

อภินันทนาการ



การออกแบบอุปกรณ์ปรับท่าผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก

Design of an Upright Positioning Device

for Surgical Patients in Intensive Care Units

นายนพรัตน์ สุขปัญญา

รหัสนิสิต 55360413

นายณัฐวุฒิ ใจคุ้ม

รหัสนิสิต 55363124

นายโอภาส ฤทธิ์ไทยสงค์

รหัสนิสิต 55363704

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยอัสสัมชัญ
วันลงทะเบียน..... ๖.๐๖/๒๕๖๐.....
เลขทะเบียน..... 1919๖๕๕9.....
เลขเรียกหนังสือ..... ๒๕.....

๑/๕
น 184 ก
๒๕๕๗

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยอัสสัมชัญ

ปีการศึกษา 2558



แบบเสนอปริญญาานิพนธ์

ชื่อหัวข้อโครงการ : การออกแบบอุปกรณ์ปรับทำนั้งผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก

ผู้ดำเนินโครงการ : นายนพรัตน์ สุขปัญญา รหัสนิต 55360413
 : นายณัฐวุฒิ ใจคุ้ม รหัสนิต 55363124
 : นายโอภาส ฤทธิ์ไทยสงค์ รหัสนิต 55363704

อาจารย์ที่ปรึกษา : ดร.ปัญญาวัฒน์ ลำเพาพงศ์

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันตน์

สาขาวิชา : วิศวกรรมเครื่องกล

ภาควิชา : วิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา : 2558

..... ที่ปรึกษาโครงการ

(ดร.ปัญญาวัฒน์ ลำเพาพงศ์)

..... ที่ปรึกษาโครงการร่วม

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันตน์)

..... กรรมการ

(ดร.สุเมธ เหมะวัฒนะชัย)

..... กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ศิษุภัณท์ แคนลา)

หัวข้อโครงการ	: การออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก	
ผู้ดำเนินโครงการ	: นายนพรัตน์ สุขปัญญา	รหัสนิสิต 55360413
	: นายณัฐภูมิ ใจคุ้ม	รหัสนิสิต 55363124
	: นายโอภาส ฤทธิไทยสงค์	รหัสนิสิต 55363704
อาจารย์ที่ปรึกษา	: ดร.ปัญญาวัฒน์ ลำเพาพงศ์	
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	: ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันตน์	
ภาควิชา	: วิศวกรรมเครื่องกล	
ปีการศึกษา	: 2558	

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก เพื่อช่วยลดภาระการทำงานของของพยาบาลและช่วยให้ผู้ป่วยมีการฟื้นฟูร่างกายที่ดีขึ้น ขั้นตอนในการออกแบบเริ่มจากการศึกษาปัญหาที่เกิดขึ้นกับพยาบาลและผู้ป่วย เพื่อกำหนดปัญหาและขอบเขตของการทำงานของอุปกรณ์ จากการสืบค้นรถเข็นปรับเอนและเตียงปรับนั่งที่มีในท้องตลาด พบว่าไม่มีอุปกรณ์ใดที่สามารถทำงานได้ตามขอบเขตที่กำหนด ต่อมาจึงกำหนดการทำงานหรือฟังก์ชันหลักและฟังก์ชันย่อยแล้ววิเคราะห์หาทางเลือกที่เหมาะสม จากนั้นเป็นการระดมความคิดและทำการออกแบบเบื้องต้นโดยการเขียนแบบด้วยมือและโปรแกรมคอมพิวเตอร์ตามลำดับ ทั้งนี้ใช้ข้อมูลสัดส่วนของชายไทยขนาด 44 เป็นหลักในการออกแบบ ผลลัพธ์ที่ได้คือ อุปกรณ์ต้นแบบมีขนาดกว้าง 75 ยาว 190 เซนติเมตร แบ่งออกเป็นสามส่วนได้แก่ ส่วนที่ 1 ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง ส่วนที่ 2 ส่วนฐานนั่ง และส่วนที่ 3 ส่วนรองรับขาและเท้า อุปกรณ์ต้นแบบนี้สามารถปรับระดับความยาวของส่วนรองรับแผ่นหลังได้ระหว่าง 80 – 90 เซนติเมตร ปรับการเอนของลำตัวและส่วนที่พักขาได้อยู่ระหว่าง 0 – 90 องศา สามารถปรับระดับความสูงวัดจากพื้นได้ 59 – 90 เซนติเมตร ที่พักแขนสามารถพับเก็บได้ นอกจากนี้มีเข็มขัดนิรภัยป้องกันการเลื่อนของลำตัวและมีอุปกรณ์รองรับศีรษะ ในส่วนของการตรวจสอบการทำงานใช้โปรแกรม SOLIDWORKS ในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ (Motion Analysis) พบว่าสามารถทำงานได้ตามขอบเขตที่วางไว้ อีกทั้งได้ใช้โปรแกรม SOLIDWORKS Simulation ในการตรวจสอบความแข็งแรงและความปลอดภัยของอุปกรณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) พบว่าสามารถใช้งานกับผู้ป่วยที่มีมวล 120 กิโลกรัมได้อย่างปลอดภัย

Project Title : Design of an Upright Positioning Device for Surgical Patients in Intensive Care Units

Name : Mr. Nopparat Sookpunya Code 55360413
 Mr. Nattawut Jaikhum Code 55363124
 Mr. Opas Ritthaisong Code 55363704

Project Advisor : Dr. Punyawan Lumpaopong

Project Advisor : Assistant Professor Dr. Pongpisut Worrajiran

Department : Mechanical Engineering

Academic Year : 2015

Abstract

This project is a design of upright positioning device for surgical patients in Intensive care units for reducing nurses' burdens and helping the patients in rehabilitation. The design process started from studying problems that have happened to nurses and patients, then, defined the scope of the work. From reviews of adjustable beds and wheelchairs, which were available in the market, there was no device that comes within the scope. As a result, main functions and sub-functions were defined and their solutions of were analyzed. After brainstorming, the design was drafted by hand and by using computer, respectively. The data of Thai men size 44 was mainly used. This resulted a prototype which has 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, when it is measured from the floor. In addition, the armrests can be folded. There are also safety belt, which prevents the patient from sliding down, and head support. In order to check the functionality, the SOLIDWORKS Motion Analysis was used and it was found that the device can work according to the requirements. Additionally, results of the strength and safety analyses using SOLIDWORKS Simulation with the Finite Element Method, showed that the device can be safely used by a patient who weights 120 kilograms.

กิตติกรรมประกาศ

ทางคณะผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณอย่างสูงในความกรุณาของ ดร.ปัญญาวัฒน์ ลำเพาพงศ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันถน์ ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ที่ได้สละเวลาอันมีค่ามาเป็นที่ปรึกษา พร้อมทั้งคำแนะนำ ความรู้ และการสนับสนุนในด้านอุปกรณ์ในด้านการทำงานตลอดระยะเวลาการทำปริญญาานิพนธ์ ฉบับนี้

ขอกราบขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ได้บ่มเพาะความรู้จนสามารถนำความรู้ และความสามารถมาใช้ในการทำงานตลอดจนมอบทุนวิจัยในการทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ดวงพร ปิยะคง อาจารย์ประจำคณะพยาบาลศาสตร์มหาวิทยาลัยนเรศวร และ นางมาเยื่อน สุขสุวรรณ พยาบาลวิชาชีพชำนาญการ โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก ที่ได้ให้คำแนะนำ และความรู้เกี่ยวกับลักษณะการทำงานของพยาบาล จึงทำให้เกิดแนวคิดในการออกแบบ และจัดทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ขึ้น

ขอกราบขอบพระคุณทุกๆ ท่านที่มีได้เอ่ยนามในที่นี้ ที่มีส่วนร่วมช่วยให้โครงการนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้ทางคณะผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่า อุปกรณ์ปรับทำนองผู้ป่วยนี้จะเป็นประโยชน์ต่อการทำงานของพยาบาล และสามารถช่วยให้ผู้ป่วยกลับมาสุขภาพที่ดีขึ้น และถ้าหากมีข้อผิดพลาดประการใด ทางคณะผู้จัดทำต้องกราบขอภัยไว้ ณ ที่นี้ด้วย

นายนพรัตน์ สุขปัญญา

นายณัฐวุฒิ ใจคุ้ม

นายโอภาส ฤทธิไทยสงค์

สารบัญ

	หน้า
แบบเสนอปริญญาโท	ก
บทคัดย่อ	ข
Abstract	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	จ
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูปภาพ	ญ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน	3
1.5 แผนการดำเนินงาน	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.7 งบประมาณ	4
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	
2.1 ปัญหาที่พบในวิชาชีพพยาบาล	5
2.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย	8
2.3 ทฤษฎีขั้นตอนการออกแบบทางวิศวกรรม	9
2.3.1 ทฤษฎีกล่องดำ (Black box)	13
2.4 การสืบค้นอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด	14
2.4.1 รถเข็นปรับเอน	15
2.4.2 เติียงปรับนั่ง	20

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5 ข้อมูลพื้นฐานทางชีวกลศาสตร์ที่ใช้ในการออกแบบ	22
2.5.1 จุดศูนย์กลางมวลของมนุษย์	22
2.5.2 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย	25
2.5.3 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry)	27
2.5.4 การกระจายน้ำหนักส่วนบน และส่วนล่างของมนุษย์เมื่อนั่งเก้าอี้	28
2.6 อุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบ	29
2.7 การคำนวณขนาดของแบตเตอรี่	31
2.8 อุปกรณ์เสริมที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบ	31
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	
3.1 ศึกษาวรรณกรรมปริทัศน์	33
3.2 สืบค้นและเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด	33
3.3 การศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการออกแบบ	35
3.3.1 การออกแบบการทำงานของอุปกรณ์	35
3.3.2 น้ำหนักจุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์	36
3.3.3 การกระจายน้ำหนักของร่างกายเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ	37
3.3.4 การคำนวณหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย	38
3.4 การออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบ	38
3.5 การทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์	41
บทที่ 4 การออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย	
4.1 การออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลัง	42
4.2 การออกแบบส่วนฐานนั่ง	44
4.3 การคำนวณความยาวแขนกลไล (Link) และระยะยึด Linear Actuator ของส่วนที่ 2	44
4.4 การออกแบบ U-Bar และ ราง U-Bar	49

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.5 การออกแบบส่วนฐานของฐานนั่ง	50
4.6 การหาระยะการทำงานของ Linear Actuator ส่วนที่ 1 และ 3	52
4.7 ที่พักแขนผู้ป่วย	53
4.8 ที่พักเท้าผู้ป่วย	54
4.9 การเลือกกลูกกลิ้งที่ใช้ในการเข็นอุปกรณ์ต้นแบบ	56
4.10 อุปกรณ์เสริมที่ใช้ในการออกแบบ	57
4.10.1 อุปกรณ์ป้องกันการเลื่อนตัวของผู้ป่วย	57
4.10.2 วัสดุรองรับตัวผู้ป่วย	57
4.10.3 การใช้อุปกรณ์ประกอบเป็นหมอน	58
4.11 การคำนวณขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่	58
บทที่ 5 การวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรงของอุปกรณ์ต้นแบบ	
5.1 การวิเคราะห์การทำงาน	62
5.1.1 ผลการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ	63
5.2 การวิเคราะห์ความแข็งแรง	64
5.2.1 การวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	64
5.2.2 ขั้นตอนการวิเคราะห์หาความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	64
5.2.3 ผลการวิเคราะห์ความแข็งแรง	67
5.2.4 การหาค่าความปลอดภัย	70
5.3 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบกับอุปกรณ์เสริม	71
บทที่ 6 บทสรุป	
6.1 สรุปผลการดำเนินงาน	72
6.2 ข้อเสนอแนะ	73
เอกสารอ้างอิง	74

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก	77
ภาคผนวก ก การหาน้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์	78
ภาคผนวก ข การคำนวณน้ำหนักที่กระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ	82
ภาคผนวก ค การคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย (Segment Dimension)	87
ภาคผนวก ง การคำนวณน้ำหนักและแรงกระทำของ Topper ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ ต้นแบบเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ	90

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 2.1 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์	23
ตารางที่ 2.2 เปอร์เซ็นต์น้ำหนักของแต่ละส่วนของร่างกาย	23
ตารางที่ 2.3 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศชายช่วงอายุ 26-59 ปี	26
ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศหญิงช่วงอายุ 26-59 ปี	27
ตารางที่ 3.1 การเปรียบเทียบระหว่างผลิตภัณฑ์ที่กำหนดในท้องตลาดกับขอบเขตของโครงการ	34
ตารางที่ 3.2 ผลการคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยขนาด 44	38
ตารางที่ 3.3 คำตอบ หรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยของอุปกรณ์	39
ตารางที่ 3.4 รายการอุปกรณ์ที่เลือกเพื่อนำมาประกอบกับอุปกรณ์ต้นแบบ	41
ตารางที่ 4.1 การแสดงผลการคำนวณหาความยาว Link	46
ตารางที่ 4.2 การแสดงผลการคำนวณมุม b และ c	48
ตารางที่ 4.3 ผลการเลือก Linear Actuator	59
ตารางที่ 4.4 ผลการคำนวณพลังงานไฟฟ้าของอุปกรณ์ที่ใช้	60
ตารางที่ 6.1 ลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบ	72
ตารางที่ ก.1 มวลแต่ละส่วนของร่างกาย	78
ตารางที่ ก.2 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย	78
ตารางที่ ก.3 จุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วน	79
ตารางที่ ข.1 ผลค่าเฉลี่ยของน้ำหนักและร้อยละน้ำหนักตัวในท่านั่งหลังตรง 90 องศา	84
ตารางที่ ข.2 ผลการหาแรงแต่ละส่วนในท่านั่งหลังตรง 90 องศา	84
ตารางที่ ข.3 ผลค่าเฉลี่ยของน้ำหนักและร้อยละน้ำหนักตัวในท่าเอน 115 องศา	85
ตารางที่ ข.4 ผลการหาแรงแต่ละส่วนในท่านั่งเอน 115 องศา	85
ตารางที่ ค.1 ขนาดแต่ละส่วนของร่างกายโดยใช้ข้อมูลขนาดของชายไทย จากไซส์ไทย (Size Thailand)	87
ตารางที่ ค.2 ขนาดแต่ละส่วนของชายไทยที่มีขนาด 44 จากข้อมูล Anthropometry	88

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 วิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ชุดผู้ป่วย	6
รูปที่ 2.2 วิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ผ้าขาว	6
รูปที่ 2.3 ผังงานที่ถูกพัฒนาโดยชาวฝรั่งเศส ปี 1971	10
รูปที่ 2.4 ผังงานโดย Pahl and Bietz ปี 1984	11
รูปที่ 2.5 ผังงาน VDI 2221	12
รูปที่ 2.6 เป็นการแสดงถึงการรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของเครื่องชั่งกาแฟ	13
รูปที่ 2.7 หลักการทำงานของเครื่องชั่งกาแฟ	14
รูปที่ 2.8 รถเข็นปรับเอนแบบนั่งถ่าย	15
รูปที่ 2.9 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 1	16
รูปที่ 2.10 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 2	17
รูปที่ 2.11 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 3	18
รูปที่ 2.12 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 1	19
รูปที่ 2.13 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 2	19
รูปที่ 2.14 เตียงปรับนั่ง	20
รูปที่ 2.15 เตียงพักพื้นแบบสองไกแบบปรับด้วยมือ	21
รูปที่ 2.16 เตียงพักพื้นแบบสองไกแบบปรับด้วยระบบไฟฟ้า	21
รูปที่ 2.17 เตียงพักพื้นแบบสามไกแบบปรับด้วยมือ	21
รูปที่ 2.18 เตียงพักพื้นแบบสามไกแบบปรับด้วยระบบไฟฟ้า	21
รูปที่ 2.19 เตียงผ่าตัดไฟฟ้า	22
รูปที่ 2.20 จุดศูนย์ถ่วงมวลในแต่ละส่วนของร่างกาย	24
รูปที่ 2.21 จุดที่ทำกรวัดขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย	25
รูปที่ 2.22 ร้อยละความยาวแต่ละส่วนของความสูงมนุษย์ โดยทำเป็นจุดอ้างอิง	28
รูปที่ 2.23 การกระจายน้ำหนักในส่วนที่นั่งและส่วนที่พิงเท้าในทำนั่ง 90 องศา วัดจากแกน +x	29
รูปที่ 2.24 การกระจายน้ำหนักในส่วนที่นั่งและส่วนที่พิงเท้าในทำนั่ง 115 องศา วัดจากแกน +x	29
รูปที่ 2.25 มอเตอร์แกนชัก	30
รูปที่ 2.26 กล้องชุดควบคุม	30
รูปที่ 2.27 รีโมท	30

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 2.28 แบตเตอรี่	31
รูปที่ 2.29 ลักษณะของ Topper	32
รูปที่ 3.1 การรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับทำนัง	35
รูปที่ 3.2 หลักการทำงานของอุปกรณ์ปรับทำนัง	35
รูปที่ 3.3 น้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแผ่นรองรับทั้ง 3 ส่วน	36
รูปที่ 3.4 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนังหลังตรง 90 องศา วัดจากแกน +x	37
รูปที่ 3.5 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนังเอน 115 องศา วัดจากแกน +x	37
รูปที่ 3.6 การกระจายแรงทั้ง 3 ส่วน ในทำนังเอน 115 องศา วัดจากแกน +x	37
รูปที่ 4.1 ขนาดแต่ละส่วนพนักพิง	43
รูปที่ 4.2 การออกแบบมือจับด้านหลังของส่วนพนักพิง	43
รูปที่ 4.3 การออกแบบส่วนฐานนั่ง	44
รูปที่ 4.4 สามเหลี่ยมพีทาโกรัสที่ใช้คำนวณหาความยาวและมุมการยกตัวส่วนที่ 2	45
รูปที่ 4.5 ระยะต่ำสุดของอุปกรณ์	45
รูปที่ 4.6 แผนภาพตำแหน่งการทำงานของ Linear actuator	47
รูปที่ 4.7 การอธิบายระยะใดๆ ที่ติดตั้ง Linear actuator บนความยาว link	48
รูปที่ 4.8 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนที่ 2	49
รูปที่ 4.9 ราง U-Bar	49
รูปที่ 4.10 U-Bar	50
รูปที่ 4.11 รายละเอียดของการออกแบบส่วนฐานนั่ง	51
รูปที่ 4.12 การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์	51
รูปที่ 4.13 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนที่ 1	52
รูปที่ 4.14 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนที่ 3	52
รูปที่ 4.15 กลไกบานพับเฟอร์นิเจอร์	53
รูปที่ 4.16 ผลการออกแบบและติดตั้งที่พีกแขน	53
รูปที่ 4.17 Clamp Lever	54
รูปที่ 4.18 การใช้บานพับหน้าต่าง	54
รูปที่ 4.19 อุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับระดับความสูงต่ำของที่นั่งจักรยาน	55
รูปที่ 4.20 การติดตั้งที่พีกเท้า	55

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.21 ลูกล้อ Caster ยางเทา	56
รูปที่ 4.22 เข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวผู้โดยสาร	57
รูปที่ 4.23 Topper ยางพารา	58
รูปที่ 4.24 ลักษณะของหมอนที่ออกแบบ	58
รูปที่ 5.1 ตัวอย่างชิ้นส่วนโครงสร้างหลัก	61
รูปที่ 5.2 การนำชิ้นงานมาประกอบเป็นอุปกรณ์ต้นแบบ	61
รูปที่ 5.3 กำหนดระยะเวลาการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่พนักพิง	62
รูปที่ 5.4 กำหนดระยะเวลาการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ฐานนั่ง	62
รูปที่ 5.5 กำหนดระยะเวลาการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่รองรับขาและเท้า	63
รูปที่ 5.6 การวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ	63
รูปที่ 5.7 อุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่า	64
รูปที่ 5.8 การ Add – Ins SOLIDWORK Simulation	64
รูปที่ 5.9 เลือกรูปแบบการวิเคราะห์	65
รูปที่ 5.10 คุณสมบัติของวัสดุ Alloy Steel	65
รูปที่ 5.11 จุดยึด แบบ Fixed Geometry	66
รูปที่ 5.12 กำหนดแรงที่มากระทำในแต่ละส่วน	66
รูปที่ 5.13 การแบ่งเอลิเมนต์	67
รูปที่ 5.14 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา	68
รูปที่ 5.15 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 180 องศา	69
รูปที่ 5.16 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 115 องศา	69
รูปที่ 5.17 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบกับอุปกรณ์เสริม	71
รูปที่ ข.1 การวัดมุมของอุปกรณ์ต้นแบบเมื่ออยู่ในท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน -X	84
รูปที่ ง.1 ขนาดส่วนรองรับแผ่นหลังส่วนบน	91
รูปที่ ง.2 ขนาดส่วนรองรับแผ่นหลังส่วนล่าง	91
รูปที่ ง.3 ขนาดส่วนฐานนั่ง	92
รูปที่ ง.4 ขนาดส่วนที่พักขา	92

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ ง.5 ขนาดส่วนที่ปักเท้า	93
รูปที่ ง.6 แรงกระจายทั้ง 3 ส่วน ในทำนึ่งหลังตรง 90 องศา วัดจากแกน +x	93
รูปที่ ง.7 แรงกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนึ่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x	94
รูปที่ ง.8 แรงกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในทำนืออนราบ 180 องศา วัดจากแกน +x	94

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ

พยาบาลเป็นวิชาชีพที่เกี่ยวข้องกับการดูแลผู้ป่วย ซึ่งผู้ที่ทำงานในอาชีพนี้จะต้องเป็นผู้ที่มีความรับผิดชอบ มีความชำนาญ และมีความอดทนสูงในการปฏิบัติงาน เมื่อพิจารณาเฉพาะผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาในหอผู้ป่วยหนัก ซึ่งเป็นผู้ป่วยที่ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ หรือผู้ป่วยที่ไม่รู้สึกตัว ในแต่ละวันนั้นพยาบาลต้องดูแลผู้ป่วยตั้งแต่การเช็ดตัว การเปลี่ยนเสื้อผ้า การเปลี่ยนอริยาบถภายในเตียง เป็นต้น จากการสังเกตการณ์ในหอผู้ป่วยหนักศัลยกรรมประสาท ณ โรงพยาบาลพุทธชินราช อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลกทำให้ได้ข้อมูลว่าในหอผู้ป่วยหนักมีจำนวนเตียงทั้งหมด 18 เตียง ซึ่งไม่เพียงพอต่อการใช้งาน เนื่องจากมีผู้ป่วยหมุนเวียนตลอดเวลา อีกทั้งมีพยาบาลเพียง 6-7 คนต่อรอบเวร เมื่อพิจารณาว่า ในการดูแล เคลื่อนย้าย และเปลี่ยนอริยาบถให้กับผู้ป่วยแต่ละเตียงในแต่ละครั้งจะต้องใช้พยาบาล 2-4 คน จึงเห็นได้ว่างานการดูแลผู้ป่วยนั้นเป็นงานที่หนักมากทั้งในด้านร่างกายและจิตใจของพยาบาล อีกทั้งเป็นวิชาชีพที่มีความขาดแคลนทรัพยากรบุคคล จากสถิติสาธารณสุขปี 2557 [1] พบว่ามีพยาบาล 1 คน ต้องดูแลประชากร 433 คน

จากงานวิจัยของ โรสมารินทร์ สุขเกษม [2] และงานวิจัยอื่นอีกเป็นจำนวนมาก [3, 4, 5] พบว่าการปฏิบัติงานที่หนักของพยาบาล จะส่งผลให้พยาบาลเกิดอาการ ปวดเมื่อย หรือบาดเจ็บบริเวณกล้ามเนื้อส่วนหลัง คอ แขน และไหล่ เมื่อมีอาการเหล่านี้เกิดขึ้นย่อมจะส่งผลกระทบต่อเรื่องอื่นๆ อีกมากมาย อาทิเช่น ความไม่คล่องแคล่วในการทำงาน อาการบาดเจ็บเรื้อรังและค่าใช้จ่ายในการรักษาของพยาบาล เป็นต้น

จากปัญหาดังกล่าวทางคณะผู้จัดทำโครงการได้ตระหนักถึงผู้ป่วยและผู้ดูแลเป็นสำคัญ จึงเกิดแนวคิดในการพัฒนาอุปกรณ์ที่ช่วยในการอำนวยความสะดวกในการปฏิบัติงานของผู้ดูแล เนื่องจากงานส่วนที่หนักต่อสภาพของผู้ดูแลคือ งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยและการปรับท่านั่งให้กับผู้ป่วย โดยการปรับเปลี่ยนทำให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งราบหลังตรงหรือมีการจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่าที่สบาย เป็นแนวปฏิบัติสำคัญในการพยาบาลผู้ป่วยหลังการผ่าตัด [6] เนื่องจากเป็นการส่งเสริมให้ผู้ป่วยมีการฟื้นฟูระบบการหายใจอันส่งผลถึงประสิทธิภาพของการฟื้นฟูร่างกาย นอกจากนี้ การนอนอยู่นิ่งๆ เป็นเวลานาน

อาจทำให้ผู้ป่วยเกิดภาวะแทรกซ้อนเกิดขึ้น [7, 8] เช่น การเกิดแผลกดทับ ปัญหาเรื่องระบบหายใจ เป็นต้น ซึ่งการจัดปรับท่านอนและปรับเป็นท่านั่งให้กับผู้ป่วย เป็นวิธีการหนึ่งในการป้องกันการเกิดภาวะแทรกซ้อน [8] ในผู้ป่วยได้

อย่างไรก็ตาม เตียงผู้ป่วยโดยทั่วไป มีข้อจำกัดในการปรับท่านั่งราบหลังตรงให้กับผู้ป่วย กล่าวคือพนักพิงหลังสามารถปรับได้ระหว่าง 0 – 80 องศา ปรับยกระดับข้อเท้าได้เพียง 0 – 45 องศา และระดับความสูงปรับได้ 45 – 70 เซนติเมตร ดังนั้นเพื่อจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งราบหลังตรง พยาบาลจึงต้องยกย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปนั่งบนเก้าอี้หรือรถเข็นซึ่งเป็นงานหนัก ด้วยเหตุนี้คณะผู้จัดทำโครงการจึงมีแนวคิดที่จะออกแบบและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบที่ใช้ในการปรับท่านั่งหลังตรงให้กับผู้ป่วย

อุปกรณ์การปรับท่านั่งผู้ป่วยนี้จะอำนวยความสะดวก และลดภาระในการดูแลผู้ป่วยของพยาบาล ลดปัจจัยเสี่ยงในการเกิดภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย และจะเป็นประโยชน์โดยตรงต่อการรักษาผนวกกับการฟื้นฟูของร่างกายผู้ป่วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก
- 1.2.2 เพื่อช่วยลดภาระในการปฏิบัติหน้าที่ของพยาบาล และช่วยให้มีประสิทธิภาพในการดูแลผู้ป่วยที่ดีขึ้น

1.3 ขอบเขตของโครงการ

ออกแบบต้นแบบอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับท่านอนเป็นท่านั่งหลังตรงของผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก อุปกรณ์นี้สามารถปรับระดับมุมของการเอนทั้งส่วนลำตัวและส่วนขา ได้ระหว่าง 90 - 180 องศา และปรับระดับความสูงได้ระหว่าง 45 – 90 เซนติเมตร เพื่อให้แนบชิดติดกับเตียงประเภทต่างๆ ของสถานพยาบาลได้ โดยอุปกรณ์นี้สามารถปรับเป็นรถเข็นผู้ป่วย (Wheelchair) ได้ รองรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้สูงสุด 120 กิโลกรัม นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ป้องกันการเลื่อนของศีรษะและลำตัว เพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วยขณะใช้งาน

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้ต้นแบบอุปกรณ์ที่สามารถปรับทำน้ผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนักที่พร้อมผลิต

1.6.2 อุปกรณ์ปรับทำน้นี้อาจช่วยลดภาระในการปฏิบัติหน้าที่ของพยาบาล และช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการดูแลผู้ป่วย

1.7 รายละเอียดงบประมาณตลอดโครงการ

1.7.1 กระดาษ 500 บาท

1.7.2 จัดทำรูปเล่ม 2,000 บาท

1.7.3 ค่าอุปกรณ์อื่นๆ 500 บาท

บทที่ 2

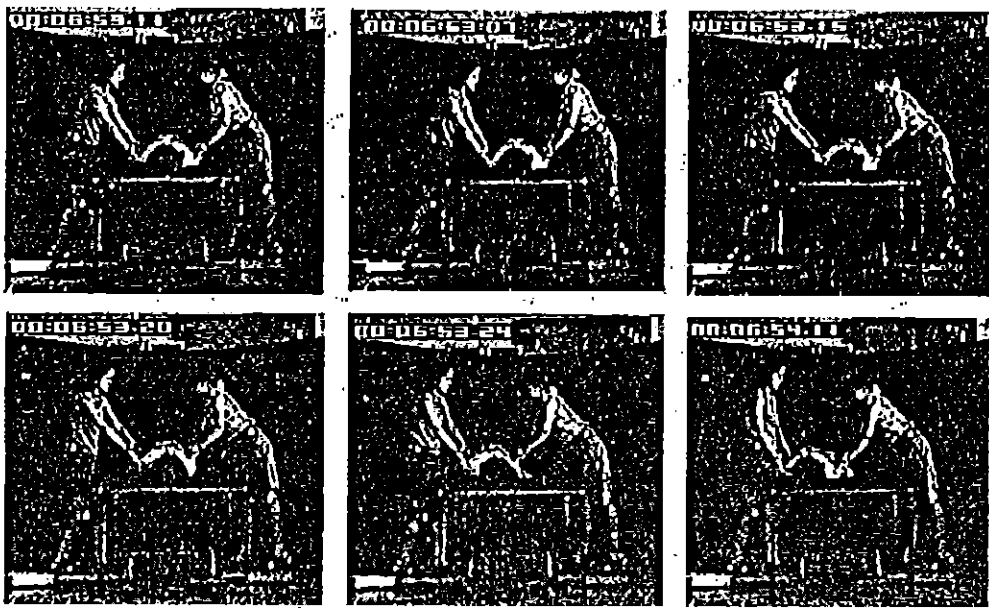
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ปัญหาที่พบในวิชาชีพพยาบาล

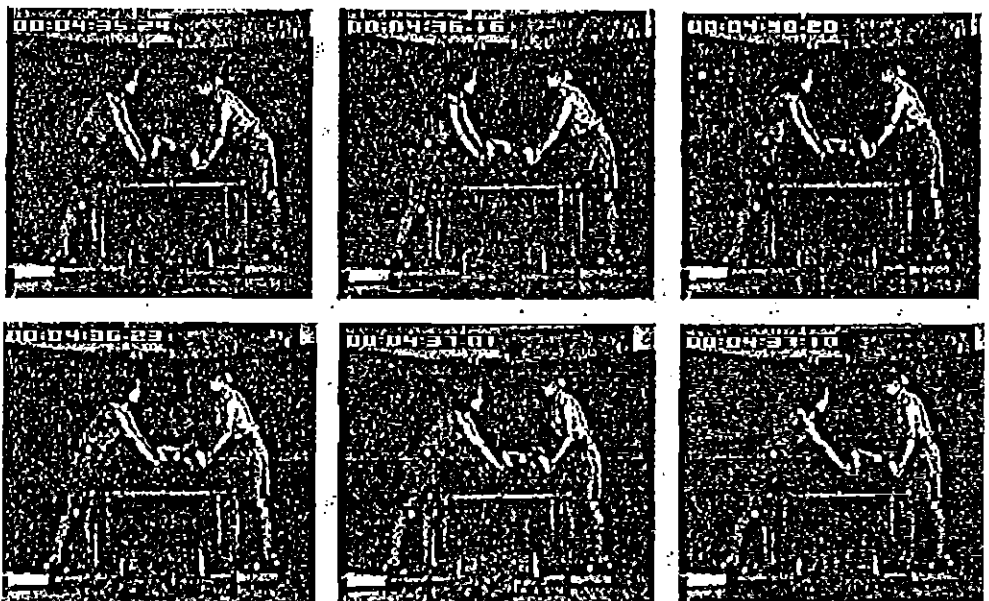
พยาบาลเป็นวิชาชีพที่เกี่ยวข้องกับการดูแลผู้ป่วยโดยตรง อีกทั้งยังเป็นวิชาชีพที่ปฏิบัติงานหนัก และยังเป็นวิชาชีพที่เสี่ยงต่ออาการบาดเจ็บหลังการปฏิบัติงาน ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าปัญหาที่เกิดขึ้นในวิชาชีพพยาบาลมีอยู่หลายปัจจัยยกด้วยกันยกตัวอย่างเช่น จากงานวิจัยของ โรสมารินทร์ สุขเกษม (2546) [2] เป็นการศึกษาเกี่ยวกับชีวกลศาสตร์ของงานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยภายในเตียง โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อยืนยันว่า งานเคลื่อนย้ายผู้ป่วยภายในเตียงจะส่งผลต่ออาการปวดหลังของพยาบาล ซึ่งงานวิจัยดังกล่าว ได้ทำการศึกษา ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพาจำนวน 7 แผนก โดยได้ทำการสัมภาษณ์พยาบาลและผู้ช่วยพยาบาลจำนวนทั้งสิ้น 73 คน มีการเจ็บปวด/ปวดเมื่อย ตามบริเวณส่วนต่างๆ ของร่างกาย ได้แก่ ส่วนหลัง ขา แขน ไหล่ ข้อมือ เท้า และคอ ซึ่งเมื่อทำการเก็บข้อมูลจากพยาบาล และผู้ช่วยพยาบาลพบว่า บริเวณที่มีอาการเจ็บมากที่สุดคือ บริเวณหลัง โดยจะคิดเป็น 84 เปอร์เซ็นต์จากผู้ที่ถูกสัมภาษณ์ทั้งหมด สำหรับอาการปวดหลังจะส่งผลกระทบต่อการทำงาน จนบางครั้งทำให้ไม่สามารถปฏิบัติงานตามปกติ ซึ่งจากการให้สัมภาษณ์ถึงสาเหตุของอาการเจ็บปวด/ปวดเมื่อยบริเวณต่างๆ พบว่ากิจกรรมที่มีผลต่อสาเหตุดังกล่าวคือ กิจกรรมการยกและการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยอยู่บ่อยครั้ง โดยยังพบอีกว่ากิจกรรมดังกล่าวนี้เป็นงานย่อยแทรกอยู่ในงานอื่น เช่น การทำแผล การอาบน้ำผู้ป่วยบนเตียง เป็นต้น และกิจกรรมนี้ยังพบอยู่เกือบทุกแผนก เพราะฉะนั้นกิจกรรมนี้จัดว่าเป็นกิจกรรมที่เป็นงานที่ค่อนข้างหนัก โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ต้องได้รับการดูแลเป็นพิเศษ ซึ่งประเภทของผู้ป่วยนั้นเป็นผู้ป่วยที่ไม่สามารถช่วยเหลือตนเองได้ หรือเป็นผู้ป่วยหมดสติ โดยต้องทำการดูแลผู้ป่วยตั้งแต่การเช็ดตัวผู้ป่วย เปลี่ยนเสื้อผ้า การพลิกตะแคงหรือจัดท่านอนให้อยู่ในท่าที่เหมาะสมแก่ผู้ป่วย เป็นต้น ซึ่งส่งผลกระทบต่อพยาบาล หรือผู้ช่วยพยาบาลเกิดอาการบาดเจ็บตามส่วนต่างๆ ได้โดยเฉพาะอาการปวดหลัง

ดังนั้นกิจกรรมการยกและการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเป็นกิจกรรมที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้ และยังเป็นสาเหตุหลักของอาการปวดหลัง โดยปัจจัยที่มีผลต่ออาการปวดหลังของพยาบาลประกอบไปด้วย น้ำหนักผู้ป่วย วิธีการการยกหรือเคลื่อนย้ายผู้ป่วย และอุปกรณ์ช่วยยกผู้ป่วย ทำให้ทราบได้ว่า แรงกด

อัตราสูงสุดที่เกิดขึ้นนั้นเกิดขึ้นที่บริเวณหลังส่วนล่างอย่างมีนัยสำคัญ โดยที่ปัจจัยน้ำหนักผู้ป่วยมีผลต่อค่าแรงอัดมากที่สุด ส่วนปัจจัยวิธีการยกมีผลต่อค่าแรงกดอัดสูงมากกว่าปัจจัยที่ใช้อุปกรณ์ช่วยยกเพียงเล็กน้อย การยกผู้ป่วยออกจากเตียงผู้ทำการยกมีแนวโน้มจะเกิดค่าแรงกดอัดสูงสุดโดยเฉลี่ยมากกว่าการยกผู้ป่วยเข้าหาผู้ทำการยก การยกผู้ป่วยโดยใช้ผ้าขวางมีแนวโน้มจะเกิดแรงกดอัดสูงสุดโดยเฉลี่ยมากกว่าการยกผู้ป่วยโดยใช้ชุดผู้ป่วย โดยรูปที่ 2.1 จะแสดงถึงวิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ชุดผู้ป่วย และรูปที่ 2.2 จะแสดงถึงวิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ผ้าขวาง



รูปที่ 2.1 วิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ชุดผู้ป่วย [2]



รูปที่ 2.2 วิธีการยกผู้ป่วยโดยใช้ผ้าขวาง [2]

จากงานวิจัยเรื่องความชุกและปัจจัยเสี่ยงของการปวดหลังส่วนล่างชนิดเฉียบพลันของพยาบาลในโรงพยาบาลสิงห์บุรี [3] ซึ่งได้ทำการศึกษากลุ่มตัวอย่างของพยาบาลที่มีการปฏิบัติงานมาอย่างน้อย 1 ปี จำนวนทั้งหมด 265 คน และได้ทำการเก็บข้อมูลจากแบบสอบถามที่ตอบด้วยตนเอง ถึงอาการความชุกของอาการปวดหลังส่วนล่างในระยะ 7 วัน จากนั้นทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยการแจกแจงความถี่ ร้อยละ และ Logistic regression ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% CI โดยผลที่ได้คือความชุกของอาการปวดหลังส่วนล่างในระยะ 7 วันที่ผ่านมาของพยาบาล เท่ากับ ร้อยละ 36.6 และพบว่าปัจจัยเสี่ยงของอาการปวดหลังส่วนล่างชนิดเฉียบพลันของพยาบาลได้แก่ พยาบาลที่ประวัติเป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับการปวดหลังส่วนล่าง (OR = 4.45; 95% CI=1.46 – 13.54) และการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในเตียงโดยลำพัง (OR = 2.33; 95% CI=1.32 – 4.09) โดยผู้ที่มีประวัติอาการปวดหลังส่วนล่างได้แก่ การไอเรื้อรัง มีพยาธิสภาพของระบบกล้ามเนื้อ กระดูกสันหลังคดงอ นิ้วที่โต เป็นต้นซึ่งอาการเหล่านี้ล้วนเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดอาการปวดหลังส่วนล่างชนิดเฉียบพลันได้ ต่อมาในส่วนของผู้ที่ทำการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยภายในเตียงโดยลำพัง พบว่าการทำงานในส่วนนี้ พยาบาลจะเป็นผู้ที่ได้รับผลกระทบมากที่สุด เนื่องจากการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยที่มีน้ำหนักมาก จึงทำให้กระดูกสันหลังส่วนล่างบริเวณกระเบนเหน็บรับน้ำหนักมาก ส่งผลทำให้ท่าทาง และการเคลื่อนไหวผิดไปจากปกติ ซึ่งจะส่งผลในการปฏิบัติงานของพยาบาล

ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าปัจจัยที่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่ออาการปวดส่วนล่างหลัง จะส่งผลกระทบต่อพยาบาลทั้งในด้านของสุขภาพ และความสามารถในการปฏิบัติงานที่ลดลง ซึ่งปัญหาเหล่านี้จะส่งผลกระทบต่อคุณภาพในการดูแลผู้ป่วย โดยจะทำให้ผู้ป่วยมีการรักษาอยู่ในโรงพยาบาลที่นานขึ้น

จากงานวิจัยเรื่องปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับพฤติกรรมการป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่างของพยาบาลในโรงพยาบาลของรัฐ จังหวัดนนทบุรี [4] ซึ่งได้ทำการศึกษาค้นคว้าความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยนำ ปัจจัยเอื้อ ปัจจัยเสริม และพฤติกรรมการป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่าง โดยได้ทำการเก็บข้อมูลด้วยวิธีการใช้แบบสอบถาม จากกลุ่มตัวอย่างจากพยาบาลวิชาชีพ และพยาบาลเทคนิคจำนวน 231 คนที่ปฏิบัติงานในการพยาบาลให้กับโรงพยาบาลของรัฐในจังหวัด นนทบุรี แล้วนำไปวิเคราะห์ถดถอยพหุแบบขั้นตอน ซึ่งพบว่ามีจำนวนพยาบาล 71% มีอาการปวดหลังในรอบ 12 เดือนที่ผ่านมา และพบอัตราชุกของอาการปวดหลังส่วนล่างร้อยละ 47.6 พยาบาลส่วนใหญ่มีพฤติกรรมป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่างอยู่ในระดับปานกลาง, ทักษะการปฏิบัติงาน, การได้รับการสนับสนุนจากหัวหน้าหน่วยงานเพื่อนร่วมงาน และสมาชิกครอบครัว, ทศนคติและความรู้เกี่ยวกับการป้องกันการปวดหลังสามารถร่วมกันทำนายพฤติกรรมการป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่างได้ร้อยละ 35.7

ดังนั้นจะเห็นว่าพยาบาลเป็นวิชาชีพที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดอาการปวดหลังส่วนล่างเนื่องจากลักษณะงานของวิชาชีพพยาบาล ในบางครั้งเกิดความไม่ระมัดระวังในการปฏิบัติงาน

พยาบาล เช่น การพยุงผู้ป่วยให้ลุกออกจากเตียง การยกผู้ป่วยบนเตียง การยกและการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปยังเก้าอี้ การทำแผล การใส่เฟือก เป็นต้น จึงทำให้พยาบาลเกิดอาการปวดหลังส่วนล่างเกิดขึ้น อีกทั้งทำให้เกิดการขาดงานของพยาบาล หรือลาออกจากการปฏิบัติงานพยาบาล เนื่องจาก มีอาการบาดเจ็บรบกวน จึงยังเป็นเหตุให้ขาดบุคลากรในการปฏิบัติงาน และยังส่งผลทำให้คุณภาพในการดูแลผู้ป่วยลดลง

จากงานวิจัยเรื่อง ปัจจัยเสี่ยงต่ออาการปวดหลังส่วนล่างของบุคลากรในโรงพยาบาล [5] ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาในโรงพยาบาลสงขลา เพื่อหาความชุกของอาการปวดหลังส่วนล่างของบุคลากรในโรงพยาบาล โดยได้ทำการให้บุคลากรจำนวน 430 คน มาทำการตอบแบบสอบถามด้วยตนเอง แล้วนำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้วิธี Chi –squared test, Mann – Whitney U test และวิธีทางสถิติถดถอยพหุโลจิสติกส์ ซึ่งพบว่า มีจำนวนของอาการปวดหลังส่วนล่างคิดเป็นร้อยละ 51.9 โดยพยาบาลมีอาการปวดหลังส่วนล่างมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 34.27 และปัจจัยที่ทำให้เกิดอาการปวดหลังส่วนล่าง คือ โรคประจำตัว, การเอี้ยวบิดตัวในลักษณะทำงาน, พื้นที่การทำงาน, ความสูงของโต๊ะและเก้าอี้, และความเครียด จากปัจจัยดังกล่าว เมื่อพิจารณาในอาการปวดหลังส่วนล่างที่ได้รับจากการปฏิบัติงาน พบว่างานยก เคลื่อนย้ายวัตถุด้วยมือ งานที่ต้องโก่งโค้งบิดเอวหรือเอื่อม งานที่ต้องยืน นิ่งโดยไม่พียงหลังเป็นเวลานาน งานที่มีความสั่นสะเทือน เป็นต้น ล้วนเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดอาการปวดหลังส่วนล่าง

2.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย

ผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักศัลยกรรมประสาทเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่ต้องได้รับการดูแลอย่างต่อเนื่องด้วยเครื่องมือติดตามสัญญาณชีพและเครื่องช่วยหายใจตลอดเวลา รวมไปถึงผู้ป่วยที่ไม่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ หรือผู้ป่วยที่ไม่รู้สึกตัว ต้องใช้ระยะเวลาในการพักฟื้นนาน อาจทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนได้ เช่น ผู้ป่วยหลังผ่าตัดเนื้องอกในสมอง ผู้ป่วยที่มีเลือดออกในสมอง หรือเส้นเลือดในสมองเกิดการแตกต้องได้รับการผ่าตัด เป็นต้น

การเกิดภาวะแทรกซ้อนของผู้ป่วยที่ต้องใช้ระยะเวลาในการพักฟื้นนานมีปัญหา 2 ส่วนหลักๆ คือ การเกิดแผลกดทับได้ และ เกี่ยวกับระบบหายใจ

ปัญหาที่เกี่ยวกับระบบหายใจ คือ เกิดการหดตัวของปอด ทำให้ปอดไม่แข็งแรง รับออกซิเจนได้น้อย น้ำท่วมปอด ติดเชื้อ และเสียชีวิตได้ จากข้อมูลของ ยุกา วงศ์รสไตร และคณะ (2008) [7] พบว่าการนั่งทำให้ปอดขยายตัวดีขึ้นและเพิ่มการไออย่างมีประสิทธิภาพ สามารถระบายเสมหะที่ตกค้างในท่อหลอดลมได้ดีขึ้น การหายใจจะมีประสิทธิภาพมากขึ้น ถ้ามีการกระตุ้นให้มีการหายใจ

เข้า ออกลึกๆ ยาวๆ เพราะจะทำให้กล้ามเนื้อขยายตัวดีขึ้น การลุกนั่งร่วมกับการแกว่งเท้า จะช่วยให้ระบบการทำงานของร่างกายเข้าสู่ภาวะปกติได้เร็วและกล้ามเนื้อกระบังลมขยายตัวดีขึ้น

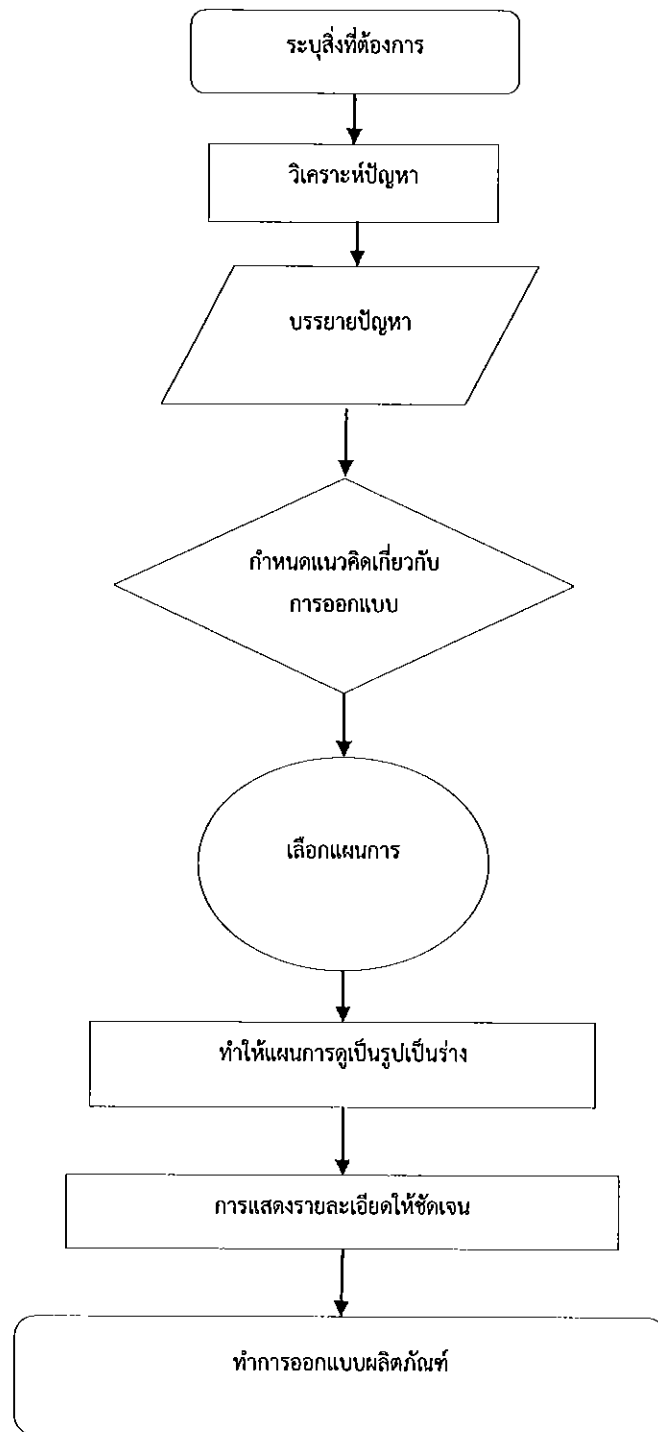
ปัจจัยที่ทำให้เกิดแผลกดทับและตำแหน่งที่เกิดรวมไปถึงการป้องกันการเกิดแผลกดทับ ของ มยุรี โรจนอังกูร (2547) [8] ปัจจัยหลักๆ ที่ทำให้เกิดแผลกดทับ คือ แรงกด แรงเฉือน แรงเสียดทาน และความเปียก แผลกดทับสามารถเกิดขึ้นกับทุกส่วนของร่างกาย ซึ่งเป็นส่วนที่รองรับแรงกระทำจากแรงกด แรงเสียดทานและแรงเฉือน จะเกิดขึ้นที่บริเวณใต้ปุ่มกระดูกของร่างกาย ตามที่ส่วนของปุ่มกระดูกถูกแรงกระทำจากการนอนหรือนั่งในท่าต่างๆ แนวการป้องกันการเกิดแผลกดทับ เช่น ประเมินความเสี่ยง ทำความสะอาดผิวหนังอย่างสม่ำเสมอ และการจัดทำผู้ป่วย เป็นต้น

2.3 ทฤษฎีขั้นตอนการออกแบบทางวิศวกรรม

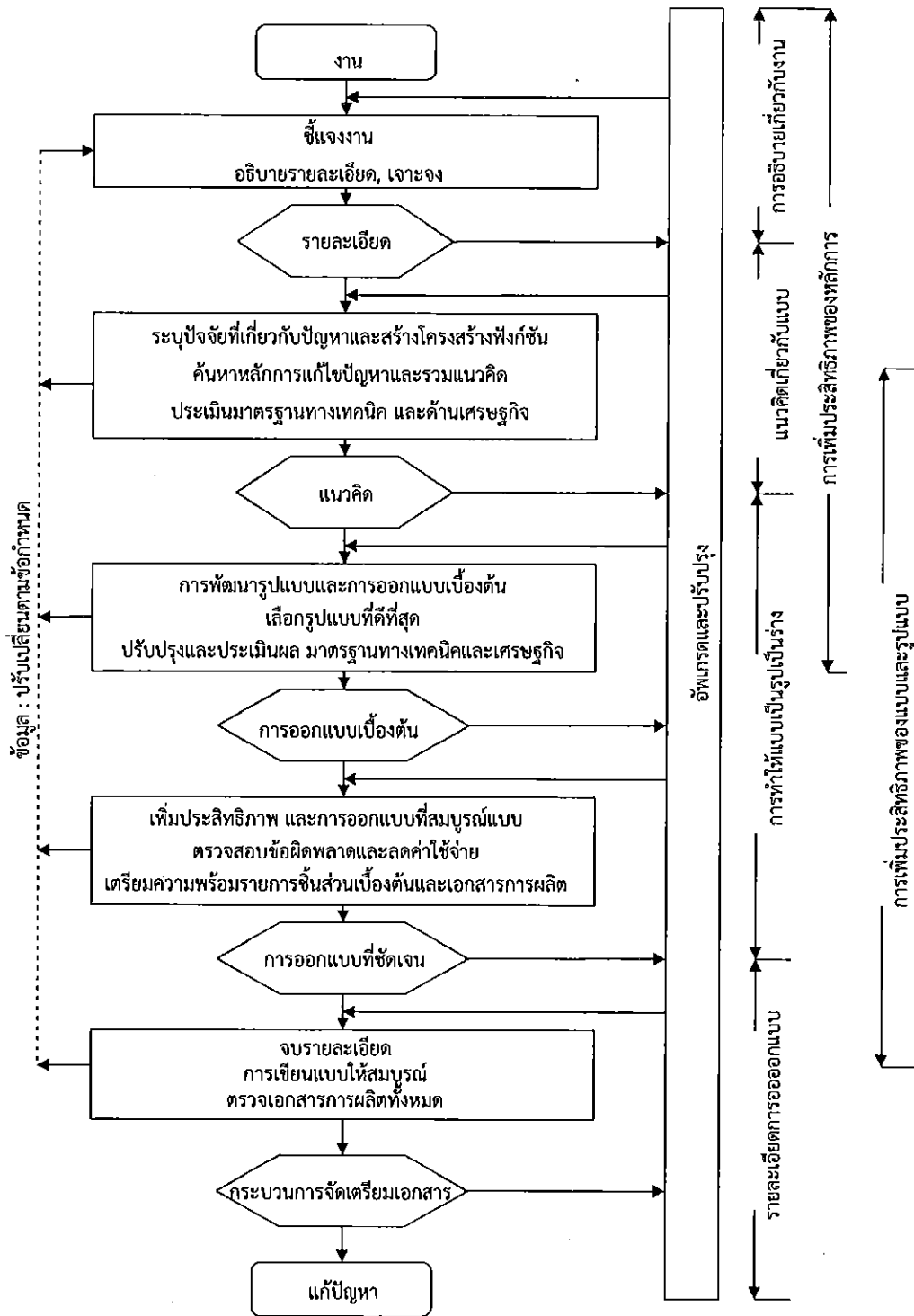
การออกแบบทางวิศวกรรม [9] เป็นกระบวนการที่ประยุกต์ใช้หลักการทางวิทยาศาสตร์และแนวทางการปฏิบัติด้านวิศวกรรม เพื่อให้เกิดความคิดริเริ่มในการสร้างผลิตภัณฑ์ใหม่ๆ ซึ่งจะมีขั้นตอนที่ใช้ในการออกแบบพื้นฐานทางวิศวกรรมหลักๆ 6 ขั้นตอน โดยจะประกอบไปด้วย

- 2.3.1 การกำหนดปัญหาเริ่มต้น (Problem definition)
- 2.3.2 การตั้งวัตถุประสงค์และขอบเขตในการออกแบบ (Value system design)
- 2.3.3 การสังเคราะห์ระบบ (Systems synthesis)
- 2.3.4 การวิเคราะห์ระบบ (Systems analysis)
- 2.3.5 การเลือกระบบที่ดีที่สุด (Selecting the best system)
- 2.3.6 การวางแผนและการปฏิบัติงาน (Planning for action)

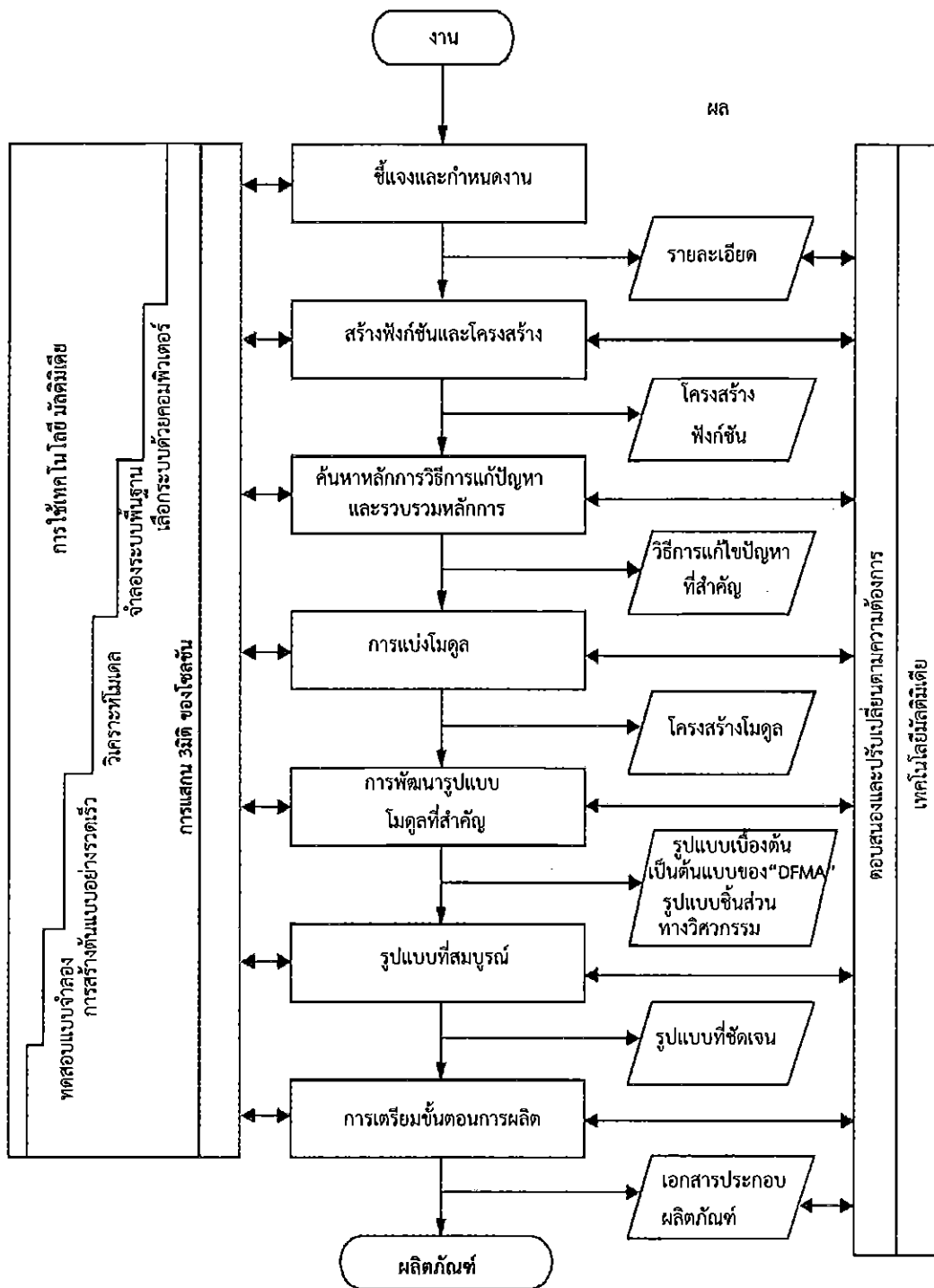
โดยในปี 1971 ได้มีการพัฒนาขั้นตอนการออกแบบขึ้นมาใหม่ ซึ่งจะอธิบายในรูปแบบผังงาน (Flowchart Diagram) รูปที่ 2.3 เป็นการนำขั้นตอนพื้นฐานข้างต้น มาทำการแสดงผลให้อยู่ในรูปแบบผังงาน โดยผู้พัฒนาเป็นชาวฝรั่งเศส จากนั้นได้มีการพัฒนาผังงานจากเดิมให้ชัดเจนยิ่งขึ้น โดยมีการให้รายละเอียดในแต่ละขั้นตอนการออกแบบมากขึ้น ซึ่งจุดนี้จะทำให้สามารถรู้ว่าการที่กำลังทำอยู่ในขั้นตอนใด และจะทำให้รู้แนวทางการปฏิบัติในขั้นต่อไป ดังในรูปที่ 2.4 มีแค่เพียงการขยายความของแต่ละส่วน แต่ไม่มีการบอกถึงผลลัพธ์ของแต่ละขั้นตอน ดังนั้น ในปี 1987 วิศวกรชาวเยอรมันได้มีการพัฒนารูปแบบของผังงานจากเดิม โดยได้มีการแสดงผลลัพธ์ในแต่ละส่วนของกระบวนการออกแบบ ซึ่งเรียกผังงานนี้ว่า Verein Deutscher Ingenieure (VDI 2221) ดังรูปที่ 2.5 และได้มีการพัฒนาขึ้นจากผังงาน VDI 2221 คือแต่ละขั้นตอนที่ทำงานจะมีหลากหลายทางเลือกให้ตัดสินใจ โดยสิ่งที่เลือกนั้นจะเป็นสิ่งที่ดีที่สุดในการออกแบบ



รูปที่ 2.3 ผังงานที่ถูกพัฒนาโดยชาวฝรั่งเศส ปี 1971 [9]



รูปที่ 2.4 ผลงานโดย Pahl and Bietz ปี 1984 [9]

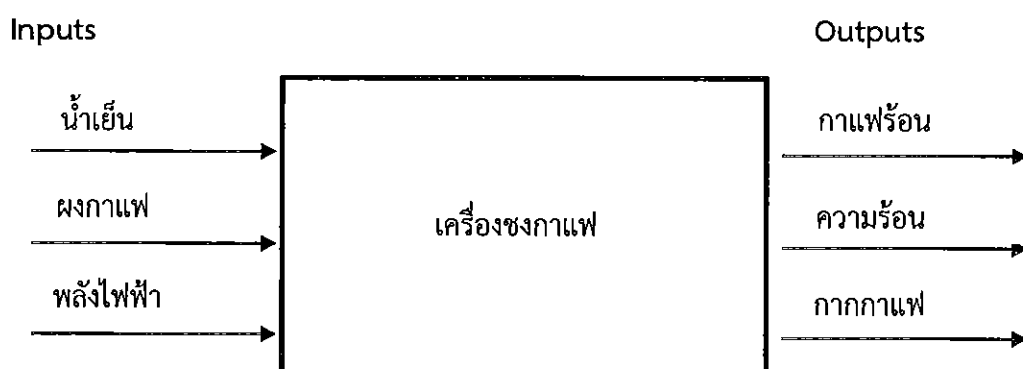


รูปที่ 2.5 ผังงาน VDI 2221 [9]

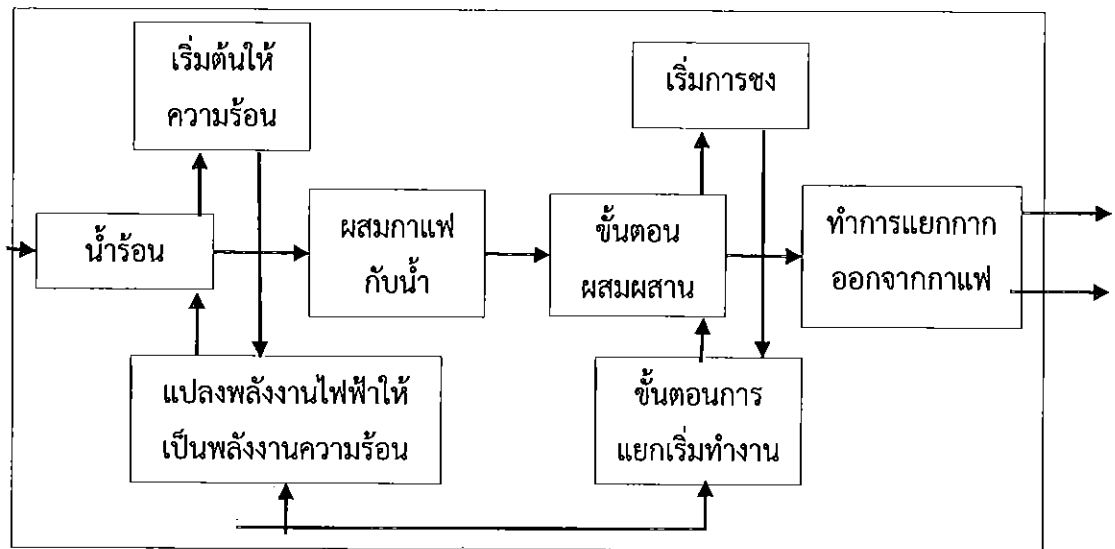
2.3.1 ทฤษฎีกล่องดำ (Black box)

ทฤษฎีกล่องดำเป็นแนวคิดที่ประยุกต์เข้ามาเพื่อมาจัดการขั้นตอนการออกแบบให้มีความเป็นระบบอย่างสมบูรณ์แบบมาก ซึ่งในทฤษฎีนี้ประกอบไปด้วยตัวแปรหลักคือ ตัวรับข้อมูลเข้า (Input: อินพุต) ตัวส่งข้อมูลออก (Output: เอาท์พุท) และตัวที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าเอาท์พุต (function: ฟังก์ชัน) นอกจากนี้ตัวอินพุต และฟังก์ชันนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงเอาท์พุต รูปที่ 2.6 แสดงถึงภาพรวมของการไหลของข้อมูลของเครื่องชงกาแฟ โดยในที่นี้เครื่องชงกาแฟจะถูกเรียกว่ากล่องดำ สิ่งที่เข้าไปในกล่องดำจะเรียกว่า ค่าอินพุตและผลลัพธ์ของข้อมูลหลังจากผ่านกล่องดำมาแล้วจะเรียกว่า ค่าเอาท์พุท

ภายในฟังก์ชันประกอบไปด้วยฟังก์ชันย่อยหลายชนิดรวมกัน โดยแต่ละฟังก์ชันย่อยสามารถบ่งบอกถึงการทำงานในแต่ละส่วนของสิ่งที่ทำการพิจารณาเช่น เครื่องชงกาแฟ รถเก็บบีเกียมัน เป็นต้น ซึ่งในแต่ละฟังก์ชันย่อยนั้น อาจมีได้หลายการกระทำที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง (Solution) เช่น สิ่งที่ทำให้น้ำร้อนเพิ่มขึ้นคือ ให้ความร้อนไฟฟ้าแก่น้ำ การเผาพื้นเพื่อต้มน้ำ เป็นต้น จากนั้นเป็นการยกตัวอย่างการทำงานภาพรวมของฟังก์ชัน ซึ่งได้ทำการพิจารณาหลักการทำงานของเครื่องชงกาแฟพบว่า การที่จะได้กาแฟร้อนออกมาต้องทำน้ำมีความร้อนเกิดขึ้น ต่อบำรุงกาแฟไปผสมกับน้ำร้อน จากนั้นทำการชงกาแฟที่ได้รับการผสมกับน้ำร้อนแล้ว ขั้นสุดท้ายเป็นกระบวนการแยกกากกาแฟออกจากกาแฟ จะเห็นว่าหลักการทำงานของเครื่อง ชงกาแฟทั้งหมดนี้จะถูกเรียกว่าฟังก์ชันย่อย (Sub function) ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.6 เป็นการแสดงถึงการรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของเครื่องชงกาแฟ [9]



รูปที่ 2.7 หลักการทำงานของเครื่องชงกาแฟ [9]

2.4 การสืบค้นอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด

ในการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ที่จะช่วยในการปรับท่านอนเป็นท่านั่งของผู้ป่วยนั้นต้องคำนึงถึงหลายปัจจัย ซึ่งปัจจัยหนึ่งที่สำคัญในการออกแบบและสร้างคือการสืบค้นอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดเพื่อให้ทราบว่ามียังมีงานวิจัย สิ่งประดิษฐ์หรืออุปกรณ์ประเภทใดบ้างที่เกี่ยวข้องกับการปรับท่านอนเป็นท่านั่งของผู้ป่วยและทำการพิจารณาถึงคุณสมบัติและคุณลักษณะต่างๆ ของอุปกรณ์หรือสิ่งประดิษฐ์และงานวิจัยชนิดนั้นๆ โดยสิ่งที่ทางคณะผู้จัดทำได้พิจารณาคุณสมบัติต่างๆ ประกอบไปด้วย

1. วัสดุโครงสร้าง
2. ลักษณะการปรับเอน
3. ด้านความปลอดภัยของผู้ป่วย
4. น้ำหนักของตัวอุปกรณ์
5. น้ำหนักสูงสุดที่สามารถรองรับผู้ป่วย
6. ความสะดวกสบายของผู้ดูแล

จากการสืบค้นอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาดพบว่าอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการปรับท่านอนเป็นท่านั่งของผู้ป่วยสามารถแบ่งประเภทของอุปกรณ์ได้เป็น 2 ชนิด ได้แก่

2.4.1 รถเข็นปรับเอน

เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนที่ได้อีกทั้งยังสามารถช่วยฟื้นฟูสภาพร่างกายของผู้ป่วยได้ในระดับหนึ่งด้วยวิธีการปรับเอนพนักพิงเพื่อให้ร่างกายของผู้ป่วยเกิดความสบายในขณะที่นั่งอยู่บนรถเข็นและช่วยลดภาระหนักบนร่างกายของผู้ป่วย โดยรถเข็นปรับเอนแบ่งออกเป็น 3 ประเภท ดังนี้

2.4.1.1 รถเข็นปรับเอนแบบนั่งถ่าย

มีโครงสร้างที่น้ำหนักเบาสามารถปรับเอนพนักพิงหลังได้ 180 องศา หรือ ในแนวระนาบ ซึ่งเบาะนั่งหุ้มด้วยหนังเป็นรูปตัวยูที่นั้งถ่ายทำจากพลาสติกที่สามารถทำความสะอาดได้ง่าย และโครงสร้างที่มีน้ำหนักเบาสามารถพับได้เพื่อให้เหมาะแก่การเคลื่อนย้ายไปที่ต่างๆ ได้อย่างสะดวกสบาย

ตัวอย่างที่ 1 รถเข็นปรับเอนแบบนั่งถ่าย (รูปที่ 2.8) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติ ดังนี้

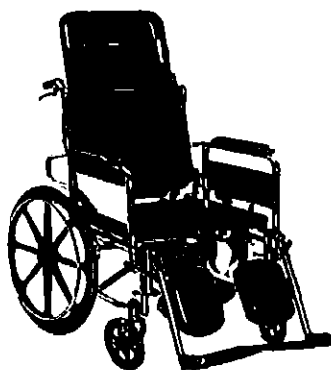
วัสดุโครงสร้าง: อลูมิเนียมอัลลอยด์, เบาะนั่งหุ้มด้วยหนังเป็นรูปตัวยู, ที่นั้งถ่ายทำจากพลาสติก, มีถังพร้อมฝาปิด, ล้อแม็กซ์ยางตัน

ลักษณะการปรับเอน: ปรับเอนนอนได้ 5 ระดับ และสามารถปรับได้มากสูง 180 องศา

ด้านความปลอดภัยผู้ป่วย: เบรกล้อหลังที่ด้ามจับด้านหลัง มีล้อกันหยายหลังมีหมอนรองศีรษะและพนักพิงศีรษะสามารถถอดเก็บไว้ด้านหลังได้

น้ำหนักของตัวรถ: 21.5 กิโลกรัม

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: 100 กิโลกรัม



รูปที่ 2.8 รถเข็นปรับเอนแบบนั่งถ่าย [10]

2.4.1.2 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบ

โครงสร้างมีน้ำหนักเบาและปรับเอนพนักพิงหลังได้ 180 องศา โดยในอุปกรณ์ต่างๆ ของรถเข็นสามารถปรับระดับหรือถอดออกได้ เช่น ที่พักเท้า พนักพิงศีรษะ ที่พักแขน เป็นต้น

ตัวอย่างที่ 1 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบ (รูปที่ 2.9) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติ ดังนี้

วัสดุโครงสร้าง : เหล็กชุบโครมเมียม

ลักษณะการปรับเอน: ปรับได้ 5 ระดับ ได้ถึง 180 องศา

ด้านความปลอดภัยผู้ป่วย: เบรกมือที่ด้ามจับ

น้ำหนักของตัวรถ: 24.6 กิโลกรัม

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: 100 กิโลกรัม

ด้านความสะดวกต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: ที่พนักพิงศีรษะบุด้วยฟองน้ำ, ที่วางเท้า สามารถปรับสูง ต่ำได้ และสามารถถอดออกได้, มีช่องเก็บของอยู่ทางด้านหลังของพนักพิงที่พักแขนสามารถดึงไปข้างหลังได้



รูปที่ 2.9 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 1 [11]

ตัวอย่างที่ 2 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบ (รูปที่ 2.10) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติดังนี้

วัสดุโครงสร้าง: สแตนเลสและอลูมิเนียม, เบาะรองทำจากฟองน้ำเกรด A หุ้มด้วย หนังเทียม, ขา
รถเข็นผู้ป่วยใส่ลูกล้ออย่างดี แบบหมุน และแบบไม่หมุน ขนาดของล้อทั้งหมด 5 นิ้ว

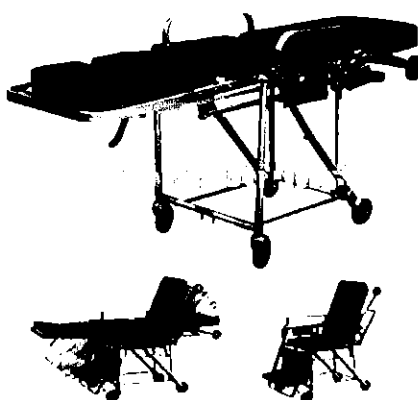
ลักษณะการปรับเอน: สามารถปรับในทำนองและปรับนอนได้

ด้านความปลอดภัยต่อผู้ป่วย: มีราวกันเตียง 2 ข้าง และเข็มขัดรัดผู้ป่วย 2 เส้น

น้ำหนักของตัวรถ: ไม่ระบุ

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: ไม่ระบุ

ด้านความสะดวกต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: สามารถพับขาเพื่อนำขึ้นท้ายรถฉุกเฉินได้สะดวก



รูปที่ 2.10 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 2 [12]

ตัวอย่างที่ 3 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบ (รูปที่ 2.11) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติดังนี้

วัสดุโครงสร้าง: อลูมิเนียม, ล้อหลังมี 2 แบบ ยางตันและยางสุบลม

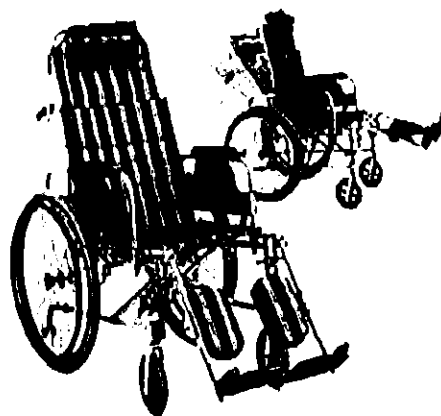
ลักษณะการปรับเอน: พนักพิงสามารถปรับเอนนอนได้ 5 ระดับ

ด้านความปลอดภัยต่อผู้ป่วย: เบรคล้อหลังที่ด้ามจับด้านหลัง

น้ำหนักของตัวรถ: 19 กิโลกรัม

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: 120 กิโลกรัม

ด้านความสะดวกต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: ที่พีกเท้าสามารถปรับระดับขึ้น – ลงได้และถอดออกได้



รูปที่ 2.11 รถเข็นปรับเอนแบบปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 3 [13]

2.4.1.3 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบ

เป็นรถเข็นที่สามารถปรับเอนพนักพิงหลังได้เช่นกัน แต่ไม่สามารถปรับเอนพนักพิงได้ถึง 180 องศา ขึ้นอยู่กับขีดจำกัดของการปรับเอนของอุปกรณ์แต่ละชนิด ตัวอย่างของรถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบ

ตัวอย่างที่ 1 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบ (รูปที่ 2.12) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติดังนี้

วัสดุโครงสร้าง: อลูมิเนียม

ลักษณะการปรับเอน: ปรับเอนได้ประมาณ 90-135 องศา

ด้านความปลอดภัยผู้ป่วย: ส่วนรองรับศีรษะมีส่วนที่ช่วยปรับระดับการทรงตัว, ที่พนักพิงมีเข็มขัดรัดตัวผู้ป่วยเพื่อช่วยในการทรงตัว

น้ำหนักของตัวรถ: ไม่ระบุ

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: ไม่ระบุ

ด้านความสะดวกต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: -



รูปที่ 2.12 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 1 [14]

ตัวอย่างที่ 2 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบ (รูปที่ 2.13) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติดังนี้

วัสดุโครงสร้าง: อลูมิเนียมอัลลอยด์

ลักษณะการปรับเอน: สามารถปรับเอนได้ถึง 162 องศา

ด้านความปลอดภัยต่อผู้ป่วย: มีส่วนที่ช่วยประคองศีรษะ

น้ำหนักของตัวรถ: ไม่ระบุ

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: ไม่ระบุ

ด้านความสะดวกต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: ใช้โช๊คแก๊สปรับขึ้นลงจึงสามารถปรับได้ง่ายและที่วางแขนสามารถปรับขึ้นลงได้



รูปที่ 2.13 รถเข็นปรับเอนแบบไม่สามารถปรับเอนในแนวราบของตัวอย่างที่ 2 [15]

2.4.2. เติงปรับนั่ง

เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยในการฟื้นฟูร่างกายของผู้ป่วยในระดับหนึ่งด้วยวิธีการเปลี่ยนท่าของผู้ป่วย จากท่านอนในแนวราบเป็นท่านั่งหลังตรงและอำนวยความสะดวกในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย

ตัวอย่างที่ 1 เติงปรับนั่ง (รูปที่ 2.14) มีคุณลักษณะ หรือคุณสมบัติดังนี้

วัสดุโครงสร้าง: โครงสร้างเหล็ก เคลือบสี กันสนิม

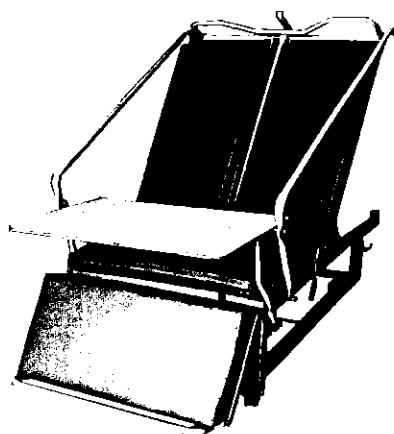
ลักษณะการปรับเอน: ปรับเป็นเก้าอี้นั่งได้ ปรับบังคับเบาะให้คนป่วยนอนตะแคงได้

ด้านความปลอดภัยต่อผู้ป่วย: มีที่ล็อคล้อหลังกันเลื่อน

น้ำหนักของตัวรถ: ไม่ระบุ

น้ำหนักสูงสุดที่รถรองรับได้: ไม่ระบุ

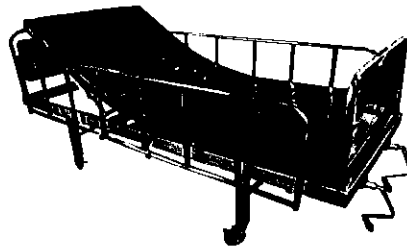
ด้านความสะดวกสบายต่อผู้ใช้งาน/ผู้ดูแล: มีช่องขั้วถ่ายของเสียนั่งอาบน้ำบนเตียงได้



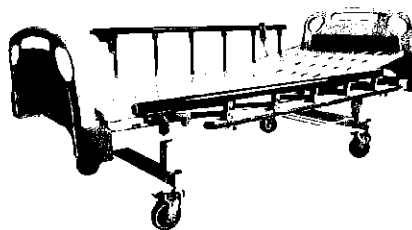
รูปที่ 2.14 เติงปรับนั่ง [16]

นอกจากนี้พบว่าเตียงคนไข้หรือเตียงชนิดพับขึ้นแบบธรรมดาที่ใช้ทั่วไปในสถานพยาบาลหรือโรงพยาบาล (รูปที่ 2.15 และรูปที่ 2.16) ไม่สามารถปรับระดับในส่วนต่างๆ ของเตียงได้ และเตียงปรับระดับได้โดยใช้มือหมุนหรือไฟฟ้า หรือเรียกว่าเตียงแบบสองโกและเตียงแบบสามโก ซึ่งเตียงสองโกสามารถปรับส่วนหัวเตียงให้อยู่ในท่ายกศีรษะและหลังได้ในช่วง 0 - 80 องศา และปรับระดับส่วนขาได้ในช่วง 0 - 40 องศา เท่านั้น สำหรับเตียงแบบสามโกสามารถปรับระดับความสูงของเตียงได้ และมีการปรับระดับต่างๆ เหมือนเตียงแบบสองโก และยังพบอีกว่าเตียงสำหรับผ่าตัดในโรงพยาบาล (รูปที่ 2.17) สามารถปรับระดับความสูงเตียงอยู่ในช่วง 10 - 100 เซนติเมตร สามารถปรับเอนขึ้น

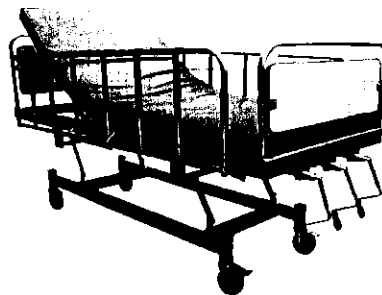
และปรับเอนลงในส่วนของลำตัวได้ 0 – 75 องศาและ 0 – 20 องศา ตามลำดับ ในส่วนของการปรับเอนขึ้น และปรับเอนลงในช่วงส่วนขาได้ 0 – 15 องศา และ 0 – 90 องศา ตามลำดับ



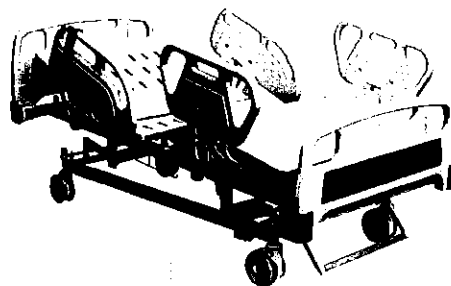
รูปที่ 2.15 เตียงพักฟื้นแบบสองล้อแบบปรับด้วยมือ [17]



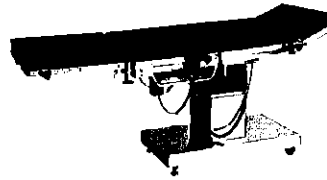
รูปที่ 2.16 เตียงพักฟื้นแบบสองล้อแบบปรับด้วยระบบไฟฟ้า [18]



รูปที่ 2.17 เตียงพักฟื้นแบบสามล้อแบบปรับด้วยมือ [17]



รูปที่ 2.18 เตียงพักฟื้นแบบสามล้อแบบปรับด้วยระบบไฟฟ้า [18]



รูปที่ 2.19 เตียงผ่าตัดไฟฟ้า [19]

2.5 ข้อมูลพื้นฐานทางชีวกลศาสตร์ที่ใช้ในการออกแบบ

2.5.1 จุดศูนย์กลางมวลของมนุษย์

การคำนวณจุดศูนย์กลางของแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์ ใช้ข้อมูลความยาวและเปอร์เซ็นต์น้ำหนักแต่ละส่วนของร่างกาย จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) [20] ดังแสดงในตารางที่ 2.1 และตารางที่ 2.2 ตามลำดับ รูปที่ 2.20 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)

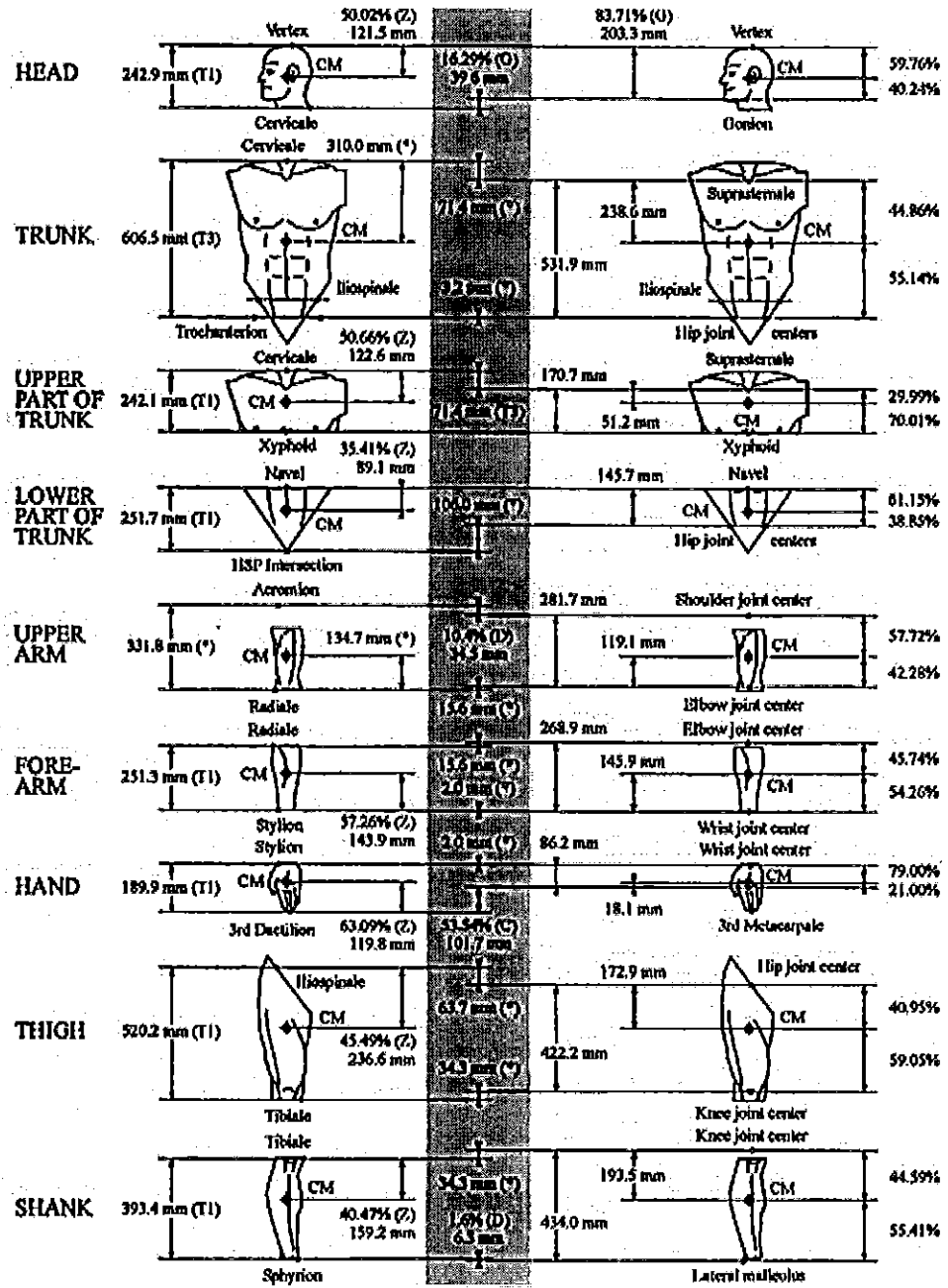
r_i คือ จุดศูนย์แต่ละตำแหน่งในระบบ (cm)

ตารางที่ 2.1 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์ [20]

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, sphyrion	393.8	393.4
Foot	Heel, toe tip	228.3	258.1

ตารางที่ 2.2 เปอร์เซ็นตุน้ำหนักของแต่ละส่วนของร่างกาย [20]

Segment	Endpoints		Longitudinal length (mm)		Mass* (%)		Longitudinal CM position (%)		Sagittal r (%)		Transverse r (%)		Longitudinal r (%)	
	Origin	Other	F	M	Fg	Mg	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	511.9	42.57	43.46	41.51	44.86	35.7	37.2	33.9	34.7	17.1	19.1
UPT	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	48.2	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	40.3	55.1	44.4	58.7
Upper arm	SIC†	EIC†	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	EIC†	WIC†	264.3	268.9	1.38	1.62	45.99	45.74	26.1	27.6	23.7	26.5	9.4	12.1
Hand	WIC†	MET†	78.0	86.2	0.56	0.61	74.74	79.00	53.1	62.8	43.4	51.3	33.5	40.1
Thigh	HIC†	KIC†	368.5	422.2	4.78	4.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
Shank	KIC†	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†	TTP†	228.3	258.1	1.29	1.37	40.14	44.15	28.9	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	MIDH†	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
UPT*	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	EIC†	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	WIC†	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†	DAC†	172.0	189.9	0.56	0.61	35.02	36.91	24.1	28.5	20.6	23.3	15.2	18.2
Hand	STYL†	MET†	79.9	88.2	0.56	0.61	75.34	79.48	51.9	61.4	44.3	50.2	32.7	39.2
Shank	KIC†	AIC†	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	KIC†	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

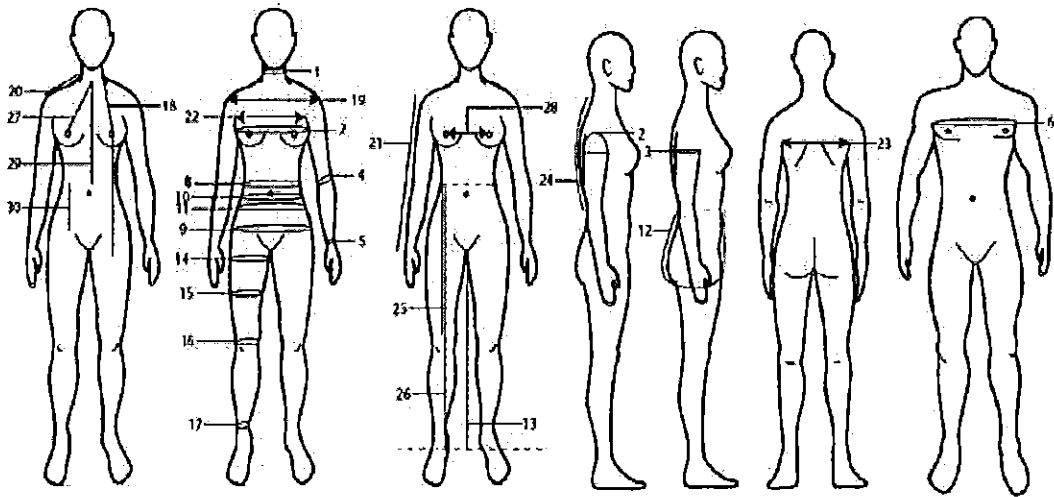


รูปที่ 2.20 จุดศูนย์ถ่วงมวลในแต่ละส่วนของร่างกาย [20]



2.5.2 ค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย

ไซส์ไทย (Size Thailand) [21] เป็นโครงการสำรวจและวิจัยมาตรฐานขนาดรูปร่างของคนไทยในปี 2550 – 2551 โดยศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติเป็นองค์กรที่ทำการสำรวจ ซึ่งได้ทำการวัดขนาดรูปร่างของคนตามระยะจุดวัดต่างๆ ดังรูปที่ 2.21 โดยวัดจากกลุ่มตัวอย่างที่มีอายุระหว่าง 26 – 59 ปี และแสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย ซึ่งพบว่ากลุ่มตัวอย่างเพศชายส่วนใหญ่มีรูปร่างขนาด 40 และกลุ่มตัวอย่างเพศหญิงส่วนใหญ่อยู่ที่ขนาด 36 ดังแสดงในตารางที่ 2.3 และตารางที่ 2.4



รูปที่ 2.21 จุดที่ทำการวัดขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย [21]

ตารางที่ 2.3 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศชายช่วงอายุ 26 -59 ปี [21]

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	รอบคืบแขน	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 (ข)	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	รอบคืบขา	48.4	50.9	53.2	55.5	57.5	60.1	62.6
15	รอบกึ่งกลางคืบขา	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	ความยาวน่องข้างคอถึงต้นขา	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	น่องข้างคอถึงปลายไหล่	13.9	14.0	14.2	14.5	14.8	15.4	15.7
21	น่องหัวไหล่ถึงข้อมือ (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	ความยาวส้นตัวหลัง	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	น่องคอหน้าถึงเอว	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

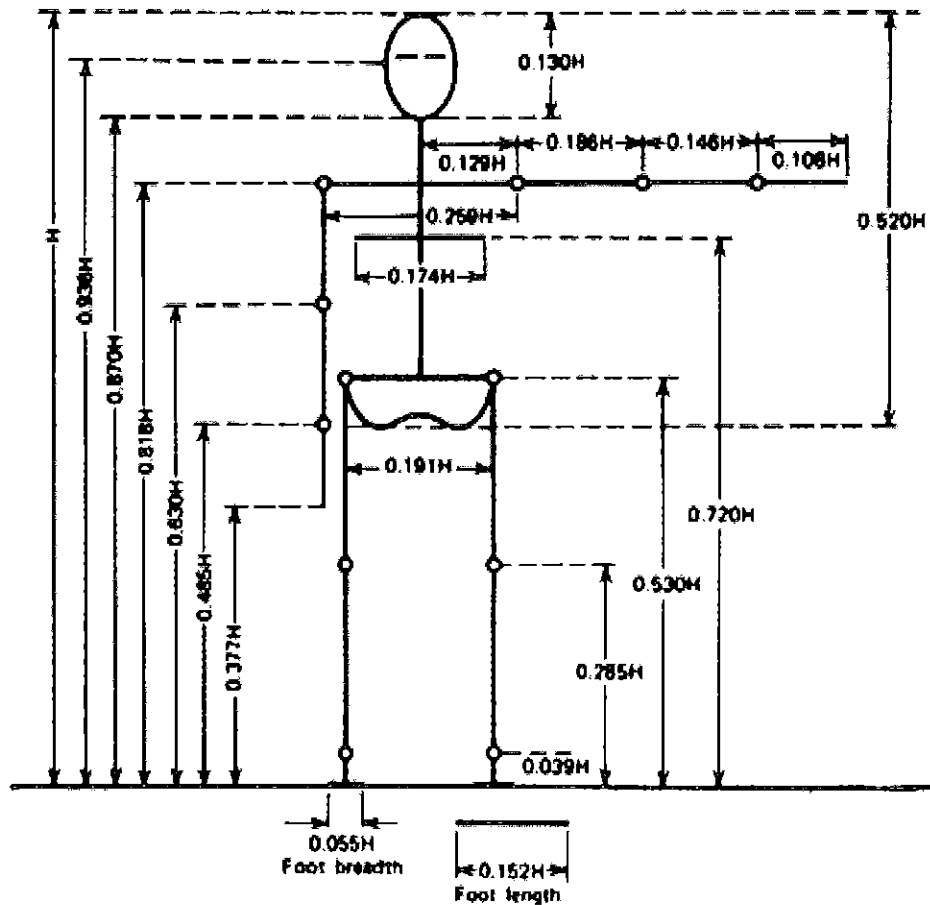
ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ยรูปร่างประชากรไทย กลุ่มตัวอย่างเพศหญิงช่วงอายุ 26 -59 ปี [21]

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	รอบคัมแขน	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	51.3	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	ความยาวปุ่มชี้ข้อมือถึงต้นขา	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	ปุ่มชี้ข้อมือถึงปลายไหล่	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	ความกว้างหน้าอก	28.4	29.6	30.6	31.5	32.2	32.9	33.5
23	ความกว้างหน้าอกหลัง	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	ปุ่มคอหน้าถึงจุดยอดอก	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

2.5.3 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry)

เนื่องจากข้อมูลของชาวไทยไม่แสดงความยาวของร่างกายบางส่วนที่จำเป็นในการออกแบบอุปกรณ์ปรับท่าที่นั่งผู้ป่วยเช่น ศีรษะ และคอ เป็นต้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้ข้อมูลเกี่ยวกับการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ [22] มาใช้ในการประมาณขนาดของร่างกายบางตำแหน่งที่ยังไม่สมบูรณ์ โดยข้อมูล Anthropometry แสดงความยาวแต่ละส่วนของร่างกายในรูปของร้อยละของความสูงของมนุษย์โดยวัดจากจุดอ้างอิงที่ระดับเท้าดังรูปที่ 2.22

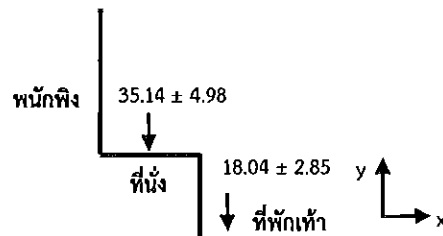


รูปที่ 2.22 ร้อยละความยาวแต่ละส่วนของความสูงมนุษย์ โดยทำเป็นจุดอ้างอิง [22]

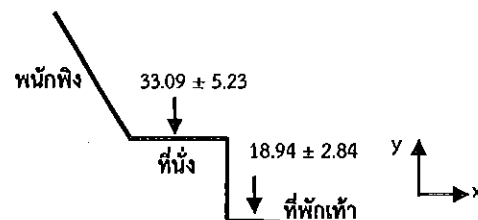
2.5.4 การกระจายน้ำหนักส่วนบนและส่วนล่างของมนุษย์ขณะนั่งบนเก้าอี้

ในการวิเคราะห์แรงที่กระทำบนอุปกรณ์ปรับท่านั่ง จำเป็นต้องทราบถึงน้ำหนักที่กระจายลงบนส่วนต่างๆ ของอุปกรณ์เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ เช่น ท่านั่ง ท่านอน และท่าปรับเอน เพื่อนำไปวิเคราะห์หาความแข็งแรงของโครงสร้างต่อไป จากงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์การกระจายน้ำหนักส่วนบนและส่วนล่างของมนุษย์ขณะนั่งบนเก้าอี้ [23] 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 2.23 โดยพิงพนักพิงเก้าอี้ พบว่ามีการกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พักเท้า คือ 35.14 ± 4.98 กิโลกรัม และ 18.04 ± 2.85 กิโลกรัม ตามลำดับ และในส่วนของท่าเอนหลัง 115 องศา วัดจากแกน +x ดังรูปที่ 2.24 มีการกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั่ง และส่วนที่พักเท้า คือ 33.09 ± 5.23 กิโลกรัม และ

18.94 ± 2.84 กิโลกรัม ตามลำดับ จากข้อมูลดังกล่าว สามารถคำนวณร้อยละของน้ำหนักที่กระจายลงบนส่วนต่างๆ ของอุปกรณ์ได้ และใช้ในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของอุปกรณ์ต่อไป



รูปที่ 2.23 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั้ง และส่วนที่หักเห้าในท่อนั่ง 90 องศา วัดจากแกน +x



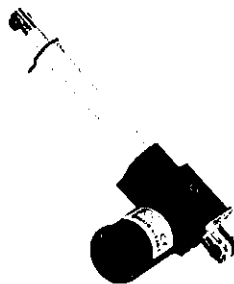
รูปที่ 2.24 การกระจายน้ำหนักตัวในส่วนที่นั้ง และส่วนที่หักเห้าในท่อนั่ง 115 องศา วัดจากแกน +x

2.6 อุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบ

อุปกรณ์ต้นแบบจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ไฟฟ้าเพื่อผ่อนแรงของผู้ใช้งานและเพื่อความนุ่มนวลในขณะการปรับระดับสูงต่ำและปรับการเอนของลำตัวและขา ซึ่งอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ประกอบไปด้วยมอเตอร์แกนชัก (Linear Actuator) กล่องควบคุม (Control box) รีโมท และแบตเตอรี่ โดยหลักการทำงานของอุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละชิ้นดังนี้

1. มอเตอร์แกนชัก

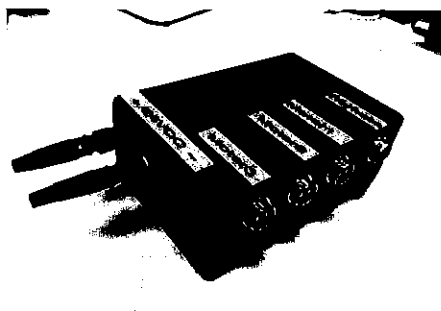
มอเตอร์แกนชัก (รูปที่ 2.25) เป็นอุปกรณ์ที่มีการทำงานเหมือนกับแม่แรงไฮดรอลิกคือที่ทำหน้าที่ดัน หรือดึงวัตถุ แต่ต่างกันว่าอุปกรณ์ชนิดนี้ถูกควบคุมด้วยระบบไฟฟ้า



รูปที่ 2.25 มอเตอร์แกนชัก [24]

2. กล่องควบคุม (Control box)

กล่องควบคุม (รูปที่ 2.26) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ควบคุมปริมาณพลังงานไฟฟ้าที่เหมาะสมกับภาระ (Load) ที่ต้องการของอุปกรณ์ไฟฟ้าชนิดนั้นๆ



รูปที่ 2.26 กล่องชุดควบคุม [24]

3. รีโมท

รีโมท (รูปที่ 2.27) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ทางไฟฟ้า



รูปที่ 2.27 รีโมท [25]

4. แบตเตอรี่

แบตเตอรี่ (รูปที่ 2.28) เป็นอุปกรณ์ที่เก็บพลังงานไฟฟ้า และจะมีการส่งพลังงานไฟฟ้าออกไปยังอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ต้องการใช้ โดยกระแสไฟฟ้าที่ออกจากแบตเตอรี่จะเป็นไฟกระแสตรง



รูปที่ 2.28 แบตเตอรี่ [25]

2.7 การคำนวณขนาดของแบตเตอรี่

ความจุพลังงานของแบตเตอรี่มีหน่วยเป็นแอมป์ – ชั่วโมง (Ampere-hour: Ah) ซึ่งหมายถึงขนาดหรือความจุพลังงานของแบตเตอรี่ยกตัวอย่าง เช่น ถ้าแบตเตอรี่ขนาด 12V 100Ah หมายถึงแบตเตอรี่มีพลังงาน 1200 Wh หรือ 1.2 หน่วย ซึ่ง 100 Ah บ่งบอกว่าแบตเตอรี่จะจ่ายกระแส 1 แอมแปร์ อย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 100 ชั่วโมง หรือจ่ายกระแส 100 แอมแปร์ อย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 1 ชั่วโมง เป็นต้น โดยการหาขนาดของแบตเตอรี่ สามารถคำนวณได้จากสมการดังนี้

$$Ah = \frac{E}{V} \quad (2.2)$$

โดย Ah คือ ขนาดความจุพลังงานของแบตเตอรี่
E คือ พลังงานไฟฟ้า (หน่วย วัตต์ – ชั่วโมง)
V คือ แรงดันของแบตเตอรี่ (หน่วย โวลต์)

2.8 อุปกรณ์เสริมที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบ

สิ่งที่ใช้ในการรองรับตัวผู้ป่วนนั้น จะต้องมีความสมบัติที่สามารถลดแรงกตทับตามจุดต่างๆ ของตัวผู้ป่วนได้ในขณะเวลานอนพักพื้น ซึ่งในที่นี้จะใช้ Topper มารองตัวผู้ป่วน โดยตัว Topper นั้นจะทำมาจากยางพารา คุณสมบัติพิเศษของยางพารา คือ จะช่วยกระจายแรงในขณะเวลานอน จึงทำให้ลดการเกิดแรงกตทับตามจุดต่างๆ ซึ่ง Topper ที่ได้ทำการเลือกมาจะมีลักษณะดังนี้

1. กว้าง 3.5 ฟุต ยาว 6.5 ฟุต หนา 3 นิ้ว
2. มีความหนาแน่น 150 กิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตร



รูปที่ 2.29 ลักษณะของ Topper [26]

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน








3.1 ศึกษาวรรณกรรมปริทัศน์

ศึกษาที่มาความสำคัญและทำความเข้าใจเกี่ยวกับวรรณกรรมปริทัศน์ที่เกี่ยวข้อง โดยเริ่มตั้งแต่ศึกษาถึงปัญหาที่เกิดขึ้นกับวิชาชีพพยาบาล ปัญหาที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย ทฤษฎีขั้นตอนการออกแบบทางวิศวกรรม การสืบค้นอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด และหลักการทางชีวกลศาสตร์ที่ใช้ในการหาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายมนุษย์ ซึ่งการศึกษาที่มาความสำคัญและวรรณกรรมปริทัศน์ที่เกี่ยวข้องดังกล่าวนี้จะใช้เป็นแนวทางและความรู้ในการจัดทำโครงงาน โดยวรรณกรรมปริทัศน์ที่ศึกษา มาแล้วได้ถูกรวบรวมไว้ในบทที่ 2

3.2 สืบค้นและเปรียบเทียบอุปกรณ์ที่มีอยู่ในท้องตลาด

จากการสืบค้นอุปกรณ์ที่มีอยู่ภายในท้องตลาดพบว่าอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการปรับท่านอนเป็นท่านั่งของผู้ป่วยดังแสดงในบทที่ 2 ไม่สามารถปรับท่านอนเป็นท่านั่งหลังตรง และไม่สามารถปรับระดับความสูงได้ตามขอบเขตขอบเขตที่วางไว้เพื่อให้อุปกรณ์แนบชิดติดกับเตียงประเภทต่างๆ ของสถานพยาบาลได้ นอกจากนี้อุปกรณ์แต่ละชนิดรองรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้ไม่ถึง 120 กิโลกรัม ด้านความปลอดภัยของผู้ป่วยขณะใช้งานนั้นพบว่ามีอุปกรณ์เพียงบางชนิดที่สามารถกันผู้ป่วยลื่นไถล ผลการเปรียบเทียบอุปกรณ์แต่ละแบบกับขอบเขตที่วางไว้แสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 การเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์ที่จำหน่ายในท้องตลาด

คุณลักษณะ	 [17]	 [16]	 [15]	 [12]	 [13]	 [10]	 [13]
1. เพียงสามารถปรับระดับของสการเอนทั้งส่วนหัวและส่วนขาได้ระหว่าง 90 – 180 องศา	X	X	X	X	X	X	X
2. เพียงสามารถปรับระดับความสูงได้ระหว่าง 45 – 90 เซนติเมตร	X	-	X	X	X	X	X
3. เพียงสามารถรองรับน้ำหนักของผู้ป่วยได้สูงสุด 120 กิโลกรัม	-	-	-	-	-	-	✓
4. มีอุปกรณ์ป้องกันการเคลื่อนของศีรษะและลำตัว	X	X	X	X	✓	X	X
5. เวลาปรับระดับเตียงไม่ว่าจะเอนหรือปรับระดับความสูงต้องมีความนุ่มนวล	X	-	✓	X	-	-	-
6. ที่พักแขนสามารถปรับระดับได้	✓	X	✓	-	-	-	-
7. สามารถปรับระดับสูงต่ำที่พนักเท้าได้ เพื่อสำหรับผู้ป่วยทุพพลภาพ	-	-	-	-	-	-	-
8. ล้อไม่ยื่นออกทางด้านข้างของผลิตภัณฑ์	✓	✓	-	✓	X	X	X
9. โครงสร้างทำจากวัสดุที่ป้องกันสนิมและทนทานมีอายุการใช้งานสูง	✓	✓	✓	✓	-	-	-
10. มีอุปกรณ์เสริม เช่น ที่เขวอนถุงน้ำเกลือ	✓	-	-	-	-	✓	✓
11. ที่พนักเท้าสามารถปรับมุมได้	X	X	-	✓	✓	-	-

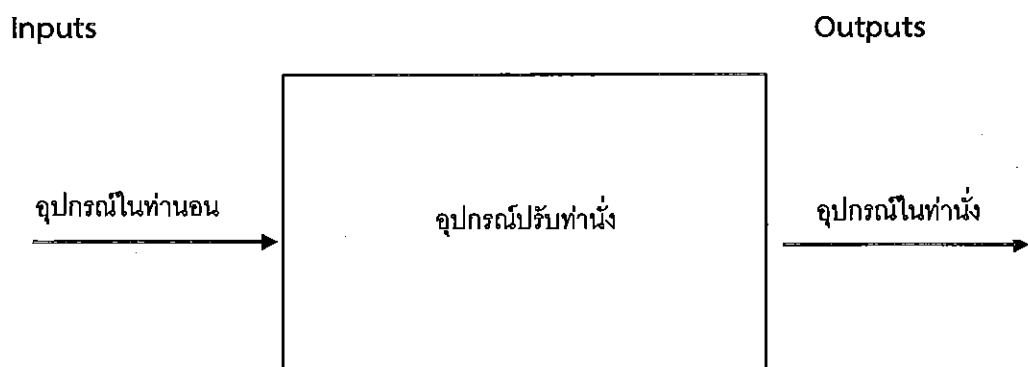
หมายเหตุ : สัญลักษณ์ ✓ แทนสิ่งที่มีในหัวข้อ, สัญลักษณ์ X แทนสิ่งที่ไม่มีในหัวข้อ, สัญลักษณ์ - แทนสิ่งที่ไม่ระบุไว้ในคุณสมบัติของผลิตภัณฑ์

3.3 การศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการออกแบบ

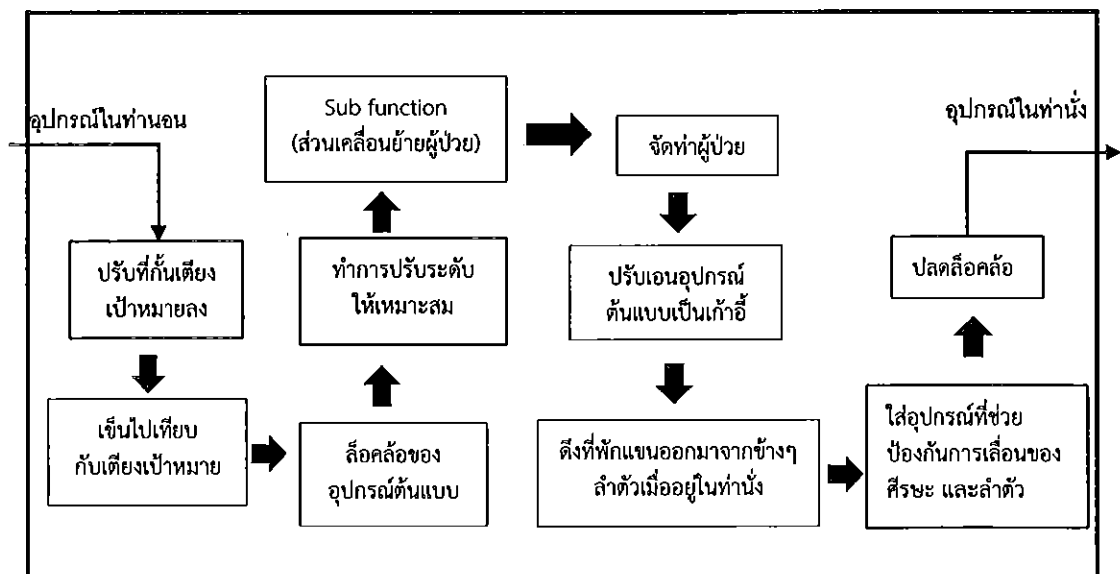
ในการศึกษาตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบจะทำการพิจารณาเกี่ยวกับลักษณะการทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ โดยทั้งนี้จะมีการคำนวณประกอบในการออกแบบ เพื่อให้อุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานตามขอบเขตที่วางไว้ดังในบทที่ 1

3.3.1 การออกแบบการทำงานของอุปกรณ์

ทางคณะผู้จัดทำได้นำทฤษฎีกลองดามาประยุกต์ใช้ในการการออกแบบอุปกรณ์ปรับทำนอง ในรูปที่ 3.1 เป็นการแสดงการรับข้อมูลและการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับทำนองโดยผ่านกระบวนการต่างๆ ดังในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 การรับข้อมูล และการส่งออกข้อมูลของอุปกรณ์ปรับทำนอง



รูปที่ 3.2 หลักการทำงานของอุปกรณ์ปรับทำนอง

ก่อนทำการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบให้สามารถทำงานได้ตามฟังก์ชัน และมีโครงสร้างที่มีความความแข็งแรง ที่จำเป็นต้องใช้ในการพิจารณาในการออกแบบ ซึ่งการคำนวณประกอบไปด้วย

3.3.2 น้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์

การออกแบบอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับท่านอนเป็นท่านั่ง ต้องทำการแบ่งแผ่นรองรับตัวผู้ป่วยออกเป็น 3 ส่วน ดังรูปที่ 3.3 เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ในระหว่างการปรับท่าให้กับผู้ป่วย โดยแต่ละส่วนจะประกอบไปด้วย

ส่วนที่ 1 คือ ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง (Backrest) ตั้งแต่เชิงกรานถึงศีรษะ

ประกอบด้วยศีรษะ แขน มือ ลำตัวส่วนบนและลำตัวส่วนกลาง

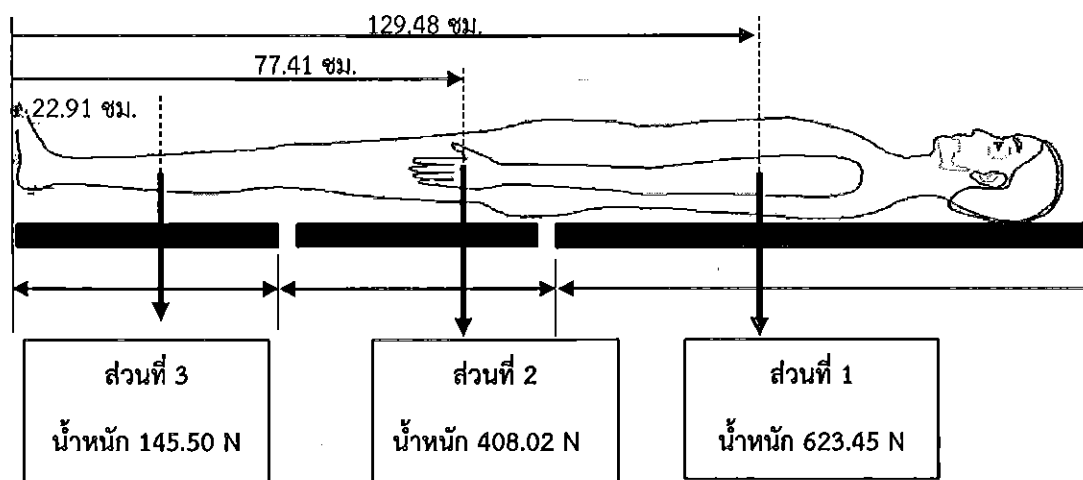
ส่วนที่ 2 คือ ส่วนฐานนั่ง (Seat) ตั้งแต่เข่าถึงเชิงกราน จะประกอบด้วย

ลำตัวส่วนล่างและต้นขา

ส่วนที่ 3 คือ ส่วนรองรับขาและเท้า (Legrest and Footrest) ตั้งแต่เท้าถึงเข่า จะ

ประกอบด้วย น่องและเท้า

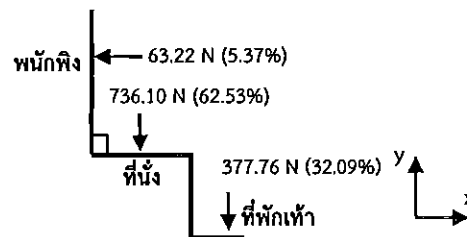
ในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง โดยจำเป็นต้องวิเคราะห์น้ำหนัก (Weight) และจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนของร่างกาย ในที่นี้ใช้วิธีการทางชีวกลศาสตร์จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) [20] ข้อมูลจากงานสำรวจและวิจัยมาตรฐานขนาดรูปร่างของคนไทย (Size Thailand) [21] และข้อมูลของ Anthropometry [22] ร่วมกัน เพื่อประมาณการกระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ โดยใช้รูปร่างของชายไทยขนาด 44 และกำหนดให้มีมวลอยู่ที่ 120 กิโลกรัม โดยผลการคำนวณน้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแผ่นรองรับทั้ง 3 ส่วน แสดงดังรูปที่ 3.3



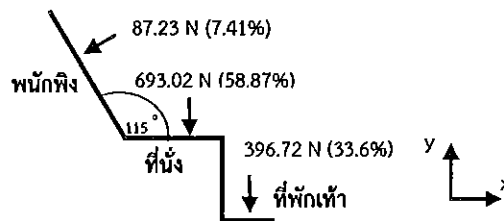
รูปที่ 3.3 น้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลของแผ่นรองรับทั้ง 3 ส่วน

3.3.3 การกระจายน้ำหนักของร่างกายเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่านั่ง

ในที่นี้จะทำการพิจารณาอยู่ 2 ท่าคือ ท่านั่งหลังตรง 90 องศา กับท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x และใช้ข้อมูลการกระจายน้ำหนักจากงานวิจัยของ P. K. Nag และคณะ [23] (หัวข้อ 2.5.4) ซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์ได้ว่า ท่านั่งหลังตรง 90 องศา มีการกระจายน้ำหนักลงบนอุปกรณ์ของทั้ง 3 ส่วน โดยเริ่มจากส่วนที่ 1 ไปถึงส่วนที่ 3 คือ 5.37%, 62.53%, 32.09% ตามลำดับ สำหรับท่านั่งเอน 115 องศา มีการกระจายน้ำหนักลงบนอุปกรณ์ของทั้ง 3 ส่วน โดยเริ่มจากส่วนที่ 1 ไปถึงส่วนที่ 3 คือ 7.41%, 58.87%, 33.6% ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 3.4 และ 3.5

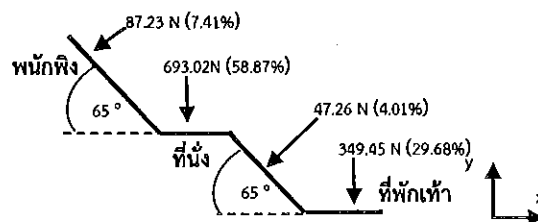


รูปที่ 3.4 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในท่านั่งหลังตรง 90 องศา วัดจากแกน +x



รูปที่ 3.5 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x

เนื่องจากอุปกรณ์ปรับท่านั่งเอน 115 องศา สำหรับอุปกรณ์ต้นแบบต้องมีการเอนในส่วนที่พนักขา ดังนั้นจากรูปที่ 3.4 จะต้องทำการลดทอนแรงให้ตั้งฉากกับที่พนักขา ด้วยมุม 65 องศา โดยผลการคำนวณน้ำหนักจะแสดงผลดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.6 การกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x

จากนั้นนำผลที่ได้จากการคำนวณในหัวข้อที่ 3.3.2 กับ 3.3.3 มาทำการวิเคราะห์หาความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS (SOLIDWORKS Corporation, สหรัฐอเมริกา) ต่อไป

3.3.4 การคำนวณหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย

ในการหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกายใช้ข้อมูลขนาดรูปร่างของคนไทย [21] และ ข้อมูล Anthropometry [22] มาใช้ประกอบในการคำนวณขนาดความยาวกับความกว้างในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ต้นแบบ และใช้ในการสร้างหุ่นจำลองเสมือนมนุษย์ เพื่อนำไปทดสอบการใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบเมื่อทำการสร้างเสร็จสมบูรณ์ ซึ่งในส่วนของ การคำนวณได้ทำการเผื่อขนาดรูปร่างให้มีขนาดใหญ่กว่ามาตรฐานอยู่ 2 ขนาด คือขนาด 44 เพื่อให้ผู้ใช้งานที่มีขนาดรูปร่างใหญ่กว่ามาตรฐานสามารถใช้งานได้ โดยผลการคำนวณขนาดความยาวแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยที่ขนาด 44 แสดงในตารางที่ 3.2

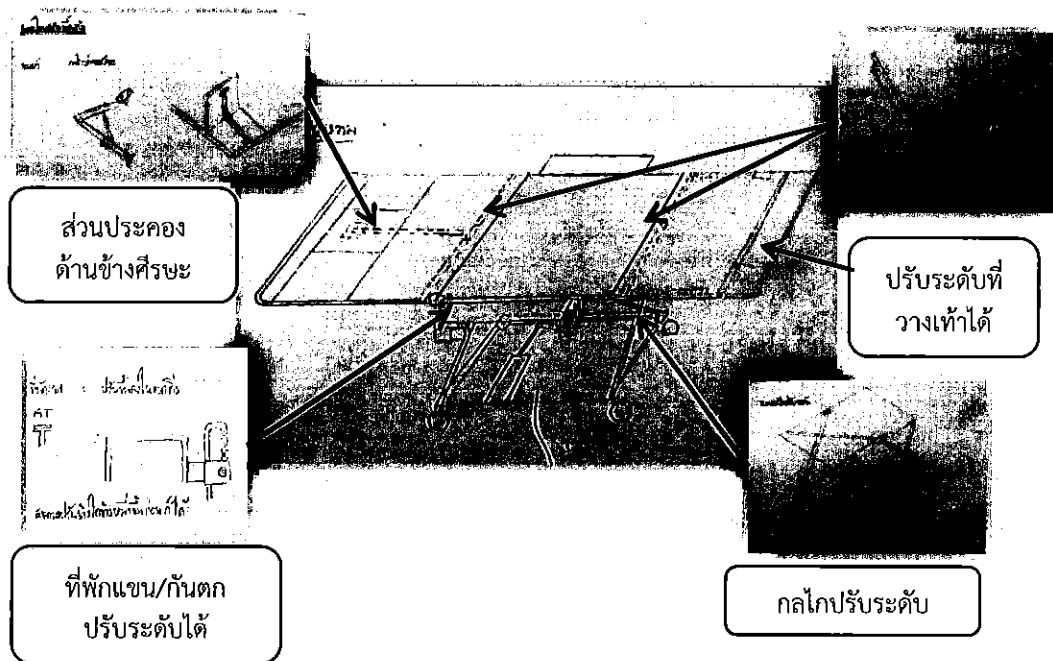
ตารางที่ 3.2 ผลการคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกายสำหรับชายไทยขนาด 44

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

3.4 การออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบจะเริ่มจากการศึกษาทฤษฎีกลองดำ และนำมาประยุกต์ใช้เป็นแนวทางในการออกแบบ และกำหนดหลักการการทำงานเบื้องต้นของอุปกรณ์ต้นแบบ ดังแสดงไว้ในหัวข้อที่ 3.3 จากนั้นจึงเริ่มทำการระดมความคิดและออกอุปกรณ์แบบต้นแบบโดยการเขียนแบบด้วยมือซึ่งแสดงผลดังรูปที่ 3.7 ซึ่งในการออกแบบได้ทำการวิเคราะห์คำตอบ (Solutions) หรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยแต่ละฟังก์ชัน และทำการเลือกอุปกรณ์ที่ช่วยให้อุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานได้ตามทฤษฎีกลองดำที่กำหนดไว้ ทั้งนี้ Solutions ที่เลือก และอุปกรณ์ที่เลือกสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 3.2 และ 3.3 ตามลำดับ โดยรายละเอียดการออกแบบแสดงไว้ในบทที่ 4

หลังจากได้แบบร่างด้วยมือแล้วจึงทำการเขียนแบบสามมิติด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS และทำการทดสอบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยผลการทดสอบแสดงในบทที่ 5



รูปที่ 3.7 การออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบเบื้องต้นโดยการเขียนแบบด้วยมือ

ตารางที่ 3.3 คำตอบ หรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยของอุปกรณ์

ฟังก์ชันย่อย	วิธีการที่เป็นไปได้	วิธีการที่เลือก
การปรับระดับสูงต่ำ	cross bar	cross bar
	แม่แรงดันแบบร้านตัดผม	
การปรับเอนส่วนลำตัว (ส่วนที่ 1)	แก๊สสปริงควบคุมการเคลื่อนที่โดยหมุดล๊อค	Linear Actuator
	Linear Actuator	

ตารางที่ 3.3 คำตอบ หรือวิธีการต่างๆ ที่เป็นไปได้ของฟังก์ชันย่อยของอุปกรณ์ (ต่อ)

ฟังก์ชันย่อย	วิธีการที่เป็นไปได้	วิธีการที่เลือก	
ที่พับเท้า (ส่วนที่ 3)	บานพับเก้าอี้ (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)	ตัวล็อคบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา แต่ปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยใช้ Seat Clamp)	
	Clamp Lever (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)		
	ตัวล็อคบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา แต่ไม่ปรับระดับความสูงต่ำ)		
	ตัวล็อคบานพับหน้าต่าง (ปรับองศา แต่ปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยใช้ Seat Clamp)		
การปรับเอนส่วนขา (ส่วนที่ 3)	แก๊สสปริงควบคุมการเคลื่อนที่โดยหมุดล็อค	Linear Actuator	
	Linear Actuator		
ที่พับแขน	ปรับระดับสูงต่ำในแนวตั้ง โดยใช้สลักยึดรูตามตำแหน่งที่ต้องการ	พับเก็บแบบรatchet แบบหมุนขึ้น โดยใช้กลไกบานพับเฟออร์นิเจอร์	
	พับเก็บแบบรatchet แบบหมุนขึ้นโดยใช้กลไกบานพับเฟออร์นิเจอร์		
วัสดุรองรับตัวผู้ป่วย	Topper	ยางพารา	Topper ยางพารา
		ฟองน้ำอัด	
		Memory Foam	
	ฟูก	ยางพารา	
		ฟองน้ำอัด	
		Memory Foam	
การป้องกันการเลื่อนตัวของผู้ป่วย	เข็มขัดรัดถยนต์	เข็มขัดรัดตู้	
	เข็มขัดรัดตู้		
	เข็มขัดเครื่องบิน		
แม่แรงดันกลไก (ความสูงต่ำ, ปรับเอนลำตัว และขา)	แม่แรงไฮดรอลิกส์แบบบีบด้วยมือ	Linear Actuator	
	แม่แรงไฮดรอลิกส์แบบบีบด้วยไฟฟ้า		
	Linear Actuator		

ตารางที่ 3.4 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. หนา 4 mm.
ล้อ Caster ยางเทา	ล้อขนาด 5"
Topper ยางพารา	ขนาด 3.5' หนา 3"

3.5 การทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

การทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. การทดสอบการเคลื่อนที่

เป็นการจำลองการเคลื่อนที่โดยการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ (Motion analysis) ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS เพื่อตรวจสอบการทำงานของอุปกรณ์ให้เป็นไปตามฟังก์ชันการทำงานที่ได้กำหนดตามขอบเขต

2. การทดสอบความแข็งแรงโครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบ

เป็นการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS Simulation โดยทำการวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ต้นแบบ และเทียบกับค่า Yield Strength ของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ต้องมีความเค้นน้อยกว่าค่า Yield Strength ของวัสดุ ซึ่งจะเป็นการบ่งบอกว่าอุปกรณ์ต้นแบบมีความปลอดภัยเมื่อนำมาใช้งาน

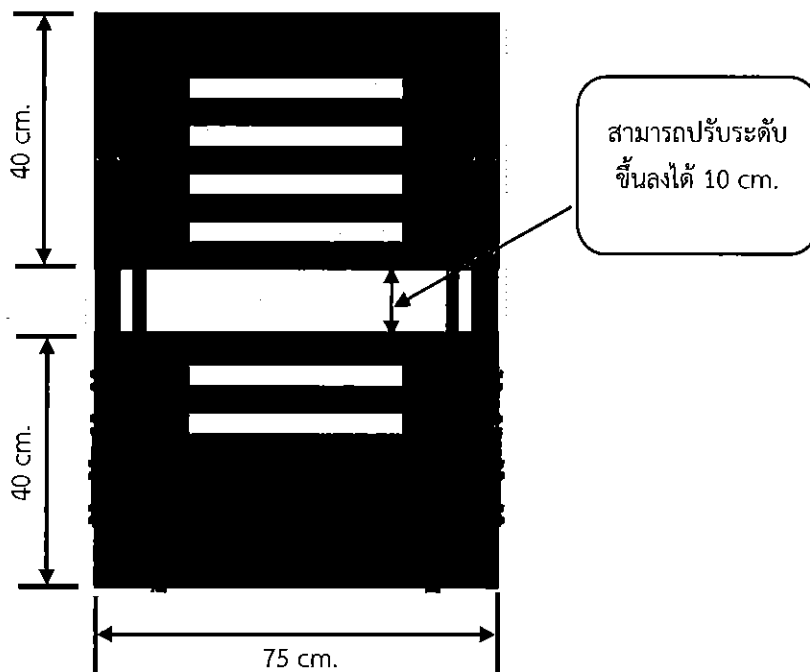
บทที่ 4

การออกแบบอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย

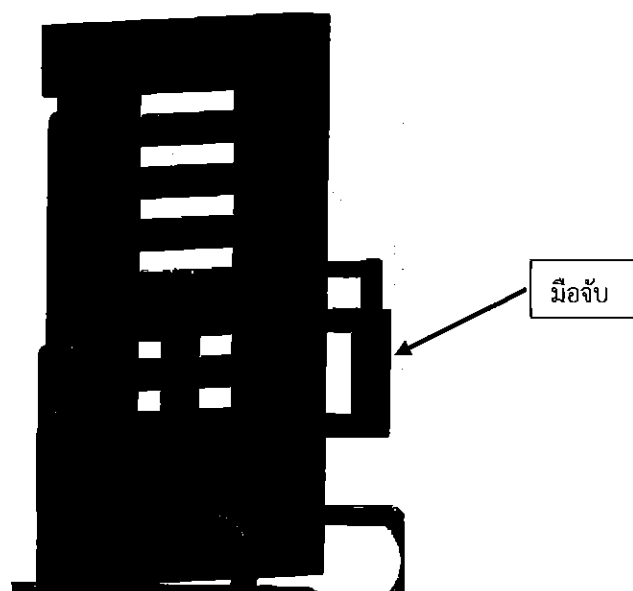
จากการศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการออกแบบ (หัวข้อ 3.3) ได้แบ่งอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วย ออกเป็น 3 ส่วน กล่าวคือ ส่วนที่ 1 ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง ส่วนที่ 2 ส่วนฐานนั่ง และส่วนที่ 3 ส่วนรองรับขาและเท้า โดยมีรายละเอียดการออกแบบแต่ละส่วนดังนี้

4.1 การออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลัง

ในการออกแบบส่วนรองรับแผ่นหลังได้นำข้อมูลจากไซส์ไทย [21] 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 ซึ่งจะแสดงผลดังรูปที่ 4.1 สำหรับด้านหลังมีมือจับ (รูปที่ 4.2) 2 ข้าง เพื่อให้พยาบาลสามารถเข็นอุปกรณ์ต้นแบบได้สะดวก



รูปที่ 4.1 ขนาดของส่วนพนักพิง



รูปที่ 4.2 การออกแบบมือจับด้านหลังของส่วนพนักพิง

4.2 การออกแบบส่วนฐานนั่ง

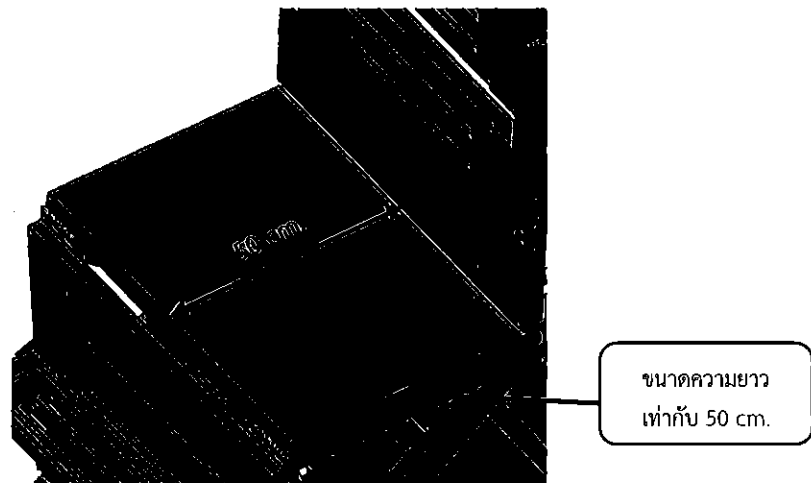
ในการออกแบบส่วนฐานนั่งได้นำข้อมูลจากไซส์ไทย [21] ของชายไทยขนาด 44 โดยใช้ค่าผลต่างระหว่างความยาวเอวถึงเข่าและความสูงเอวถึงสะโพกจากรายที่ 2.3 ซึ่งได้ความยาวเท่ากับ 39 เซนติเมตร เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถนั่งได้พอดี โดยมีการคำนวณดังนี้

ความยาวเอวถึงเข่า = 53.4 เซนติเมตร

ความสูงเอวถึงสะโพก = 14.4 เซนติเมตร

จะได้ $53.4 - 14.4 = 39$ เซนติเมตร

อย่างไรก็ตามผลสุดท้ายได้ออกแบบส่วนฐานนั่งมีขนาดความยาวเท่ากับ 50 เซนติเมตร เนื่องจากผลการคำนวณเป็นความยาวที่พอดีกับผู้ใช้งาน ดังนั้นได้คำนึงถึงความสะดวกของผู้ใช้งานจึงทำงานออกแบบให้ฐานนั่งมีความยาวเท่ากับ 50 เซนติเมตร เพราะเป็นความยาวของที่นั่งสำนักงานทั่วไป โดยจะแสดงผลดังรูปที่ 4.3



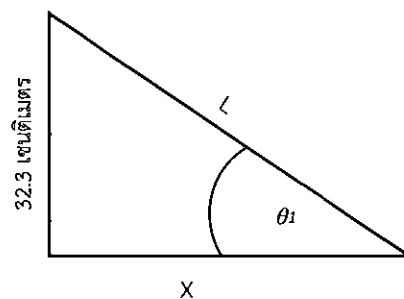
รูปที่ 4.3 การออกแบบส่วนฐานนั่ง

4.3 การคำนวณความยาวแขนกลไก (Link) และระยะทำงานของ Linear Actuator ของส่วนฐานนั่ง

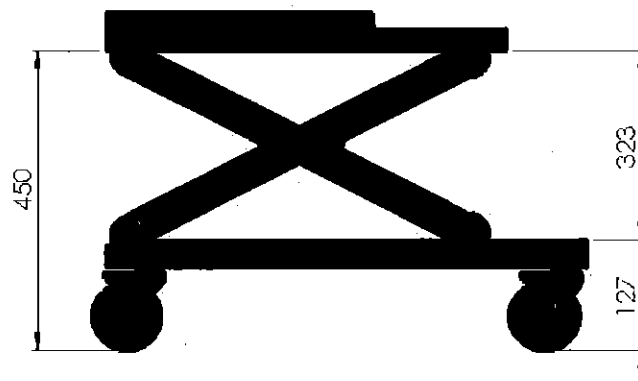
ในการออกแบบปรับระดับสูงต่ำของส่วนที่ 2 ใช้กลไกแบบ crossed bar (รูปที่ 4.5) เนื่องจากในหัวข้อที่ 3.4 มีอยู่ 2 ทางเลือกในการปรับระดับสูงต่ำของอุปกรณ์ต้นแบบ อย่างไรก็ตาม ทางเลือกที่ 1 อุปกรณ์ต้นแบบไม่สามารถยกสูงได้ตามขอบเขตที่กำหนดไว้ในบทที่ 1 เนื่องจากแม่แรงที่อยู่ในห้องตลาดให้ระยะการทำงาน (Stroke) ที่ไม่เพียงพอต่อการยกส่วนที่ 2 ให้ได้ความสูง 90

เซนติเมตร ดังนั้นจึงเลือกทางเลือกที่ 2 คือ Linear Actuator ในการออกแบบ ทั้งนี้การคำนวณความยาวของ link เพื่อนำมาประกอบกันแบบ crossed bar ซึ่งจะสามารถคำนวณได้ดังนี้

1. ทำการวาด 3 เหลี่ยมมุมฉาก โดย link จะทำมุมกับรางล้อ และทำการหาความยาวของ link (L) และ มุมการยกตัวของส่วนที่ 2 (θ_1) จากพีทาโกรัสดังรูปที่ 4.4 โดยระยะ 32.3 เซนติเมตร คือ ระยะที่เกิดจากการนำระยะต่ำสุดของอุปกรณ์ (45 เซนติเมตร) ที่วัดจากระดับพื้นมาลบกับความสูงของลูกล้อ Caster (12.7 เซนติเมตร) ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.4 สามเหลี่ยมพีทาโกรัสที่ใช้คำนวณหาความยาวของ link (L) และ มุมการยกตัวของส่วนที่ 2 (θ_1) โดย X คือ ความยาวของรางล้อก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 โดย L คือ ความยาวของ link และ θ_1 คือ มุมก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2



รูปที่ 4.5 ระยะต่ำสุดของอุปกรณ์

จากนั้นนำตัวแปรต่างๆ มาแก้สมการพีทาโกรัสเพื่อหาความยาวของ link ซึ่งทำการสมมติค่า X ขึ้นแล้วทำการคำนวณด้วยโปรแกรม Microsoft Excel ซึ่งสมการพีทาโกรัสและสมการหามุมก่อนทำการยกตัวในส่วนที่ 2 คือ

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

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{32.3}{x}\right) \quad (4.2)$$

เมื่อ

L คือ ความยาวของ link (cm)

X คือ ความยาวของรางล้อก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 (cm)

θ คือ มุมก่อนการยกตัวของส่วนที่ 2 (Degree)

โดยผลการคำนวณแสดงผลดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 การแสดงผลการคำนวณหาความยาว Link

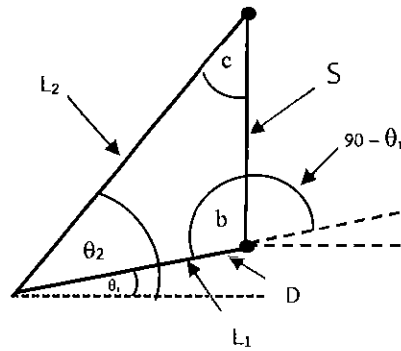
X (cm)	ความยาว link (cm)	มุมก่อนทำการยกตัว (Degree)
40	51.41	38.92
45	55.39	35.67
50	59.53	32.86
55	63.78	30.42
60	68.14	28.29
65	72.58	26.42
70	77.09	24.77
75	81.66	23.30
80	86.27	21.98
85	90.93	20.80

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

$$x = \sqrt{L - 77.3} \quad (4.3)$$

ซึ่งความยาวรางล้อและมุมหลังการยกคือ 26.32 เซนติเมตร กับ 71.2 องศา ตามลำดับ ต่อมาได้ทำการเลือกแม่แรงเพื่อเคลื่อน crossed bar โดยในบทที่ 3 ได้ทำการเลือกแม่แรงแบบ Linear Actuator เนื่องจากอีก 2 ทางเลือกพบว่าในท้องตลาดส่วนใหญ่มีระยะการทำงานไม่เพียงพอต่อการใช้งาน ซึ่งขั้นตอนการคำนวณหาระยะการทำงานของ Linear Actuator จะสามารถหาได้จากการวาด

แผนภาพการทำงานของ Linear Actuator ก่อนและหลังการยก ซึ่งจะแสดงผลดังรูปที่ 4.6 โดยในรูปที่ 4.7 จะอธิบายถึงระยะการติดตั้ง Linear Actuator บน link



รูปที่ 4.6 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)

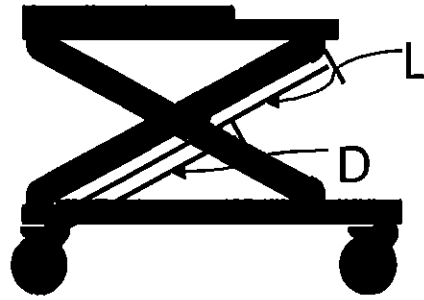
S คือ ระยะการทำงานของ Linear Actuator (cm)

D คือ ระยะใดๆ ที่ติดตั้ง Linear Actuator บนความยาว link (cm) b และ c คือ มุมสามเหลี่ยมการทำงานระหว่าง L_1 กับ L_2 โดยจะสามารถหามุมได้จาก

$$a = \theta_2 - \theta_1$$

$$b = 180^\circ - (90^\circ - \theta_1)$$

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



รูปที่ 4.7 การอธิบายระยะใดๆ ที่ติดตั้ง Linear Actuator บนความยาว link

จากนั้นนำกฎของไซน์ (Law of sine) มาใช้กับสามเหลี่ยมการทำงานระหว่าง L_1 กับ L_2 เพื่อหาระยะการทำงาน และตำแหน่งการติดตั้งที่เหมาะสมของ Linear Actuator ซึ่งเมื่อทำการใช้กฎของไซน์มาประยุกต์ใช้จะได้สมการดังนี้

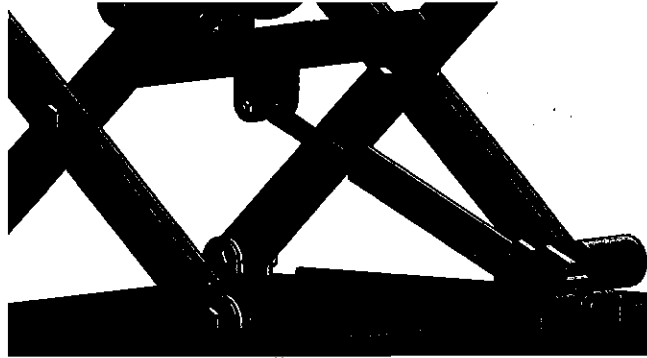
$$\frac{S}{\sin a} = \frac{D}{\sin c} \quad (4.4)$$

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 ทั้งนี้แสดงผลการติดตั้งดังรูปที่ 4.8



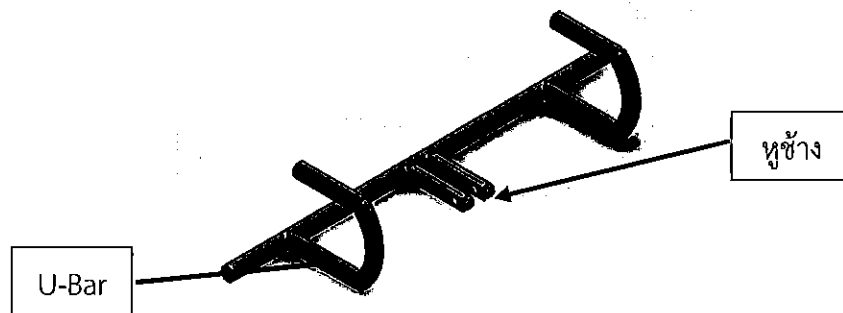
รูปที่ 4.8 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนฐานนั่ง

4.4 การออกแบบ U-Bar และ ราง U-Bar

เนื่องจากขอบเขตที่ได้ทำการออกแบบไว้ในทฤษฎีกลองดำในบทที่ 2 อุปกรณ์ต้นแบบต้องสามารถปรับจากเตียงเป็นเก้าอี้ที่อยู่ในท่านั่งหลังตรง 90 องศาได้ ซึ่งในการที่จะทำให้อุปกรณ์อยู่ในท่านั่งหลังตรง 90 องศาได้นั้นส่วนพนักพิง ต้องเปลี่ยนจากแนวนอน 180 องศา มาอยู่ในแนวตั้ง 90 องศา จึงได้มีแนวคิดที่ปรับเปลี่ยนแนวของส่วนพนักพิง โดยการนำอุปกรณ์ที่มีรูปแบบคล้ายเพลลาที่สามารถหมุนและยกส่วนพนักพิง ขึ้นไปให้ได้ 90 องศา ดังนั้น ผู้จัดทำจึงทำการออกแบบชิ้นส่วน 2 ชิ้น ดังรูปที่ 4.9 และ 4.10 ซึ่งสามารถทำงานตามวัตถุประสงค์ข้างต้นได้โดยให้ชื่อว่าราง U-Bar (รูปที่ 4.9) และ U-Bar (รูปที่ 4.10)



รูปที่ 4.9 ราง U-Bar



รูปที่ 4.10 U-Bar

โดยในส่วนการออกแบบราง 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

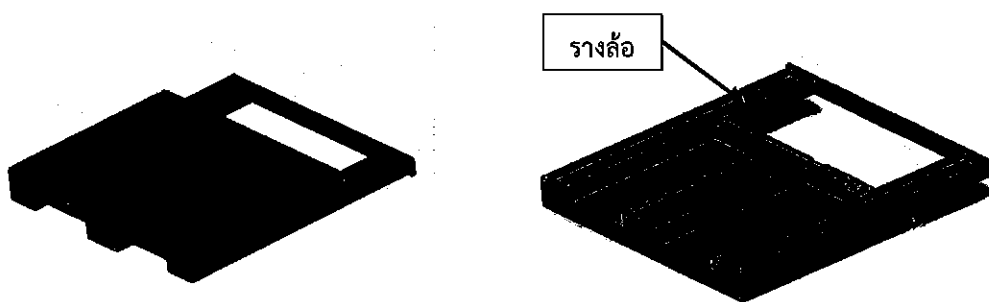
ต่อมาในการออกแบบ U-Bar นั้นออกแบบให้มีความยาวเท่ากับ 75 เซนติเมตรและมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 2.5 เซนติเมตร จากนั้นก็ได้มีการออกแบบจุดต่อที่อยู่กึ่งกลางระหว่างบาร์ทั้งสองด้านเพื่อเป็นจุดต่ออุปกรณ์ Linear Actuator ที่ช่วยทำให้ U-bar เกิดการหมุนขึ้น ซึ่งมีระยะห่างช่องว่างการติดอุปกรณ์เท่ากับ 2.5 เซนติเมตร และหูช้าง (Bracket) ที่ใช้ติดอุปกรณ์ Linear Actuator เท่ากับ 1.5 เซนติเมตรทั้ง 2 ข้างโดยในการออกแบบโค้ง U จะมีความยาวเท่ากับ 1.2 เซนติเมตร โดยมีระยะห่างจากปลายเท่ากับ 10.7 เซนติเมตร ซึ่งขนาดต่างๆ ที่นั้นออกแบบตามความเหมาะสม

4.5 การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ

ส่วนฐานของอุปกรณ์ต้นแบบ เป็นส่วนที่อยู่ติดพื้นและอยู่ด้านล่างของฐานนั่ง (หัวข้อ 4.2) ในส่วนของฐานนั่งได้ออกแบบเพิ่มเติมจากหัวข้อ 4.2 ดังแสดงในรูปที่ 4.11 ให้มีความยาวต่อจากฐานนั่งอีก 25 เซนติเมตร เนื่องจากตรงฐานที่นั่งมีความยาวไม่เพียงพอกับความยาวของรางล้อของ Crossed bar ที่ได้เลือกไว้ตามตารางที่ 4.1 โดยความยาวที่ต่อจากฐานนั่งนั้นได้ออกแบบให้มีช่องเพื่อให้อุปกรณ์ไฟฟ้าและ U-Bar สามารถทำงานให้กับส่วนรองรับแผ่นหลังได้ ซึ่งช่องดังกล่าวมีความกว้าง 55 เซนติเมตร ยาว 24 เซนติเมตร สำหรับขนาดรางล้อมีความกว้าง 10 เซนติเมตร ซึ่งเป็นรางล้อคู่โดย

ตำแหน่งรางล้อยู่ในแนวตามยาวของอุปกรณ์ต้นแบบแต่ระหว่างรางล้อทั้ง 2 ได้ออกแบบให้มีคานเพื่อใช้สำหรับติดตั้งอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้

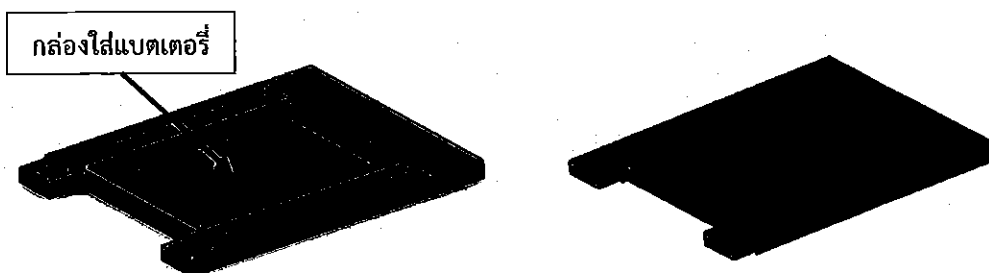
สำหรับฐานของอุปกรณ์ต้นแบบได้ออกแบบรางล้อของ Crossed bar มีลักษณะเช่นเดียวกับรางล้อ Crossed bar ของฐานนั่ง ระหว่างรางล้อทั้ง 2 ได้ออกแบบให้มีพื้นที่จัดเก็บแบตเตอรี่มีขนาดความกว้าง 48 เซนติเมตร ยาว 61 เซนติเมตร ลึก 4.5 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.12 รวมทั้งออกแบบฐานของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับติดตั้งล้อเป็นจำนวน 4 ล้อ (หัวข้อ 4.9) เพื่อให้ความสะดวกในการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์



(ก) มุมมองจากด้านบน

(ข) มุมมองจากด้านล่าง

รูปที่ 4.11 รายละเอียดของการออกแบบส่วนฐานนั่ง



(ก) มุมมองจากด้านบน

(ข) ด้านหาง

รูปที่ 4.12 การออกแบบส่วนฐานของอุปกรณ์

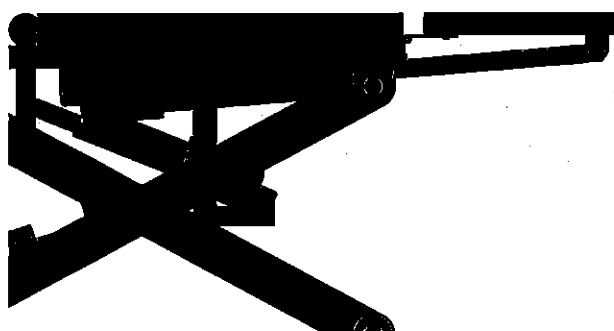
4.6 การหาระยะทำงานของ Linear Actuator ของส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขา

ในการออกแบบการปรับเอนในส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขา เลือกใช้ Linear Actuator 2 ตัว เนื่องจากสามารถควบคุมระยะการทำงานได้อย่างอิสระตามที่ต้องการ

สำหรับการหาระยะการทำงานของทั้งสองส่วนสามารถวิเคราะห์ได้จากการสมมุติระยะในการติดตั้ง Linear Actuator ทั้ง 2 ตัว บนกลไกที่ออกแบบไว้ด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS โดยในการสมมุติระยะติดตั้งได้คำนึงถึงองศาในการปรับเอนของส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขาให้เป็นตามขอบเขตที่กำหนดไว้ในบทที่ 1 ทั้งนี้ได้แสดงผลการติดตั้ง Linear Actuator ในส่วนพนักพิงและส่วนรองรับขา ดังรูปที่ 4.13 และ 4.14 ตามลำดับ



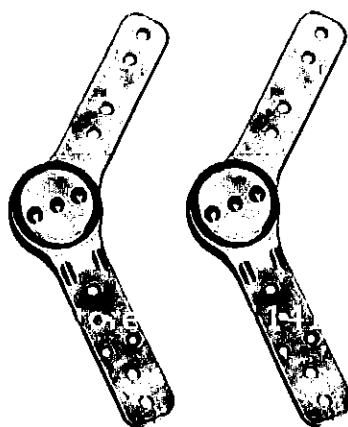
รูปที่ 4.13 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนพนักพิง



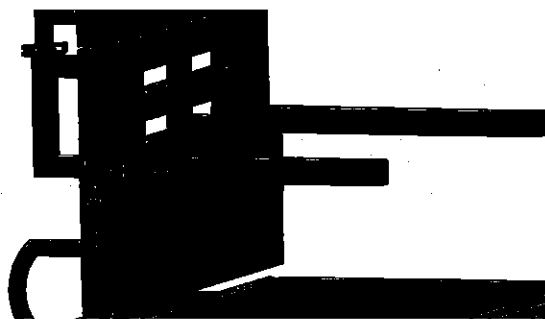
รูปที่ 4.14 ตำแหน่งการติดตั้ง Linear Actuator ของส่วนรองรับขา

4.7 ที่พักแขนผู้ป่วย

ในการออกแบบที่พักแขนผู้ป่วยได้ทำการพิจารณาฟังก์ชันการทำงานไว้ 2 อย่างคือ ที่พักแขนสามารถปรับระดับความสูงต่ำในแนวตั้ง โดยใช้สลักยึดรูตามตำแหน่งที่ต้องการ กับที่พักแขนสามารถพับเก็บได้แบบรถทัวร์โดยใช้กลไกบานพับเฟอ์นิจเจอร์ เมื่อทำการพิจารณาฟังก์ชันการทำงานชนิดแรกพบว่า หากนำมาติดตั้งกับส่วนที่ 2 ทำให้อุปกรณ์ปรับทำนองไปจอดเทียบกับเตียงใดๆ ในโรงพยาบาลทำให้เกิดช่องว่างระหว่างเตียงกับอุปกรณ์เกิดขึ้น ซึ่งอาจไม่เหมาะกับการใช้งานในกรณีเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงสู่อุปกรณ์หรือจากอุปกรณ์สู่เตียง ดังนั้นจึงทำการออกแบบให้ที่พักแขนสามารถหมุนเก็บ และนำมาใช้งานได้เช่นเดียวกับที่พักแขนบนรถทัวร์ โดยใช้กลไกบานพับเฟอ์นิจเจอร์ (Adjustable sofa hinge) (รูปที่ 4.15) มาช่วยในการหมุนปรับองศาของที่พักแขน ซึ่งแสดงผลการออกแบบและติดตั้งที่พักแขนดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.15 กลไกบานพับเฟอ์นิจเจอร์ [27]



รูปที่ 4.16 ผลการออกแบบและติดตั้งที่พักแขน

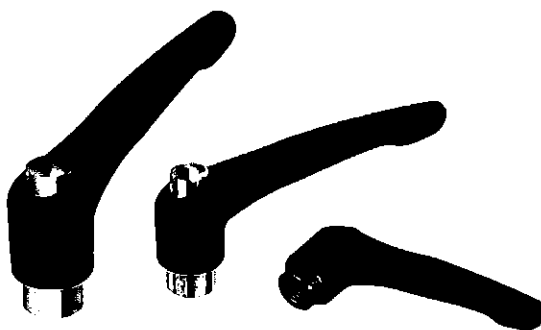
4.8 ที่พักเท้าผู้ป่วย

จากตารางที่ 3.2 ทางเลือกในการออกแบบที่พักเท้าแบ่งได้เป็น 2 ลักษณะคือ แบบปรับองศาที่พักเท้าเพียงอย่างเดียว กับแบบปรับองศาและความสูงต่ำของที่พักเท้า โดยสำหรับการปรับองศาที่พักเท้าเพียงอย่างเดียว ซึ่งมีทางเลือกในการทำงานให้พิจารณาอยู่ 3 ชนิด คือ

1. การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับเก้าอี้ (Adjustable sofa hinge)
2. การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้ Clamp Lever
3. การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับบานพับหน้าต่าง

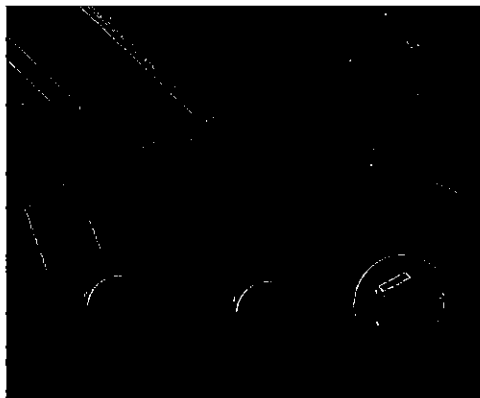
สำหรับชนิดแรก การปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้บานพับเก้าอี้ (รูปที่ 4.15) สามารถปรับระดับองศาได้อิสระ ในช่วง 90 – 180 องศา โดยชนิดแรกจะเกิดข้อเสียเมื่อนำมาใช้คือ เมื่อต้องการปรับไปเป็น 180 องศา ต้องทำการดันกลไกให้น้อยกว่า 90 องศา ถึงทำให้กลไกกลับสู่ 180 องศา ดั้งเดิม ซึ่งการกระทำเช่นนี้จะทำให้เกิดการดันที่เท้าของผู้ป่วย จึงทำให้กลไกชนิดนี้ไม่ถูกนำมาใช้ในอุปกรณ์ปรับท่านั่ง

ชนิดต่อมาเป็นการปรับระดับองศาเท้าโดยการใช้ Clamp Lever (รูปที่ 4.17) ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้สามารถปรับองศาที่พักเท้าได้อย่างอิสระ แต่ข้อเสียเมื่อนำมาใช้คือ ลักษณะของอุปกรณ์บริเวณด้ามหมุนยื่นออกมาจากอุปกรณ์ปรับท่านั่ง จึงทำให้อุปกรณ์เกิดช่องว่างเมื่อนำมาจอดเทียบกับเตียงใดๆ ในโรงพยาบาล ดังนั้นอุปกรณ์การปรับองศาเท้าชนิดนี้จึงไม่ถูกนำมาใช้ในอุปกรณ์ปรับท่านั่ง



รูปที่ 4.17 Clamp Lever [30]

ชนิดสุดท้ายเป็นการปรับระดับองศาเท้าโดยใช้บานพับหน้าต่าง (รูปที่ 4.18) เป็นอุปกรณ์ที่ไว้ยึดตำแหน่งองศาตามที่ต้องการ และยังเป็นอุปกรณ์ที่หาง่ายตามท้องตลาดอีกทั้งยังติดตั้งง่าย สำหรับการติดตั้งทำการยึดบานพับหน้าต่างส่วนหนึ่งไว้กับส่วนที่ 3 โดยต้องมีการหมุนได้อย่างอิสระ และในส่วนของที่พักเท้าทำระดับไว้ให้บานพับหน้าต่างยึดติดได้ ดังนั้นอุปกรณ์บานพับหน้าต่างจะถูกนำไปพิจารณาในการออกแบบต่อไป



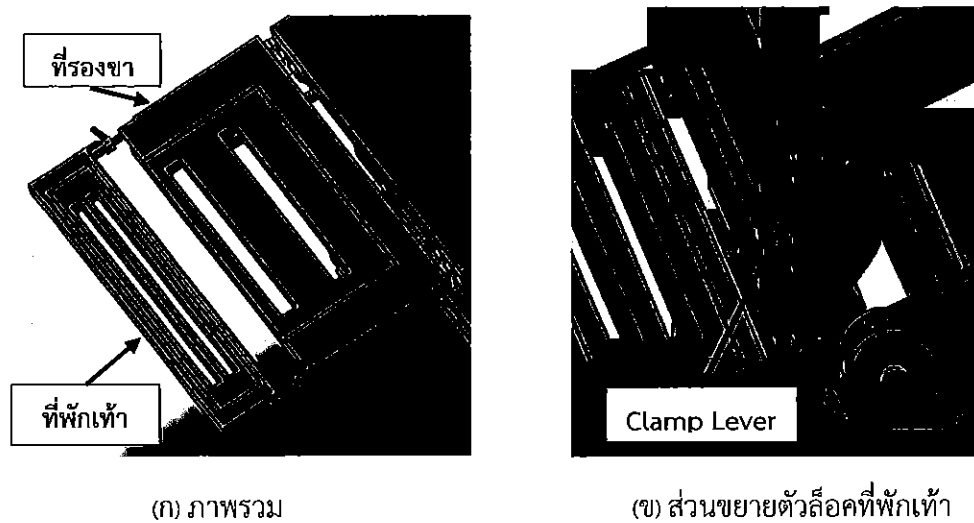
รูปที่ 4.18 การใช้บานพับหน้าต่าง

นอกจากการปรับองศาที่พีกเท้าและการออกแบบการใช้งานยังได้คำนึงถึงผู้ใช้งานที่มีความยาวช่วงขาแตกต่างกัน อาจเกิดกรณีที่เท้าของผู้ใช้งานลอยสูงขึ้นจากที่พีกเท้า ดังนั้นจึงได้ทำการออกแบบให้ที่พีกเท้าให้สามารถปรับระดับความสูงต่ำได้ โดยสามารถปรับความระดับสูงต่ำได้ 10 เซนติเมตร ซึ่งคำนวณมาจากผลต่างของความยาวขาของชายไทยขนาด 44 กับหญิงไทยขนาด 36 [18] สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับระดับความสูงต่ำของที่นั่งจักรยาน (Seat Clamp) ดังรูปที่ 4.19 โดยในการติดตั้ง Seat Clamp ต้องยึดติดกับด้านหลังส่วนที่ 3 ซึ่งส่วนของที่พีกเท้าที่ทำการยึดกับส่วนที่ 3 ทำเป็นเพลลาไว้สอดเพลลาเข้าไปในรูของ Seat Clamp เพื่อปรับระดับความสูงต่ำตามที่ต้องการใช้งาน

สรุปในการออกแบบที่พีกเท้าได้ใช้บานพับหน้าต่างในการปรับระดับองศาและใช้ Seat Clamp ในการปรับระดับความสูงต่ำ โดยแสดงการออกแบบดังรูปที่ 4.20



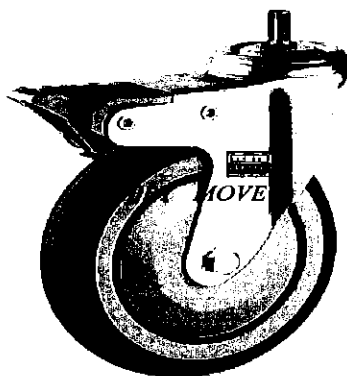
รูปที่ 4.19 อุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับระดับความสูงต่ำของที่นั่งจักรยาน [28]



รูปที่ 4.20 การติดตั้งที่พับเท้า

4.9 การเลือกลูกล้อที่ใช้ในการเข็นอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการเลือกล้อที่ใช้ในการเข็นอุปกรณ์ต้นแบบในที่นี้เลือกใช้ลูกล้อ Caster ที่มีขนาดความสูงรวม 12.7 เซนติเมตร เนื่องจากลูกล้อที่เลือกนั้นเป็นชนิดที่ใช้ทั่วไปในโรงพยาบาล และไม่ทำให้พื้นบริเวณที่ใช้งานเกิดความสกปรกหรือเกิดคราบเปื้อนเกิดขึ้น สำหรับลูกล้อนี้มีระบบห้ามล้อเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการเลื่อนของอุปกรณ์ที่ติดตั้งลูกล้อโดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง เท่ากับ 125 mm และมีขนาดหน้าล้อเท่ากับ 32 mm ความสูงข้อล้อเท่ากับ 160 mm รับน้ำหนักได้เท่ากับ 160 กก. โดยลักษณะของลูกล้อแสดงผลดังรูปที่ 4.21 และมีรายละเอียดดังนี้

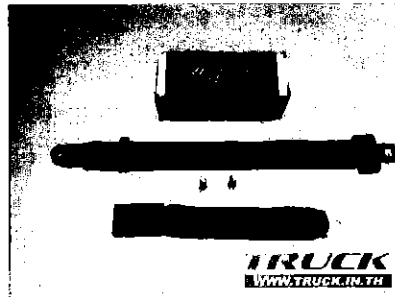


รูปที่ 4.21 ลูกล้อ Caster [29]

4.10 อุปกรณ์เสริมที่ใช้ในการออกแบบ

4.10.1 อุปกรณ์ป้องกันการเลื่อนตัวของผู้ป่วย

สำหรับอุปกรณ์ป้องกันผู้ป่วยเกิดการเลื่อนตัวเลือกใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวโดยสาร (รูปที่ 4.22) มาทำการยึดผู้ป่วยไว้กับอุปกรณ์ปรับท่านั่ง เพื่อป้องกันการโน้มตัวของผู้ป่วยเมื่อปรับมาอยู่ในท่านั่ง เนื่องจากในกรณีที่ใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์ไม่สามารถช่วยยึดตัวผู้ป่วยในขณะที่เกิดการโน้มตัวได้ เนื่องจากเข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์สามารถยึดตัวผู้ใช้งานให้อยู่กับที่ก็ต่อเมื่อมีแรงกระแทกมากกระทำต่อผู้ใช้งาน ดังนั้นสำหรับอุปกรณ์ปรับท่านั่งผู้ป่วยจึงไม่เหมาะต่อการใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรถยนต์ ต่อมาเมื่อพิจารณาการใช้เข็มขัดนิรภัยที่ใช้บนเครื่องบินจะมีลักษณะการยึดตัวผู้ใช้งานเหมือนกับเข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวโดยสาร คือทำการยึดตัวผู้ใช้งานทันทีเมื่อเกิดการการโน้มตัว แต่ไม่ทำการเลือกใช้ เนื่องจาก วัสดุอุปกรณ์นี้ค่อนข้างหายากในท้องตลาดเมื่อเทียบกับเข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวโดยสาร โดยในเบื้องต้นได้ทำการค้นหาวัสดุอุปกรณ์ ซึ่งส่วนใหญ่ให้สั่งซื้อจากต่างประเทศ ราคาแพง และใช้เวลาจัดส่งค่อนข้างนาน ดังนั้นจากเหตุผลข้างต้นจึงทำการเลือกใช้เข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวโดยสาร มาทำการป้องกันการเลื่อนตัวของผู้ป่วย



รูปที่ 4.22 เข็มขัดนิรภัยแบบรัดตัวโดยสาร [30]

4.10.2 วัสดุรองรับตัวผู้ป่วย

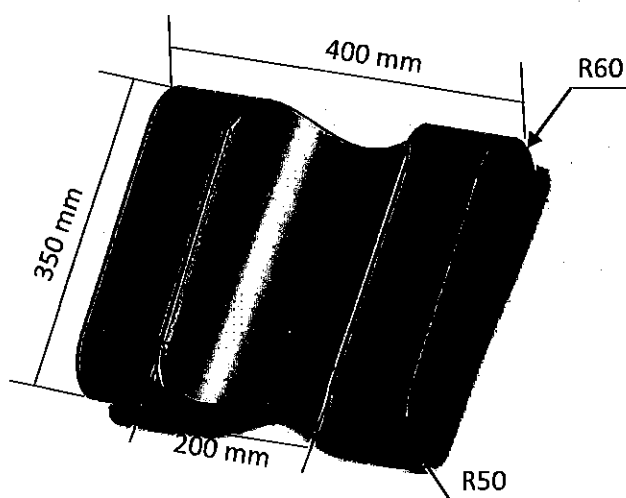
ในการเลือกวัสดุรองรับตัวผู้ป่วยนั้นเลือกใช้ Topper (รูปที่ 4.23) เนื่องจาก Topper มีน้ำหนักที่เบาว่าฟูก และมีขนาดตามที่ต้องการ คือ 3.5 ฟุต โดยเลือกวัสดุเป็นยางพารา เนื่องจากสามารถช่วยในการกระจายแรงกดทับเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่านอนราบ และลดปัญหาเรื่องแผลกดทับ ส่วนวัสดุชนิดอื่นที่นำมาทำ Topper ยกตัวอย่างเช่น ฟองน้ำอัด วัสดุชนิดนี้ช่วยกระจายแรงกดทับได้น้อยกว่าวัสดุที่ทำมาจากยางพารา ต่อมาอีกชนิดเป็นวัสดุที่ทำมาจาก เมมโมรีโฟม ซึ่งวัสดุนี้ช่วยลดแรงกดทับได้ดีเช่นกันกับวัสดุที่ทำมาจากยางพารา แต่ในเรื่องของการคืนตัวหลังจากแรงกระทำจะมีการคืนตัวที่ช้ากว่าวัสดุยางพารา ซึ่งทำให้เกิดความยากลำบากในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ เนื่องจากการคืนตัวของเมมโมรีโฟมช้าจึงทำให้เกิดแรงกดดันขณะการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในแนวราบ



รูปที่ 4.23 Topper ยางพารา

4.10.3 อุปกรณ์รองรับศีรษะ

อุปกรณ์รองรับศีรษะใช้ Topper ยางพาราที่หลีกเลี่ยงการหุ้มเบาของอุปกรณ์ต้นแบบ โดยออกแบบให้มีลักษณะดังรูปที่ 4.24 ซึ่งความยาวของหมอนสามารถรองรับได้ตั้งแต่ศีรษะถึงคอ และมีช่องว่างตรงกลางเพื่อให้ศีรษะของผู้ป่วยไม่เกิดการเคลื่อนไปด้านข้าง



รูปที่ 4.24 อุปกรณ์รองรับศีรษะ

4.11 การคำนวณขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่

การคำนวณขนาดของแบตเตอรี่จำเป็นต้องทราบข้อมูลกำลังไฟฟ้ากับชั่วโมงการใช้งานของอุปกรณ์ไฟฟ้า ดังนั้นในขั้นแรกต้องคำนวณหาชั่วโมงการใช้งานของอุปกรณ์ไฟฟ้า และนำข้อมูลในส่วนนี้มาทำการหาพลังงานไฟฟ้า เพื่อทำการหาขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ตามลำดับ ต่อไปเป็นการหาขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าในแบตเตอรี่ที่ใช้กับอุปกรณ์ต้นแบบที่เพียงพอต่อการใช้งานได้ใน 1 วัน ดังนี้

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 Crossbar
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 คิดเป็นการทำงาน 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

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

เพราะฉะนั้นจำนวนผู้ป่วยทั้งหมดที่ใช้อุปกรณ์ปรับท่าใน 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

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

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

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

2. 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

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

สรุปแบตเตอรี่ที่ต้องจ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ไฟฟ้าทั้ง 3 อุปกรณ์ โดยแบตเตอรี่ต้องมีขนาดความจุพลังงานไฟฟ้าเท่ากับ 12 Ah ทำให้เพียงพอต่อการใช้งานได้อย่างต่อเนื่องใน 1 วัน

บทที่ 5

การวิเคราะห์การทำงานและความแข็งแรงของอุปกรณ์ต้นแบบ

ในบทนี้เป็นการแสดงผลการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ และการวิเคราะห์หาความแข็งแรงของโครงสร้างด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม SOLIDWORKS และมีรายละเอียดของผลการวิเคราะห์ดังนี้

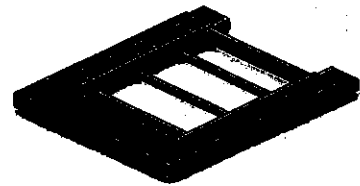
เริ่มจากการสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ ด้วยโปรแกรม SOLIDWORK โดยการสร้างเป็นชิ้นงานต่างๆ ดังตัวอย่างในรูปที่ 5.1 แล้วนำมาประกอบเป็นอุปกรณ์ต้นแบบ ดังรูปที่ 5.2



(ก) U-Bar

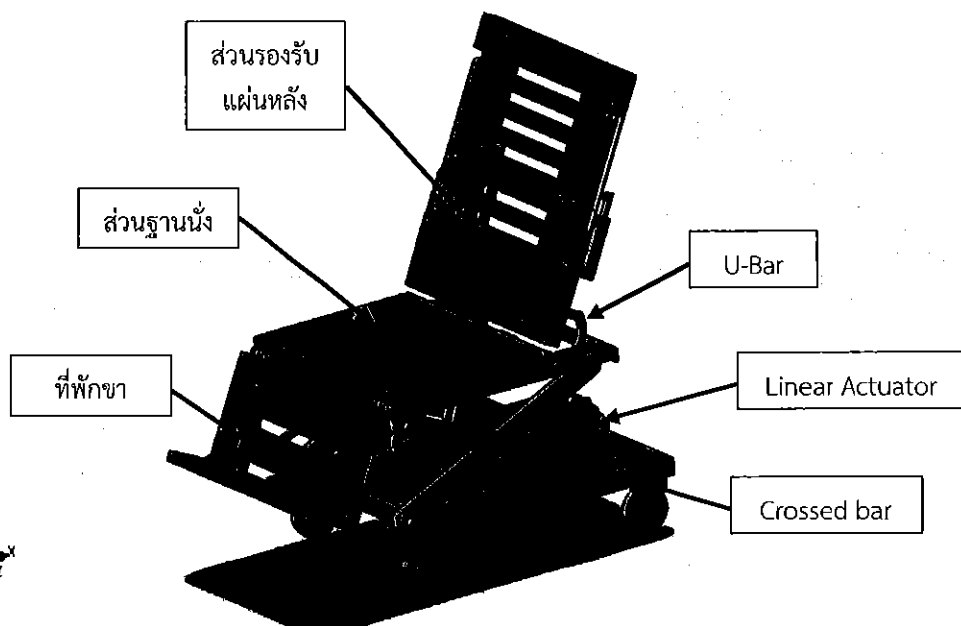


(ข) ส่วนฐานนั่ง



(ค) ฐานล้อ

รูปที่ 5.1 ตัวอย่างชิ้นส่วนโครงสร้างหลัก



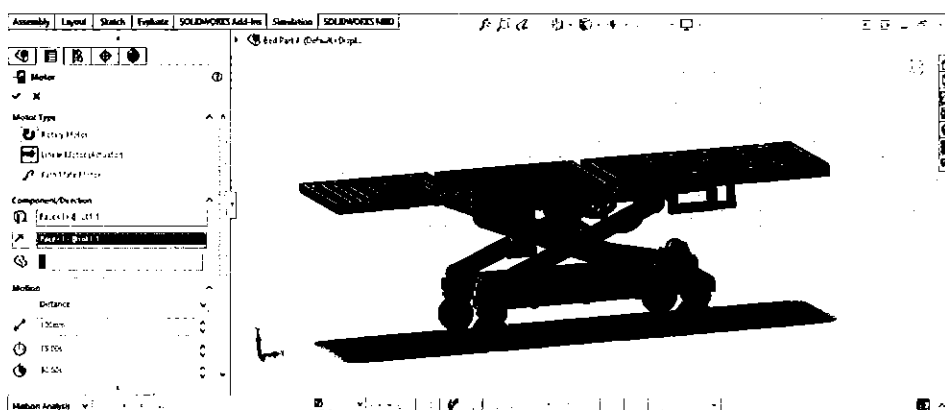
รูปที่ 5.2 การนำชิ้นงานมาประกอบเป็นอุปกรณ์ต้นแบบ

5.1 การวิเคราะห์การทำงาน

Motion analysis คือการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของสิ่งที่ทำการพิจารณา โดยสามารถกำหนดความเร็ว หรือระยะทางในการเคลื่อนที่ได้ เช่น กำหนดความเร็วรอบของมอเตอร์ กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator เป็นต้น

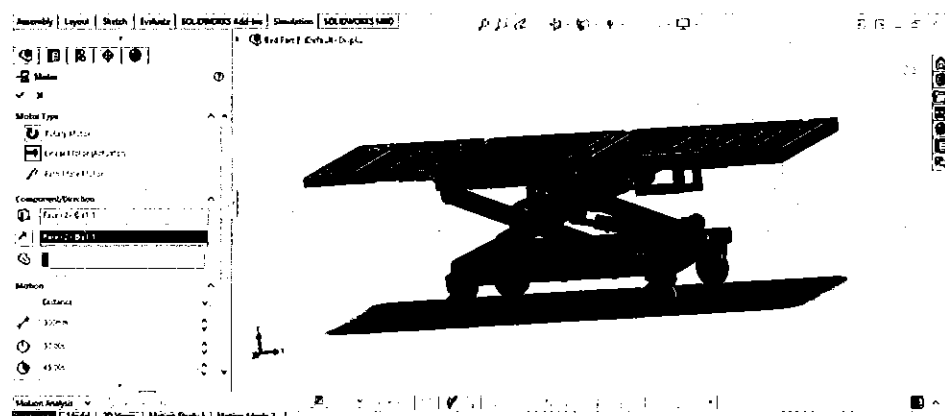
จากการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบในบทที่ 4 ได้ทำการวิเคราะห์การทำงานด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนที่ที่สัมพันธ์กันของชิ้นส่วนประกอบต่างๆ ของอุปกรณ์ต้นแบบในการปรับจากท่านอนให้เป็นที่นั่ง โดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์ดังนี้

1. กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ 1 โดยใช้คำสั่ง Motor และเลือก Linear Motor แล้วทำการเลือก Motion แบบ Distance และกำหนดระยะเท่ากับ 200 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 5.3 เพื่อทำการปรับเอนพนักพิงในส่วนที่ 1 ต้องปรับได้ระหว่าง 90 - 180 องศา



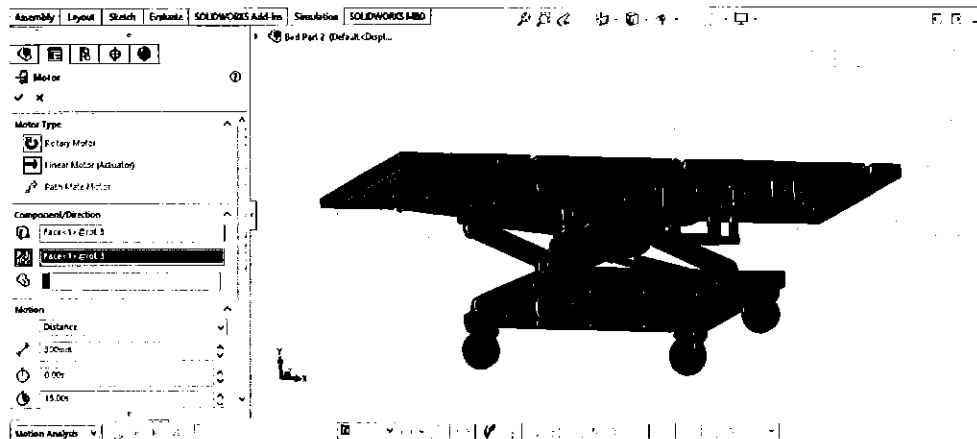
รูปที่ 5.3 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่พนักพิง

2. กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ 2 โดยกำหนดระยะการทำงานเท่ากับ 300 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 5.4 เพื่อปรับระดับความสูงของอุปกรณ์ต้นแบบ ต้องปรับความสูงได้ระหว่าง 59 – 95 เซนติเมตร



รูปที่ 5.4 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ฐานนั่ง

3. กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่ 3 โดยกำหนดระยะการทำงานของเท่ากับ 300 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 5.5 เพื่อให้ Linear Actuator ในส่วนที่ 3 ทำงาน โดยพับในส่วนที่รองขาให้ตั้งฉากกับแนวระดับ

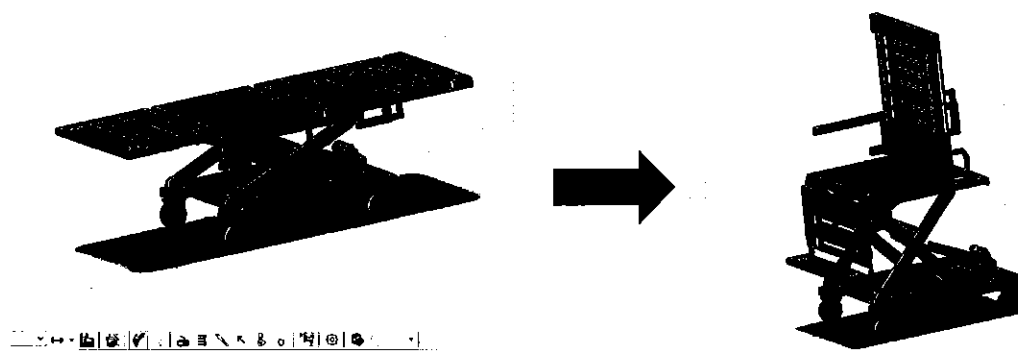


รูปที่ 5.5 กำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในส่วนที่รองรับขาและเท้า

5.1.1 ผลการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ

จากการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบข้างต้น พบว่า อุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานตามขอบเขตที่กำหนดไว้ในบทที่ 1 ได้ กล่าวคืออุปกรณ์สามารถปรับท่าจากนอนเป็นท่านั่งหลังตรงได้ และสามารถปรับระดับความสูง – ต่ำ ได้ ดังในรูปที่ 5.6

ปัญหาที่พบในการวิเคราะห์คือ ในส่วนที่ต้องใช้แรงกระทำจากผู้ใช้งานในการปรับระดับ เช่น การปรับระดับที่พนักเก้าอี้ การปรับที่พนักแขน การปรับระดับในส่วนศีรษะ เป็นต้น เมื่อกำหนดแรงที่มาจากผู้ใช้งานเพื่อปรับระดับความยาวส่วนศีรษะ และแรงที่ Linear Actuator ในส่วนพนักพิง ทำให้เกิดแรงมากระทำกับอุปกรณ์ต้นแบบ 2 แรง ซึ่งเป็นแรงที่มีทิศไปในแนวที่ต่างกัน ทำให้เกิดการรูดกัน จึงส่งผลให้การวิเคราะห์การทำงานเกิดการผิดพลาดขึ้น วิธีการแก้ปัญหาคือต้องกำหนดแรงที่ Linear Actuator ก่อนส่วนที่ต้องใช้แรงกระทำจากผู้ใช้งาน



(ก) ก่อนการวิเคราะห์

(ข) หลังการวิเคราะห์

รูปที่ 5.6 การวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ

5.2 การวิเคราะห์ความแข็งแรง

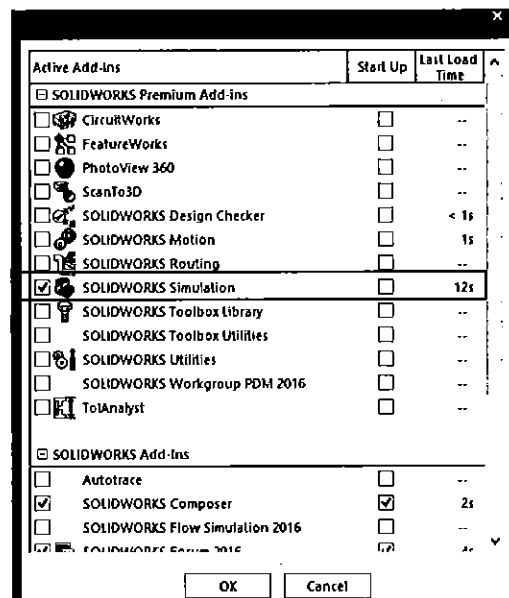
5.2.1 การวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งทำการวิเคราะห์อุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง ท่านอน และท่านั่งเอน 115 องศา ดังในรูปที่ 5.7



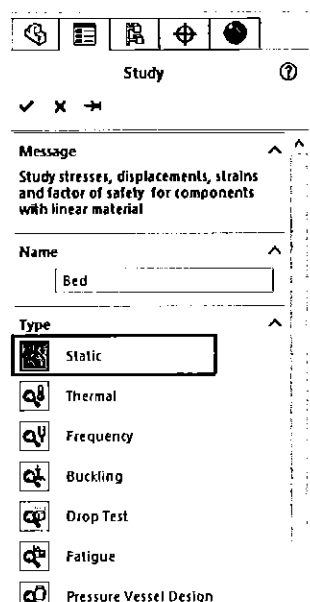
5.2.2 ขั้นตอนการวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1. เริ่มจากเปิดโปรแกรม SOLIDWORKS ต่อไปทำการเปิดไฟล์อุปกรณ์ต้นแบบทั้ง 3 ท่า ที่ได้บันทึกไว้ และทำการ Add – Ins SOLIDWORKS Simulation ขึ้นมา ดังรูปที่ 5.8



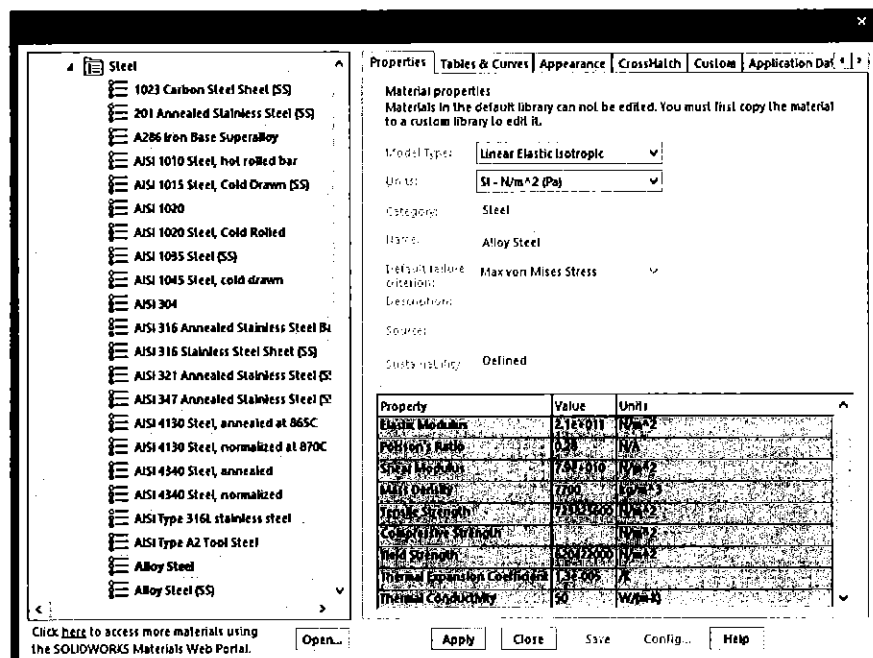
รูปที่ 5.8 การ Add – Ins SOLIDWORK Simulation

2. เลือกโหมด Simulation → Study Advisor → New Study และเลือกการวิเคราะห์แบบ Static ดังรูปที่ 5.9



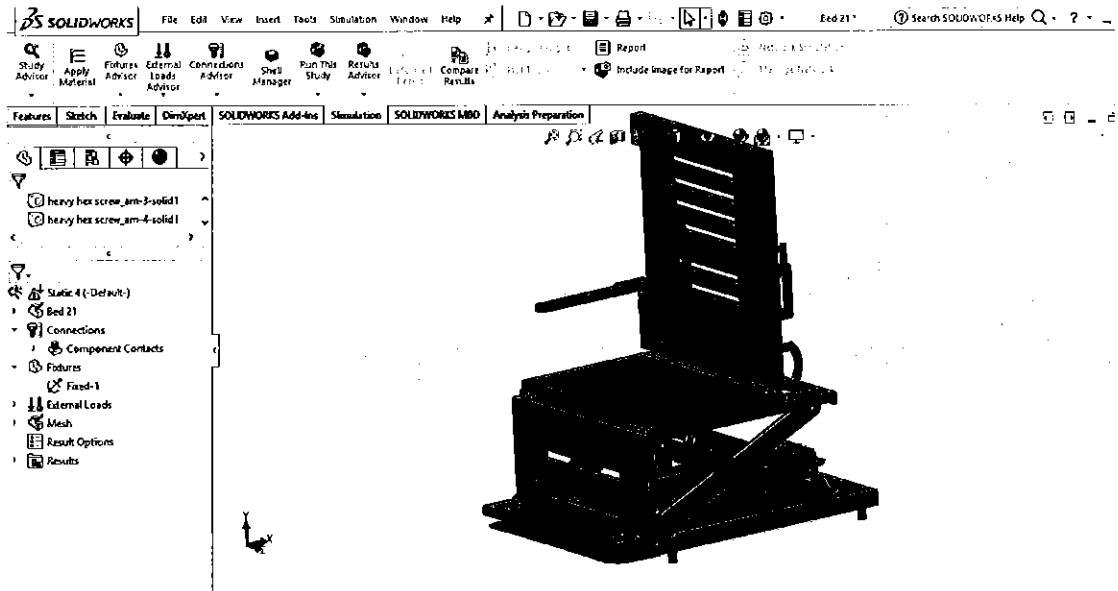
รูปที่ 5.9 เลือกรูปแบบการวิเคราะห์

3. ทำการเลือกวัสดุเพื่อนำมาวิเคราะห์ เนื่องจากต้องการให้อุปกรณ์ต้นแบบมีน้ำหนักเบาแล้วแข็งแรง จึงเลือกใช้วัสดุแบบ Alloy Steel ซึ่งจะมีค่า Yield Strength เท่ากับ 620.422 MPa และค่า Poisson's Ratio เท่ากับ 0.28 ดังในรูปที่ 5.10



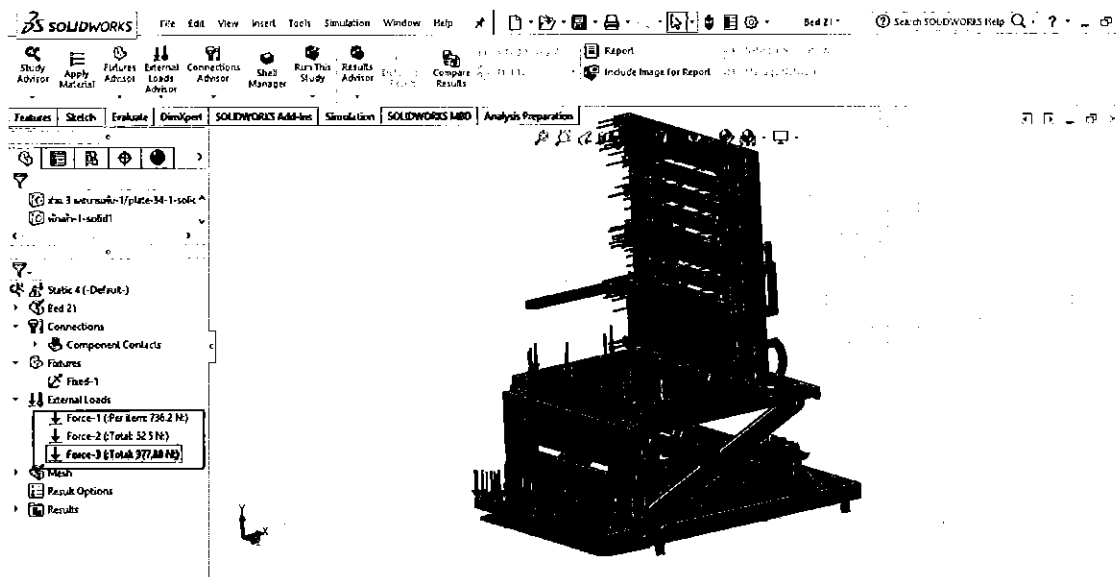
รูปที่ 5.10 คุณสมบัติของวัสดุ Alloy Steel

4. ใช้คำสั่ง Fixed Geometry เพื่อทำการยึดอุปกรณ์ต้นแบบ โดยยึดที่ฐานล้อทั้ง 4 ล้อ และ หัว – ท้าย ของ Linear Actuator ดังรูป 5.11



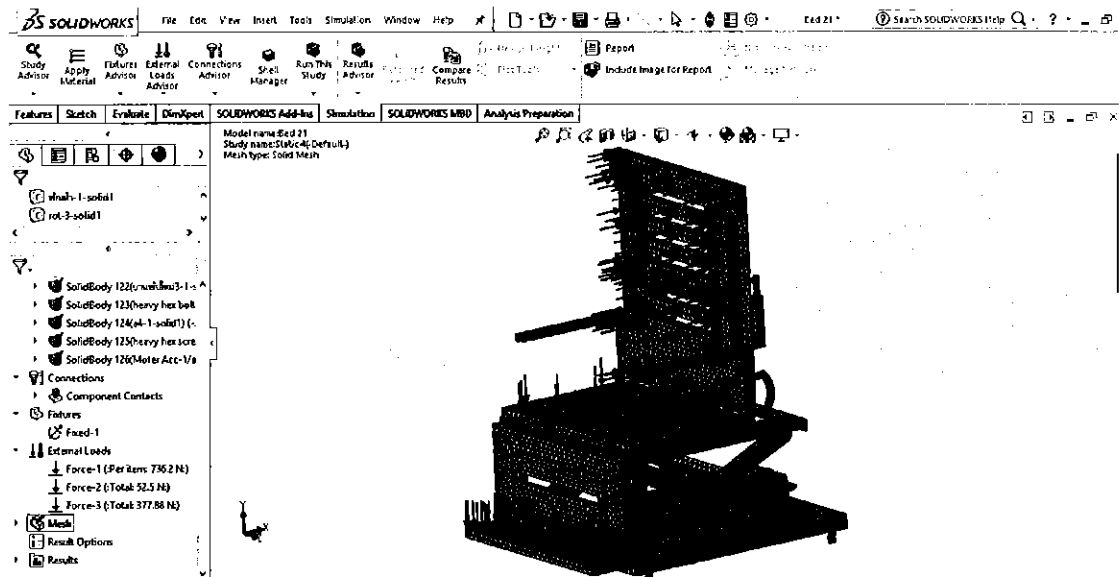
รูปที่ 5.11 จุดยึด แบบ Fixed Geometry

5. ใช้คำสั่ง External Loads และเลือก Force เพื่อกำหนดแรงที่มากระทำกับอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละส่วน ดังรูปที่ 5.12 โดยใช้แรงที่คำนวณไว้ในบทที่ 3 และแรงที่มาจากน้ำหนักของ Topper (ภาคผนวก ง)



รูปที่ 5.12 กำหนดแรงที่มากระทำในแต่ละส่วน

6. ใช้คำสั่ง Mesh แล้วเลือก Create Mesh เพื่อทำการแบ่งเอลิเมนต์ ดังรูปที่ 5.13 จากนั้นใช้คำสั่ง Run This Study เพื่อให้โปรแกรม SOLIDWORKS ทำการวิเคราะห์ความแข็งแรง



รูปที่ 5.13 การแบ่งเอลิเมนต์

5.2.3 ผลการวิเคราะห์ความแข็งแรง

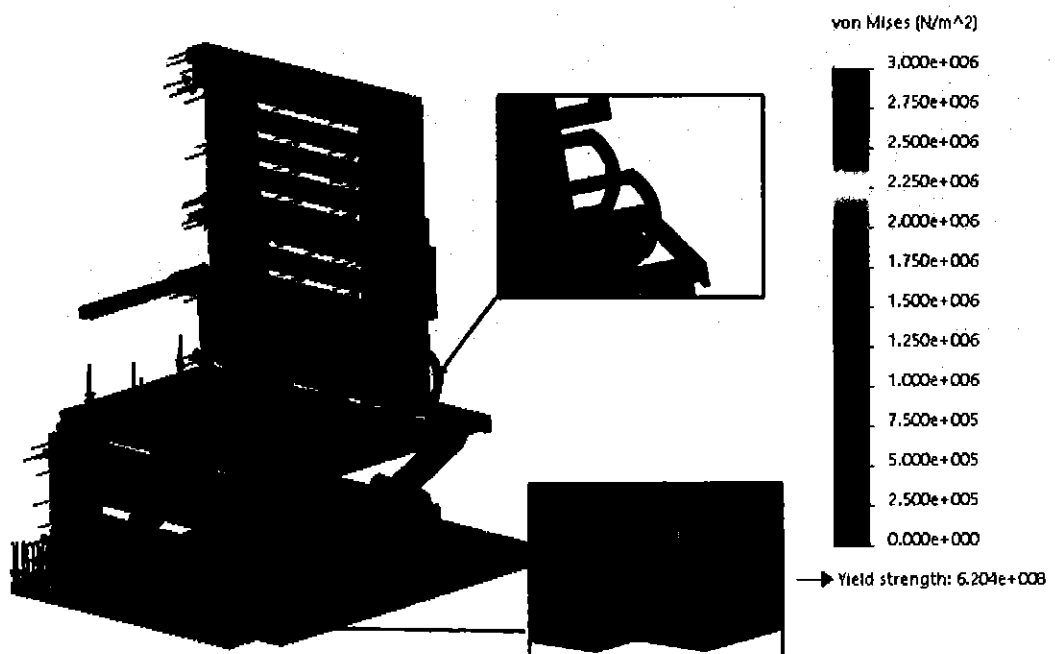
จากข้อมูลน้ำหนักแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์และน้ำหนักของ Topper ยางพารา ได้นำมาวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่า ซึ่งมีผลการวิเคราะห์ดังนี้

1) อุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา พบว่าบริเวณที่พีกเท้ามีความเค้น (von Mises) เกิดขึ้นสูงสุด เท่ากับ 125.5 MPa ซึ่งค่าความเค้นอยู่นอก Scale ของ Legend ทำให้แสดงผลเป็นสีเทา ดังรูปที่ 5.14 และบริเวณจุดยึดด้านท้ายของ Linear Actuator ในส่วนพนักพิง มีค่าความเค้นเท่ากับ 3.8 MPa เนื่องจากทำหน้าที่ปรับระดับองศาของพนักพิง จึงรับภาระจากน้ำหนักของคน Topper และโครงสร้างในส่วนที่พนักพิง และในบริเวณ U-Bar ระหว่างส่วนฐานนั่งและส่วนพนักพิง พบว่ามีค่าความเค้นเท่ากับ 5.2 MPa เนื่องจากรับภาระจากคน น้ำหนักของโครงสร้าง และ Linear Actuator

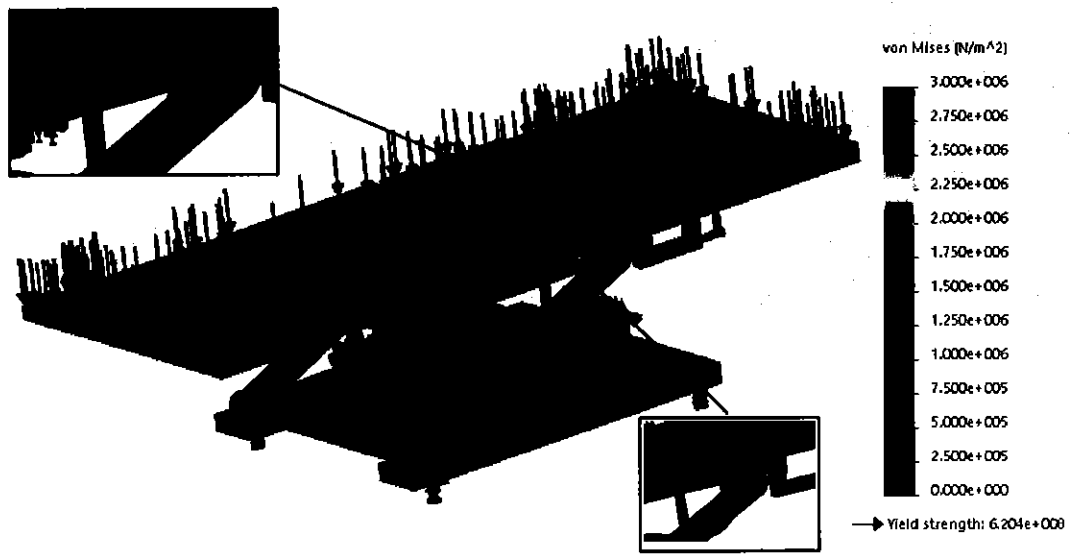
2) อุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 180 องศา พบว่าบริเวณที่พบความเค้นสูงสุด คือบริเวณรางล้อใต้ส่วนฐานนั่ง ซึ่งมีค่าเท่ากับ 23.7 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคนและน้ำหนักของโครงสร้าง ดังรูปที่ 5.15 และบริเวณบานพับระหว่างส่วนฐานนั่งกับส่วนรองรับขา มีความเค้นเท่ากับ 12.48 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคนในส่วนฐานนั่ง และส่วนรองรับขา นอกจากนี้บริเวณ

ด้านบนของ crossed bar มีความเค้นเท่ากับ 12.37 MPa เนื่องจากรับภาระจากน้ำหนักของคน Topper และภาระจาก Linear Actuator ด้วย

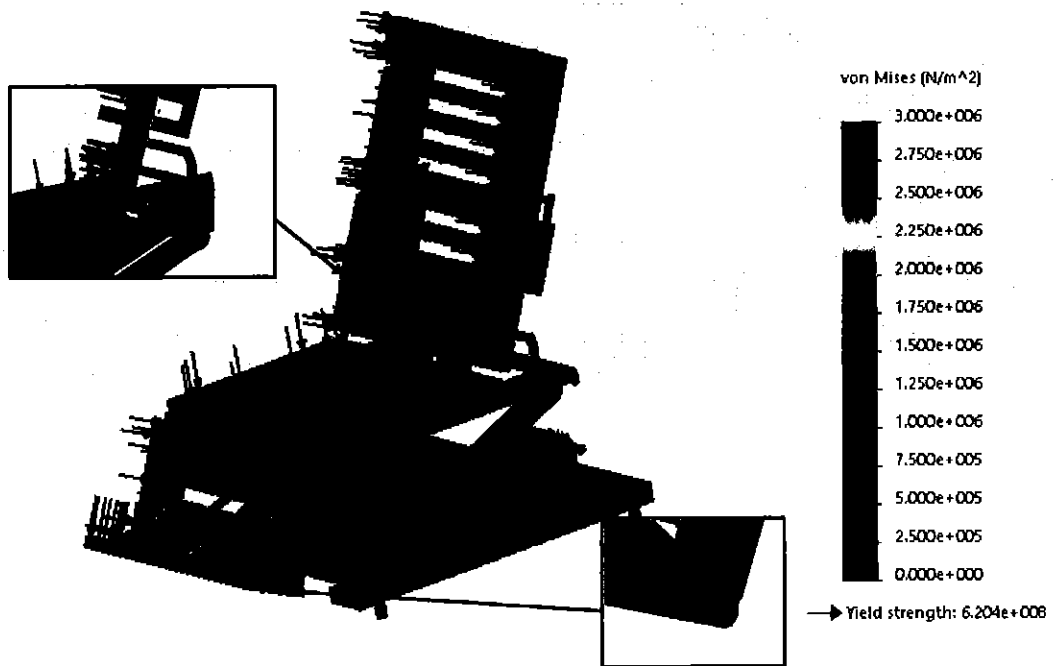
3) อุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา พบว่าบริเวณส่วนที่พีกแขนมีความเค้นสูงสุดเท่ากับ 147.7 MPa ดังรูปที่ 5.16 และบริเวณ U-Bar ระหว่างส่วนพีกพิง และส่วนฐานนั่ง มีความเค้นเท่ากับ 16.4 MPa เนื่องจากส่วนนี้รับภาระจากน้ำหนักของคน Topper และน้ำหนักของโครงสร้างทั้ง 2 ส่วน ซึ่งในส่วนนี้จะมีค่าความเค้นมากกว่าอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา เพราะในส่วน U-Bar ของท่านั่งเอน 115 องศา จะรับภาระมากกว่าในส่วน U-Bar ของท่านั่ง 90 องศา นอกจากนี้บริเวณจุดยึดด้านท้ายของ Linear Actuator ในส่วนที่พีกพิงมีความเค้นมีเท่ากับ 6.02 MPa เนื่องจากทำหน้าที่ปรับระดับการเอนของพีกพิง จึงรับภาระจากน้ำหนักของคนและน้ำหนักของโครงสร้างหลัก



รูปที่ 5.14 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่ง 90 องศา



รูปที่ 5.15 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอน 180 องศา



รูปที่ 5.16 ความเค้น von Mises ของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา

5.2.4 การคำนวณค่าความปลอดภัย

ค่าความปลอดภัย (Safety factor) ของอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่าสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$n = \frac{S_y}{\sigma'} \quad (5.1)$$

โดยที่ n คือ ค่าความปลอดภัย

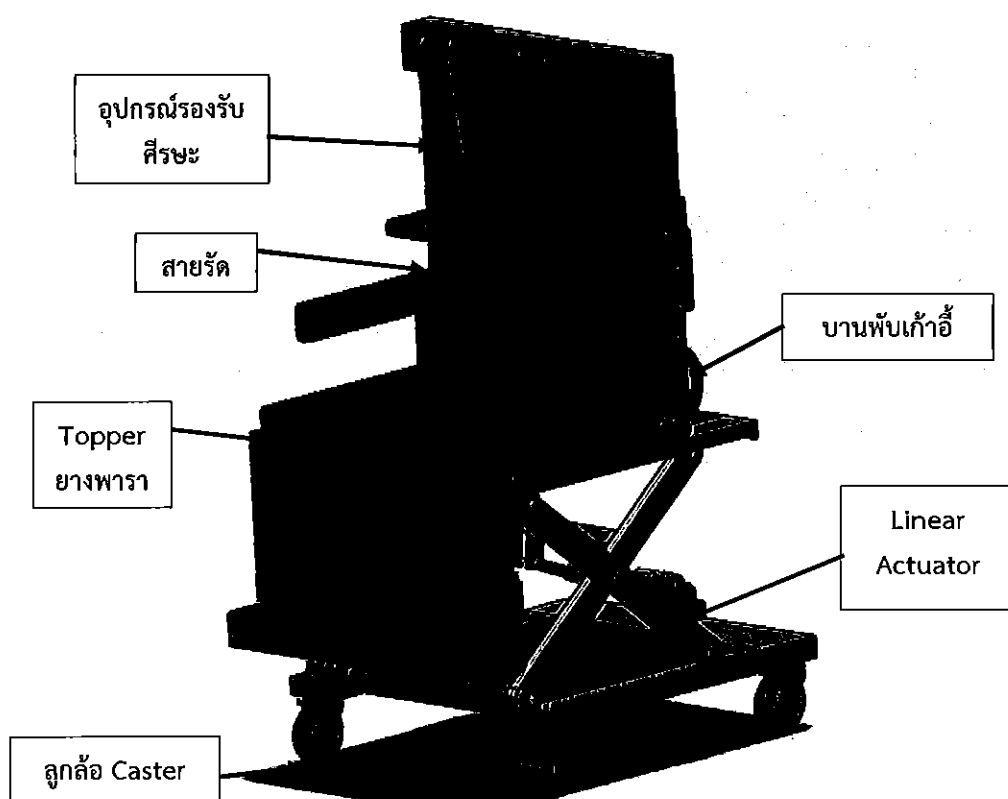
S_y คือ ความแข็งแรงคราก (Yield Strength)

σ' คือ ความความเค้น von Mises

ในการคำนวณใช้ค่าความแข็งแรงครากของวัสดุ เท่ากับ 620.4 MPa และความเค้นใช้งานสูงสุดของอุปกรณ์ต้นแบบในท่า นั่ง ท่านอน และท่า นั่งเอน 115 องศา ซึ่งมีค่าเท่ากับ 125.5 MPa 23.7 MPa และ 147.7 MPa ตามลำดับ พบว่าค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่า นั่งมีค่าเท่ากับ 4.94 ในส่วนค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่านอนมีค่าเท่ากับ 26.18 และค่าความปลอดภัยของอุปกรณ์ต้นแบบในท่า นั่งเอน 115 องศา มีค่าเท่ากับ 4.2 เนื่องจากค่าความปลอดภัยในทุกกรณีมีค่ามากกว่า 1 จึงสรุปได้ว่า เมื่อนำผู้ป่วยหนัก 120 กิโลกรัม มาใช้งานอุปกรณ์ต้นแบบสามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย

5.3 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบกับอุปกรณ์เสริม

นำอุปกรณ์เสริมที่เลือกไว้ในบทที่ 4 ได้แก่ อุปกรณ์รองรับศีรษะ สายรัด และ Topper เป็นต้น นำมาประกอบกับอุปกรณ์ต้นแบบดังแสดงในรูปที่ 5.17



รูปที่ 5.17 อุปกรณ์ต้นแบบประกอบกับอุปกรณ์เสริม

บทที่ 6

บทสรุป

6.1 สรุปผลการดำเนิน

โครงการนี้เป็นการศึกษา ออกแบบ และทดสอบอุปกรณ์ปรับท่าทางผู้ป่วยศัลยกรรมในหอผู้ป่วยหนัก โดยทางคณะผู้จัดทำได้ทำการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบให้มีความเหมาะสม และตรงต่อความต้องการของผู้ใช้งาน โดยสามารถสรุปผลได้ 3 ส่วน คือ ผลการออกแบบ ผลการวิเคราะห์การทำงาน และผลการวิเคราะห์ความแข็งแรง ซึ่งสามารถสรุปผลได้ดังนี้

1. ผลการออกแบบ สามารถสรุปลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบได้ดังตารางที่ 6.1

ตารางที่ 6.1 ลักษณะของอุปกรณ์ต้นแบบ

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

2. การวิเคราะห์การทำงาน

จากการวิเคราะห์การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบ พบว่าเมื่อกำหนดระยะการทำงานของ Linear Actuator ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ต้นแบบ ผลคืออุปกรณ์ต้นแบบสามารถทำงานได้ตามขอบเขตที่วางไว้ ซึ่งอุปกรณ์สามารถปรับจากท่านอนเป็นท่านั่งหลังตรงได้และสามารถปรับความสูงได้ตามที่ออกแบบไว้

3. การวิเคราะห์ความแข็งแรงและความปลอดภัยในการใช้งาน

จากผลการวิเคราะห์ความแข็งแรงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าอุปกรณ์ในแต่ละท่ามีค่าความเค้นสูงสุดแตกต่างกัน ซึ่งอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115 องศา มีความเค้นสูงกว่าอุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งหลังตรงและท่านอนราบ เมื่อพิจารณาการวิเคราะห์อุปกรณ์ต้นแบบทุกท่าพบว่ามีความปลอดภัยอย่างน้อยเท่ากับ 4.2 ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าอุปกรณ์ต้นแบบสามารถใช้งานกับผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 120 กิโลกรัม ได้อย่างปลอดภัย

6.2 ข้อเสนอแนะ

1. จากการวิเคราะห์ความแข็งแรงของอุปกรณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าอุปกรณ์ต้นแบบในแต่ละท่ายังมีค่าความปลอดภัยมาก และอุปกรณ์ต้นแบบสามารถรับแรงหรือน้ำหนักของคนเป็น 4 เท่าของค่าที่นำมาวิเคราะห์ไว้ได้

2. อาจมีการปรับโครงสร้างและกลไกการทำงาน เช่น เปลี่ยนแปลงขนาดของโครงสร้างต่างๆ ให้มีความบางน้อยลงหรือเปลี่ยนรูปแบบโครงสร้างและกลไกตามความเหมาะสมของผู้ใช้งานในอนาคตต่อไป

3. ควรมีการติดตั้งอุปกรณ์เสริมตามความต้องการหรือตามความเหมาะสมของผู้ใช้งาน เช่น ราวจับ ที่แขวนถุงน้ำเกลือ เป็นต้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] รายงานข้อมูลทรัพยากรสาธารณสุข. สถิติสาธารณสุข. กระทรวงสาธารณสุข 2557
- [2] โรสมารินทร์ สุขเกษม. (2546). การวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์ของงานยกผู้ป่วยในโรงพยาบาล. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [3] จุไรพร โสภจารย์, สุรินธร กลัมพากร, ปัญญรัตน์ ลามวงศ์วัฒนา และชูเกียรติ วิวัฒน์วงศ์เกษม. (2556). ความชุกและปัจจัยเสี่ยงของการปวดหลังส่วนล่างชนิดเฉียบพลันของพยาบาลในโรงพยาบาลสิงห์บุรี. สาธารณสุขศาสตร์, 27(2).
- [4] สุเนตร วงศ์ธนกิจ, สุลี ทองวิเชียร, สุรินธร กลัมพากร และอรวรรณ แก้วบุญชู. (2548). ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับพฤติกรรมการป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่างของพยาบาลในโรงพยาบาลของรัฐ จังหวัดนนทบุรี. สาธารณสุขศาสตร์, 27(2).
- [5] ฐิติรัตน์ พัฒนไทรยานนท์, มธุรส ทิพยมงคลกุล, พรพิมล กองทิพย์ และนพนันท์ นานคงแนบ. (2558). ปัจจัยเสี่ยงต่ออาการปวดหลังส่วนล่างของบุคลากรโรงพยาบาล. วิชาการเขต 12, 26(1).
- [6] คณะแพทยศาสตร์ ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่. ม.ป.ป. การดูแลผู้ป่วยเพื่อป้องกันภาวะแทรกซ้อนจากการนอนติดเตียงเป็นเวลานาน. สืบค้นจาก: <http://medinfo.psu.ac.th/pr/ortho/know4.html> (วันที่สืบค้น 18 ตุลาคม 2558)
- [7] ยุพา วงศ์สรไตร และคณะ. (2551). แนวปฏิบัติการพยาบาลเพื่อส่งเสริมความสำเร็จในการหย่าเครื่องช่วยหายใจ. (หน้า 355)
- [8] มยุรี โรจนอังกูร. (2547). ประสิทธิภาพของการใช้แนวทางปฏิบัติทางคลินิกสำหรับป้องกันแผลกดทับในผู้ป่วยศัลยกรรมประสาท โรงพยาบาลอุดรดิตถ์. มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
- [9] Anil Mital, Anoop Desai, Anand Subramanian & Aashi Mita. (2008). *Product Develop: A Structured Approach to Consumer Product Development, Design, and Manufacture. (1st edition). Elsevier Inc.*
- [10] http://www.winnermed.com/wizContent.asp?wizConID=346&txtmMenu_ID=7. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [11] http://www.winnermed.com/wizContent.asp?wizConID=348&txtmMenu_ID=7. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [12] <http://xn--42chovk3ak0a3aw9ld7b9ksa5oh.com>. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [13] <http://www.siammedicares.com/Default.aspx?pageid=37>. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).

- [14] http://effen.tarad.com/product.detail_933180_th_4815997#.
(วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [15] <http://sromedical.com/service/45/>. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [16] <http://market.onlineoops.com/443998>. (วันที่สืบค้น 12 สิงหาคม 2558).
- [17] <http://www.intermedicares.com/>. (วันที่สืบค้น 16 ธันวาคม 2558).
- [18] <http://xn--72c1atd2ad8a9gsb2d1ek.com>. (วันที่สืบค้น 20 เมษายน 2559).
- [19] http://www.dremed.com/catalog/product_info.php/cPath/696_200/products_id/2254. (วันที่สืบค้น 20 เมษายน 2559).
- [20] Paolo de Leva. (1996). Adjustment to zatsiorsky – seluyanov’s segment inertia parameters. (pp. 1223 - 1229).
- [21] ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์ และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ, สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์ และ เทคโนโลยีแห่งชาติ, สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์ และเทคโนโลยีแห่งชาติ, กระทรวงวิทยาศาสตร์ และเทคโนโลยี. (2556). ข้อมูลค่าเฉลี่ยรูปร่างของประชากรไทย ตามไซส์ไทย.
- [22] David A. Winter. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement (4th Ed.). Canada: University of Waterloo.
- [23] P.K. Nag et al. (2008). Human – seat interface analysis of upper and lower body weight distribution. International Journal of Industrial Ergonomics, 38, 540 & 542.
- [24] <http://www.projectsmove.com/>. (วันที่สืบค้น 10 มกราคม 2559).
- [25] <http://www.telepart.net/index.php?lay=show&ac=article&id=538727497&Ntype=38>. (วันที่สืบค้น 25 กุมภาพันธ์ 2559).
- [26] <http://www.ucomfortthai.com/detail.php?CatID=30&ProductID=107>.
(วันที่สืบค้น 8 เมษายน 2559)
- [27] <http://www.aliexpress.com/item-img/sofa-part-furniture-fitting-sofa-hinge-sofa-accessories-furniture-hardware/597745437.html#>
(วันที่สืบค้น 18 พฤษภาคม 2559)

- [28] <http://forums.mtbr.com/trek/superfly-seat-post-clamp-size-797404.html>
(วันที่สืบค้น 18 พฤษภาคม 2559)
- [29] http://www.happymove.co.th/index.php?lay=show&ac=cat_show_pro_detail&cid=51944&pid=277814 (วันที่สืบค้น 20 เมษายน 2559)
- [30] <http://www.truck.in.th/mbdetail.php?id=A070359412>
(วันที่สืบค้น 18 พฤษภาคม 2559)

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

การหาน้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์

ก.1 การหาน้ำหนักและจุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนของร่างกายมนุษย์

ในการวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้าง โดยจำเป็นต้องวิเคราะห์ค่าน้ำหนัก (Weight) และจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนของร่างกาย ในที่นี้ใช้วิธีการทางชีวกลศาสตร์จากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) [20] ข้อมูลจากงานสำรวจและวิจัยมาตรฐานขนาดรูปร่างของคนไทย (Size Thailand) [21] และข้อมูลของ Anthropometry [22] ร่วมกัน เพื่อประมาณการกระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ โดยใช้รูปร่างของชายไทยขนาด 44 และกำหนดให้มีมวลอยู่ที่ 120 กิโลกรัม และคนสูง 175 เซนติเมตร

ตารางที่ ก.1 มวลแต่ละส่วนของร่างกาย

Segment	มวล (%)	มวล (kg)
ศีรษะ	8.26	9.912
ส่วนอก	20.1	24.12
ส่วนท้อง	13.06	15.672
เชิงกราน	13.66	16.392
ต้นแขน	3.25	3.9
ปลายแขน	1.87	2.244
มือ	0.65	0.78
ต้นขา	10.5	12.6
ขา	4.75	5.7
เท้า	1.43	1.716

จากนั้นทำการหาความยาวแต่ละส่วนของร่างกายโดยใช้งานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) [20] และข้อมูลของ Anthropometry [22] ร่วมกัน ดังแสดงในตารางที่ ก.2

ตารางที่ ก.2 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย

Segment	ความยาว (ซม.) แต่ละ segment
ศีรษะ และ คอ	31.85
ส่วนอก	17.15
ส่วนท้อง	33.25
เชิงกราน	8.75
ต้นแขน	32.55

ตารางที่ ก.2 ความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย (ต่อ)

Segment	ความยาว (ซม.) แต่ละ segment
ปลายแขน	25.55
มือ	18.9
ต้นขา	39
ขา	38.78
เท้า	6.83

จากนั้นใช้เปอร์เซ็นต์จุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วนจากงานวิจัยของ Paola De Leva และคณะ (1996) แล้วนำไปคูณกับความยาวแต่ละส่วนแล้วทำการเทียบกับจุดอ้างอิงคือปลายเท้า ดังแสดงในตารางที่ ก.3

ตารางที่ ก.3 จุดศูนย์กลางมวลแต่ละส่วน

Segment	จุด CG (%)	จุด CG (ซม.) แต่ละ segment	จุด CG (ซม.) เทียบกับจุดอ้างอิงเดียวกัน
ศีรษะ และ คอ	55	17.518	157.482
ส่วนอก	56.7	9.724	133.426
ส่วนท้อง	46	15.295	110.705
เชิงกราน	5	0.438	92.312
ต้นแขน	43.6	14.192	128.958
ปลายแขน	43	10.987	131.463
มือ	46.8	8.845	76.205
ต้นขา	43.3	16.887	67.723
ขา	43.4	16.831	28.779
เท้า	50	3.415	3.415

แล้วทำการหาจุดศูนย์ถ่วงมวลของแต่ละส่วน โดยใช้สมการ

$$R_{CG} = \frac{\sum(m_k \times R_{CGi})}{\sum m_k} \quad (\text{ก.1})$$

เมื่อ m_k คือ น้ำหนักแต่ละส่วนของร่างกาย

R_{CGi} คือ จุดศูนย์ถ่วงมวลแต่ละส่วนของร่างกายเมื่อเทียบจากจุดอ้างอิง

โดยจะแบ่งการคำนวณเป็น 3 ส่วน คือ

ส่วนที่ 1 คือ ส่วนรองรับแผ่นหลังหรือพนักพิง (Backrest) ตั้งแต่เชิงกรานถึงศีรษะ ประกอบด้วยศีรษะ แขน มือ ลำตัวส่วนบนและลำตัวส่วนกลาง

ส่วนที่ 2 คือ ส่วนฐานนั่ง (Seat) ตั้งแต่เข่าถึงเชิงกราน จะประกอบด้วย ลำตัวส่วนล่างและต้นขา

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

ก.2 ผลการคำนวณ

จุดศูนย์ถ่วงมวลของร่างกาย $R_{CG} = 98.238$ เซนติเมตร

จุดศูนย์ถ่วงมวลของส่วนพนักพิง $R_{CG1} = 129.48$ เซนติเมตร

จุดศูนย์ถ่วงมวลของส่วนฐานนั่ง $R_{CG2} = 77.41$ เซนติเมตร

จุดศูนย์ถ่วงมวลของส่วนรองรับขาและเท้า $R_{CG3} = 22.91$ เซนติเมตร

ภาคผนวก ข

การคำนวณน้ำหนักที่กระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ

ข.1 การคำนวณน้ำหนักที่กระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ

ในการคำนวณหาแรงที่กระทำในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ จำเป็นจะต้องทราบน้ำหนักที่กระทำในแต่ละส่วน ซึ่งจากบทที่ 2 พบว่างานวิจัย [22] จะบอกน้ำหนักได้เพียง 2 ส่วน คือ ในส่วนฐานนั่งและส่วนรองรับขาและเท้า โดยในการน้ำหนักที่กระทำในส่วนพนักพิง สามารถหาได้จากการรวมน้ำหนักของทั้ง 2 ส่วน แล้วหักออกจากน้ำหนักรวมของร่างกาย ซึ่งขั้นตอนการคำนวณคือ

1. สำหรับผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งหลังตรง 90 องศา สามารถหาน้ำหนักของส่วนพนักพิง ได้ดังนี้

- น้ำหนักของส่วนฐานนั่ง คือ 35.14 ± 4.98 หรือเท่ากับ 30.16 กิโลกรัม และ 40.12 กิโลกรัม
- น้ำหนักของส่วนรองรับขาและเท้า คือ 18.04 ± 2.85 หรือเท่ากับ 15.19 กิโลกรัม และ 20.89 กิโลกรัม

จากน้ำหนักรวมของร่างกายเฉลี่ย 56.2 กิโลกรัม ที่ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน 6.9 กิโลกรัม หรือเท่ากับ 49.3 กิโลกรัม และ 63.1 กิโลกรัม ซึ่งน้ำหนักในส่วนพนักพิง หาได้จากการรวมน้ำหนักต่ำสุดของส่วนฐานนั่งกับส่วนรองรับขาและเท้ามาหักออกจากน้ำหนักรวมของร่างกายต่ำสุด และการรวมน้ำหนักสูงสุดของส่วนฐานนั่งกับส่วนรองรับขาและเท้ามาหักออกจากน้ำหนักรวมของร่างกายสูงสุด ดังนั้นน้ำหนักของส่วนพนักพิง อยู่ระหว่าง 3.95 กิโลกรัม และ 2.09 กิโลกรัม

2. สำหรับผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งเอน 115 องศา สามารถหาน้ำหนักของส่วนพนักพิง ได้ดังนี้

- น้ำหนักของส่วนฐานนั่ง คือ 33.09 ± 5.23 หรือเท่ากับ 27.86 กิโลกรัม และ 38.32 กิโลกรัม
- น้ำหนักของส่วนรองรับขาและเท้า คือ 18.94 ± 2.84 หรือเท่ากับ 16.1 กิโลกรัม และ 21.78 กิโลกรัม

สำหรับน้ำหนักในส่วนพนักพิง จะอยู่ระหว่าง 5.34 กิโลกรัม และ 3 กิโลกรัม

ต่อมาได้ทำการหาแรงกระทำทั้ง 3 ส่วนของร่างกาย โดยขั้นแรกต้องคำนวณหาร้อยละแต่ละส่วนของร่างกายในแต่ละท่าผู้ป่วย จากนั้นนำร้อยละที่ได้ไปทำการคูณน้ำหนักที่กำหนดไว้ (120 กิโลกรัม) เพื่อที่จะได้น้ำหนักที่กระทำในแต่ละส่วนที่ใช้จริง หลังจากนั้นจึงทำการหาแรงที่กระทำในแต่ละส่วนตามลำดับ ซึ่งขั้นตอนการคำนวณคือ

สำหรับผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งหลังตรง 90 องศา

- การหาร้อยละแต่ละส่วน

จากข้อมูลข้างต้นจะสามารถหาร้อยละแต่ละส่วน โดยการหาค่าเฉลี่ยแต่ละส่วน และนำไปหารกับน้ำหนักรวม ซึ่งจะแสดงผลดังตารางที่ ข.1

ตารางที่ ข.1 ผลค่าเฉลี่ยของน้ำหนักและร้อยละน้ำหนักตัวในท่านั่งหลังตรง 90 องศา

ส่วน	น้ำหนักเฉลี่ย (kg)	ร้อยละของน้ำหนักตัว
Backrest	$\frac{3.95 + 2.09}{2} = 3.02$	$\frac{3.02}{56.2} \times 100 = 5.37\%$
Seat	$\frac{30.16 + 40.12}{2} = 35.14$	$\frac{35.14}{56.2} \times 100 = 62.53\%$
Leg and Footrest	$\frac{15.19 + 20.89}{2} = 18.04$	$\frac{18.04}{56.2} \times 100 = 32.09\%$

- การหาแรงแต่ละส่วน

จากการคำนวณหาร้อยละแต่ละส่วน นำน้ำหนักที่กำหนดไว้ (120 กิโลกรัม) ไปคูณกับร้อยละแต่ละส่วน เพื่อจะได้ทราบน้ำหนักแต่ละส่วนของคนที่นั่งตามที่กำหนดไว้ จากนั้นจึงทำการคูณกับความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงโลก (9.81 m/s^2) เพื่อหาแรงที่กระทำ ซึ่งจะแสดงการคำนวณดังตารางที่ ข.2

ตารางที่ ข.2 ผลการหาแรงแต่ละส่วนในท่านั่งหลังตรง 90 องศา

ส่วน	แรงแต่ละส่วน (N)
Backrest	$\frac{5.37}{100} \times 120 \times 9.81 = 63.22$
Seat	$\frac{62.53}{100} \times 120 \times 9.81 = 736.10$
Leg and Footrest	$\frac{32.09}{100} \times 120 \times 9.81 = 377.76$

สำหรับผู้ป่วยอยู่ในท่าเอน 115 องศา

- การหาร้อยละแต่ละส่วน

จากข้อมูลข้างต้นจะสามารถหาร้อยละแต่ละส่วน โดยการหาค่าเฉลี่ยแต่ละส่วน และนำไปหารกับน้ำหนักรวม ซึ่งจะแสดงผลดังตารางที่ ข.3

ตารางที่ ข.3 ผลค่าเฉลี่ยของน้ำหนักและร้อยละน้ำหนักตัวในท่าเอน 115 องศา

ส่วน	น้ำหนักเฉลี่ย (kg)	ร้อยละของน้ำหนักตัว
Backrest	$\frac{3 + 5.34}{2} = 4.17$	$\frac{4.17}{56.2} \times 100 = 7.41\%$
Seat	$\frac{27.86 + 38.32}{2} = 33.09$	$\frac{33.09}{56.2} \times 100 = 58.87\%$
Leg and Footrest	$\frac{16.1 + 21.78}{2} = 18.94$	$\frac{18.94}{56.2} \times 100 = 33.7\%$

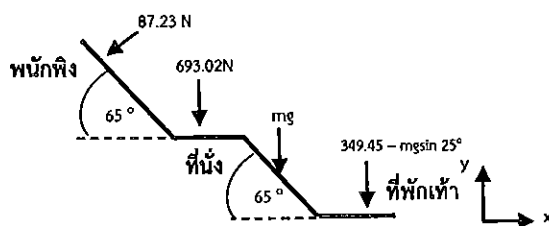
- การหาแรงแต่ละส่วน

ผลการคำนวณหาแรงแต่ละส่วนในท่านั่งจะแสดงดังตารางที่ ข.4

ตารางที่ ข.4 ผลการหาแรงแต่ละส่วนในท่านั่งเอน 115 องศา

ส่วน	แรงแต่ละส่วน (N)
Backrest	$\frac{7.41}{100} \times 120 \times 9.81 = 87.23$
Seat	$\frac{58.87}{100} \times 120 \times 9.81 = 693.02$
Leg and Footrest	$\frac{33.7}{100} \times 120 \times 9.81 = 396.72$

เนื่องจากอุปกรณ์ต้นแบบเมื่ออยู่ในท่านั่งที่พิงขาต้องมีการเอนขึ้นเพื่อให้ผู้ป่วยอยู่ในท่าที่สบาย ซึ่งในที่นี้ได้พิจารณาให้ที่พิงขาเอนขึ้นอยู่ในมุม 65 องศา โดยวัดจากแกน -X ดังรูปที่ ข.1



รูปที่ ข.1 แสดงการวัดมุมของอุปกรณ์ต้นแบบเมื่ออยู่ในท่านั่งเอน 115 องศา โดยวัดจาก แกน -X

จากข้อมูลการกระจายน้ำหนักของร่างกายเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ [23] จะปรากฏเพียงแรงที่กระทำกับที่พีกเท้า ดังนั้นจึงต้องคำนวณหาแรงที่กระทำตรงส่วนที่พีกขา โดยวิธีการคำนวณมีดังนี้

เนื่องจากข้อมูลของการกระจายน้ำหนักเมื่ออยู่ในท่านอน พบว่าน้ำหนักตรงส่วนขา (ระยะห่างระหว่างเข่าถึงข้อเท้า) มีค่าเท่ากับ 111.83 N ในแนวตั้ง ดังนั้นน้ำหนักที่กระทำบนที่พีกขา จะสามารถหาได้จาก

$$111.83 \sin 25^\circ = 47.26 \text{ N}$$

ดังนั้นที่พีกเท้าจะมีแรงกระทำเท่ากับ $396.72 - 47.26 = 349.45 \text{ N}$

ภาคผนวก ค

การคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย (Segment Dimension)

ค.1 การคำนวณขนาดแต่ละส่วนของร่างกาย (Segment Dimension)

ในการคำนวณหาขนาดของอุปกรณ์ปรับทำนั่ง เช่น ความยาว ความกว้าง เป็นต้น จำเป็นจะต้องรู้ขนาดของผู้ใช้งาน เช่น ขนาดลำตัว ความสูง เป็นต้น ซึ่งในการออกอุปกรณ์ปรับทำนั่งจะนำขนาดของชายไทยจากไซส์ไทย (Size Thailand) [18] มาทำการพิจารณา โดยจะพิจารณาจากชายไทยที่มีขนาด (size) 44 เพื่อที่สามารถรองรับผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่กว่าขนาดมาตรฐาน ซึ่งขนาดมาตรฐานของชายไทย คือ ขนาด (size) 40 ทั้งนี้ขนาดส่วนแต่ละส่วนของร่างกายจะแสดงผลดังตารางที่

ตารางที่ ค.1 ขนาดแต่ละส่วนของร่างกายโดยใช้ข้อมูลขนาดของชายไทยจากไซส์ไทย (Size Thailand)

ตำแหน่งที่ทำการวัด	ขนาดที่ทำการวัด (เซนติเมตร)
ระยะห่างระหว่างปุ่มคอหน้าถึงเอว (ตำแหน่งที่ 29)	44
ระยะห่างระหว่างเอวถึงสะโพก (ตำแหน่งที่ 30)	14.4
ระยะห่างระหว่างเอวถึงเข่า (ตำแหน่งที่ 25 - 30)	39
ระยะห่างระหว่างเข่าถึงเท้า (ตำแหน่งที่ 26 - 25)	45.6

จากตารางพบว่าในข้อมูลของไซส์ไทยจะไม่สามารถบอกความสูง และขนาดส่วนอื่นๆ ได้อย่างครบถ้วน ของคนที่มีขนาด 44 ได้ ซึ่งจะสามารถได้เพียงความสูงจากปุ่มคอถึงระดับพื้นคือ 143 เซนติเมตร ดังนั้นจำเป็นต้องใช้ข้อมูล Anthropometry มาช่วยในการความสูง และขนาดส่วนอื่น ที่ข้อมูลไซส์ไทยไม่ได้กล่าวถึง โดยจะแสดงผลดังนี้

1. ความสูงของชายไทยขนาด 44

จากข้อมูล Anthropometry สามารถหาความสูงของชายไทยขนาด 44 ได้จากการนำความสูงของไหล่ที่วัดจากระดับพื้น โดยจะมีค่าเท่ากับ 81.8% ของความสูงคน ซึ่งจากข้อมูลข้างต้นความสูงของปุ่มคอถึงระดับพื้นคือ 143 เซนติเมตร จากนั้นทำการนำความสูงดังกล่าวมาเท่ากับกับความสูงของไหล่ที่วัดจากระดับพื้น ซึ่งผลที่ได้คือ

$$0.818H = 143$$

$$\therefore H = 174.8 \cong 175 \text{ cm.}$$

เมื่อ H แทนความสูงของชายขนาด 44 โดยมีหน่วยเป็นเซนติเมตร

2. ขนาดแต่ละส่วนของชายไทยที่มีขนาด 44

จากข้อมูล Anthropometry สามารถหาขนาดแต่ละส่วนของชายไทยขนาด 44 โดยสามารถแสดงการคำนวณและผลลัพธ์ได้ดังตารางที่ ค.2

ตารางที่ ค.2 ขนาดแต่ละส่วนของชายไทยที่มีขนาด 44 จากข้อมูล Anthropometry

ตำแหน่งที่ทำการวัด	ขนาดที่ทำการวัด (เซนติเมตร)
ศีรษะ	$0.13H = 22.75$
คอ	$(0.87-0.818)H = 9.1$
ส่วนอก	$(0.818-0.72)H = 17.15$
ส่วนท้อง	$(0.72-0.53)H = 33.25$
เชิงกราน	$(0.53-(1-0.52))H = 8.75$
ต้นแขน	$(0.818-0.63)H = 32.9$
ปลายแขน	$(0.63-0.485)H = 25.375$
มือ	$(0.485-0.377)H = 18.9$
เท้า	$(0.039)H = 6.825$

ภาคผนวก ง

การคำนวณน้ำหนักและแรงกระทำของ Topper ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์
ต้นแบบเมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่าต่างๆ

ง.1 การคำนวณน้ำหนัก Topper ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการคำนวณหาน้ำหนัก Topper ในแต่ละส่วนของอุปกรณ์ต้นแบบต้องทำการแบ่ง Topper ออกเป็น 3 ส่วน ตามการออกแบบด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS ซึ่งมีความหนาแน่นเท่ากับ 150 kg/m^3 และมีความหนา 3 นิ้ว จากนั้นนำข้อมูลความกว้างและความยาวแต่ละส่วนมาคูณกับความหนาแน่นและความหนา โดยแสดงดังสมการที่ ง.1

$$m = \rho V \quad (\text{ง.1})$$

เมื่อ	m	คือ	น้ำหนัก (kg)
	ρ	คือ	ความหนาแน่น (kg/m^3)
	V	คือ	ปริมาตร (m^3)

การคำนวณน้ำหนัก Topper ในส่วนพนักพิง (Backrest)

จากการออกแบบบทที่ 4 ได้ทำการแบ่งส่วนออกเป็น 2 ส่วน คือส่วนรองรับแผ่นหลังส่วนบน และส่วนรองรับแผ่นหลังส่วนล่าง ดังนั้นจึงได้ทำการแบ่งการคำนวณออกเป็น 2 ส่วนโดยขั้นตอนแรก จะต้องทำการคำนวณหาพื้นที่ส่วนบน (รูปที่ ง.1) และส่วนล่าง (รูปที่ ง.2) ซึ่งได้ผลการคำนวณดังนี้

- ส่วนพนักพิงส่วนบน

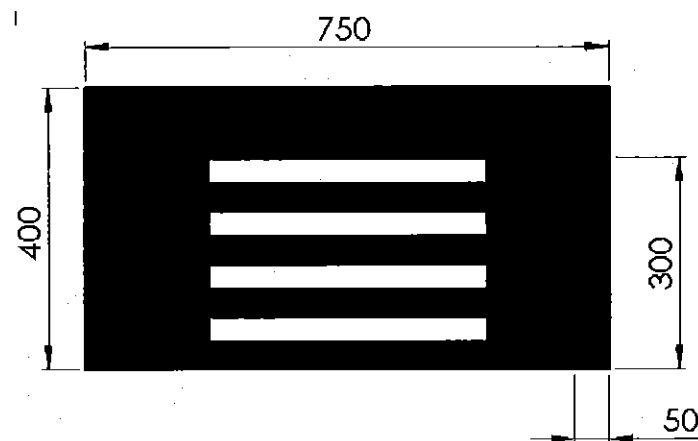
$$\text{Area} = (75 \times 40) - (30 \times 5 \times 2) = 2700 \text{ cm}^2$$

$$m = 150 \times 3 \times 2.54 \times 2700 \times 10^{-6} = 3.09 \text{ kg}$$

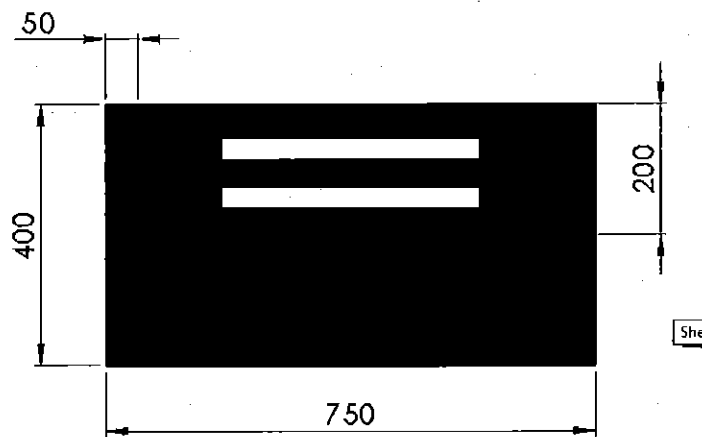
- ส่วนพนักพิงส่วนล่าง

$$\text{Area} = (75 \times 40) - (20 \times 5 \times 2) = 2800 \text{ cm}^2$$

$$m = 150 \times 3 \times 2.54 \times 2800 \times 10^{-6} = 3.2 \text{ kg}$$



รูปที่ ๑.1 ขนาดพนักพิงส่วนบน



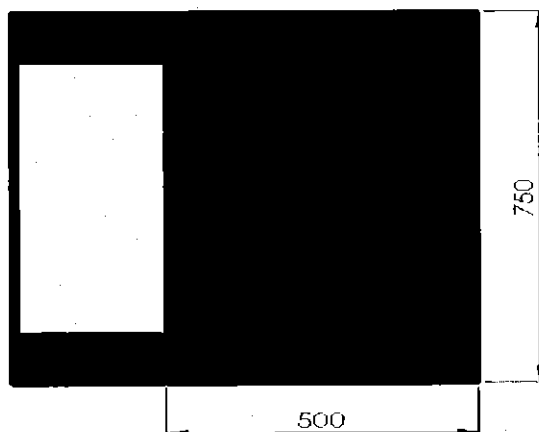
รูปที่ ๑.2 ขนาดพนักพิงส่วนล่าง

การคำนวณน้ำหนัก Topper ในส่วนฐานนั่ง (Seat)

ในการคำนวณของส่วนฐานนั่ง โดยใช้ความกว้างและความยาวดังรูปที่ ๑.3 ในการหาพื้นที่ และน้ำหนัก โดยแสดงการคำนวณดังนี้

$$\text{Area} = 75 \times 50 = 3750 \text{ cm}^2$$

$$m = 150 \times 3 \times 2.54 \times 3750 \times 10^{-6} = 4.29 \text{ kg}$$



รูปที่ ๓.3 ขนาดส่วนฐานนั่ง

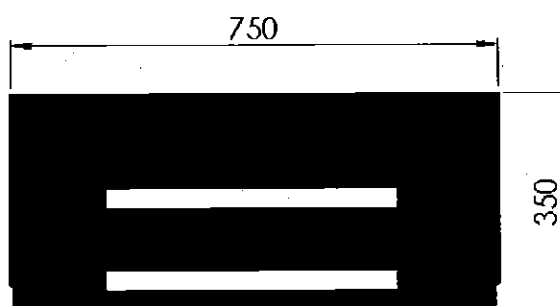
การคำนวณน้ำหนัก Topper ในส่วนที่พักขา (Legrest)

ในการคำนวณน้ำหนัก Topper ในส่วนที่พักขา โดยจากการออกแบบในบทที่ 4 ส่วนที่พักขาประกอบไปด้วย 2 ส่วนคือ ที่พักขา (รูปที่ ๓.4) และที่พักเท้า (รูปที่ ๓.5) ซึ่งจะทำการแบ่งการคำนวณออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

- ที่พักขา

$$\text{Area} = 35 \times 75 = 2625 \text{ cm}^2$$

$$m = 150 \times 3 \times 2.54 \times 2625 \times 10^{-6} = 3 \text{ kg}$$

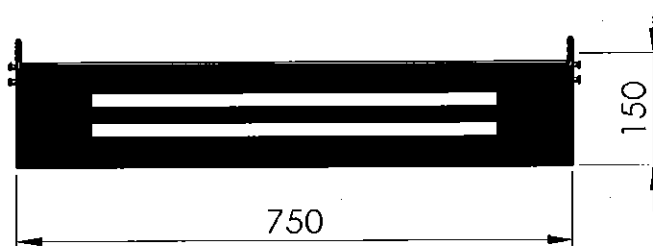


รูปที่ ๓.4 ขนาดส่วนที่พักขา

- ที่พักเท้า (Footrest)

$$\text{Area} = 15 \times 75 = 1125 \text{ cm}^2$$

$$m = 150 \times 3 \times 2.54 \times 1125 \times 10^{-6} = 1.286 \text{ kg}$$



รูปที่ ๓.5 ขนาดส่วนที่พักเท้า

๓.2 การคำนวณแรงกระจายของ Topper ในอุปกรณ์ต้นแบบแต่ละส่วน

จากการคำนวณพื้นที่และน้ำหนักของ Topper ในแต่ละส่วน สามารถหาแรงกระจายของ Topper ในแต่ละส่วน โดยนำค่าของน้ำหนักที่กระทำในส่วนต่างๆ มาคูณกับค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก (9.81 m/s^2) ซึ่งแสดงผลการคำนวณดังนี้

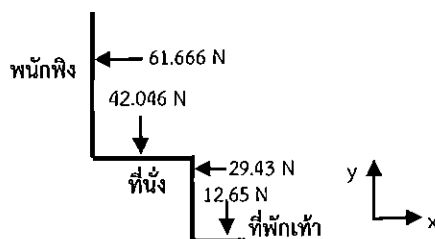
1. แรงกระจายของที่นั่งเมื่ออุปกรณ์ต้นแบบอยู่ในท่าตั้งหลังตรง 90° (รูปที่ ๓.6)

$$\text{Backrest} = (3.09 + 3.2) \times 9.81 = 61.666 \text{ N}$$

$$\text{Seat} = 4.29 \times 9.81 = 42.046 \text{ N}$$

$$\text{Legrest} = 3 \times 9.81 = 29.43 \text{ N}$$

$$\text{Footrest} = 1.29 \times 9.81 = 12.65 \text{ N}$$



รูปที่ ๓.6 แรงกระจายทั้ง 3 ส่วน ในท่าตั้งหลังตรง 90° องศา วัดจากแกน +x

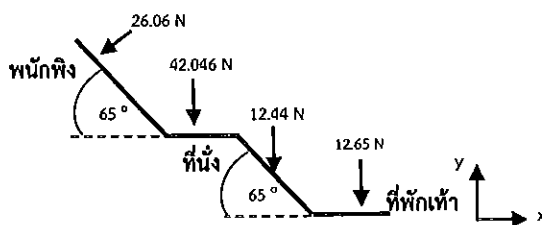
2. แรงกระจายของที่นั่งเมื่ออุปกรณ์ต้นแบบในท่านั่งเอน 115° (รูปที่ ง.7)

$$\text{Backrest} = 61.666 \cos 65^\circ = 26.06 \text{ N}$$

$$\text{Seat} = 4.29 \times 9.81 = 42.046 \text{ N}$$

$$\text{Legrest} = 29.43 \cos 65^\circ = 12.44 \text{ N}$$

$$\text{Footrest} = 1.29 \times 9.81 = 12.65 \text{ N}$$



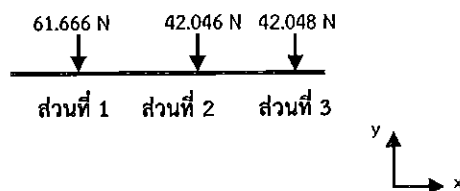
รูปที่ ง.7 แรงกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในท่านั่งเอน 115 องศา วัดจากแกน +x

3. แรงกระจายของที่นั่งเมื่ออุปกรณ์ต้นแบบอยู่ในท่านอนราบ 180° (รูปที่)

$$\text{Backrest} = 3.09 + 3.2 \times 9.81 = 61.666 \text{ N}$$

$$\text{Seat} = 4.29 \times 9.81 = 42.046 \text{ N}$$

$$\text{Legrest \& Footrest} = 29.43 + 12.65 = 42.048 \text{ N}$$



รูปที่ ง.8 แรงกระจายน้ำหนักทั้ง 3 ส่วน ในท่านอนราบ 180 องศา วัดจากแกน +x