# ชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว ของร่างกายส่วนล่าง

# EXOSKELETON SUIT SUPPORTING LOWER-EXTREMITY MOVEMENT

ภาคภูมิ เหรียญอารีย์
PARKBHUM REANAREE

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2562
KMITL-2019-EN-M-045-137

# ชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว ของร่างกายส่วนล่าง

# EXOSKELETON SUIT SUPPORTING LOWER-EXTREMITY MOVEMENT


**ภาคภูมิ เหรียญอารีย์**

PARKBHUM REANAREE


**วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต**

**สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์**

**คณะวิศวกรรมศาสตร์**

**สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง**

**พ.ศ.2562**


KMITL-2019-EN-M-045-137



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# EXOSKELETON SUIT SUPPORTING LOWER-EXTREMITY MOVEMENT

PARKBHUM REANAREE

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2019

KMITL-2019-EN-M-045-137

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COPYRIGHT 2019
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|---|---|
| **หัวข้อวิทยานิพนธ์** | ชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง |
| **นักศึกษา** | นายภาคภูมิ เหรียญอารีย์ |
| **รหัสประจำตัว** | 60601151 |
| **ปริญญา** | วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต |
| **สาขาวิชา** | วิศวกรรมชีวการแพทย์ |
| **พ.ศ.** | 2562 |
| **อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์** | รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ |

## บทคัดย่อ

สังคมไทยกำลังเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ โรคหลอดเลือดในสมองหรืออัมพฤกษ์ อัมพาต พบมากขึ้นในคนกลุ่มนี้ ซึ่งเป็นโรคที่ส่งผลให้เกิดความผิดปกติต่อระบบประสาทรวมถึงโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง โดยอาจทำให้เสียการทำงานของร่างกายส่วนล่างได้ ด้วยเหตุนี้จึงวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ในการช่วยกายภาพบำบัดฟื้นฟูร่างกายหรืออุปกรณ์ที่ช่วยสนับสนุนการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยเพื่อยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยได้ ดังนั้นจึงออกแบบวิจัยและพัฒนาต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนี้ขึ้น โดยสร้างอุปกรณ์ให้ผู้ป่วยสวมใส่กับร่างกายซึ่งประกอบด้วยกลไกของเฟืองดาวเคราะห์ทำงานร่วมกับเซอร์โวมอเตอร์ และสเต็ปปิ้งมอเตอร์เป็นระบบส่งกำลังช่วยการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง ซึ่งควบคุมการเคลื่อนไหวด้วยไมโครคอนโทลเลอร์ตามรูปแบบการเคลื่อนไหวปกติของมนุษย์ และใช้แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนเป็นแหล่งพลังงาน อีกทั้งในส่วนโครงสร้างของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนั้นผลิตจากอลูมิเนียมที่มีความแข็งแรง น้ำหนักเบา และถูกออกแบบให้สามารถปรับขนาดในส่วนของความกว้างของสะโพก ความยาวของขาได้ เพื่อให้เหมาะกับรูปร่างของผู้สวมใส่โดยสามารถใช้งานในกับผู้ที่มีความสูงในช่วง 150-180 เซนติเมตร รวมถึงการออกแบบให้มีรูปลักษณ์ที่เป็นมิตรต่อผู้ใช้งาน รูปแบบการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์มี 3 รูปแบบ ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน โดยผู้สวมใส่สามารถเลือกและควบคุมรูปแบบการเคลื่อนไหวด้วยการสั่งการผ่านคันบังคับ จากการทดลองสามารถทำงานอย่างต่อเนื่องโดยไม่มีผู้สวมใส่อุปกรณ์ได้ 53 นาที น้ำหนักรวมของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก 20 กิโลกรัม จากการทดลองใช้งานพบว่าระยะก้าวเฉลี่ยประมาณ 0.160 เมตร และความเร็วในการเดินประมาณ 0.124 เมตรต่อวินาที การพัฒนาต่อยอดชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้แนะนำให้คำนึงถึงการลดน้ำหนักของส่วนโครงสร้างลง รวมถึงการเพิ่มระบบเฝ้าระวัง แจ้งเตือน และขอความช่วยเหลือหากเกิดการล้มของผู้ใช้งานหรือความผิดปกติของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก เพื่อความปลอดภัยของผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|---|---|
| **Thesis** | Exoskeleton Suit Supporting Lower-Extremity Movement |
| **Student** | Mr. Parkbhum Reanaree |
| **Student ID.** | 60601151 |
| **Degree** | Master of Engineering |
| **Program** | Biomedical Engineering |
| **Year** | 2019 |
| **Thesis Advisor** | Assoc.Prof.Dr. Chuchart Pintavirooj |

# ABSTRACT

Thailand is entering an aging society. Paralysis is the most common in this group. This is a disease that affects the nervous system, including muscular weakness or Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS), which can impair the function of the lower body. For this reason, research and development of equipment to assist physiotherapy rehabilitation or as a device that supports the movement of patients has developed, especially standing and walking. Therefore, the design, research, and development of the prototype exoskeleton suit for patients to wear to the body, which consists of a planetary gear mechanism, working with a servo motor and stepping motor, as a power transmission system to assist the movement of the lower body, which controls the movement with microcontrollers according to normal human movement patterns. Use a power source as lithium-ion batteries. In addition to the structural parts of the prototype exoskeleton suit is made of aluminum that is strong, lightweight and is designed to be able to adjust the size of the hip, leg length to suit the shape of the wearer, it can be used with people who are in the height 150-180 cm, including a design that looks friendly to users. There are 3 types of motion of the device, which are sitting, standing, and walking, which the wearer can choose and control the movement patterns by using the joystick. From the experiment, it can work continuously without the wearer for 53 minutes. The total weight of the exoskeleton suit is 20 kilograms. The average pace is about 0.160 meters and the walking speed is about 0.124 meters per second. Further development of this exoskeleton suit set suggests the weight reduction of the structural part. Including the addition of

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

surveillance systems, alerts, and requests for assistance in the event that a user falls down or has an abnormality in the exoskeleton suit for the user's safety.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์และคำปรึกษาจากบุคคลหลายท่าน และได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ 2561

ขอขอบพระคุณหลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่สนับสนุนเครื่องมือ สถานที่ งบประมาณในการศึกษาออกแบบ สร้างและทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ที่ให้ความสนับสนุน แนะแนวทาง ให้ความกรุณาตรวจผลงานและแก้ไขข้อบกพร่องในเอกสารและชิ้นงานให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.สรินพร วิสิฐสัทธาพงศ์ ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์สถานที่ทำงานและทำวิจัย ตลอดจนให้คำแนะนำทั้งในการทำวิจัยและอื่นๆ ที่สามารถนำมาปรับปรุงและเปลี่ยนแปลงเพื่อให้วิทยานิพนธ์สามารถดำเนินไปได้ด้วยดี รวมถึงให้ความช่วยเหลือในเรื่องต่างๆ อย่างเต็มที่

ขอขอบพระคุณอาจารย์ประจำหลักสูตรที่ถ่ายทอดวิชา ความรู้ต่างๆ แก่ผู้จัดทำ

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ บิดา มารดาที่เลี้ยงดู อบรมสั่งสอนและให้การศึกษาอย่างดี ทำให้ผู้จัดทำมีวันนี้ได้ และยังให้คำปรึกษาในทุกๆ ด้าน รวมถึงเป็นแรงผลักดันให้ผู้จัดทำในการทำสิ่งต่างๆ ให้ประสบความสำเร็จ

ภาคภูมิ เหรียญอารีย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ


หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย..... I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... II

กิตติกรรมประกาศ..... IV

สารบัญ..... V

สารบัญตาราง..... VIII

สารบัญรูป..... IX

บทที่ 1 บทนำ..... 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา..... 1

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา..... 2

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา..... 2

1.4 ขอบเขตการวิจัย..... 2

1.5 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย..... 2

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา..... 3

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... 3

1.8 โครงสร้างวิทยานิพนธ์..... 3

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 5

2.1 ชุดโครงร่างภายนอก (Exoskeletons) ..... 5

2.2 โรคอัมพฤกษ์ อัมพาต (Paralysis) ..... 9

2.3 การวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis) ..... 11

2.3.1 การเดิน..... 11

2.3.2 งานวิจัยการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์..... 11

2.3.3 ช่วงของการเคลื่อนที่ (Range of motion) ..... 13

2.4 การออกแบบเครื่องจักรกล..... 14

2.4.1 เกลียวเร่ง (Turnbuckle) ..... 16

2.4.2 ตลับลูกปืน (Bearing) ..... 16

2.4.3 ชุดเฟืองดาวเคราะห์ (Planetary gear train) ..... 24

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 30



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ (ต่อ)


หน้า

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย..... 35
3.1 การออกแบบและพัฒนาโครงสร้างของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก ..... 35
3.1.1 ศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ ..... 35
3.1.2 เลือกวัสดุและอุปกรณ์ส่งกำลังของชุดอุปกรณ์ต้นแบบ..... 35
3.1.3 ออกแบบโครงสร้างและกลไกของอุปกรณ์ ..... 37
3.1.4 กระบวนการสร้าง การประกอบโครงสร้างและกลไกของอุปกรณ์..... 57
3.2 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ ..... 62
3.3 การทดสอบการทำงานและประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบ..... 67
3.3.1 การทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดิน..... 67
3.3.2 การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่) ..... 67

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง ..... 70
4.1 ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว ..... 70
4.2 การทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดิน ..... 73
4.2.1 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 1 ..... 73
4.2.2 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 2 ..... 74
4.2.3 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 3 ..... 75
4.2.4 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 4 ..... 76
4.2.5 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 5 ..... 77
4.3 การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่) ..... 79

บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ ..... 81
5.1 สรุปผลการทดลอง ..... 81
5.2 ปัญหาและแนวทางการแก้ปัญหา ..... 82
5.2.1 ปัญหาที่พบ ..... 82
5.2.2 แนวทางการแก้ปัญหา ..... 82
5.3 ข้อเสนอแนะ ..... 83



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ (ต่อ)


หน้า

เอกสารอ้างอิง ..... 84

ภาคผนวก ..... 88

ประวัติผู้เขียน ..... 107




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

3.1 ตารางผลการคำนวณการใช้พลังงานของชุดโครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง..... 67

4.1 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองคนที่ 1 ..... 73

4.2 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองคนที่ 2 ..... 74

4.3 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองคนที่ 3 ..... 75

4.4 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองคนที่ 4 ..... 76

4.5 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองคนที่ 5 ..... 77

4.6 ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินเฉลี่ยจากผู้ร่วมทดลอง 5 คน ..... 78

4.7 ตารางผลการทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่)..... 79

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป


| รูปที่ | หน้า |
|---|---|
| 2.1 โครงสร้างของ Vanderbilt exoskeleton | 6 |
| 2.2 โครงสร้างของ PHOENIX Medical Exoskeleton | 7 |
| 2.3 โครงสร้างของ Ekso Bionics | 8 |
| 2.4 ลักษณะของโรคอัมพาต | 9 |
| 2.5 วงจรการเดิน (Gait Cycle) | 12 |
| 2.6 การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน | 12 |
| 2.7 Range of motion ของเข่า | 13 |
| 2.8 ลำดับขั้นตอนการออกแบบผลิตภัณฑ์ | 15 |
| 2.9 เกลียวเร่ง (Turnbuckle) | 16 |
| 2.10 เจอร์นัลแบริ่ง (Journal bearing) | 17 |
| 2.11 ปลอก (Bush) | 17 |
| 2.12 ตลับลูกปืนแบบมีหน้าแปลน (Collar bearing) | 18 |
| 2.13 ตลับลูกปืนแบบเข็มหรือไพวอตแบริ่ง (Pivot bearing) | 18 |
| 2.14 ตลับลูกปืนแบบความดันสถิต (Static pressure bearing) | 19 |
| 2.15 โครงสร้างตลับลูกปืนแบบกลิ้ง (Rolling bearing) | 19 |
| 2.16 ตลับลูกปืนเม็ดกลมร่องลึก (Deep groove ball bearing) | 20 |
| 2.17 ตลับลูกปืนแม็กนีโต้ (Magneto ball bearing) | 21 |
| 2.18 ตลับลูกปืนเม็ดกลมสัมผัสเชิงมุม (Angular contact ball bearings) | 21 |
| 2.19 ตลับลูกปืนเม็ดกลมปรับแนวได้เอง (Self-aligning ball bearings) | 22 |
| 2.20 ตลับลูกปืนเม็ดกลมรับแรงในแนวแกน (Thrust ball bearings) | 22 |
| 2.21 ตลับลูกปืนเม็ดทรงกระบอก (Cylindrical roller bearings) | 23 |
| 2.22 ตลับลูกปืนเม็ดเรียว (Tapered roller bearings) | 23 |
| 2.23 ตลับลูกปืนเม็ดเข็ม (Needle roller bearings) | 24 |
| 2.24 ชุดเฟืองดาวเคราะห์ชั้นเดียว (Simple Planetary Gear Trains) | 25 |
| 2.25 ส่วนประกอบของชุดเฟืองดาวเคราะห์ | 25 |
| 2.26 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 1 | 26 |
| 2.27 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งลดความเร็วรอบแบบที่ 1 | 27 |
| 2.28 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 2 | 27 |


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป (ต่อ)


| รูปที่ | หน้า |
|---|---|
| 2.29 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งความเร็วรอบแบบที่ 2 | 28 |
| 2.30 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบและหมุนกลับทาง | 28 |
| 2.31 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งลดความเร็วรอบและหมุนกลับทาง | 29 |
| 2.32 แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งขับตรง | 29 |
| 2.33 แนวความคิดการออกแบบต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) | 31 |
| 2.34 ต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) | 31 |
| 2.35 กลไก Four Bar Linkages ของ Electro Armor 6 | 32 |
| 2.36 (a) มุมอ้างอิงของขามนุษย์ และ (b), (c) การเคลื่อนไหวของกลไก Four Bar linkages | 33 |
| 2.37 ชุดโครงร่างภายนอก ต้นแบบ Electro Armor 6 | 34 |
| 3.1 High Torque RC Servo Motor 400 kg*cm | 36 |
| 3.2 โครงสร้างของอุปกรณ์จากเหล็กกล่อง ขนาด 1 นิ้ว x 1 นิ้ว | 36 |
| 3.3 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนหลัง | 38 |
| 3.4 ขนาดของกล่องบรรจุวงจรไฟฟ้า และแบตเตอรี่ | 38 |
| 3.5 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน (Li-ion) แรงดันไฟฟ้า 12 V 15 Ah | 39 |
| 3.6 DC-DC Step Up Module (8.5-48V to 12-50V) – Aluminium Plate | 39 |
| 3.7 กล่องบรรจุวงจรไฟฟ้า และแบตเตอรี่ | 40 |
| 3.8 แผนผังแสดงการแปลงแรงดันไฟฟ้า | 40 |
| 3.9 ชุดเฟืองดาวเคราะห์ และเซอร์โวมอเตอร์ | 41 |
| 3.10 เฟืองพิเนี่ยน (Pinion Gear) | 42 |
| 3.11 เฟืองกลาง (Sun Gear) | 42 |
| 3.12 เฟืองวงแหวน (Ring Gear) | 43 |
| 3.13 การประกอบชุดเฟืองดาวเคราะห์ | 43 |
| 3.14 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนขาเพื่อการคำนวณแรงบิด | 45 |
| 3.15 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเอว | 47 |
| 3.16 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนขา | 48 |
| 3.17 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเข่า และสเต็ปปิ้งมอเตอร์ | 48 |


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป (ต่อ)


| รูปที่ | หน้า |
|---|---|
| 3.18 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเท้า และกลไกของสปริงค์ | 49 |
| 3.19 โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนควบคุมและแสดงผล | 49 |
| 3.20 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ส่วนควบคุมและแสดงผล | 50 |
| 3.21 แผนผังการทำงานของส่วนควบคุมและแสดงผล | 51 |
| 3.22 ส่วนประกอบโครงสร้างและกลไกของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก | 52 |
| 3.23 แผนผังการทำงานของส่วนกลไกการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก | 53 |
| 3.24 Planetary Gearbox Ratio 5.18:1 Nema 17 Stepper Motor | 54 |
| 3.25 วงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ (TB6560 3A Stepper Motor Driver Board) | 54 |
| 3.26 การสวมใส่และจุดยึดชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกกับร่างกาย | 55 |
| 3.27 พัดลมในระบบระบายความร้อนของอุปกรณ์ | 56 |
| 3.28 โครงสร้างของอุปกรณ์จากอลูมิเนียม | 57 |
| 3.29 โครงสร้างของอุปกรณ์จากอลูมิเนียมส่วนขา และเท้า | 58 |
| 3.30 โครงสร้างของอุปกรณ์จากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ | 59 |
| 3.31 ชุดเฟืองดาวเคราะห์จากอลูมิเนียม และพลาสติก ABS | 59 |
| 3.32 การประกอบเซอร์โวมอเตอร์เข้ากับชุดเฟืองดาวเคราะห์ | 60 |
| 3.33 ปลั๊กเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆ | 61 |
| 3.34 อุปกรณ์ควบคุมและแสดงผล | 62 |
| 3.35 Arduino Nano 3.0 | 63 |
| 3.36 Arduino Pro Mini 328 | 63 |
| 3.37 แผนผังหลักการทำงานของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ | 64 |
| 3.38 ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity : CG) ของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก. | 66 |
| 4.1 ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว | 70 |
| 4.2 ขนาดของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว | 71 |
| 4.3 การเดินของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว | 72 |
| 4.4 การลุกยืนของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว | 72 |
| 4.5 การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่) | 80 |


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1
# บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ขอบเขตการวิจัย ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขั้นตอนของการศึกษา ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

## 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

อาการบาดเจ็บที่กระดูกสันหลังพบมากขึ้นในประเทศไทย ทั้งจากการเล่นกีฬาหรือจากการประสบอุบัติเหตุ ซึ่งการรักษาส่วนใหญ่จะเป็นการผ่าตัด ดังนั้นหลังการผ่าตัดผู้ป่วยต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดเพื่อป้องกันผลแทรกซ้อนต่างๆ หรือการบาดเจ็บซ้ำซ้อน อีกทั้งยังต้องได้รับการกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูการทำงานของร่างกาย เพื่อให้กลับมาใช้งานได้อย่างปกติ และสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ปกติดังเดิม จากรายงานเรื่องประเด็นสารรณรงค์วันอัมพาตโลก ปี 2559 ได้มีการอ้างอิงถึงรายงานภาระโรคและการบาดเจ็บของประชากรไทยของสำนักโรคไม่ติดต่อ พ.ศ. 2556 พบว่า คนไทยเสียชีวิตจากโรคหลอดเลือดสมองหรืออัมพาตมีมากถึงร้อยละ 12.8 โดยเฉลี่ย โดยสาเหตุมาจากการขาดการกายภาพบำบัดฟื้นฟูร่างกายอย่างถูกต้องตามหลักวิชาการ ซึ่งสาเหตุมักมาจากการขาดเครื่องมือหรืออุปกรณ์ในการฟื้นฟูสมรรถภาพของร่างกายผู้ป่วยภายในศูนย์กายภาพบำบัด รวมทั้งหลังจากผู้ป่วยออกจากศูนย์กายภาพบำบัดก็ไม่สามารถจัดหาเครื่องมือมาช่วยในการฟื้นฟูร่างกายที่บ้านได้ เนื่องจากเครื่องมือหรืออุปกรณ์มีราคาสูง ผู้วิจัยได้ตระหนักถึงความสำคัญในเรื่องนี้จึงได้วิจัยและคิดค้นต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างขึ้นมาเพื่อช่วยแก้ปัญหาดังกล่าว โดยชุดอุปกรณ์ชิ้นนี้จะสามารถช่วยในการกายภาพฟื้นฟูร่างกายให้แก่ผู้ป่วยได้ อีกทั้งยังสามารถช่วยให้ผู้ป่วยสามารถยืนหรือเดินได้ อีกทั้งอุปกรณ์ที่สามารถจำกัดมุมการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยได้ เพื่อป้องกันการเกิดอาการบาดเจ็บแทรกซ้อน ซึ่งเป็นการยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและคนในครอบครัวได้อีกด้วย นอกจากนี้ผลจากการพัฒนาและวิจัยอุปกรณ์ชิ้นนี้ยังสามารถเป็นต้นแบบในการนำไปพัฒนาเชิงอุตสาหกรรมการแพทย์ ลดการนำเข้าสินค้าจากต่างประเทศได้อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง โดยเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้ผู้สวมใส่เคลื่อนไหวได้ในท่าทางการนั่ง การยืน และการเดิน

1.2.2 เพื่อสร้างองค์ความรู้ไว้สำหรับพัฒนาต่อยอดงานวิจัยในเชิงอุตสาหกรรมการแพทย์ในอนาคต

## 1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

อุปกรณ์สามารถช่วยให้ผู้สวมใส่เคลื่อนไหวร่างกายส่วนล่างได้ในท่าทางการนั่ง การยืน และการเดินได้โดยมีความปลอดภัยต่อผู้สวมใส่

## 1.4 ขอบเขตการวิจัย

ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างที่ออกแบบสามารถเคลื่อนไหวได้ใน 3 ท่าทาง ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน โดยในขณะใช้งานต้องใช้ไม้ค้ำยันช่วยในการเคลื่อนที่ การทดสอบการทำงานของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้ต้องทดลองในผู้ร่วมทดลองที่มีร่างกายปกติเท่านั้น

## 1.5 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

อุปกรณ์โครงร่างภายนอก(Exoskeletons) ช่วยให้คนที่สูญเสียการทำงานในร่างกายส่วนล่างเกิดจากอุบัติเหตุ เส้นโลหิตตีบ หรือความผิดปกติอื่นๆ กลับมาสามารถเคลื่อนไหวได้อีกครั้งความหวังในอนาคตอันใกล้ที่จะมีอุปกรณ์ชนิดนี้ในชีวิตประจำวันแทนรถเข็นคนพิการ ซึ่งอยู่ในช่วงเริ่มต้นของยุคอุปกรณ์โครงร่างภายนอก ความท้าทายสำคัญคือมอเตอร์หรือระบบส่งกำลังที่มีคุณภาพ ความสามารถของไมโครคอนโทรลเลอร์ และอิเล็กทรอนิกส์กำลังสูงที่ขับเคลื่อนมอเตอร์ในอุปกรณ์ รวมถึงแบตเตอรี่ที่จำเป็นต้องมีขนาดเล็กกระทัดรัด ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีนี้เกิดจากเทคโนโลยีทางการทหารสู่ทางการแพทย์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยในการเดินของคนเป็นโรคอัมพาตขา ปัญหาใหญ่ที่สุดของโครงร่างภายนอกที่มีอยู่คือเป็นเทคโนโลยีทีมีความสับซ้อน ทำให้มีราคาสูงมากและการเข้าถึงเทคโนโลยีได้ยาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนของการศึกษางานวิจัยต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดความมุ่งหมาย วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา และขอบเขตของงานวิจัย
2. รวบรวมเนื้อหาและงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง
3. ออกแบบ เลือกวัสดุ และสร้างชิ้นงานต้นแบบ
4. ทดลอง และเก็บผลการทดลอง
5. สรุปผลงานวิจัย

## 1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.7.1 ได้องค์ความรู้ และต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างสำหรับพัฒนาต่อยอดงานวิจัยในเชิงอุตสาหกรรมการแพทย์ในอนาคต

1.7.2 ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างช่วยให้ผู้ป่วยสามารถยืน หรือเดินได้

## 1.8 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท โดยแต่ละบทมีหัวข้อและรายละเอียดต่างๆ ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและขั้นตอนของการศึกษา

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง กล่าวถึงความเป็นมาของอุปกรณ์โครงร่างภายนอก (Exoskeletons) แนวทางการพัฒนาของเทคโนโลยีในด้านการช่วยเหลือผู้สูญเสียการทำงานในร่างกายส่วนล่าง และความก้าวหน้าของการพัฒนาอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้ให้สามารถนำมาใช้ในชีวิตประจำวันได้จริง รวมถึงข้อมูลเกี่ยวกับโรคอัมพฤกษ์ อัมพาตที่ทำให้ร่างกายไม่สามารถใชงานได้

บทที่ 3 การออกแบบต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง โดยกล่าวถึงการออกแบบโครงสร้างของอุปกรณ์ให้เหมาะสมกับโครงสร้างร่างกายมนุษย์ การออกแบบโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ในรูปแบบต่างๆ และการเลือกวัสดุอุปกรณ์ที่นำมาใช้ให้เหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง กล่าวถึงการออกแบบการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ โดยแบ่งเป็นการทดสอบระยะก้าวพร้อมทั้งความเร็วในการเดินเมื่อสวมใส่อุปกรณ์ และการทดสอบประสิทธิภาพการใช้งานแบตเตอร์รี่ที่นำมาใช้ในต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง

บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ กล่าวถึงผลสรุปจากการศึกษาวิจัยพัฒนาต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง พร้อมทั้งวิจารณ์ถึงข้อดี ข้อเสีย และแนวทางการวิจัยที่สามารถพัฒนาต่อยอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 2
# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

## 2.1 ชุดโครงร่างภายนอก (Exoskeletons)

ชุดโครงร่างภายนอก (Exoskeletons) คือ ชุดหุ่นยนต์ที่ช่วยทำให้ผู้สวมใส่มีความสามารถทางร่างกายมากขึ้น เช่น ช่วยให้ผู้สวมใส่มีแรงเพิ่มมากขึ้น หรือช่วยให้ผู้ป่วยอัมพาตที่ไม่สามารถเดินได้กลับมาเดินได้อีกครั้ง ในต่างประเทศชุดโครงร่างภายนอกถูกพัฒนามาเป็นเวลานาน โดยในต่างประเทศมีผู้พัฒนาที่ให้ความสำคัญเกี่ยวกับชุดโครงร่างภายนอกมากมาย ในปัจจุบันนักวิจัยและวิศวกรในประเทศไทยเริ่มตื่นตัวและให้ความสนใจในเทคโนโลยีชุดโครงร่างภายนอกมากขึ้น [1] และผู้ที่มีบทบาทมากในการพัฒนาชุดโครงร่างภายนอกนั้นคือ ศาสตราจารย์ Homayoon Kazerooni จาก University of California, Berkeley [2]

นักวิจัยและวิศวกรมีความพยายามที่จะพัฒนาเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่จะช่วยให้คนที่สูญเสียการทำงานในร่างกายส่วนล่างเกิดจากอุบัติเหตุ เส้นโลหิตตีบ หรือความผิดปกติอื่นๆ ความหวังในอนาคตอันใกล้ที่จะมีอุปกรณ์ชุดโครงร่างภายนอกที่ใช้ส่วนบุคคลในชีวิตประจำวันแทนที่รถเข็นคนพิการ ซึ่งอยู่ในช่วงเริ่มต้นของยุคชุดโครงร่างภายนอก ความท้าทายสำคัญในการสร้างชุดโครงร่างภายนอกคือมอเตอร์หรือระบบส่งกำลังที่มีคุณภาพ ความสามารถของไมโครโพรเซสเซอร์ (Microprocessor) และอิเล็กทรอนิกส์กำลังสูงที่ใช้ขับเคลื่อนมอเตอร์ในอุปกรณ์ รวมถึงแบตเตอรี่ที่จำเป็นต้องมมีขนาดเล็กกระทัดรัด ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีชุดโครงร่างภายนอกเกิดจากเทคโนโลยีทางการทหารสู่ทางการแพทย์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยในการเดินของคนเป็นโรคอัมพาตท่อนล่าง ปัญหาใหญ่ที่สุดของโครงร่างภายนอกที่มีอยู่คือ มีราคาแพงมากและคนที่มีความผิดปกติในการเคลื่อนไหวไม่สามารถซื้อได้ [3]

การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์นั้นไม่จำเป็นต้องให้มีรูปแบบการทำงานที่ซับซ้อน เช่น การเดินขึ้น-ลงบันได การเคลื่อนไหวที่มีความซับซ้อนเหล่านี้จะเกิดตามมาในอนาคตหากสามารถทำให้เกิดการเคลื่อนไหวพื้นฐานคือ การเดินบนพื้นราบให้ได้เสียก่อน อีกทั้งจำเป็นต้องเป็นเครื่องมือที่ทำงานได้ถูกต้อง แม่นยำ สามารถไว้วางใจในอุปกรณ์ได้ และปราศจากอันตรายใดๆ ต่อบุคคลที่สวมใส่ และจะต้องมีต้นทุนต่ำ และ Michael Goldfarb ได้กล่าวเกี่ยวกับหลักการออกแบบว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีกหนึ่งแนวคิดที่มีประโยชน์ในการออกแบบมาจากโลกยานยนต์นั่นคือ หากสามารถเอาน้ำหนัก 1 ปอนด์ออกจากรถได้แล้ว น้ำหนักที่ออกไปจริง คือ 3 ปอนด์ เนื่องจากการลดน้ำหนักลงเริ่มต้นที่ 1 ปอนด์ คุณสามารถทำให้เครื่องยนต์มีขนาดเล็กลงเพราะไม่ต้องแบกรับน้ำหนักที่มาก และสามารถทำให้ระบบส่งกำลังเล็กลงได้เนื่องจากแรงต้านไม่สูงเป็นต้น (Michael Goldfarb. 2555)[4]

ชุดโครงร่างภายนอกส่วนใหญ่มีการติดตั้งมอเตอร์ที่ข้อต่อสะโพกและข้อเข่าและรวมใช้การควบคุมหุ่นยนต์อิเล็กทรอนิกส์ที่กำหนดเองและบรรจุแบตเตอรี่ไว้ในอุปกรณ์ และต้องการให้ผู้ใช้ใช้ความช่วยเหลือด้านเสถียรภาพโดยใช้ไม้ค้ำยัน แต่ในการพัฒนานั้นมีเป้าหมายที่จะกำจัดไม้ค้ำยันออก แต่ในขณะนี้มันยังเป็นไปไม่ได้ การพัฒนาระบบควบคุมการทำงานของอุปกรณ์มีการใช้เซนเซอร์เพื่อตรวจกับการเคลื่อนไหวเพียงเล็กน้อยของผู้ป่วยเพื่อนำไปสู่การสั่งการทำงานของอุปกรณ์ในการเคลื่อนไหวในรูปแบบต่างๆ [3] ยกตัวอย่างเช่นชุดโครงร่างภายนอกของ Vanderbilt [5]

**รูปที่ 2.1** โครงสร้างของ Vanderbilt exoskeleton [6]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 2.2** โครงสร้างของ PHOENIX Medical Exoskeleton [7]

ในส่วนของความปลอดภัยเป็นเรื่องสำคัญในการออกแบบอุปกรณ์ที่จะนำไปใช้กับผู้ป่วย ในการวิจัยส่วนใหญ่มีการทำงานร่วมกับนักกายภาพบำบัดที่เชี่ยวชาญในเรื่องอาการบาดเจ็บบริเวณไขสันหลัง บุคคลที่มีอาการไขสันหลังอักเสบ และอัมพาตส่วนล่าง เนื่องจากกลุ่มเป้าหมายขาดความรู้สึกของร่างการส่วนล่างจึงต้องตรวจสอบให้แน่ใจว่าชุดโครงร่างภายนอกสามารถให้การเคลื่อนไหวที่เชื่อถือได้โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อผู้ใช้เดิน และอีกหนึ่งในปัญหาที่ไม่คาดคิดที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยคือการกดทับที่ผิวของผู้ป่วยเนื่องจากพวกเขาไม่มีความรู้สึก ดังนั้นจึงทำให้พวกเขาจะไม่ทราบว่ามันเกิดการกดทับจนกว่าพวกเขาจะเห็นผิวของพวกเขาเกิดบาดแผล ดังนั้นต้องตรวจสอบให้แน่ใจว่าอุปกรณ์ดังกล่าวไม่ได้ติดต่อกับจุดที่เป็นกระดูกใดๆ ซึ่งจะทำให้เกิดความกดดันมากเกินไปต่อผิว

กลุ่มวิจัยหลายกลุ่มกำลังทำงานเกี่ยวกับอุปกรณ์ใหม่เพื่อช่วยในการรักษาผลของโรคหลอดเลือดสมอง แทนที่จะสวมใส่โครงกระดูกเพื่อให้สามารถเดินได้ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองใช้ชุดโครงร่างภายนอกเป็นเครื่องมือในการช่วยในการควบคุมแขนขา ซึ่งแตกต่างจากเส้นประสาทไขสันหลังอักเสบที่รุนแรงซึ่งแพทย์ผู้เชี่ยวชาญส่วนใหญ่เชื่อว่าเป็นอาการบาดเจ็บถาวร สมองมีความสามารถในการกู้คืนจากความเสียหายที่เกิดจากโรคหลอดเลือดสมอง ชุดโครงร่างภายนอกเป็นวิธีหนึ่งที่จะช่วยให้เกิดการเคลื่อนไหวซ้ำ ๆ เหล่านี้และอาจช่วยให้เกิดการฟื้นตัวได้เร็วขึ้นและดีขึ้น ปัจจุบันมีการศึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเพื่อเรียนรู้ว่าผลในเชิงบวกของชุดโครงร่างภายนอกที่ช่วยในการกายภาพเมื่อเทียบกับการฝึกสมรรถภาพแบบดั้งเดิม

ชุดโครงร่างภายนอกในต่างประเทศเริ่มมีการผลักดันเข้าสู่เชิงพาณิชย์มากขึ้นตัวอย่างเช่น ในเดือนกุมภาพันธ์ 2012 มอบชุดโครงร่างภายนอก Ekso Bionics ให้แก่ โรงพยาบาล Craig ในเดนเวอร์โคโลราโด ซึ่งในประเทศไทยในปัจจุบันมีการวิจัยอุปกรณ์นี้มากขึ้น ทำให้มีความหวังที่จะสามารถนำอุปกรณ์ช่วยในการพัฒนาคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยในประเทศไทยได้มากขึ้น

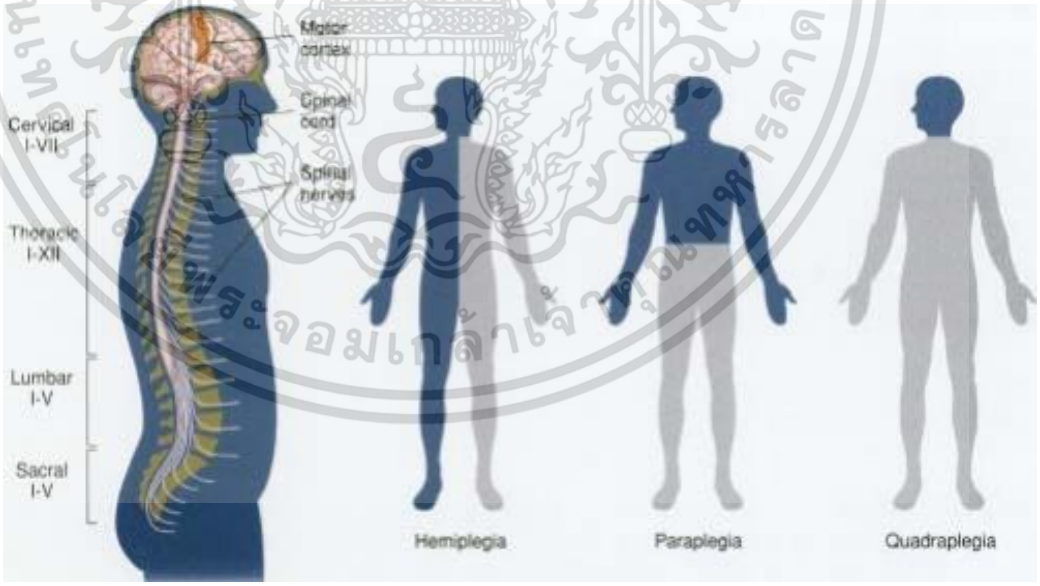
**รูปที่ 2.3** โครงสร้างของ Ekso Bionics [8]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 โรคอัมพฤกษ์ อัมพาต (Paralysis)

อัมพฤกษ์ อัมพาต (paralysis) คือ ภาวะที่สมองขาดเลือดหรือเลือดไปเลี้ยงสมองไม่เพียงพอ ส่งผลให้การทำงานของสมองหยุดชะงัก ซึ่งส่งผลให้เกิดอาการอ่อนแรงด้านใดด้านหนึ่งหรือทั้ง 2 ด้าน ของร่างกาย ทำให้ร่างกายส่วนนั้นเคลื่อนไหวได้น้อยกว่าปกติ หรือไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ อาจรวมถึงพูดไม่ได้ หรือพูดลำบาก กลืนอาหารลำบาก สำลักหรือกินอาหารเองไม่ได้ อาจมีอาการสับสนในการสื่อสาร ความจำ และอื่นๆ ส่วนมากจะพบในวัยกลางคน ประเทศไทยมีผู้ป่วยเป็นโรคนี้ถึง 150,000 คนต่อปี ในปัจจุบันประชาชนชาวไทยมีความเสี่ยงต่อโรคนี้มากถึง 18 ล้านคน เนื่องจากสมองประกอบด้วยเซลล์จำนวนมากที่คอยควบคุมสั่งการการทำงานของร่างกาย และด้วยเหตุที่สมองไม่สามารถสะสมอาหารและออกซิเจนเหมือนกล้ามเนื้อ สมองจะได้รับสารอาหารและออกซิเจนจากเลือดที่ส่งไปเลี้ยงเท่านั้น ดังนั้นหากสมองขาดเลือดเพียง 4 นาที จะทำให้เซลล์สมองขาดสารอาหารและตายในที่สุด [9]

โดยทั่วไปอัมพฤกษ์ หมายความถึง ร่างกายเคลื่อนไหวได้ สมองสั่งการได้บ้าง แต่ไม่ดีเท่าที่ควร ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตัวเองได้บ้างในบางกิจกรรม บางกิจกรรมก็ต้องได้รับการดูแลช่วยเหลือ โอกาสที่จะฟื้นฟูให้กลับมาหายเป็นปกติมีอยู่มาก ส่วนอัมพาต หมายความถึง การสูญเสียการทำงานของอวัยวะนั้นๆ โดยสิ้นเชิง แบ่งออกเป็น




**รูปที่ 2.4** ลักษณะของโรคอัมพาต [10]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ถ้าขาทั้งสองข้างมีอาการอ่อนแรงหรือขยับเขยื้อนไม่ได้ เรียกว่า อัมพาตครึ่งล่าง (paraplegia) มักมีสาเหตุจากโรคของไขสันหลัง การบาดเจ็บที่ไขสันหลัง
- ถ้าแขน ขา ทั้งหมดขยับเขยื้อนไม่ได้ เรียกว่า อัมพาตทั้งตัว (quadriplegia) มักมีสาเหตุจากโรคของไขสันหลัง การบาดเจ็บที่ไขสันหลัง
- ถ้าแขน ขา เพียงซีกใดซีกหนึ่งอ่อนแรง หรือขยับเขยื้อนไม่ได้ เรียกว่า อัมพาตครึ่งซีก (hemiplegia หรือ hemiparalysis) มักเกิดจากโรคหลอดเลือดสมองตีบ อุดตัน หรือหลอดเลือดสมองแตก

หลอดเลือดสมองตีบ (thrombotic stroke) เป็นสาเหตุหลักของโรคอัมพาต เกิดจากภาวะหลอดเลือดแดงแข็งและตีบเพราะมีคราบไขมันเกาะตามผนังหลอดเลือด ซึ่งจะค่อยๆ เกิดขึ้นทีละน้อย ในที่สุดจะมีลิ่มเลือดเกิดขึ้นไปอุดตันหลอดเลือด ทำให้เซลล์สมองตายเพราะขาดเลือด หากเกิดขึ้นที่หลอดเลือดแดงใหญ่ อาการจะมีความรุนแรงมาก และมักพบว่ามีหลอดเลือดหัวใจตีบร่วมด้วย แต่ถ้าเกิดอุดตันที่หลอดเลือดแดงเส้นเล็ก จะมีอาการที่รุนแรงน้อยกว่า อาการอ่อนแรงไม่มาก อาการโรคอัมพาต เนื่องจากหลอดเลือดสมองตีบ จะเกิดอาการเหล่านี้อย่างฉับพลัน ได้แก่ มีอาการแขน ขาอ่อนแรงลงอาจเกิดขึ้นขณะตื่นนอน ขณะเดิน หรือในขณะทกิจกรรมระหว่างวันอยู่ หรือเกิดอาการแขน ขาชา เกร็งตามแขนและขา ตามัว มองเห็นภาพซ้อน พูดไม่ได้ ปากเบี้ยว หรือกลืนอาหารไม่ได้ร่วมด้วย โรคหลอดเลือดตีบมักทำให้มีอาการของอัมพาตชนิดครึ่งซีก ถ้าตีบตันที่หลอดเลือดสมองซีกขวา จะส่งผลให้เกิดอัมพาตของแขนและขาซีกซ้าย แต่ถ้าตีบตันที่หลอดเลือดสมองซีกซ้าย จะส่งผลให้เกิดอาการอัมพาตของแขนขาซีกขวา ผู้ป่วยส่วนมากรู้สึกตัวดี หรืออาจจะซึมลงเล็กน้อยยกเว้นในรายที่เป็นรุนแรง อาจมีอาการหมดสติได้ อาการอัมพาตมักเป็นอยู่นานกว่า 24 ชั่วโมง และอาจจะเป็นอยู่นานเป็นเดือน ปี หรือตลอดชีวิต บางรายอาจจะมีอาการอัมพาตประมาณ 2 – 30 นาที และบางรายหายได้เองโดยไม่ได้รับการรักษาใดๆ เพราะเลือดสามารถกลับมาส่งเลือดหล่อเลี้ยงสมองได้อีกครั้ง อาการดังกล่าวอาจจะเกิดขึ้นเพียงขณะหนึ่งแล้วหายไป ซึ่งเป็นอาการเตือนนำมาก่อน เป็นโรคอัมพาตประมาณ 6 เดือน ถึง 1 ปี ทั้งนี้โรคหลอดเลือดสมองตีบมักมีอาการนำมาก่อน เช่น มีอาการปวดศีรษะ เวียนศีรษะ บ้านหมุน หรือมีอาการสับสนนำมาก่อนที่จะมีอาการอัมพาตของแขน ขา

กลุ่มเสี่ยงของโรคอัมพาต คือ ผู้ที่เป็นโรคความดันโลหิตสูง เบาหวาน ไขมันในเลือดสูง ผู้ที่สูบบุหรี่จัด รูปร่างอ้วน ผู้ที่ดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์จัด ผู้ที่มีญาติพี่น้องเป็นโรคนี้ คนที่ทานยาเม็ดคุมกำเนิด ผู้ที่มีอายุมาก (ผู้ชายมากกว่า 55 ปี และผู้หญิง 65 ปี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณเตือนของโรคหลอดเลือดสมองคือ “F.A.S.T” มาจาก

F = Face เวลายิ้มพบว่ามุมปากข้างหนึ่งตก

A = Arms ยกแขนข้างใดข้างหนึ่งไม่ขึ้น

S = Speech มีปัญหาด้านการพูดแม้ประโยคง่ายๆ พูดแล้วคนฟังไม่รู้เรื่อง

T = Time ถ้ามีอาการเหล่านี้ ให้รีบไปโรงพยาบาลโดยด่วน ภายใน 4.30 ชั่วโมง (รวมถึงได้รับการรักษา) จะได้ช่วยรักษาชีวิตและสามารถฟื้นฟูกลับมาได้เป็นปกติหรือใกล้เคียงคนปกติมากที่สุด [11]

## 2.3 การวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis)

### 2.3.1 การเดิน

การเดิน คือ การเคลื่อนที่ของร่างกายโดยการใช้เท้า ซึ่งการเดินนั้นจะมีความสัมพันธ์กับการกระจายความสมดุลทางด้านเชิงกลของร่างกาย โดยการเคลื่อนที่ของขาทั้ง 2 ข้างจะต้องสัมพันธ์กันอย่างเป็นจังหวะสลับกัน การเดินนั้นต้องอาศัยการทำงานของส่วนต่างๆ ในร่างกาย เริ่มจากการเคลื่อนไหวองขาทั้ง 2 ข้าง ในขณะมีการเคลื่อนไหวจะเกิดการทำงานของข้อต่อบริเวณกระดูกสันหลังให้เคลื่อนที่ไปพร้อมๆ กัน รวมไปถึงการแกว่งขาทั้ง 2 ข้างไปมาเพื่อสร้างความสมดุล ซึ่งการทำงานร่วมกันของร่างกายนี้ถูกควบคุมด้วยระบบประสาท [12]

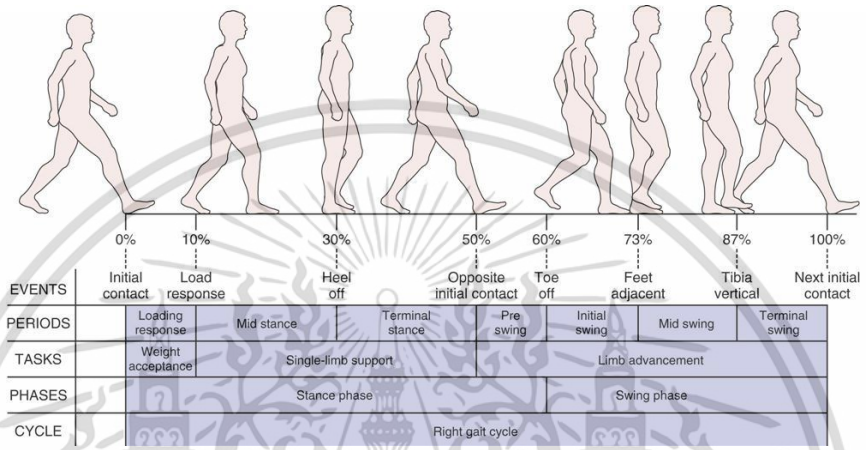
### 2.3.2 งานวิจัยการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์

จากงานวิจัยระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์[13] โดยงานวิจัยนี้ทำการศึกษาการวิเคราะการเดินของมนุษย์ ซึ่งมีข้อมูลเกี่ยวกับองศาการงอ และความเร็วในการเคลื่อนไหวของอวัยวะ และข้อต่อต่างๆ ของร่างกายมนุษย์ ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นกระบวนการเพื่อหาวิธีการแก้ปัญหาการเดิน หรือลักษณะความผิดปกติของการเดิน โดยการใช้ระบบภาพเคลื่อนไหวแบบไดนามิกในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ โดยทำการทดลองกับอาสาสมัครจำนวน 15 คน โดยในงานวิจัยได้ข้อมูลที่มีความจำเป็นต่อการคำนวณ ได้แก่ ค่ามุมงอของเข่าที่มากที่สุดในขณะเดินคือ 65 องศา และมีความเร็วเชิงมุมอยู่ในช่วง 0.7-0.9 องศา/วินาที ซึ่งเป็นข้อมูลสำคัญต่อการใช้ในการออกแบบพัฒนารูปแบบการทำงานและโครงสร้างของชุดโครงร่างภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเดินของมนุษย์นั้นเกิดจากการเคลื่อนไหวของขา 2 ข้าง โดยแบ่งวงจรการเดิน (Gait Cycle) ออกเป็น 2 ช่วง ได้แก่

1. Stance phase คือ ในช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างยันอยู่บนพื้น
2. Swing phase คือ ในช่วงที่เท้าลอยจากพื้นในขณะเดิน




**รูปที่ 2.5** วงจรการเดิน (Gait Cycle) [14]

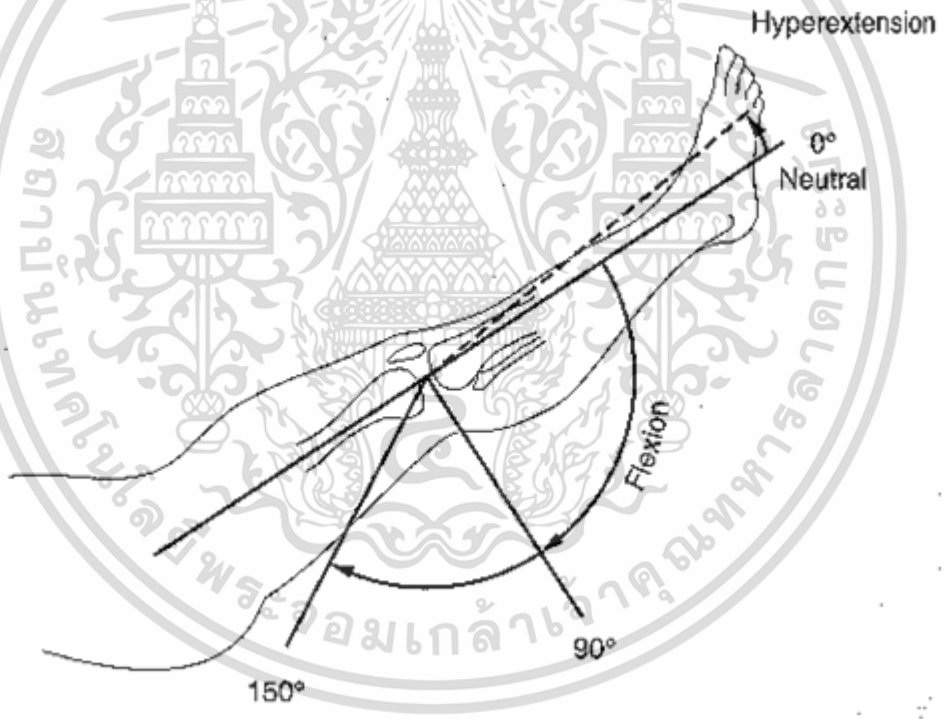
| Phases | Hip(degree) | Knee(degree) | Ankle(degree) | Muscles |
|---|---|---|---|---|
| Heel strike | Flex 25 | Fully extend | Neutral | Gluteus maximus, quadriceps, hamstrings, foot and toe dorsiflexors |
| Foot Flat | Flex 23 | Flex 20 | Plantarflex 15 | Same Heel strike |
| Mid stance | Flex 10 | Flex 10 | Dorsiflex 3 | Iliopsoas, gluteus minimus, tensor fascia lata, quadriceps, plantar flexors |
| Heel off | Hyperextend 10 | Flex 2 | Dorsiflex 15 | Iliopsoas, hamstring, plantar flexors |
| Toe off | Flex 10 | Flex 40 | Plantarflex 20 | Iliopsoas, quadriceps, plantar flexors |
| Acceleration | Flex 5 | Flex 65 | Neutral | Iliopsoas, quadriceps, foot and toe dorsiflexors |
| Mid swing | Flex 25 | Flex 65 | Neutral | Iliopsoas |
| Deceleration | Flex 25 | Fully extend | Neutral | Gluteus maximus, hamstring, foot and toe dorsiflexors |

**รูปที่ 2.6** การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**2.3.3 ช่วงของการเคลื่อนที่ (Range of motion)**

การวัดปริมาณของการเคลื่อนที่ส่วนของข้อต่อหรือส่วนที่เฉพาะเจาะจง โดยปกติจะวัดระหว่างการประเมินผลทางกายภาพบำบัดหรือในระหว่างการรักษา โดยทั่วไปการเคลื่อนไหวของข้อเข่าควรเหยียดได้ตรง ในคนทั่วไปบางคนอาจมีเข่าแอ่น (genu recurvatum) ได้เล็กน้อย หรือ hyperextension ซึ่งโดยปกติมุมการเคลื่อนไหวจากท่าเข่าเหยียดตรงควรเริ่มจาก 0 องศา และเมื่องอข้อเข่าได้จนสุดของข้อพับ ควรได้มุมตั้งแต่ 120 องศาเป็นต้นไปจนถึงมุม 155 ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับ ความหนาหรือความตึงตัวของเนื้อเยื่อใต้ข้อพับของแต่ละบุคคล การเคลื่อนไหวที่ได้น้อยกว่าปกติโดยเฉพาะร่วมกับอาการปวด น่าจะบ่งบอกว่าเป็นปัญหาของข้อเข่า ซึ่งช่วงของการเคลื่อนที่ในส่วนของขาและเข่ามีประโยชน์ต่อการออกแบบโครงสร้างและการเคลื่อนไหวของชุดโครงร่างภายนอกเป็นอย่างมากในเรื่องของความปลอดภัยของผู้สวมใส่อุปกรณ์ [15]




**รูปที่ 2.7** Range of motion ของเข่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.4 การออกแบบเครื่องจักรกล

การออกแบบเครื่องจักรกลหรือกลไกต่างๆ สามารถแบ่งการออกแบบได้ 2 หลักการ ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องคำนึกถึงเป็นอย่างมากในการออกแบบ [16] ได้แก่

1. การออกแบบเชิงหน้าที่ (Functional design)

การวางแผนการออแบบการทำงานของกลไกที่ต้องการให้มีในเครื่องจักรกลเพื่อให้มีการทำงานได้ตามวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้ ซึ่งเป็นการนำเสนอทางเทคนิค ทั้งหลักการทำงาน อายุการใช้งาน และความสะดวกในการใช้งาน นั่นคือการนำหลักการของกลไก วิธีการใช้ วิธีการประกอบต่างๆ มาประยุกต์ใช้ให้เป็นเครื่องจักรกลตามต้องการ

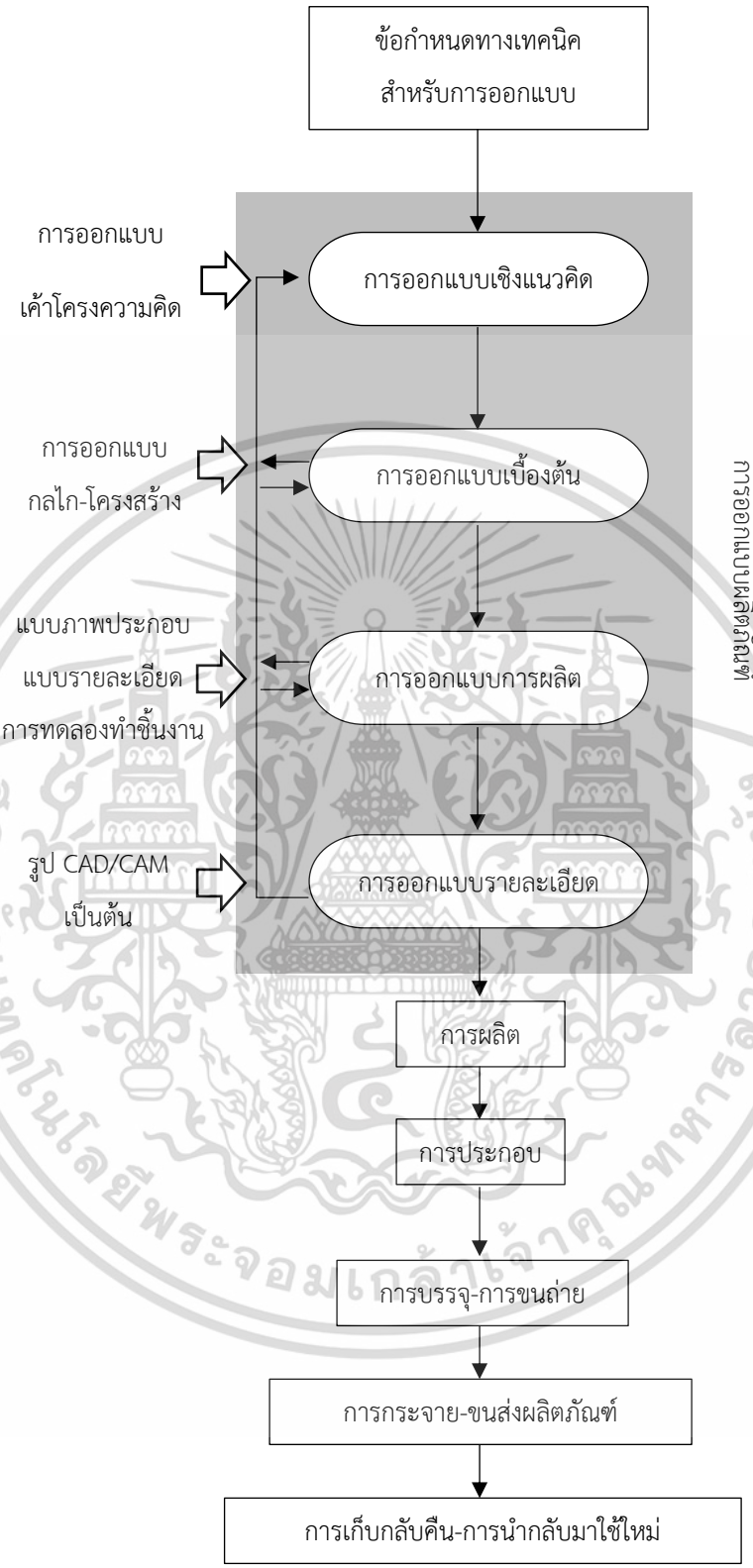
2. การออกแบบเชิงการผลิต (Production design)

การออกแบบบนพื้นฐานของเทคนิคการผลิตชิ้นงาน เพื่อให้หมาะสมที่สุดทั้งในด้านการผลิตและในด้านต้นทุนการผลิตที่ต่ำ แต่ยังคงไว้ซึ่งหน้าที่การทำงานของกลไกที่ออกแบบมาอย่างครบถ้วน โดยมีสิ่งที่พิจารณา ดังนี้

- ความเข้ากันได้และความเรียบง่ายของโครงสร้างกลไก และรูปทรงของชิ้นงาน หมายถึงออกแบบให้มีรูปทรง และขนาดที่เรียบง่าย หากสามารถแบ่งชิ้นส่วนที่มีขนาดใหญ่เป็นชิ้นส่วนย่อยได้จะเป็นผลดีต่อการผลิต
- การรวมวัสดุที่ใช้ นิด รูปทรง และขนาดของชิ้นส่วนให้เป็นประเภทเดียวกัน ปรับให้เป็นมาตรฐาน และใช้ชิ้นส่วนมาตรฐาน เช่น การปรับให้มีการใช้น็อตที่เป็นมาตรฐาน และปรับให้ทั้งชิ้นงานใช้งานน็อตขนาดเดียวกันให้มากที่สุด
- การปรับปรุง พิจารณาให้เป็นไปตามหลักการ และลดจำนวนขั้นตอนการผลิต
- การพิจารณาให้เหมาะสมกับการประกอบและการปรับตั้ง เช่น หลีกเลี่ยงการใช้ความแน่ยำที่เกิดความจำเป็น เป็นต้น

โดยการออกแบบผลิตภัณฑ์มีลำดับขั้นตอนการออกแบบ ดังรูป 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 2.8** ลำดับขั้นตอนการออกแบบผลิตภัณฑ์ [16]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**2.4.1 เกลียวเร่ง (Turnbuckle)**

เกลียวเร่ง เป็นชิ้นส่วนโลหะสำหรับการยึดโดยมีชิ้นส่วนประกอบด้วย ชิ้นกลาง(Body) ที่มีการทำเกลียวในไว้ทั้ง 2 ด้านซึ่งเป็นเกลียวซ้ายและเกลียวขวา และใช้ร่วมกับชิ้นส่วนที่มีเกลียวนอก 2 ชิ้น ที่มีขนาดเกลียวขบพอดีกับชิ้นกลาง หลักการทำงานคือเมื่อหมุนชิ้นกลางจะสามารถปรับแรงตึงหรือระยะของชิ้นส่วนที่ติดอยู่กับเกลียวนอกทั้ง 2 ชิ้น [16] ดังรูปที่ 2.9

**รูปที่ 2.9** เกลียวเร่ง (Turnbuckle) [17]

**2.4.2 ตลับลูกปืน (Bearing)**

เป็นชิ้นส่วนที่ใช้รองรับการหมุนของเพลาและส่งถ่ายกำลัง โดยตลับลูกปืนมีหน้าที่ถ่ายทอดแรงที่เกิดขึ้นจากเพลาลงไปสู่ฐานเครื่องยนต์ และลดแรงเสียดทานระหว่างผิวสัมผัส ทำให้ช่วยเพิ่มสมรรถนะการทำงานของเครื่องจักรกลต่างๆ อีกทั้งยังช่วยลดการสึกหรอของชิ้นส่วน แต่ตลับลูกปืนมักจะเสื่อมสภาพเร็วเนื่องจากตลับลูกปืนถือว่าเป็นจุดวิกฤตของเครื่องมือกลเนื่องจากเป็นชิ้นส่วนที่ได้รับแรงเสียดสีตลอดเวลา [18]

การแบ่งประเภทของตลับลูกปืน จากลักษณะการสัมผัสของตลับลูกปืนกับเพลาส่วนสัมผัสและภาระแรงที่ตลับลูกปืนรองรับสามารถแบ่งประเภทได้ดังต่อไปนี้

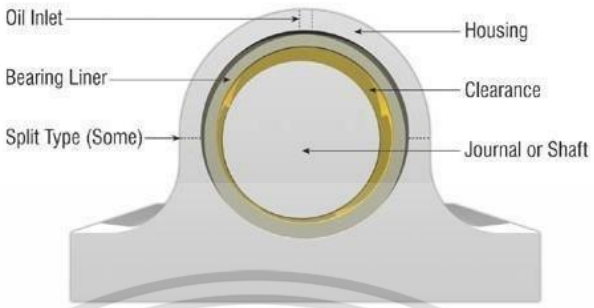
**1. ตลับลูกปืนแบบลื่นไถล (Sliding bearing)**

- ตลับลูกปืนแบบรับแรงในแนวรัศมี

เป็นตลับลูกปืนที่ภาระแรงกระทำตั้งฉากกับแกนเพลาเรียกว่า ภาระแรงในแนวรัศมี (Radial force) โดยตลับลูกปืนชนิดนี้เรียกว่า เจอร์นัลแบริ่ง (Journal bearing) ดังรูปที่ 2.10 ซึ่งตลับลูกปืนชนิดนี้ถูกออกแบบให้สามารถเปลี่ยนชิ้นส่วนที่สัมผัสกันได้ง่าย อาจใช้เป็นปลอก (Bush) ดังรูปที่ 2.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยวัสดุที่ใช้ในทำปลอกนั้นมักใช้เป็นโลหะผสมที่มีเนื้ออ่อนและหมุนได้สะดวก เช่น ทองเหลือง ทองแดง เป็นต้น




**รูปที่ 2.10** เจอร์นัลแบริ่ง (Journal bearing) [19]

การติดตั้งและการปรับแนวแกนเพลา จะใช้ตลับลูกปืนที่สามารถแยกออกจากกันได้เป็น 2 ส่วน อีกทั้งหากสามารถเติมน้ำมันหล่อลื่นให้ตลับลูกปืนได้จะส่งผลดีต่อการระบายความร้อนจากเยนเสียดทานได้ดี

**รูปที่ 2.11** ปลอก (Bush) [20]

- ตลับลูกปืนแบบรับแรงในแนวแกน

เป็นตลับลูกปืนที่ใช้งานสำหรับงานที่ต้องรับแรงดันสูง ซึ่งเหมาะสำหรับใช้งานในระบบเครื่องจักรขนาดใหญ่ โดยมี 2 ประเภท ได้แก่ ตลับลูกปืนแบบมีหน้าแปลน (Collar bearing) ดังรูปที่ 2.12 มีการออกแบบให้เพลาด้านนึงมีหน้าแปลนแล้วใช้ตลับลูกปืนเป็นส่วนรองรับ ซึ่งส่วนที่รับภาระแรงในแนวแกนคือผิวด้านข้างของหน้าแปลนนั้น ตลับลูกปืนแบบเข็มหรือไพวอตแบริ่ง (Pivot bearing) ดังรูปที่ 2.13 มักใช้เป็นตลับลูกปืนสำหรับเครื่องมือวัด เป็นตลับลูกปืนที่มีชิ้นส่วนประกอบด้วยอัญมณี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 2.12** ตลับลูกปืนแบบมีหน้าแปลน (Collar bearing) [21]

**รูปที่ 2.13** ตลับลูกปืนแบบเข็มหรือไพวอตแบริ่ง (Pivot bearing) [22]

- ตลับลูกปืนแบบความดันสถิต

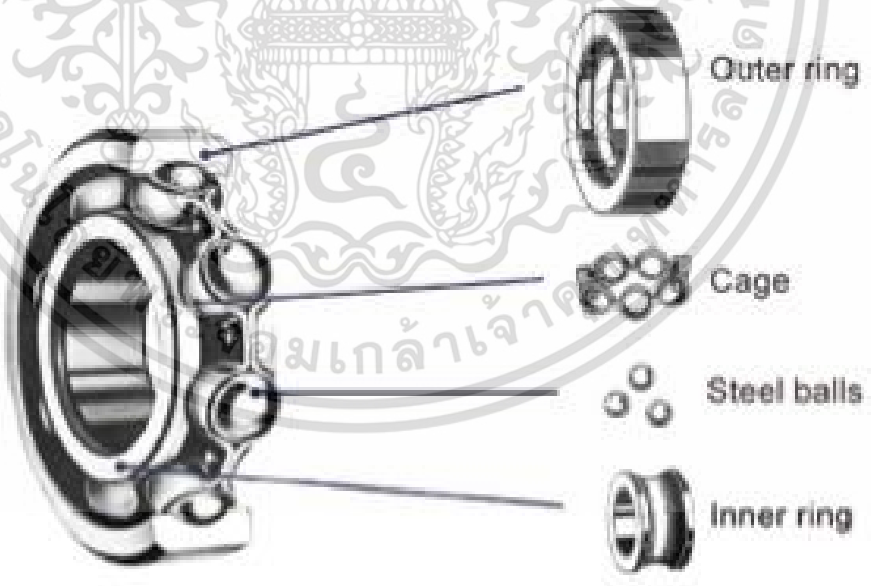
เป็นตลับลูกปืนที่ใช้สำหรับงานที่ต้องการการหมุนที่มีความเที่ยงตรงสูง โดยตลับลูกปืนแบบความดันสถิต (Static pressure bearing) ดังรูปที่ 2.14 ซึ่งอาศัยหลักการของการส่งน้ำมันที่มีความดังคงที่จากภายนอกตลับลูกปืนเข้าสู่ช่องว่างระหว่างเพลาภายในตลับลูกปืน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 2.14** ตลับลูกปืนแบบความดันสถิต (Static pressure bearing) [23]

**2. ตลับลูกปืนแบบกลิ้ง (Rolling bearing)**

มีส่วนประกอบพื้นฐานดังต่อไปนี้ วงแหวน (Bearing ring) ซึ่งมี 2 ส่วนคือ รางนอก (Outer race) และรางใน (Inner race) รวมถึงชิ้นส่วนสำหรับการกลิ้ง และรังลูกปืน (Retainer) ดังรูปที่ 2.15 ซึ่งลักษณะของผิวสัมผัสจะเกิดจากการกลิ้งของบอลหรือเม็ดลูกปืน โดยการสัมผัสจะมีลักษณะเป็นจุดหรือเส้น ส่งผลให้แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นน้อยกว่าตลับลูกปืนแบบลื่นไถล และตลับลูกปืนแบบกลิ้งนี้จะแบ่งประเภทตามรูปร่างของชิ้นส่วนสำหรับการกลิ้งที่บรรจุอยู่ภายในตลับลูกปืน




**รูปที่ 2.15** โครงสร้างตลับลูกปืนแบบกลิ้ง (Rolling bearing) [24]

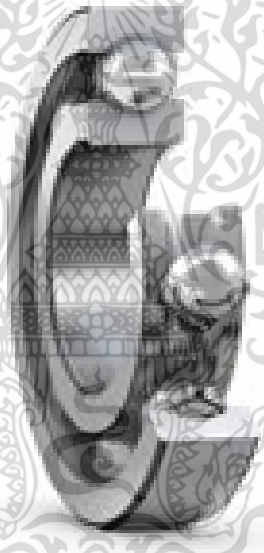
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ตลับลูกปืนเม็ดกลม (Ball bearing)

เป็นตลับลูกปืนที่มีการสัมผัสที่ผิวของวงแหวนแบบจุด ส่งผลให้แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะทำงานนั้นต่ำ แต่ไม่เหมาะสำหรับงานที่จำเป็นต้องรับแรงกระทำสูงๆ เนื่องจากความแข็งแรงต่ำกว่าชนิดอื่น โดยตลับลูกปืนเม็ดกลมนั่นมีหลายประเภทแบ่งตามส่วนประกอบภายในตลับลูกปืน ซึ่งส่งผลถึงความเหมาะสมในการใช้งาน

1. ตลับลูกปืนเม็ดกลมร่องลึก (Deep groove ball bearing)

เป็นตลับลูกปืนที่มีโครงสร้างเรียบง่าน และเป็นที่นิยมในการใช้งานเนอย่างมาก ซึ่งมีความสามรถในการทำงานที่มีการหมุนด้วยความเร็วรอบสูงได้ อีกทั้งยังสามารถรับแรงได้ทั้งในแนวแกนและแนวรัศมี และหากเพิ่มจำนวนแถวของชิ้นส่วนสำหรับการกลิ้งเป็นหลายแถว จะส่งผลให้สามารถรับภาระแรงได้สูงขึ้นอีกด้วย ดังรูปที่ 2.16



**รูปที่ 2.16** ตลับลูกปืนเม็ดกลมร่องลึก (Deep groove ball bearing) [25]

2. ตลับลูกปืนแม็กนีโต้ (Magneto ball bearing)

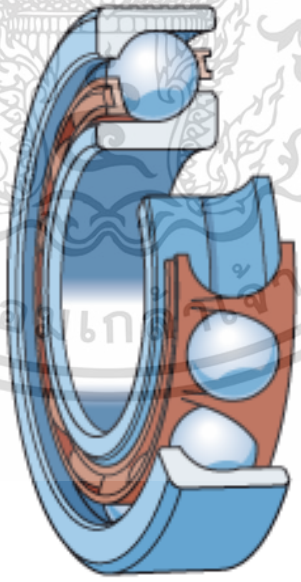
เหมาะสำหรับใช้งานในเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก เช่น เป็นชิ้นส่วนในระบบจุดระเบิดในเครื่องยนต์ เป็นต้น ซึ่งตลับลูกปืนชนิดนนี้เหมาะสำหรับการหมุนที่ความเร็วสูง แต่มีขนาดเล็ก และไม่ได้รับแรงกระทำในแนวแกน ดังรูป 2.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 2.17** ตลับลูกปืนแม็กนีโต้ (Magneto ball bearing) [26]

3. ตลับลูกปืนเม็ดกลมสัมผัสเชิงมุม (Angular contact ball bearings)

เป็นตลับลูกปืนที่เหมาะกับงานที่ต้องการความแม่นยำสูง หรือต้องการการทำงานที่ความเร็วรอบสูง ซึ่งสามารถรับแรงได้ทั้งในแนวแกนและแนวรัศมี ดังรูป 2.18

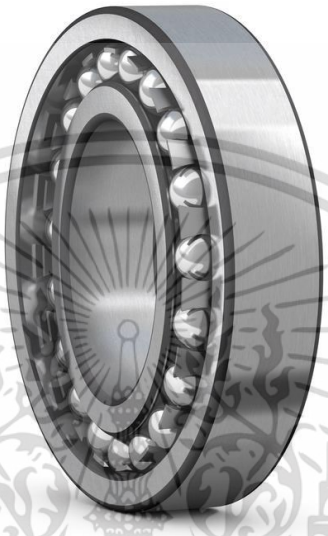


**รูปที่ 2.18** ตลับลูกปืนเม็ดกลมสัมผัสเชิงมุม (Angular contact ball bearings) [25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ตลับลูกปืนเม็ดกลมปรับแนวได้เอง (Self-aligning ball bearings)

เป็นตลับลูกปืนที่สามารถทำงานได้แม้ในขณะที่รางในของลูกปืนเอียงทำมุมกับรางนอก หรือมีการเยื้องศูนย์ในการติดตั้งจะไม่ส่งผลต่อการรับแรง โดยที่ผิวของรางด้านนอกจะมีลักษณะระนาบเป็นทรงกลม ซึ่งมีจุดศูนย์กลางเดียวกันกับจุดศูนย์กลางของตลับลูกปืนนั่นเอง ดังรูป 2.19



**รูปที่ 2.19** ตลับลูกปืนเม็ดกลมปรับแนวได้เอง (Self-aligning ball bearings) [25]

5. ตลับลูกปืนเม็ดกลมรับแรงในแนวแกน (Thrust ball bearings)

ตลับลูกปืนชนิดนี้มีโครงสร้างของแหวงรองทั้งที่เป็นผิวเรียบ และผิวโค้ง และตลับลูกปืนชนิดนี้สามารถรับแรงในแนวรัศมีได้อีกด้วย ดังรูป 2.20

**รูปที่ 2.20** ตลับลูกปืนเม็ดกลมรับแรงในแนวแกน (Thrust ball bearings) [25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ตลับลูกปืนเม็ดทรงกระบอก (Roller bearings)

ตลับลูกปืนชนิดนี้ใช้ชิ้นส่วนสำหรับกลิ้งเป็นทรงกระบอก จึงส่งผลให้มีลักษณะการสัมผัสแบบเส้นระหว่างผิวทรงกระบอกและผิวของวงแหวน โดยเป็นตลับลูกปืนที่รับแรงในแนวรัศมีได้ดี ซึ่งมีหลายชนิดขึ้นอยู่กับลักษณะรูปทรงของชิ้นส่วนสำหรบกลิ้งภายใน

1. ตลับลูกปืนเม็ดทรงกระบอก (Cylindrical roller bearings)

เป็นตลับลูกปืนที่สามารถรับแรงในแนวรัศมีได้ดี มักถูกใช้เป็นส่วนประกอบของเครื่องจักรขนาดใหญ่ ดังรูปที่ 2.21

**รูปที่ 2.21** ตลับลูกปืนเม็ดทรงกระบอก (Cylindrical roller bearings) [25]

2. ตลับลูกปืนเม็ดเรียว (Tapered roller bearings)

เป็นตลับลูกปืนที่สามารถรับแรงได้ทั้งในแนวแกนและแนวรัศมี ดังรูปที่ 2.22

**รูปที่ 2.22** ตลับลูกปืนเม็ดเรียว (Tapered roller bearings) [25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ตลับลูกปืนเม็ดเข็ม (Needle roller bearings)

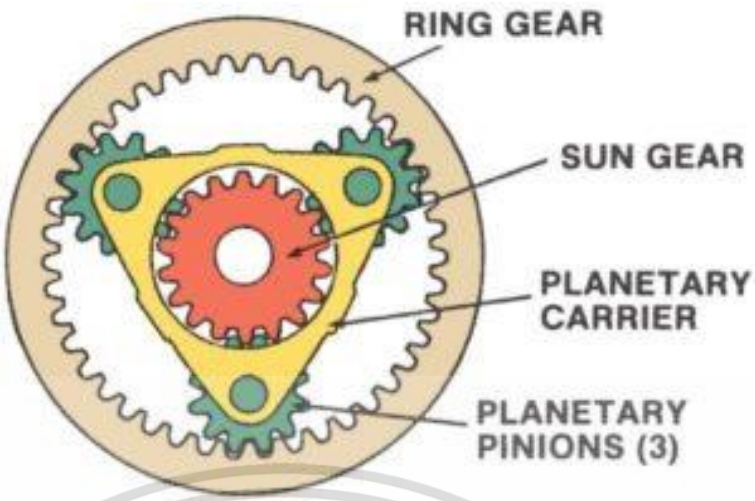
เป็นตลับลูกปืนที่มีขนาดของเม็ดลูกปืนเล็ก โดยมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่ำกว่า 5 มิลลิเมตร และมีอัตราส่วนความยาวของตลับลูกปืนกับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ระหว่าง 3-10 ส่งผลให้ตลับลูกปืนชนิดนี้มีน้ำหนักเบา และมีขนาดที่บางกว่าตลับลูกปืนชนิดอื่น ดังรูปที่ 2.23

**รูปที่ 2.23** ตลับลูกปืนเม็ดเข็ม (Needle roller bearings) [25]

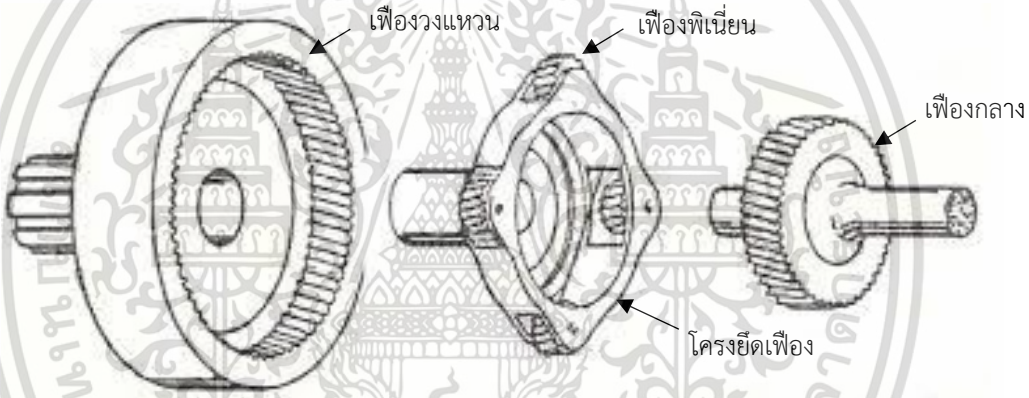
### 2.4.3 ชุดเฟืองดาวเคราะห์ (Planetary gear train)

ชุดเฟืองดาวเคราะห์ (Planetary gear train) [27] ประกอบด้วย ชุดเฟืองพิเนี่ยน (Pinion Gear) เฟืองกลาง (Sun Gear) เฟืองวงแหวน (Ring Gear) และโครงยึดเฟือง (Carrier) เป็นชุดเฟืองที่ใช้สำหรับทดแรงและส่งถ่ายกำลังจากอุปกรณ์ส่งกำลังหลักไปยังชิ้นส่วนอื่นๆ ชุดเฟืองดาวเคราะห์แบ่งเป็น 2 แบบ คือ ชุดเฟืองดาวเคราะห์ชั้นเดียว (Simple Planetary Gear Trains) มีเฟืองพิเนี่ยน 1 ชุด (3 ตัว) ดังแสดงในรูปที่ 2.24 และชุดเฟืองดาวเคราะห์ 2 ชั้น มีเฟืองพิเนี่ยน 2 ชุด (6 ตัว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 2.24** ชุดเฟืองดาวเคราะห์ชั้นเดียว (Simple Planetary Gear Trains) [28]




**รูปที่ 2.25** ส่วนประกอบของชุดเฟืองดาวเคราะห์ [27]

ส่วนประกอบของชุดเฟืองดาวเคราะห์ แสดงตามรูปที่ 2.25

1. เฟืองกลาง เฟืองกลางจะหมุนอิสระอยู่บนเพลาส่งกำลัง (Transmission Shaft) สวมอยู่ระหว่างกลางเฟืองพิเนี่ยนจะช่วยลดความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองขับ และเพิ่มความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองตาม

2. เฟืองพิเนี่ยนหรือเฟืองแพลนเนตพิเนี่ยน (Planet Pinion Gears) เฟืองพิเนี่ยนจะยึดติดอยู่กับโครงยึดเฟือง และหมุนอิสระรอบตัวเอง เฟืองพิเนี่ยนปกติดมีอย่างน้อย 3 ตัว เรียกว่าชุดเฟืองดาวเคราะห์ชั้นเดียว ถ้าเป็นแบบ 2 ชั้นจะมีเฟืองพิเนี่ยน 6 ตัว อยู่ระหว่างเฟืองวงแหวนกับเฟืองกลาง ทำหน้าที่เหมือนเฟืองสะพาน หมุนด้วยความเร็วมากกว่าเพลาส่งกำลังออก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

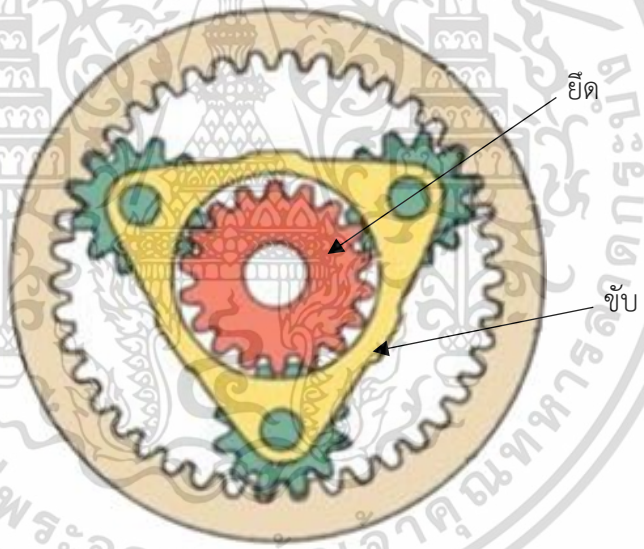
3. เฟืองวงแหวน เฟืองวงแหวนจะขบอยู่กับชุดเฟืองพิเนี่ยน เพลาเป็นร่องจำปา (Spline) สวมต่อกับเพลาส่งกำลังขาออกความเร็วรอบเท่ากับเพลากลางและทิศทางการหมุนเหมือนกัน จะเพิ่มความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองขับ และลดความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองตาม

4. โครงยึดเฟืองแพลนเนตคาร์ริเออร์ (Planet Carrier หรือ Housing) โครงปิดเฟืองแพลนเนตคาร์ริเออร์ ทำหน้าที่ยึดเฟืองพิเนี่ยนให้เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวได้ เพิ่มความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองขับ และลดความเร็วรอบเมื่อเป็นเฟืองตาม ถ้าโครงยึดเฟืองอยู่กับที่ทิศทางการหมุนของเพลาส่งกำลังขาออกจะหมุนกลับในทิศตรงกันข้าม

การทำงานของชุดเฟืองดาวเคราะห์ สามารถแบ่งออกเป็น 7 ตำแหน่ง ดังต่อไปนี้

1. ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 1 (Speed Incease) ตามรูปที่ 2.26

โดยยึดเฟืองกลางให้โครงยึดเฟืองเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเอง และหมุนไปรอบๆ เฟืองกลาง เฟืองวงแหวนหมุนด้วยความเร็วรอบมากกว่าโครงยึดเฟืองในทิศทางเดียวกัน

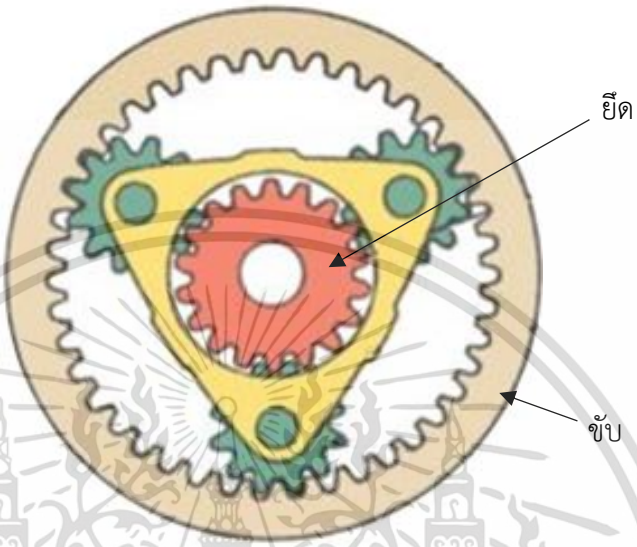



**รูปที่ 2.26** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 1 [28]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ตำแหน่งลดความเร็วรอบแบบที่ 1 (Speed Reduction) ตามรูปที่ 2.27

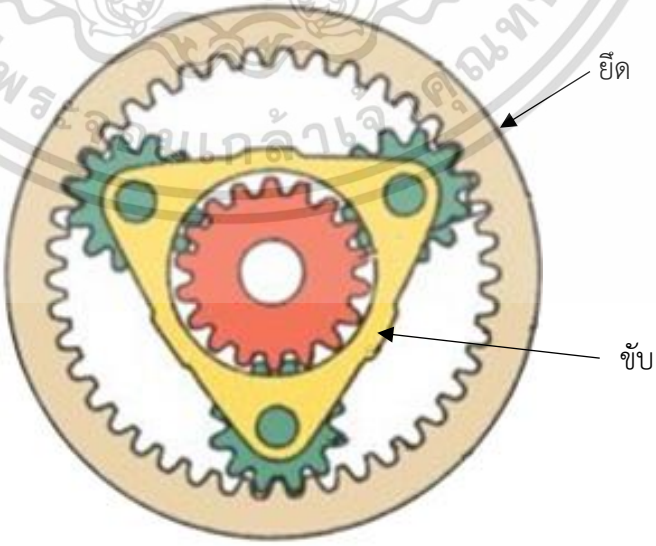
โดยยึดเฟืองกลางให้เฟืองวงแหวนเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเองและหมุนขบเฟืองกลางโครงยึดเฟืองหมุนทางเดียวกับเฟืองวงแหวน แต่หมุนช้ากว่า




**รูปที่ 2.27** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งลดความเร็วรอบแบบที่ 1 [28]

3. ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 2 ตามรูปที่ 2.28

โดยยึดเฟืองวงแหวนให้โครงยึดเฟืองเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเองและเคลื่อนที่ขบเฟืองวงแหวน เฟืองกลางหมุนไปทางเดียวกับโครงยึดเฟืองแต่หมุนเร็วกว่า

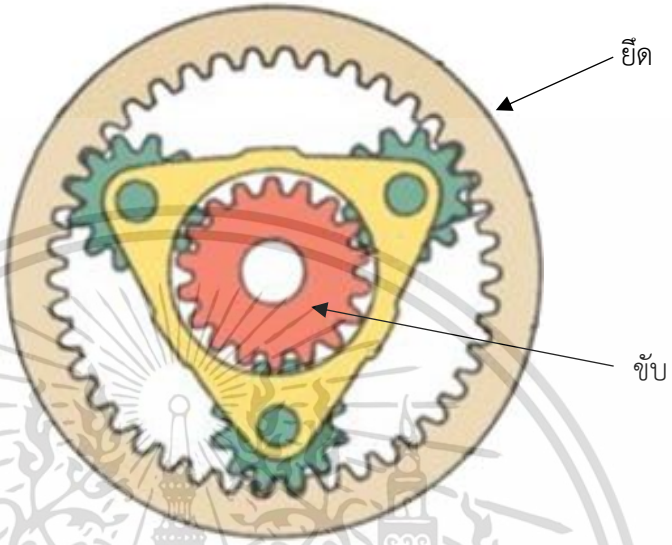



**รูปที่ 2.28** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบแบบที่ 2 [28]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ตำแหน่งลดความเร็วรอบแบบที่ 2 ตามรูปที่ 2.29

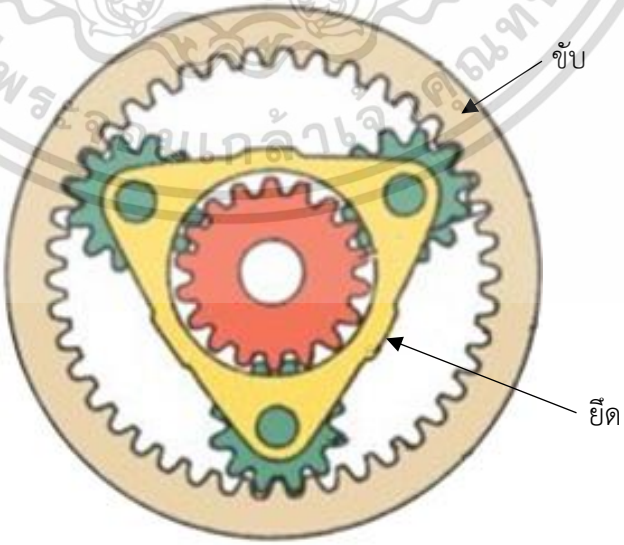
โดยยึดเฟืองวงแหวนให้เฟืองกลางเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเองและเคลื่อนที่ขับเฟืองวงแหวน โครงยึดเฟืองหมุนทิศทางเดียวกับเฟืองกลาง แต่หมุนช้ากว่า




**รูปที่ 2.29** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งความเร็วรอบแบบที่ 2 [28]

5. ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบและหมุนกลับทาง ตามรูปที่ 2.30

โดยยึดโครงยึดเฟืองให้เฟืองวงแหวนเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเองโดยไม่เคลื่อนที่ เฟืองกลางจะหมุนสวนทางกับเฟืองวงแหวน แต่ความเร็วรอบเพิ่มขึ้น (เกียร์ถอยหลัง)

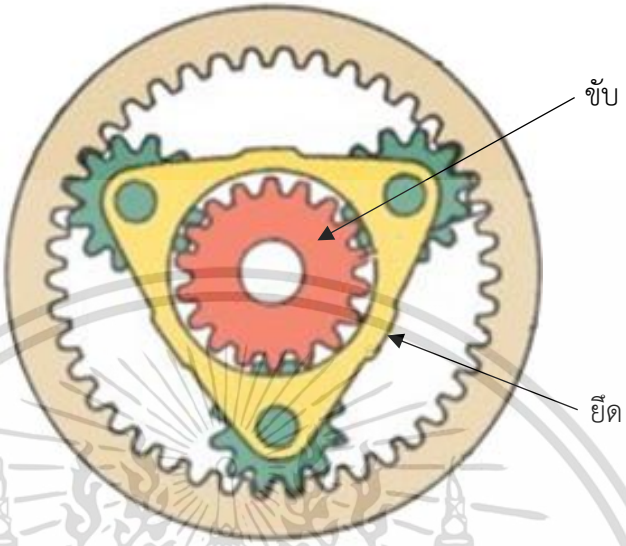



**รูปที่ 2.30** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งเพิ่มความเร็วรอบและหมุนกลับทาง [28]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ตำแหน่งลดความเร็วรอบและหมุนกลับทาง ตามรูปที่ 2.31

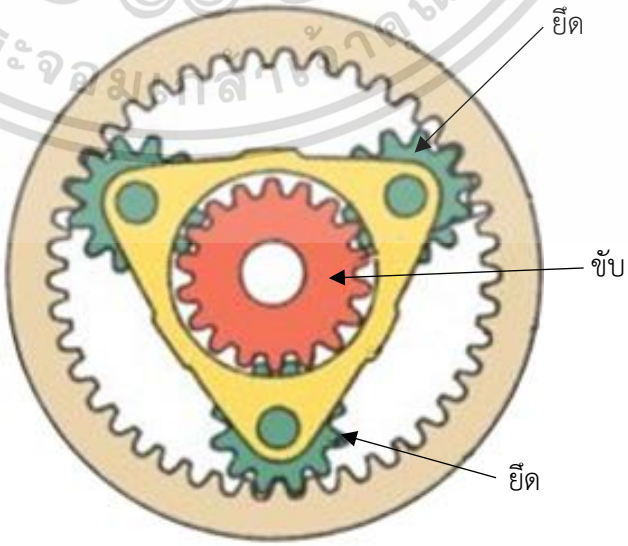
โดยยึดโครงยึดเฟืองและให้เฟืองกลางเป็นตัวขับ เฟืองพิเนี่ยนหมุนรอบตัวเองโดยไม่เคลื่อนที่ เฟืองวงแหวนจะหมุนสวนทางกับเฟืองกลาง แต่ความเร็วรอบลดลง (เกียร์ถอยหลัง)




**รูปที่ 2.31** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งลดความเร็วรอบและหมุนกลับทาง [28]

7. ตำแหน่งขับโดยตรง (Direct Drive) ตามรูปที่ 2.32

ยึดเฟืองพิเนี่ยนคู่ใดคู่หนึ่ง ขบวนเฟืองดาวเคราะห์ทั้งชุดจะหยุดหมุน เฟืองกลางเป็นตัวขับส่งกำลังผ่านโครงยึดเฟืองไปยังเฟืองวงแหวน เพลาส่งกำลังเข้าและเพลาส่งกำลังออกหมุนด้วยความเร็วรอบเท่ากัน เป็นการขับโดยตรงที่ไม่มีอัตราทด




**รูปที่ 2.32** แสดงการทำงานของขบวนเฟืองดาวเคราะห์ ตำแหน่งขับตรง [28]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

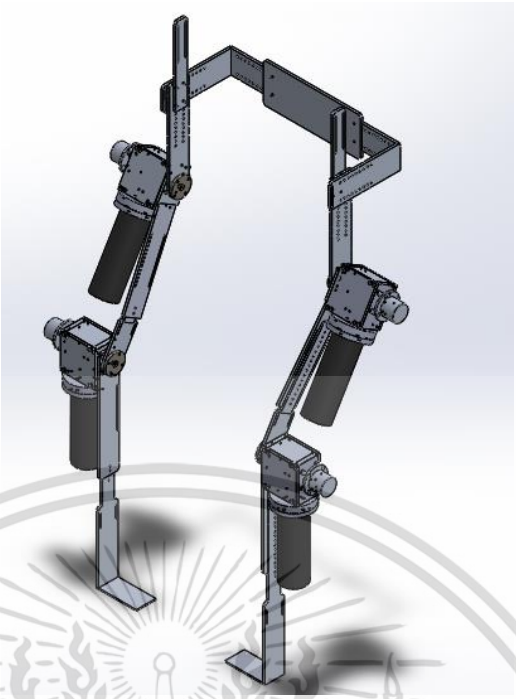
## 2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวิจัยและพัฒนาชุดโครงร่างภายนอกในประเทศไทยนั้นมักจะเน้นการออกแบบและพัฒนาให้มีต้นทุนในการผลิตที่ต่ำลงเพื่อให้ผู้ป่วยที่ต้องการใช้งานชุดโครงร่างภายนอกนั้นสามารถเข้าถึงอุปกรณ์ชนิดนี้ได้มากขึ้น

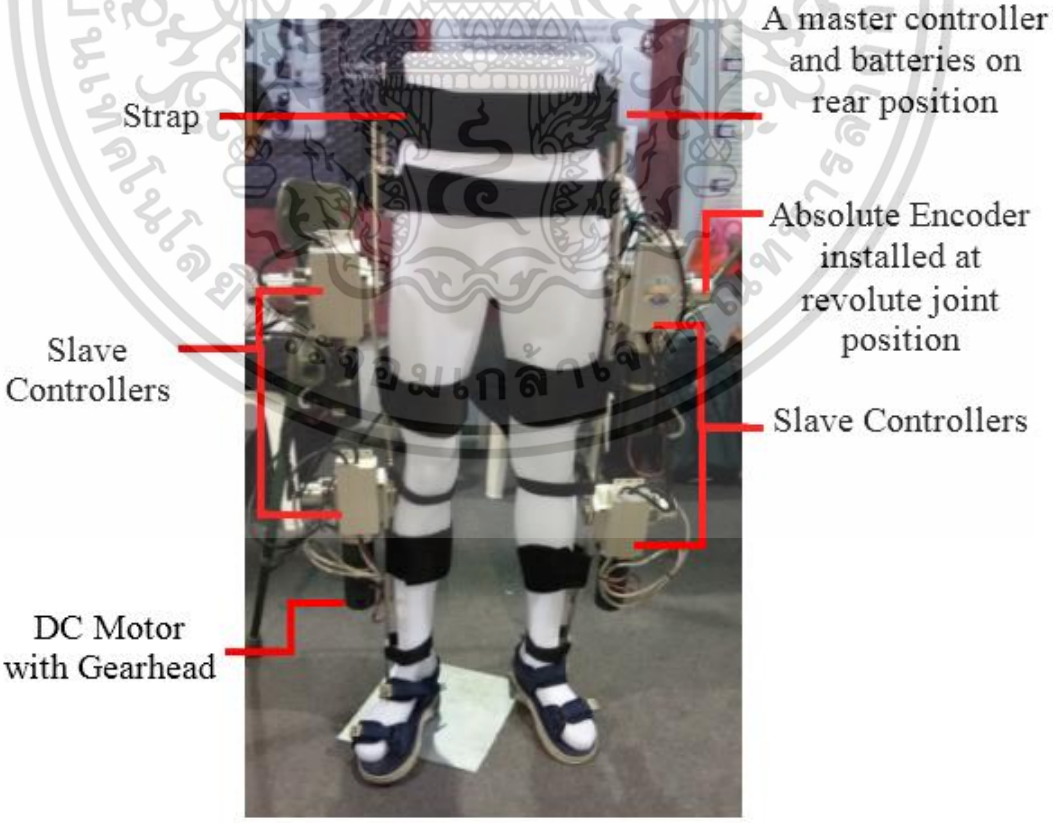
ในปี พ.ศ. 2560 วนายุทธ์ แสนเงินและคณะ [29] ได้ทำการศึกษาวิจัยและพัฒนาชุดโครงร่างภายนอกขึ้น โดยใช้ชื่อว่า ต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) ซึ่งเป็นชุดโครงร่างภายนอกสำหรับผู้สูญเสียการทำงานของอวัยวะท่อนล่าง โดยมุ่งเน้นในเรื่องการลดต้นทุนในการผลิตชุดโครงร่างภายนอกนี้เพ่อให้ผู้ใช้งานสามารถเข้าถึงอุปกรณ์ได้ ในการควบคุมการทำงานของชุดโครงร่างภายนอกนั้นได้ใช้การควบคุมแบบกระจาย โดยมีคอนโทรลเลอร์รอง 4 ตัว และมีคอนโทรลเลอร์ตัวควบคุมหลักอีก 1 ตัว เพื่อแบ่งหน้าที่และช่วยกันทำงานควบคุมอุปกรณ์นี้ และในส่วนของระบบส่งกำลังมีการออกแบบโดยใช้มอเตอร์กระแสตรง (DC Motor) ร่วมกับระบบเฟืองดอกจอกเป็นระบบส่งกำลังหลัก ส่วนโครงสร้างสามารถปรับความยาวของช่วงระหว่าข้อต่อสะโพกถึงข้อเข่า และช่วงข้อเข่าถึงแผ่นรองเท้าได้ แต่ในส่วนข้อเท้านั้นไม่สามารถเคลื่อนไหวได้เนื่องจากใช้โครงสร้างรูปตัว L ซึ่งน้ำหนักโดยรวมของชุดโครงร่างภายนอก WAR ประมาณ 25 กิโลกรัม และมีขนาดความสูง 110 เซนติเมตร ความกว้าง 90 เซนติเมตร และความลึก 50 เซนติเมตร โดยโครงสร้างของชุดโครงร่างภายนอกนี้สร้างจากอลูมิเนียม และแหล่งจ่ายพลังงานของอุปกรณ์คือแบตเตอรี่แบบตะกั่วกรดขนาด 12 โวลต์ 7.5 แอมป์ ชุดโครงร่างภายนอก WAR สามารถทำงานได้อย่างต่อเนื่องประมาณ 60 นาที รูปที่ 2.33 แสดงภาพแนวความคิดการออกแบบต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) โดยมอเตอร์ทั้ง 4 ตัวจะทำงานสัมพันธ์กันเพื่อให้ได้รูปแบบการเดินที่ใกล้เคียงการเดินปกติมากที่สุด ซึ่งการเคลื่อนไหวของชุดโครงร่างภายนอกนี้จะอ้างอิงจากรูปแบบการเดินของบุคคลปกติ การทำงานของชุดโครงร่างภายนอก WAR นี้มีการทำงานในรูปแบบการเดิน การนั่งและลุกจากเก้าอี้ และมีระบบการสั่งการหยุดการทำงานแบบฉุกเฉินผ่านโทรศัพท์มือถืออีกด้วย

จากการทดลองพบว่าวัตถุประสงค์ในการลดต้นทุนการผลิตชุดโครงร่างภายนอกลงนั้นสามารถเป็นไปได้ โดยมีต้นทุนในการสร้างต้นแบบประมาณ 240,000 บาท ซึ่งมีต้นทุนที่ต่ำกว่าชุดโครงร่างภายนอกในต่างประเทศ แต่อาจจะมีประสิทธิภาพไม่ดีนัก โดยข้อจำกัดของชุดโครงร่างภายนอก WAR ที่สร้างขึ้นมานั้นสามารถรองรับผู้ใช้งานที่ต้องมีน้ำหนักต่ำกว่า 80 กิโลกรัม และต้องมีความสูงตั้งแต่ 170 เซนติเมตร ถึง 180 เซนติเมตร ซึ่งรูปที่ 2.34 แสดงชุดโครงร่างภานอกต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) ในงานวิจัยของนายวนายุทธ์ แสนเงินและคณะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



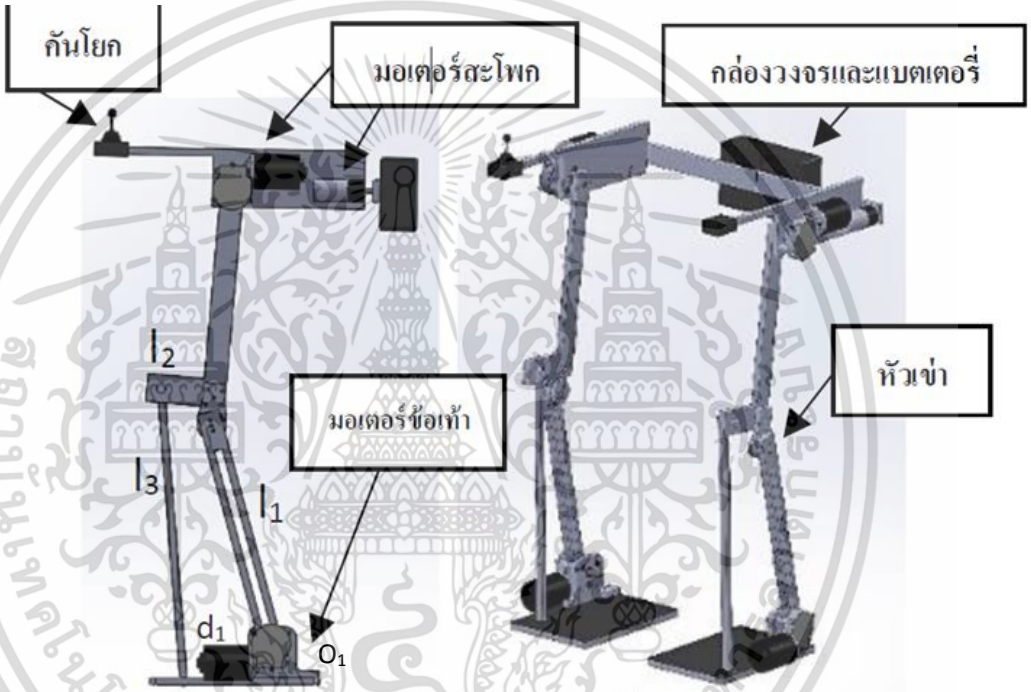
**รูปที่ 2.33** แนวความคิดการออกแบบต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) [29]




**รูปที่ 2.34** ต้นแบบ Walking Assist Robot (WAR) [29]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปี พ.ศ. 2561 โอบนิธิ กรัณฑรัตน และ ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว [30] ได้ทำการศึกษาวิจัยออกแบบชุด Lower Limb Exoskeleton สำหรับช่วยออกแรงทดแทนส่วนที่ร่างกายไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ให้แก่ผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเดิน โดยใช้ PID controller ในการควบคุมการทำงานของมอเตอร์กระแสตรง พร้อมทั้งออกแบบกลไก Four Bar Linkages เพื่อช่วยเพิ่มเสถียรภาพในการทรงตัวในขณะเท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) ซึ่งการออกแบบกลไก Four Bar Linkages นั้นยังมีส่วนช่วยในการลดจำนวนของมอเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในบริเวณข้อต่อลง ซึ่งในงานวิจัยนี้ชุดโครงร่างร่างภายนอกมีชื่อว่า Electro Armor 6 โดยกลไก Four Bar Linkages แสดงดังรูปที่ 2.35

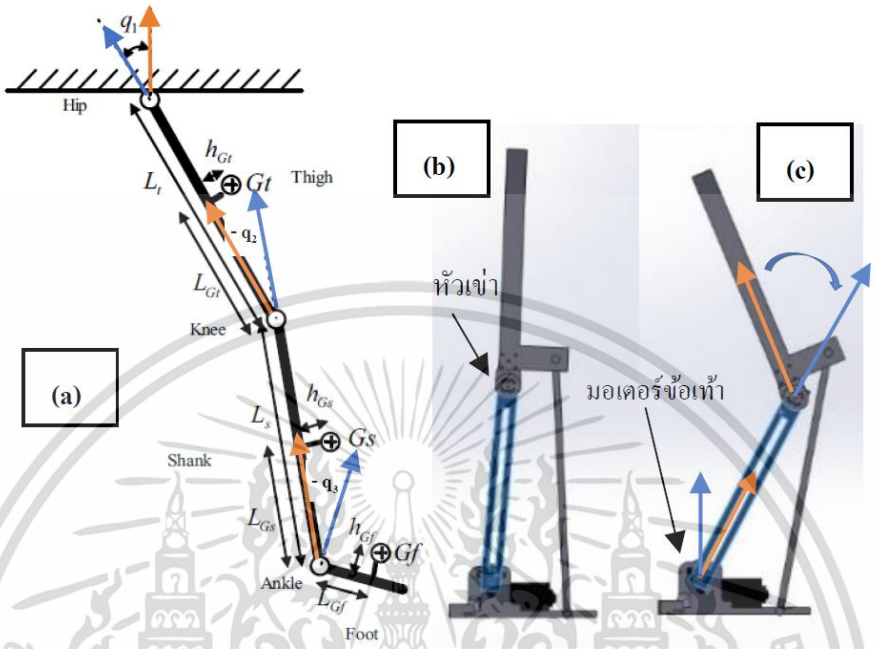



**รูปที่ 2.35** กลไก Four Bar Linkages ของ Electro Armor 6 [30]

กลไกแบบ Four Bar Linkages ใช้การส่งกำลังของคาน โดยจะมีคานส่งกำลัง l2, d1 เป็น Frame, l1 คือ ตัวขับ และ l3 คือตัวถูกขับ เมื่อตัวขับเชิงมุม l1 หมุน จะทำให้คาน l2 ขยับด้วย กลไก Four Bar linkages นี้สามารถลดจำนวนมอเตอร์ที่ใช้ในการเดินได้ โดยใช้กลไกบริเวณข้อเท้ากับหัวเข่า เพราะในขณะเดินมุมองศาการเคลื่อนที่ของข้อเท้าและหัวเข่าจะมีความสัมพันธ์กันโดยให้ l1 เป็นส่วนน่อง d1 เป็นส่วนเท้า O1 เป็นส่วนข้อเท้า และสร้างส่วนที่ตั้งฉากกับ l2 เป็นส่วนต้นขา ดังรูปที่ 2.35 และการเคลื่อนไหวของกลไก Four Bar linkages แสดงดังรูปที่ 2.36 และการวางตำแหน่งให้มอเตอร์ขับจะอยู่ตรงข้อเท้า เพื่อให้น้ำหนักถูกกระจายลงบนฝ่าเท้า การออกแบบลักษณะนี้จะทำให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จุดศูนย์ถ่วง (CG : Center of Gravity) ต่ำลงมากกว่าชุดที่วางมอเตอร์ไว้ที่บริเวณหัวเข่า ทำให้สามารถเพิ่มเสถียรภาพในขณะเท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) ได้




**รูปที่ 2.36** (a) มุมอ้างอิงของขามนุษย์ และ (b), (c) การเคลื่อนไหวของกลไก Four Bar linkages [30]

ระบบการควบคุมการเคลื่อนไหวของ Electro Armor 6 ใช้การควบคุมแบบ PID โดยมีการจำลองการทำงานในโปรแกรม MATLAB ก่อนนำไปใช้งานจริงกับชุดโครงร่างภายนอก ช่วยให้การทำงานของมอเตอร์ในชุดโครงร่างายนอกไม่เกิดการกระตุกในการทางานช่วงแกว่งขา (Swing phase) ของการเดิน โดยใน Electro Armor 6 ประกอบไปด้วย Potentiometer ใช้ในการวัดมุมองศาการหมุนของมอเตอร์แต่ละตัว Gyroscope MPU6050 ทำหน้าตรวจสอบความเอียงของชุดเพื่อควบคุมการทรงตัว และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 ใช้ในการประมวลผล ในส่วนระบบส่งกำลังใช้ DC Wiper Motor ขนาด 12V 55rpm 4 ตัว และ DC gear motor จำนวน 2 ตัวในส่วนสะโพก พร้อมใช้บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรง เบอร์ MD13S

การสั่งการการควบคุมการทำงานของชุด Electro Armor 6 จะมีอยู่ 2 วิธี นั่นคือ

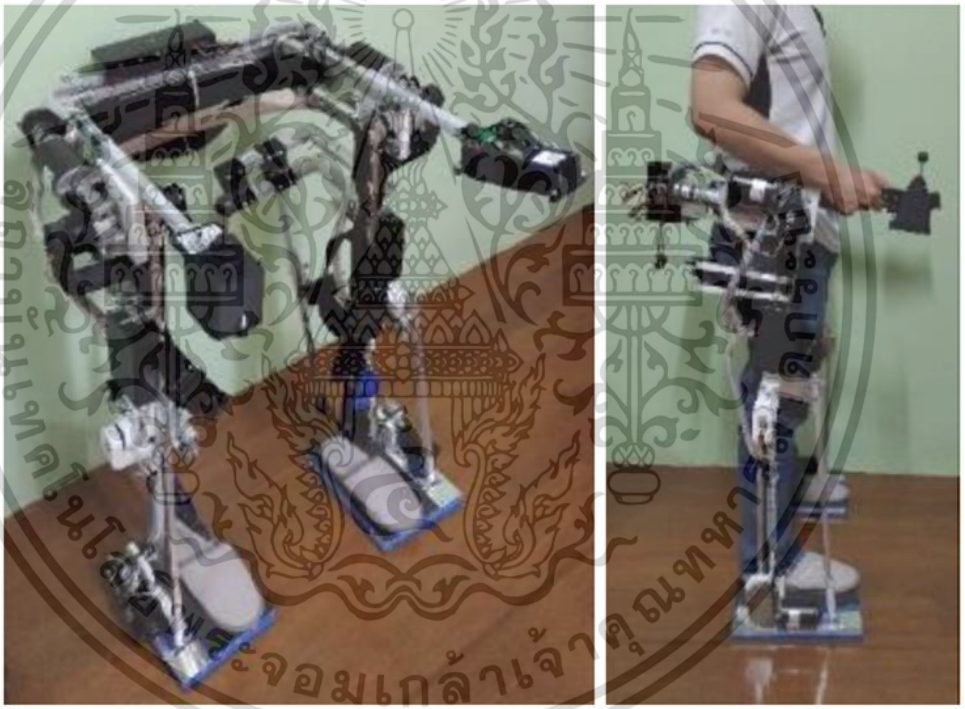
1.ควบคุมด้วยสวิตช์ (ในสภาวะที่ผู้ป่วยเดินไม่ได้แต่ผู้ป่วยสามารถใช้แขนได้) โดยเมื่อทำการกดสวิตช์ก็จะทำให้ชุดโครงร่างภายนอก Electro Armor 6 เริ่มเดินตามท่าทางที่ได้เขียนคำสั่งเอาไว้

2. ควบคุมโดยการใช้ Force sensor ที่บริเวณฝ่าเท้า (ในกรณีที่ผู้ใช้ป่วยเป็นไม่สามารถใช้กล้ามเนื้อได้เต็มที่ หรือในกรณีของการกายภาพบำบัด) ในช่วงที่เริ่มจะก้าวขา เช่น ขาขวา น้ำหนักตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะถูกทิ้งไปที่เท้าข้างซ้าย เมื่อตรวจจับแรงกดที่บริเวณ Force Sensor ได้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะสั่งการให้ก้าวขาขวา และเป็นอย่างนี้เช่นเดียวกับการทิ้งน้ำหนักที่เท้าข้างขวาแล้วก้าวขาข้างซ้าย

จากผลการทดลองชุด Electro Armor 6 ที่นำกลไกแบบ Four-bar linkages เข้ามาใช้เพื่อลดจำนวนมอเตอร์ที่ใช้ในการเดินและเพิ่มเสถียรภาพในในขณะเท้าสัมผัสพื้น (Stance phase) และใช้ PID controller เพื่อมาควบคุมมุมองศาของมอเตอร์แต่ละตัว ทำให้เมื่อนำไปใช้ในชุดโครงร่างภายนอก Electro Armor 6 จะไม่เกิดการกระตุกในการทำงานช่วงแกว่งขา (Swing phase) และชุด Electro Armor 6 มีน้ำหนักโดยรวมของชุดเท่ากับ 17 กิโลกรัม และชุดนี้เหมาะสำหรับคนที่สูงในช่วง 165 เซนติเมตร ถึง 170 เซนติเมตร รูปที่ 2.37 แสดงชุดโครงร่างภายนอก ต้นแบบ Electro Armor 6 ในงานวิจัยของโอบนิธิ กรัณฑรัตน



**รูปที่ 2.37** ชุดโครงร่างภายนอก ต้นแบบ Electro Armor 6 [30]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 3
# วิธีดำเนินการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบและสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง โดยจะแบ่งส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การออกแบบและพัฒนาโครงสร้างของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก และการออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ รวมไปถึงวิธีการทดสอบการทำงานและประสิทธิภาพของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวอีกด้วย

## 3.1 การออกแบบและพัฒนาโครงสร้างของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก

### 3.1.1 ศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์

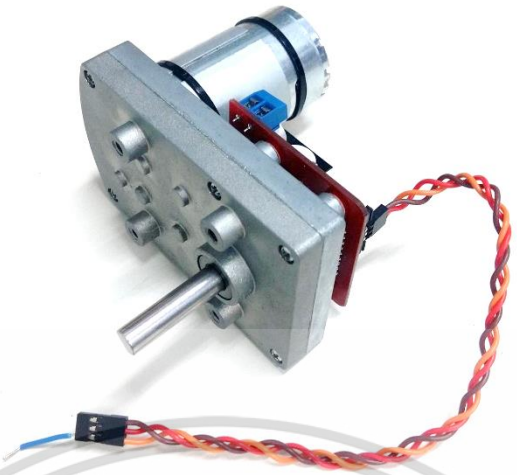
ศึกษาอาการของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อนเป็นการศึกษาอาการต่างๆ และสภาพร่างกายหรือข้อจำกัดทางด้านร่างกายของผู้ป่วย รวมถึงขั้นตอนวิธีการกายภาพบำบัดร่างกายของผู้ป่วย โดยการหาข้อมูลจากแหล่งอ้างอิงข้อมูลต่างๆ เพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลพื้นฐาน ข้อควรระวัง และข้อจำกัดในการออกแบบชิ้นงานต้นแบบ รวมถึงศึกษาการเคลื่อนไหวพื้นฐานของมนุษย์ และเลือกรูปแบบการเคลื่อนไหวที่จำเป็นต่อการดำเนินชีวิตประจำวัน เพื่อนำมาเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

โดยรูปแบบการเคลื่อนไหวที่เลือกเพื่อนำมาออกแบบต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน

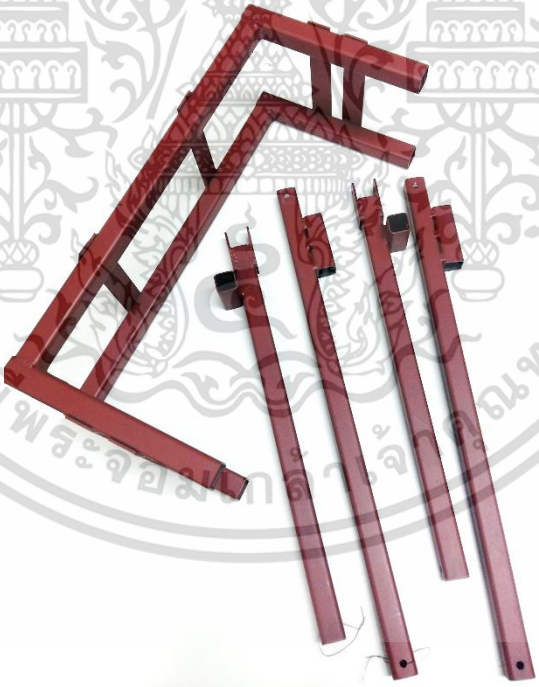
### 3.1.2 เลือกวัสดุและอุปกรณ์ส่งกำลังของชุดอุปกรณ์ต้นแบบ

ทำการออกแบบโครงสร้างของตัวอุปกรณ์ พร้อมทั้งหาขอมูลของมอเตอร์ไฟฟ้าที่จะใช้เป็นระบบส่งกำลังหลักของอุปกรณ์ โดยเลือกใช้ High Torque RC Servo Motor 400 kg*cm ดังรูป 3.1 และในส่วนโครงสร้างของอุปกรณ์ที่เลือกใช้ในการออกแบบและทดลองในช่วงแรกคือ เหล็กกล่องขนาด 1 นิ้ว x 1 นิ้ว ดังรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**รูปที่ 3.1** High Torque RC Servo Motor 400 kg*cm



**รูปที่ 3.2** โครงสร้างของอุปกรณ์จากเหล็กกล่อง ขนาด 1 นิ้ว x 1 นิ้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวโดยใช้วัสดุหลักเป็นเหล็กกล่อง ขนาด 1 นิ้ว x 1 นิ้ว พบว่าโครงสร้างมีน้ำหนักมากเกินไป และการเชื่อมต่อกับมอเตอร์ส่งกำลังทำได้ยาก จึงมีการพัฒนา ค้นคว้า และปรับปรุง โดยการเลือกวัสดุในการทำโครงสร้างใหม่ ซึ่งเน้นการเลือกวัดุที่มีน้ำหนักเบา แข็งแรงทนทาน และสามารถขึ้นรูปได้ง่าย ดังนั้นวัสดุที่มีความน่าสนใจที่จะนำมาใช้มี 2 ชนิด ได้แก่

1. คาร์บอนไฟเบอร์ ซึ่งเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบาและมีความแข็งแรงทนทาน แต่มีข้อจำกัดในเรื่องของราคาสูง และกระบวนการขึ้นรูปทำได้ยาก ซึ่งเป็นอุปสรรคต่อการออกแบบและสร้างชิ้นงาน

2. อลูมิเนียม ซึ่งเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบากว่าเหล็ก และกระบวนการขึ้นรูปอลูมิเนียมง่ายกว่าคาร์บอนไฟเบอร์ อีกทั้งยังมีราคาที่ต่ำกว่าอีกด้วย

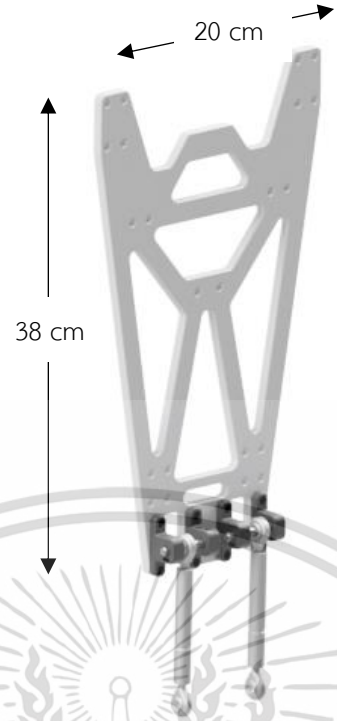
ดังนั้นในการออกแบบและพัฒนาต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนี้จึงเลือกใช้อลูมิเนียมเป็นวัสดุหลักในการสร้างโครงสร้างของอุปกรณ์

**3.1.3 ออกแบบโครงสร้างและกลไกของอุปกรณ์**

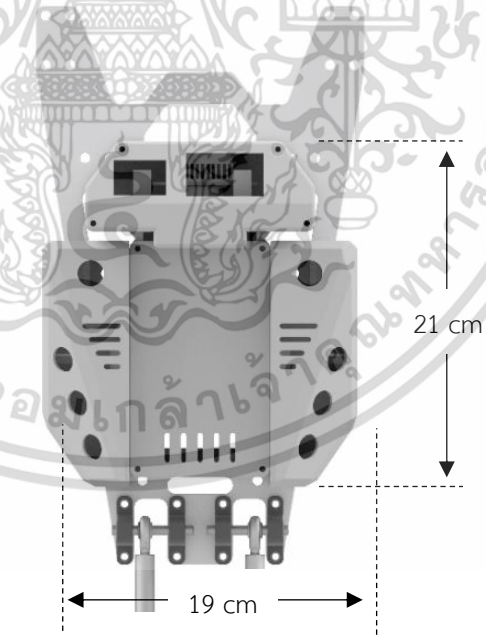
การออกแบบโครงสร้างของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว ได้ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบ (CAD) ในการขึ้นรูปชิ้นงานเป็นรูปร่าง 3 มิติ ในทุกๆ ชิ้นส่วน และทำการจำลองการประกอบเพื่อดูการทำงานของกลไกที่ออกแบบก่อนทำการขึ้นรูปโครงสร้างจริงจากอลูมิเนียม โดยโครงสร้างของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนั้นสามารถแบ่งเป็นส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

3.1.3.1 ส่วนหลัง เป็นโครงสร้างที่ออกแบบขึ้นเพื่อใช้เป็นส่วนติดตั้งและจัดเก็บวงจรไฟฟ้า ไมโครคอนโทรลเลอร์ และแบตเตอรี่ อีกทั้งเป็นส่วนที่ติดกับอุปกรณ์สวมใส่ ดังรูปที่ 3.3 โดยแบตเตอรี่ที่เลือกใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้แก่ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั่นคือ แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน (Li-ion) แรงดันไฟฟ้า 12 V 15 Ah ดังรูปที่ 3.5 และมีขนาดกว้าง 7 เซนติเมตร ยาว 8 เซนติเมตร และสูง 14 เซนติเมตร ซึ่งวงจรไฟฟ้าและแบตเตอรี่นั้นจะถูกเก็บในกล่องที่สร้างจากพลาสติก ABS จากการขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ดังรูปที่ 3.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.3** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนหลัง

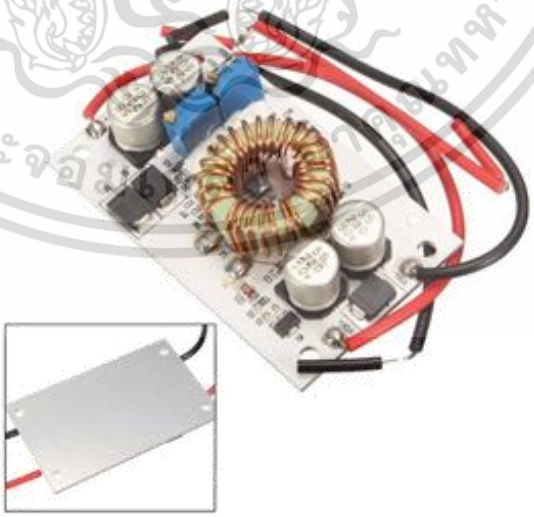



**รูปที่ 3.4** ขนาดของกล่องบรรจุวงจรไฟฟ้า และแบตเตอรี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

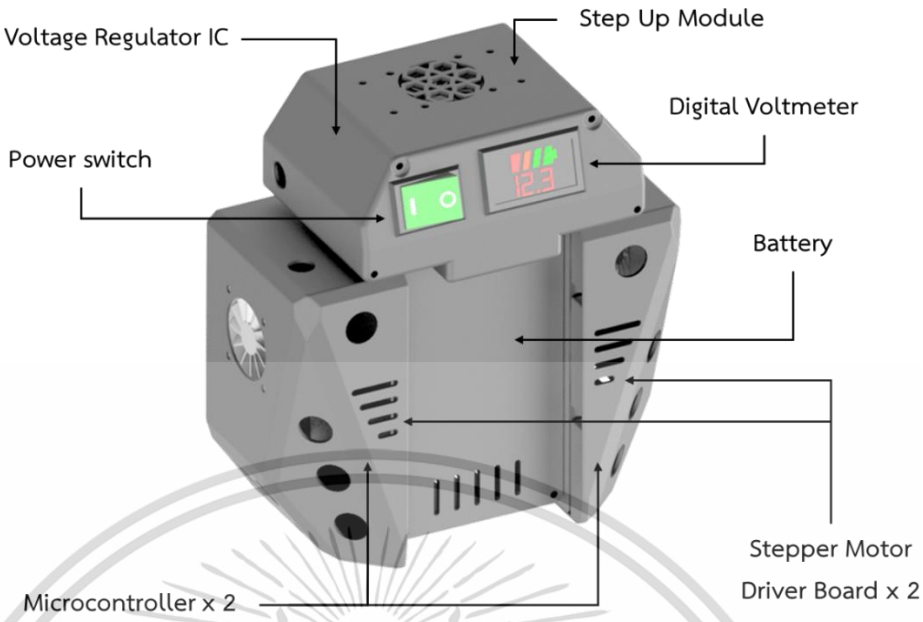
โดยวงจรไฟฟ้าประกอบไปด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ที่ใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์โครงร่างภายนอก วงจรแปลงแรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ (DC-DC Step Up Module) ดังรูปที่ 3.6 เพื่อแปลงแรงดันไฟฟ้า 12 โวลต์ เป็น 24 โวลต์ซึ่งเป็นแรงดันไฟฟ้าที่มอเตอร์ต้องการเพื่อใช้ในการขับเคลื่อน อีกทั้งมีการแปลงแรงดันไฟฟ้าเป็น 5 โวลต์ เพื่อเป็นแหล่งพลังงานให้แก่ไมโครคอนโทรลเลอร์อีกด้วย ซึ่งวงจรไฟฟ้าทั้งหมดจะบรรจุอยู่ในกล่อง ดังรูปที่ 3.7

**รูปที่ 3.5** แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน (Li-ion) แรงดันไฟฟ้า 12 V 15 Ah

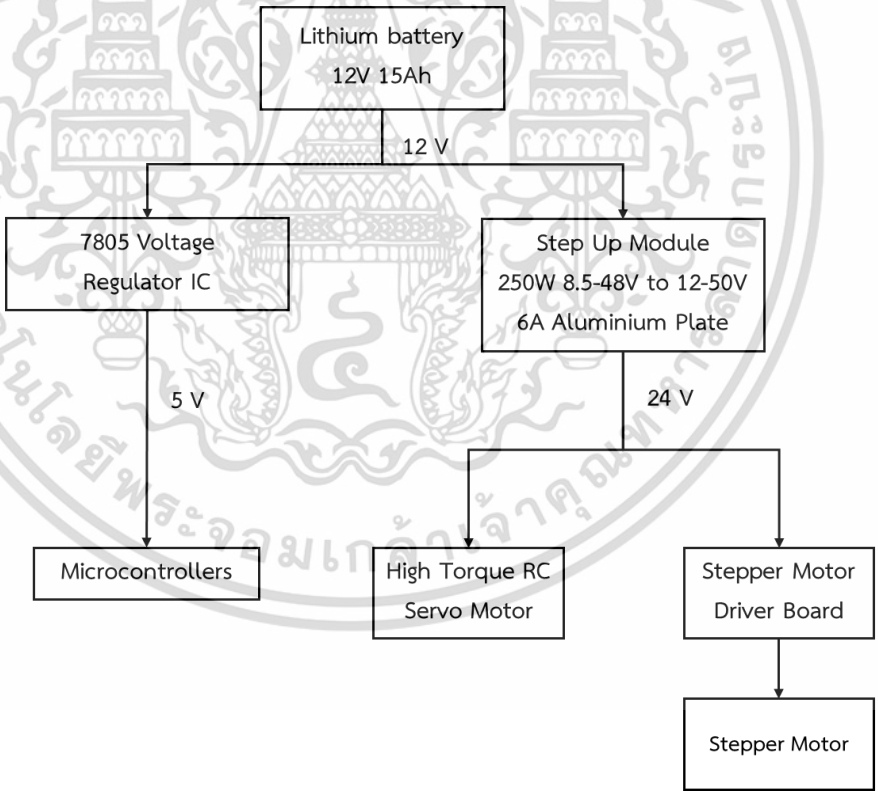


**รูปที่ 3.6** DC-DC Step Up Module (8.5-48V to 12-50V) – Aluminium Plate [31]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.7** กล่องบรรจุวงจรไฟฟ้า และแบตเตอรี่

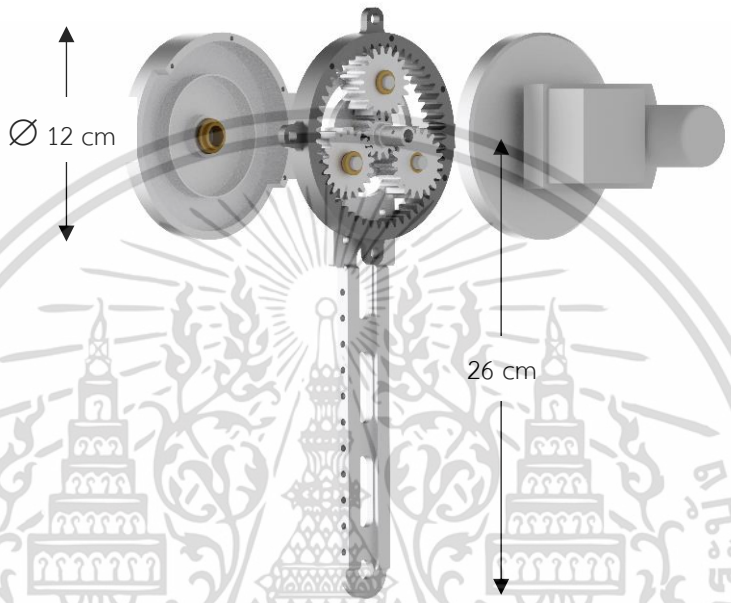



**รูปที่ 3.8** แผนผังแสดงการแปลงแรงดันไฟฟ้า

การแปลงแรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ ขนาด 12 โวลต์ เป็น 5 โวลต์ และ 24 โวลต์ นั้นแสดงดังรูปที่ 3.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

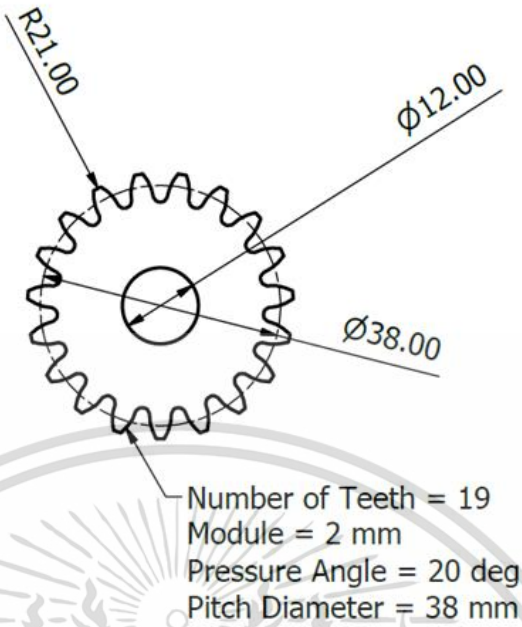
3.1.3.2 ส่วนเอว เป็นส่วนที่ออกแบบเพื่อใช้เป็นตำแหน่งติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์ซึ่งเป็นอุปกรณ์ส่งกำลังหลักของอุปกรณ์เพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายผู้สวมใส่ และในระบบส่งกำลังนั้นมีการออกแบบระบบเฟืองเพื่อช่วยเพิ่มกำลังให้แก่อุปกรณ์ โดยใช้ชุดเฟืองดาวเคราะห์ (Planetary gear train) เนื่องจากเป็นชุดเฟืองที่ให้อัตราทดสูง และมีขนาดเล็ก ดังรูปที่ 3.9



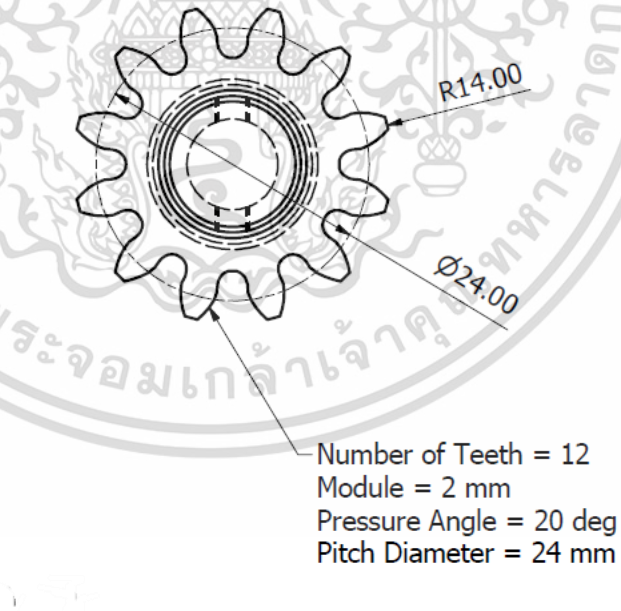

**รูปที่ 3.9** ชุดเฟืองดาวเคราะห์ และเซอร์โวมอเตอร์

ชุดเฟืองดาวเคราะห์ (Planetary gear train) ประกอบด้วย ชุดเฟืองพิเนี่ยน (Pinion Gear) เฟืองกลาง (Sun Gear) และเฟืองวงแหวน (Ring Gear) มีขนาดดังรูปที่ 3.10 ,3.11 และ 3.12 ตามลำดับชุดเฟืองดาวเคราะห์ที่เลือกใช้เป็นชุดเฟืองดาวเคราะห์ชั้นเดียว (Simple Planetary Gear Trains) คือ มีเฟืองพิเนี่ยน 1 ชุด (3 ตัว) โดยชุดเฟืองดาวเคราะห์ที่ใช้นั้นมีการประกอบดังรูปที่ 3.13 และในการประกอบชุดเฟืองนี้มีการสวมตลับลูกปืน (Bearing) และปลอก (Bush) เพื่อการหมุนของกลไกที่ราบรื่น และทำงานได้เต็มประสิทธิภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

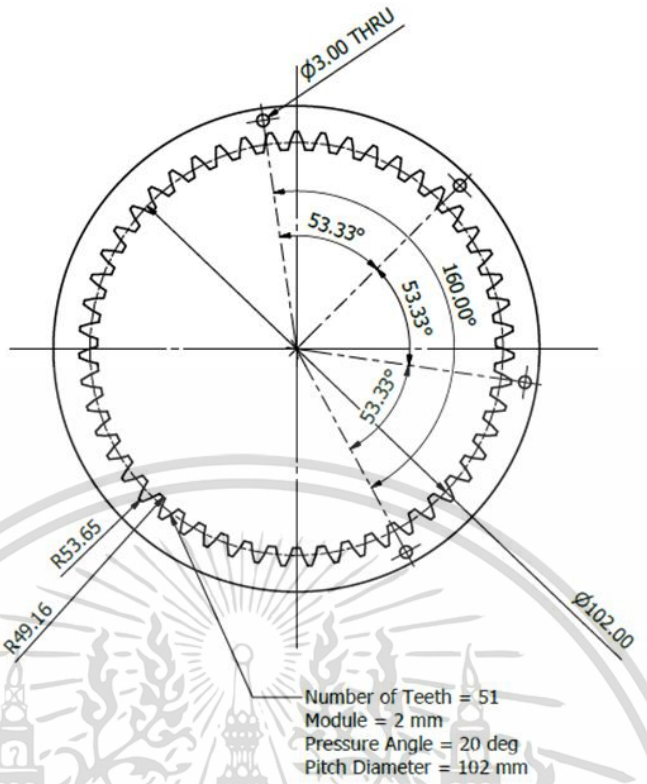



**รูปที่ 3.10** เฟืองพิเนี่ยน (Pinion Gear)

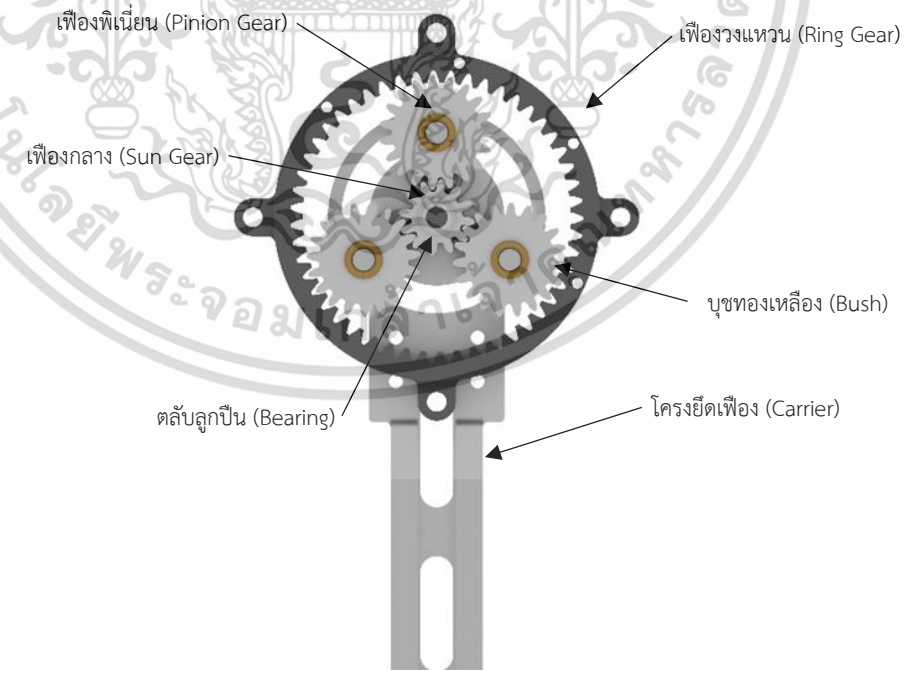



**รูปที่ 3.11** เฟืองกลาง (Sun Gear)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.12** เฟืองวงแหวน (Ring Gear)




**รูปที่ 3.13** การประกอบชุดเฟืองดาวเคราะห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมีอัตราทดของเฟืองดาวเคราะห์มีการทำงานดังนี้

เฟืองกลาง (Sun gear) เป็นเฟืองขับ (Input)

โครงยึดเฟือง (Carrier) เป็นเฟืองตาม (Output)

เฟืองวงแหวน (Ring Gear) ยึดอยู่กับที่ (Stationary)

และสามารถคำนวณอัตราทดของเฟืองดาวเคราะห์ได้จากสมการดังต่อไปนี้ [32]

$$1 + R/S) \qquad (3.1)$$

โดยให้ S เท่ากับ จำนวนฟันของเฟืองกลาง (Sun gear)

R เท่ากับ จำนวนฟันของเฟืองวงแหวน (Ring Gear)

จากการออกแบบกำหนดให้ จำนวนฟันของเฟืองกลาง (Sun gear) เท่ากับ 12 ฟัน

จำนวนฟันของเฟืองวงแหวน (Ring Gear) เท่ากับ 51 ฟัน

จะได้ 1+(51/12) = 5.25

ดังนั้น อัตราทดของเฟืองดาวเคราะห์ เท่ากับ 5.25 : 1

หมายถึง เมื่อเฟืองกลาง (Sun gear) ที่เป็นเฟืองขับหมุนไป 5.25 รอบ จะทำให้โครงยึดเฟือง (Carrier) ที่เป็นเฟืองตามหมุนไป 1 รอบ ซึ่งส่งผลให้การหมุนของโครงยึดเฟืองที่เป็นเป็นโครงสร้างส่วนขาท่อนบนหมุนช้าลง

จากคุณสมบัติของเซอร์โวมอเตอร์ที่เลือกใช้ มีแรงบิด (torque) 400 kg*cm และมีความเร็ว 0.5s/60degree หมายถึง สามารถขับให้แกนหมุนเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งมุม 60 องศาภายในเวลา 0.5 วินาที คำนวณแรงบิดขาออกของโครงสร้างขาท่อนบน [33]

$$\tau_o = \tau_m \times i \times \eta \qquad (3.2)$$

โดยให้ $\tau_o$ คือ แรงบิดขาออก (kg*cm)

$\tau_m$ คือ แรงบิดของเซอร์โวมอเตอร์ (kg*cm)

$i$ คือ อัตราทดของชุดเฟืองดาวเคราะห์

$\eta$ คือ ประสิทธิภาพของชุดเฟืองดาวเคราะห์ กำหนดให้เท่ากับ 80%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้ $\tau_o = 400 \times 5.25 \times 80/100$ kg*cm

ดังนั้น แรงบิดขาออกของโครงสร้างขาท่อนบน เท่ากับ 1,680 kg*cm

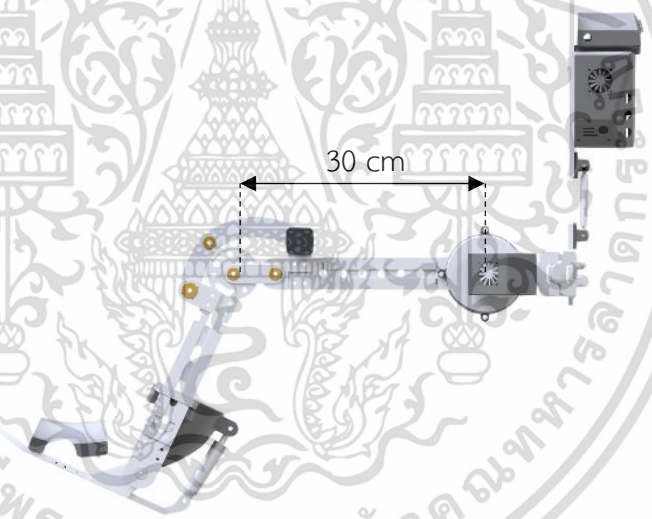
คำนวณแรงบิดที่ต้องใช้ในการขับเคลื่อนโครงสร้างส่วนขาในขณะไม่มีผู้สวมใส่ [34]

$$\tau = F \times r \quad (3.3)$$

โดยให้ $\tau$ คือ แรงบิด (kg*cm)

$F$ คือ น้ำหนักรวมของโครงสร้างส่วนขา (kg)

$r$ คือ ความยาวของโครงสร้างขาท่อนบน (cm)




**รูปที่ 3.14** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนขาเพื่อการคำนวณแรงบิด

จะได้ $\tau = 3$ (kg) $\times$ 30 (cm)

ดังนั้น แรงบิดที่ต้องใช้ในการขับเคลื่อนโครงสร้างส่วนขาในขณะไม่มีผู้สวมใส่ เท่ากับ 90 kg*cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณแรงบิดที่ต้องใช้ในการขับเคลื่อนในขณะมีผู้สวมใส่ โดยกำหนดให้ผู้สวมใส่มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม โดยน้ำหนักของขาคิดเป็น 20 % ของน้ำหนักตัว [35] ดังนั้น น้ำหนักของขาจะเท่ากับ 10 กิโลกรัม และน้ำหนักของโครงสร้างส่วนขาของอุปกรณ์ เท่ากับ 3 กิโลกรัม

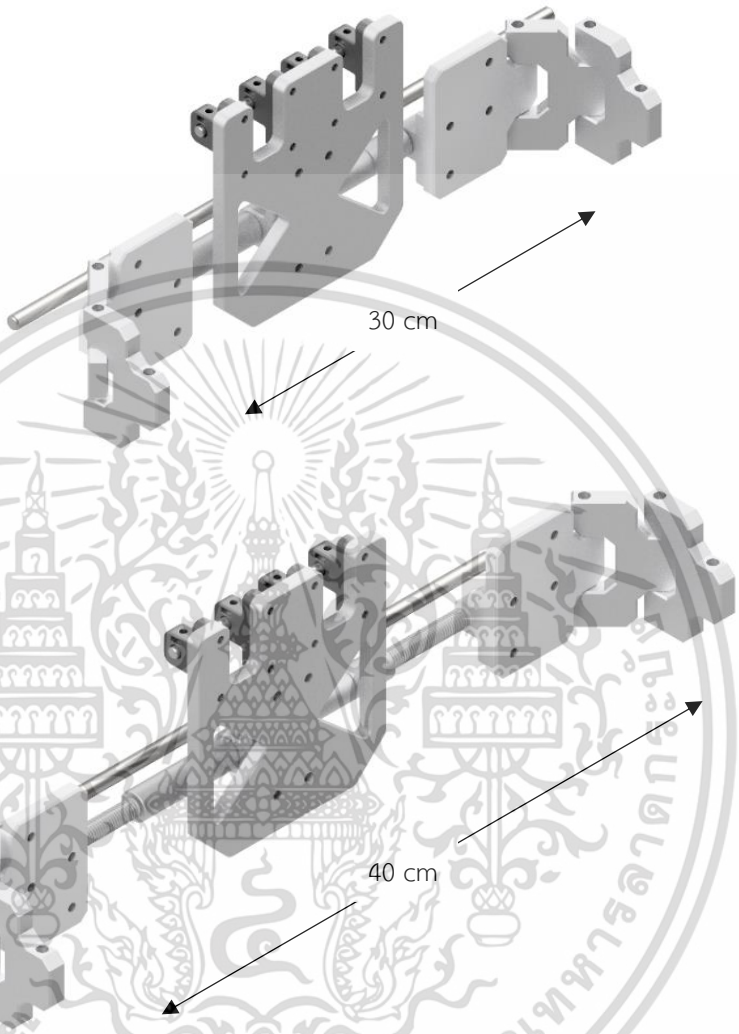
จะได้ $\tau = 13\ (kg) \times 30\ (cm)$

ดังนั้น แรงบิดที่ต้องใช้ในการขับเคลื่อนในขณะมีผู้สวมใส่ โดยกำหนดให้ผู้สวมใส่มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม เท่ากับ 390 kg*cm

จะเห็นได้ว่า แรงบิดที่อุปกรณ์สามารถสร้างได้ เท่ากับ 1,680 kg*cm และแรงบิดที่ต้องใช้ในการขับเคลื่อนในขณะมีผู้สวมใส่ โดยกำหนดให้ผู้สวมใส่มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม เท่ากับ 390 kg*cm ซึ่งเพียงพอต่อการใช้งานของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

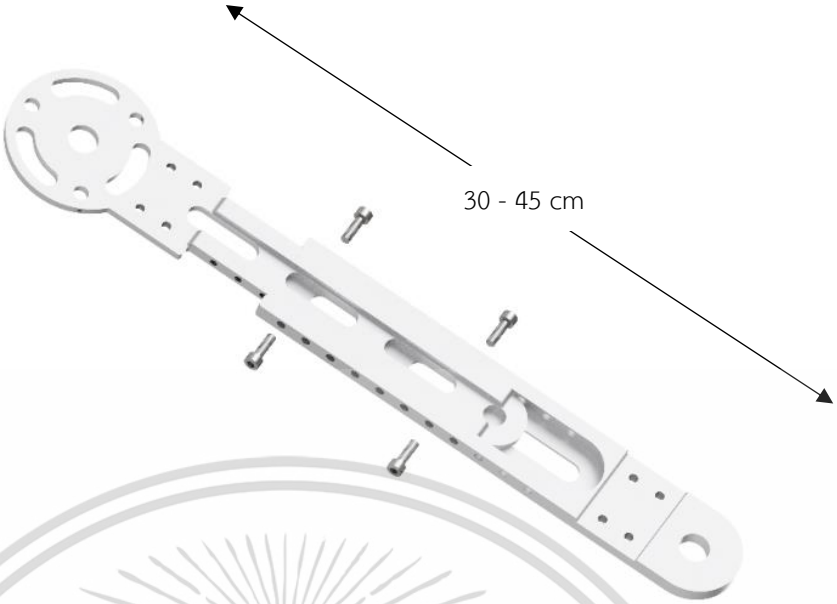
อีกทั้งในส่วนโครงสร้างนี้มีอาการออกแบบให้สามารถปรับขนาดความกว้างได้ตามขนาดเอวของผู้สวมใส่โดยใช้หลักการของเกลียวเร่ง (Turnbuckle) ดังรูปที่ 3.15




**รูปที่ 3.15** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเอว

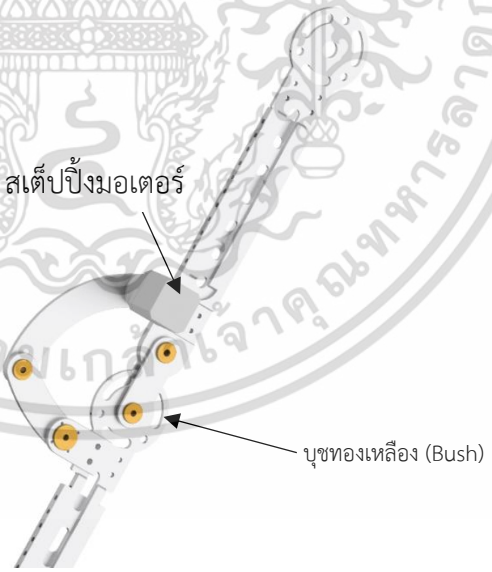
3.1.3.3 ส่วนขา ออกแบบให้สามารถปรับระดับความยาวให้เหมาะกับร่างกายของผู้สวมใส่ได้ โดยโครงสร้างในส่วนของขาท่อนบนและท่อนล่างนั้นออกแบบให้มีรูปร่างเหมือนกันเพื่อลดต้นทุนในกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน ดังรูปที่ 3.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.16** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนขา

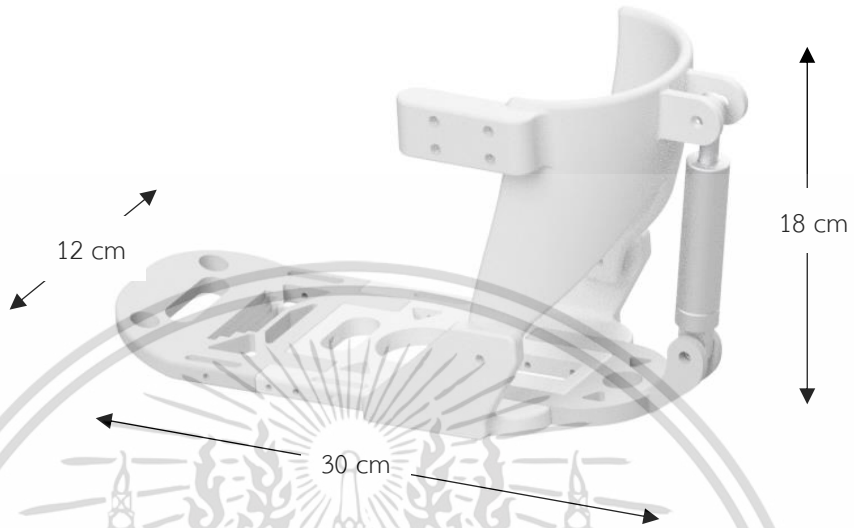
3.1.3.4 ส่วนเข่า เป็นส่วนที่มีการติดตั้งของสเต็ปปิ้งมอเตอร์เพื่อช่วยเคลื่อนไหวขาท่อนล่างของผู้สวมใส่ ดังรูปที่ 3.17




**รูปที่ 3.17** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเข่า และสเต็ปปิ้งมอเตอร์

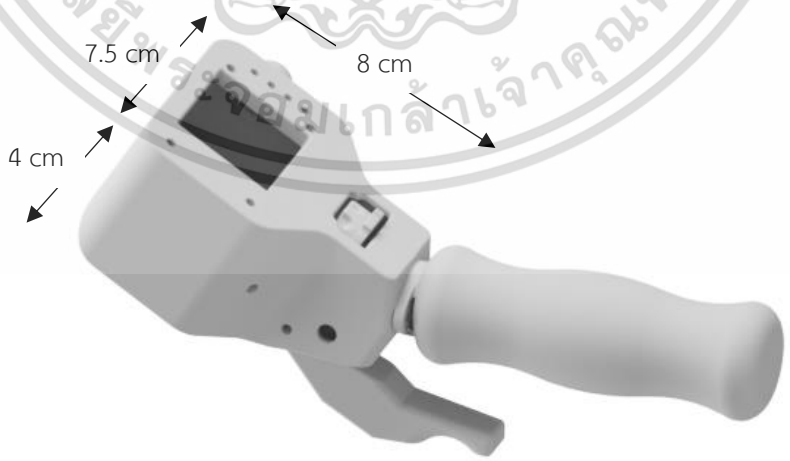
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.5 ส่วนเท้า ออกแบบให้มีกลไกของสปริงค์ในการช่วยให้ปลายเท้ายกขึ้นเมื่อมีการก้าวเดิน เพื่อป้องกันการสะดุดล้มของผู้สวมใส่ ดังรูปที่ 3.18




**รูปที่ 3.18** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนเท้า และกลไกของสปริงค์

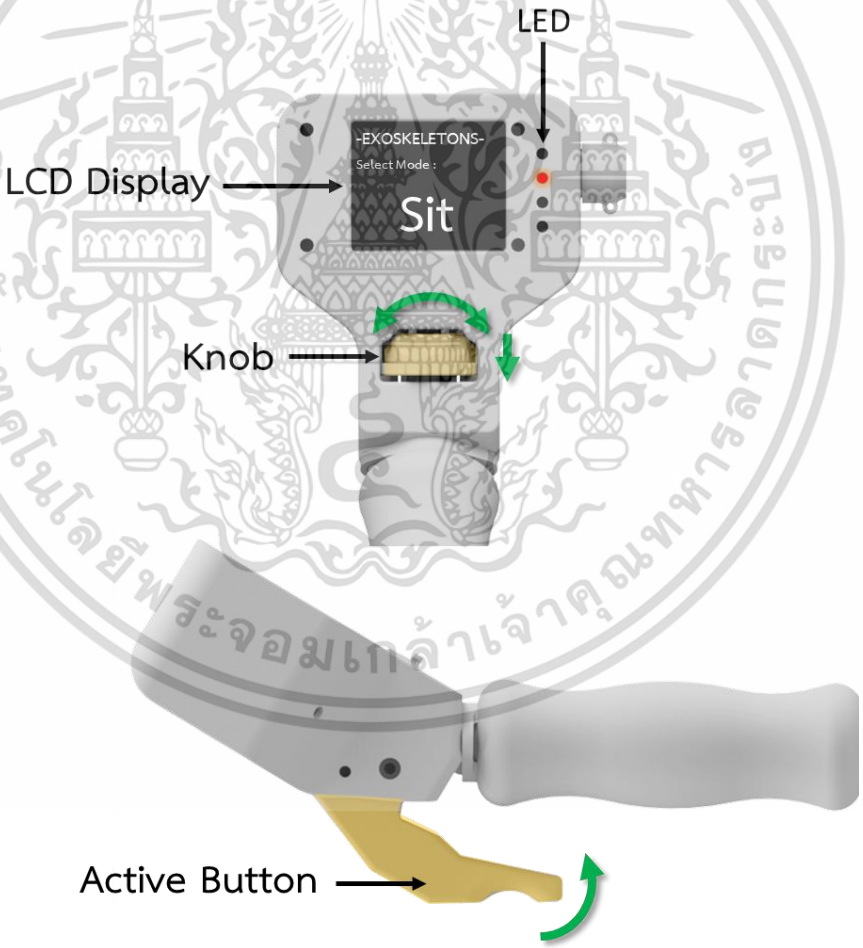
3.1.3.6 ส่วนควบคุมและแสดงผล เป็นส่วนที่รับคำสั่งจากผู้สวมใส่เพื่อให้ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั้นทำตามคำสั่งโดยเคลื่อนไหวตามสถานะที่ผู้สวมใส่เลือก และมีจอแสดงผลเพื่อบอกสถานะปัจจุบันของอุปกรณ์ และแสดงผลการเลือกสถานการณ์เคลื่อนไหวของอุปกรณ์ ดังรูปที่ 3.19




**รูปที่ 3.19** โครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนควบคุมและแสดงผล

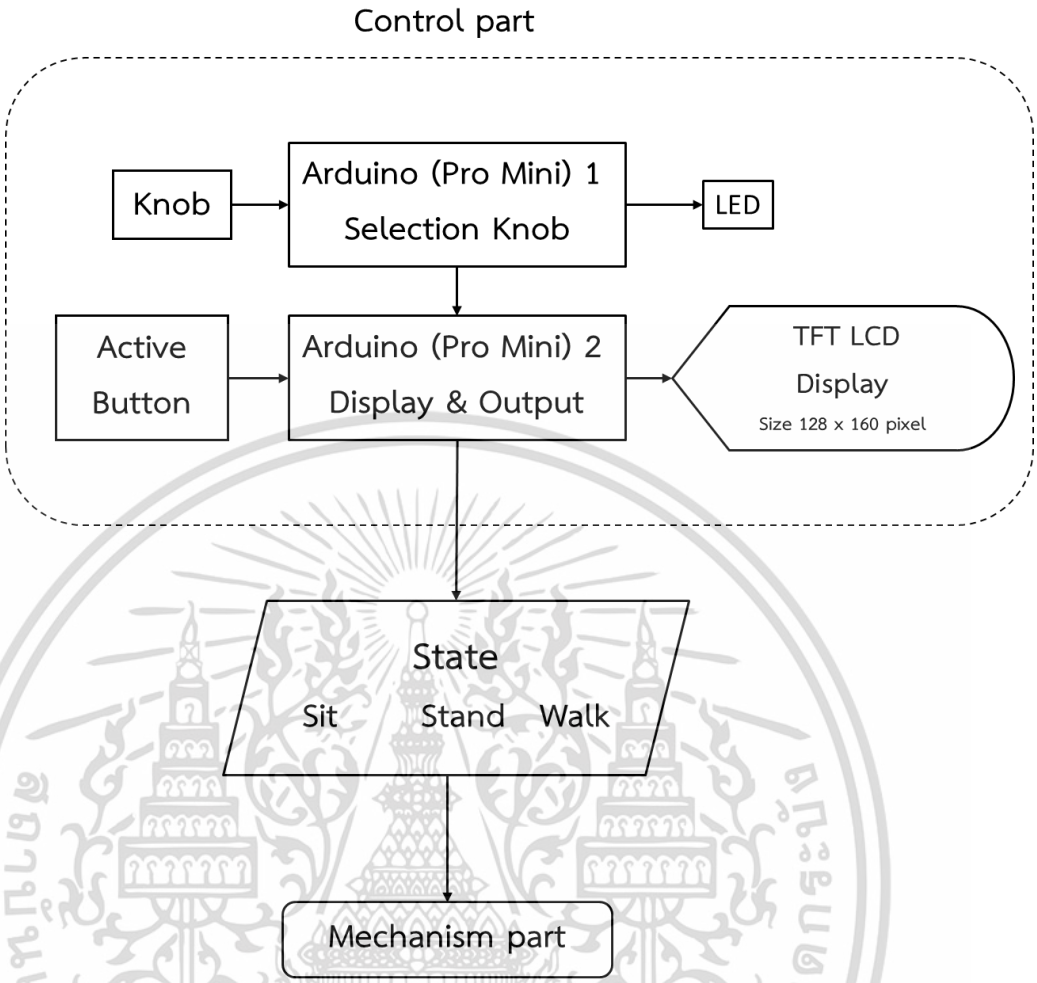
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยโครงสร้างของส่วนควบคุมและแสดงผลนี้สร้างจากการพิมพ์ 3 มิติ ซึ่งออกแบบให้มีรูปร่างน่าใช้งาน และเหมาะกับการใช้งานกับมือทั้ง 2 ข้าง ซึ่งส่งผลให้ไม่เกิดความแตกต่างในการใช้งานของบุคคลที่มีความถนัดมือซ้าย และขวาที่ต่างกัน โดยอุปกรณ์ควบคุมมีส่วนประกอบดังรูปที่ 3.19 ซึ่งประกอบไปด้วยจอแสดงผล (TFT LCD Display) ความละเอียด 128 x 160 พิกเซล ขนาด 1.8 นิ้ว เป็นส่วนแสดงผลคำสั่งการการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์โครงร่างภายนอก และมีไฟ LED บอกสถานะคำสั่งการอุปกรณ์เช่นกัน โดยมีอุปกรณ์ที่แปลงการหมุน (360 องศา) เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (Knob) เพื่อรับคำสั่งการเลือกสถานะการทำงานของอุปกรณ์โครงร่างภายนอก พร้อมทั้งเป็นปุ่มเลือกสถานะอีกด้วย และมีปุ่มสั่งการ (Active button) เพื่อให้อุปกรณ์ทำงานตามคำสั่งนั้น ซึ่งส่วนประกอบของอุปกรณ์ส่วนควบคุมและแสดงผล แสดงดังรูปที่ 3.20 โดยวิธีการควบคุมและสั่งการชุดอุปกร์โครงร่างภายนอกนี้จะอธิบายเพิ่มเติมในภาคภนวก




**รูปที่ 3.20** ส่วนประกอบของอุปกรณ์ส่วนควบคุมและแสดงผล

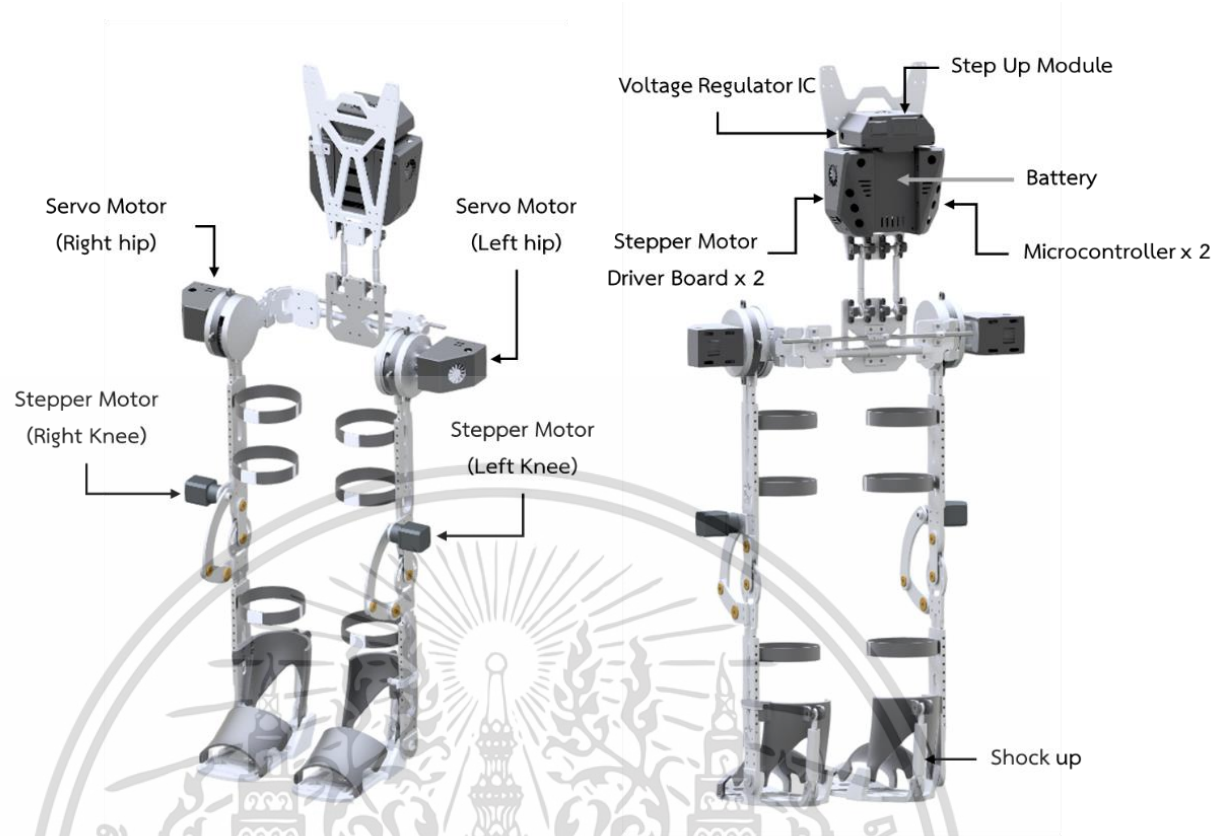
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.21** แผนผังการทำงานของส่วนควบคุมและแสดงผล

จากรูปที่ 3.21 แผนผังการทำงานของส่วนควบคุมและแสดงผล โดยในการรับคำสั่งจากผู้ใช้ผ่านทางการหมุนอุปกรณ์เลือกสถานะ (Knob) และการสั่งการทำงานของอุปกรณ์ผ่านปุ่มสั่งการ (Active button) ซึ่งจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขนาดเล็ก จำนวน 2 ตัว โดยเลือกใช้ Arduino Pro Mini 328 - 5V/16MHz ที่มีขนาดเพียง 33.3 x 18.0 มิลลิเมตร แต่เนื่องจากมีขนาดเล็กจึงส่งผลให้มีจำนวนขาในการเชื่อมต่ออุปกรณ์อื่นไม่เพียงพอจึงต้องใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ 2 ตัว ซึ่งคำสั่งที่ผู้ใช้เลือกจส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์โครงร่างภายนอกในส่วนของไกกลต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



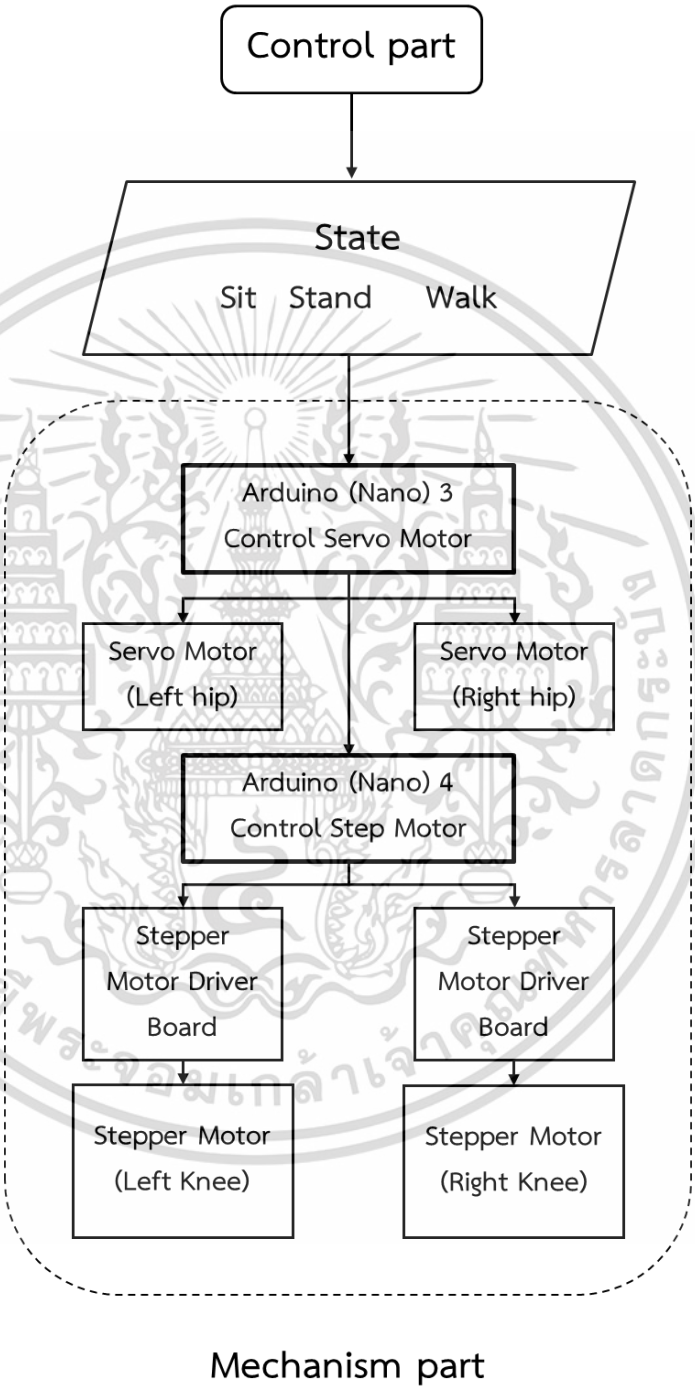

**รูปที่ 3.22** ส่วนประกอบโครงสร้างและกลไกของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก

ในส่วนของโครงสร้างและกลไกของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกมีส่วนประกอบหลัก ได้แก่ ส่วนของวงจรไฟฟ้าและแบตเตอรี่ เซอร์โวมอเตอร์ ดังรูปที่ 3.1 และสเต็ปปิ้งมอเตอร์ ดังรูปที่ 3.23 ซึ่งเป็นอุปกรณ์ส่งกำลังหลักให้แก่ชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้ โดยจากรูปที่ 3.22 จะแสดงให้เห็นถึงตำแหน่งการติดตั้ง และการประกอบของชิ้นส่วนต่างๆ ของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก ซึ่งรวมไปถึงกลไกของสปริงค์ (Shock up) ในการช่วยในการยกปลายเท้าขณะเดิน และตำแหน่งของสายรัดที่ใช้นการสวมใส่อุปกรณ์กับผู้ใช้งาน

จากรูปที่ 3.23 แผนผังการทำงานของส่วนกลไกการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก โดยเลือกใช้ Arduino Nano 3.0 จำนวน 2 ตัว เมื่อได้รับคำสั่งจากผู้ใช้จากส่วนควบคุมและการสั่งการทำงานของอุปกรณ์โดยการกดปุ่มสั่งการ (Active button) จะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ถูกเขียนโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้ ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่ 1 (Arduino (Nano) 3) เพื่อทำการตรวจสอบสถานะปัจจุบันของอุปกรณ์และทำการสั่งการการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่ 1 นี้จะเป็นตัวควบคุมการหมุนของเซอ์โวมอเตอร์ที่ติดตั้งไว้บริเวณเอว และส่งคำสั่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่ 2 (Arduino (Nano) 4) ซึ่งจะเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่สั่งการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

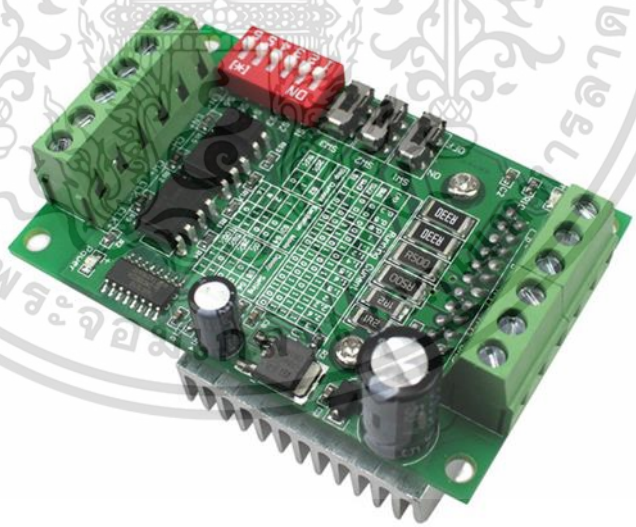
และควบคุมสเต็ปปิ้งมอเตอร์ผ่านวงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ (TB6560 3A Stepper Motor Driver Board) ดังรูปที่ 3.25 ซึ่งโปรแกรมควบคุมการทำงานของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้จะอธิบายเพิ่มเติมในลำดับถัดไป




**รูปที่ 3.23** แผนผังการทำงานของส่วนกลไกการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

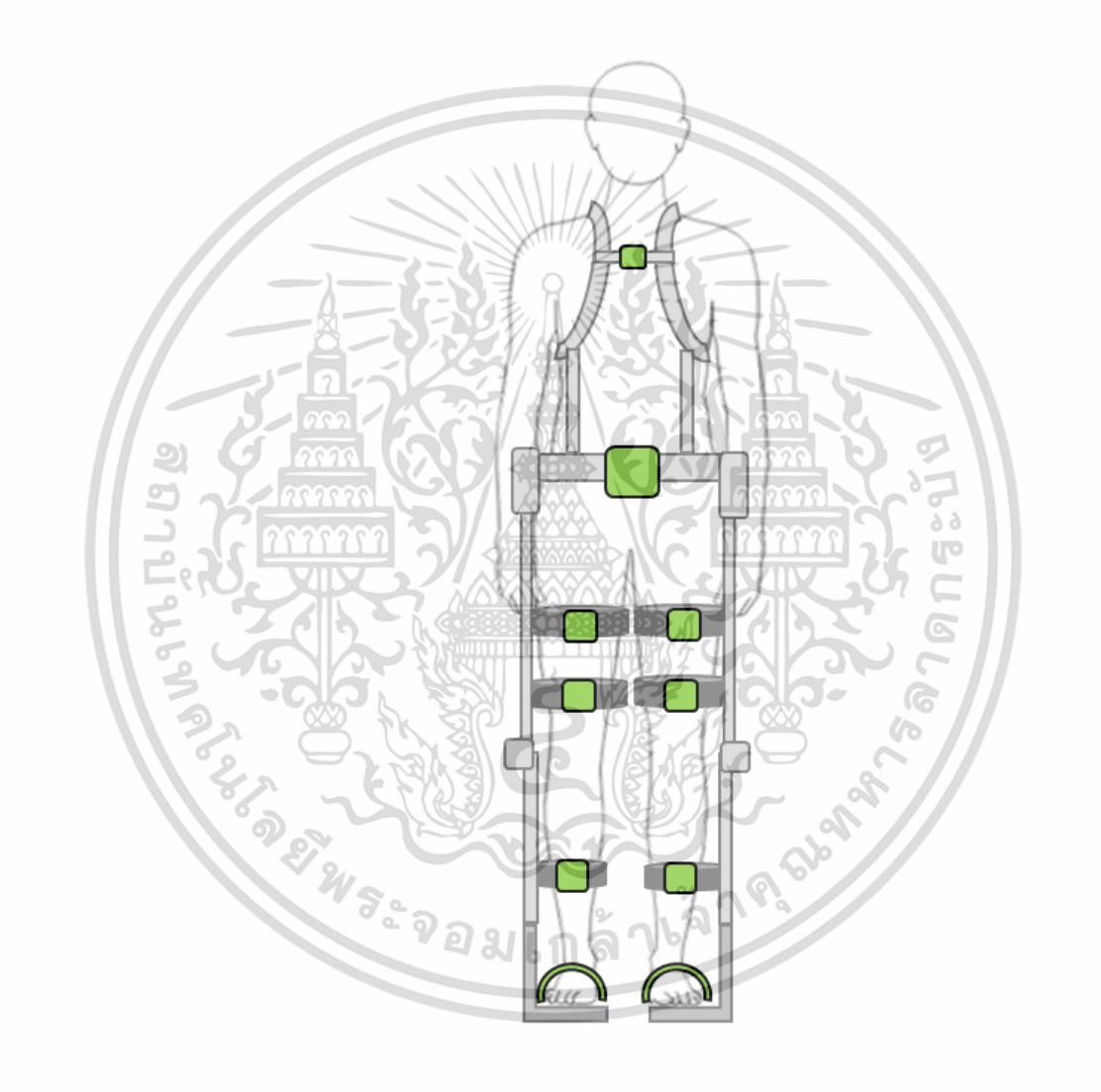
**รูปที่ 3.24** Planetary Gearbox Ratio 5.18:1 Nema 17 Stepper Motor [36]



**รูปที่ 3.25** วงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ (TB6560 3A Stepper Motor Driver Board) [37]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

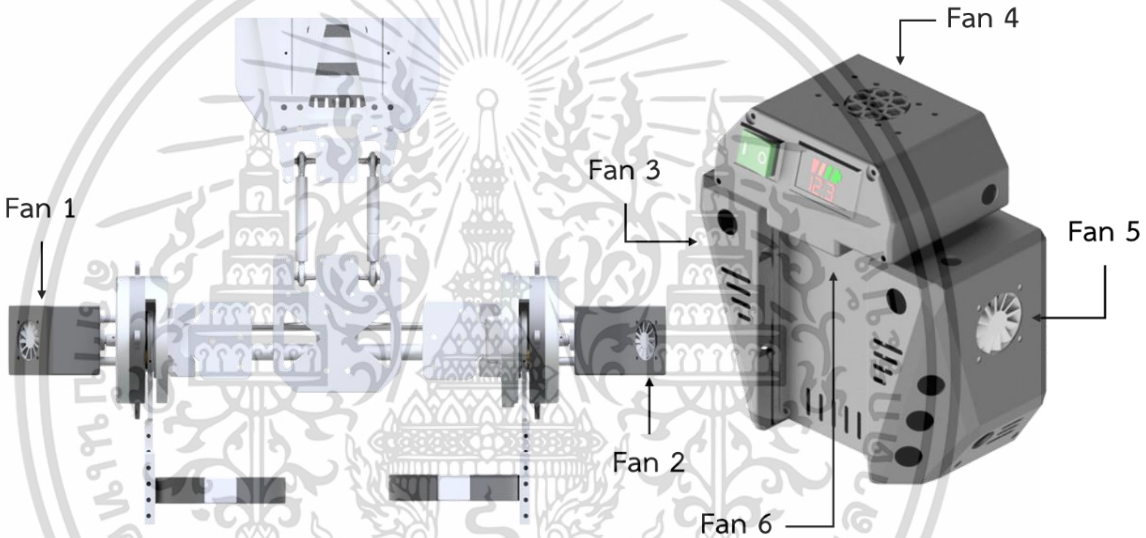
3.1.3.7 ส่วนการยึดและสวมใส่ชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก มีการติดตั้งชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกในส่วนหลังเข้ากับชิ้นส่วนที่มีลักษณะเป็นกระเป๋าสะพายหลังที่มีตัวยึดบริเวณหน้าอก และเอวของผู้สวมใส่ ในส่วนของขาท่อนบนมีการใช้สายรัดข้างละ 2 ตำแหน่ง และในส่วนขาท่อนล่างมีการใช้สายรัดข้างละ 1 ตำแหน่ง พร้อมทั้งมีอุปกรณ์ที่ช่วยรัดบริเวณเท้าอีกด้วย ซึ่งผู้สวมใส่สามารถสวมใส่ได้ในขณะที่สวมรองเท้าตามปกติ โดยจุดยึดตางๆ แสดงดังรูปที่ 3.26



**รูปที่ 3.26** การสวมใส่และจุดยึดชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกกับร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.8 ระบบระบายความร้อน โดยในการออกแบบและสร้างชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้มีการคำนึงถึงความร้อนที่จะเกิดระหว่างการทำงานของอุปกรณ์ในส่วนต่างๆ จึงมีการติดตั้งพัดลมระบายความร้อนขนาด 40 x 40 x 10 มิลลิเมตร ทั้งหมด 6 ตัว โดยติดตั้งในบริเวณของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ได้แก่ ชุดเซอร์โวมอเตอร์บริเวณเอวข้างละ 1 ตัว (Fan 1, 2) กล่องเก็บไมโครคอนโทรลเลอร์และวงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ (Fan 3, 5) และวงจรแปลงแรงดันไฟฟ้ากับแบตเตอรี่ (Fan 4, 6) ดังรูปที่ 3.27

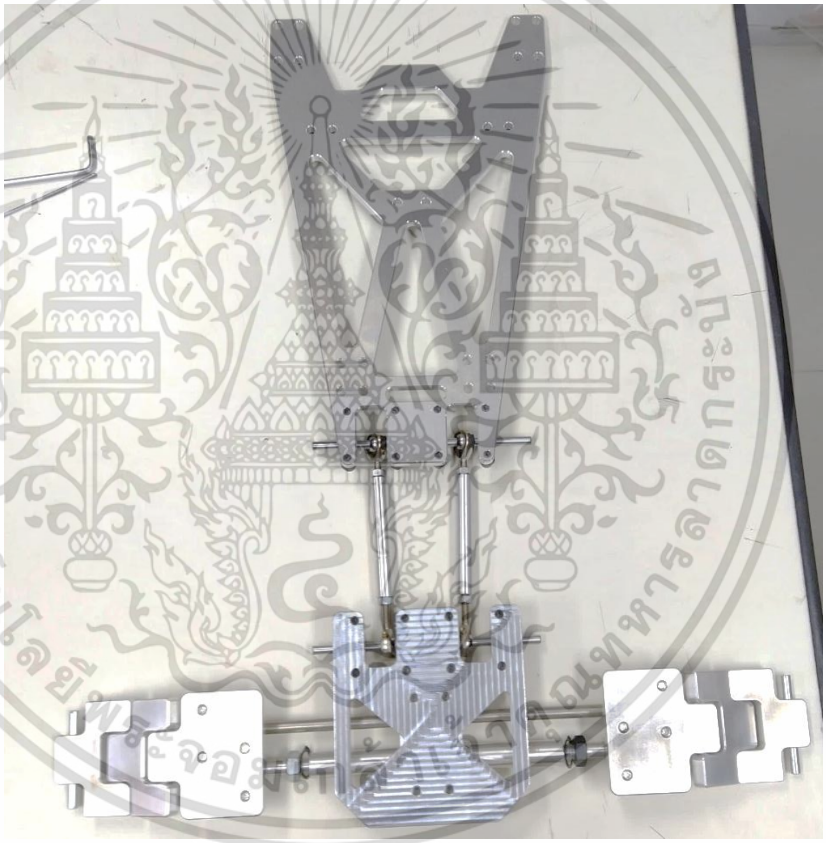



**รูปที่ 3.27** พัดลมในระบบระบายความร้อนของอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

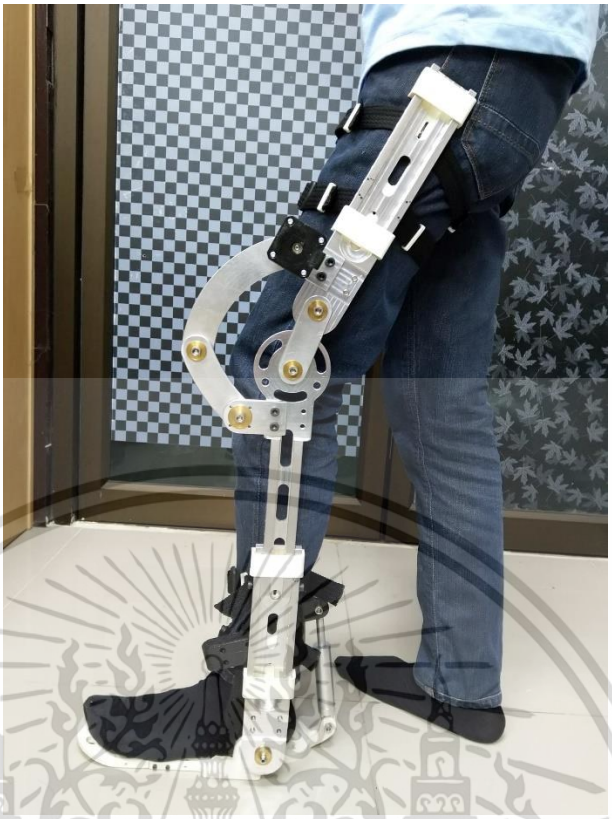
**3.1.4 กระบวนการสร้าง การประกอบโครงสร้างและกลไกของอุปกรณ์**

เมื่อออกแบบและทดลองประกอบชิ้นส่วนต่างๆ ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบเรียบร้อยแล้ว จากนั้นเข้าสู่กระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานโดยในส่วนของโครงสร้างหลักที่มีวัสดุเป็นอลูมิเนียมขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่องจักรกลอัตโนมัติที่ทำงานได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CNC Machine) ซึ่งชิ้นงานที่ได้จะมีความถูกต้อง และแม่นยำส่งผลให้ง่ายต่อการประกอบชิ้นงาน และทำให้การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ไม่ติดขัด โครงสร้างส่วนหลังและเอวแสดงดังรูปที่ 3.28 ซึ่งเป็นชิ้นส่วนสำหรับการติดตั้งกล่องบรรจุแบตเตอรี่และวงจรไฟฟ้าทั้งหมดของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว และโครงสร้างชิ้นส่วนของส่วนขา และเท้าของอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.29



**รูปที่ 3.28** โครงสร้างของอุปกรณ์จากอลูมิเนียมส่วนหลัง และเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

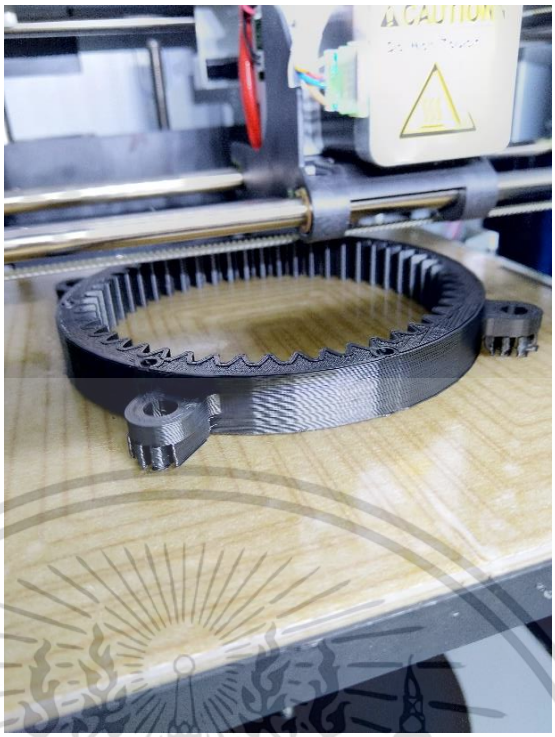


**รูปที่ 3.29** โครงสร้างของอุปกรณ์จากอลูมิเนียมส่วนขา และเท้า

ในการสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั้นมีการใช้กระบวนการขึ้นรูปชิ้นส่วนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ สำหรับชิ้นส่วนของกล่องบรรจุแบตเตอรี่ และแผงวงจรไฟฟ้าต่างๆ ที่ใช้สั่งการและควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ รวมถึงในส่วนของอุปกรณ์ควบคุมและสั่งการที่รับคำสั่งจากผู้ใช้ไปยังอุปกรณ์ โดยวัสดุที่ใช้เป็นพลาสติก ABS ที่มีความทนทานแข็งแรง และยืนหยุ่นได้เล็กน้อย ดังรูปที่ 3.30

การสร้างชิ้นส่วนในส่วนของเฟืองวงแหวนนั้นใช้กระบวนการขึ้นรูปชิ้นส่วนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ เนื่องจากเป็นชิ้นส่วนที่ต้องการความแม่นยำนารประกอบสูง อีกทั้งในกระบวนการขึ้นรูปวิธีอื่นมีความยากมากกว่า หากขึ้นรูปด้วยการกัดขึ้นรูปชิ้นงานต้องมีการแบ่งส่วนของเฟืองวงแหวนออกเป็นหลายส่วนเพื่อสะดวกต่อการขึ้นรูป ซึ่งอาจส่งผลให้ในการประกอบชิ้นงานเกิดความคลาดเคลื่อนจนส่งผลกระทบต่อการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้ จึงเลือกใช้กระบวนการขึ้นรูปนี้ โดยการประกอบชิ้นส่วนของชุดเฟืองดาวเคราะห์แสดงดังรูปที่ 3.31 และการประกอบเซอร์โวมอเตอร์ที่เป็นระบบส่งกำลังในการเคลื่อนที่ของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกแสดงดังรูปที่ 3.32

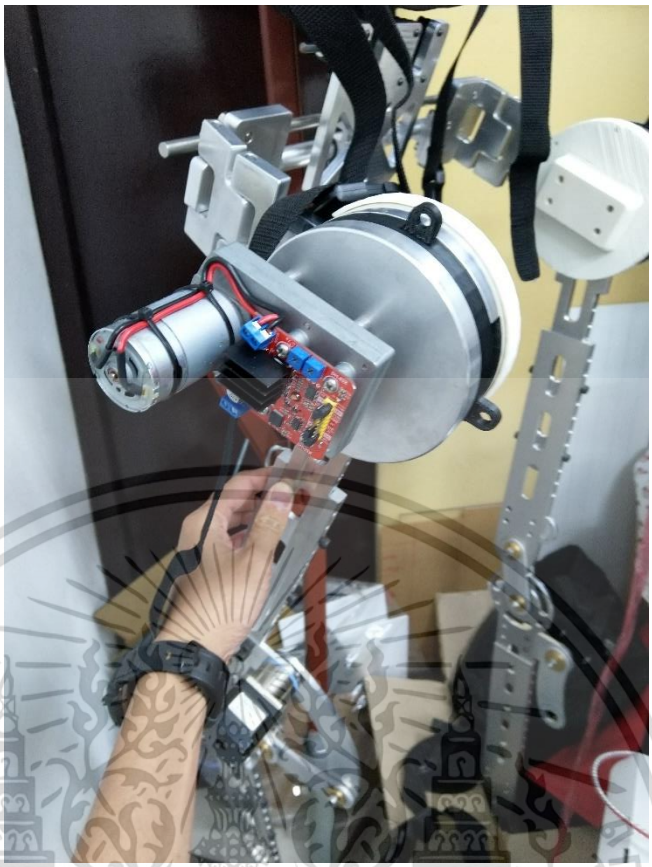
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**รูปที่ 3.30** โครงสร้างของอุปกรณ์จากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

**รูปที่ 3.31** ชุดเฟืองดาวเคราะห์จากอลูมิเนียม และพลาสติก ABS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**รูปที่ 3.32** การประกอบเซอร์โวมอเตอร์เข้ากับชุดเฟืองดาวเคราะห์

การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์และวงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ไปยังเซอร์โวมอเตอร์และสเต็ปปิ้งมอเตอร์ รวมถึงการจ่ายพลังงานจากวงจรแปลงแรงดันไฟฟ้าไปยังอุปกรณ์ส่งกำลังมีการเลือกใช้ปลั๊ก (GX16 Connectors Socket Aviation Plug) ในการเชื่อมต่อโดยที่มีเกลียวเพื่อการยึดให้ปลั๊กนั้นเชื่อมต่อได้แข็งแรง อีกทั้งแต่ละปลั๊กจะมีจำนวนขาภายในไม่เท่ากัน และมีสัญลักษณ์ตำแหน่งการเชื่อมต่อเพื่อป้องกันการเชื่อมต่อสายไฟผิด ซึ่งอาจส่งผลให้เกิดความเสียหายแก่อุปกรณ์และวงจรไฟฟ้าได้ โดยลักษณะของปลั๊กแสดงดังรูป 3.33

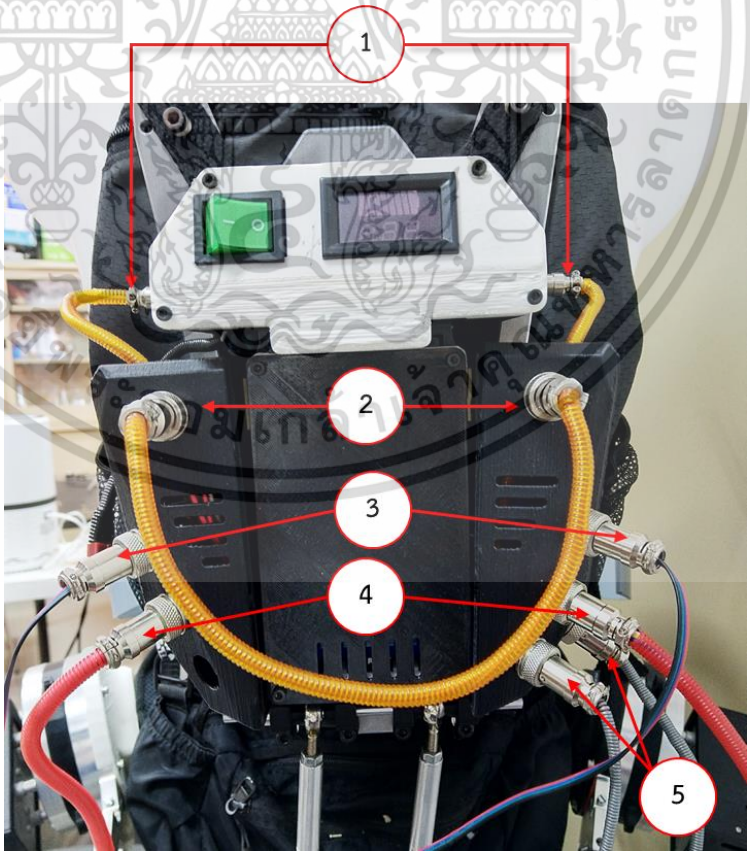
โดยปลั๊กแต่ละตำแหน่งทำการเชื่อมต่อวงจรไฟฟ้า ดังต่อไปนี้

1. เชื่อมต่อระหว่างวงจรแปลงแรงดันไฟฟ้าไปยังแผงวงจรไฟฟ้าอื่น เป็นช่องทางการจ่ายพลังงานไฟฟ้าให้แก่ ไมโครคอนโทรลเลอร์ วงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์
2. เชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์ และไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมการทำงานของสเต็ปปิ้งมอเตอร์ ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้ง 2 ตัว จะทำงานสัมพันธ์กันเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เชื่อมต่อระหว่างวงจรขับสเต็ปปิ้งมอเตอร์ไปยังสเต็ปปิ้งมอเตอร์ เพื่อสั่งการและควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกในส่วนเข่า
4. เชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับเซอร์โวมอเตอร์ เพื่อสั่งการและควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกในส่วนเอว
5. เชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ควบคุมและแสดงผล(คันบังคับ) โดยจะมี 2 ปลั๊กที่ใช้เชื่อมต่อ ปลั๊กที่ 1 จะเป็นส่วนการจ่ายพลังงานไฟฟ้าจากวงจรแปลงแรงดันไปยังวงจรไฟฟ้าภายในอุปกรณ์ควบคุมและแสดงผล และปลั๊กที่ 2 เป็นส่วนการส่งคำสั่งการทำงานที่ผู้ใช้เลือกไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก

อุปกรณ์ควบคุมและแสดงผลที่ออกแบบมานั้น ใช้เครื่องพิมพ์ 3 มิติในการขึ้นรูปชิ้นงานออกมา โดยออกแบบให้มีก้านขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ½ นิ้ว ซึ่งสามารถสวมเข้ากับส่วนมือจับของไม่ค้ำยันได้พอดี แสดงดังรูปที่ 3.34 ซึ่งเป็นตำแหน่งของมือผู้ใช้พอดี อีกทั้งสามารถใช้ได้ทั้งบุคคลที่ถนัดทั้งมือขวา และซ้ายได้




**รูปที่ 3.33** ปลั๊กเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 3.34** อุปกรณ์ควบคุมและแสดงผล

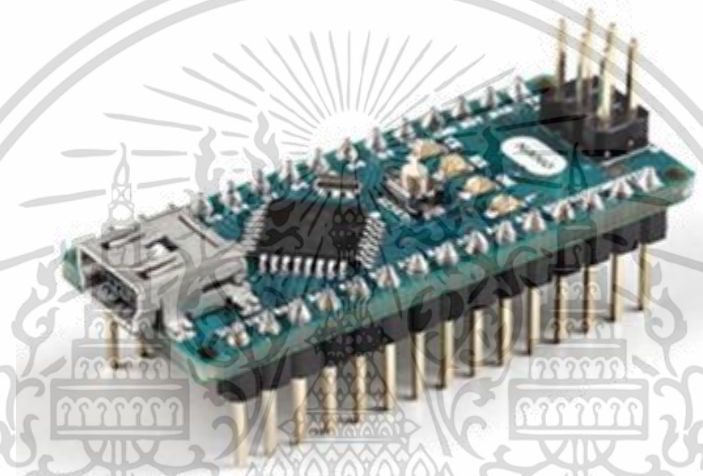
## 3.2 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์

การควบคุมการทำงานของชุดต้นแบบอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ทั้งหมด 4 ตัว ซึ่งใช้ในการสั่งการเซอร์โวมอเตอร์ (Servo Motor) ที่เป็นอุปกรณ์ส่งกำลังหลักในการเคลื่อนไหวขาท่อนบน 1 ตัว ควบคุมการทำงานของสเต็ปปิ้งมอเตอร์ (Stepping Motor) ที่ใช้ในการเคลื่อนไหวขาท่อนล่าง 1 ตัว และไมโครคอนโทรลเลอร์อีก 2 ตัว ใช้สำหรับการรับคำสั่งจากผู้ใช้เพื่อสั่งการเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดต้นแบบอุปกรณ์โครงร่างภายนอก และแสดงผลบนหน้าจอไปตามสถานะที่ต้องการ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้ง 4 ตัวจะทำงานผสานกันเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกใช้คือ Arduino Nano 3.0 และ Arduino Pro Mini 328 ดังรูปที่ 3.35 และ 3.36 เนื่องจากมีขนาดเล็ก มีน้ำหนักเบา อีกทั้งยังสามารถเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานได้ง่ายอีกด้วย

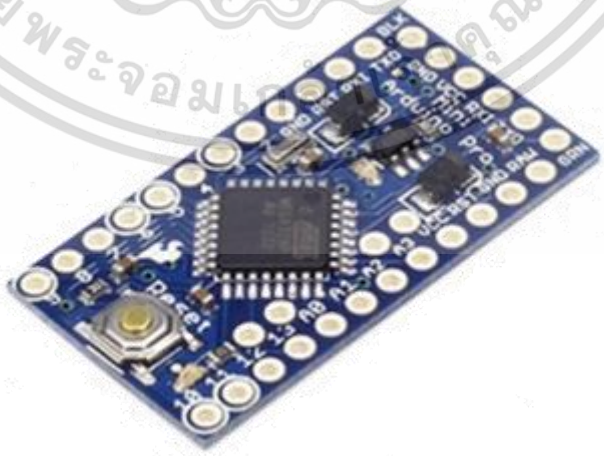
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังที่กล่าวไปในข้างต้นโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของชุดต้นแบบอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั้นมีทั้งหมด 3 สถานะ ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน โดยมีหลักการทำงานตามแผนผังการทำงาน ตามรูปที่ 3.37

จากผังการทำงานของโปรแกรมจะเห็นได้ว่าเมื่อมีการสั่งการให้เปลี่ยนสถานะการทำงานของอุปกรณ์นั้นจะมีกรตรวจสอบสถานะเดิมของอุปกรณ์ก่อนเสมอเพื่อให้เกิดความปลอดภัยต่อผู้ใช้ และเพื่อการทำงานที่ถูกต้อง

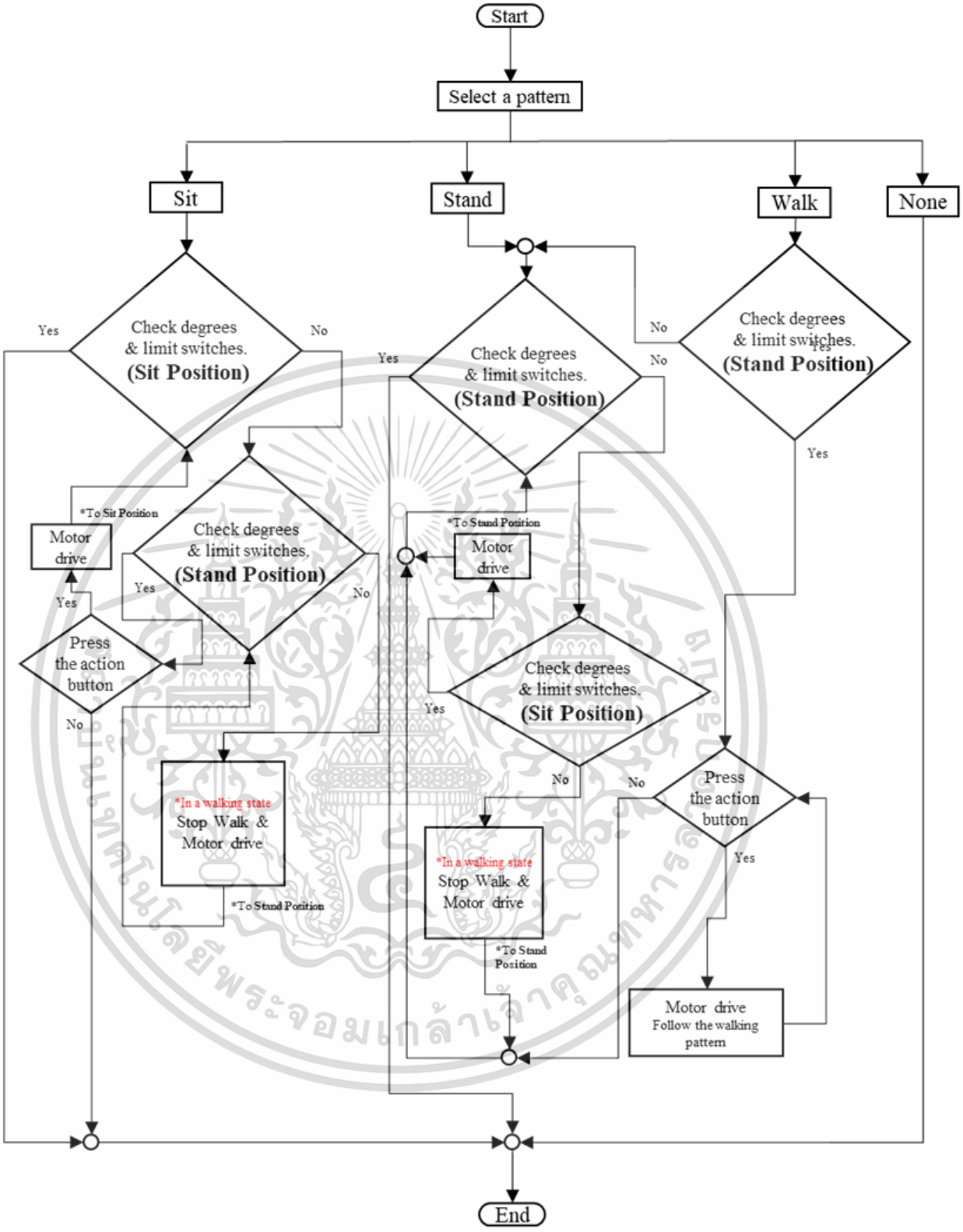


**รูปที่ 3.35** Arduino Nano 3.0 [38]



**รูปที่ 3.36** Arduino Pro Mini 328 [39]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




**รูปที่ 3.37** แผนผังหลักการทำงานของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.37 แสดงแผนผังหลักการทำงานของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์โดยการทำงานเริ่มต้นจากการที่ผู้ใช้เลือกรูปแบบการเคลื่อนไหวของชุดโครงร่างภายนอกผ่านทางการหมุนปุ่มบนคันบังคับ และกดเลือกรูปแบบเคลื่อนไหว รูปแบบการทำงานมีทั้งหมด 3 รูปแบบ คือ การนั่ง การยืน และการเดิน โดยจะมีการทำงานของโปรแกรมดังนี้

- การนั่ง

เมื่อผู้ใช้เลือกรูปแบบการนั่งแล้วทำการกดปุ่มสั่งการทำงาน (Active Button) โปรแกรมจะทำการตรวจสอบรูปแบบการเคลื่อนไหวปัจจุบันว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการเคลื่อนไหวใด โดยเริ่มจากการตรวจสอบว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการนั่งหรือไม่ หากสถานะของอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการนั่งอยู่แล้วอุปกรณ์จะจบการทำงานโดยไม่เคลื่อนไหวและรอรับคำสั่งการทำงานต่อไป แต่หากอุปกรณ์ไม่ได้อยู่ในรูปแบบการนั่งจะตรวจสอบสถานะว่าอุปกรณ์อยู่สถานะการยืนหรือไม่ หากอุปกรณ์อยู่ในสถานะรูปแบบการยืนโปรแกรมจะสั่งการให้ระบบส่งกำลัง(เซอร์โวมอเตอร์ และสเต็ปมอเตอร์) ทำงานโดยการเคลื่อนไหวให้อยู่ในรูปแบบการนั่ง แต่หากอุปกรณ์อยู่รูปแบบการเดินนั้นอุปกรณ์จะหยุดการเดินให้อยู่ในสถานะรูปแบบการยืน และทำการสั่งการระบบส่งกำลังให้เคลื่อนไหวอุปกรณ์ให้นั่งตามคำสั่งของผู้ใช้งานแล้วจบการทำงานและรอรับคำสั่งจากผู้ใช้ต่อไป

- การยืน

เมื่อผู้ใช้เลือกรูปแบบการยืนแล้วทำการกดปุ่มสั่งการทำงาน (Active Button) โปรแกรมจะทำการตรวจสอบรูปแบบการเคลื่อนไหวปัจจุบันว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการเคลื่อนไหวใด โดยเริ่มจากการตรวจสอบว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการยืนหรือไม่ หากสถานะของอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการยืนอยู่แล้วอุปกรณ์จะจบการทำงานโดยไม่เคลื่อนไหวและรอรับคำสั่งการทำงานต่อไป แต่หากอุปกรณ์ไม่ได้อยู่ในรูปแบบการยืนจะตรวจสอบสถานะว่าอุปกรณ์อยู่สถานะการนั่งหรือไม่ หากอุปกรณ์อยู่ในสถานะรูปแบบการนั่งโปรแกรมจะสั่งการให้ระบบส่งกำลัง(เซอร์โวมอเตอร์ และสเต็ปมอเตอร์) ทำงานโดยการเคลื่อนไหวให้อยู่ในสถานะรูปแบบการยืน แต่หากอุปกรณ์อยู่รูปแบบการเดินนั้นอุปกรณ์จะหยุดการเดินให้อยู่ในสถานะรูปแบบการยืนแล้วจบการทำงานและรอรับคำสั่งจากผู้ใช้ต่อไป

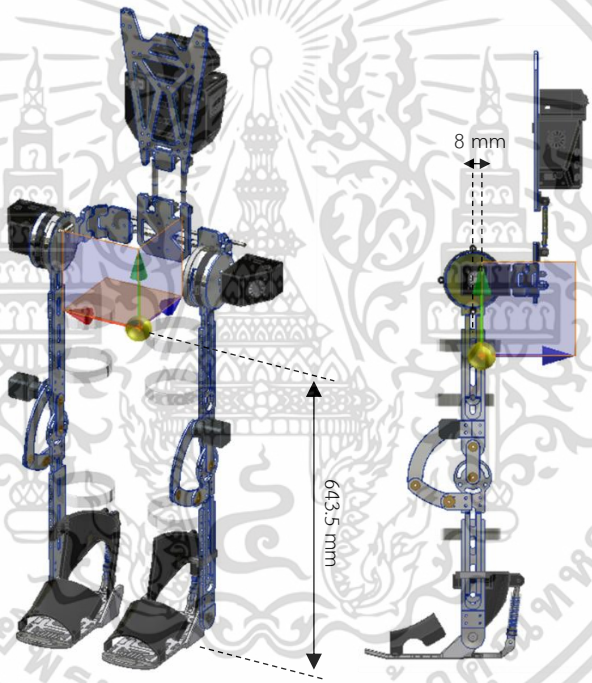
- การเดิน

เมื่อผู้ใช้เลือกรูปแบบการเดินแล้วทำการกดปุ่มสั่งการทำงาน (Active Button) โปรแกรมจะทำการตรวจสอบรูปแบบการเคลื่อนไหวปัจจุบันว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการเคลื่อนไหวใด โดยเริ่มจากการตรวจสอบว่าอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการยืนหรือไม่ หากสถานะของอุปกรณ์อยู่ในรูปแบบการยืนอยู่แล้วอุปกรณ์โปรแกรมจะสั่งการให้ระบบส่งกำลังขับเคลื่อนชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกให้ทำการเดินตามคำสั่งที่ผู้ใช้สั่งโดยเริ่มจากการก้าวขาขวาก่อน และตามด้วยขาซ้าย และอุปกรณ์จะทำการเดินต่อเนื่องไปในขณะที่ผู้ใช้กดปุ่มสั่งการทำงาน (Active Button) ค้างไว้ และถ้าผู้ใช้หยุดกดปุ่มสั่งการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำงานชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกจะหยุดการเดินอยู่ในรูปแบบการยืน(ยังคงสถานะการเดินในโปรแกรมอยู่) หากผู้ใช้กดปุ่มสั่งการอีกครั้งก็จะสามารถเดินต่อได้ทันที แต่หากอุปกรณ์อยู่ในสถานะรูปแบบการนั่งโปรแกรมจะสั่งการให้ระบบส่งกำลัง(เซอร์โวมอเตอร์ และสเต็ปมอเตอร์) ทำงานโดยการเคลื่อนไหวให้อยู่ในสถานะรูปแบบการยืนก่อน และจากนั้นจึงเริ่มเดินตามคำสั่ง(โดยการกดปุ่มสั่งการค้างไว้ตลอดการเคลื่อนไหว) และการเปลี่ยนรูปแบบการเคลื่อนไหวของอุปกรณ์จากการเดินเป็นรูปแบบอื่นนั้นอุปกรณ์จะหยุดการเดินให้อยู่ในสถานะรูปแบบการยืนและรอรับคำสั่งจากผู้ใช้ต่อไป

โดยเมื่อไม่มีการกดปุ่มสั่งการ (Active Button) อุปกรณ์จะคงสถานะและรูปแบบการเคลื่อนไหวนั้นไว้ ทั้งรูปแบการนั่งและการยืน และถ้าอยู่ในสถานะการเดินเมื่อหยุดเดินจะหยุดเคลื่อนไหวให้อยู่ในรูปแบบการยืน




**รูปที่ 3.38** ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity : CG) ของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3.3 การทดสอบการทำงานและประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการทดสอบการทำงานและประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบนั้นจะมการทดสอบ 2 ส่วน ดังต่อไปนี้

### 3.3.1 การทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดิน

โดยทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน โดยผู้ร่วมทดลองจะเป็นผู้ที่มีร่างกายปกติ

### 3.3.2 การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่)

การทดสอบระยะเวลาการจ่ายพลังงานของแบตเตอร์รี่ที่ชาร์จเต็ม ซึ่งทำการทดสอบในท่าเดินสลับการยืนพักในขณะที่ไม่มีผู้สวมใส่ โดยให้อุปกรณ์ทำงานในท่าเดินต่อเนื่องเป็นเวลา 10 นาที และพักในท่ายืนเป็นเวลา 2 นาทีสลับกันไป และทำการจับเวลาจนกว่าอุปกรณ์จะไม่สามารถทำงานได้อันเนื่องมาจากพลังงานของแบตเตอร์รี่หมด รวมทั้งการจับเวลาในการชาร์จแบตเตอร์รี่อีกด้วย โดยที่การทดสอบทั้งหมด 3 รอบ

**ตารางที่ 3.1** ตารางผลการคำนวณการใช้พลังงานของชุดโครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง

| อุปกรณ์ | จำนวน | กระแสไฟฟ้า | | แรงดันไฟฟ้า | | กำลังไฟฟ้า | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Arduino Nano 3.0 [38] | 2 | 19 | mA | 5 | V | 0.19 | W |
| Arduino Pro Mini 328 [39] | 2 | 19 | mA | 5 | V | 0.19 | W |
| Servo Motor [40] | 2 | 500 * | mA | 24 | V | 24 | W |
| Stepper Motor [36] | 2 | 1.7 | A | 24 | V | 81.6 | W |
| Stepper Motor Driver Board [37] | 2 | 3** | A | 24 | V | 144 | W |
| พัดลม 24v [41] | 2 | 0.1 | A | 24 | V | 4.8 | W |
| พัดลม 12v [42] | 4 | 0.1 | A | 12 | V | 4.8 | W |
| จอแสดงผล (TFT LCD Display) [43] | 1 | 50 | mA | 5 | V | 0.25 | W |
| **รวม** | | | | | | 259.83 | W |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

* no load

** maximum output

จากตารางที่ 3.1 ตารางผลการคำนวณการใช้พลังงานของชุดโครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง พบว่าอุปกรณ์มีกำลังไฟฟ้ารวม เท่ากับ 259.83 วัตต์ โดยคำนวณจากกระแสสูงสุดที่อุปกรณ์ต่างๆ สามารถใช้งานได้ ในส่วนของซอร์โวมอเตอร์คำนวณจากการใช้งานขณะไม่มีแรงต้านหรือน้ำหนักถ่วงที่แกนหมุน

$$P = IV \tag{3.3}$$

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| P | แทน | กำลังไฟฟ้า | หน่วยเป็น | วัตต์ (W) |
| I | แทน | กระแสไฟฟ้า | หน่วยเป็น | แอมแปร์ (A) |
| V | แทน | แรงดันไฟฟ้า | หน่วยเป็น | โวลต์ (V) |

$$E = P / t \tag{3.4}$$

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| E | แทน | พลังงานไฟฟ้า | หน่วยเป็น | จูล (J) |
| P | แทน | กำลังไฟฟ้า | หน่วยเป็น | วัตต์ (W) |
| t | แทน | เวลา | หน่วยเป็น | วินาที (s) |

จากแบตเตอรี่ที่เลือกใช้ คือ แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน (Li-ion) แรงดันไฟฟ้า 12 V 15 Ah

ดังนั้น พลังงานไฟฟ้า ( J ) = กำลังไฟฟ้า ( W ) x เวลา ( s )

พลังงานไฟฟ้า (แบตเตอรี่) ( J ) = 12 V x 15 A x ( 60x60 s )

พลังงานไฟฟ้า (แบตเตอรี่) ( J ) = 648,000 ( J )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณหาเวลาในการใช้งานอุปกรณ์ จะได้

จาก พลังงานไฟฟ้า ( J ) = กำลังไฟฟ้า ( W ) x เวลา ( s )

จะได้ เวลา ( s ) = พลังงานไฟฟ้า ( J ) / กำลังไฟฟ้า ( W )

เวลา ( s ) = 648,000 ( J ) / 259.83 ( W )

เวลา ( s ) = 2493.94 ( s )

ดังนั้น เวลาในการใช้งาน ประมาณ 41 นาที (จากการคำนวณ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 4
# การทดลองและผลการทดลอง

## 4.1 ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

จากการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกาย และการศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับวัสดุสำหรับโครงสร้างและอุปกรณ์ส่งกำลังของอุปกรณ์ ได้นำข้อมูลมาออกแบบและพัฒนาได้เป็นต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว ดังภาพ 4.1

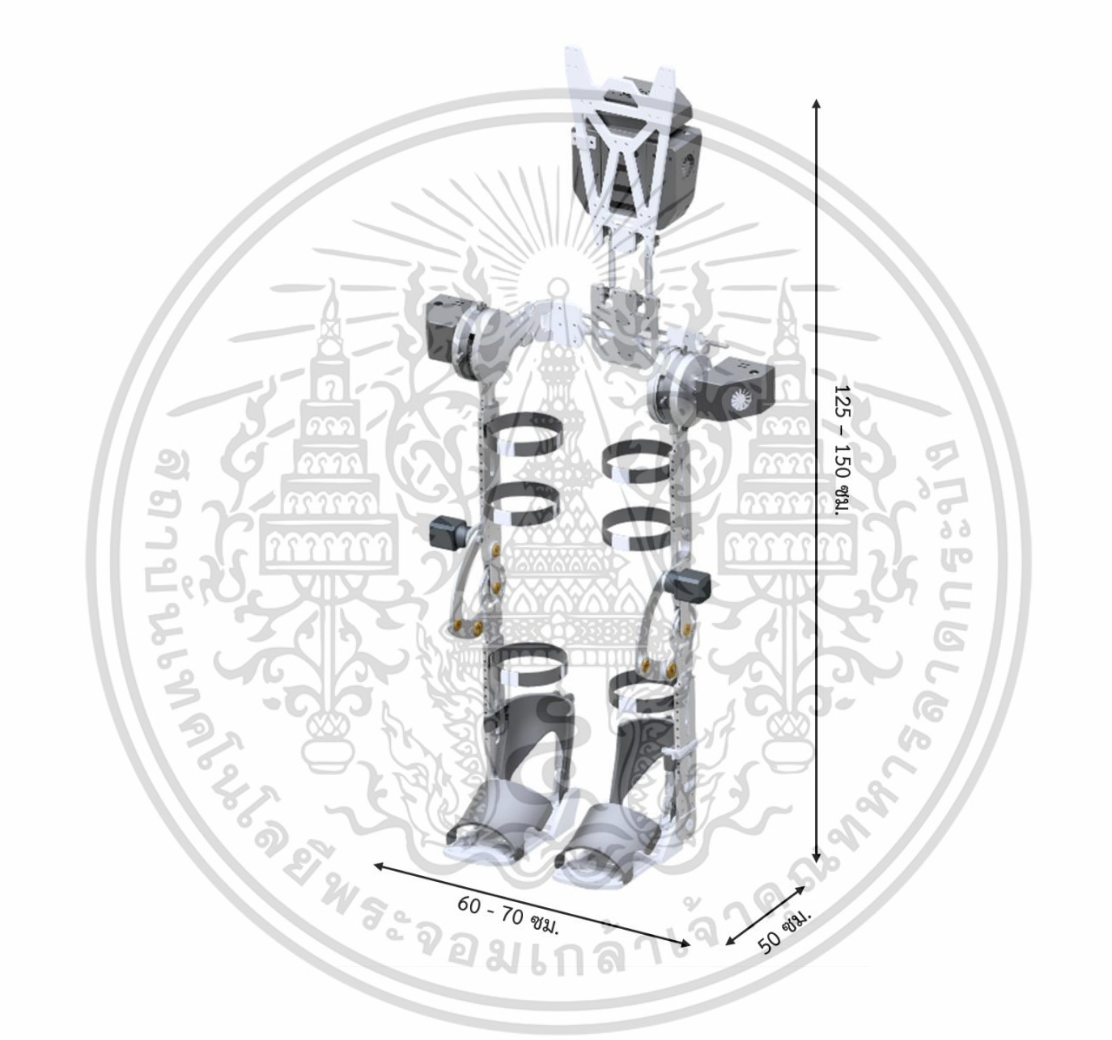
**รูปที่ 4.1** ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

ซึ่งจากการออกแบบที่คำนึงถึงรูปร่าง และขนาดของร่างกายของแต่ละบุคคลที่มีความแตกต่างกัน ดังนั้นต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวจึงสามารถปรับขนาดในส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

| | |
|---|---|
| 1. ส่วนเอว | สามารถปรับขนาดความกว้างได้ในช่วง 30 - 40 เซนติเมตร |
| 2. ส่วนขาท่อนบน | สามารถปรับความยาวได้ในช่วง 30 - 45 เซนติเมตร |
| 3. ส่วนขาท่อนล่าง | สามารถปรับความยาวได้ในช่วง 30 - 45 เซนติเมตร |
| 4. ส่วนเท้า | สามารถรองรับผู้ใช้ที่มีความยาวเท้าไม่เกิน 30 เซนติเมตร |

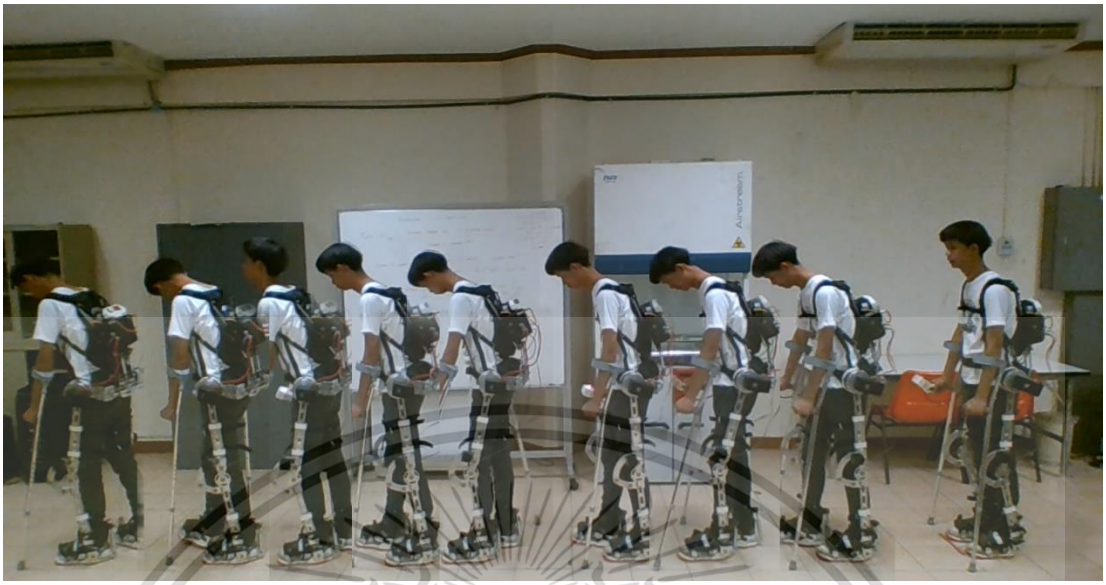
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวมีขนาดที่สามารถปรับเปลี่ยนได้โดยความสูงอยู่ในช่วง 125 - 150 เซนติเมตร ความกว้างอยู่ในช่วง 60 - 70 เซนติเมตร และความลึก 50 เซนติเมตร แสดงดังรูปที่ 4.2 โดยน้ำหนักรวมของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวประมาณ 20 กิโลกรัม สามารถปรับขนาดให้เหมาะกับผู้ใช้ที่มีความสูงในช่วง 150 เซนติเมตร ถึง 180 เซนติเมตร




**รูปที่ 4.2** ขนาดของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**รูปที่ 4.3** การเดินของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

**รูปที่ 4.4** การลุกยืนของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

จากการทดลองการเคลื่อนไหวในท่าทางทั้ง 3 ที่กำหนด ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน จะเห็นได้ว่าต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวสามารถเคลื่อนไหวไปตามท่าทางที่ต้องการได้โดยท่าทางการเดินแสดงตามรูปที่ 4.3 และการเปลี่ยนท่าทางจากการนั่งเป็นการยืนแสดงตามรูปที่ 4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2 การทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดิน

### 4.2.1 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 1

ทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน

ผู้ร่วมทดลอง (ร่างกายปกติ)

เพศ ชาย อายุ 25 ปี น้ำหนัก 54 กิโลกรัม ส่วนสูง 179 เซนติเมตร

**ตารางที่ 4.1** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองที่ 1

| การทดลองครั้งที่ | จำนวนก้าว (ก้าว) | ระยะก้าว* (เมตร) | เวลา (วินาที) | ความเร็ว** (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 30 | 0.17 | 41 | 0.12 |
| 2 | 30 | 0.17 | 38 | 0.13 |
| 3 | 31 | 0.16 | 41 | 0.12 |
| 4 | 32 | 0.16 | 41 | 0.12 |
| 5 | 37 | 0.14 | 48 | 0.10 |
| 6 | 34 | 0.15 | 44 | 0.11 |
| 7 | 32 | 0.16 | 40 | 0.13 |
| 8 | 34 | 0.15 | 44 | 0.11 |
| 9 | 36 | 0.14 | 46 | 0.11 |
| 10 | 36 | 0.14 | 46 | 0.11 |
| เฉลี่ย | 33.2 | 0.154 | 42.9 | 0.116 |

* ระยะก้าว (เมตร) = 5 เมตร / จำนวนก้าว

** ความเร็ว (เมตร/วินาที) = 5 เมตร / เวลา (วินาที)

ความเร็วในการเดิน เท่ากับ 0.116 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**4.2.2 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 2**

ทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน

ผู้ร่วมทดลอง (ร่างกายปกติ)

เพศ หญิง อายุ 24 ปี น้ำหนัก 50 กิโลกรัม ส่วนสูง 158 เซนติเมตร

**ตารางที่ 4.2** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองที่ 2

| การทดลองครั้งที่ | จำนวนก้าว (ก้าว) | ระยะก้าว* (เมตร) | เวลา (วินาที) | ความเร็ว** (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 31 | 0.16 | 39 | 0.13 |
| 2 | 24 | 0.21 | 32 | 0.16 |
| 3 | 21 | 0.24 | 27 | 0.19 |
| 4 | 26 | 0.19 | 33 | 0.15 |
| 5 | 34 | 0.15 | 44 | 0.11 |
| 6 | 27 | 0.19 | 35 | 0.14 |
| 7 | 29 | 0.17 | 37 | 0.14 |
| 8 | 31 | 0.16 | 40 | 0.13 |
| 9 | 28 | 0.18 | 36 | 0.14 |
| 10 | 26 | 0.19 | 33 | 0.15 |
| เฉลี่ย | 27.7 | 0.184 | 35.6 | 0.13 |

* ระยะก้าว (เมตร) = 5 เมตร / จำนวนก้าว

** ความเร็ว (เมตร/วินาที) = 5 เมตร / เวลา (วินาที)

ความเร็วในการเดิน เท่ากับ 0.130 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**4.2.3 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 3**

ทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน

ผู้ร่วมทดลอง (ร่างกายปกติ)

เพศ หญิง อายุ 24 ปี น้ำหนัก 55 กิโลกรัม ส่วนสูง 160 เซนติเมตร

**ตารางที่ 4.3** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองที่ 3

| การทดลองครั้งที่ | จำนวนก้าว (ก้าว) | ระยะก้าว* (เมตร) | เวลา (วินาที) | ความเร็ว** (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 28 | 0.18 | 37 | 0.14 |
| 2 | 30 | 0.17 | 39 | 0.13 |
| 3 | 31 | 0.16 | 40 | 0.13 |
| 4 | 29 | 0.17 | 38 | 0.13 |
| 5 | 30 | 0.17 | 40 | 0.13 |
| 6 | 32 | 0.16 | 42 | 0.12 |
| 7 | 34 | 0.15 | 45 | 0.11 |
| 8 | 32 | 0.16 | 41 | 0.12 |
| 9 | 31 | 0.16 | 39 | 0.13 |
| 10 | 28 | 0.18 | 36 | 0.14 |
| เฉลี่ย | 30.5 | 0.166 | 39.7 | 0.137 |

* ระยะก้าว (เมตร) = 5 เมตร / จำนวนก้าว

** ความเร็ว (เมตร/วินาที) = 5 เมตร / เวลา (วินาที)

ความเร็วในการเดิน เท่ากับ 0.137 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**4.2.4 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 4**

ทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน

ผู้ร่วมทดลอง (ร่างกายปกติ)

เพศ ชาย อายุ 23 ปี น้ำหนัก 58 กิโลกรัม ส่วนสูง 175 เซนติเมตร

**ตารางที่ 4.4** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองที่ 4

| การทดลองครั้งที่ | จำนวนก้าว (ก้าว) | ระยะก้าว* (เมตร) | เวลา (วินาที) | ความเร็ว** (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 37 | 0.14 | 48 | 0.10 |
| 2 | 35 | 0.14 | 46 | 0.11 |
| 3 | 32 | 0.16 | 42 | 0.12 |
| 4 | 34 | 0.15 | 43 | 0.12 |
| 5 | 31 | 0.16 | 39 | 0.13 |
| 6 | 33 | 0.15 | 40 | 0.13 |
| 7 | 34 | 0.15 | 41 | 0.12 |
| 8 | 33 | 0.15 | 39 | 0.13 |
| 9 | 36 | 0.14 | 46 | 0.11 |
| 10 | 38 | 0.13 | 48 | 0.10 |
| เฉลี่ย | 34.3 | 0.146 | 43.2 | 0.116 |

* ระยะก้าว (เมตร) = 5 เมตร / จำนวนก้าว

** ความเร็ว (เมตร/วินาที) = 5 เมตร / เวลา (วินาที)

ความเร็วในการเดิน เท่ากับ 0.116 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**4.2.5 ผลการทดลอง ผู้ร่วมทดลองคนที่ 5**

ทำการเดินตรงไปด้านหน้าระยะทาง 5 เมตร และนับจำนวนก้าวพร้อมทั้งจับเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยทการทดลองทั้งหมด 10 รอบต่อผู้ทดลอง 1 คน

ผู้ร่วมทดลอง (ร่างกายปกติ)

เพศ ชาย อายุ 24 ปี น้ำหนัก 56 กิโลกรัม ส่วนสูง 171 เซนติเมตร

**ตารางที่ 4.5** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินของผู้ร่วมทดลองที่ 5

| การทดลองครั้งที่ | จำนวนก้าว (ก้าว) | ระยะก้าว* (เมตร) | เวลา (วินาที) | ความเร็ว** (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 31 | 0.16 | 40 | 0.13 |
| 2 | 30 | 0.17 | 40 | 0.13 |
| 3 | 29 | 0.17 | 37 | 0.14 |
| 4 | 34 | 0.15 | 42 | 0.12 |
| 5 | 35 | 0.14 | 42 | 0.12 |
| 6 | 32 | 0.16 | 41 | 0.12 |
| 7 | 33 | 0.15 | 42 | 0.12 |
| 8 | 36 | 0.14 | 44 | 0.11 |
| 9 | 37 | 0.14 | 44 | 0.11 |
| 10 | 34 | 0.15 | 41 | 0.12 |
| เฉลี่ย | 33.1 | 0.152 | 41.3 | 0.121 |

* ระยะก้าว (เมตร) = 5 เมตร / จำนวนก้าว

** ความเร็ว (เมตร/วินาที) = 5 เมตร / เวลา (วินาที)

ความเร็วในการเดิน เท่ากับ 0.121 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ตารางที่ 4.6** ตารางผลการทดลองคำนวณหาระยะก้าว และความเร็วในการเดินเฉลี่ย จากผู้ร่วมทดลอง 5 คน

| ผู้ทดลองที่ | ระยะก้าว (เมตร) | ความเร็วในการเดิน (เมตร/วินาที) |
|---|---|---|
| 1 | 0.154 | 0.116 |
| 2 | 0.184 | 0.130 |
| 3 | 0.166 | 0.137 |
| 4 | 0.146 | 0.116 |
| 5 | 0.152 | 0.121 |
| **เฉลี่ย** | **0.160** | **0.124** |

จากผลการทดลองโดยผู้ทดลอง 5 คน พบว่าต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั้นมีระยะก้าวเฉลี่ยประมาณ 0.160 เมตร และมีความเร็วในการเดินประมาณ 0.124 เมตรต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.3 การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่)

การทดสอบระยะเวลาการจ่ายพลังงานของแบตเตอร์รี่ที่ชาร์จเต็ม ซึ่งทำการทดสอบในท่าเดินสลับการยืนพักในขณะที่ไม่มีผู้สวมใส่ โดยให้อุปกรณ์ทำงานในท่าเดินต่อเนื่องเป็นเวลา 10 นาที และพักในท่ายืนเป็นเวลา 2 นาทีสลับกันไป และทำการจับเวลาจนกว่าอุปกรณ์จะไม่สามารถทำงานได้อันเนื่องมาจากพลังงานของแบตเตอร์รี่หมด รวมทั้งการจับเวลาในการชาร์จแบตเตอร์รี่อีกด้วย โดยที่การทดสอบทั้งหมด 3 รอบ การติดตั้งต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวสำหรับทดสอบแสดงดังรูปที่ 4.4

**ตารางที่ 4.7** ตารางผลการทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่)

| รอบที่ | เวลาที่อุปกรณ์ทำงาน (นาที) | เวลาในการชาร์จแบตเตอร์รี่ (นาที) | แรงดันไฟฟ้า (V) (เริ่ม-หยุด การทดลอง) |
|---|---|---|---|
| 1 | 52 | 170 | 12.1 - 10.7 |
| 2 | 55 | 182 | 12.2 – 10.7 |
| 3 | 54 | 176 | 12.2 – 10.7 |
| เฉลี่ย | 53.67 | 176 | |

**หมายเหตุ** 1. การทดสอบนี้ออกแบบให้อุปกรณ์พักอยู่ในท่ายืน 2 นาที เพื่อให้เซอร์โวมอเตอร์และวงจรควบคุมได้ระบายความร้อนและพักการทำงาน เพื่อลดความเสี่ยงที่อาจเกิดความเสียหายกับอุปกรณ์ได้

2. กำหนดให้แรงดันไฟฟ้าต่ำสุดของแบตเตอรี่ เท่ากับ 10.7 V ที่ยอมให้คายประจุได้ หากต่ำกว่านี้อาจทำให้แบตเตอรี่เสียหายถาวรได้

จากบทที่ 3 การคำนวณหาเวลาในการใช้งานอุปกรณ์ จะได้ เวลาในการใช้งาน ประมาณ 41 นาที (จากการคำนวณโดยไม่มีผู้สวมใส่) ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีความใกล้เคียงกับผลการทดลอง ซึ่งความแต่ต่างของเวลาที่ได้จากการคำนวณและจากการทดลองนั้นเกิดจากในการทำงานจริงของต้นแบบชุดโครงร่างภายนอกนั้นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ติดตังภายในไม่ได้ทำงานพร้อมกันทั้งหมดจึงมีการใช้พลังงานที่ต่ำกว่าผลจากการคำนวณที่คำนวณจากการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดพร้อมกันและต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**รูปที่ 4.5** การทดสอบระยะเวลาการใช้งานต่อการชาร์จแบตเตอร์รี่เต็ม (ไม่มีผู้สวมใส่)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 5
# สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

## 5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการออกแบบและสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนี้ แสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ในการสร้างอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการประเภทนี้ให้สามารถใช้งานได้จริงในชีวิตประจำวัน โดยต้องได้รับการสนับสนุนเพื่อพัฒนาและต่อยอดอุปกรณ์ในหลายส่วนยกตัวอย่างเช่น การพัฒนาและเลือกวัสดุที่มีน้ำหนักเบา แต่แข็งแรงทนทาน การเลือกมอเตอร์หรืออุปกรณ์ส่งกำลังที่ทำหน้าที่เป็นระบบส่งกำลังหลักของชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอก โดยที่มีกำลังที่มากขึ้น ขนานเล็กลง และมีน้ำหนักเบา เพื่อเป็นการลดภาระในการแบกรับน้ำหนักของตัวผู้สวมใส่อุปกรณ์ ซึ่งจะเห็นได้ว่าต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวในการวิจัยครั้งนี้มีน้ำหนักประมาณ 20 กิโลกรัม ซึ่งเป็นน้ำหนักที่มากเกินไปและส่งผลต่อต่อผู้สวมใส่ที่ต้องแบกรับน้ำหนักส่วนนี้ อีกทั้งยังส่งผลกระทบต่อการทำงานของอุปกรณ์อีกด้วย และต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกนี้สามารถปรับเปลี่ยนขนาดให้เหมาะสมกับบุคคลที่มีความสูง 150 เซนติเมตร ถึง 180 เซนติเมตร

จากผลการทดลองพบว่าต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนั้นมีระยะก้าวเฉลี่ยประมาณ 0.160 เมตร และมีความเร็วในการเดินประมาณ 0.124 เมตรต่อวินาที ซึ่งจากการทดลองได้ผู้ร่วมทดลองทั้ง 5 คน จะเห็นได้ว่าความสูงนั้นไม่มีผลต่อการเคลื่อนไหว ระยะในการก้าวเดิน และความเร็วในการเดิน และจากการทดสอบประสิทธิภาพของแบตเตอร์รี่ในขณะที่ไม่มีผู้สวมใส่ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างสามารถทำงานได้เป็นเวลาประมาณ 53 นาทีต่อการชาร์จแบตเตอรี่เต็ม 1 รอบ โดยใช้เวลาในการชาร์จแบตเตอรี่ประมาณ 2 ชั่วโมง 56 นาที โดยเมื่อเปรียบเทียบกับเวลาการใช้งานที่ได้จากการคำนวณ คือ 41 นาที ซึ่งมีความใกล้เคียงกันความแตกต่างของเวลาในการใช้งานมาจากเวลาที่ได้จากการคำนวณนั้นคำนวณจากค่าการใช้พลังงานสูงสุดของทุกอุปกรณ์และทุกอุปกรณ์อย่างทำงานต่อเนื่องซึ่งในการทำงานจริงนั้นทุกอุปกรณ์ไม่ได้ทำงานพร้อมกันทั้งหมดในเวลาเดียวกัน แต่จะเห็นได้ว่าต้องใช้เวลามากในการชาร์จแบตเตอรี่ และเวลาการทำงานของอุปกรณ์นั้นอาจยังไม่เพียงพอต่อการใช้งานชีวิตประจำวันดังนั้นต้องมีการปรับปรุงและพัฒนาต่อไป อาจปรับเปลี่ยนแบตเตอรี่ที่มีความจุมากขึ้นและมีระบบชาร์จที่รวดเร็วขึ้นด้วย รวมถึงการลดน้ำหนักของอุปกรณ์ลงเพื่อลดภาระการทำงานให้อุปกรณ์ซึ่งจะส่งผลให้การใช้พลังงานของอุปกรณ์ลดลงด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีกทั้งจากการทดลองการทำงานโดยการให้ผู้ทดลองสวมต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างแล้วทำการเดิน พบว่าในการทดลองช่วงแรกผู้ร่วมทดลองจะเคลื่อนไหวยากกว่าการทดลองช่วงท้าย เนื่องจากผู้ทดลองเข้าใจถึงจังหวะการทำงานของอุปกรณ์มากขึ้นจึงสามารถเคลื่อนไหวได้ดีขึ้น แสดงให้เห็นว่าหากต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวนั้นสามารถใช้งานได้จริงผู้สวมใส่นั้นต้องได้รับการฝึกการใช้งานของอุปกรณ์เพื่อให้อุปกรณ์สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด

ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างในงานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบโดยคำนึกถึงรูปร่าง และภาพลักษณ์ของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกให้ดูน่าใช้งาน ซึ่งมีความแตกต่างจากงานวิจัยอุปกรณ์ชุดโครงร่างภายนอก WAR [29] และ Electro Armor 6 [30] ที่มีรูปร่าง และภาพลักษณ์ที่ไม่น่าใช้งานเนื่องจากกลไกและระบบส่งกำลังต่างๆ ขาดการออกแบบชิ้นส่วนครอบชิ้นงานให้มิดชิดส่งผลให้รูปร่างเป็นเครื่องจักรกลที่อาจเป็นอันตรายต่อผู้ใช้ได้ อีกทั้งในการออกแบบชุดโครงร่างภายนอก WAR ในส่วนของข้อเท้ายังขาดข้อต่อในการเคลื่อนไหวในส่วนนี้ซึ่งอาจส่งผลต่อการเดินของผู้สวมใส่ได้ เนื่องจากในรูปแบบการเดินปกติของมนุษย์นั้นต้องมีการยกปลายเท้าขึ้นในขณะเดินเพื่อไม่ให้เกิดการสะดุดล้มขึ้นได้ ดังนั้นในการพัฒนาต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างในงานวิจัยนี้ได้มีการเพิ่มกลไกในส่วนข้อเท้าเพิ่ม และต้นทุนในการผลิตต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างในงานวิจัยนี้ประมาณ 120,000 บาท ซึ่งได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

## 5.2 ปัญหาและแนวทางการแก้ปัญหา

### 5.2.1 ปัญหาที่พบ

โครงสร้างที่ทำจากเหล็กมีน้ำหนักมากเกินไป และยากต่อการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ส่งกำลังและอุปกรณ์ที่จำเป็นอื่นๆ และการขึ้นรูปชิ้นงานในส่วนกลไกและโครงสร้างมีราคาสูง

### 5.2.2 แนวทางการแก้ปัญหา

เลือกใช้วัสดุที่มีน้ำหนักเบา แต่มีความทนทานแข็งแรง และออกแบบส่วนของการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆ ให้พร้อม และในการออกแบบต้องคำนึงถึงกระบวนการในการขึ้นรูปชิ้นงานอีกด้วยเพราะจะส่งผลถึงต้นทุนในการผลิตชิ้นงานที่ต่ำลงอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 5.3 ข้อเสนอแนะ

การออกแบบและใช้งานต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนั้นต้องคำนึงถึงความปลอดภัยของผู้ใช้เป็นอันดับแรกซึ่งในการออกแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกในงานวิจัยนี้นั้นได้มีการออกแบบให้ส่วนโครงสร้างนั้นเคลื่อนไหวได้ในมุมที่จำกัดและปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน โดยหากจะพัฒนาต่อไปในอนาคตควรเพิ่มระบบเฝ้าระวัง แจ้งเตือน และขอความช่วยเหลือหากเกิดการล้มของผู้ใช้งานเพื่อให้ได้รับการช่วยเหลือได้ทันเวลา โดยอาจเป็นปุ่มกดเพื่อส่งเสียงสัญญาณขอความช่วยเหลือ

ในการออกแบบชิ้นงานนั้น ต้องคำนึงถึงการใช้งานเป็นหลักอีกทั้งผู้ออกแบบต้องมีความรู้ความเข้าใจในกระบวนการขึ้นรูป และการเลือกใช้วัสดุ เนื่องจากหากไม่มีความรู้ในส่วนนี้จะทำให้ชิ้นงานที่ออกแบบอาจไม่สามารถขึ้นรูปหรือสร้างขึ้นมาได้ หรืออาจมีค่าใช้จ่ายสูงในการขึ้นรูปชิ้นงาน

หากต้องการพัฒนาต่อยอดต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนี้ผู้สนใจควรศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับวัสดุที่จะนำมาใช้เป็นโครงสร้างของอุปกรณ์ก่อน โดยควรคำนึงถึงการลดน้ำหนักของส่วนโครงสร้างลงซึ่งจะส่งผลดีต่อการพัฒนาชิ้นงานเป็นอย่างมาก เนื่องจากน้ำหนักของส่วนโครงสร้างที่ลดลงนั่นจะทำให้ผู้สวมใส่รับภาระในการแบกรับน้ำหนักของชิ้นงานที่น้อยลง และยังส่งผลถึงระบบส่งกำลังที่สามรถทำงานได้มีประสิทธิภาพที่มากขึ้นเพราะไม่ต้องแบกรับน้ำหนักของโครงสร้างที่มากเกินความจำเป็น และอาจทำให้สามารถลดขนาดของอุปกรณ์ส่งกำลังลงได้อีกด้วย

การเปลี่ยนวัสดุหลักของโครงสร้างนั้นอาจเริ่มจากการเปลี่ยนในบางส่วนก่อนยกตัวอย่างเช่น การใช้ท่อคาร์บอนไฟเบอร์ (Carbon fiber tube) ร่วมกับชิ้นส่วนที่ทำจากอลูมิเนียม ซึ่งจะสามารถช่วยลดน้ำหนักของอุปกรณ์ลงได้ อีกทั้งท่อคาร์บอนไฟเบอร์สามารถหาได้ง่าย และการใช้งานไม่ยุ่งยาก เนื่องจากท่อคาร์บอนไฟเบอร์นั้นผลิตมาสำเร็จรูปอยู่แล้ว และมีราคาไม่สูงมากเมื่อเทียบกับการขึ้นรูปคาร์บอนไฟเบอร์ตามรูปแบบที่ออกแบบขึ้นเอง ซึ่งการขึ้นรูปคาร์บอนไฟเบอร์ตามรูปแบบนั้นมีราคาที่สูง และต้องอาศัยความรู้ความสามารถในการขึ้นรูปและออกแบบเป็นอย่างมาก หากต้องการใช้งานต้องมีการศึกษาค้นคว้ากะบวนการขึ้นรูป และการออกแบบเพิ่มเติมต่อไป

การใช้พลังงานของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างนั้นต้องลดจำนวนอุปกรณ์ไฟฟ้าบางส่วนลดเพื่อช่วยเพิ่มเวลาในการใช้งานให้ยาวนานขึ้น เช่น การลดจำนวนพัดลระบายความร้อนลงและใช้การระบายความร้อนด้วยอากาศจะสิ่งแวดล้อมแทนจะส่งผลให้มีการใช้พลังงานที่ลดลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# เอกสารอ้างอิง


[1] Exoskeleton. Available from: https://www.thairobotics.com/2017/01/02/2016-in-review/ [accessed 29 Oct, 2019]

[2] Homayoon Kazerooni. Available from: https://me.berkeley.edu/people/homayoon-kazerooni/ [accessed 29 Oct, 2019]

[3] Leslie Mertz. (2012). The Next Generation of Exoskeletons. *IEEE PULSE,4*(3),56-61.

[4] Michael Goldfarb. Available from: https://engineering.vanderbilt.edu/bio/michael-goldfarb [accessed 29 Oct, 2019]

[5] An Assistive Control Approach for a Lower-Limb Exoskeleton to Facilitate Recovery of Walking Following Stroke - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/publication/264867687_An_Assistive_Control_Approach_for_a_Lower-Limb_Exoskeleton_to_Facilitate_Recovery_of_Walking_Following_Strok [accessed 29 Oct, 2019]

[6] An Assistive Control Approach for a Lower-Limb Exoskeleton to Facilitate Recovery of Walking Following Stroke - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Vanderbilt-lower-limb-exoskeleton_fig3_264867687 [accessed 29 Oct, 2019]

[7] PHOENIX Medical Exoskeleton. Available from: https://www.suitx.com/phoenix-medical-exoskeleton [accessed 29 Oct, 2019]

[8] Ekso Bionics. Available from: https://eksobionics.com/eksohealth/eksonr/clinicians/ [accessed 29 Oct, 2019]

[9] อัมพาต. Available from: https://www.pobpad.com/อัมพาต [accessed 29 Oct, 2019]

[10] โรคอัมพาต ชนิดของอัมพาต และสาเหตุของโรค. Available from: https://www.honestdocs.co/paralysis-disease [accessed 29 Oct, 2019]

[11] สำนักโรคไม่ติดต่อ กรมควบคุมโรค. 2561. **ประเด็นสารรณรงค์วันอัมพาตโลก ปี 2561.** นนทบุรี

[12] สุขวิดา มโนรังสรรค์, บัญชา ชื่นชูจิตต์. 2546. “การวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis).” วารสารธรมศาสตร์เวชสาร. 3(3) : 528-537.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[13] เฉลิมมพล คงเขียว. 2553. “ระบบภาพเคลือนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์.” สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต.

[14] gait cycle. Available from: https://clinicalgate.com/assessment-of-gait/ [accessed 29 Oct, 2019]

[15] Range of Motion. Available from https://study.com/academy/lesson/what-is-range-of-motion-rom-definition-types-testing-exercises.html [accessed 29 Oct, 2019]

[16] Shigeru Ikeda, and Yuuji Nakanishi. (2561). *Mechanical design* [Etoki de Wakaru Kikai Sekkei (Dai 2 Han)]. (Annop Ruangwiset, Trans.). Bangkok: Technology Promotion Association (Thailand-Japan). (Original work published 2014).

[17] Turnbuckle. Available from: https://www.wiberger.se/templates/wn9072-vantskruv.htm [accessed 29 Oct, 2019]

[18] ตลับลูกปืน. Available from: https://th.wikipedia.org/wiki/ตลับลูกปืน [accessed 29 Oct, 2019]

[19] Performance Evaluation of Hydrodynamic Journal Bearing using Gearbox and Engine Oil (SAE90 and SAE20w50) by Experimental and Theoretical Methods - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Different-components-of-journal-bearing_fig1_292931776 [accessed 30 Oct, 2019]

[20] Oiles TechMet B Bushing (TCB). Available from: https://th.misumi-ec.com/vona2/detail/221000516861/ [accessed 30 Oct, 2019]

[21] Collar bearing. Available from: https://www.quora.com/What-is-collar-bearing [accessed 30 Oct, 2019]

[22] Pivot bearing. Available from: https://www.quora.com/What-is-pivot-bearing-and-flat-collar-bearing [accessed 30 Oct, 2019]

[23] Static pressure bearing. Available from: https://www.daiya.co.jp/english/products/000094.html [accessed 30 Oct, 2019]

[24] The basic parts of a ball bearing. Available from: https://www.cbi.eu/market-information/motion-drives-control-automation/bearing-components/europe/ [accessed 30 Oct, 2019]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[25] Product tables for Bearings, Units and Housings. Available from: https://www.skf.com/group/products/bearings-units-housings/product-tables/index.html [accessed 30 Oct, 2019]

[26] Magneto bearings. Available from: https://shop.eriks.nl/en/magneto-type-single-row-ball-bearing-series-e-pr-rc0150-0002/ [accessed 30 Oct, 2019]

[27] ชุดเฟืองแพลนเนตตารี่. Available from: http://www.tatc.ac.th/files/09021213134814_11060210100937.pdf [accessed 30 Oct, 2019]

[28] Components of Epicyclic Gearbox. Available from: https://www.mechanicalbooster.com/2017/12/epicyclic-gearbox-main-components-working-application.html [accessed 30 Oct, 2019]

[29] Wanayuth Sanngoen, Setawichock Nillnawarad, and Sema Patchim, "Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot" IEEE International Conference on *2017 10th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, pp 148-153, 2017.

[30] Obnithi karantarat, Yuttana Kitjaidure, "The Design of a Lower Limb Exoskeleton Suit for Walking Assistance Using PID Controller and Mechanism of Four Bar Linkages", Conference proceeding 10th ECTICARD- 2018, Phitsanulok, Thailand, pp. 69 -72, June 2018.

[31] DC-DC Step Up Module (8.5-48V to 12-50V) – Aluminium Plate. Available from: https://www.arduitronics.com/product/1645/dc-dc-step-up-module-8-5-48v-to-12-50v-aluminium-plate [accessed 30 Oct, 2019]

[32] Planetary Gearsets & Gear Ratios. Available from: https://science.howstuffworks.com/transport/engines-equipment/gear7.htm [accessed 30 Oct, 2019]

[33] Increase torque to the load. Available from: https://www.motioncontroltips.com/why-use-a-gearbox-with-a-stepper-motor/ [accessed 26 Oct, 2019]

[34] Torque kgcm (what is kgcm)?. Available from: https://electronics.stackexchange.com/questions/27931/torque-kgcm-what-is-kgcm [accessed 26 Oct, 2019]

[35] Mean Segment Weights. Available from: https://exrx.net/Kinesiology/Segments [accessed 26 Oct, 2019]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[36] Planetary Gearbox Ratio 5.18:1 Nema 17 Stepper Motor. Available from: https://www.zonemaker.com/product/744/planetary-gearbox-ratio-5-181-nema-17-stepper-motor-42bygp40p150s-pg5-18 [accessed 30 Oct, 2019]

[37] TB6560 3A Stepper Motor Driver Board. Available from: http://robo-circuit.com/product/438/tb6560-3a-stepper-motor-driver-board [accessed 30 Oct, 2019]

[38] Arduino Nano 3.0. Available from: https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano [accessed 30 Oct, 2019]

[39] Arduino Pro Mini 328. Available from: https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini [accessed 30 Oct, 2019]

[40] High Torque RC Servo Motor. Available from: http://www.99automation.com/pro2017_21.htm [accessed 30 Oct, 2019]

[41] Fan 40 x 40 x10 mm DC 24V. Available from: https://www.zonemaker.com/product/1893/fan-40-x-40-x10-mm-dc-24v [accessed 30 Oct, 2019]

[42] Fan 40 x 40 x10 mm DC 12V. Available from: https://www.zonemaker.com/product/952/fan-40-x-40-x10-mm-dc-12v [accessed 30 Oct, 2019]

[43] USING THE ST7735 1.8" COLOR TFT DISPLAY WITH ARDUINO. Available from: https://www.electronics-lab.com/project/using-st7735-1-8-color-tft-display-arduino/ [accessed 30 Oct, 2019]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

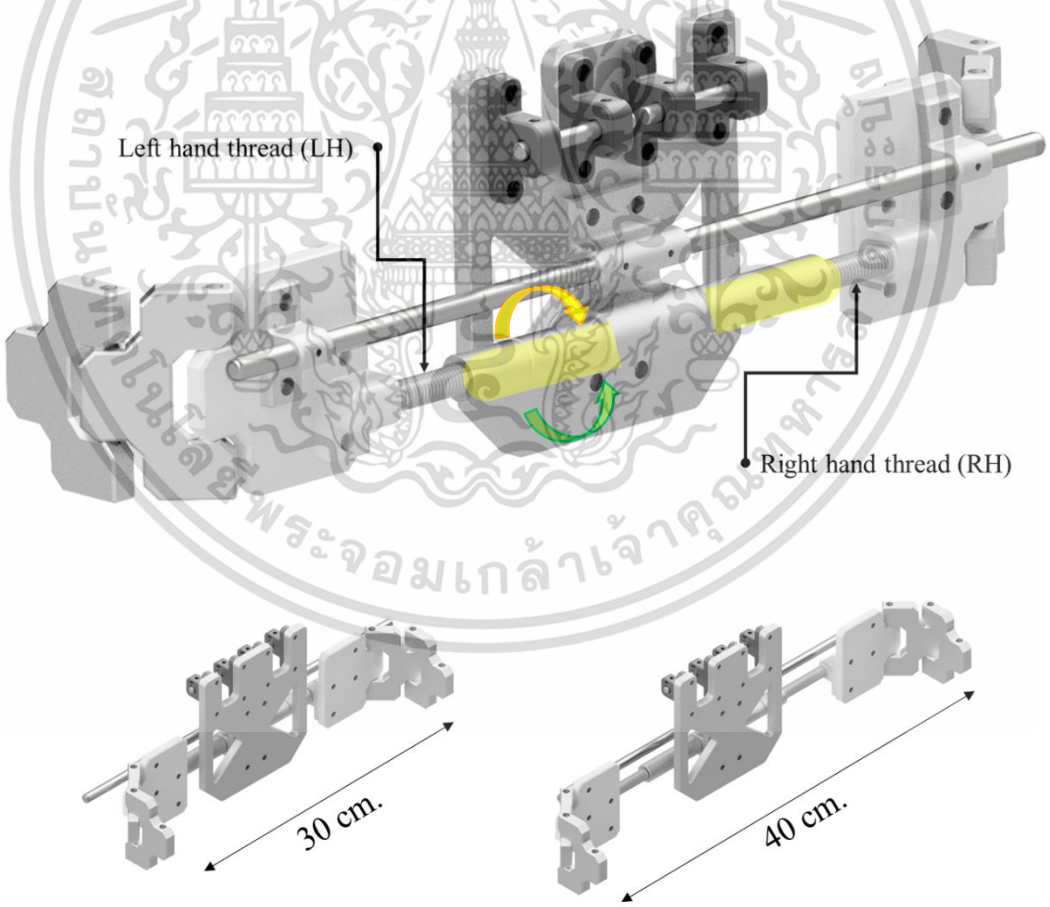
# วิธีการปรับขนาด

# ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

## 1. การปรับขนาดความกว้างส่วนเอว

หมุนชิ้นส่วนของกลไกเกลียวเร่ง (Turnbuckle) ความกว้างของอุปกรณ์ส่วนเอวจะเพิ่มและลดขนาด

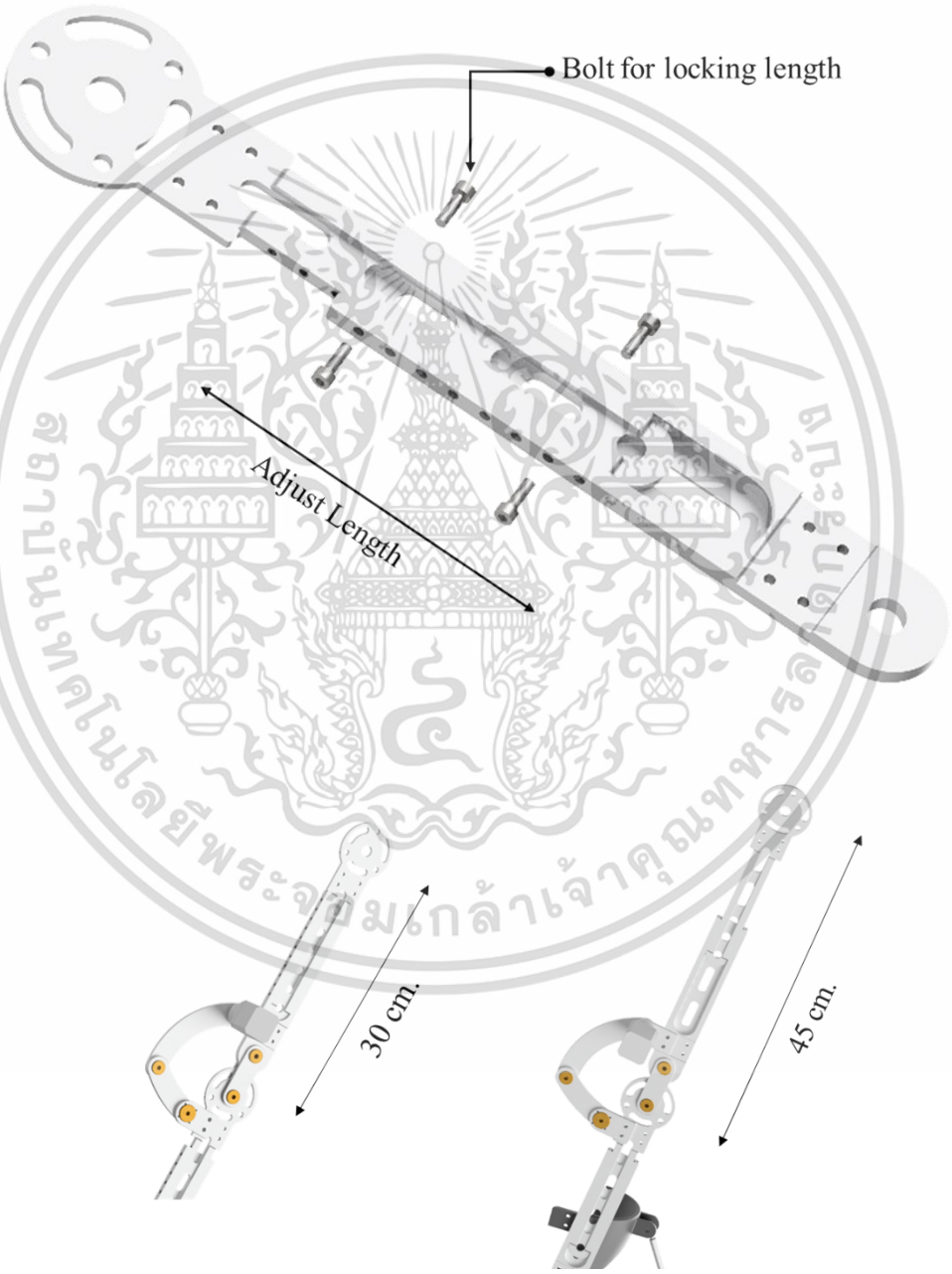
- การหมุนตามทิศของลูกศรสีเขียวจะเป็นการเพิ่มความกว้าง
- การหมุนตามทิศของลูกศรสีเหลืองจะเป็นการลดความกว้าง




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**2. การปรับขนาดความความยาวของส่วนขา**

ถอดน็อตที่ยึดชิ้นส่วนของโครงสร้างส่วนขาทั้ง 2 ชิ้นออก แล้วเลื่อนชิ้นส่วนเพื่อปรับความยาวตามต้องการ โดยการเลื่อนน็อต 1 ตำแหน่งจะมีความยาวที่เปลี่ยนไป 15 มิลลิเมตร



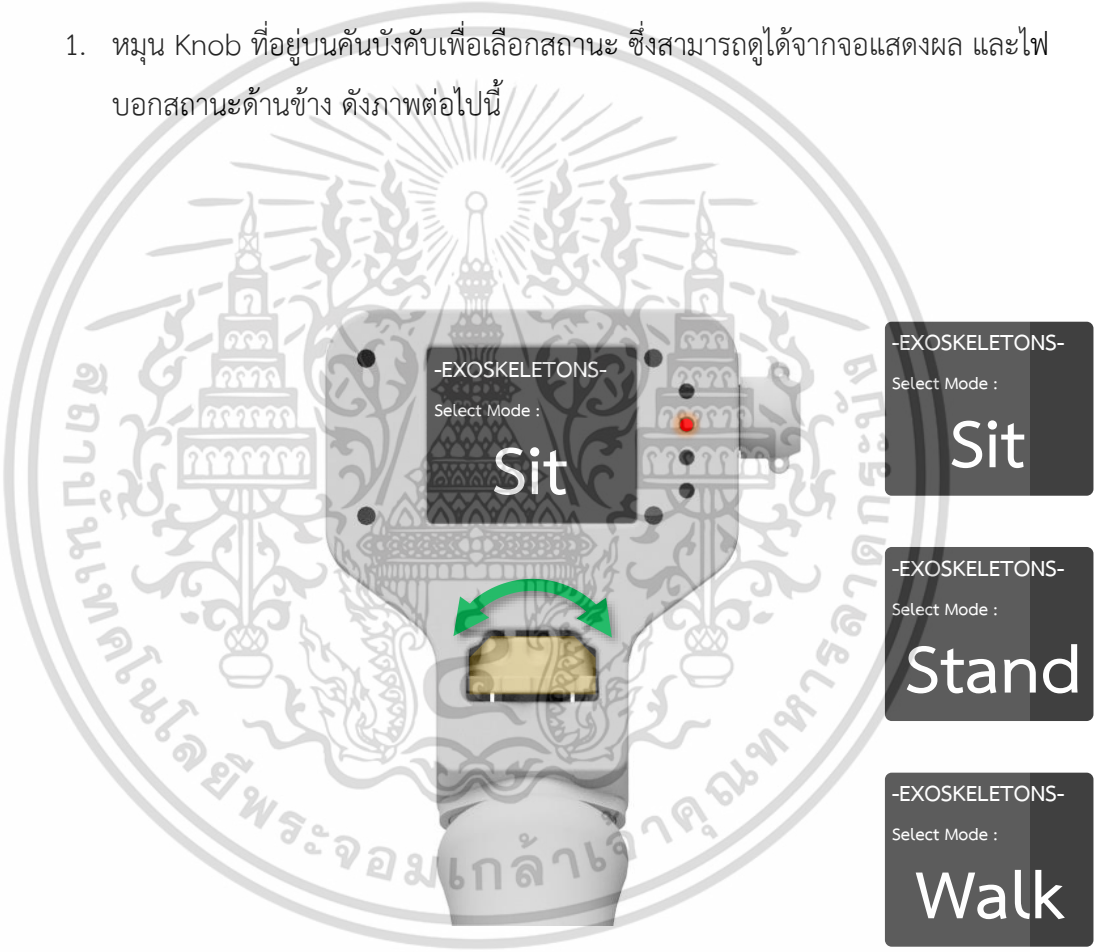

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# วิธีการควบคุม

## ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

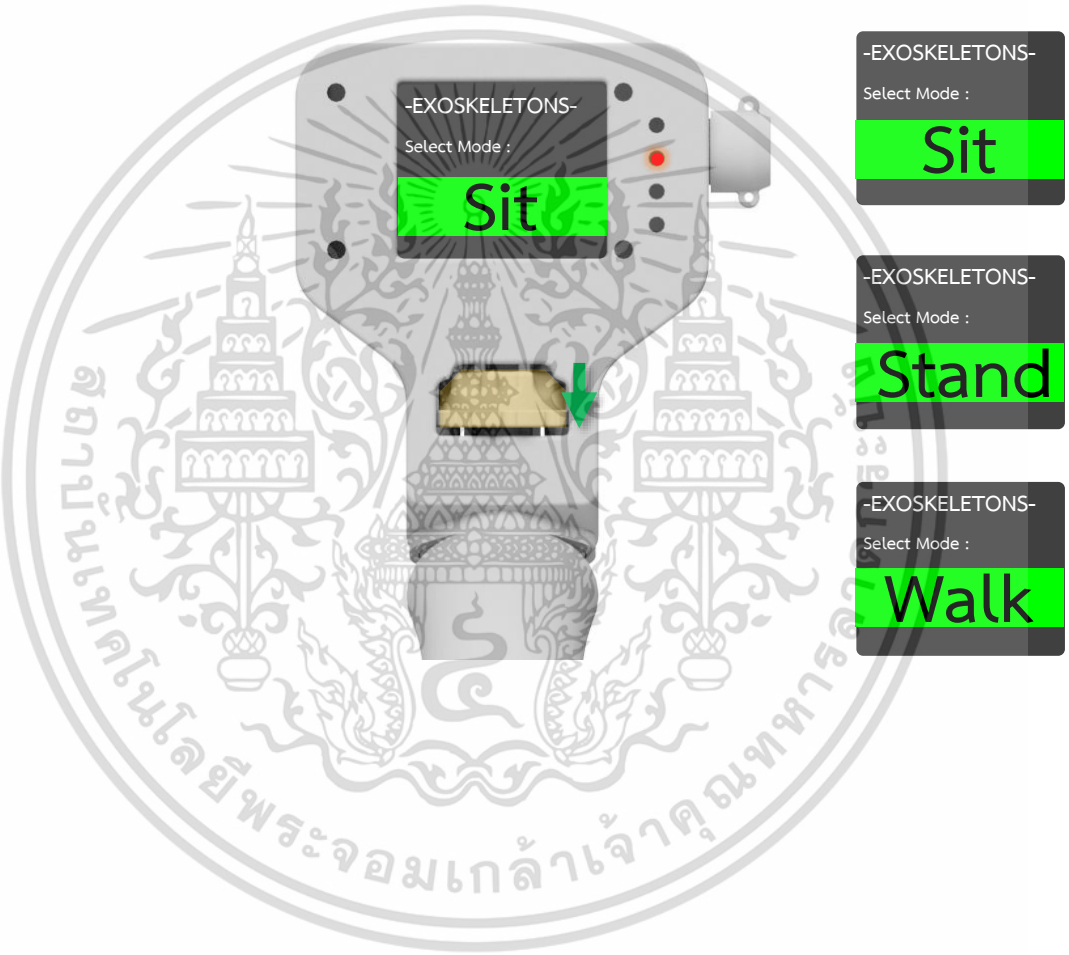
การเคลื่อนไหวของต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหวมี 3 ท่าทาง ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน โดยสามารถเลือกท่าทางการเคลื่อนไหวได้จากคันบังคับโดยการควบคุมดังนี้

1. หมุน Knob ที่อยู่บนคันบังคับเพื่อเลือกสถานะ ซึ่งสามารถดูได้จากจอแสดงผล และไฟบอกสถานะด้านข้าง ดังภาพต่อไปนี้



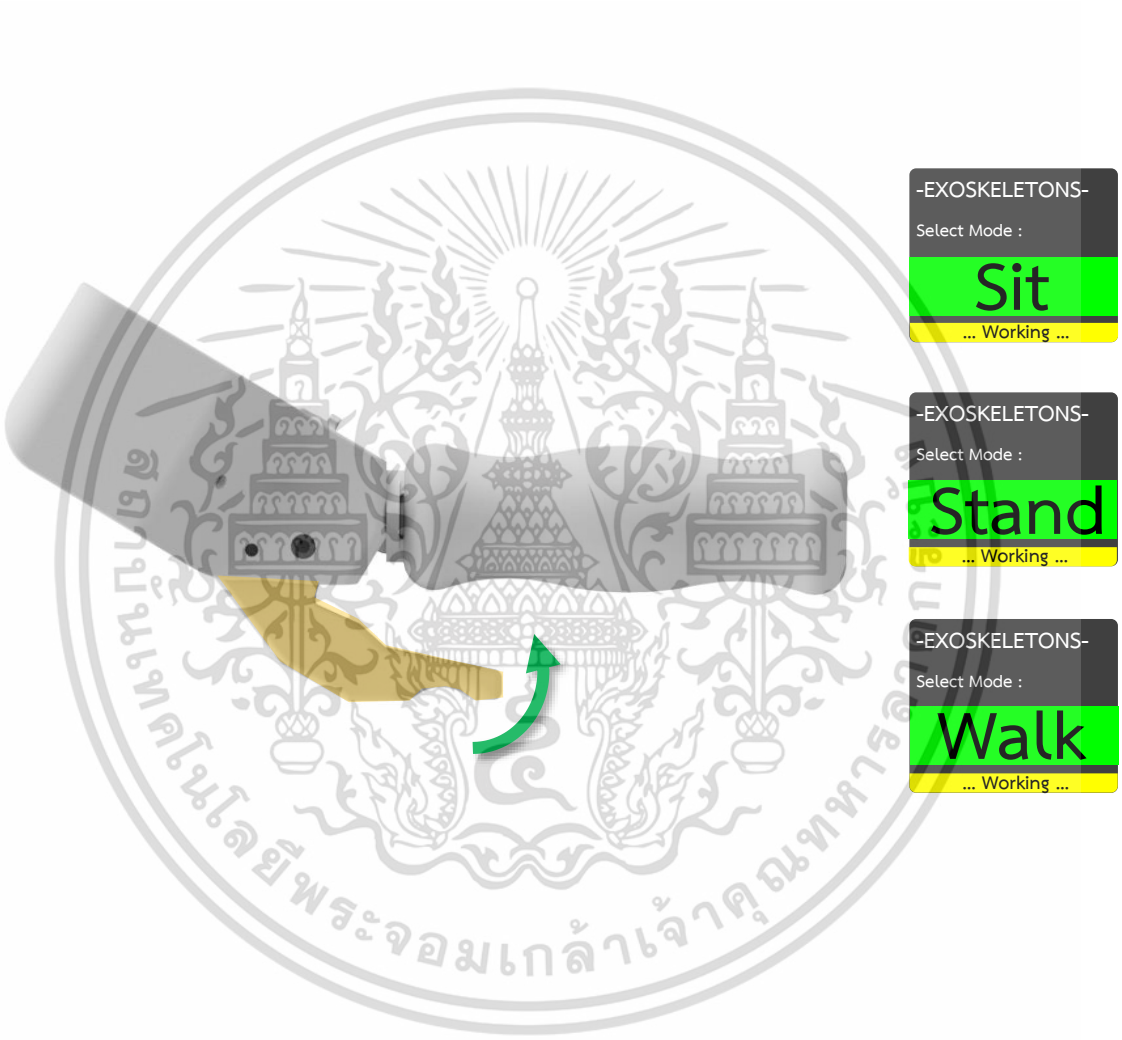

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เมื่อได้สถานะที่ต้องการให้ดัน Knob ลง เพื่อเป็นการเลือกสถานะการเคลื่อนไหวที่ต้องการ เมื่อการเลือกสถานะสำเร็จจอแสดงผลจะมีแถบสีเขียวแสดงขึ้น ดังภาพต่อไปนี้




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เมื่อต้องการสั่งการทำงานให้ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเคลื่อนไหวให้บีบก้านบังคับด้านล่าง จะทำให้ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกเคลื่อนไหวตามรูปแบบการเคลื่อนไหวของสถานะนั้นๆ ที่เลือกไว้ และที่หน้าจอแสดงผลจะแสดงคำว่า “...working...” ในขณะที่อุปกรณ์ทำงานอยู่ ดังภาพต่อไปนี้

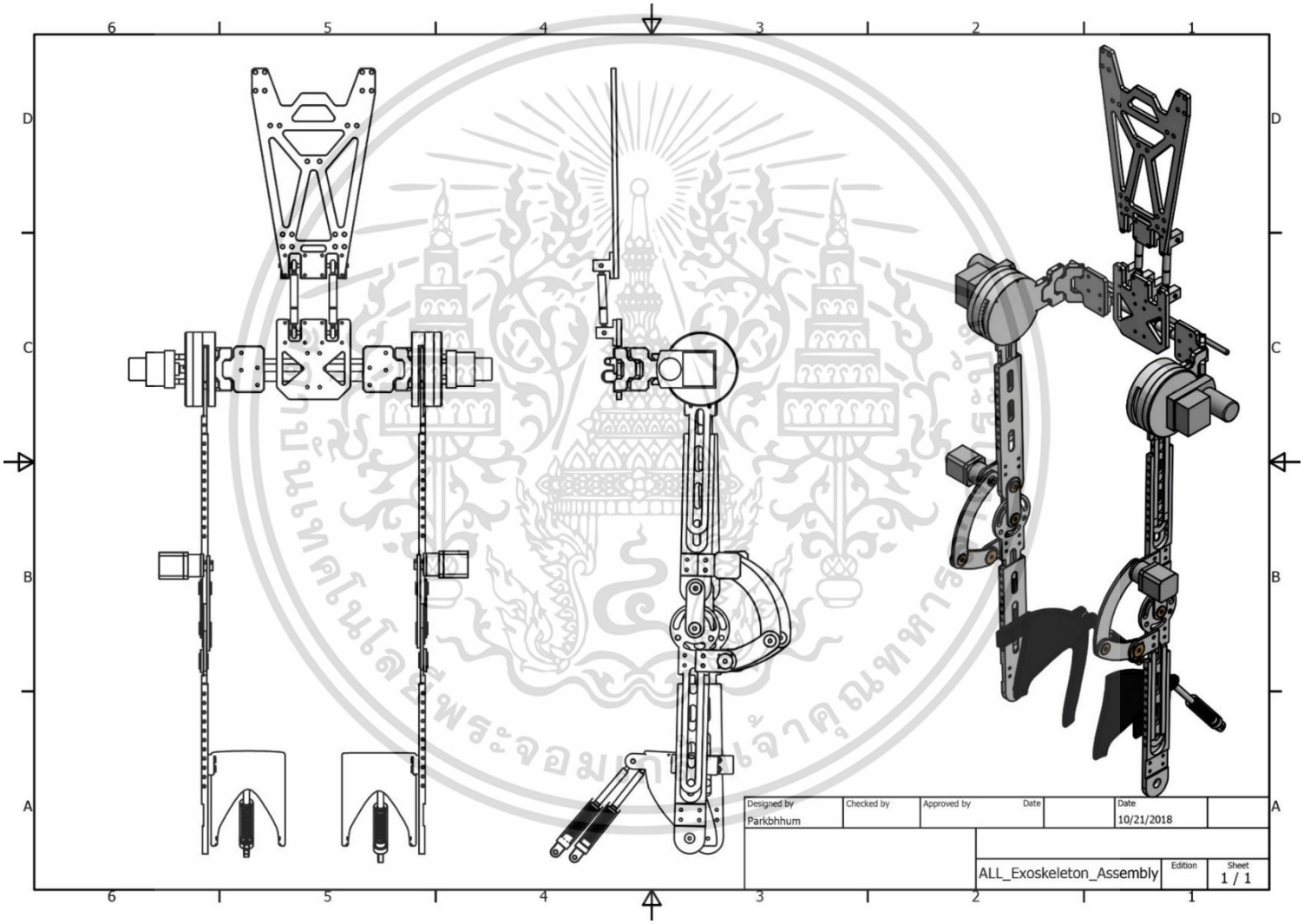



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

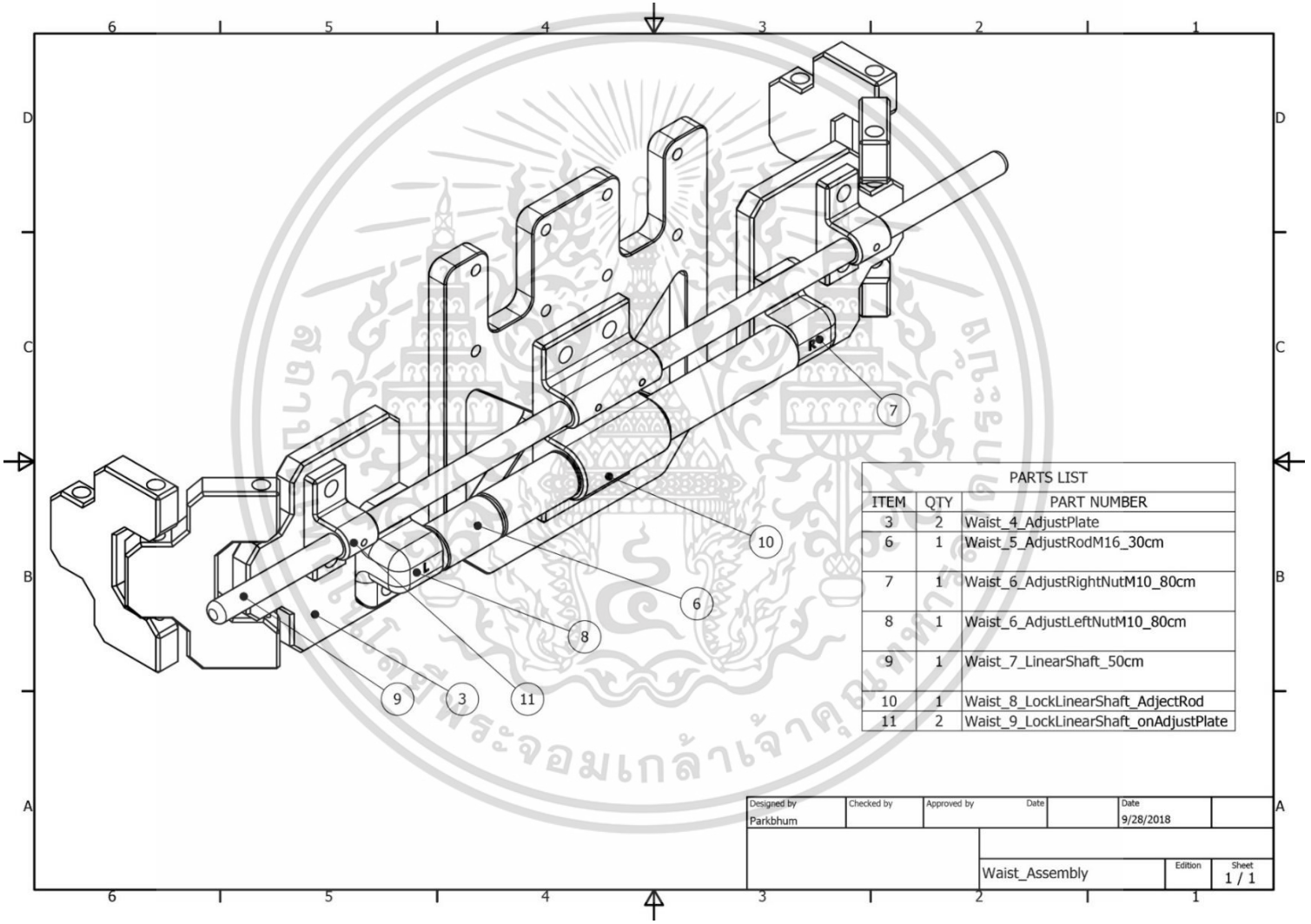
Drawing การประกอบ

ต้นแบบชุดอุปกรณ์โครงร่างภายนอกสนับสนุนการเคลื่อนไหว

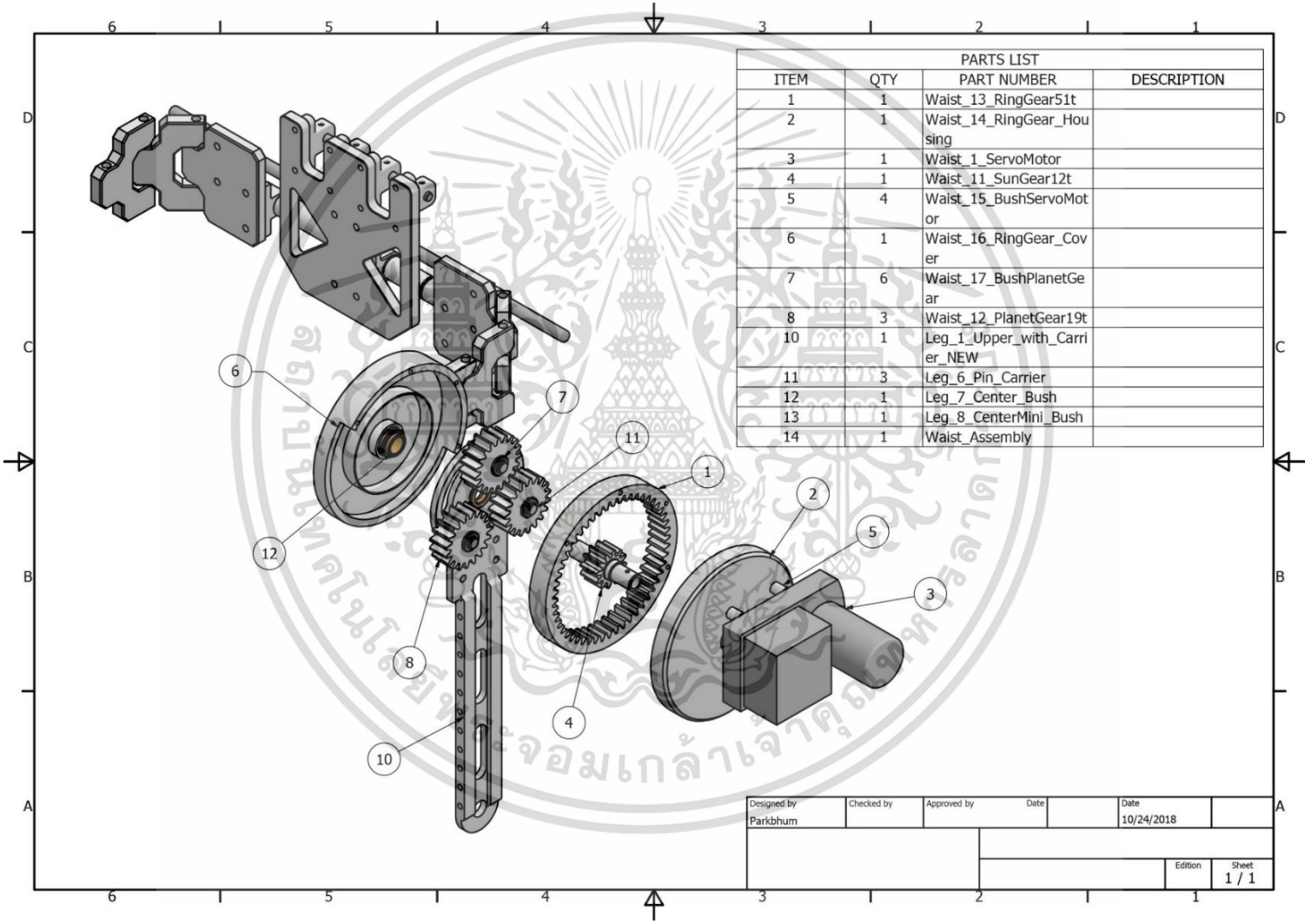
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



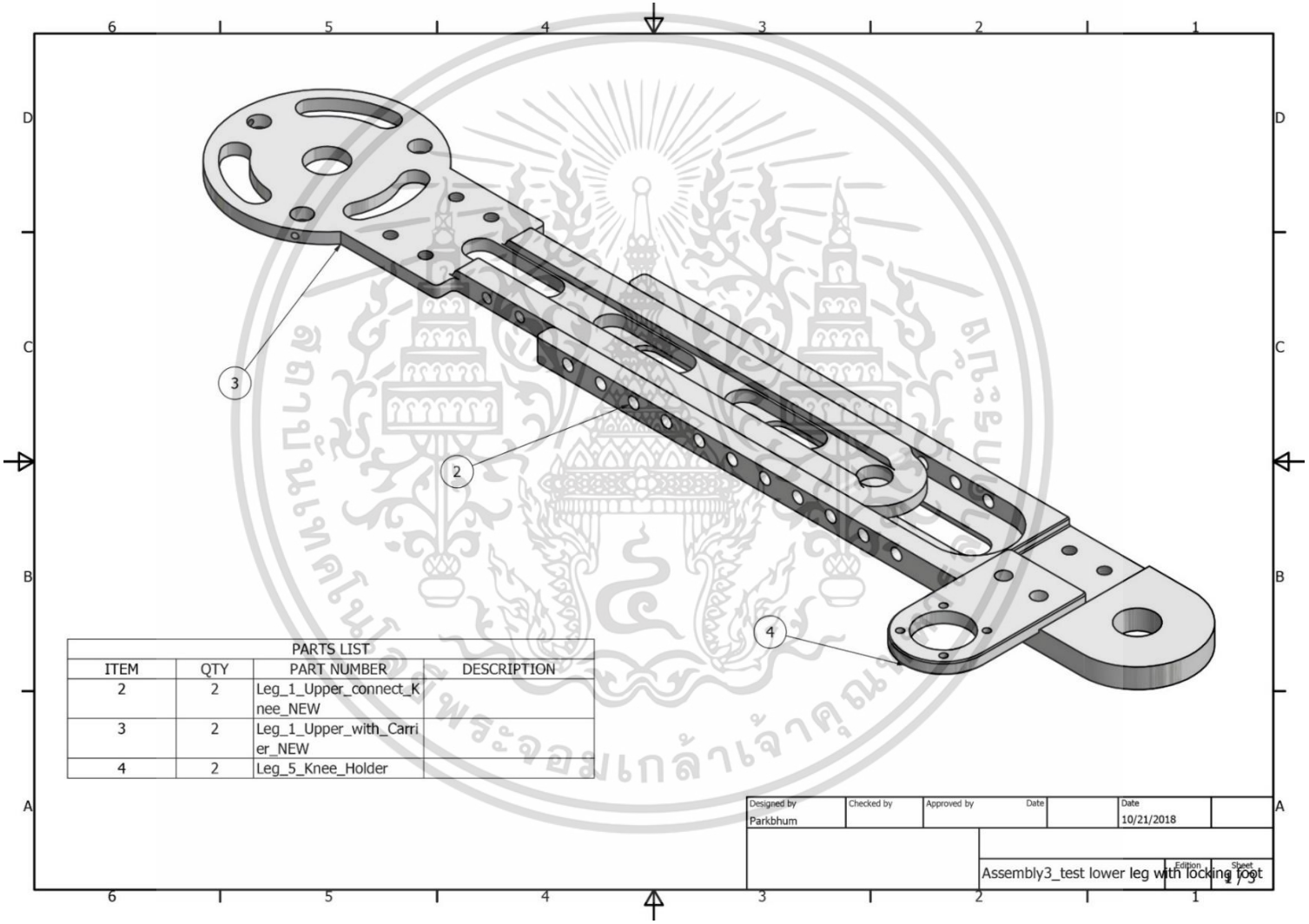

ภาพการประกอบชิ้นส่วนทั้งหมดของอุปกรณ์



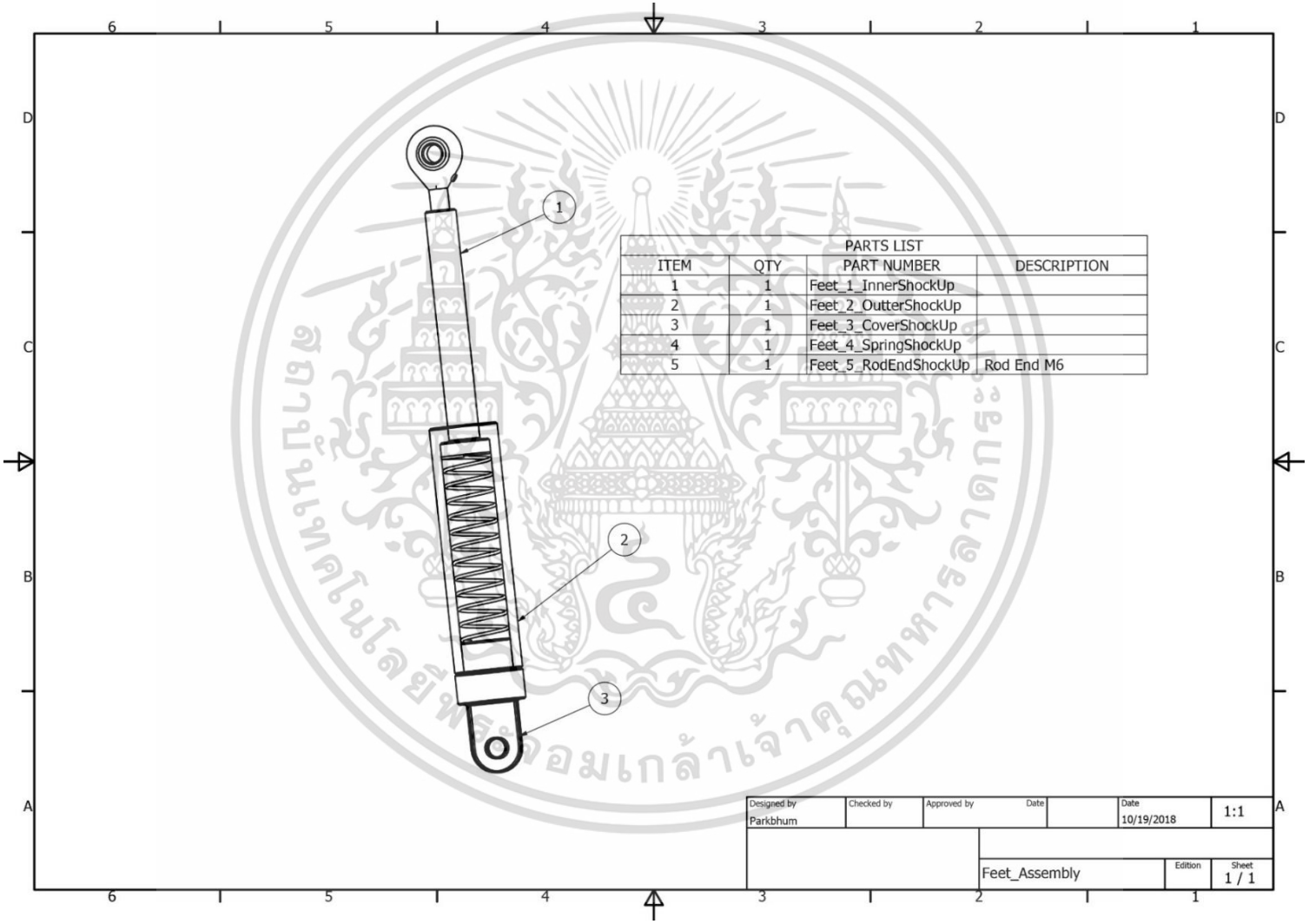

ภาพการประกอบอุปกรณ์ส่วนเอว




ภาพการประกอบอุปกรณ์ส่วนเอว และชุดเฟืองส่งกำลัง

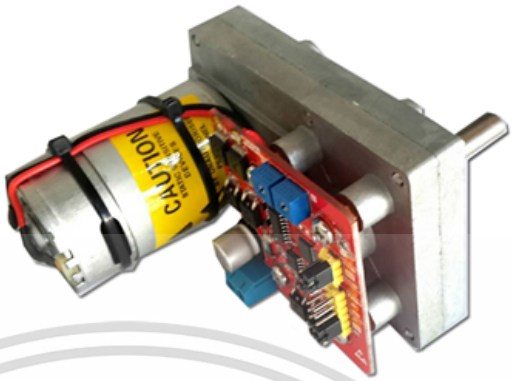



ภาพการประกอบอุปกรณ์ส่วนขา

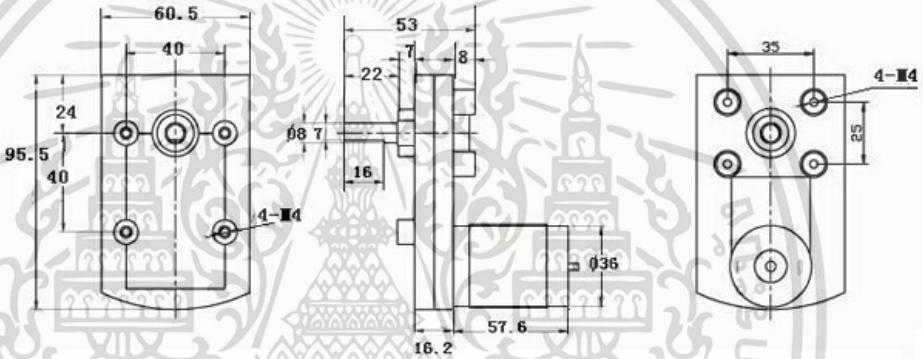



ภาพการประกอบอุปกรณ์กลไกสปริงค์ส่วนเท้า

## High Torque RC Servo Motor




### Dimension




### Specification

| Torque (kg.cm) | | |
|---|---|---|
| Model | 24 V | 12 V |
| MCR60 | 60 | 30 |
| MCR180 | 180 | 90 |
| MCR280 | 280 | 140 |
| MCR380 | 380 | 190 |
| MCR400 | 400 | 200 |

- กระแส no load < 500 mA
- ความเร็วเชิงมุม 0.5s/60 (24V) / 1.0s/60 (12V)
- องศากว้างสุด 300 องศา (0-300 องศา)
- โหมดการควบคุม PWM (สัญญาณพัลส์) / แรงดันแบบอนาลอก
- แรงดันไฟฟ้า 0-5V
- ความถูกต้อง 0.32 องศา
- วัสดุ : เหล็ก
- ขนาด 95.5 มม x 60.5 มม.x 112.2 มม.

**การประยุกต์ใช้งาน :** แขนกล ขนาดกลาง/ใหญ่ กลไกเคลื่อนไหวต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ผลงานทางวิชาการของงานวิจัยนี้ที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่**

- **Parkbhum Reanaree,** C. Pintavirooj, “Exoskeleton Suit Supports the Movement,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# 2018 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2018)

**Chiang Mai, Thailand**
**21 – 24 November 2018**

IEEE Catalog Number: CFP1858R-POD
ISBN: 978-1-5386-5725-6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The 2018 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2018)

# *Exoskeleton Suit Supports the Movement*

Parkbhum Reanaree
Department of Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
parkbhum@gmail.com

C. Pintavirooj
Department of Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
chuchartpintavirooj@gmail.com

***Abstract*— Thailand is entering into aging society. Paralysis occurs commonly in this group of people. This is a disease that affects the nervous system, including muscular weakness or Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS). Patients may not be able to walk or use their lower part of the body. Hence, physical activity is fundamental to human life, if the elders are not able to walk or use some of their body part, their quality of life will be reduce. For this reason, research and development of an equipment to assist physiotherapy rehabilitation or supports the movement of patients has been made. The focus has been drawn to standing and walking, which will result in a better functioning of the patient's body. This lead to the creation of the prototype exoskeleton suit supporting the body movement. The wearable device consists of a movement mechanism, and a microcontroller-driven system. The development of the device is based on a normal human's gait. In addition, the prototype has a mechanism for limiting the degree of movement of the joints in the waist and knee, with both mechanical and electrical security. Finally, this device can help the patient's body stood up and assist the walk, which allowing them to take care of themselves and not rely on the family and society.**

***Index Terms*— Exoskeleton, gait, ALS**

## I. INTRODUCTION

According to the report on the issue of campaigning the world paralysis in 2016 [1], Thai people died of stroke or paralysis up to 12.8 percent on average, due to a nonproper physical rehabilitation according to the academic principles. This is often caused by the lack of equipment within the physiotherapy center. After the patient left the center, they were unable to provide the tools to help restore the body movement at home, as those tools or equipment are expensive. The study found that patients with paralysis resulting from stroke, if they were physical, they can help restore the brain and the body can result in recovery activities using the same principle as the mirror-image movement [2]. We have realized the importance of this. There has been a researched and development of a set of outboard equipment to support the movement up to help solve the problem. This device can help physically restore the body movement of the patients. It can also help paralyzed patients, with spinal cord injury that cannot be recover, to stand or walk. This enhances the quality of life for the patients and their families. Because patients can take care of themselves more, not become burden to the family and society. In addition, the results of the development and research of the device can also serve as a model for the development of others equipment in the medical industry. Thus, this reduce the import of goods from others countries as well.

## II. RERATED WORK

### *A. Gait Analysis*

Human gait is caused by the movement of two legs. Gait cycle is divided into two phases;

1. *Stance phase* is when the feet are on the ground.
2. *Swing phase* is when the foot floats from the ground.

Abnormal walking has many implications for human life and many people find it caused by osteoarthritis. Patients must be treated properly and also undergo a physical therapy. There are several methods of analyzing human's walk, such as the use of dynamic animation systems to analyze human movements. Gait analysis using the camera, requires active markers to be emitted at a specific wavelengths. [3] This system required a camera to collect data which also mean that a large amount of space is required for installation and storage. Problem can occur if the camera cannot detect the markers that are attached to the patients. Therefore, this research seeks to collect camera-free data to reduce the problems. In this research, the Inertial Measurement Unit (IMU) has been used. The IMU consist of 3-axis accelerometers and 3- axis gyroscopes. They are used to measure angular velocity and acceleration respectively. Also, the angle between themselves and the earth can be calculated.

### *B. Exoskeletons*

Many researchers and engineers are working on the devices that help persons with locomotor deficiencies due to accidents, sclerosis, or other disorders [2]. The aim is to develop an equipment used by everyday people instead of wheelchairs. The key challenges in creating an external skeleton are the quality of the motor, the microprocessor capabilities, and the high-power electronics that drive the motor in the device, including the battery that needs to be sized. Small, compact exoskeletons technology has emerged from military technology. It is a device that helps in the walking of people with paraplegia. The biggest problem of outward layouts is that it is very expensive and people with mobility disorders cannot afford it.

978-1-5386-5724-9/17/$31.00 ©2018 IEEE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The design of the device does not have to be complicated, such as walking up and down the stairs. These types of complex movements will follow in the future if they can cause basic movements, such as walking on flat ground to gain weight. They must be faithful and free from harm to the individual and must be affordable. Another useful concept in automotive design is that, if the weight of 1 lb. can be removed from the car with the actual weight of 3 lb., Hence, the initial weight loss of 1 lb. can make the engine smaller because it does not have to carry a lot of weight and can make the transmission system less power due to stress is not high and so on.

Most exoskeletons are equipped with motors at the hip and knee joints and incorporate custom electronic robot controls and batteries into the device. The user also have to use the stabilizer support with the thimbles. The goal is to get rid of the crutches, but at the moment it is not possible to do that yet. The development of the device control system uses sensors to detect a small movement of the patient in order to guide the movement of the device in various ways.

On the safety side, it is important to design the device that will be used with the patients. Most of the research works with physiotherapists specializing in spinal cord injury and people with meningitis and paralysis. Because the target user is lacking in the lower body movement, it has to be sure that the exoskeletons provide reliable movement, especially when the user walks. One of the unexpected issues involved squeezing of the skin, because the sensing system is not functioning, patients will not know if there is a compression until they see their skin getting wounded. Making sure that the device does not touch any of the bones, which can cause excessive pressure on the skin.

Several groups are working on new devices to help treat the effects of stroke. Instead of wearing skeletons to walk, stroke patients use exoskeleton as a tool to help control limbs. Unlike severe Meningitis, which most doctors believe is a permanent injury. The brain is capable of recovering from the damage caused by stroke. Skeletons are one way to help with these repetitive movements and may help to recover faster and better. Stroke studies are currently being studied to learn that the positive effects of external skeletal assist in physical versus physical training.

Exoskeleton abroad has begun to push into more commercial, for example in February 2012, it was donated to Craig Hospital in Denver, Colorado. In Thailand, more and more research on this device has been made[4]. It is believed that the device will help improve the quality of life of patients in Thailand.

## III METHODOLOGY

In this Exoskeleton design, the following parameters were taken into account; the size, weight and appearance of the application. They are light of weight, so they do not have to burden the wearer, and they are easy to wear and the appearance looks user-friendly.

### *A. Structural Design and Internal Mechanisms*

- Study the walking pattern and movement of the legs while walking to determine the position of the mechanical design and wear.
- Device design and simulation using computer aided design program, in a design that takes into account the simple and cost-effective manufacturing process.
- The device can be adjusted to fit the body of the wearer. Both in the waist and leg length. The principle of the turnbuckle (stretching screw) to adjust the waist width [5], as shown in Figure 1. The legs can be disassembled and adjustable as shown in Figure 2.

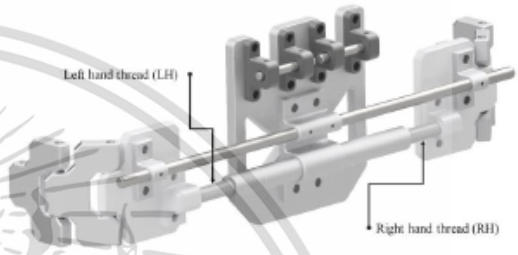



Fig. 1. Mechanisms of adjustment the waist part.

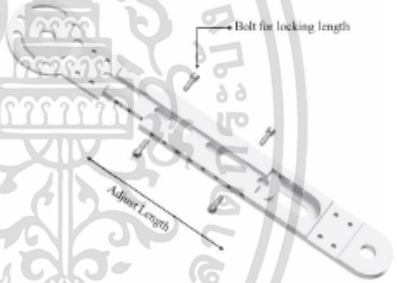



Fig. 2. Mechanisms of adjustment the leg part

- When the device is designed to work as desired, it is molded using simple and cheap materials. The material used to make the device is aluminum. The lightweight, strong when compared to other materials, for example, steel or carbon fiber. Some of the equipment is made of ABS Plastic with 3D printing, which is used in parts that are difficult to produce in other ways. Including in the cover to the device has a beautiful appearance and user friendly.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

*B. Circuit design*

- Principle of work in controlling movement of equipment based on the human walk. This will prevent injury from moving beyond the range of movement (ROM) of the human body. The device has limit switches and mechanisms that can be adjusted to limit the ROM to fit the patient and protects the wearer with two layers of mechanical and electrical.
- Electronic circuit design for storing legs movement uses two IMUs to store the movement of the thigh and shin. The data is sent to the microcontroller, as shown in Figure 3, to process and calculate the patient movement [6].
- The control uses a joint stick to modify the movement pattern of the device. A working model of a third model based on fundamental human movement patterns such as walking, sitting, and standing. The operating principle of the device is shown in Figure 4.
- The Exoskeleton transmission system utilizes servo motors and step motors to control the movement of the device by microprocessor. It works with the IMU sensor to provide safe and accurate movement.

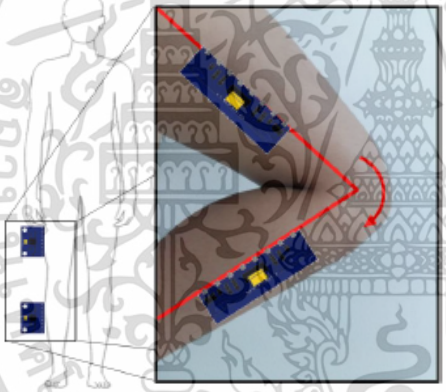


Fig. 3. IMUs position.

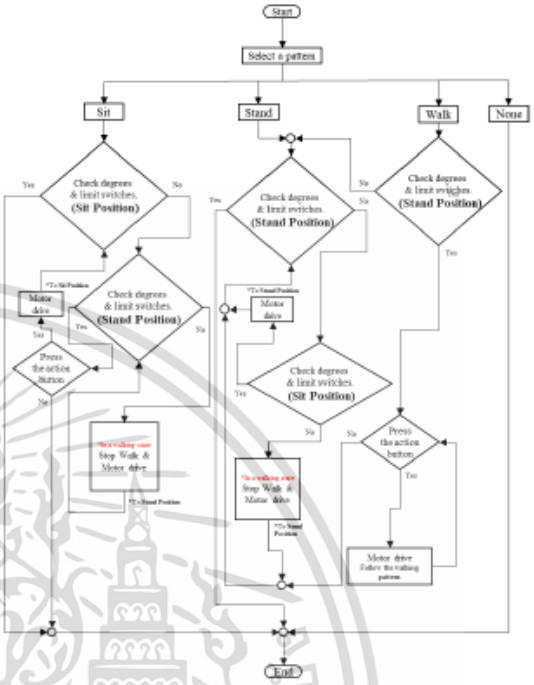



Fig. 4. Diagram of the device.

## IV. RESULT

The Exoskeleton Suit has a weight of 20 kilograms and can be adjusted to suit the wearer's size. The waist width can be adjusted in the range of 30 - 40 cm as shown in Figure 5 and the length of the thigh and lower legs can be adjusted in the range of 30-45 cm, as shown in Figure 6.

Fig. 5. Waist parts.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

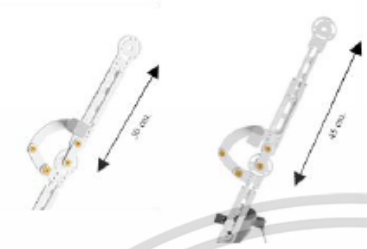


Fig. 6. Leg parts

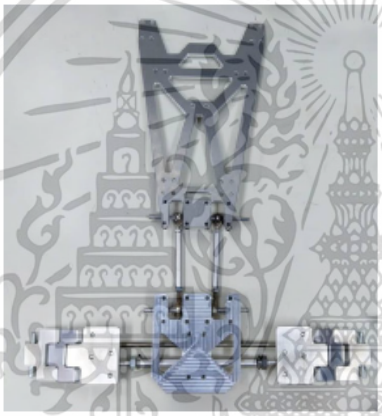


Fig. 7. Assembling the back and waist

## V. CONCLUSION

In terms of structure and appearance, it is important to make the device attractive and usable. The next step is to improve the control system so that the movement of the device is smooth and closer to the human movement. The biggest difficulty in making this device the perfect choice is to use a battery that can provide high power for a long time and must be lightweight as well. Including the design of the wear parts of the device to contact the body to prevent the pressure on the body, resulting in grinding wound. We also plan to use this prototype to test the patient to get this information to improve and develop this device. The next goal in developing the device is to develop a motion control system in the form of stepping up and down the stairs.

## ACKNOWLEDGMENT

The authors were acknowledged and overwhelming supported by our respected professor and staff from Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL) and funded research, graduate from the Capacity Building Program for New Researcher 2018 from National Research Council of Thailand (NRCT).

## REFERENCES

[1] Bureau of Non-Communicable Diseases Department of Disease Control. (2016). *World Stroke Day 2016. [Online] Available:* http://www.thaincd.com/document/hot%20news/WorldStrokeday2016.pdf

[2] Leslie Mertz. (2012). The Next Generation of Exoskeletons. *IEEE PULSE,4*(3),56-61.

[3] Chalermphol Kongkhiaw, "Video system for dynamic motion analysis of human gait," M.Eng. dissertation, Dept. Elect. Eng., Prince of Songkla Univ., Songkla, Thailand, 2010.

[4] Wanayuth Sanngoen, Setawichock Nillnawarad, and Sema Patchim, "Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot" IEEE International Conference on *2017 10th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, pp 148-153, 2017.

[5] Shigeru Ikeda, and Yuuji Nakanishi. (2561). *Mechanical design* [Etoki de Wakaru Kikai Sekkei (Dai 2 Han)]. (Annop Ruangwiset, Trans.). Bangkok: Technology Promotion Association (Thailand-Japan). (Original work published 2014).

[6] Parkbhum Reanaree, C. Pintavirooj, "*Novel Limited Knee Flexion Angle Device*," IEEE International Conference on *2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2017)*, 2017.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ประวัติผู้เขียน

| | |
|---|---|
| ชื่อ-นามสกุล | นายภาคภูมิ เหรียญอารีย์ |
| วัน เดือน ปีเกิด | 23 กรกฎาคม 2537 |
| ที่อยู่ | บ้านเลขที่ 5 หมู่ 9 ถ.สระแก้ว-จันทบุรี ต.เขาฉกรรจ์ อ.เขาฉกรรจ์ จ.สระแก้ว 27000 โทร. 087-5297100 |
| ประวัติการศึกษา | 2560 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง |

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- **Parkbhum Reanaree,** C. Pintavirooj, “Exoskeleton Suit Supports the Movement,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.

- Manao Bunkum, **Parkbhum Reanaree,** Nutthanan Wanluk, Sarinporn Visitsattapongse, “Prototype Modeling of Bed for Bedridden Patients,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.

- **Parkbhum Reanaree**, C. Pintavirooj, “Novel limited knee flexion angle device,” Biomedical Engineering International Conference 2017, Japan.

- **Parkbhum Reanaree**, Polachet Tananchana, Worapong Narongwongwathana, Chuchart Pintavirooj, “Stress and office-syndrome detection using EEG, HRV and hand movement,” Biomedical Engineering International Conference 2016, Laos.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้