรล
2. เฟืองโซ่หรือพูลเลย์สายพาน ทำหน้าที่ในการทดความเร็วรอบและส่งกำลังจากมอเตอร์สู่เพลลาโดยมีอัตราทดเท่ากับ 1:4.75 เพื่อความมั่นคงเฟืองโซ่ตัวตามจะถูกติดตั้งบนหน้าแปลนสำหรับใช้ติดตั้งกับเพลลา หรือสามารถส่งผ่านการเคลื่อนที่ด้วยเกียร์ทด (bevel gear box)
3. เพลลา ทำหน้าที่เป็นแกนหมุนสำหรับหมุนเก็บสายดึงซึ่งมีปลายอีกด้านหนึ่งยึดอยู่กับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยเพื่อเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ โดยมีการกลิ้งบ่าเพลลาสำหรับสวมลูกปืนและการกัตรองลิมสำหรับการติดตั้งหน้าแปลนของเฟืองโซ่
4. อุปกรณ์ยึดสายดึง
5. ลูกปืน ทำหน้าที่รองรับเพลลา

4.1.4 การออกแบบชิ้นส่วนอื่นๆ

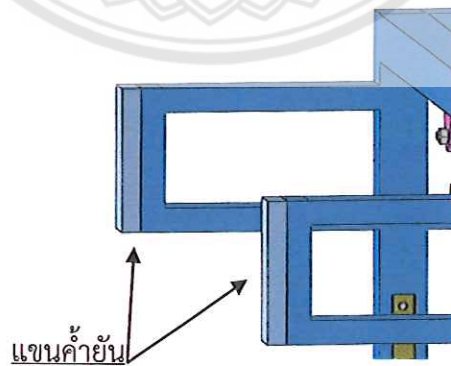
นอกจากส่วนประกอบสำคัญที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยยังประกอบด้วยชิ้นส่วนอื่นๆ ที่สำคัญ ได้แก่

1. ล้อ เป็นชิ้นส่วนสำคัญที่ทำให้ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสามารถเคลื่อนที่ได้สะดวก แต่ว่าในขณะเดียวกันล้อจำเป็นที่จะต้องมียางหรือระบบล็อกให้อุปกรณ์อยู่นิ่งเพื่อให้เกิดความมั่นคงในขณะที่ย้ายผู้ป่วยทำงาน

2. ชิ้นส่วนแขนค้ำยัน ทำหน้าที่ในการช่วยค้ำยันระหว่างต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยกับเตียงผู้ป่วย ซึ่งขณะที่ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยทำงานอยู่นั้นโครงสร้างส่วนบนจะสัมผัสกับเตียงผู้ป่วยและทำให้เกิดแรงกดอัดบริเวณขอบเตียงผู้ป่วยด้วย ดังนั้นเพื่อหลีกเลี่ยงความเสียหายที่อาจเกิดขึ้นและทำให้เกิดความสมดุลของอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย จึงติดตั้งชิ้นส่วนแขนค้ำยันในบริเวณที่สัมผัสกัน ซึ่งมีลักษณะการติดตั้งดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 ลักษณะโดยรวมของระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย



รูปที่ 4.5 ลักษณะการติดตั้งชิ้นส่วนแขนค้ำยัน

4.1.5 การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

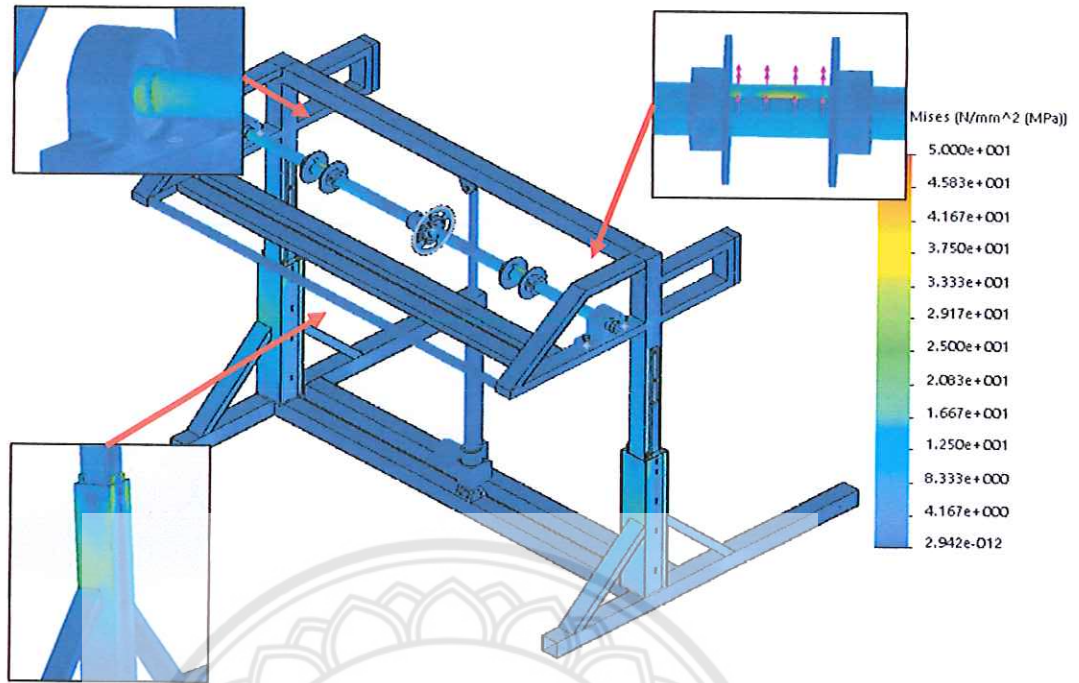
จากการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ (ภาคผนวก ค) สามารถแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 2 ส่วนได้แก่ 1) การวิเคราะห์ความเค้น Von Mises และการวิเคราะห์ความเสียหายเนื่องจากการเสียรูป (deformation) ของโครงสร้าง และ 2) การวิเคราะห์ความเค้นต่างๆ และการเสียรูปที่เกิดขึ้นที่เพลลาเพื่อเปรียบเทียบกับผลการคำนวณทางทฤษฎี ซึ่งมีผลการวิเคราะห์ดังนี้

1) จากการวิเคราะห์ความเค้นของโครงสร้าง พบว่าบริเวณแกนตัวยึดสายดึงมีค่าความเค้นสูงสุดเท่ากับ 37.50 MPa เนื่องจากเป็นจุดที่รับแรงดึงจากสายดึงโดยตรง ดังรูปที่ 4.6 ส่วนบริเวณบ่าเพลลาที่ติดกับแบริ่งมีความเค้นเท่ากับ 29.17 MPa เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีการเปลี่ยนหน้าตัดของเพลลาทำให้มีพื้นที่สำหรับรับความเค้นน้อยลง และบริเวณเสานอกของโครงสร้างมีความเค้นเท่ากับ 20.83 MPa เนื่องจากมีภาระที่มากกระทำส่วนบนของโครงสร้างทำให้เกิดการดัดบริเวณตรงกลางของเสา ซึ่งความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นกับอุปกรณ์ต้นแบบเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่า Yield Strength ของวัสดุที่เลือกใช้ พบว่าความเค้นที่เกิดขึ้นกับอุปกรณ์มีค่าน้อยมาก จึงสรุปได้ว่าโครงสร้างของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยสามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย

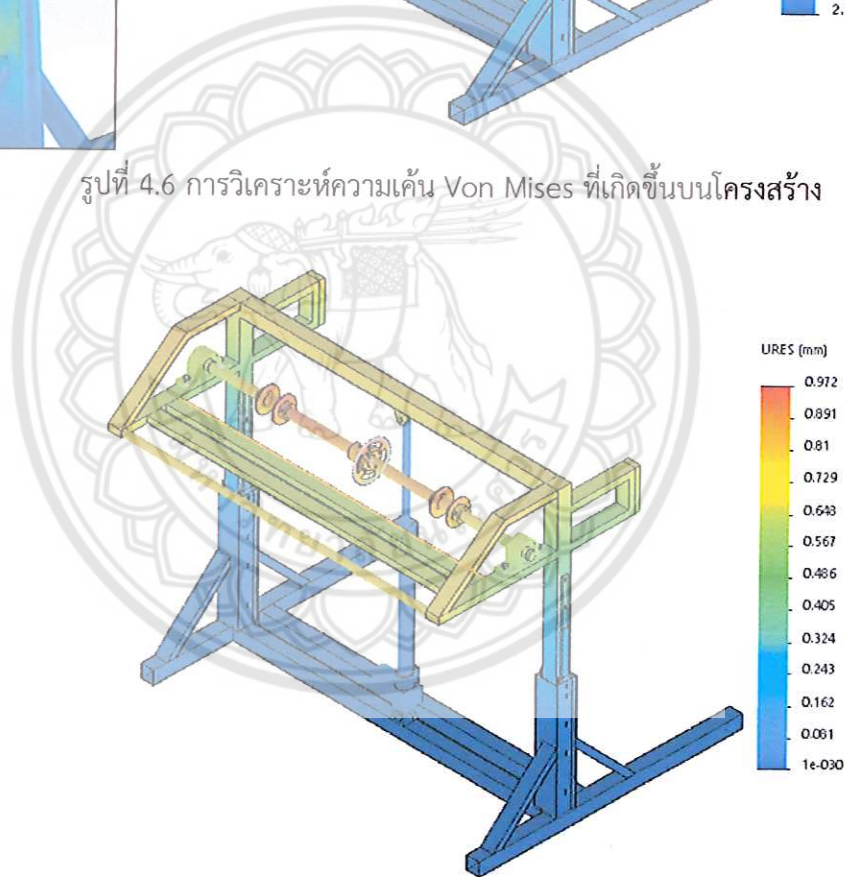
จากการวิเคราะห์ความเสียหายเนื่องจากการเสียรูปของโครงสร้าง พบว่าโครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบมีการเสียรูปโดยรวมมากที่สุดบริเวณเพลลา ซึ่งมีค่าประมาณ 0.972 mm ดังรูปที่ 4.7

2) เมื่อพิจารณาเฉพาะเพลลาเพื่อเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ความเค้นต่างๆ และการเสียรูปของเพลลาจากการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์และผลการคำนวณทางทฤษฎี พบว่าเพลลาที่มีความเค้นดัดมากที่สุดประมาณ 22.2 MPa ดังรูปที่ 4.8ก ซึ่งมีค่าน้อยกว่าความเค้นดัดที่ได้จากการคำนวณทางทฤษฎี 8.8 MPa และมีความเค้นเฉือนมากที่สุด 4.7 MPa ดังรูปที่ 4.8ข ซึ่งมีค่าน้อยกว่าความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงบิด 19.1 MPa แต่มีค่ามากกว่าความเค้นเฉือนเนื่องจากแรงเฉือน 4.2 MPa

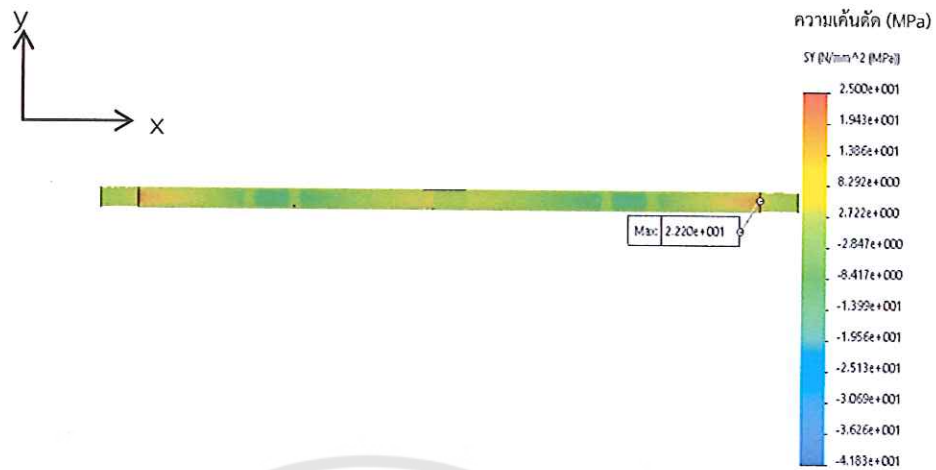
และเมื่อพิจารณาเพลลาในช่วงความยาวระหว่าง 0 – 0.255 m มีการโก่งตัวสูงสุดประมาณ 0.477 mm บนระนาบที่เพลลารับโมเมนต์ดัด ดังรูปที่ 4.8ค ซึ่งมีค่ามากกว่าผลจากการคำนวณทางทฤษฎีประมาณ 0.365 mm และเมื่อพิจารณาเพลลาในช่วงความยาวระหว่าง 0 – 0.58 m มีการโก่งตัวสูงสุดประมาณ 0.958 mm บนระนาบที่เพลลารับโมเมนต์ดัด ซึ่งระยะโก่งตัวของเพลลาจากการวิเคราะห์มีค่าน้อยกว่าผลจากการคำนวณทางทฤษฎีประมาณ 0.098 mm ดังนั้นผลที่ได้จากการวิเคราะห์การโก่งของเพลลาโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์จึงถือว่ามีค่าใกล้เคียงกับผลจากการคำนวณ



รูปที่ 4.6 การวิเคราะห์ความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นบนโครงสร้าง



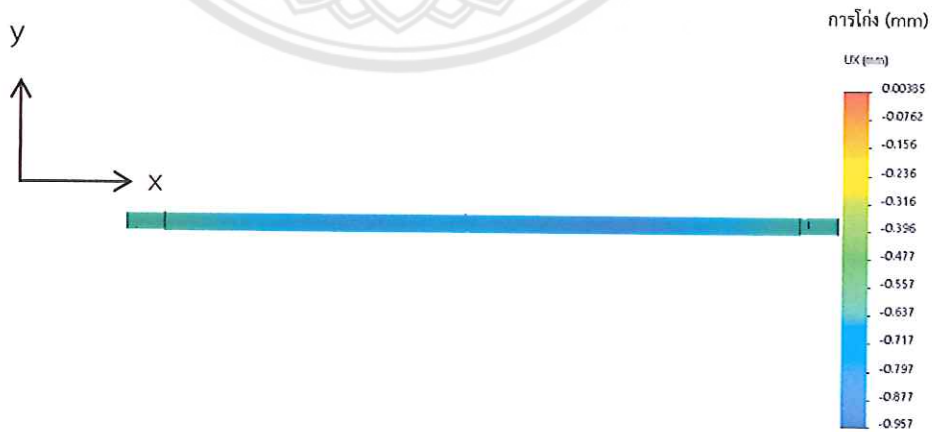
รูปที่ 4.7 การเสียรูปโดยรวมของโครงสร้าง



(ก) การวิเคราะห์ความเค้นดัดของเพลา



(ข) การวิเคราะห์ความเค้นเฉือนของเพลา



(ค) การเสียรูปของเพลาบนระนาบที่เพลาได้รับโมเมนต์ดัด

รูปที่ 4.8 ผลการวิเคราะห์ความเค้นและการโก่งของเพลาโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

4.2 การสร้างและทดสอบการใช้งานอุปกรณ์

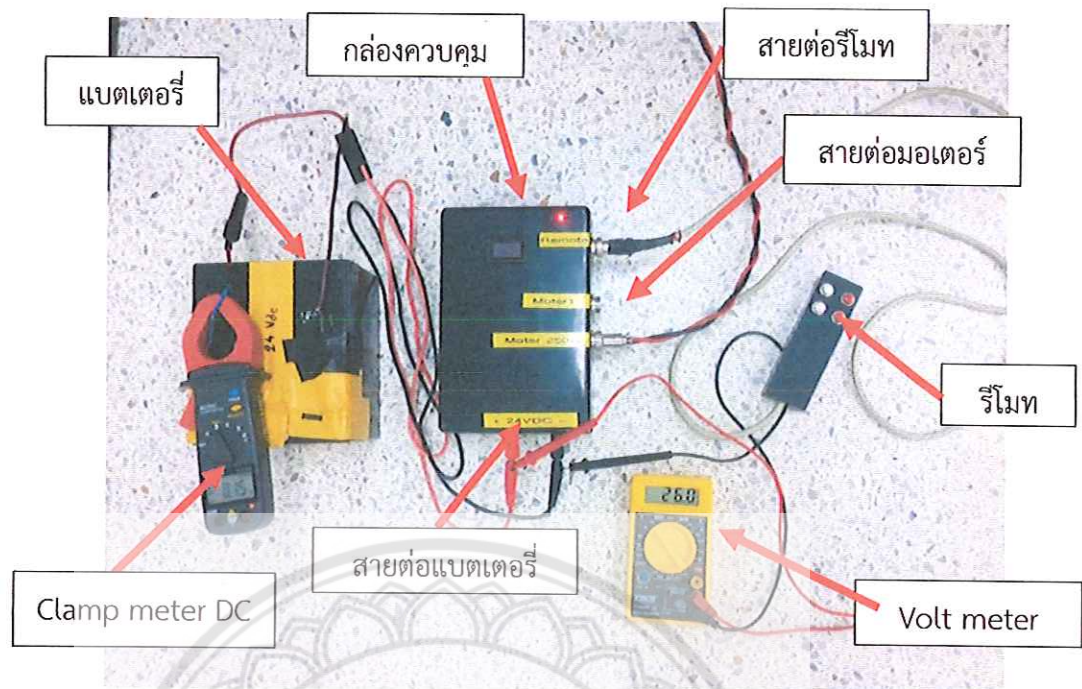
รูปที่ 4.9 แสดงอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบที่ได้ทำการออกแบบรูปร่างลักษณะภายนอกโดยรวมของอุปกรณ์ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ในส่วนของการสร้างชิ้นงาน แบ่งออกเป็น ส่วนโครงสร้างและส่วนระบบควบคุม (รูปที่ 4.10) ขับเคลื่อนด้วยไฟฟ้า ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ ควบคุมการทำงานของมอเตอร์แกนซึก 24V และมอเตอร์เกียร์ 24V 250W ด้วยการกดปุ่มควบคุม

สำหรับการทดสอบ ทำโดยการใช้อุปกรณ์เคลื่อนย้ายหุ่นจำลองเสมือนมนุษย์น้ำหนัก 120 กิโลกรัม ที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ทดสอบภายในห้องวิจัย จากเตียง 1 สู่เตียง 2 ดังแสดงในรูปที่ 4.11 โดยผลการทดสอบแบ่งออกเป็น

1. การทดสอบการเคลื่อนที่ขึ้นลงของชุดควบคุม พบว่าสามารถควบคุมอุปกรณ์เพื่อปรับความสูงให้เหมาะสมกับเตียงระดับต่างๆ ได้ในช่วง 81 - 121 เซนติเมตร ตรงตามที่ได้ออกแบบไว้
2. การทดสอบใช้งานเลื่อนตัวผู้ป่วยในแนวราบจากเตียงสู่เตียง โดยใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วย 2 ชนิด คือ แผ่นเลื่อนตัวผู้ป่วย ยี่ห้อ P-SLIDE ซึ่งใช้ทั่วไปในโรงพยาบาล และผ้าฝ้ายชนิดเดียวกันกับผ้าปูเตียงทั่วไปในโรงพยาบาล พบว่าสามารถเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบจากเตียงสู่เตียงได้ตามที่ออกแบบไว้ โดยพบว่าแผ่นเลื่อนตัวผู้ป่วยใช้กำลังขับเคลื่อนต่ำกว่าในกรณีที่ใช้ผ้าฝ้าย อย่างไรก็ตาม การใช้ผ้ารองตัวผู้ป่วย มีความสะดวกมากกว่า เนื่องจากสามารถใช้รองตัวผู้ป่วยเพื่อให้พร้อมใช้ในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยได้ตลอดเวลา



รูปที่ 4.9 ต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย



รูปที่ 4.10 ส่วนประกอบของระบบควบคุมทางไฟฟ้า



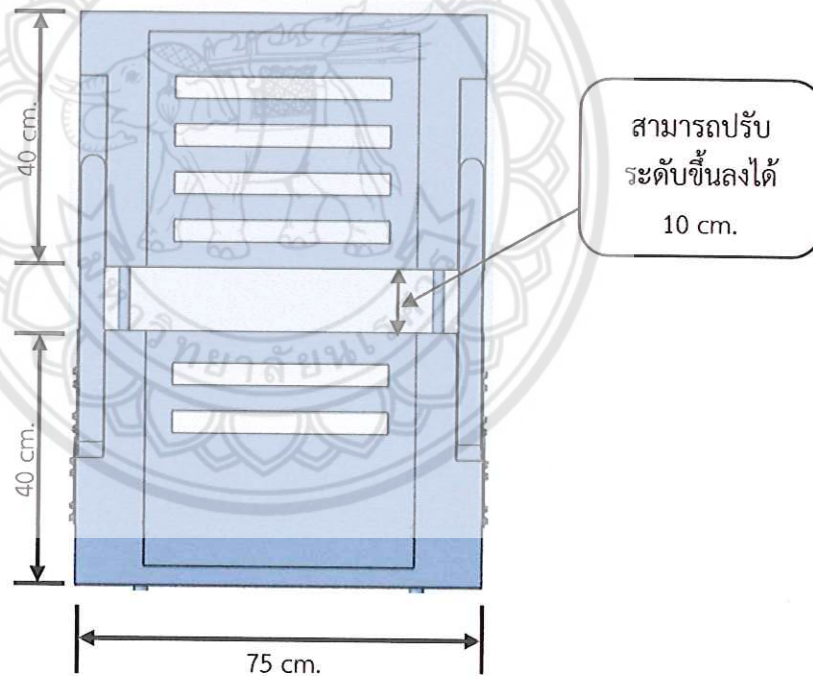
รูปที่ 4.11 การทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลอง

4.3 การออกแบบอุปกรณ์ปรับทำนั้งผู้ป่วย

จากการศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการออกแบบ (บทที่ 3) ได้แบ่งอุปกรณ์ปรับทำนั้งผู้ป่วยออกเป็น 3 ส่วน กล่าวคือ ส่วนที่ 1 ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง ส่วนที่ 2 ส่วนฐานนั่ง และส่วนที่ 3 ส่วนรองรับขาและเท้า โดยมีรายละเอียดการออกแบบแต่ละส่วนดังนี้

4.3.1 การออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลัง

ในการออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลังได้นำข้อมูลจากไซส์ไทย (20) มาทำการพิจารณา ซึ่งพบว่าข้อมูลเส้นรอบวงรอบอกและรอบต้นแขนของชายไทยขนาด 44 มีขนาดความกว้างทั้งหมด 75 เซนติเมตร โดยแบ่งออกเป็นความกว้างของอก 55 เซนติเมตร และความกว้างของแขนข้างละ 7.5 เซนติเมตร ความยาวของส่วนรองรับแผ่นหลังทั้งหมดคือ 90 เซนติเมตร ซึ่งได้จากการรวมขนาดความยาวตั้งแต่ศีรษะถึงสะโพกของชายไทยขนาด 44 เนื่องจากความยาวของส่วนรองรับแผ่นหลังมีขนาดความยาวมากเกินไปเมื่ออยู่ในท่านั่ง 90 องศา จึงส่งผลให้พยาบาลมีวิสัยทัศน์ในการมองเห็นน้อยลง เพราะฉะนั้นจึงลดขนาดความยาวเหลือ 80 เซนติเมตร โดยแบ่งส่วนรองรับแผ่นหลังนี้ออกเป็น 2 ชั้น ซึ่งชั้นที่หนึ่งเป็นส่วนที่รองรับตั้งแต่ศีรษะถึงสะบัก และชั้นที่สองรองรับตั้งแต่สะบักถึงสะโพก โดยมีขนาดความยาวแต่ละชั้นคือ 40 เซนติเมตร และยังคงความยาวรวม 90 เซนติเมตรไว้ โดยชั้นที่ 1 สามารถปรับเลื่อนขึ้นจากชั้นที่ 2 ได้อีก 10 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.12 สำหรับด้านหลังมีมือจับ (รูปที่ 4.13) 2 ข้าง เพื่อให้พยาบาลสามารถเข็นอุปกรณ์ต้นแบบได้สะดวก



รูปที่ 4.12 ขนาดของส่วนนั่งพิง

4.3.1 การออกแบบส่วนฐานนั่ง

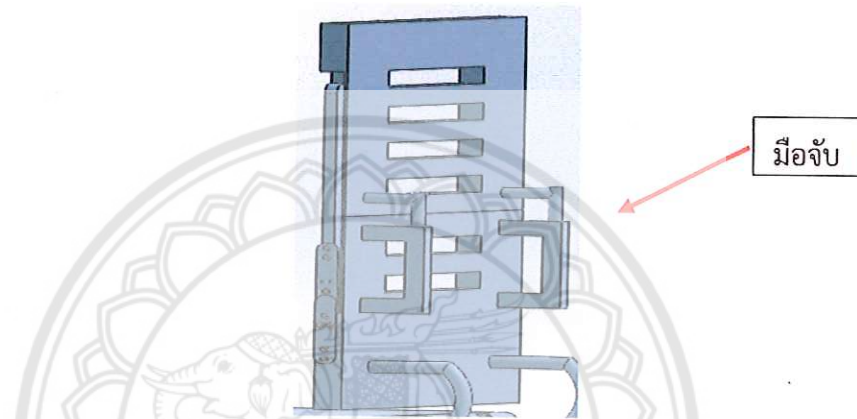
ในการออกแบบส่วนฐานนั่งได้นำข้อมูลจากไซส์ไทย (20) ของชายไทยขนาด 44 โดยใช้ค่าผลต่างระหว่างความยาวเอวถึงเข่าและความสูงเอวถึงสะโพกจากตารางที่ 2.3 ซึ่งได้ความยาวเท่ากับ 39 เซนติเมตร เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถนั่งได้พอดี โดยมีการคำนวณดังนี้

ความยาวเอวถึงเข่า = 53.4 เซนติเมตร

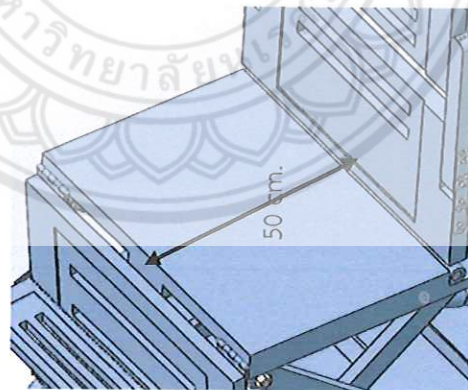
ความสูงเอวถึงสะโพก = 14.4 เซนติเมตร

จะได้ $53.4 - 14.4 = 39$ เซนติเมตร

อย่างไรก็ตามผลสุดท้ายได้ออกแบบส่วนฐานนั่งมีขนาดความยาวเท่ากับ 50 เซนติเมตร เนื่องจากผลการคำนวณเป็นความยาวที่พอดีกับผู้ใช้งาน ดังนั้นได้คำนึงถึงความสบายของผู้ใช้งานจึงทำงานออกแบบให้ฐานนั่งมีความยาวเท่ากับ 50 เซนติเมตร เพราะเป็นความยาวของที่นั่งสำนักงานทั่วไป ดังแสดงในดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.13 การออกแบบมือจับด้านหลังของส่วนพนักพิง

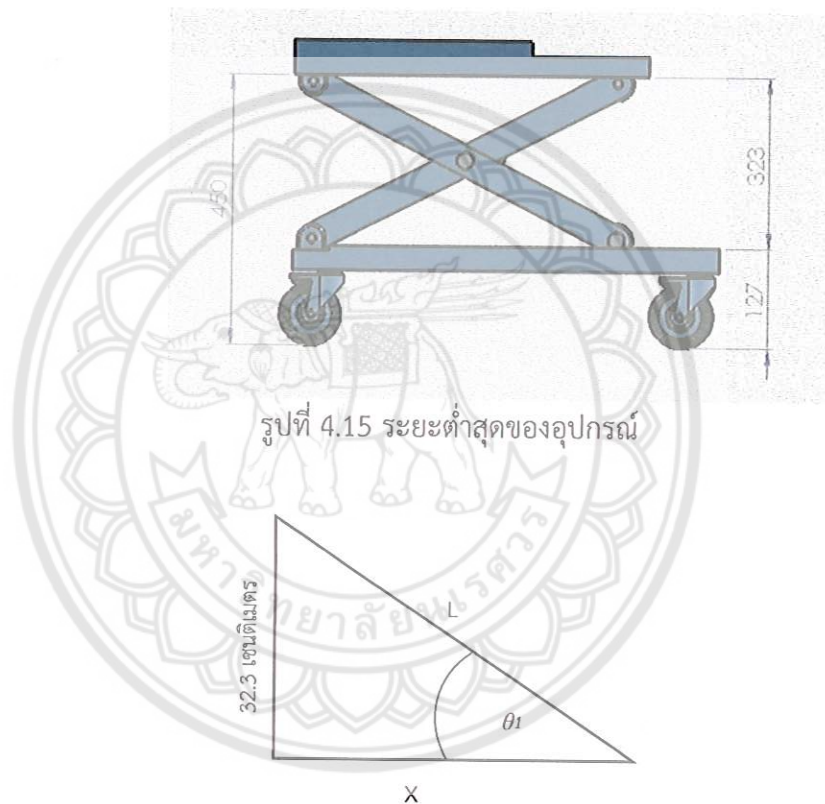


รูปที่ 4.14 การออกแบบส่วนฐานนั่ง

4.3.1.1 การคำนวณความยาวแกนกลไกและระยะทำงานของ Linear actuator

ในการออกแบบปรับระดับสูงต่ำของส่วนที่ 2 ใช้กลไกแบบ crossed bar (รูปที่ 4.15) จากการวิเคราะห์ทางออกของการออกแบบในบทที่ 3 มีอยู่ 2 ทางเลือกในการปรับระดับสูงต่ำของอุปกรณ์ต้นแบบ อย่างไรก็ตามทางเลือกที่ 1 อุปกรณ์ต้นแบบไม่สามารถยกสูงได้ตามขอบเขตที่กำหนด

ไว้ เนื่องจากแม่แรงที่อยู่ในห้องตลาดให้ระยะการทำงาน (stroke) ที่ไม่เพียงพอต่อการยกส่วนที่ 2 ให้ได้ความสูง 90 เซนติเมตร ดังนั้นจึงเลือกทางเลือกที่ 2 คือ linear actuator ในการออกแบบ ทั้งนี้การคำนวณความยาวของ link เพื่อนำมาประกอบกันแบบ crossed bar ซึ่งจะสามารถคำนวณได้โดยทำการวาด 3 เหลี่ยมมุมฉาก โดย link จะทำมุมกับรางล้อ และทำการหาความยาวของ link (L) และมุมการยกตัวของส่วนที่ 2 (θ_1) จากพีทาโกรัสดังรูปที่ 4.4 โดยระยะ 32.3 เซนติเมตร คือ ระยะที่เกิดจากการนำระยะต่ำสุดของอุปกรณ์ (45 เซนติเมตร) ที่วัดจากระดับพื้นมาลบกับความสูงของลูกล้อ (12.7 เซนติเมตร) ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 สามเหลี่ยมพีทาโกรัสที่ใช้คำนวณหาความยาวของ link (L) และ มุมการยกตัวของส่วนที่ 2 (θ_1) โดย X คือ ความยาวของรางล้อก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 โดย L คือ ความยาวของ link และ θ_1 คือ มุมก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2

จากนั้นนำตัวแปรต่างๆ มาแก้สมการพีทาโกรัสเพื่อหาความยาวของ link ซึ่งทำการสมมุติค่า X ขึ้นแล้วทำการคำนวณด้วยโปรแกรม Microsoft Excel ซึ่งสมการพีทาโกรัสและสมการหามุมก่อนทำการยกตัวในส่วนที่ 2 คือ

$$L = \sqrt{x^2 + 32.3^2} \quad 4.1$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{32.3}{x}\right)$$

เมื่อ L คือ ความยาวของ link (cm)
 X คือ ความยาวของรางล้อก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 (cm)
 θ คือ มุมก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 (Degree)

โดยผลการคำนวณแสดงผลดังตารางที่ 4.1

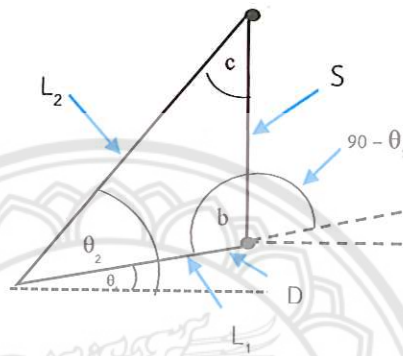
ตารางที่ 4.1 การแสดงผลการคำนวณหาความยาว link

X (cm)	ความยาว link (cm)	มุมก่อนทำการยกตัว (Degree)
40	51.41	38.92
45	55.39	35.67
50	59.53	32.86
55	63.78	30.42
60	68.14	28.29
65	72.58	26.42
70	77.09	24.77
75	81.66	23.30
80	86.27	21.98
85	90.93	20.80

จากผลการคำนวณพบว่ารางล้อควรมีความยาว 75 เซนติเมตร มีความยาว link 81.66 เซนติเมตร และมีมุมก่อนทำการยกตัว 23.3 องศา เนื่องจากเป็นความยาว link ต่ำสุดที่ทำให้สมการพีทาโกรัสหลังการยกส่วนที่ 2 เป็นจริง โดยหาความยาวรางล้อหลังการยกส่วนที่ 2 จากสมการพีทาโกรัสกับความสูงหลังการยกที่วัดจากรางล้อขึ้นไป (45 + 32.5 = 77.3 เซนติเมตร) ดังนี้

$$x = \sqrt{L-77.3} \quad 4.2$$

ซึ่งความยาวรางล้อและมุมหลังการยกคือ 26.32 เซนติเมตร กับ 71.2 องศา ตามลำดับ ต่อมาได้ทำการเลือกอุปกรณ์เพื่อเคลื่อน crossed bar โดยในบทที่ 3 ได้ทำการเลือก linear actuator เนื่องจากอีก 2 ทางเลือกพบว่าในห้องตลาดส่วนใหญ่มีระยะการทำงานไม่เพียงพอต่อการใช้งาน ซึ่งขั้นตอนการคำนวณหาระยะการทำงานของ linear actuator จะสามารถคำนวณได้จากแผนภาพการทำงานของ linear actuator ก่อนและหลังการยก (รูปที่ 4.17) โดยในรูปที่ 4.18 อธิบายถึงระยะการติดตั้ง Linear Actuator บน link



รูปที่ 4.17 แผนภาพตำแหน่งการทำงานของ Linear actuator

เมื่อ L_1 คือ ตำแหน่งของ link เมื่ออุปกรณ์ต้นแบบอยู่ในระดับต่ำสุด (cm)

L_2 คือ ตำแหน่งของ link เมื่ออุปกรณ์ต้นแบบอยู่ในระดับสูงสุด (cm)

θ_1 คือ มุมก่อนการยกตัว (Degree)

θ_2 คือ มุมหลังการยกตัว (Degree)

S คือ ระยะการทำงานของ Linear Actuator (cm)

D คือ ระยะใดๆ ที่ติดตั้ง Linear Actuator บนความยาว link (cm) b

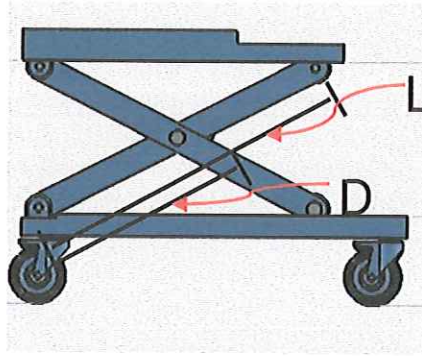
และ c คือ มุมสามเหลี่ยมการทำงานระหว่าง L_1 กับ L_2 โดยจะสามารถหา

มุมได้จาก

$$a = \theta_2 - \theta_1$$

$$b = 180^\circ - (90^\circ - \nu_1)$$

$$c = 180^\circ - (a + b)$$



รูปที่ 4.18 การอธิบายระยะใดๆ ที่ติดตั้ง linear actuator บนความยาว link

จากนั้นนำกฎของไซน์ (law of sine) มาใช้กับสามเหลี่ยมการทำงานระหว่าง L_1 กับ L_2 เพื่อหาระยะการทำงาน และตำแหน่งการติดตั้งที่เหมาะสมของ linear actuator ซึ่งเมื่อทำการใช้กฎของไซน์มาประยุกต์ใช้จะได้สมการดังนี้

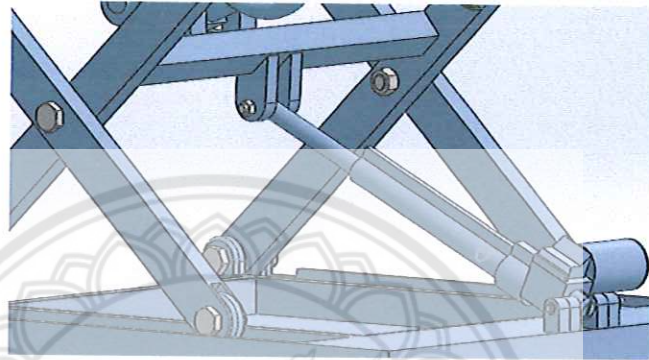
$$\frac{S}{\sin a} = \frac{D}{\sin c} \quad 4.3$$

โดยสามารถคำนวณมุม b และ c ได้จากการเลือก link ที่มีขนาดความยาวเท่ากับ 81.66 เซนติเมตร จะมี θ_1 เท่ากับ 23.30° และมีมุม θ_2 เท่ากับ 71.1° ซึ่งค่าที่ใช้ในการคำนวณแสดงดังตารางที่ 4.1 ดังนั้นค่า a จะเท่ากับ 47.8° และสามารถหาค่า b และ c เท่ากับ 113.3° และ 18.8° ตามลำดับ จากนั้นทำการหาระยะการทำงาน โดยการสุ่มค่า D จากการใช้กฎของไซน์ แสดงผลดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการคำนวณมุม b และ c

ตำแหน่งที่ติดตั้ง linear actuator (ระยะ D) (cm)	ระยะการทำงานของ linear actuator (ระยะ S) (cm)
7	16.1
10	23
13	29.9
16	36.8
19	43.7
22	50.6
25	57.5
28	64.4

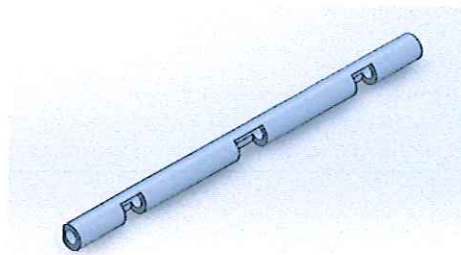
จากผลการคำนวณได้ทำการเลือกตำแหน่งที่ติดตั้ง linear actuator ที่ระยะ 13 เซนติเมตร วัดจากปลายด้านบนของ link เมื่อมีการประกอบเป็น crossed bar แล้ว ซึ่งมีระยะการทำงาน (stroke) คือ 29.9 เซนติเมตร โดยการผลคำนวณส่วนนี้จะไปทำการเลือก linear actuator ที่มีระยะการทำงานที่มากกว่า 29.9 เซนติเมตร ในที่นี้เลือกระยะการทำงานเท่ากับ 30 เซนติเมตร ทั้งนี้ แสดงผลการติดตั้งดังรูปที่ 4.19



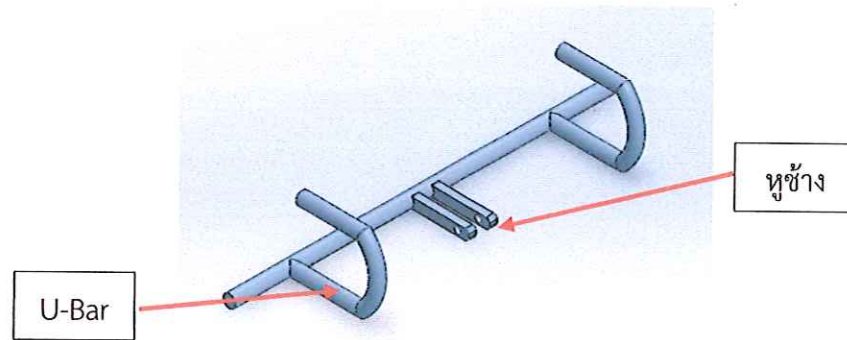
รูปที่ 4.19 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนฐานนั่ง

4.3.2 การออกแบบ U-Bar และ ราง U-Bar

เนื่องจากขอบเขตที่ได้ทำการออกแบบไว้ในทฤษฎีกลองดำในบทที่ 2 อุปกรณ์ต้นแบบต้องสามารถปรับจากเตียงเป็นเก้าอี้ที่นั่งหลังตรง 90 องศาได้ ซึ่งในการที่จะทำให้อุปกรณ์อยู่ในท่านั่งหลังตรง 90 องศาได้นั้นส่วนพนักพิง ต้องเปลี่ยนจากแนวนอน 180 องศา มาอยู่ในแนวตั้ง 90 องศา จึงได้มีแนวคิดที่ปรับเปลี่ยนแนวของส่วนพนักพิง โดยการนำอุปกรณ์ที่มีรูปแบบคล้ายเพลลาที่สามารถหมุนและยกส่วนพนักพิง ขึ้นไปให้ได้ 90 องศา ดังนั้น จึงทำการออกแบบชิ้นส่วน 2 ชิ้น ดังรูปที่ 4.20 และ รูปที่ 4.21 ซึ่งสามารถทำงานตามวัตถุประสงค์ข้างต้นได้โดยให้ชื่อว่า ราง U-Bar และ U-Bar ตามลำดับ



รูปที่ 4.20 ราง U-Bar



รูปที่ 4.21 U-Bar

โดยในส่วนของารออกแบบราง U-bar ทำการออกแบบเป็นท่อกลมโดยสามารถใส่เพลลาหมุนได้ เพื่อให้เพลลาสามารถหมุนปรับระดับส่วนที่ 1 ให้อยู่ในระดับ 90 องศา ซึ่งโดยออกแบบท่อที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายในเท่ากับ 2.2 เซนติเมตร และมีความยาวทั้งหมดเท่ากับ 75 เซนติเมตร ท่อกลมมีรู 3 รู เพื่อสามารถทำให้เพลลา U-bar ทำการหมุนและปรับส่วนที่ 1 ได้ โดยรูตรงกลางมีขนาดความกว้างเท่ากับ 6.25 เซนติเมตร และอีก 2 รู มีขนาดเท่ากับ 4.5 เซนติเมตร ซึ่งขนาดต่างๆ ที่ใช้นั้น ออกแบบตามความเหมาะสม

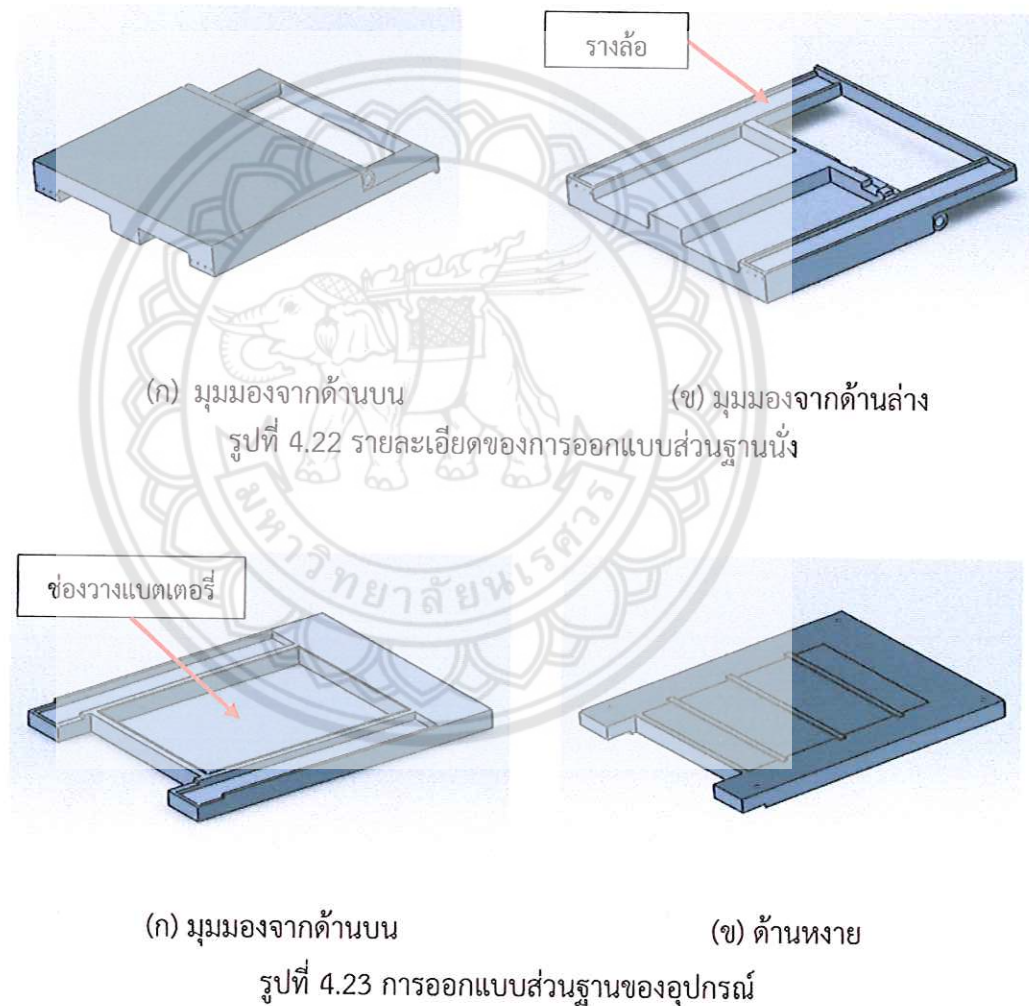
ต่อมาในการออกแบบ U-Bar นั้นออกแบบให้มีความยาวเท่ากับ 75 เซนติเมตรและมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 2.5 เซนติเมตร จากนั้นก็ได้มีการออกแบบจุดต่อที่อยู่กึ่งกลางระหว่างบาร์ทั้งสองด้านเพื่อเป็นจุดต่ออุปกรณ์ linear actuator ที่ช่วยทำให้ U-bar เกิดการหมุนขึ้น ซึ่งมีระยะห่างช่องว่างการติดอุปกรณ์เท่ากับ 2.5 เซนติเมตร และหูช้าง (bracket) ที่ใช้ติดอุปกรณ์ linear actuator เท่ากับ 1.5 เซนติเมตรทั้ง 2 ข้างโดยในการออกแบบโค้ง U จะมีความยาวเท่ากับ 1.2 เซนติเมตร โดยมีระยะห่างจากปลายเท่ากับ 10.7 เซนติเมตร ซึ่งขนาดต่างๆ ที่นั้นออกแบบตามความเหมาะสม

4.3.3 การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ

ส่วนฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ เป็นส่วนที่อยู่ติดพื้นและอยู่ด้านล่างของฐานนั่ง ในส่วนของฐานนั่งได้ออกแบบเพิ่มเติมดังแสดงในรูปที่ 4.22 ให้มีความยาวต่อจากฐานนั่งอีก 25 เซนติเมตร เนื่องจากตรงฐานที่นั่งมีความยาวไม่เพียงพอกับความยาวของรางล้อของ cross bar ที่ได้เลือกไว้ตามตารางที่ 4.1 โดยความยาวที่ต่อจากฐานนั่งนั้นได้ออกแบบให้มีช่องเพื่อให้อุปกรณ์ไฟฟ้าและ U-Bar สามารถทำงานให้กับส่วนรองรับแผ่นหลังได้ ซึ่งช่องดังกล่าวมีความกว้าง 55 เซนติเมตร ยาว 24 เซนติเมตร สำหรับขนาดรางล้อมีความกว้าง 10 เซนติเมตร ซึ่งเป็นรางล้อคู่โดยตำแหน่งรางล้ออยู่ในแนวตามยาว

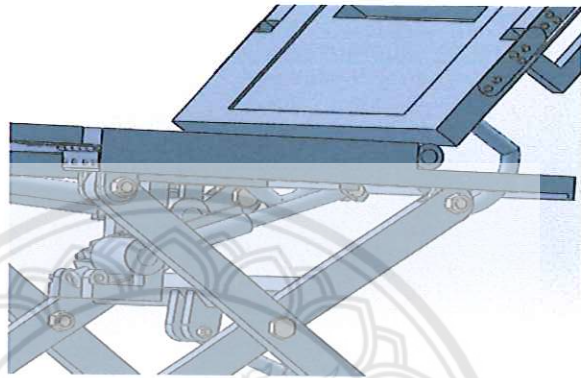
ของอุปกรณ์ต้นแบบแต่ละระหว่างรางล้อทั้ง 2 ได้ออกแบบให้มีคานเพื่อใช้สำหรับติดตั้งอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้

สำหรับฐานของอุปกรณ์ต้นแบบได้ออกแบบรางล้อของ crossed bar มีลักษณะเช่นเดียวกับรางล้อ crossed bar ของฐานนั่ง ระหว่างรางล้อทั้ง 2 ได้ออกแบบให้มีพื้นที่จัดเก็บแบตเตอรี่ที่มีขนาดความกว้าง 48 เซนติเมตร ยาว 61 เซนติเมตร ลึก 4.5 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.23 รวมทั้งออกแบบฐานของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับติดตั้งล้อเซ็นจำนวน 4 ล้อ เพื่อความสะดวกในการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์

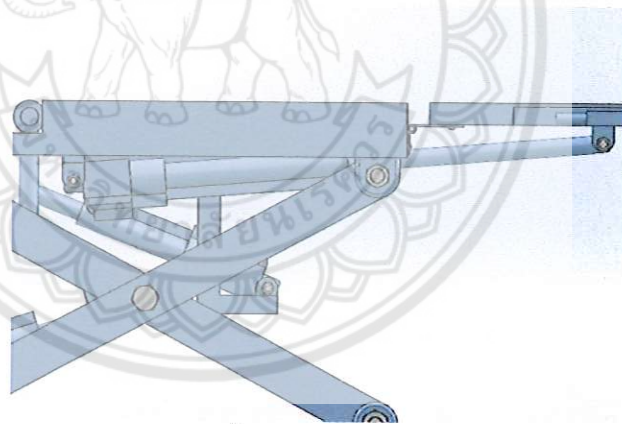


4.3.3.1 การหาระยะทำงานของ linear actuator ของส่วนหนักฟิงและส่วนรองรับขา
ในการออกแบบการปรับเอนในส่วนหนักฟิงและส่วนรองรับขา เลือกใช้ linear actuator 2 ตัว เนื่องจากสามารถควบคุมระยะการทำงานได้อย่างอิสระตามที่ต้องการ

สำหรับการหาระยะการทำงานของทั้งสองส่วนสามารถวิเคราะห์ได้จากการสมมุติระยะในการติดตั้ง linear actuator ทั้ง 2 ตัว บนกลไกที่ออกแบบไว้ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS โดยในการสมมุติระยะติดตั้งได้คำนึงถึงองศาในการปรับเอนของส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขาให้เป็นตามขอบเขตที่กำหนดไว้ในบทที่ 1 ทั้งนี้ได้แสดงผลการติดตั้ง linear actuator ในส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขา ดังรูปที่ 4.24 และ รูปที่ 4.25 ตามลำดับ



รูปที่ 4.24 ตำแหน่งการติดตั้ง linear actuator ของส่วนพนักพิง



รูปที่ 4.25 ตำแหน่งการติดตั้ง linear actuator ของส่วนรองรับขา

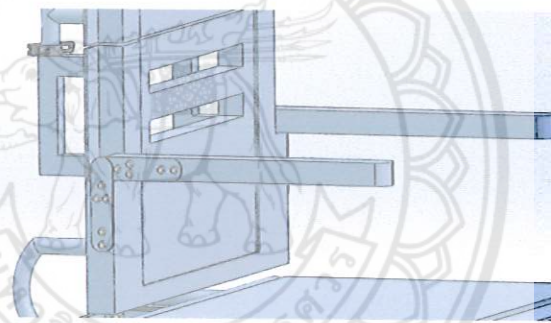
4.3.3.2 ที่พักแขนผู้ป่วย

ในการออกแบบที่พักแขนผู้ป่วยได้ทำการพิจารณาฟังก์ชันการทำงานไว้ 2 อย่างคือ ที่พักแขนสามารถปรับระดับความสูงต่ำในแนวตั้ง โดยใช้สลิคยัดรูตามตำแหน่งที่ต้องการ กับที่พักแขนสามารถพับเก็บได้แบบรถทัวร์โดยใช้กลไกบานพับเฟอริเจอร์ เมื่อทำการพิจารณาฟังก์ชันการทำงานชนิดแรกพบว่า หากนำมาติดตั้งกับส่วนที่ 2 ทำให้อุปกรณ์ปรับทำนองไปจดเทียบกับเตียงใดๆ ในโรงพยาบาลทำให้เกิดช่องว่างระหว่างเตียงกับอุปกรณ์เกิดขึ้น ซึ่งอาจไม่เหมาะกับการใช้งานในกรณี

เคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่อุปกรณ์หรือจากอุปกรณ์สู่เตียง ดังนั้นจึงทำการออกแบบให้ที่พักแขนสามารถหมุนเก็บ และนำมาใช้งานได้เช่นเดียวกับที่พักแขนบนรถทัวร์ โดยใช้กลไกบานพับชนิดปรับได้ (adjustable sofa hinge) (รูปที่ 4.26) มาช่วยในการหมุนปรับองศาของที่พักแขน ซึ่งแสดงผลการออกแบบและติดตั้งที่พักแขนดังรูปที่ 4.27



รูปที่ 4.26 กลไกบานพับชนิดปรับได้



รูปที่ 4.27 ผลการออกแบบและติดตั้งที่พักแขน

4.3.3.3 ที่พักเท้าผู้ป่วย

จากทางเลือกในการออกแบบที่พักเท้า (บทที่ 3) แบ่งได้เป็น 2 ลักษณะคือ แบบปรับองศาที่พักเท้าเพียงอย่างเดียว กับแบบปรับองศาและความสูงต่ำของที่พักเท้า โดยสำหรับการปรับองศาที่พักเท้าอย่างเดียว ซึ่งมีทางเลือกในการทำงานให้พิจารณาอยู่ 3 ชนิด คือ 1) การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับชนิดปรับได้ 2) การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้ clamp Lever และ 3) การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับบานพับทั่วไป

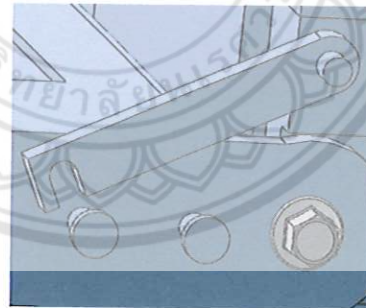
สำหรับชนิดแรก การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับ สามารถปรับระดับองศาได้อิสระในช่วง 90 – 180 องศา โดยชนิดแรกจะเกิดข้อเสียเมื่อนำมาใช้คือ เมื่อต้องการปรับไปเป็น 180 องศา ต้องทำการดันกลไกให้น้อยกว่า 90 องศา ถึงทำให้กลไกกลับสู่ 180 องศาเดิม ซึ่งการกระทำเช่นนี้จะทำให้เกิดการดันที่เท้าของผู้ป่วย จึงทำให้กลไกชนิดนี้ไม่ถูกนำมาใช้ในอุปกรณ์ปรับท่านั่ง

ชนิดต่อมาเป็นการปรับระดับองศาเท้าโดยใช้ clamp lever (รูปที่ 4.28) ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้สามารถปรับองศาที่ปักเท้าได้อย่างอิสระ แต่ข้อเสียเมื่อนำมาใช้คือ ลักษณะของอุปกรณ์บริเวณด้ามหมุนยื่นออกมาจากอุปกรณ์ปรับทำนั่ง จึงทำให้อุปกรณ์เกิดช่องว่างเมื่อนำมาจอตเทียบกับเตียงใดๆ ในโรงพยาบาล ดังนั้นอุปกรณ์การปรับองศาเท้าชนิดนี้จึงไม่ถูกนำมาใช้ในอุปกรณ์ปรับทำนั่ง



รูปที่ 4.28 Clamp lever

ชนิดสุดท้ายเป็นการปรับระดับองศาเท้าโดยใช้บานพับเกี่ยวล็อค (รูปที่ 4.29) เป็นอุปกรณ์ที่ไว้ยึดตำแหน่งองศาตามที่ต้องการ และยังเป็นอุปกรณ์ที่หาง่ายตามท้องตลาดอีกทั้งยังติดตั้งง่ายสำหรับการติดตั้งทำการยึดบานพับหน้าต่าส่วนหนึ่งไว้กับส่วนที่ 3 โดยต้องมีการหมุนได้อย่างอิสระ และในส่วนของที่ปักเท้าทำระดับไว้ให้บานพับหน้าต่าต่างยึดติดได้ ดังนั้นอุปกรณ์บานพับหน้าต่าต่างจะถูกนำไปพิจารณาในการออกแบบต่อไป



รูปที่ 4.29 การใช้บานพับเกี่ยวล็อค

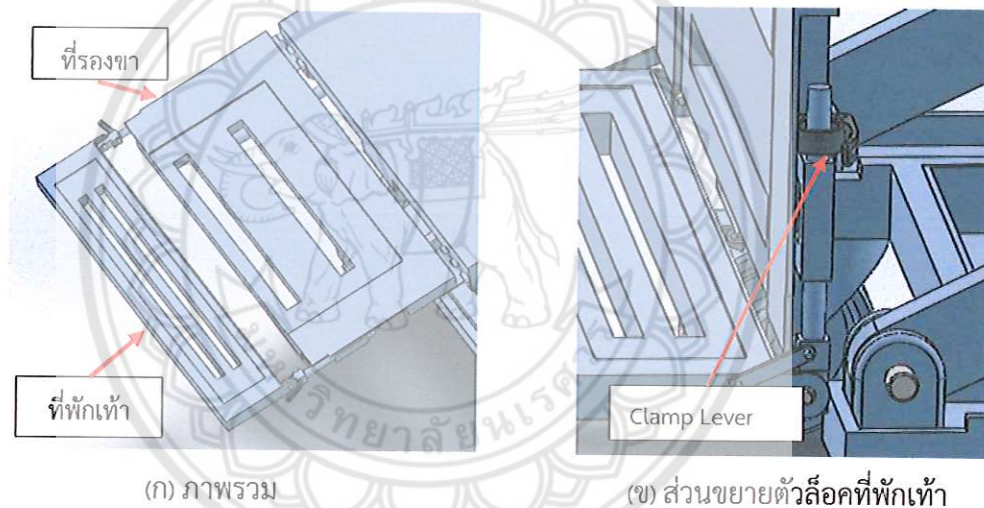
นอกจากการปรับองศาที่ปักเท้าและการออกแบบการใช้งานยังได้คำนึงถึงผู้ใช้งานที่มีความยาวช่วงขาแตกต่างกัน อาจเกิดกรณีที่เท้าของผู้ใช้งานลอยสูงขึ้นจากที่ปักเท้า ดังนั้นจึงได้ทำการออกแบบให้ที่ปักเท้าให้สามารถปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยสามารถปรับความระดับสูงต่ำได้ 10 เซนติเมตร ซึ่งคำนวณมาจากผลต่างของความยาวขาของชายไทยขนาด 44 กับหญิงไทยขนาด 36 (20) สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับระดับใช้เป็นล้อคลุกเบี้ยว (cam lock) ดังรูปที่ 4.30 โดยในการ

ติดตั้งยึดติดกับด้านหลังส่วนที่ 3 ซึ่งส่วนของที่พักเท้าที่ทำการยึดกับส่วนที่ 3 ทำเป็นเพลลาไว้สอดเพลลาเข้าไปในรูของ cam lock เพื่อปรับระดับความสูงต่ำตามที่ต้องการใช้งาน

สรุปในการออกแบบที่พักเท้าได้ใช้บานพับหน้าต่างในการปรับระดับองศาและใช้ cam lock ในการปรับระดับความสูงต่ำ รูปที่ 4.31



รูปที่ 4.30 ล็อคลูกเบี้ยว (cam lock)



รูปที่ 4.31 การติดตั้งที่พักเท้า

4.3.3.4 การเลือกลูกล้อที่ใช้ในการเข็นอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการเลือกล้อที่ใช้ในการเข็นอุปกรณ์ต้นแบบในที่นี้เลือกใช้ล้อ (caster) ที่มีขนาดความสูงรวม 12.7 เซนติเมตร เนื่องจากล้อที่เลือกนั้นเป็นชนิดที่ใช้ทั่วไปในโรงพยาบาล และไม่ทำให้พื้นที่บริเวณที่ใช้งานเกิดความสกปรกหรือเกิดคราบเปื้อนเกิดขึ้น สำหรับล้อนี้มีระบบห้ามล้อเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการเลื่อนของอุปกรณ์ที่ติดตั้งล้อโดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง เท่ากับ 125 mm และมีขนาดหน้าล้อเท่ากับ 32 mm ความสูงล้อเท่ากับ 160 mm รับน้ำหนักได้เท่ากับ 160 กก.

4.3.4 อุปกรณ์เสริม

4.3.4.1 อุปกรณ์ป้องกันการเลื้อนตัวของผู้ป่วย

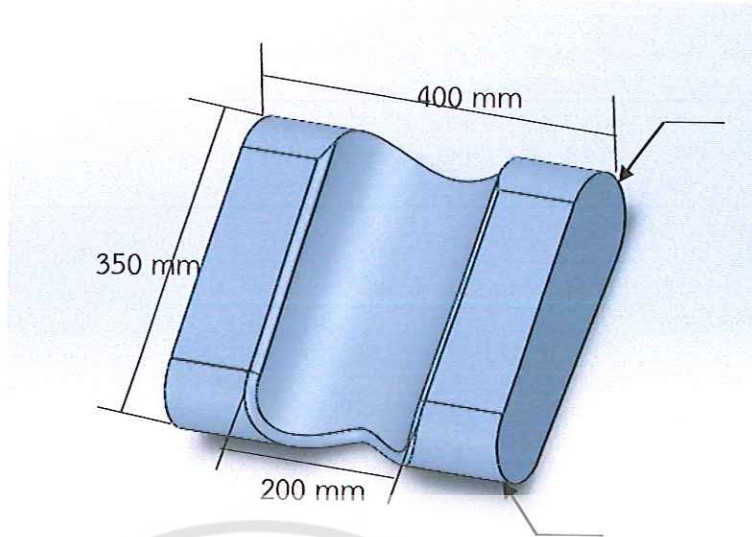
สำหรับอุปกรณ์ป้องกันผู้ป่วยเกิดการเลื้อนตัวเลือกใช้เข็มขัดนิรภัย มาทำการยึดผู้ป่วยไว้กับอุปกรณ์ปรับท่านั่ง เพื่อป้องกันการโน้มตัวของผู้ป่วยเมื่อปรับมาอยู่ในท่านั่ง เนื่องจากในกรณีที่ใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์ไม่สามารถช่วยยึดตัวผู้ป่วยในขณะที่เกิดการโน้มตัวได้ เนื่องจากเข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์สามารถยึดตัวผู้ใช้งานให้อยู่กับที่กักต่อเมื่อมีแรงกระทำมากระทำต่อผู้ใช้งาน ดังนั้นสำหรับอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วยจึงไม่เหมาะต่อการเลือกใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์ ต่อมาเมื่อพิจารณาการใช้เข็มขัดนิรภัยที่ใช้บนเครื่องบินจะมีลักษณะการยึดตัวผู้ใช้งานเหมือนกับเข็มขัดนิรภัยแบบรถตู้โดยสาร คือทำการยึดตัวผู้ใช้งานทันทีเมื่อเกิดการการโน้มตัว แต่ไม่ทำการล็อกใช้เนื่องจาก วัสดุอุปกรณ์นี้ค่อนข้างหายากในท้องตลาดเมื่อเทียบกับเข็มขัดนิรภัยแบบรถตู้โดยสาร โดยในเบื้องต้นได้ทำการค้นหาวัสดุอุปกรณ์ ซึ่งส่วนใหญ่ให้สั่งซื้อจากต่างประเทศ ราคาแพง และใช้เวลาจัดส่งค่อนข้างนาน ดังนั้นจากเหตุผลข้างต้นจึงทำการเลือกใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรถตู้โดยสาร มาทำการป้องกันการเลื้อนตัวผู้ป่วย

4.3.4.2 วัสดุรองรับตัวผู้ป่วย

ในการเลือกวัสดุรองรับตัวผู้ป่วยนั้นเลือกใช้ topper เนื่องจากมีน้ำหนักเบาว่าฟูก โดยเลือกวัสดุเป็นยางพารา เนื่องจากสามารถช่วยในการกระจายแรงกดทับเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่านอนราบ และลดปัญหาเรื่องแผลกดทับ ส่วนวัสดุชนิดอื่นที่นำมาทำ topper เช่น ฟองน้ำอัด กระจายแรงกดทับได้น้อยกว่าวัสดุยางพารา และเมมโมรี่โฟมซึ่งแม้ช่วยลดแรงกดทับได้ดีเช่นกันกับวัสดุยางพารา แต่มีการคืนตัวที่ช้ากว่า ทำให้เกิดความยากลำบากในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

4.3.4.3 อุปกรณ์รองรับศีรษะ

อุปกรณ์รองรับศีรษะใช้เป็นวัสดุยางพารา โดยออกแบบให้มีลักษณะดังรูปที่ 4.32 ความยาวของหมอนสามารถรองรับได้ตั้งแต่ศีรษะถึงคอ และมีช่องว่างตรงกลางเพื่อให้ศีรษะของผู้ป่วยไม่เกิดการเคลื่อนไปด้านข้าง



รูปที่ 4.32 อุปกรณ์รองรับศีรษะ

4.3.5 การคำนวณขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่

การคำนวณขนาดของแบตเตอรี่จำเป็นต้องทราบข้อมูลกำลังไฟฟ้ากับชั่วโมงการใช้งานของอุปกรณ์ไฟฟ้า ดังนั้นในขั้นแรกต้องคำนวณหาชั่วโมงการใช้งานของอุปกรณ์ไฟฟ้า และนำข้อมูลในส่วนนี้มาทำการหาพลังงานไฟฟ้า เพื่อทำการหาขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ตามลำดับ ต่อไปเป็นการหาขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบที่เพียงพอต่อการใช้งานได้ใน 1 วัน ดังนี้

4.3.5.1 การหาเวลาการใช้งานของ linear actuator ภายในระยะเวลา 1 วัน

ในการปรับท่าผู้ป่วยจากท่านอนเป็นท่านั่งราบหลังตรงใช้ linear actuator จำนวน 3 ตัว ในการปรับเอนส่วนพนักพิง (actuator ตัวที่ 1) ปรับระดับความสูง (actuator ตัวที่ 2) ปรับเอนส่วนรองรับขา (actuator ตัวที่ 3) โดยมีระยะการทำงานและความเร็วที่ full load ของ linear actuator แต่ละตัว ดังแสดงในตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ผลการเลือก linear actuator

Linear actuator	ระยะการทำงาน	ความเร็วที่ full load	หน้าที่
ตัวที่ 1	200 mm.	5 mm/s	ปรับเอนส่วนลำตัว
ตัวที่ 2	300 mm.	5 mm/s	ช่วยปรับระดับสูง-ต่ำ ด้วยการดัน crossed bar
ตัวที่ 3	300 mm.	5 mm/s	ปรับเอนส่วนขา

สำหรับระยะเวลาในการทำงานของ linear actuator แต่ละตัว ต่อการใช้งาน 1 ครั้ง คือ

$$\text{ตัวที่ 1} = \frac{300}{5} = 60 \text{ s}$$

$$\text{ตัวที่ 2} = \frac{300}{5} = 60 \text{ s}$$

$$\text{ตัวที่ 3} = \frac{200}{5} = 40 \text{ s}$$

สำหรับผู้ป่วย 1 คน ต้องมีการปรับท่านี้ 2 ครั้งต่อวัน คิดเป็นการทำงานของ Linear actuator แต่ละตัวเท่ากับ 4 ครั้งต่อวัน ดังนั้น เวลาในการทำงานของ linear actuator แต่ละตัวใน 1 วัน คือ

$$\text{ตัวที่ 1} = 60 \times 4 = 240 \text{ s}$$

$$\text{ตัวที่ 2} = 60 \times 4 = 240 \text{ s}$$

$$\text{ตัวที่ 3} = 40 \times 4 = 160 \text{ s}$$

ต่อมาเป็นการคำนวณหาจำนวนผู้ป่วยทั้งหมดที่ใช้อุปกรณ์ปรับท่านี้ใน 1 วัน โดยคิดในกรณีที่มีการใช้งานอย่างต่อเนื่อง โดยผู้ป่วย 1 คน ใช้งานอุปกรณ์วันละ 2 ครั้ง ครั้งละ 1 ชั่วโมง ดังนั้นเวลาทั้งหมดในการใช้อุปกรณ์ต่อผู้ป่วย 1 คน คือ

$$2 \text{ hr} + \frac{240 + 240 + 160}{3600} \text{ hr} = 2.18 \text{ hr}$$

เพราะฉะนั้นจำนวนผู้ป่วยทั้งหมดที่ใช้อุปกรณ์ปรับท่านี้ใน 1 วัน คือ

$$\frac{24 \text{ hr}}{1 \text{ Day}} \times \frac{1 \text{ human}}{2.18 \text{ hr}} = 11.01 \text{ human} \cong 12 \frac{\text{human}}{\text{day}}$$

สรุปชั่วโมงการทำงานของอุปกรณ์ Linear Actuator ทั้งหมดใน 1 วันต่อผู้ป่วย 12 คน คือ

$$\text{ตัวที่ 1} = 240 \times 12 = 2880 \text{ s} = 0.8 \text{ hr}$$

$$\text{ตัวที่ 2} = 240 \times 12 = 2880 \text{ s} = 0.8 \text{ hr}$$

$$\text{ตัวที่ 3} = 160 \times 12 = 1920 \text{ s} = 0.53 \text{ hr}$$

1. การหาพลังงานไฟฟ้า และขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ที่ใช้ในระยะเวลา 1 วัน

พลังงานไฟฟ้าของ linear actuator แต่ละตัวที่ใช้ใน 1 วัน แสดงในตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ผลการคำนวณพลังงานงานไฟฟ้าของอุปกรณ์ที่ใช้

Linear Actuator	ความต่างศักย์ไฟฟ้า (V)	กำลังไฟฟ้า (W)	เวลาการใช้งาน (hr)	พลังงานไฟฟ้าใน 1 วัน (kWh)
ตัวที่ 1	12	54	0.8	0.0432
ตัวที่ 2	12	54	0.8	0.0432
ตัวที่ 3	12	54	0.53	0.0288
			รวม	0.1152

กำหนดให้ Control box มีประสิทธิภาพ 80% จะได้ว่าพลังงานไฟฟ้าที่ต้องใช้ก่อนเข้าสู่ Control box คือ

$$E = \frac{0.1152}{0.8} = 0.144 \text{ kWh}$$

ดังนั้นขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ที่มีความต่างศักย์ 12 V คือ

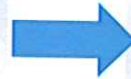
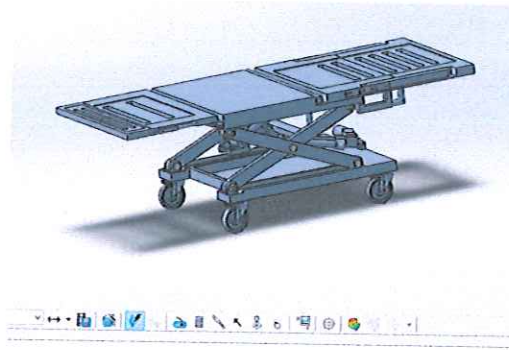
$$Ah = \frac{0.144 \times 1000}{12} = 12 \text{ Ah}$$

สรุปแบตเตอรี่ที่ต้องจ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ไฟฟ้าทั้ง 3 อุปกรณ์ โดยแบตเตอรี่ต้องมีขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าเท่ากับ 12 Ah ทำให้เพียงพอต่อการใช้งานได้อย่างต่อเนื่องใน 1 วัน

4.3.6 การวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรงของอุปกรณ์ต้นแบบ

จากการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ (ภาคผนวก ง) พบว่า อุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานตามขอบเขตที่กำหนดไว้ในบทที่ 1 ได้ กล่าวคืออุปกรณ์สามารถปรับท่าจากนอนเป็นท่านั่งหลังตรงได้ และสามารถปรับระดับความสูง – ต่ำ ได้ ดังในรูปที่ 4.33

ปัญหาที่พบในการวิเคราะห์คือ ในส่วนที่ต้องใช้แรงกระทำจากผู้ใช้งานในการปรับระดับ เช่น การปรับระดับที่พีกเท้า การปรับที่พีกแขน การปรับระดับในส่วนศีรษะ เป็นต้น เมื่อกำหนดแรงที่มาจากผู้ใช้งานเพื่อปรับระดับความยาวส่วนศีรษะ และแรงที่ linear actuator ในส่วนพนักพิง ทำให้เกิดแรงมากระทำกับอุปกรณ์ต้นแบบ 2 แรง ซึ่งเป็นแรงที่มีทิศไปในแนวที่ต่างกัน ทำให้เกิดการฉุดกัน จึงส่งผลให้การวิเคราะห์การทำงานเกิดการผิดพลาดขึ้น วิธีการแก้ปัญหาคือต้องกำหนดแรงที่ linear actuator ก่อนส่วนที่ต้องใช้แรงกระทำจากผู้ใช้งาน



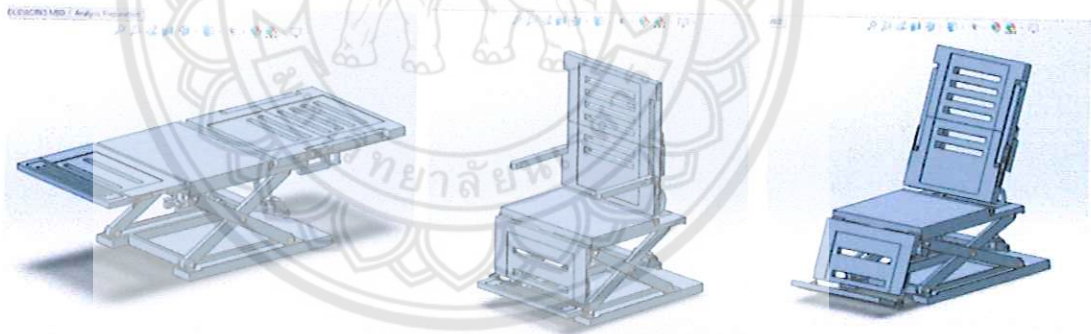
(ก) ก่อนการวิเคราะห์

(ข) หลังการวิเคราะห์

รูปที่ 4.33 การวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ

4.3.6.1 การวิเคราะห์ความแข็งแรง

จากข้อมูลน้ำหนักแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์และน้ำหนักของ topper ยางพารา ได้นำมาวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ภาคผนวก ง) ของอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่า ดังแสดงในรูปที่ 4.34 ซึ่งมีผลการวิเคราะห์ดังนี้



(ก) ทำนอน 180 องศา

(ข) ทำนั่ง 90 องศา

(ค) ทำนั่งเอน 115 องศา

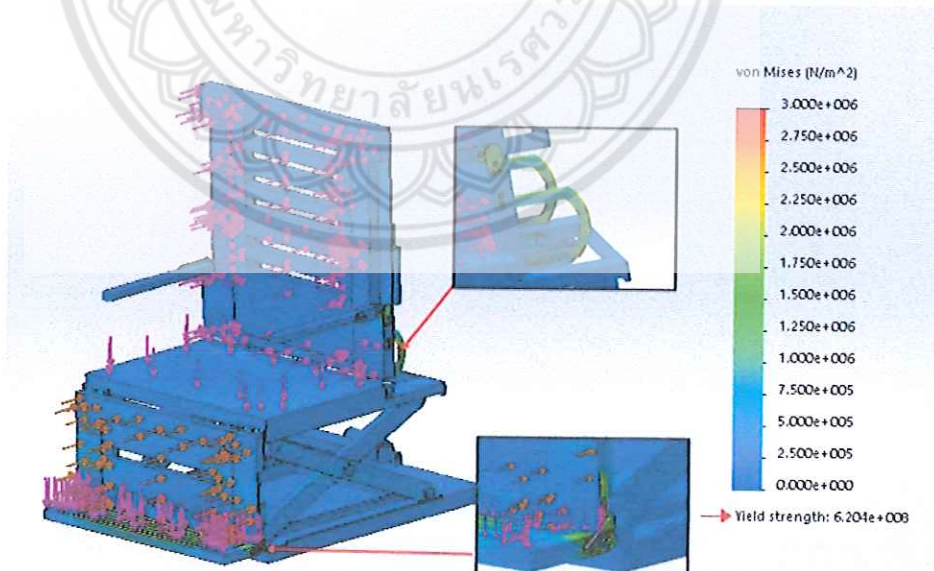
รูปที่ 4.34 อุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่า

1) อุปกรณ์ต้นแบบในทำนั่ง 90 องศา พบว่าบริเวณที่หักเห้ามีความเค้น (von Mises) เกิดขึ้นสูงสุด เท่ากับ 125.5 MPa ซึ่งค่าความเค้นอยู่นอก scale ของ legend ทำให้แสดงผลเป็นสีเทา ดังรูปที่ 4.35 และบริเวณจุดยึดด้านท้ายของ linear actuator ในส่วนพนักพิง มีค่าความเค้นเท่ากับ 3.8 MPa เนื่องจากทำหน้าที่ปรับระดับองศาของพนักพิง จึงรับภาระจากน้ำหนักของคน Topper และ

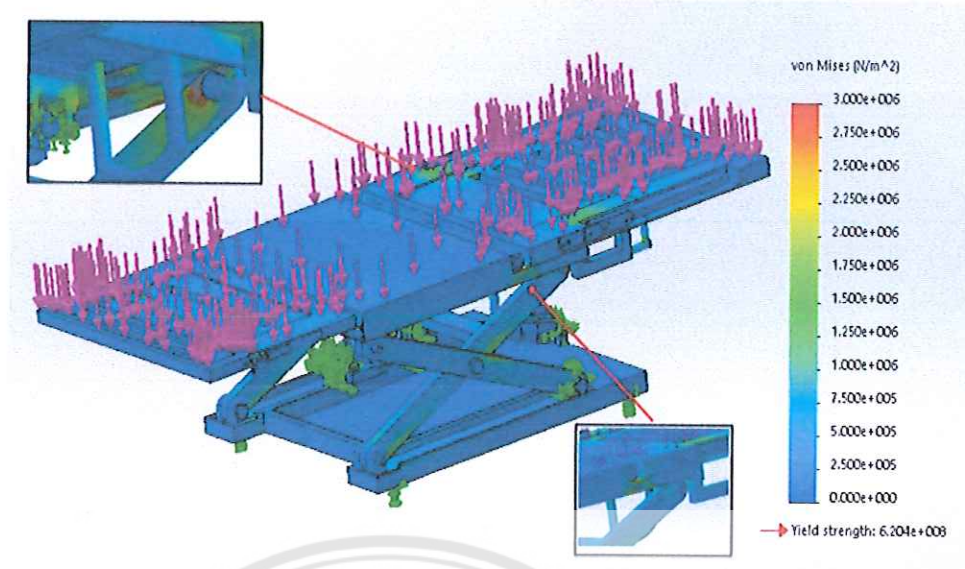
โครงสร้างในส่วนที่พนักพิง และในบริเวณ U-Bar ระหว่างส่วนฐานนั่งและส่วนพนักพิง พบว่ามีค่าความเค้นเท่ากับ 5.2 MPa เนื่องจากรับภาระจากคน น้ำหนักของโครงสร้าง และ linear actuator

2) อุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 180 องศา พบว่าบริเวณที่พบความเค้นสูงสุด คือบริเวณรางล้อใต้ส่วนฐานนั่ง ซึ่งมีค่าเท่ากับ 23.7 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคนและน้ำหนักของโครงสร้าง ดังรูปที่ 4.36 และบริเวณบานพับระหว่างส่วนฐานนั่งกับส่วนรองรับขา มีความเค้นเท่ากับ 12.48 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคนในส่วนฐานนั่ง และส่วนรองรับขา นอกจากนี้บริเวณด้านบนของ crossed bar มีความเค้นเท่ากับ 12.37 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคน topper และภาระจาก linear actuator ด้วย

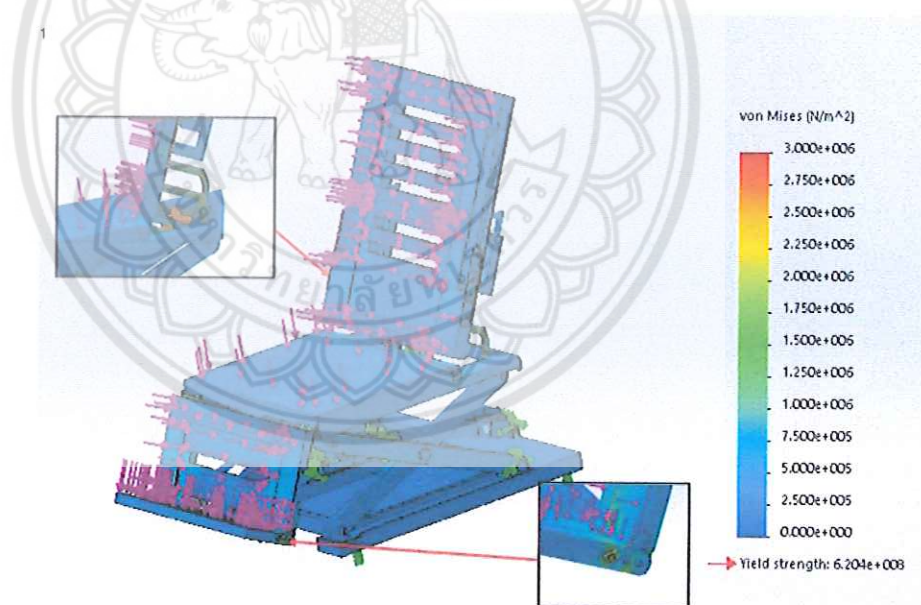
3) อุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา พบว่าบริเวณส่วนที่พนักพิงมีความเค้นสูงสุดเท่ากับ 147.7 MPa ดังรูปที่ 4.37 และบริเวณ U-Bar ระหว่างส่วนพนักพิง และส่วนฐานนั่ง มีความเค้นเท่ากับ 16.4 MPa เนื่องจากส่วนนี้รับภาระจากน้ำหนักของคน topper และน้ำหนักของโครงสร้างทั้ง 2 ส่วน ซึ่งในส่วนนี้จะมีค่าความเค้นมากกว่าอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา เพราะในส่วน U-Bar ของท่านั่งเอน 115 องศา จะรับภาระมากกว่าในส่วน U-Bar ของท่านั่ง 90 องศา นอกจากนี้บริเวณจุดยึดด้านท้ายของ linear actuator ในส่วนที่พนักพิงมีความเค้นมีเท่ากับ 6.02 MPa เนื่องจากทำหน้าที่ปรับระดับการเอนของพนักพิง จึงรับภาระจากน้ำหนักของคนและน้ำหนักของโครงสร้างหลัก



รูปที่ 4.35 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา



รูปที่ 4.36 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่าอน 180 องศา



รูปที่ 4.37 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่าองศา 115 องศา

ค่าความปลอดภัย (safety factor) ของอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่าสามารถคำนวณได้จากสมการ

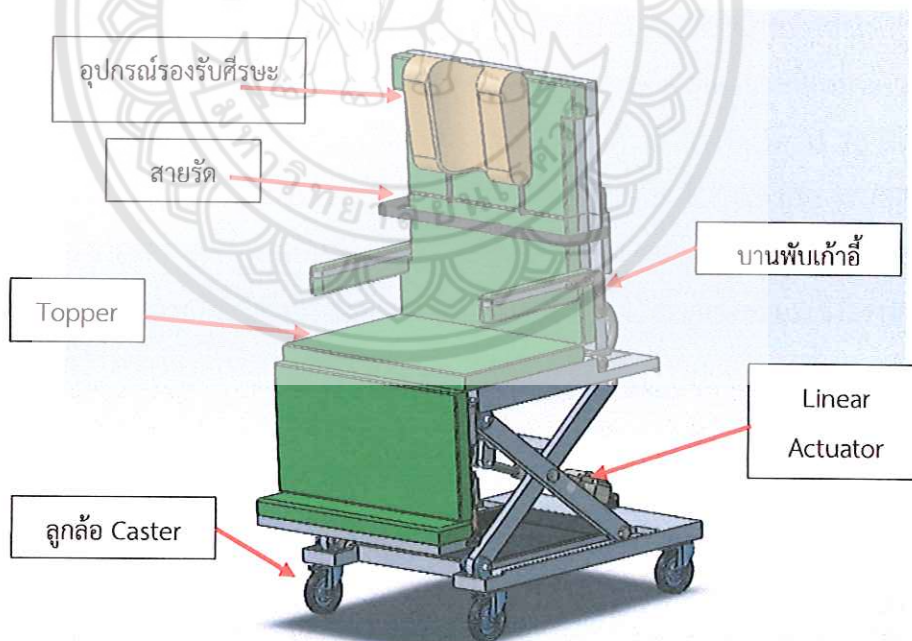
$$n = \frac{S_y}{\sigma'} \quad 4.4$$

โดย n คือ ค่าความปลอดภัย
 S_y คือ ความแข็งแรงคราก (Yield Strength)
 σ' คือ ความความเค้น von Mises

ในการคำนวณใช้ค่าความแข็งแรงครากของวัสดุ เท่ากับ 620.4 MPa และความเค้นใช้งานสูงสุดของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง ท่านอน และท่านั่งเอน 115 องศา ซึ่งมีค่าเท่ากับ 125.5 MPa 23.7 MPa และ 147.7 MPa ตามลำดับ พบว่าค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งมีค่าเท่ากับ 4.94 ในส่วนค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอนมีค่าเท่ากับ 26.18 และค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา มีค่าเท่ากับ 4.2 เนื่องจากค่าความปลอดภัยในทุกกรณีมีค่ามากกว่า 1 จึงสรุปได้ว่า เมื่อนำผู้ป่วยหนัก 120 กิโลกรัม มาใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบสามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย

4.3.7 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบด้วยอุปกรณ์เสริม

นำอุปกรณ์เสริมที่เลือกไว้ในบทที่ 4 ได้แก่ อุปกรณ์รองรับศีรษะ สายรัด และ Topper เป็นต้น นำมาประกอบกับอุปกรณ์ต้นแบบดังแสดงในรูปที่ 4.38



รูปที่ 4.38 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบด้วยอุปกรณ์เสริม

บทที่ 5

สรุปผล

5.1 สรุปผลการออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ

การพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ แบ่งการดำเนินงานออกเป็น 2 ส่วนหลัก ได้แก่ การออกแบบต้นแบบอุปกรณ์ และการสร้างและทดสอบกลไกและต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย สามารถสรุปผลการดำเนินงานได้ดังนี้

สำหรับการออกแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ เริ่มจากศึกษาความต้องการของผู้ใช้งานและศึกษาผลิตภัณฑ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดเพื่อกำหนดเป็นขอบเขตของผลิตภัณฑ์ จากนั้นทำการวิเคราะห์ฟังก์ชันการทำงานของอุปกรณ์ โดยหลักการทำงานของอุปกรณ์คือใช้สำหรับเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงที่หนึ่งสู่เตียงที่สองในแนวราบจากการดึงอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยซึ่งมีลักษณะเป็นผ้าหรือกระดานเลื่อนด้วยสายดึงที่ต่ออยู่กับเพลาซึ่งส่งผ่านกำลังและการเคลื่อนที่มาจากมอเตอร์เกียร์ทดจากการทดลองหาแรงดึงสูงสุดที่ใช้ในการเลื่อนหุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัม ในแนวราบ พบว่าอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นผ้าฝ้ายต้องใช้มวลของถ่วงทรายเฉลี่ย 58 กิโลกรัม และอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นกระดานเลื่อนต้องใช้มวลของถ่วงทราย 35.6 กิโลกรัม ในการถ่วงน้ำหนักทำให้หุ่นจำลองเริ่มเคลื่อนที่ ในส่วนของเพลาใช้หลักการออกแบบวิศวกรรมในการคำนวณขนาดที่เหมาะสมสำหรับการใช้งาน ซึ่งจากผลการคำนวณสามารถเลือกเพลาที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 31.75 มิลลิเมตร โดยเพลาที่มีความเค้นเฉือนจากภาระบิดเท่ากับ 23.79 MPa มีความเค้นดัดเท่ากับ 31 MPa เกิดมุมบิดเท่ากับ 0.125 องศา มีความเค้นเฉือนจากแรงเฉือน 0.414 MPa และมีการโก่งตัวสูงสุด 1.056 มิลลิเมตร และนอกจากนี้ยังใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง พบว่าโครงสร้างของอุปกรณ์เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดบริเวณแกนตัวยึดสายดึงมีค่าเท่ากับ 37.50 MPa และเพลาเกิดการโก่งตัวสูงสุดประมาณ 0.958 มิลลิเมตร ซึ่งมีค่าน้อยกว่าการโก่งที่ได้จากการคำนวณประมาณ 7.95% จึงสรุปได้ว่าเพลาที่ได้ออกแบบไว้สามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย และจากผลการออกแบบสามารถสรุปลักษณะของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบได้ดังแสดงในตารางที่ 5.1

ในส่วนของการสร้างและทดสอบนั้นได้ทำการสร้างอุปกรณ์ทดสอบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเพื่อทดสอบมอเตอร์ของระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยตามที่ได้ออกแบบไว้ และทดสอบการใช้งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยโดยใช้หุ่นจำลอง จากผลการทดสอบมอเตอร์พบว่ามอเตอร์ที่เลือกใช้คือมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 24 V แบบมีเกียร์ทด (9.78:1) ขนาดกำลัง 250 W ความเร็วรอบ 337 rpm สามารถ

ใช้งานได้จริง และในส่วนของ การสร้างและทดสอบการใช้งานต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยใน แนวราบโดยใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยเป็นผ้าฝ้ายและกระดานเลื่อน พบว่ากลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่สร้าง ขึ้นสามารถทำงานได้อย่างปลอดภัยตามฟังก์ชันที่ได้ออกแบบไว้

ตารางที่ 5.1 ลักษณะของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ขนาดของอุปกรณ์ (กว้าง x ยาว x สูง)	100 x 130 x 121 cm
ระยะสูงสุดของอุปกรณ์	121 cm
ระยะต่ำสุดของอุปกรณ์	81 cm
ระยะการปรับความสูง	40 cm
ดิ่งน้ำหนักสูงสุด	120 kg
การเคลื่อนย้าย	มีล้อเลื่อนที่สามารถล็อกได้
แหล่งพลังงาน	ใช้แบตเตอรี่ 24 VDC 18 Ah
อุปกรณ์รองรับผู้ป่วย	ผ้าฝ้าย/กระดานเลื่อน
ระยะตั้งอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย	90 cm

จากผลการวิเคราะห์การออกแบบและผลการทดสอบโดยใช้อุปกรณ์ทดลองระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในการเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองในแนวราบ สามารถสรุปได้ว่าต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบสามารถนำมาสร้างและใช้งานได้อย่างปลอดภัย และในอนาคตอาจทดลองใช้ระบบส่งกำลังประเภทอื่น เช่น สายพานหรือเฟืองทด รวมทั้งพัฒนาอุปกรณ์ควบคุมให้มีความสะดวกยิ่งขึ้น

5.2 สรุปผลการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย

สำหรับการออกแบบต้นแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก เริ่มจากศึกษาความต้องการของผู้ใช้งานและศึกษาผลิตภัณฑ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดเพื่อกำหนดเป็นขอบเขตของผลิตภัณฑ์ จากนั้นทำการวิเคราะห์ฟังก์ชันการทำงานของอุปกรณ์และทำการออกแบบต้นแบบ ทำการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยการกำหนดระยะการทำงานของ linear actuator ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ พบว่าอุปกรณ์สามารถปรับจากท่านอนเป็นท่านั่งหลังตรงได้และสามารถปรับความสูงได้ตามที่ออกแบบไว้

จากผลการวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าอุปกรณ์ในแต่ละท่ามีค่าความเค้นสูงสุดแตกต่างกัน ซึ่งอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา มีความเค้นสูงกว่าอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งหลังตรงและท่านอนราบ เมื่อพิจารณาการวิเคราะห์อุปกรณ์ต้นแบบทุกท่าพบว่ามีความ

ปลอดภัยอย่างน้อยเท่ากับ 4.2 ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าอุปกรณ์ต้นแบบสามารถใช้งานกับผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 120 กิโลกรัม ได้อย่างปลอดภัย

สามารถสรุปลักษณะของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบได้ดังตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 ลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบ

ขนาดเตียง (กว้างxยาว)	75 x 190 cm
ความสูง (ไม่รวมฟูก)	59 – 90 cm
ความสูง (รวมฟูก)	64 – 95 cm
องศาปรับลำตัว	0°-90°
องศาปรับส่วนขา	0°-90°
ปรับระดับความยาวส่วนหัว	80 – 90 cm
ปรับระดับความยาวส่วนขา	50 – 55 cm
รับน้ำหนักสูงสุด	120 kg
ที่พักแขน	มี
เบาะ	ยางพารา 150 kg/m ³
หุ้มเบาะ	หนังเทียม
เข็มขัดรัดตัว/หมอน	มี (แยกชิ้น)

จากการวิเคราะห์ความแข็งแรงของอุปกรณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละทำยังมีค่าความปลอดภัยมาก และอุปกรณ์ต้นแบบสามารถรับแรงหรือน้ำหนักของคนเป็น 4 เท่าของค่าที่นำมาวิเคราะห์ไว้ได้ ในอนาคตจึงอาจพิจารณาปรับโครงสร้างและกลไกการทำงาน เช่น เปลี่ยนแปลงขนาดของโครงสร้างต่างๆ ให้มีความบางน้อยลงหรือเปลี่ยนรูปแบบโครงสร้างและกลไกตามความเหมาะสมต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. รายงานทรัพยากรสาธารณสุข. สถิติสาธารณสุข. [กรุงเทพฯ]: กระทรวงสาธารณสุข; 2557.
2. โรสมารินทร์ สุขเกษม. การวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์ของงานยกผู้ป่วยในโรงพยาบาล [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. [กรุงเทพฯ]: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2546.
3. ชลาลัย ทองพูล. การบาดเจ็บโครงร่างกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องเนื่องจากการทำงานและพฤติกรรมเสี่ยง จากการประกอบอาชีพของพยาบาลในโรงพยาบาลระดับตติยภูมิ [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. [เชียงใหม่]: มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2552.
4. นุชนารถ กันธิยะ. กลุ่มอาการผิดปกติทางระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องเนื่องจากการทำงานและปัจจัยที่เกี่ยวข้องในพยาบาล [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. [เชียงใหม่]: มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2552.
5. Hu CT, Dipaola CP, Conrad BP, Horodyski M, Del Rossi G, Rehtine GR. Motion is reduced in the unstable spine with the use of mechanical devices for bed transfers, J Spinal Cord Med. 2013 Jan;36(1):58-65.
6. อุดลย์ บัณฑุกุล. Patient handling การยกและการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย. 22 กรกฎาคม 2555. [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 พฤศจิกายน 2558]. ใน: GotoKnow [อินเทอร์เน็ต]. สงขลา: บริษัท ยูสเบิลวัน จำกัด. 27 พฤษภาคม 2548 - .[ประมาณ 1 น.]. จาก: <https://www.gotoknow.org/posts/454302>
7. SCAN Medical [อินเทอร์เน็ต]. Massachusetts [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 ตุลาคม 2558]. จาก: <http://www.scanmedical.com/transferboard.htm/>.
8. KM CONCEPT [อินเทอร์เน็ต]. KAYSERSBERG [สืบค้นเมื่อวันที่ 6 ตุลาคม 2559]. จาก: <https://www.kmconcept.fr/literie/411-slide-medical-system-dispositif-de-transfert-et-de-lateralisation.html/>.
9. American Medical Equipment [อินเทอร์เน็ต]. Ohio [สืบค้นเมื่อวันที่ 19 ตุลาคม 2558]. จาก: <https://www.amemedbeds.com/cardiostretch660.html/>.
10. Sage Products LLC [อินเทอร์เน็ต]. Illinois [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 ตุลาคม 2558]. จาก: <https://sageproducts.com/product-lateral-transfer-hcwi/>.
11. Prism Medical Inc. [อินเทอร์เน็ต]. Missouri [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 ตุลาคม 2558]. จาก: <http://www.prismmedicalinc.com/patient-lift-and-transfer-slings.html/>
12. Next Health LLC [อินเทอร์เน็ต]. Connecticut [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 ตุลาคม 2558]. จาก: <http://www.agilelifemobility.com/product>

13. พสุ สิริสารี และคณะ. การออกแบบและพัฒนาเครื่องยกผู้ป่วย. รายงานประจำปี 2556. [กรุงเทพฯ]: ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ; 2556.
14. เดชฤทธิ์ มณีธรรม, นิยม ละออบักชิน, ผู้ประดิษฐ์; มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี, ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี, ผู้ขอรับสิทธิบัตร. ชุดอุปกรณ์ยกและเคลื่อนย้ายผู้ป่วยควบคุมด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์. สิทธิบัตรไทย 7566. 26 ตุลาคม 2555.
15. บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ และคณะ. อุปกรณ์ยกอัตโนมัติ (Home-Auto lifting System). [กรุงเทพฯ]: มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์; 2555.
16. Chai14. เทคนิค การเคลื่อนย้ายตัวคนพิการ. 13 มิถุนายน 2551. [สืบค้นเมื่อวันที่ 2 พฤศจิกายน 2558]. ใน: OKNation Blog [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ: เครือเนชั่น. 19 มกราคม 2550-. [ประมาณ 1 น.]. จาก: <http://www.oknation.net/blog/kittichaiblog/2008/06/13/entry-1>
17. สุรศักดิ์ ศรีสุข, เส็ก ปรีวิสุทธิ, นवलอนงค์ เลิศรัตนนา. ปวดคอ. กรุงเทพฯ: หมอชาวบ้าน.
18. Mital A, Mital A, Desai A, Subramanian A. Product development, a structured approach to design and manufacture. 1st ed: Butterworth-Heinemann; 2007.
19. de Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech. 1996 Sep;29(9):1223-30.
20. ข้อมูลค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทยตามไซส์ไทย. [กรุงเทพฯ]: ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์ และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ, สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ, สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ, กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี: 2556.
21. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2009.
22. Nag PK, Pal S, Kotadiya SM, Nag A, Gosai K. P.K. Human – seat interface analysis of upper and lower body weight distribution. I Int. J. Ind. Ergonomics. 2007 May-Jun;38(5-6):539-545.
23. บรรจบ อรชร. กลศาสตร์ของแข็ง. กรุงเทพฯ: ศูนย์ส่งเสริมกรุงเทพ. 2548.
24. Budynas RG, Nisbett JK, Shigley JE. Shigley's mechanical engineering design. New York: McGraw-Hill, 2011.
25. เฉษฐา ชินรุ่งเรือง. ทฤษฎีวงจรไฟฟ้าเบื้องต้น. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2557.
26. Design Engineer [อินเทอร์เน็ต]. [สืบค้นเมื่อวันที่ 20 พฤศจิกายน 2558]. จาก: <http://www.design-engineering.com/products/linear-actuators-4>

27. Mr Tool Shop [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 10 มิถุนายน 2559]. จาก: <http://www.mrtoolshop.com>
28. A eBike Thaikit [อินเทอร์เน็ต]. ฉะเชิงเทรา [สืบค้นเมื่อวันที่ 10 มิถุนายน 2559]. จาก: <http://www.ebikethaikit.com>
29. คอมโพเนนท์ไทย [อินเทอร์เน็ต]. เชียงใหม่ [สืบค้นเมื่อวันที่ 10 มิถุนายน 2559]. จาก: <http://www.cothai.com>
30. 519ebike [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 10 มิถุนายน 2559]. จาก: <http://519ebike.weloveshopping.com>
31. อินเตอร์เมดิแคร์ [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 16 ธันวาคม 2558]. จาก: <http://www.intermedicares.com/>.
32. บริษัท เอส อาร์ โอ เมดิคอล จำกัด [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 12 สิงหาคม 2558]. จาก: <http://sromedical.com/service/45/>.
33. สยามเมดิแคร์ [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 12 สิงหาคม 2558]. จาก: <http://www.siammedicares.com/Default.aspx?pageid=37/>.
34. วินเนอร์เมดอุปการณการแพทย์ [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 12 สิงหาคม 2558]. จาก: <http://www.winnermed.com/>.
35. ปัญจพัฒน์เมดิแคร์ [อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ [สืบค้นเมื่อวันที่ 12 สิงหาคม 2558]. จาก: <http://xn--42chovk3ak0a3aw9ld7b9ksa5oh.com/>.

ภาคผนวก ก

การทดลองหาแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย

การทดลองหาค่าแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยเป็นส่วนสำคัญของกระบวนการออกแบบ เนื่องจากการออกแบบมอเตอร์เริ่มแรกยังไม่ทราบขนาดแรงจริงที่ใช้ดึงหุ่นจำลอง จึงได้ทำการประมาณแรงจากมวลของหุ่นจำลองเพื่อใช้คำนวณหาขนาดมอเตอร์ตามที่แสดงไว้ในบทที่ 3 ต่อมาจึงได้นำค่าการทดลองนี้ไปเปรียบเทียบกับผลการออกแบบในเบื้องต้น เพื่อตรวจสอบว่ามอเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้สามารถรับแรงดึงได้จริง

ก.1 วัตถุประสงค์การทดลอง

เพื่อทดลองหาค่าแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย

ก.2 ขอบเขตการทดลอง

1. ทดสอบโดยวิธีการถ่วงน้ำหนักเพื่อดึงหุ่นจำลองให้เริ่มเคลื่อนที่
2. ใช้ผ้าชนิดต่างๆ ได้แก่ ผ้าดิบ ผ้าไนลอน ผ้าฝ้าย (cotton) ผ้าสักหลาดและกระดานเลื่อน
ทำเป็นอุปกรณ์รองรับ
3. หุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัม

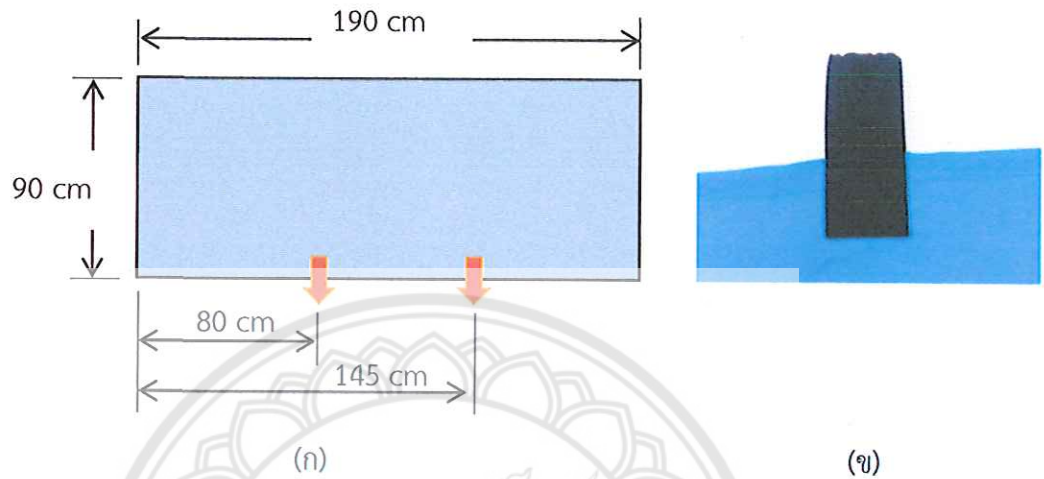
ก.3 วัสดุอุปกรณ์

1. ผ้าดิบ ผ้าไนลอน ผ้าฝ้าย ผ้าสักหลาด	จำนวนอย่างละ	1	ผืน
2. กระดานเลื่อน	จำนวน	1	แผ่น
3. เตียงผู้ป่วย	จำนวน	1	เตียง
4. เชือกยาว 2 เมตร และรอก	จำนวน	2	ชุด
5. หุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัม	จำนวน	1	ตัว
6. ตะกร้า	จำนวน	2	ใบ
7. ชุดทดลองหาค่าแรงดึง	จำนวน	1	ชุด
8. มวลขนาด 1 kg, 2 kg, 5 kg, 10 kg	จำนวนอย่างละ	4	ชุด

ก.4 การเตรียมการทดลอง

การเตรียมผ้า

ผ้าทุกผืนที่นำมาทำการทดลองถูกเย็บให้มีขนาด 190 X 90 เซนติเมตร ตามขนาดมาตรฐานของเตียงผู้ป่วย (รูปที่ ก.1ก) และทำจุดดิ่ง 2 จุด (รูปที่ ก.1ข) มีระยะ 80 เซนติเมตรและ 145 เซนติเมตร จากขอบล่างของผ้า

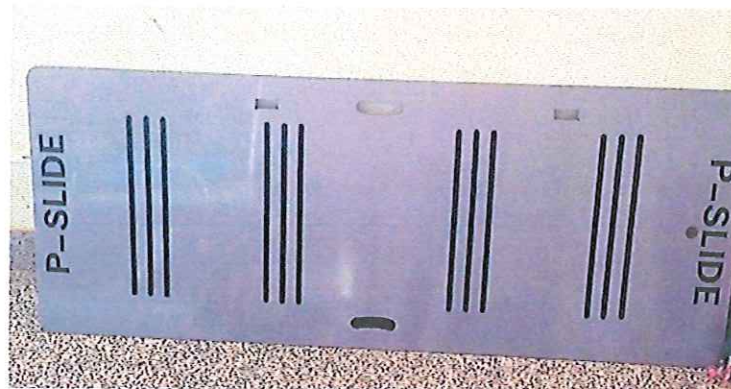


รูปที่ ก.1 (ก) ขนาดของผ้าและระยะจุดดิ่ง (ข) ลักษณะการเตรียมจุดดิ่ง

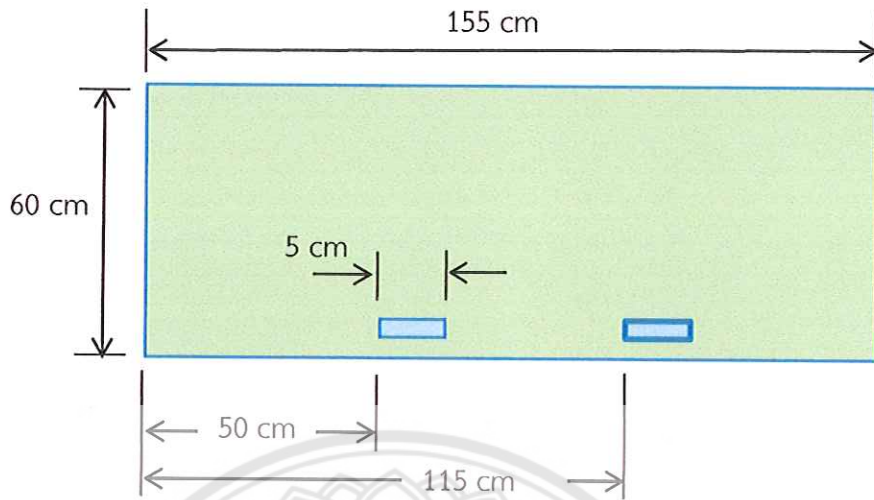
การเตรียมกระดานเลื่อน

เนื่องจากกระดานเลื่อนยี่ห้อ (P-SLIDE) ที่ใช้ทั่วไปในโรงพยาบาล มีขนาดตามมาตรฐาน 155 X 60 เซนติเมตร และมีรูสำหรับไว้ใช้มือจับเท่านั้น ทำให้ต้องทำการเจาะรูกระดานเลื่อนเพิ่มเติม เพื่อให้สามารถทำเป็นจุดยึดสำหรับร้อยเชือกได้ ดังรูปที่ ก.2

กระดานเลื่อนที่นำมาทดลอง ได้มีการจัดเตรียมเจาะรูเพื่อร้อยเชือกสำหรับไว้ดึงทดสอบ โดยมีระยะที่เจาะรู ดังรูปที่ ก.3



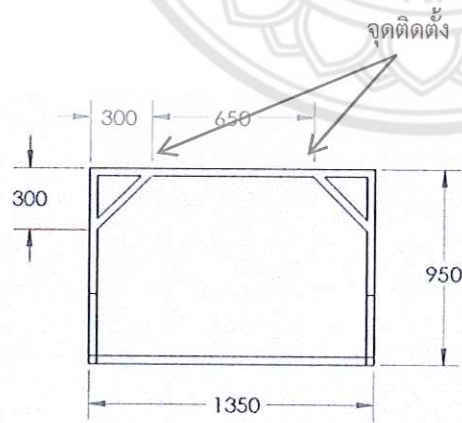
รูปที่ ก.2 กระดานเลื่อนที่ได้ทำการเจาะรูแล้ว



รูปที่ ก.3 ระยะจุดตั้งของกระดานเลื่อน

ก.5 การเตรียมชุดทดลองหาค่าแรงดึง

การเตรียมชุดทดลองนั้นได้มีการออกแบบและสร้างโครงชุดทดลอง โดยเริ่มจากนำเหล็กกล่องขนาด 2 X 2 นิ้ว มาตัดให้ได้ขนาดตามที่ต้องการ (รูปที่ ก.4ก) และทำการเชื่อมเป็นโครงชุดทดลอง จากนั้นทำการติดตั้งรอกจำนวน 2 ตัว เข้าไปกับโครงของชุดทดลองโดยให้มีระยะห่าง 300 มิลลิเมตร จากด้านข้างทั้งสองด้าน เพื่อให้ระยะห่างระหว่างรอกทั้งสองเท่ากับระยะห่างของจุดตั้ง และสุดท้ายร้อยเชือกยึดกับตะกร้าให้เรียบร้อยดังที่แสดงในรูปที่ ก.4ข



(ก)



(ข)

รูปที่ ก.4 (ก) ขนาดของชุดทดลองหาค่าแรงดึง (ข) การติดตั้งรอกเข้ากับชุดทดลองหาค่าแรงดึง

ก.6 การเตรียมหุ่นจำลอง

เนื่องจากการสร้างอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วยนั้นต้องมีการทดลองหาค่าแรงดึงที่ใช้เลื่อนตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงได้มีการสร้างหุ่นจำลองเพื่อแทนตัวผู้ป่วยน้ำหนักตัว 120 กิโลกรัม สำหรับใช้ในการทดลอง ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

เริ่มจากคัดเลือกคนมาเป็นต้นแบบสำหรับทำหุ่นจำลอง โดยให้มีสัดส่วนใกล้เคียงกับชายไทย Size 44 ตามมาตรฐาน Size Thailand [30]

1. นำฟิล์มใสมาพันรอบบริเวณส่วนประกอบที่สำคัญของร่างกาย ได้แก่ ลำตัวช่วงบน ลำตัวช่วงล่าง แขน น่อง และต้นขาตามลำดับ

2. นำเทปผ้า (Leak Seal tape) ซึ่งมีความแข็งแรงและคงรูปได้ มาพันห่อรอบบริเวณฟิล์มใสให้เป็นชุดหุ่นจำลอง (รูปที่ ก.5ก) นำกรรไกรตัดชุดหุ่นจำลองที่ติดอยู่กับคนที่เป็ต้นแบบ โดยให้คงสภาพเป็นชุดหุ่นจำลองไว้ (รูปที่ ก.5ข และ รูปที่ ก.5ค)

3. นำถุงทรายมาอัดใส่ข้างในชุดหุ่นจำลองให้ได้ขนาดสัดส่วนและน้ำหนักตาม Size 44 มาตรฐาน Size Thailand [30] และน้ำหนักแต่ละส่วนตาม Paola De Leva และคณะ (1996) [23] นำส่วนประกอบของหุ่นจำลองที่ได้ใส่ถุงทรายไปแล้วมาประกอบรวมเข้าด้วยกันให้เป็นหุ่นจำลองที่สมบูรณ์

4. จากนั้นนำลูกโป่งมาเป่าให้มีขนาดพอดีเพื่อนำมาทำเป็นส่วนของศีรษะ ต่อมานำหนังสือพิมพ์มาห่อลูกโป่งไว้ทั้งลูกแล้วนำเทปผ้ามาพันให้รอบพร้อมทำการเจาะลูกโป่งให้แตก ส่วนมือของหุ่นจำลองนำทรายใส่ในถุงมือผ้าแล้วนำเทปผ้ามาพันรอบถุงมืออีกทีให้เรียบร้อย



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ ก.5 (ก) การนำเทปผ้าและฟิล์มใสมาสร้างเป็นหุ่นจำลองเสมือนมนุษย์

(ข) การถอดชุดหุ่นจำลอง (ค) ชุดหุ่นจำลอง

ก.7 วิธีดำเนินการทดลอง

1. นำหุ่นจำลองมาจัดเตรียมวางไว้บนเตียง รองด้วยผ้ารองเลื่อนที่เตรียมไว้ ดังรูปที่ ก.6



รูปที่ ก.6 การเตรียมหุ่นจำลอง

2. วางชุดทดลองไว้ข้างเตียงโดยให้ห่างจากขอบเตียงเป็นระยะ 1 เมตร จากนั้นนำปลายด้านหนึ่งของเชือกทั้งสองเส้นผูกติดกับจุดตั้งทั้งสองจุด และนำปลายเชือกอีกด้านหนึ่งสอดผ่านรอกที่ผูกติดกับคานของชุดทดลอง และผูกยึดไว้กับตะกร้า ดังรูปที่ ก.7
3. ใส่มวลลงไปในตะกร้าทั้ง 2 ตะกร้าพร้อมๆ กัน โดยเริ่มจากน้ำหนัก 10, 5, 2 และ 1 กิโลกรัม จนกว่าหุ่นจำลองเริ่มเคลื่อนที่ บันทึกผล



รูปที่ ก.7 การเตรียมชุดทดลอง

4. ทำการทดลองซ้ำ 5 ครั้งต่อผ้า 1 ผืน
5. เมื่อทำการทดลองผ้าชนิดแรกเสร็จ จากนั้นทำการทดลองซ้ำตามข้อ 2-5 กับผ้าชนิดอื่นๆ และกระดานเลื่อน

ก.8 ผลการทดสอบ

จากการทดลองใช้การแขวนมวลเพื่อคำนวณเป็นแรงต่ำสุดในการดึงหุ่นจำลองให้เคลื่อนที่ในแนวราบ และเพื่อทำการเปรียบเทียบแรงที่ต้องใช้สำหรับอุปกรณ์รองรับแต่ละได้ผลการทดลองดังแสดงในตารางที่ ก.1

ตารางที่ ก.1 ผลการทดลองหาค่าแรงดึงที่ใช้เลื่อนอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย

ครั้งที่	มวลของตุ้มน้ำรวมทั้ง 2 ตะกร้า (kg)				
	ผ้าดิบ	ผ้าไนลอน	ผ้าฝ้าย	ผ้าสักหลาด	กระดานเลื่อน
1	58	50	60	40	38
2	58	58	60	40	38
3	54	54	58	38	34
4	56	54	54	40	34
5	56	54	58	38	34
เฉลี่ย	56.4	54	58	39.2	35.6

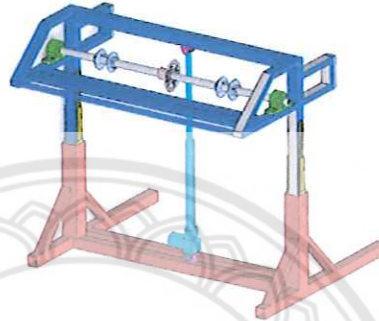
ก.9 วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบ

จากการทดลองนำตุ้มน้ำมาถ่วงน้ำหนักเพื่อดึงหุ่นจำลองให้เกิดการเคลื่อนที่ พบว่าผ้าแต่ละชนิดและกระดานเลื่อนสามารถรับมวลของทรายเฉลี่ยที่จะทำให้หุ่นจำลองเริ่มเกิดการเคลื่อนที่ได้ ดังแสดงในตารางที่ ก.1 ซึ่งในการทดลองกระดานเลื่อนใช้มวลของทรายน้อยที่สุดเฉลี่ย 35.6 กิโลกรัมในการทำให้หุ่นจำลองเริ่มเกิดการเคลื่อนที่ ในส่วนของการทดลองอุปกรณ์รองรับชนิดผ้า ผ้าที่รับมวลของทรายน้อยที่สุดคือผ้าสักหลาดเฉลี่ยที่ 39.2 กิโลกรัม แต่เนื่องจากผ้าสักหลาดมีความยืดหยุ่นของเนื้อผ้าสูงและไม่คงทน จึงเกิดรอยฉีกขาดบริเวณจุดยึดทำให้ไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นอุปกรณ์รองรับได้ ส่วนผ้าอีก 3 ชนิดผ้าไนลอนจะใช้มวลของทรายถ่วงน้อยสุดเฉลี่ยที่ 54 กิโลกรัมตามด้วยผ้าดิบเฉลี่ย 56.4 กิโลกรัม และผ้าฝ้าย เฉลี่ย 58 กิโลกรัมตามลำดับ ซึ่งผ้าที่นิยมใช้ในโรงพยาบาลส่วนใหญ่จะเป็นผ้าฝ้าย เพราะมีเนื้อผ้านุ่ม แข็งแรง ระบายอากาศได้ดี

จากการทดลองนี้ทำให้ทราบว่าเมื่อนำค่ามวลของตุ้มน้ำมาคิดเป็นแรงดึงในแนวราบจะได้ว่า ผ้าดิบต้องใช้แรง 553.28 นิวตัน ผ้าไนลอน 529.74 นิวตัน ผ้าฝ้าย 568.98 นิวตัน ผ้าสักหลาด 384.55 นิวตัน และกระดานเลื่อน 349.24 นิวตัน ในการทำให้หุ่นจำลองเริ่มเกิดการเคลื่อนที่ จากการออกแบบมอเตอร์ได้กำหนดให้แรงดึงมีขนาด 1200 นิวตัน ซึ่งพบว่าแรงที่ได้จากการทดลองนี้มีค่าน้อยกว่าแรงที่ใช้ในการออกแบบมอเตอร์ ดังนั้นจึงทำให้แน่ใจได้ว่ามอเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้สามารถรับแรงดึงได้จริง

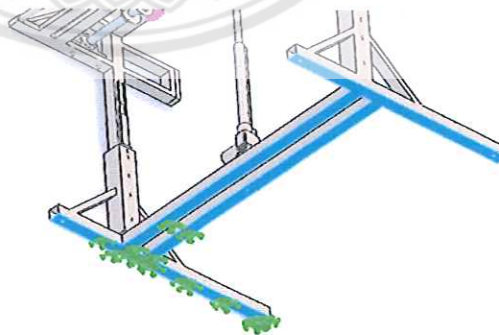
ภาคผนวก ข
ขั้นตอนการคำนวณความแข็งแรงของโครงสร้าง
โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

1. สร้างอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS ดังรูปที่ ข.1



รูปที่ ข.1 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับการคำนวณความแข็งแรงของโครงสร้าง
โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

2. กำหนดให้โครงสร้างที่นำมาวิเคราะห์เป็นวัสดุประเภท Alloy Steel ซึ่งมีค่า Yield Strength เท่ากับ 620 MPa และกำหนดให้เพลมาเป็น Aluminium Alloys 2014-T6 ซึ่งมีค่า Yield Strength เท่ากับ 415 MPa
3. ทำการกำหนดพื้นที่ของอุปกรณ์ต้นแบบเพื่อต้องการไม่ให้เกิดการเคลื่อนที่ โดยได้กำหนดให้เป็นพื้นที่บริเวณใต้ฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ ดังรูปที่ ข.2



รูปที่ ข.2 พื้นที่สำหรับทำการ Fixed Geometry ของอุปกรณ์ต้นแบบ

4. ทำการกำหนดแรงดึงของเพลและแรงดึงของมอเตอร์ (External Loads) จากการคำนวณในข้างต้น โดยกำหนดให้มีแรงดึงของเพลบริเวณตัวยึดสายดึงทั้งสองตัว ตัวละ 588.6 N และแรงดึงของมอเตอร์ที่เกิดขึ้นทั้งสองจุดบนเฟืองโซ่เท่ากับ 413 N ดังรูปที่ 3.8

ภาคผนวก ค

การทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

การทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เป็นกระบวนการตรวจสอบการทำงานของต้นแบบอุปกรณ์เคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อให้มั่นใจว่าระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยสามารถใช้งานได้จริงตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยเริ่มจากการออกแบบ สร้างและทดสอบเฉพาะส่วนกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย สำหรับในส่วนของการทดสอบนั้นได้แบ่งวิธีการทดสอบออกเป็นสองตอนได้แก่ ตอนที่หนึ่งการทดลองดึงตะกร้าที่มีมวลถูกรายด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและตอนที่สองการทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ซึ่งผลการทดสอบที่ได้จะนำไปวิเคราะห์และคำนวณออกมาเป็นประสิทธิภาพของมอเตอร์ต่อไป

ค.1 วัตถุประสงค์การทดลอง

1. เพื่อทดสอบการทำงานของกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย
2. เพื่อหาค่าทอร์คสูงสุดของมอเตอร์
3. เพื่อหาค่าประสิทธิภาพของมอเตอร์

ค.2 ขอบเขตการทดลอง

1. ทดลองใช้มอเตอร์ดึงเชือกผ่านอุปกรณ์คานถ่วงน้ำหนักเพื่อยกมวลขึ้น
2. สร้างชุดกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและทดสอบการเคลื่อนย้ายหุ่นจำลอง
3. กระแสไฟฟ้าที่ใช้ต้องไม่เกิน 30 แอมแปร์
4. อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่ใช้ได้แก่ ผ้าฝ้ายและกระดานเลื่อน
5. หุ่นจำลองน้ำหนัก 120 กิโลกรัม

ค.3 วัสดุอุปกรณ์

1. ชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย	จำนวน	1	ชุด
2. ชุดอุปกรณ์คานถ่วงน้ำหนัก	จำนวน	1	ชุด
3. มวลขนาด 1 kg, 2 kg, 5 kg, 10 kg	จำนวนอย่างละ	4	ชุด
4. Clamp meter DC	จำนวน	1	ตัว
5. Tachometer	จำนวน	1	ตัว
6. นาฬิกาจับเวลา	จำนวน	1	ตัว
7. Volt meter	จำนวน	1	ตัว
8. สายดึง	จำนวน	2	เส้น

9. ตะกร้า	จำนวน	2 ใบ
10. ทุ่นจำลองน้ำหนัก 120 kg	จำนวน	1 ตัว
11. แบตเตอรี่ 24 V	จำนวน	1 ก้อน
12. กล่องควบคุมและรีโมท	จำนวน	1 ชุด
13. ผ้าฝ้าย	จำนวน	1 ผืน
14. กระดานเลื่อน	จำนวน	1 แผ่น
15. เตียงผู้ป่วย	จำนวน	2 เตียง
16. ตะขอ	จำนวน	2 ตัว

ค.4 การเตรียมการทดลอง

การออกแบบและสร้างชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย
ออกแบบโครงสร้าง ที่ทำด้วยเหล็กกล่องขนาด 2 x 2 นิ้ว เมื่อทำการออกแบบชุดทดสอบ
เสร็จแล้วจากนั้นนำมาเชื่อมเป็นโครงสร้างให้สมบูรณ์ ต่อกับมอเตอร์ขนาด 250 วัตต์ ที่ได้ทำการ
เลือกไว้ (บทที่ 3) และชุดเพลารวมเพื่องโซ่นำมาติดตั้งกับโครงสร้างให้เรียบร้อย ดังรูปที่ ค.1



รูปที่ ค.1 ชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ค.5 วิธีดำเนินการทดลอง

ตอนที่ 1 การทดลองดึงตะกร้าแขวนมวลด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

1.1 นำชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมาเทียบไว้ข้างชุดอุปกรณ์คานถ่วงน้ำหนักเป็น
ระยะห่าง 1.3 เมตร แล้วจัดวางตำแหน่งให้เรียบร้อย ดังรูปที่ ค.2



รูปที่ ค.2 การวางตำแหน่งของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

1.2 ต่อวงจรไฟฟ้าของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย โดยเริ่มจากนำสายไฟของแบตเตอรี่ สายมอเตอร์และสายรีโมทมาต่อรวมเข้ากับกล่องควบคุม จากนั้นนำ Volt meter มาต่อขนานกับสายไฟของแบตเตอรี่เพื่อเป็นการตรวจสอบให้แรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่คงที่ 24 V ตลอดก่อนเริ่มทดสอบทุกครั้ง ต่อไปนำ Clamp meter DC มาหนีบครอบเข้ากับสายไฟขั้วบวกของแบตเตอรี่เพื่อวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นขณะทดลอง สุดท้ายแล้วจะได้วงจรไฟฟ้าที่พร้อมสำหรับการทดลอง ดังรูปที่ 4.10 ส่วนประกอบของระบบควบคุมทางไฟฟ้า

1.3 นำปลายด้านหนึ่งของสายยึดทั้งสองเส้นมาผูกติดกับจุดดึงทั้งสองจุดของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย และนำปลายสายดึงอีกด้านหนึ่งสอดผ่านรอกที่ติดกับคานรับน้ำหนักมาผูกติดไว้กับตะกร้า ดังรูปที่ ค.3 การติดสายดึงจากชุดทดสอบเข้ากับตะกร้า



รูปที่ ค.3 การติดสายดึงจากชุดทดสอบเข้ากับตะกร้า

1.4 ต่อไปทดลองโดยเริ่มนำมวลมาใส่ในตะกร้าข้างละ 1 กิโลกรัม

1.5 เปิดเครื่อง Clamp meter DC เพื่อเตรียมสำหรับวัดกระแสไฟฟ้า เปิดเครื่อง Volt meter เพื่อวัดแรงดันไฟฟ้าและใช้ Tachometer มาเตรียมพร้อมไว้สำหรับวัดความเร็วรอบของเพลา

1.6 โดยก่อนการทดลองทุกครั้งต้องทำการยึดฐานของชุดอุปกรณ์คานถ่วงน้ำหนักและชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ช่วยให้อยู่นิ่งทุกครั้ง เพื่อป้องกันการเลื่อนตัวของอุปกรณ์ในขณะที่ทำการทดลองยกตะกร้า เมื่อพร้อมสำหรับทดลองแล้วจากนั้นก็กดสวิทช์บนรีโมทให้มอเตอร์หมุนเพื่อยกตะกร้าที่ใส่ถ่วงทรายขึ้นพร้อมกับจับเวลาตั้งแต่ตะกร้าเริ่มยกขึ้น จนกว่าเชือกที่ผูกไว้กับตะกร้าเคลื่อนไปถึงรอกที่ติดอยู่บนคาน จึงหยุดการทำงานของมอเตอร์ ดังรูปที่ ค.4 การยกตะกร้าขึ้นไปจนถึงรอกที่ติดอยู่บนคาน



รูปที่ ค.4 การยกตะกร้าขึ้นไปจนถึงรอกที่ติดอยู่บนคาน

1.7 ในระหว่างการทดลองให้ทำการบันทึกค่ากระแสไฟฟ้าสูงสุดเมื่อมอเตอร์เริ่มทำงาน บันทึกค่ากระแสไฟฟ้าเมื่อมอเตอร์ทำงานแบบคงที่ บันทึกค่าแรงดันไฟฟ้าเมื่อมอเตอร์ทำงานคงที่ บันทึกค่าความเร็วรอบของเพลาและบันทึกค่าเวลาตั้งแต่เริ่มดึงตะกร้าขึ้นไปจนถึงรอกที่ติดอยู่บนคานลงในตารางที่ ค.1

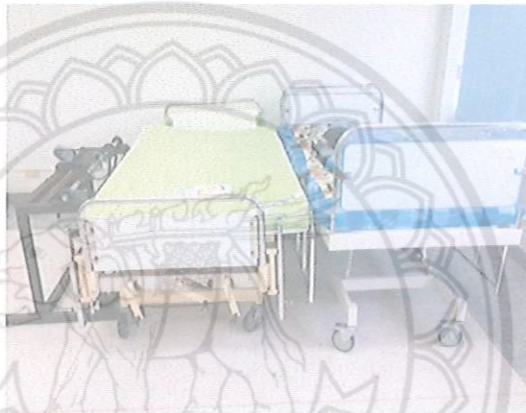
1.8 ทำการทดลองซ้ำตามขั้นตอนที่ 1.5 – 1.9 โดยจะทำการทดลองทั้งหมด 3 ครั้ง

1.9 จากนั้นเพิ่มมวลของถุงทรายใส่ลงในตะกร้าอีกข้างละ 1 กิโลกรัม แล้วทำการทดลองซ้ำ โดยจะเพิ่มมวลของถุงทรายไปเรื่อยๆ จนกว่าความเร็วรอบของเพลาต่ำกว่าค่าที่ออกแบบไว้

ตอนที่ 2 การทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

2.1 นำเตียงผู้ป่วยหนึ่งที่มีหุ่นจำลองอยู่มาเทียบชิดไว้ข้างเตียงผู้ป่วยสอง จากนั้นนำชุดอุปกรณ์ทดลองระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมาเทียบไว้อีกข้างหนึ่งของเตียงผู้ป่วยสองพร้อมก็นำเอาผ้าฝ้ายมารองไว้ใต้หุ่นจำลอง ดังรูปที่ ค.5

2.2 นำปลายด้านหนึ่งของสายยึดทั้งสองเส้นมาผูกติดกับจุดดึงทั้งสองจุดของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย และนำปลายสายดึงอีกด้านหนึ่งมาผูกติดไว้กับอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย ดังรูปที่ ค.6



รูปที่ ค.5 การวางตำแหน่งของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและเตียงผู้ป่วย



รูปที่ ค.6 การติดตั้งสายดึงเข้ากับชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย

2.3 ทำการต่อวงจรไฟฟ้าของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย โดยเริ่มจากนำสายไฟของแบตเตอรี่ สายมอเตอร์และสายรีโมทมาต่อเข้ากับกล่องควบคุม จากนั้นนำ Volt meter มาต่อขนานกับสายต่อแบตเตอรี่เพื่อวัดแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ แล้วนำ Clamp meter DC มาหนีบครอบเข้ากับสายไฟขั้วบวกของแบตเตอรี่เพื่อวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นขณะทดลอง สุดท้ายแล้วจะได้วงจรไฟฟ้าที่พร้อมสำหรับการทดลอง

2.4 ทำการกดสวิทช์บนรีโมทให้มอเตอร์หมุนเก็บสายยึดเพื่อเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองจากเตียงผู้ป่วยหนึ่งสู่เตียงผู้ป่วยสองพร้อมกับจับเวลาตั้งแต่หุ่นจำลองเริ่มเคลื่อนย้าย เมื่อหุ่นจำลองเคลื่อนย้ายมาถึงตรงกลางของเตียงผู้ป่วยสองแล้วจึงหยุดการทำงานของมอเตอร์ ดังรูปที่ ค. 7



รูปที่ ค. 7 การเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองจากเตียงผู้ป่วยหนึ่งมายังเตียงผู้ป่วยสอง

2.5 ในระหว่างการทดลองให้ทำการบันทึกค่ากระแสไฟฟ้าสูงสุดเมื่อมอเตอร์เริ่มทำงาน บันทึกค่ากระแสไฟฟ้าเมื่อมอเตอร์ทำงานคงที่ บันทึกค่าแรงดันไฟฟ้าเมื่อมอเตอร์ทำงานคงที่ บันทึกค่าความเร็วรอบของเพลาและบันทึกค่าเวลาตั้งแต่เริ่มเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองจากเตียงผู้ป่วยหนึ่งมายังเตียงผู้ป่วยสองลงในตารางที่ 5.2

2.6 ทำการทดลองซ้ำตั้งแต่ขั้นตอนที่ 2.2 ถึง 2.5 โดยจะทำการทดลองทั้งหมด 5 ครั้ง

2.7 เปลี่ยนชนิดของอุปกรณ์รองรับจากผ้าฝ้ายเป็นแผ่นกระดานเลื่อนแล้วทำการทดลองซ้ำ

ค.6 ผลการทดลอง

จากการทดลองดึงตะกร้าใส่มวลของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย โดยได้มีการเพิ่มมวลของตุ้มน้ำแล้วทำการวัดค่ากระแสไฟฟ้า แรงดันไฟฟ้า ความเร็วรอบ และเวลาช่วงที่ตะกร้า

เคลื่อนที่ ซึ่งได้ผลการทดลองดังแสดงในภาคผนวก ข จากการทดลองมีค่าตัวแปร 3 ค่าต่อการเปลี่ยนแปลงมวลหนึ่งครั้งจึงหาค่าเฉลี่ยของตัวแปรข้างต้นแสดงไว้ในตารางที่ ค.1 และจากการทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ได้ผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ ค.2

ตารางที่ ค.1 ผลการทดลองดึงตะกร้าใส่ถุงทรายของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

มวลถุง ทราย (kg)	เวลา เฉลี่ย (s)	กระแสไฟฟ้า เฉลี่ย (A)	แรงดันไฟฟ้า เฉลี่ย (V)	ความเร็วรอบเพลา เฉลี่ย (rpm)	ความเร็วรอบมอเตอร์ เฉลี่ย (rpm)
2	6.66	1.9	24.7	71.5	339.8
4	7.07	2.1	24.5	70.3	334.1
6	6.88	2.2	24.3	70.2	333.3
8	7.23	2.4	24.2	70.1	333.0
10	7.18	2.8	24.1	68.9	327.3
12	7.34	3.0	24.3	67.3	319.7
14	7.35	3.5	24.1	67.0	318.4
16	8.02	3.6	23.3	63.8	303.2
18	7.61	3.8	24.6	64.4	306.1
20	7.65	4.2	24.3	65.4	310.7
22	7.65	4.4	23.9	63.9	303.5
24	8.47	4.8	22.5	57.7	273.9
26	8.98	5.0	22.0	59.7	283.7
28	8.28	5.1	24.2	65.9	312.9
30	8.00	5.6	24.0	65.5	311.1
32	8.16	5.8	23.8	64.1	304.3
34	8.79	6.0	23.4	61.0	289.6
36	8.6	5.8	23.4	60.3	286.4
38	8.86	6.1	22.6	60.2	286.0
40	9.4	6.5	20.9	55.1	261.7
42	10.0	7.2	20.8	53.9	256.2

ตารางที่ ค.1 ผลการทดลองดึงตะกร้าใส่ถุงทรายของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย (ต่อ)

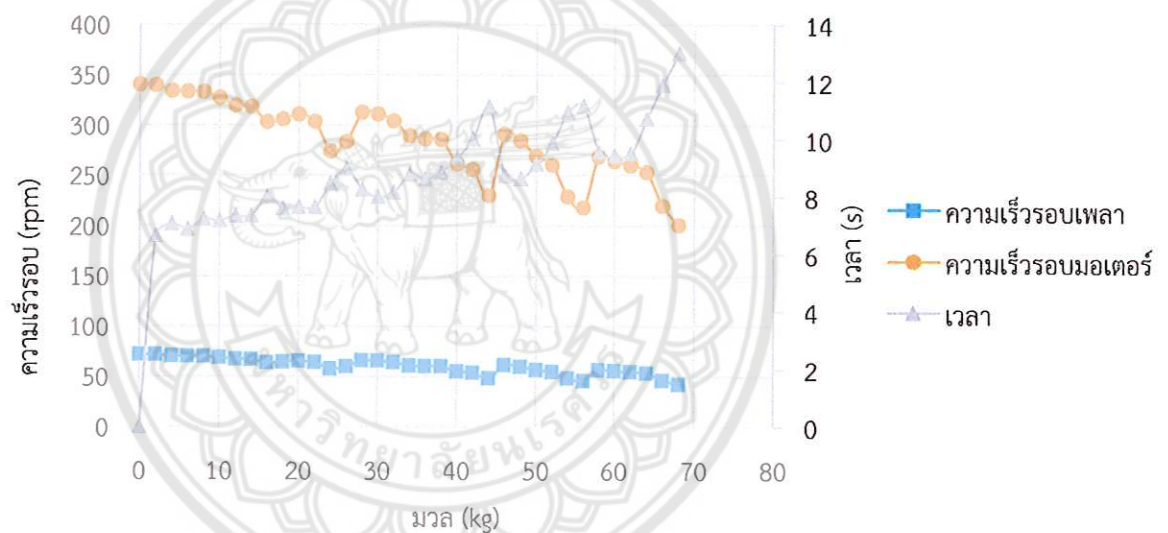
มวลถุงทราย (kg)	เวลา เฉลี่ย (s)	กระแสไฟฟ้า เฉลี่ย (A)	แรงดันไฟฟ้า เฉลี่ย (V)	ความเร็วรอบเพลา เฉลี่ย (rpm)	ความเร็วรอบมอเตอร์ เฉลี่ย (rpm)
44	11.2	7.4	19.2	48.4	229.9
46	8.7	7.5	23.8	61.3	291.2
48	8.6	7.7	23.4	60	284.8
50	9.2	8.2	22.0	56.7	269.2
52	9.9	8.7	21.5	54.8	260.5
54	11	8.6	20.4	48.2	229.1
56	11.2	8.8	19.8	45.9	218.2
58	9.6	9.2	22.6	56.6	268.9
60	9.4	9.5	22.5	55.7	264.6
62	9.52	9.9	22.1	54.8	260.1
64	10.7	10.6	21.1	53.3	253.3
66	11.9	10.7	19.7	46.3	219.9
68	13.0	11.4	17.9	42.3	200.8

ตารางที่ ค.2 ผลการทดสอบเลื่อนหุ่นจำลองของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ครั้งที่	อุปกรณ์ รองรับ	เวลา (s)	กระแสไฟฟ้า (A)		แรงดันไฟฟ้า (V)	ความเร็วรอบของแกนเพลา (rpm)
			สูงสุด	คงที่		
1	ผ้าฝ้าย	6.28	20	7.3	24.0	60.4
2		6.57	9	6	24.0	62.5
3		6.61	15	7	23.9	60.7
4		6.61	11	7.5	23.8	60.5
5		6.83	14	7	23.6	60.1
เฉลี่ย		6.58	13.8	6.96	23.86	60.84
1	กระดานเลื่อน	6.39	11	5	24.2	63
2		6.38	10	5	23.6	64.4
3		5.89	8	5	24.2	66
4		5.96	12	5.5	24.6	65.6
5		6.06	18	5	24.3	65.3
เฉลี่ย		6.14	11.8	5.1	24.18	64.86

ค.7 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

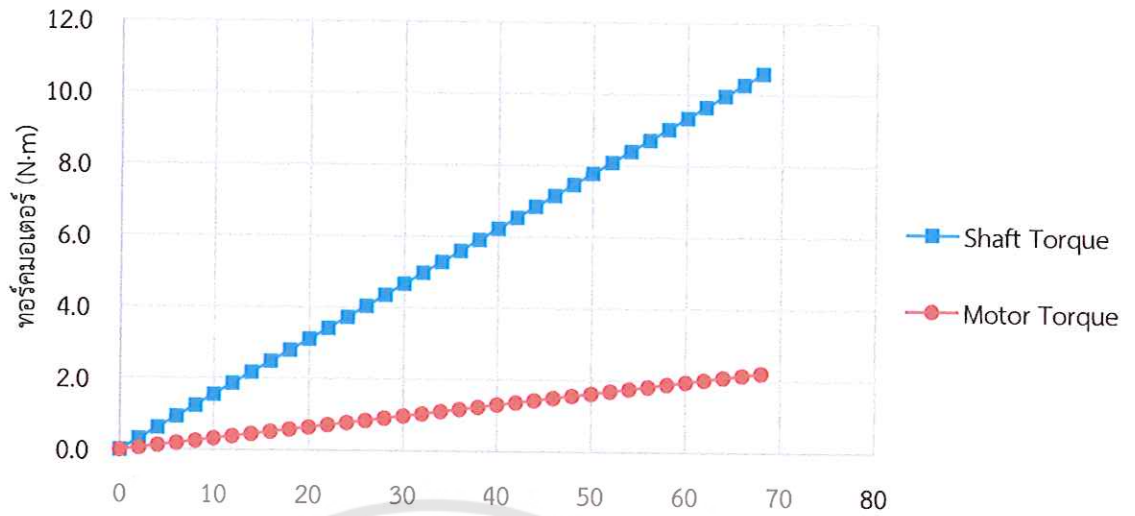
1. การทดลองดึงตะกร้าที่มีมวลสูงทรายด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย จากการทดลองดึงตะกร้าใส่สูงทรายด้วยชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อหาภาระสูงสุดที่ระบบสามารถรองรับได้ แล้วคำนวณย้อนกลับเพื่อหาประสิทธิภาพการทำงานสูงสุดของมอเตอร์ที่ใช้ในระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย โดยทำการบันทึกค่าตัวแปรที่สนใจ ได้แก่ เวลาที่ใช้ในการทดลองต่อหนึ่งรอบ กระแสไฟฟ้า แรงดันไฟฟ้าและความเร็วรอบของเพลา จากนั้นนำผลการทดลองที่ได้มาวิเคราะห์และคำนวณหาค่าประสิทธิภาพของมอเตอร์ ซึ่งพบว่าเมื่อทำการทดลองด้วยการเพิ่มมวลมากขึ้นความเร็วรอบเพลาของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยมีความเร็วลดลงและใช้เวลาในการทดลองต่อหนึ่งรอบมากขึ้น เมื่อนำความเร็วรอบเพลาจากการทดลองคำนวณกับอัตราทดของเฟืองโซ่ซึ่งเท่ากับ 1:4.75 ได้ผลการคำนวณความเร็วรอบมอเตอร์ดังแสดงในรูปที่ ค.8



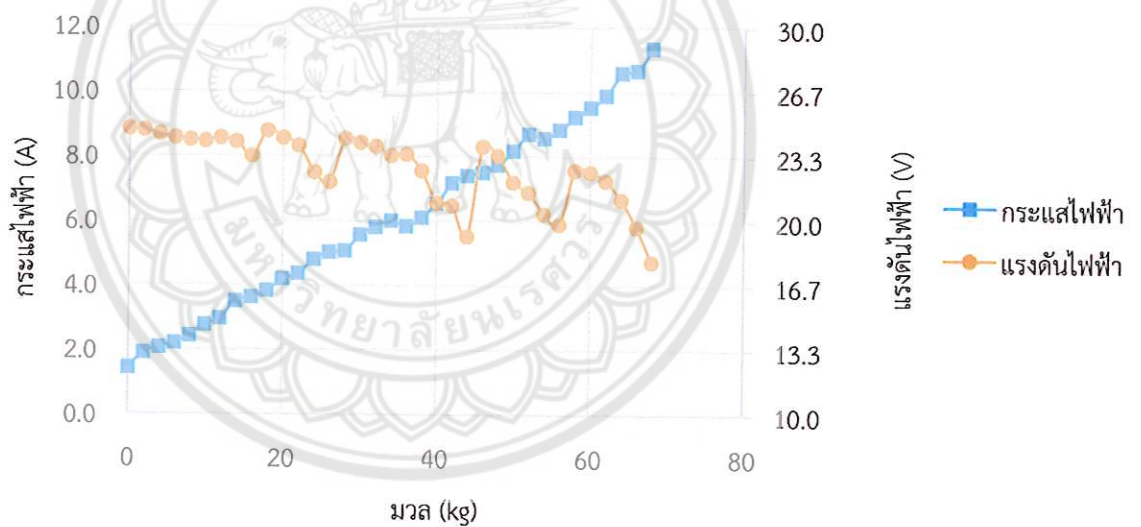
รูปที่ ค.8 ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาที่ใช้ ความเร็วรอบเพลาและมอเตอร์กับมวล

เมื่อนำค่ามวลจากการทดลองมาคำนวณหาแรงเพื่อประกอบการคำนวณหาทอร์กที่เพลาโดยใช้สมการที่ 3.4 จากนั้นทำการคำนวณทอร์กมอเตอร์โดยใช้อัตราทดของเฟืองโซ่ซึ่งเท่ากับ 1:4.75 ได้ความสัมพันธ์ระหว่างทอร์กกับมวลดังแสดงในรูปที่ ค.9 โดยทอร์กที่ได้จากการคำนวณมีค่าแปรผันตรงกับมวลที่เพิ่มขึ้น

เมื่อพิจารณาค่ากระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากการทดลองพบว่าเมื่อมวลเพิ่มขึ้นกระแสไฟฟ้าจะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ในทางตรงกันข้ามเมื่อมวลเพิ่มขึ้นแรงดันไฟฟ้าจะมีความลดลง โดยมีความสัมพันธ์ดังแสดงในรูปที่ ค.10

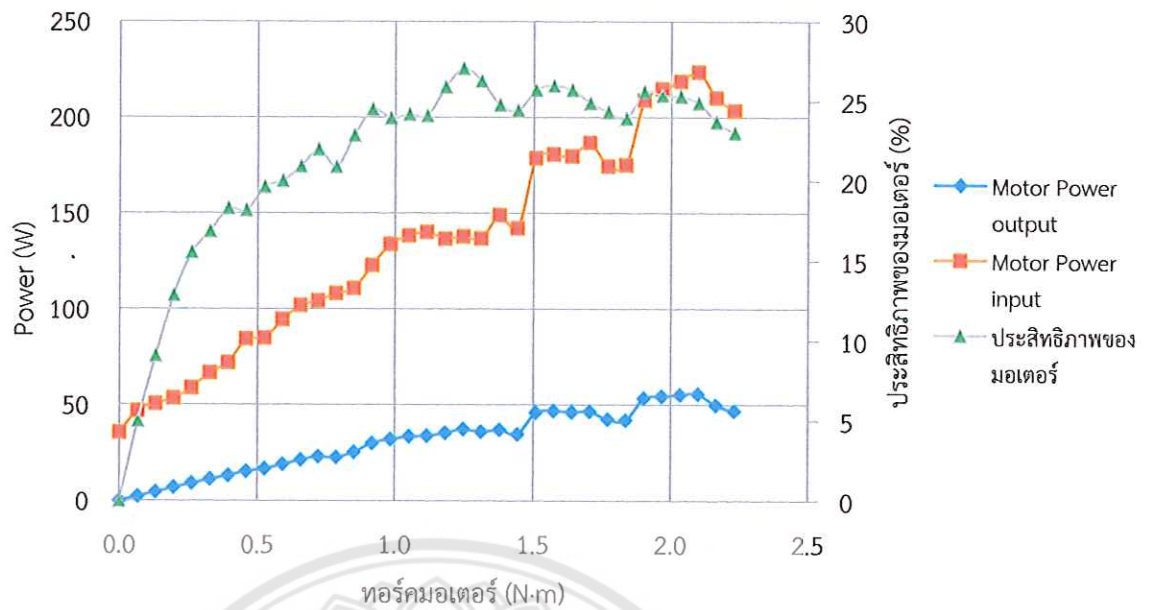


มวล (kg)
รูปที่ ค.9 ความสัมพันธ์ระหว่างทอร์คกับมวล



รูปที่ ค.10 ความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้ากับมวล

ทั้งนี้เมื่อนำค่าความเร็วรอบ (ω) และทอร์คมอเตอร์ (T) มาคำนวณหาค่ากำลังที่มอเตอร์ให้ออกมา (P_{output}) โดยใช้สมการ $P_{output} = T\omega$ และนำค่ากระแสไฟฟ้า (I) และแรงดันไฟฟ้า (V) มาคำนวณหาค่ากำลังที่ต้องจ่ายให้กับมอเตอร์ (P_{input}) โดยใช้สมการ $P_{input} = IV$ จากนั้นนำค่าที่ได้จากการคำนวณข้างต้นมาคำนวณประสิทธิภาพของมอเตอร์โดยใช้สมการ $eff = P_{output} / P_{input}$ ได้ความสัมพันธ์ดังแสดงในรูปที่ ค.11

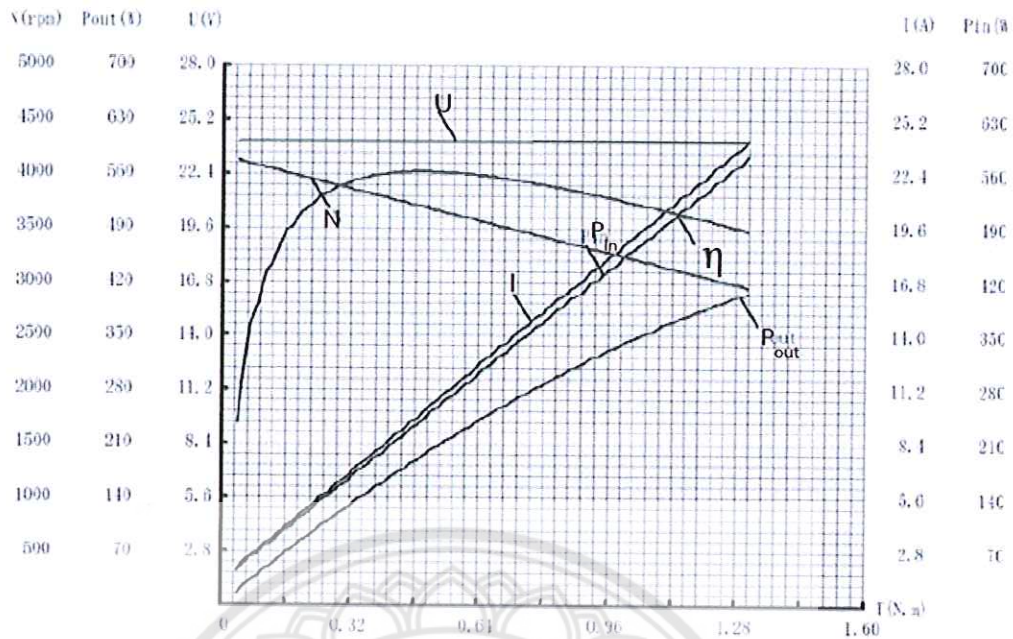


รูปที่ ค.11 ความสัมพันธ์ระหว่างกำลังมอเตอร์และประสิทธิภาพของมอเตอร์กับมวล

จากรูปที่ ค.11 สังเกตได้ว่าเมื่อมวลเพิ่มขึ้นกำลังของมอเตอร์ที่ใช้จะสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง เพื่อให้เพียงพอต่อการรับภาระของระบบ ทั้งนี้กราฟประสิทธิภาพมีลักษณะที่แตกต่างจากกราฟกำลังของมอเตอร์โดยประสิทธิภาพของมอเตอร์มีการเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องในช่วงมวลเริ่มต้นจนถึงมวล 38 กิโลกรัม จากนั้นพบว่าแนวโน้มของประสิทธิภาพลดลง ซึ่งประสิทธิภาพสูงสุดของมอเตอร์ที่คำนวณได้เท่ากับ 27.06% ที่มวล 38 กิโลกรัม เนื่องจากการทดลองมีการใช้งานมอเตอร์อย่างต่อเนื่องอาจก่อให้เกิดการสูญเสียทั้งทางกลและจากความร้อนซึ่งอาจส่งผลให้ค่าประสิทธิภาพที่ได้มีค่าน้อยกว่าที่ควร ทั้งนี้ได้หยุดการทดลองไว้ที่น้ำหนัก 68 กิโลกรัม เนื่องจากพบว่ามอเตอร์หมุนช้าลงมาก มีความร้อนสูง และมีเสียงดังค่อนข้างมากจากตัวมอเตอร์เองและจากเฟืองโซ่ส่งกำลัง

เมื่อนำข้อมูลที่ได้จากการทดลองมาเปรียบเทียบกับกราฟประสิทธิภาพของมอเตอร์ที่ยังไม่ได้ทดสอบซึ่งเป็นกราฟที่ทางผู้ผลิตเป็นผู้ทำการทดสอบ (รูปที่ ค.12) จึงไม่สามารถเปรียบเทียบสมรรถนะของมอเตอร์ได้โดยตรง อย่างไรก็ตามกราฟของตัวแปรต่างๆ ที่ได้จากการทดสอบมีแนวโน้มไปในทางเดียวกันกับกราฟของผู้ผลิต ทั้งนี้การที่ประสิทธิภาพของมอเตอร์ที่ได้จากการทดลองมีค่าต่ำกว่า 30% นั้นอาจเกิดจากการสูญเสียงานในระบบส่งกำลังและการทดกำลัง

2. การทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองด้วยชุดอุปกรณ์ทดลองระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย จากการทดสอบเคลื่อนย้ายหุ่นจำลองของอุปกรณ์ทดลองระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อทดสอบการทำงานของระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเมื่อวัสดุของอุปกรณ์รองรับผู้ป่วยแตกต่างกัน โดยทำการบันทึกค่าที่สนใจ ได้แก่ เวลาที่ใช้ในการดึงอุปกรณ์รองรับผู้ป่วย กระแสไฟฟ้า แรงดันไฟฟ้าและความเร็วรอบเพลา จากนั้นคำนวณหาประสิทธิภาพของมอเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ ค.3



รูปที่ ค.12 กราฟประสิทธิภาพของมอเตอร์ (28)

ตารางที่ ค.3 การคำนวณผลการทดสอบเลื่อนหุนจำลองของชุดทดสอบระบบกลไกเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ชนิดของอุปกรณ์รองรับ	Shaft Torque (N·m)	Motor Torque (N·m)	Motor Power output (W)	Motor Power input (W)	ประสิทธิภาพของมอเตอร์ (%)
ผ้าฝ้าย	9.03	1.90	57.55	166.07	34.65
กระดานเลื่อน	5.54	1.17	37.66	123.32	30.54

จากผลการทดสอบพบว่าเมื่อทำการทดสอบโดยใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นผ้าฝ้ายส่งผลให้เกิดทอร์คและใช้กำลังมอเตอร์สูงกว่าการใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นกระดานเลื่อน เมื่อทำการคำนวณค่าประสิทธิภาพของมอเตอร์แล้ว การใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นผ้าฝ้ายให้ประสิทธิภาพของมอเตอร์สูงกว่าการใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นกระดานเลื่อน ซึ่งอาจเกิดจากค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานระหว่างผ้าฝ้ายกับผ้าปูเตียงมีค่ามากกว่าค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานระหว่างกระดานเลื่อนกับผ้าปูเตียง จึงส่งผลให้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นผ้าฝ้ายต้องใช้กำลังมอเตอร์ (P_{output}) สูงกว่าการใช้อุปกรณ์รองรับผู้ป่วยที่เป็นกระดานเลื่อนค่อนข้างมาก และเมื่อนำมาคำนวณด้วยสมการ $eff = P_{output}/P_{input}$ จึงได้ค่าประสิทธิภาพของมอเตอร์ที่สูงกว่าเช่นกัน

ภาคผนวก ง

ขั้นตอนการวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรง ของโครงสร้างอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย

ง.1 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่

Motion analysis คือการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของสิ่งที่ทำการพิจารณา โดยสามารถกำหนดความเร็ว หรือระยะทางในการเคลื่อนที่ได้ เช่น กำหนดความเร็วรอบของมอเตอร์ กำหนดระยะการทำงานของ linear actuator เป็นต้น

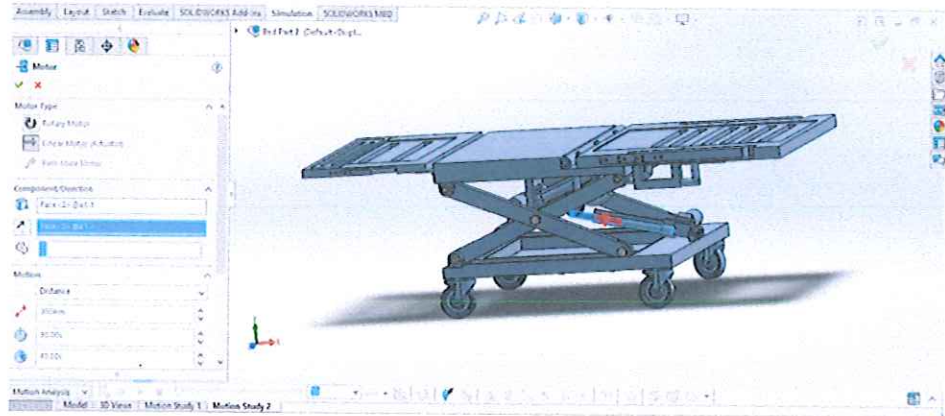
จากการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบในบทที่ 4 ได้ทำการวิเคราะห์การทำงานด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนที่ที่สัมพันธ์กันของชิ้นส่วนประกอบต่างๆ ของอุปกรณ์ต้นแบบในการปรับจากท่านอนให้เป็นท่านั่ง โดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์ดังนี้

1. กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ 1 โดยใช้คำสั่ง Motor และเลือก Linear Motor แล้วทำการเลือก Motion แบบ Distance และกำหนดระยะเท่ากับ 200 มิลลิเมตร ดังรูปที่ ง.1 เพื่อทำการปรับเอนพนักพิงในส่วนที่ 1 ต้องปรับได้ระหว่าง 90 - 180 องศา



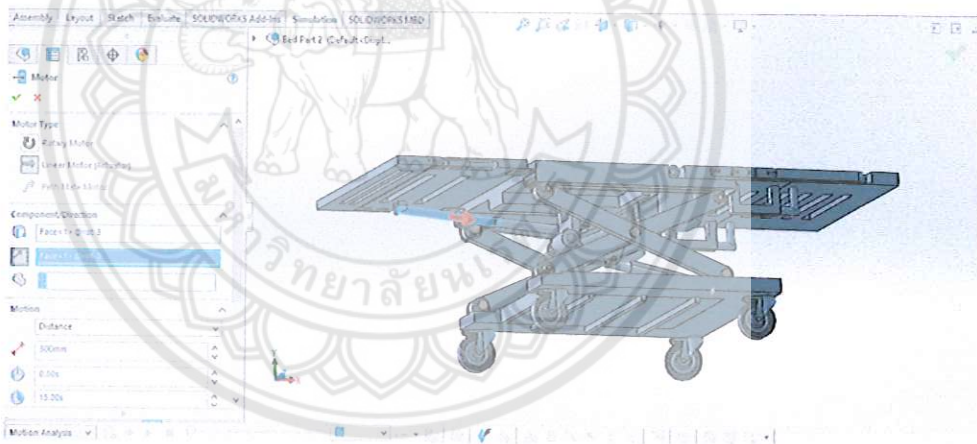
รูปที่ ง.1 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่พนักพิง

2. กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ 2 โดยกำหนดระยะการทำงานเท่ากับ 300 มิลลิเมตร ดังรูปที่ ง.2 เพื่อปรับระดับความสูงของอุปกรณ์ต้นแบบ ต้องปรับความสูงได้ระหว่าง 59 - 95 เซนติเมตร



รูปที่ ง.2 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ฐานนั่ง

3. กำหนดระยะการทำงานของ linear actuator ในส่วนที่ 3 โดยกำหนดระยะการทำงานเท่ากับ 300 มิลลิเมตร ดังรูปที่ ง.3 เพื่อให้ linear actuator ในส่วนที่ 3 ทำงาน โดยพับในส่วนที่รองขาให้ตั้งฉากกับแนวระดับ



รูปที่ ง.3 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่รองรับขาและเท้า

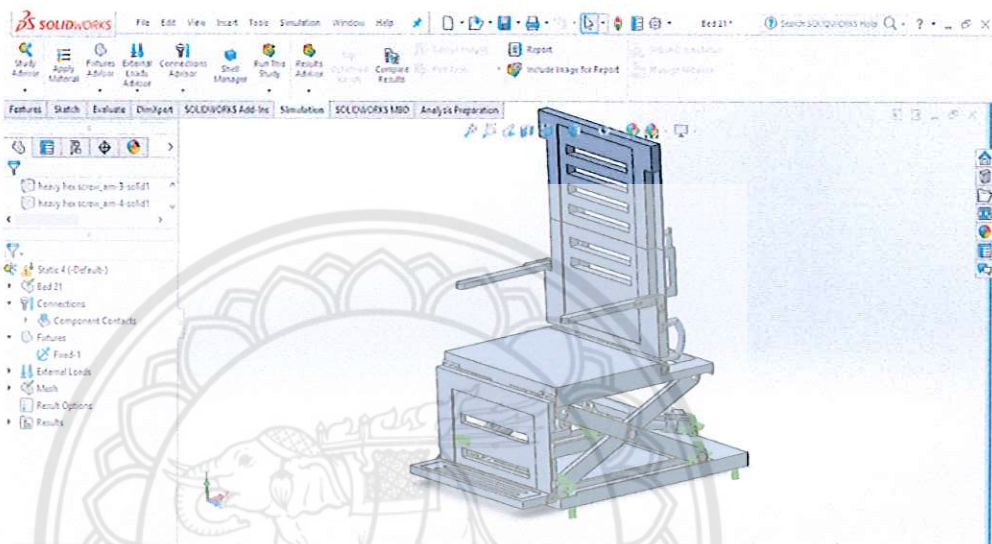
ง.2 การวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง

การวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งทำการวิเคราะห์อุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง ท่านอน และท่านั่งเอน 115 องศา โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. เริ่มจากเปิดโปรแกรม SOLIDWORKS ต่อไปทำการเปิดไฟล์อุปกรณ์ต้นแบบทั้ง 3 ท่า ที่ได้บันทึกไว้

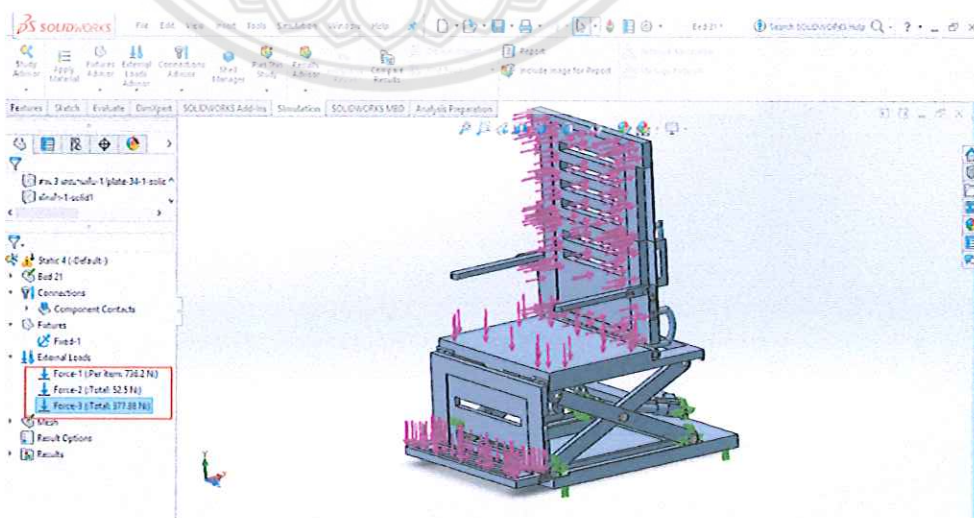
2. เลือกโหมดการวิเคราะห์แบบ Static และทำการเลือกวัสดุเพื่อนำมาวิเคราะห์ เนื่องจากต้องการให้อุปกรณ์ต้นแบบมีน้ำหนักเบาแล้วแข็งแรง จึงเลือกใช้วัสดุแบบ Alloy Steel ซึ่งจะมีค่า Yield Strength เท่ากับ 620.422 MPa และค่า Poisson's Ratio เท่ากับ 0.28

3. ใช้คำสั่ง Fixed Geometry เพื่อทำการยึดอุปกรณ์ต้นแบบ โดยยึดที่ฐานล้อทั้ง 4 ล้อ และ หัว – ท้าย ของ Linear Actuator ดังรูปที่ ๓.4



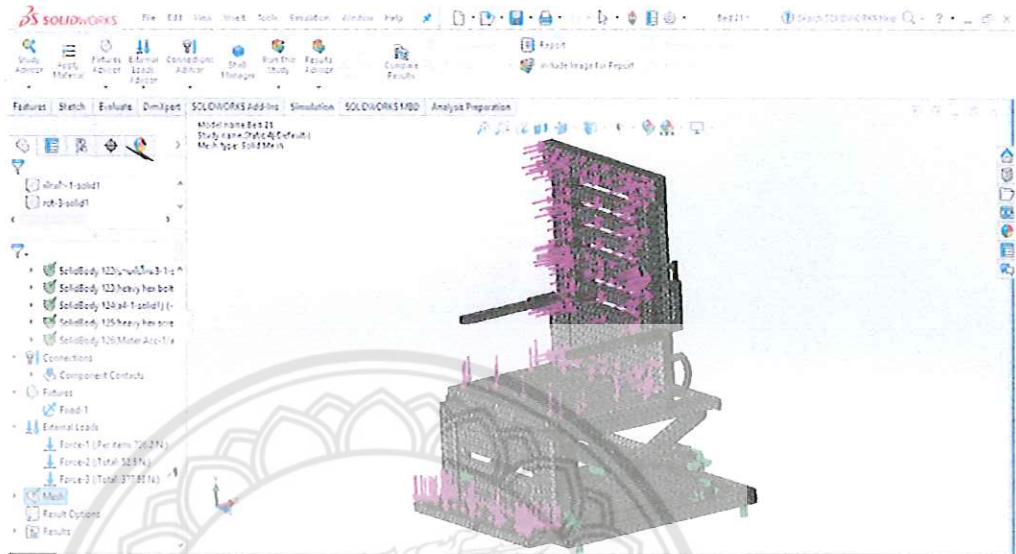
รูปที่ ๓.4 จุดยึด แบบ Fixed Geometry

4. ใช้คำสั่ง External Loads และเลือก Force เพื่อกำหนดแรงที่มากระทำกับอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละส่วน ดังรูปที่ ๓.5 โดยใช้แรงที่คำนวณไว้ในบทที่ 3 และแรงที่มาจากน้ำหนักของ topper



รูปที่ ๓.5 กำหนดแรงที่มากระทำในแต่ละส่วน

7. ใช้คำสั่ง Mesh แล้วเลือก Create Mesh เพื่อทำการแบ่งเอลิเมนต์ ดังรูปที่ ๖.6 จากนั้นใช้คำสั่ง Run This Study เพื่อให้โปรแกรม SOLIDWORKS ทำการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง



รูปที่ ๖.6 การแบ่งเอลิเมนต์