รายงานฉบับสมบูรณ์

การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ

A STUDY ON THE DESIGN AND CONSTRUCTION OF THE REHABILITATIVE INTELLIGENT WALKER

ชื่อหัวหน้าโครงการ
ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์

วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ได้รับทุนสนับสนุนกิจกรรมส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัย

สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต

เดือน สิงหาคม ปี 2561 ที่ส่งรายงาน

รายงานความก้าวหน้ากิจกรรมส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัย

ชื่อโครงการภาษาไทย การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ

ชื่อหัวหน้าโครงการ ว่าที่ร้อยตรีพิชิตพล โชติกุลนันทน์

หน่วยงาน วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีที่ส่งรายงาน 2561

บทคัดย่อ

โครงงานนี้มีวัตถุประสงค์ในการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม โดยอาศัยหลักการวิทยาศาสตร์การแพทย์ อิเล็กทรอนิกส์ และระบบควบคุม ผลการจัดทำโครงงานสามารถออกแบบและสร้างเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ที่ประกอบด้วยส่วนประกอบสำคัญ 5 ส่วน คือ 1) ระบบสมองกลฝังตัวประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC เบอร์ 24HJ256GP210 โปรแกรมด้วยภาษาซี 2) ส่วนควบคุมการทำงานด้วยปุ่มควบคุม 3) ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ประกอบด้วยบอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge 4) ส่วนระบบความปลอดภัยประกอบด้วยรีดสวิตซ์ และตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด และ 5) ส่วนการแสดงผลประกอบด้วยจอแสดงผลแบบผลึกเหลว โดยสามารถแสดงผลค่าความเร็ว ระยะทาง และรูปแบบการฝึกเดิน โครงงานนี้ประกอบด้วย 2 โหมดการทำงาน คือ โหมด การทำงานแบบอัตโนมัติ และโหมดควบคุมด้วยมือผลการทดสอบการทำงานและความปลอดภัยพบว่า ผลทดสอบการทำงานพบว่าสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์ของการออกแบบและสร้างทุกประการ จากการประเมินผลความพึงพอใจของผู้ใช้งานจำนวน 40 คน พบว่ามีระดับความพึงพอใจโดยเฉลี่ยเท่ากับ 4.33 / 5 คะแนน โดยมีข้อเสนอแนะที่สำคัญ คือต้องการให้การเคลื่อนที่มีเสถียรภาพมากขึ้นในการยกตัวของรถเข็นในขณะขึ้นบันไดรวมทั้งสามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้จริง ซึ่งทางคณะผู้วิจัยจะได้ทำการปรับปรุงพัฒนาเพื่อให้มีความสมบูรณ์มากขึ้นในระยะต่อไป

คำสำคัญ อุปกรณ์ช่วยเดิน เครื่องช่วยเดินอัตโนมัติ ล้อแม็คคานั่ม ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

Title	A Study on The Design And Construction of The Rehabilitative Intelligent Walker
Name of Head of Project	Acting Sub Lt. Phichitphon Chotikunnan
Department	College of Biomedical Engineering, Rangsit University
Year	2017

ABSTRACT

This objective of this project was to design and construction of surrounding control system for the rehabilitative walker using Mecanum wheels. This project based on principles of medical science, electronics and control systems. The designed and constructed of this project was composed of 5 main parts : 1) the embedded system using microcontroller PIC no. 24HJ256GP210 with C-language program, 2) The controlled switch, 3) the motor drive part with DC motor H-Bridge board, 4) the safety part composed of reed switch and infrared sensor and 5) the display part comprising of liquid crystal display for showing the speed, distance, and training program for walking. This project consists of two operating modes, automatically mode and manual mode. The results of functional testing showed that this system can control the movement of the rehabilitative walker complying with the objectives of the project, there must be a helper in order to control the safety of use. Based on the user satisfaction evaluation of 40 users, the average satisfaction level was 4.33/5. The important suggestion is to make the movement more stable while lifting the stroller up the stairs as well as being able to use it in everyday life. The research team will then apply these suggestions to make improvements to be more complete in the next phase.

Keywords Walker, Automatic Walker, Microcontroller PIC, Mecanum Wheel

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำโครงการวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องด้วยความอนุเคราะห์และคำแนะนำจากบุคคลหลายท่านดังต่อไปนี้ ขอขอบคุณผู้อุปการะทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้ และข้าพเจ้าขอขอบคุณ สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้การสนับสนุนทุนในการทำวิจัยในครั้งนี้ ตลอดจนคณะกรรมการ ท่านผู้ทรงคุณวุฒิให้คำปรึกษา และคำแนะนำ เพื่อแนวทางแก้ไขปัญหาต่างๆ ตลอดช่วงเวลาการทำวิจัย และขอขอบคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ยุทธนา ปิติธีรภาพ สำหรับคำแนะนำ กำลังใจ การช่วยเหลือและความห่วงใยที่มอบให้เสมอมา ตลอดจนทั้งคณาอาจารย์และคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่าน และผู้ที่ให้สนับสนุนข้าพเจ้าขอขอบคุณที่ได้ช่วยเหลือให้คำปรึกษาตลอดจนแนวทางการทำวิจัยของโครงการนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คณะผู้จัดทำโครงการ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VII
สารบัญรูป	VIII
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของโครงงาน	2
1.3 ขอบเขตการศึกษา	3
1.4 วิธีการดำเนินการ	3
บทที่ 2 ทบทวนเอกสาร	
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1.1 ทฤษฎีทางด้านการแพทย์	4
2.1.1.1 โรคภาวะหลอดเลือดสมอง	4
2.1.1.2 โรคข้อเข่าเสื่อม	7
2.1.2 ทฤษฎีทางด้านอิเล็กทรนิกส์และไมโครคอนโทรลเลอร์	10
2.1.2.1 ทฤษฎีล้อแม็คคานั่ม	10
2.1.2.2 ตัวเข้ารหัส (Encoder)	12
2.1.2.3 ทฤษฎีวงจรขับมอเตอร์แบบ H-Bridge	15
2.1.2.4 ทฤษฎีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC	16
2.1.2.5 ทฤษฎีตัวตรวจวัดอินฟราเรด (Infrared Sensor)	17
2.1.2.6 ทฤษฎีรีดสวิตซ์ (Reed Switch)	18
2.1.2.7 ทฤษฎีของ LM2596	19

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับสถิติ 20
2.2.1 ความถูกต้อง (Accuracy) 20
2.2.2 ความแม่นยำหรือความเที่ยงตรง (Precision) 20
2.2.3 เปอร์เซ็นความคลาดเคลื่อน 21
2.3 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 22
บทที่ 3 อุปกรณ์และวิธีจัดทำโครงงาน
3.1 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำโครงงาน 23
3.1.1 ส่วนโครงสร้าง 23
3.1.2 ส่วนวงจรที่ออกแบบ 23
3.1.3 ภาคตรวจจับสัญญาณ 24
3.1.4 ภาคประมวณผลสัญญาณ 24
3.1.5 ภาคแสดงผล 24
3.1.6 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบโครงงาน 24
3.2 วิธีการจัดทำโครงงาน 24
3.2.1 ภาคการออกแบบโครงสร้าง 25
3.2.1.1 การเลือกใช้ Walker 25
3.2.1.2 การออกแบบฐานของ Walker 26
3.2.1.3 การออกแบบฐานของ Encoder 26
3.2.1.4 การเลือกใช้ล้อแม็คคานั่ม 27
3.2.2 แผนผังการทำงานของระบบ 28
3.2.3 โครงสร้างของระบบ 29
3.2.3.1 ส่วนการประมวลผล 29
3.2.3.2 ส่วนควบคุมการโปรแกรม 31
3.2.3.3 ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ 36
3.2.3.4 ส่วนระบบความปลอดภัย 45
3.2.3.5 ส่วนการแสดงผล 48
3.3 วิธีการทดสอบโครงงาน 54

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

3.3.1 การทดสอบหน้าที่การทำงานของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน 54
3.3.1.1 การทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าบนพื้นระนาบ 54
3.3.1.2 การทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา และข้างซ้ายบนพื้นระนาบ 55
3.3.1.3 การทดสอบการเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางขวาและหมุนตัวไปทางซ้ายบนพื้นระนาบ 56
3.3.1.4 การทดสอบการเคลื่อนที่ถอยหลังบนพื้นระนาบ 58
3.3.2 การทดสอบความปลอดภัย (Safety Testing) 59
3.3.2.1 การทดสอบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม 59
3.3.2.2 การทดสอบการตรวจจับการก้าวขา 61
บทที่ 4 ผลการจัดทำโครงงานงาน
4.1 ผลการจัดทำโครงงาน 62
4.2 ผลการทดสอบโครงงาน 64
4.2.1 การทดสอบหน้าที่การทำงาน (Performance Testing) 64
4.2.1.1 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า 64
4.2.1.2 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้าง 67
4.2.1.3 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนตัว 71
4.2.1.4 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ถอยหลัง 76
4.2.2 การทดสอบความปลอดภัย (Safety Testing) 78
4.2.2.1 ผลการทดสอบระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม 78
4.2.2.2 ผลการทดสอบการตรวจจับการก้าวขา 78
4.3 การทดสอบระบบการเคลื่อนที่ของรถในทางระดับ 79
4.3.1 วัตถุประสงค์ 79
4.3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง 79
4.3.3 ข้อกำหนดในการทดลอง 79
4.3.4 ขั้นตอนการทดสอบ 79
4.3.5 ผลการทดสอบ 80
4.4 การทดสอบแบบประเมินความพึงพอใจ 84
4.3.1 วัตถุประสงค์ 84

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

4.3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง 84
4.3.3 ข้อกำหนดในการทดลอง 84
4.3.4 ขั้นตอนการทดสอบ 84
4.3.5 ผลการทดสอบ 85
บทที่ 5 วิจารณ์และสรุปผลการจัดทำโครงงาน
5.1 สรุปผลการทำโครงงาน 88
5.2 อภิปรายผลการทำโครงงาน 89
5.3 ข้อเสนอแนะ 90
บรรณานุกรม 91
ประวัติผู้วิจัย 92
ภาคผนวก 97

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

4.1 ผลการทดสอบระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม โดยทำการทดสอบ 20 ครั้ง 78

4.2 ผลการทดสอบการตรวจจับการก้าวขา โดยทำการทดสอบ 20 ครั้ง 78

4.3 การวิเคราะห์เลือกคำถามจากบุคคลทั่วไป 85

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

2.1 การฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง 5

2.2 การฝึกการทรงตัว 5

2.3 การฝึการทรงตัวในราวหัดเดิน 6

2.4 การฝึกการหัดเดิน 7

2.5 ลักษณะผิวข้อเข่าของคนปกติ และคนที่เป็นข้อเข่าเสื่อม 8

2.6 ภาพแสดงการใช้สนับเข่าช่วยพยุงข้อและอุปกรณ์ช่วยพยุงเดิน 9

2.7 ลักษณะของล้อแม็คคานั่ม (Mecanum-Directional Wheel 45°) 10

2.8 Arrangement of Mecanum Wheels in a Vehicle 11

2.9 Direction of the Friction Forces 12

2.10 ส่วนประกอบของ Encoder 12

2.11 แสดงสัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมของเฟส A กับ B 13

2.12 ตัวอย่างแผ่นจานของอินครีเม็นทอล 14

2.13 แสดงค่าความละเอียด 2 เท่า และ 4 เท่า 14

2.14 ลักษณะวงจร H-Bridge 15

2.15 Pin Diagram ของ PIC 24HJXXXGPX10 16

2.16 ตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด 17

2.17 แสดงรีดสวิตซ์ 18

2.18 การทำงานของรีดสวิตซ์ 19

2.19 DC-to-DC Step Down LM2596 Module (3A) 19

3.1 แสดง Block Diagram การทำงานของโครงงานการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 25

3.2แสดงการเลือกใช้ Walker ขนาดมาตรฐาน 25

3.3 แสดงการออกแบบฐานของ Walker โดยใช้โปรแกรม CATIA 26

3.4 แสดงฐานวาง Encoder 26

3.5 แสดงล้อแม็คคานั่ม 27

3.6 แสดงการประกอบโครงสร้างของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 27

3.7 แสดงเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 28

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

3.8 แผนผังการทำงานของระบบ 28
3.9 แสดงโครงสร้างของระบบ 29
3.10 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 24HJ256GP210 30
3.11 Pin Diagram ของ PIC 24 100 ขา 30
3.12 แสดงบล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนควบคุมการโปรแกรม และส่วนการประมวลผล 31
3.13 แสดงวงจรการต่อสวิตซ์ On-Off แบบ 2 ขา 32
3.14 แสดงวงจรการต่อ สวิตซ์กดติด-ปล่อยดับ 32
3.15 แสดงการติดตั้งปุ่มควบคุม 33
3.16 แสดงวงจรการต่อตัวต้านทานปรับค่าได้ 33
3.17 แสดงการติดตั้งตัวปรับความเร็วต่อก้าว ระยะทางต่อก้าว และความสว่างของจอ 34
3.18 แสดงตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด 34
3.19 แสดงวงจรการต่อตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด 35
3.20 แสดงการติดตั้งตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด 35
3.21 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนควบคุมการโปรแกรม และส่วนการประมวลผล 36
3.22 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์และส่วนการประมวลผล 36
3.23 แสดงการต่อแบตเตอรี่แบบขนาน 37
3.24 แสดงการติดตั้งแบตเตอรี่ 37
3.25 แสดงรีเลย์ General-Purpose LY Relay 38
3.26 แสดงวงจรการต่อรีเลย์ General-Purpose LY 38
3.27 บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge 38
3.28 แสดงวงจรการเชื่อมต่อบอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge ทั้ง 4 ชุด 39
3.29 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 40
3.30 แสดงการเชื่อมต่อเฟืองของมอเตอร์เข้ากับเฟืองของ Encoder และเชื่อมต่อแกนของมอเตอร์เข้ากับล้อแม็คคานั่ม 40
3.31 แสดงวงจรการเชื่อมต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเข้ากับ บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge และล้อแม็คคานั่มทั้ง 4 ชุด 41
3.32 แสดง Encoder แบบ Incremental 42

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

3.33 แสดงวงจรการเชื่อมต่อ Encoder เข้ากับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและ ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทั้ง 4 ชุด 43
3.34 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ และส่วนการประมวลผล 44
3.35 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนระบบความปลอดภัยและส่วนการประมวลผล 45
3.36 DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module 45
3.37 แสดงการเชื่อมต่อ DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module เข้ากับแหล่งจ่ายไฟ 12 V รีดสวิตซ์ และไมโครคอนโทรลเลอร์ 46
3.38 แสดงรีดปุ่มควบคุม 46
3.39 แสดงการต่อวงจรใช้งานรีดสวิตซ์แบบ Pull-Down เข้ากับแม่เหล็กถาวร 47
3.40 แสดงวงจรการเชื่อมต่อรีดสวิตซ์เข้ากับโมดูลรีเลย์ 5 V 47
3.41 แสดง Relay Module 1 Channel Isolation High and Low Trigger 5V 47
3.42 แสดงวงจรการเชื่อมต่อส่วนระบบความปลอดภัย 47
3.43 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนการแสดงผลและส่วนการประมวลผล 48
3.44 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนแสดงผล และส่วนการประมวลผล 48
3.45 แสดงการแสดงผลที่จอ LCD 49
3.46 แสดงโครงงานการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 49
3.47 แสดงส่วนประกอบโครงงานการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 50
3.48 แสดงกล่องควบคุมการทำงาน (ตำแหน่งด้านหน้าของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน) 51
3.49 ปุ่มควบคุมการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน 52
3.50 แสดงวงจรของระบบทั้งหมด 53
3.51 แสดงการสับสวิตซ์ให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า 54
3.52 แสดงการสับสวิตซ์ให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ไปด้านข้าง 56
3.53 แสดงการสับสวิตซ์ให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่แบบหมุน 57
3.54 แสดงการสับสวิตซ์ให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ถอยหลัง 58
3.55 แสดงการเชื่อมต่อแม่เหล็กเข้ากับเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน 59

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

3.56 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า 60
3.57 แสดงแม่เหล็กหลุดออกจากอุปกรณ์ช่วยเดิน 60
3.58 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้อุปกรณ์ช่วยเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า 61
4.1 แสดงโครงงานของการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม 62
4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 64
4.3กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 65
4.4กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 66
4.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 67
4.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 68
4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 68
4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 69
4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 70
4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 70
4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 72
4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 72

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 73
4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 74
4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 75
4.16 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 75
4.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 76
4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30% 77
4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทาง
ที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50% 77
4.20 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า 80
4.21 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหลัง 80
4.22 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านขวา 81
4.23 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านซ้าย 81
4.24 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนขวา 82
4.25 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนซ้าย 83

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทที่ 1
บทนำ

1. ความสำคัญและที่มาของโครงการ

ในปัจจุบันผู้สูงอายุมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้เกิดการเสื่อมถอยการทำงานของระบบต่างๆของร่างกายทำให้มีความบกพร่องของระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อ ความสามารถในการควบคุมสมดุลการเดิน และพบปัญหาข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis of the Knee) โดยจะมีอาการปวดเข่า เมื่อยตึงทั้งด้านหน้าและด้านหลังของเข่าและบริเวณน่องในระหว่างการเคลื่อนไหว ส่งผลให้เดินไม่คล่องเหมือนเดิม ทำให้ผู้สูงอายุต้องการความช่วยเหลือจากบุคคลอื่นและอุปกรณ์ช่วย ข้อมูลของประเทศสหรัฐอเมริกาพบว่าผู้สูงอายุมีความต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยมากกว่ากลุ่มอื่นๆ โดยร้อยละ 10 ของผู้ที่มีอายุ 65 ปีขึ้นไปใช้ไม้เท้า (Cane) ร้อยละ 4.6 ใช้โครงเหล็กช่วยเดิน (Walker) และร้อยละ 0.5 ใช้ไม้ค้ำยัน (Crutches) และในปัจจุบันนี้ยังพบว่ามีผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมอง (Stroke หรือ Cerebrovascular accident) มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น โดยผู้ป่วยจะมีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง มีความบกพร่องในการทรงตัว ทำให้สูญเสียความสามารถในการเดิน มีรายงานว่าร้อยละ 32-76 ของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน เช่น ไม้เท้า และโครงเหล็กช่วยเดิน อย่างน้อย 1 ชนิด จากปัญหาดังกล่าว สามารถฟื้นฟูสมรรถภาพทางการเคลื่อนไหวได้โดยใช้ไม้เท้า ไม้ค้ำยัน บาร์คู่ขนาน (Parallel bar) และโครงเหล็กช่วยเดิน สำหรับโครงเหล็กช่วยเดินนับว่าเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดเนื่องจากช่วยชดเชยความบกพร่องในการเคลื่อนไหว เพิ่มฐานรองรับของร่างกาย ให้ความมั่นคงทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ทำให้ผู้ป่วยมีความสามารถในการทรงตัว เกิดความมั่นใจในการเคลื่อนไหวและความปลอดภัยขณะเดินดีขึ้น การฝึกเดินจะเริ่มต้นด้วยการฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง ฝึกการยืนทรงตัว และฝึกการเดิน โดยโครงเหล็กช่วยเดินจะถูกใช้ในขั้นตอนฝึกเดิน แต่โครงเหล็กช่วยเดินยังมีข้อจำกัดในการใช้งานคือ ไม่สามารถใช้ฝึกเดินในผู้ป่วยที่มือและแขนมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง เนื่องจากผู้ป่วยต้องใช้มือและแขนออกแรงในการพยุงตัวเอง การออกแรงในการยกโครงเหล็กช่วยเดินอาจทำให้เกิดการเมื่อยล้าของ

กล้ามเนื้อที่มือและแขน แรงที่กดลงมาที่โครงเหล็กช่วยเดินอาจจะทำให้โครงเหล็กช่วยเดินเกิดการลื่นไถลได้

ในปัจจุบันเครื่องช่วยเดินที่ผลิตในประเทศไทยเป็นแบบล้อปกติที่มีมอเตอร์ในการขับเคลื่อนล้อ ซึ่งล้อปกติมีสององศาอิสระในการเคลื่อนที่ คือการเคลื่อนที่ตามแนวพื้นที่ผิวของล้อตามแนวการวางล้อ และการหมุนที่จุดสัมผัสระหว่างล้อกับพื้น ทำให้เครื่องช่วยเดินไม่สามารถเคลื่อนที่ไปยังทิศทางใดๆได้ตามต้องการและทำให้เกิดความไม่คล่องตัวในการเลี้ยว และระบบมอเตอร์ที่ใช้นี้สามารถเคลื่อนที่ได้ในทิศทางเดียวเท่านั้นและความเร็วของมอเตอร์ไม่ได้ถูกควบคุม หรือบางระบบควบคุมแบบเปิด

ดังนั้นผู้จัดทำโครงงานจึงเล็งเห็นถึงความจำเป็น และคิดค้น พัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะเพื่อบำบัดฟื้นฟูการเดิน ผู้จัดทำคาดหวังว่า สำหรับผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง และมีความบกพร่องในการทรงตัว และผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมจะสามารถช่วยแก้ไขการเดินให้มีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น โดยการจัดทำขึ้นเพื่อให้สะดวกต่อการใช้งานในทุกๆ โอกาส มีน้ำหนักเบา ผู้ใช้สามารถบำบัดได้ด้วยตนเองทุกที่ทุกเวลา ช่วยลดภาระงานของผู้ดูแล ช่วยประหยัดเวลาในการไปบำบัดที่คลินิก และลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย อุปกรณ์ช่วยเดินนี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่สามารถเดินได้โดยการใช้โครงเหล็กช่วยเดิน ในการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะได้ประยุกต์ใช้ล้อออมนิติดตั้งเข้ากับโครงเหล็กช่วยเดิน โดยสามารถเคลื่อนที่ได้รอบทิศทาง สามารถพยุงผู้ป่วยไม่ให้ล้มได้ในระดับหนึ่ง และสามารถลดการเคลื่อนที่โดยไม่ได้ตั้งใจ

2. วัตถุประสงค์

2.1 เพื่อศึกษาและออกแบบระบบอัตโนมัติ / กึ่งอัตโนมัติ สำหรับการออกแบบสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

2.2 เพื่อสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะที่เคลื่อนที่แทนการยก

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2.3 เพื่อสร้างสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะสำหรับฟื้นฟูผู้ป่วยภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง และมีความบกพร่องในการทรงตัว

2.4 เพื่อสร้างสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะสำหรับผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อม

2.5 เพื่อสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะที่สะดวกต่อการใช้งาน

3. ขอบเขตของโครงการ

อุปกรณ์ช่วยเดิน สามารถเดินได้ในพื้นระนาบ โดยผู้ใช้เป็นผู้บังคับควบคุม

4. วิธีดำเนินการ

4.1 ตรวจสอบอุปกรณ์ โครงสร้างวัสดุที่จะใช้ในโครงการ

4.2 ออกแบบรถเข็นช่วยเดินไฟฟ้าฯ โดยใช้โปรแกรม CATIA

4.3 ออกแบบวงจรไฟฟ้ารถเข็นช่วยเดินไฟฟ้าฯ

4.4 ออกแบบและเขียนโปรแกรมควบคุมรถเข็นช่วยเดินไฟฟ้าฯ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทที่ 2

ทบทวนเอกสาร

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 ทฤษฎีทางด้านการแพทย์

2.1.1.1 โรคภาวะหลอดเลือดสมอง **(Stroke หรือ Cerebrovascular Accident)**

โรคภาวะหลอดเลือดสมอง คือ ภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยงเนื่องจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือดอุดตัน หรือหลอดเลือดแตก ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย การทำงานของสมองหยุดชะงัก

1) อาการที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่

1.1) ชาหรืออ่อนแรงบริเวณแขนขาครึ่งซีกของร่างกาย

1.2) เดินเซ ทรงตัวลำบาก

2) การฟื้นฟูอาการโดยการฝึกเดิน

การฝึกคนไข้ให้เคลื่อนย้ายตัวเอง สามารถใช้ชีวิตประจำวันและกลับมาเดินได้อีกครั้งหนึ่งเป็นเป้าหมายคาดหวังของผู้ป่วยที่มีอาการอ่อนแรงของขาทั้ง 2 ข้าง อัมพาตครึ่งท่อน ในบางรายอาจต้องพิจารณาเสริมด้วยเครื่องช่วยพยุงลำตัว พยุงเข่า ข้อเท้า รวมถึงการเลือกชนิดของอุปกรณ์ช่วยเดินที่เหมาะสมกับผู้ป่วย ต้องมีการประเมินกลุ่มกล้ามเนื้อที่มีความบกพร่อง การฝึกความแข็งแรงของส่วนต่างๆ เพื่อให้ผู้ป่วยเดินด้วยความมั่นคงและมั่นใจ (การฟื้นฟูอาการโดยการฝึกเดิน, 2559) มีขั้นตอนในการฝึกดังนี้

ขั้นตอนที่ 1. เริ่มด้วยการฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง (Muscle Strengthening)

การเลือกฝึกกล้ามเนื้อเฉพาะมัดที่มีความสำคัญในการยืน การเดิน (ได้แก่ กล้ามเนื้อต้นขาด้านบน ด้านหลัง กล้ามเนื้อน่อง เป็นต้น) การเคลื่อนย้าย (กล้ามเนื้อเหยียดแขน กล้ามเนื้อรอบไหล่ และกล้ามเนื้อลำตัว) ในบางกรณีต้องฝึกให้ใช้กล้ามเนื้อที่เหลืออยู่ให้เกิดประโยชน์สูงสุดต่อการปฏิบัติภารกิจประจำวัน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 2.1 การฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง

(ที่มา: https://www.bangkokhospital.com/index.php/th/diseases-treatment/ambulation-training)

ขั้นตอนที่ 2. ฝึกการทรงตัว (Balance Training)

การทรงตัวด้วยเครื่องช่วย (Sitting Balance) พร้อมๆกับการฝึกกล้ามเนื้อข้างต้น ในผู้ที่เป็นอัมพาตจะให้ฝึกนั่ง ตั้งศีรษะตรง มือยันพื้นและพัฒนาไปสู่การฝึกยืน ฝึกทรงตัว เพื่อให้กระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อและระบบประสาทที่ควบคุมการเคลื่อนไหวให้มีการประสานงานดีขึ้น การฝึกนั่งทรงตัวในท่าตรงช่วยให้ผู้ป่วยปรับสภาพการทำงานของหัวใจ หลอดเลือด ความดันโลหิต และยังเป็นการช่วยให้ระบบขับถ่ายทำงานเป็นปกติมากขึ้น

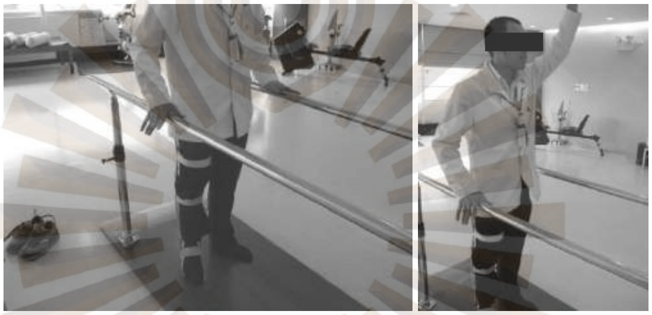
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 2.2 การฝึกการทรงตัว

(ที่มา: https://www.bangkokhospital.com/index.php/th/diseases-treatment/ambulation-training)

การฝึกยืนทรงตัว (Standing Balance with Tilt Table) ในผู้ป่วยบางรายจะต้องปรับสภาพร่างกาย โดยเริ่มฝึกยืนบนเครื่องช่วยยืนปรับระดับได้ (Tilt Table) เริ่มจากท่านอนหงายมีเข็มขัดรัดลำตัว สะโพก เข่า แล้วค่อยๆปรับความลาดเอียงของเครื่องทีละน้อย พร้อมกับการวัดสัญญาณชีพ อาทิ ความดันโลหิต ชีพจร อัตราการหายใจ ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เป็นระยะๆ หากสัญญาณชีพมีความคงที่จะมีการเพิ่มความลาดเอียงทีละน้อย จนสามารถอยู่ในท่าตรงได้โดยไม่มีอาการแทรกซ้อน ซึ่งอาจใช้เวลาหลายวัน มาก-น้อยขึ้นอยู่กับสภาพร่างกายและพยาธิสภาพของผู้ป่วยแต่ละราย

การทรงตัวในราวหัดเดิน (Standing Balance in Parallel Bar) เป็นการฝึกยืนทรงตัวในราวคู่ (Parallel Bar) และปรับท่าทางโดยมองกระจกเงา ผู้ป่วยจะเห็นและประเมินการยืนของตนเองได้ ช่วยให้เกิดความมั่นใจมากยิ่งขึ้น และก้าวหน้าไปสู่การหัดเดินต่อไป

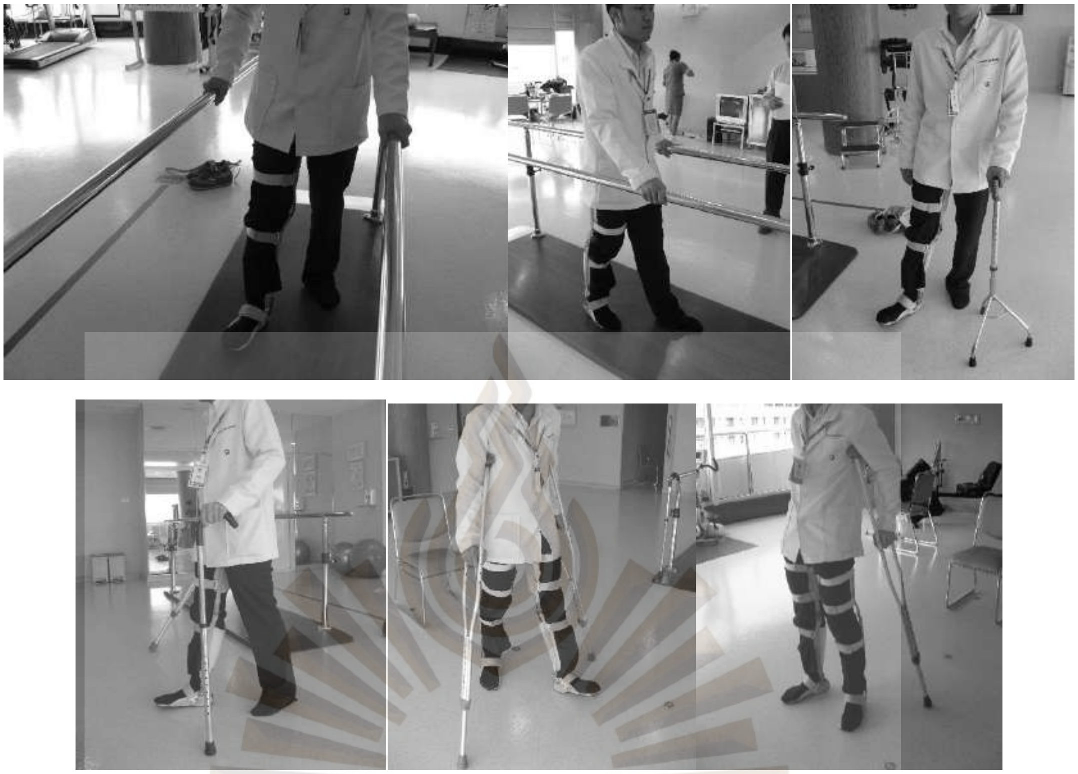


รูปที่ 2.3 การฝึกการทรงตัวในราวหัดเดิน

(ที่มา: https://www.bangkokhospital.com/index.php/th/diseases-treatment/ambulation-training)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ขั้นตอนที่ 3. การหัดเดิน (Ambulation Training) เมื่อผู้ป่วยได้รับการหัดยืนหัดเดินในราวจนมีความมั่นคงดีแล้ว จะเป็นช่วงที่ต้องเริ่มฝึกการเคลื่อนไหว การเดิน นอกราวหัดเดิน สำหรับผู้ป่วยที่กำลังขายังไม่ดีนักอาจต้องใช้เครื่องช่วยดามเข่า การเลือกชนิดของเครื่องช่วยหัดเดินของแต่ละรายจำเป็นต้องพิจารณาให้เหมาะสมกับสภาวะของผู้ป่วยในขณะนั้น อาทิ ไม้ยันรักแร้ ไม้เท้า ที่หัดเดินแบบสี่ขา วอคเกอร์ เป็นต้น



รูปที่ 2.4 การฝึกการหัดเดิน

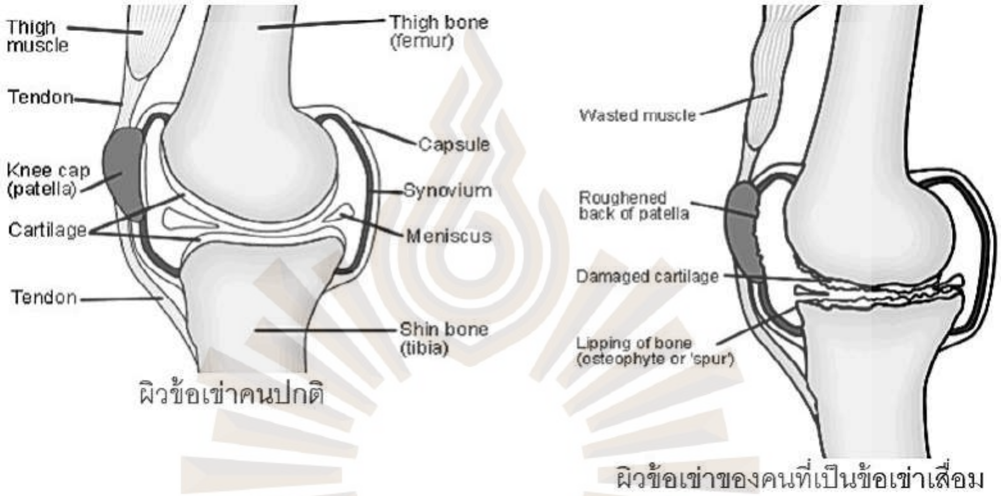
(ที่มา: https://www.bangkokhospital.com/index.php/th/diseases-treatment/ambulation-training)

2.1.1.2 โรคข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis of The Knee)

โรคข้อเข่าเสื่อมมีความสัมพันธ์อย่างมากกับอายุ โดยทั่วไปจะพบมากในช่วงอายุ 40 ปีขึ้นไป และพบสูงถึงร้อยละ 60 ในกลุ่มที่มีอายุ 65 ปีขึ้นไป (โรคข้อเข่าเสื่อม, 2559) เป็นภาวะที่ข้อเข่าผ่านการใช้งานมาเป็นเวลานาน กระดูกอ่อนของเข่ามีการเสื่อมสภาพ ทำให้กระดูกอ่อนไม่สามารถเป็นเบาะรองรับน้ำหนัก และมีการสูญเสียคุณสมบัติของน้ำหล่อเลี้ยงเข่า เมื่อมีการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ก็จะเกิดการเสียดสี และเกิดการสึกหรอของกระดูกอ่อน ผิวของกระดูกอ่อนจะแข็ง ไม่เรียบ เมื่อข้อเข่าเคลื่อนไหวจะเกิดเสียงดังในข้อ เกิดอาการเจ็บปวด หากข้อเข่ามีการอักเสบก็จะมีการสร้างน้ำข้อเข่าเพิ่ม ทำให้เกิดการบวม ตึง และปวดข้อเข่า เมื่อมีการเสื่อมมากขึ้น ข้อเข่าก็จะมีการโก่งงอ ทำให้เกิดอาการปวดเข่าทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหว และขนาดของจ้อเข่าก็มีขนาดใหญ่ขึ้น ในที่สุดผู้ป่วยต้องใช้อุปกรณ์ช่วยในการเดิน บางท่านไม่เดินทำให้กล้ามเนื้อต้นขาลีบและไม่มีกำลัง ข้อจะติดเหมือนมีสนิมเกาะเท้าจะเหยียดไม่สุด เมื่อข้อเข่าเสื่อมมากขึ้น กระดูกอ่อนจะมีขนาดบางลง ผิวจะขรุขระ จะมีการงอกของกระดูก

ขึ้นมาเรียกว่า Osteophyte เมื่อมีการอักเสบเยื่อหุ้มข้อจะสร้างน้ำเลี้ยงข้อเพิ่ม ทำให้ข้อมีขนาดใหญ่เพิ่มมากขึ้น กล้ามเนื้อลีบลง

การเปลี่ยนแปลงของข้อจะเป็นไปอย่างช้าๆ โดยที่ผู้ป่วยไม่ทราบ ในรายที่เป็นรุนแรงกระดูกอ่อนจะบางมาก ปลายกระดูกจะมาชนกันเวลาขยับข้อจะเกิดการเสียดสีในข้อ



รูปที่ 2.5 ลักษณะผิวข้อเข่าของคนปกติ และคนที่เป็นข้อเข่าเสื่อม

(ที่มา: http://siamhealth.net/public_html/Disease/rheumatoid/oa/oa_knee.htm #.WDGsD9WLTIU)

1) อาการที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่

1.1) อาการปวดเข่า เป็นอาการที่สำคัญเริ่มแรกจะปวดเมื่อยตึงทั้งด้านหน้าและด้านหลังของเข่า หรือบริเวณน่อง เมื่อเป็นมากขึ้นจะปวดบริเวณเข่าเมื่อมีการเคลื่อนไหว ลุกนั่งหรือเดินขึ้นบันไดไม่คล่องเหมือนเดิม

1.2) มีเสียงในข้อ เมื่อเคลื่อนไหวผู้ป่วยจะรู้สึกมีเสียงในข้อและปวดเข่า

1.3) อาการบวม ถ้าข้อมีการอักเสบก็จะเกิดข้อบวม

1.4) ข้อเข่าโก่งงอ อาจจะโก่งด้านนอกหรือโก่งด้านใน ทำให้ขาสั้นลงเดินลำบากและอาการปวดเวลาเดิน

1.5) ข้อเข่ายึดติด ผู้ป่วยจะไม่สามารถเหยียดหรืองอขาได้สุดเหมือนเดิมเนื่องจากมีการยึดติดภายในข้อ

2) แนวทางการรักษา

2.1) การเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมในชีวิตประจำวัน

2.2) ทำกายภาพบำบัด

2.3) การกินยาแก้ปวดลดการอักเสบ

2.4) การผ่าตัด เพื่อจัดแนวกระดูกใหม่

2.5) การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

3) **การฟื้นฟูการเดินหลังการรักษา**

ทำกายภาพบำบัด แพทย์จะแนะนำวิธีบริหารกล้ามเนื้อ และข้อเข่าเพื่อลดอาการปวด ป้องกันข้อติด ป้องกันข้อผิดรูป รวมทั้งทำให้กล้ามเนื้อ และกระดูกแข็งแรง ที่สำคัญต้องปฏิบัติเป็นประจำจึงจะได้ผลดี การทำกายภาพบำบัด ได้แก่ การฝึกความแข็งแรงและความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อรอบข้อ การเพิ่มหรือคงไว้ซึ่งพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ และการเพิ่มสมรรถภาพของร่างกาย ควรใช้อุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อช่วยพยุงตัวเวลาเดิน ซึ่งจะช่วยรับน้ำหนักตัว ทำให้เดินได้มั่นคง และเจ็บน้อยลง

รูปที่ 2.6 ภาพแสดงการใช้สนับเข่าช่วยพยุงข้อและอุปกรณ์ช่วยพยุงเดิน

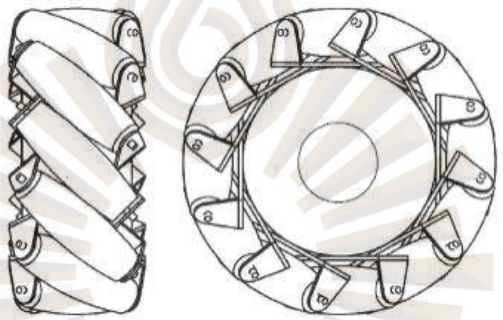
(ที่มา: http://www.cmed.cmu.ac.th/th/knowledge-26)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2.1.2 ทฤษฎีทางด้านอิเล็กทรอนิกส์และไมโครคอนโทรลเลอร์

2.1.2.1 ทฤษฎีล้อแมคคานั่ม

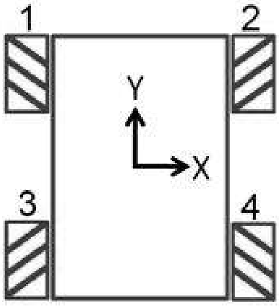
ล้อแมคคานั่ม (Mecanum-Direction Wheel) มีสามจุดหมุนในการเคลื่อนที่ ประกอบด้วยจุดหมุนที่หนึ่ง คือ ทิศทางตามแนวการวางล้อ จุดหมุนที่สองเกิดจากการหมุนของลูกกลิ้งที่ติดอยู่รอบๆของล้อในทางทฤษฎีมุมของลูกกลิ้ง สามารถทำมุมเท่าไรก็ได้นอกจากศูนย์ และจุดหมุนที่สามเกิดจากการหมุนที่จุดสัมผัสระหว่างลูกกลิ้งและพื้น



รูปที่ 2.7 ลักษณะของล้อแมคคานั่ม (Mecanum-directional Wheel 45°)

(ที่มา: http://www.nawattakam.com/talk/index.php?topic=368.0)

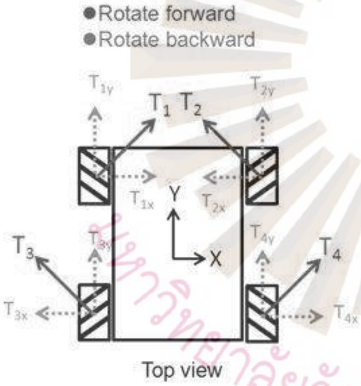
การเคลื่อนที่อาศัยการเคลื่อนที่โดยใช้มอเตอร์กระแสตรง จำนวน 4 ชุด เพื่อกำหนดทิศทางการหมุนของรถ ซึ่งทิศทางที่วิ่งไป ขึ้นอยู่กับผลรวมของเวกเตอร์และทิศทางของมอเตอร์ในแต่ละตัวจะทำให้เกิดแรงกระทำต่อล้อทั้ง 4 มีทิศทางแสดงได้เป็นเวกเตอร์ 4 ตัว เวกเตอร์ทั้ง 4 มีขนาดเท่ากัน เมื่อนำเวกเตอร์ทั้ง 4 มารวมกันก็จะเกิดแรงลัพธ์ขึ้น แรงลัพธ์ที่เกิดขึ้นจะแสดงทิศทางที่หุ่นยนต์เคลื่อนที่



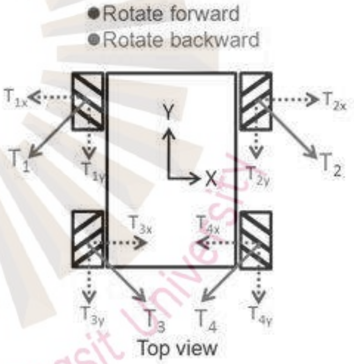
รูปที่ 2.8 Arrangement of Mecanum Wheels in a Vehicle

(ที่มา: http://designer.mech.yzu.edu.tw/articlesystem/article/compressedfile)

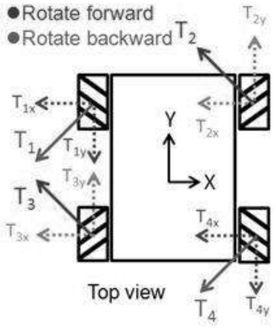
จากรูปที่ 2.8 นั้นจะแสดงถึงโครงสร้างพื้นฐานการวางล้อทั้งสี่ล้อ และแสดงการเคลื่อนที่โดยแทนแรงบิดของล้อทั้งสี่ล้อ (T_1, T_2, T_3, T_4) โดยการเคลื่อนที่ไปด้านหน้า หรือเคลื่อนที่ไปด้านหลังนั้นจะอาศัยการกระจายแรงดังรูปที่ 2.9 (a) และ (b) การเคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย และขวา แสดงในรูปที่ 2.9 (c) และ (d) และการหมุนไปทางขวา และซ้าย ได้ดังรูปที่ 2.9(e) and (f)



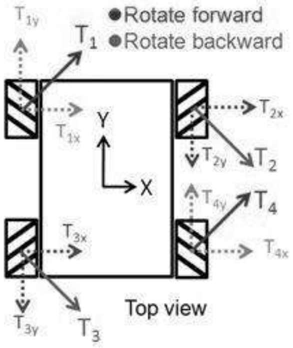
(a) Move Forward



(b) Move Backward

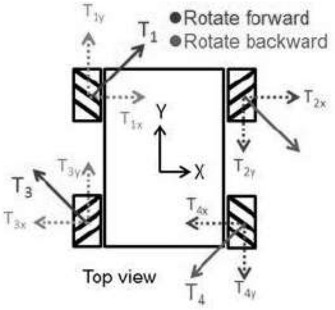


(c) Sway Left

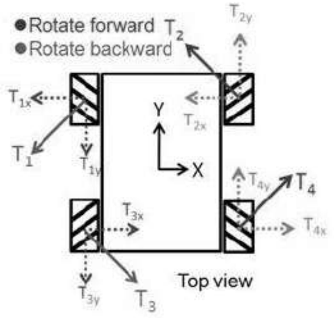


(d) Sway Right

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



(e) Spin Clockwise



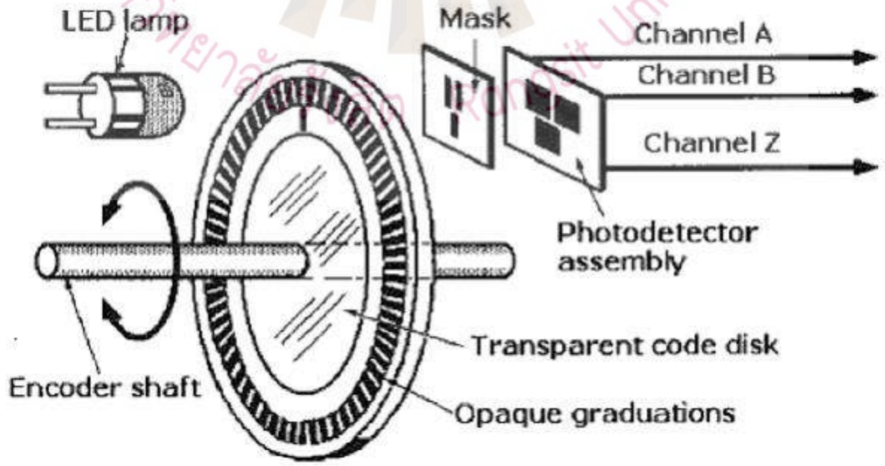
(f) Spin Counter Clockwise

รูปที่ 2.9 Direction of the Friction Forces

(ที่มา : http://designer.mech.yzu.edu.tw/articlesystem/article/compressedfile)

2.1.2.2 ตัวเข้ารหัส (Encoder)

Encoder จะทำหน้าที่แปลงการหมุนทางกลให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่อยู่ในรูปของพัลส์ (Pulse) เพื่อนำไปใช้แสดงผลหรือการควบคุมโดยต่อผ่าน เคาท์เตอร์ และ PLC เป็นต้น Encoder สามารถแบ่งตามรูปแบบการให้ข้อมูลสัญญาณที่ส่งออกได้ 2 ชนิด คือ Incremental กับ Absolute แต่ทั้ง 2 ชนิดจะประกอบด้วยอุปกรณ์พื้นฐานเหมือนกัน และทำงานภายใต้หลักการเดียวกัน ในรูปที่ 2.10 แสดงส่วนประกอบเบื้องต้นของ Encoder



รูปที่ 2.10 ส่วนประกอบของ Encoder

(ที่มา: http://aimagin.com/blog)

Encoder มีส่วนประกอบต่างๆดังนี้

1) เพลา (Shaft) ใช้สำหรับต่อเข้ากับวัตถุที่หมุน เช่น มอเตอร์

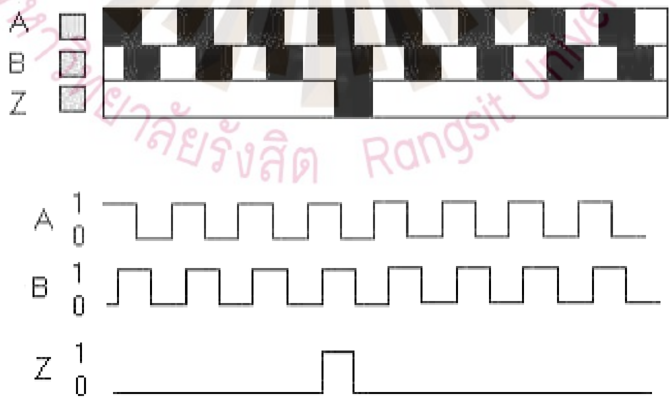
2) แผ่นดิสซ์ (Code หรือ Pulse Disc) จะเป็นแผ่นที่มีแทร็กหรือร่องเล็กๆ มีทั้งส่วนที่โปร่งแสง และทึบแสง เพื่อให้แสดงอินฟาเรดลอดผ่านได้

3) แหล่งแสง (Light Source) เป็นไป LED คุณภาพสูง

4) Photodetector หรือ Photo Diode ใช้รับแสงจาก LED เพื่อแปลงไปเป็นรหัสข้อมูล

1) Incremental Encoder

หลักการทำงานเบื้องต้นของ Encoder จะเหมือนกันหมด โดยแสงที่กำเนิดจาก LED จะส่องผ่านเลนส์ (Convex Lens) ซึ่งจะปรับโฟกัสให้เป็นลำแสงขนานกัน ลำแสงนี้จะส่องผ่าน Grid Diaphragm ซึ่งจะแยกแสงเป็น 2 ส่วนที่มีเฟสต่างกัน 90 องศา เราจะเรียกแสงเดิมว่าเฟส A และลำแสงใหม่ว่าเฟส B ซึ่งแสงนี้จะส่องผ่านไปที่ Photo Diode ซึ่งจะคล้าย ๆ กับโฟโต้อีเลคทริกเซ็นเซอร์แบบตัวรับส่งแยกกัน (Through-Beam) แผ่นดิสก์ (Disc) ที่ยึดกับเพลาเพื่อตรวจสอบการหมุนของเพลาจะมีแทร็กที่โปร่งแสงกับทึบแสงเพื่อสร้างรูปแบบการส่องแสงมืดและสว่างเมื่อเพลาหมุน เนื่องจากลำแสง A และ B มีเฟสต่างกัน 90 องศา ซึ่ง Photo Diode 2 ตัว จะแปลงแสงที่รับได้นี้ไปเป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม (Square Wave) ดังแสดงในรูปที่ 2.11 ซึ่งสัญญาณที่ได้นี้สามารถต่อเข้ากับ PLC และเคาท์เตอร์ จำนวนพลัส (Pulse) นี้จะถูกนับโดย PLC หรือเคาน์เตอร์ เพื่อแสดงตำแหน่งหรือความเร็ว

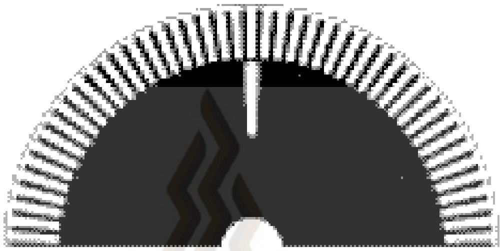


รูปที่ 2.11 แสดงสัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมของแสงเฟส A กับ B

(ที่มา: http://aimagin.com/blog)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

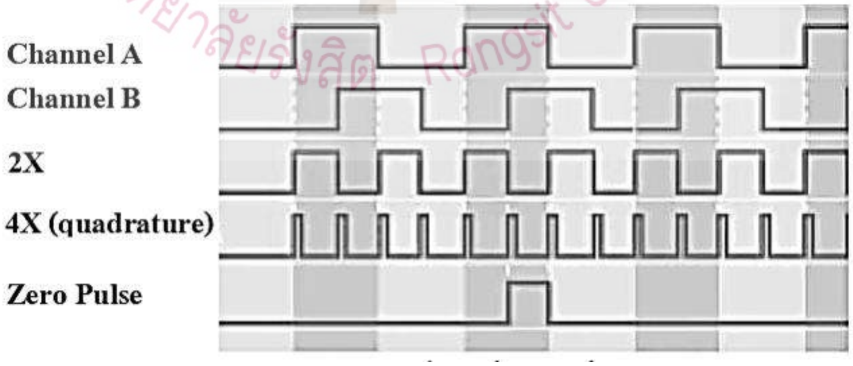
จากรูปที่ 2.12 ร่องหนึ่งร่องของแผ่นดิสก์จะทำให้เกิดพัลส์ 1 ลูก โดยความละเอียดจะถูกกำหนดจากจำนวนพัลส์ต่อการหมุน 1 รอบ (Pulse Per Revolution: ppr) ซึ่งก็คือจำนวนแทร็กหรือร่องโปร่งแสงกับทึบแสงบนแผ่นดิสก์นั่นเอง ดังนั้นถ้า Encoder ความละเอียด 200 ppr จะมีร่องบนแผ่นดิสซ์ 200 ร่อง อย่างไรก็ตามความละเอียดสามารถทำให้เพิ่มขึ้นได้โดยการแบ่งเป็น $\frac{1}{2}$ และ $\frac{1}{4}$



รูปที่ 2.12 ตัวอย่างแผ่นจานของอินครีเม็นทอล

(ที่มา: http://mechatronics.mech.northwestern.edu/design_ref/sensors/encoders.html)

โดยมาตรฐานแล้ว Encoder จะนับที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณสี่เหลี่ยม (Square Wave) ซึ่งจะมีความละเอียดเท่ากับจำนวนร่องบนแผ่นดิสซ์ แต่ถ้านับทั้งขอบขาขึ้นและขาลงของสัญญาณจะได้ค่าเป็น 2 เท่าของค่านับเดิมซึ่งทำให้ความละเอียดเป็น 2 เท่าเช่นกัน และถ้าเรานับที่ขอบขาขึ้นและขาลงของเฟส A และเฟส B จะได้ความละเอียดเพิ่มเป็น 4 เท่าของค่าปกติ ดังแสดงในรูปที่ 2.13 ดังนั้น Encoder 200 ppr จะสามารถให้ความละเอียดได้ถึง 800 ppr



รูปที่ 2.13 แสดงค่าความละเอียด 2 เท่า และ 4 เท่า

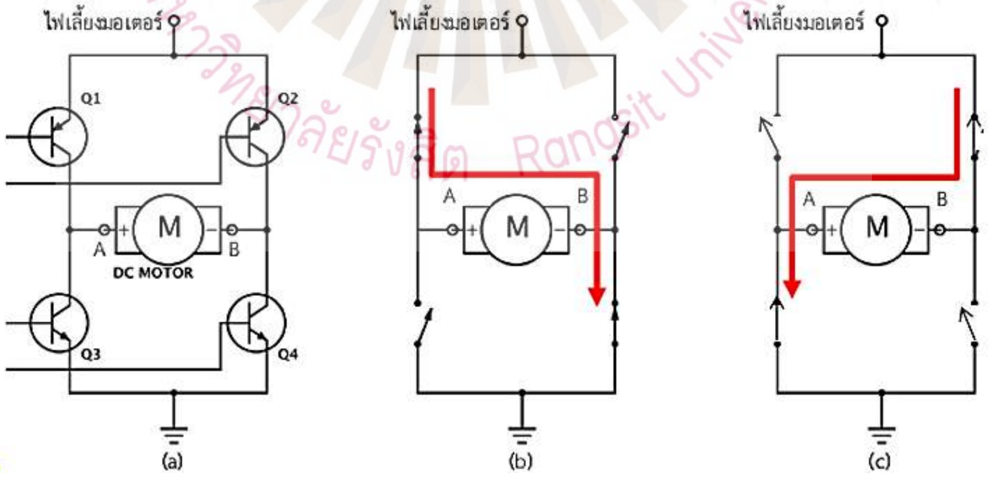
(ที่มา: http://aimagin.com/blog)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ส่วนทิศทางการหมุนของ Encoder สามารถตรวจสอบได้จากสัญญาณพลัส ของเฟส A และเฟส B ว่าเฟสใดเกิดขึ้นก่อน สมมุติว่า เฟส A เกิดขึ้นก่อนเฟส B เป็นหมุนตามเข็มนาฬิกา ในทางตรงกันข้าม ถ้าเฟส B เกิดขึ้นก่อนเฟส A จะเป็นการหมุนทวนเข็มนาฬิกา นอกจากนั้น Encoder จะมีร่องอีกอันหนึ่งซึ่งจะมีพัลส์เดียวในการหมุน 1 รอบ เราเรียกว่า เฟส Z (Zero) ซึ่ง Encoder ใช้พลัสนี้เพื่อเป็นการบอกตำแหน่งจุดเริ่มต้น ตัวอย่างเช่น เครื่องจักรอาจต้องการรีเซ็ทระบบใหม่ ในกรณีนี้ Encoder จะหมุนจนกระทั่งพัลส์เฟส Z ถูกตรวจจับได้เครื่องจักรจะทราบทันทีว่านี่ คือ ตำแหน่งจุดเริ่มต้น ข้อเสียอย่างหนึ่งของ Encoder ชนิดนี้ คือ ข้อมูลจะหายเมื่อไม่มีไฟจ่ายให้ ดังนั้น จำเป็นต้องทำการรีเซ็ทเครื่องจักรใหม่เพื่อให้ Encoder ทำงานสอดคล้อง กับอุปกรณ์ควบคุมเสมอ

2.1.2.3 ทฤษฎีวงจรขับมอเตอร์แบบ H-Bridge

หลักการของวงจรแบบ H-Bridge ซึ่งวงจรประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ โดยทำหน้าที่เป็นสวิตซ์เปิดปิด จำนวน 4 ชุด (Q1-Q4) โดยต่อกับ DC Motor ดังรูปที่ 2.14 (a) ซึ่งสามารถควบคุมการทิศทางการไหลของกระแสได้ เมื่อส่งสัญญาณควบคุมให้ทรานซิสเตอร์ Q1 และ Q4 ทำงาน และปิดการทำงานของทราซิสเตอร์ Q2 และ Q3 กระแสจะไหลจากจุด A ไปจุด B ดังรูปที่ 2.16 (b) จึงทำให้มอเตอร์เริ่มหมุน เมื่อส่งสัญญาณควบคุมให้ทรานซิสเตอร์ Q2 และ Q3 ทำงาน และปิดการทำงานของทราซิสเตอร์ Q1 และ Q4 กระแสจะไหลจากจุด B ไปจุด A ดังรูปที่ 2.14 (c) เป็นผลให้มอเตอร์หมุนกลับทิศ



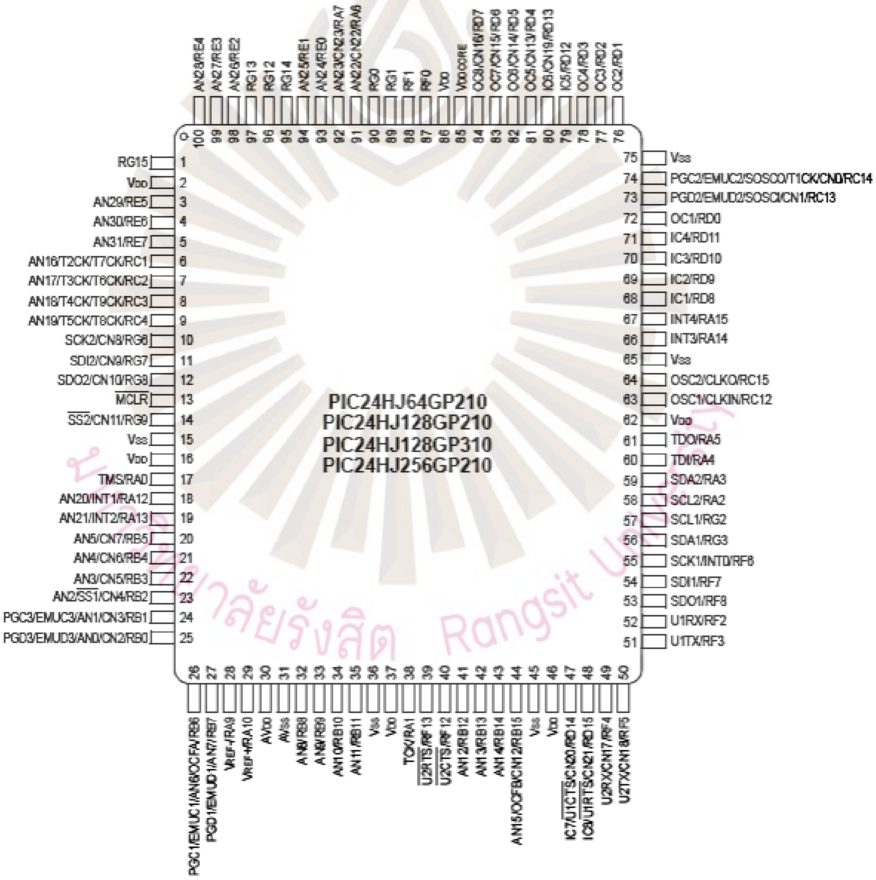
รูปที่ 2.14 ลักษณะวงจร H-Bridge

(ที่มา: http://aimagin.com/blog/motor/?lang=th)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2.1.2.4 ทฤษฎีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

ไมโครคอนโทรเลอร์ คือ อุปกรณ์ประเภทสารกึ่งตัวนำที่รวบรวมฟังก์ชั่นการทำงานต่างๆ ของข้อมูลและโปรแกรม หน่วยประมวลผล หน่วยความจำ หน่วยแสดงผล ซึ่งส่วนประกอบเหล่านี้มีความสมบูรณ์ในตัวมันเอง ทำให้มีขนาดเล็ก และสามารถเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ ที่เชื่อมต่อกับตัวมันได้ ง่ายต่อการนำมาประยุกต์ใช้งาน ไมโครคอนโทรเลอร์ที่เลือกใช้ในการทำโครงงาน ใช้ PIC 24HJ256GP210 เป็นตัวควบคุมการทำงานของบอร์ดซึ่งมีราคาถูกและสามารถใช้งานได้ดี ใช้ไฟเลี้ยงเป็นไฟกระแสตรง 5 โวลต์ ซึ่งมีลักษณะที่แสดงดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 Pin Diagram ของ PIC 24HJXXXGPX10

(ที่มา: http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Pic24hj256gp210)

2.1.2.5 ทฤษฎีตัวตรวจวัดอินฟราเรด (Infrared Sensor)

แสงอินฟาเรด (Infrared Light) เป็นแสงที่มนุษย์ไม่สามารถมองเห็นได้ ตัวตรวจวัดอินฟราเรด เป็นตัวตรวจวัดที่ใช้สื่อสัญญาณเป็น Infrared Light อุปกรณ์นี้ใช้ในการวัดระยะจากวัตถุ ที่อยู่ในทิศทางการวัด โดยใช้ Infrared เป็นสื่อในการวัด โดยให้สัญญาณวัดเป็นแบบ Analog และให้ค่าวัดตลอดเวลา โดยมีช่วงระยะวัดที่ 4- 30 เซนติเมตร ใช้งานได้กับหุ่นยนต์ หรือ การประยุกต์ใช้การวัดระยะทางโดยไม่ต้องมีการสัมผัสจุดที่ต้องการวัดระยะ

รูปที่ 2.16 ตัวตรวจวัดอินฟราเรด

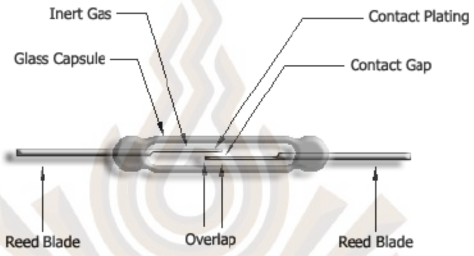
(ที่มา: https://www.google.co.th/เซ็นเซอร์อินฟราเรด)

หลักการทำงานของตัวตรวจวัดอินฟราเรด

วงจรอินฟาเรด เป็นตัวส่งแบบใช้กับโมดูลรับสำเร็จรูป จะส่งด้วยความถี่ 40 KHz โดยประมาณ ประโยชน์เพื่อเป็นความถี่หลักในการตรวจรับว่าเป็นสัญญาณตัวจริง ไม่ใช่สัญญาณรบกวน ตัวรับแบบโมดูล จะรับสัญญาณที่กระพริบด้วยความถี่ประมาณ 40 KHz ถ้าตรงก็จะให้เอาท์พุทที่ขาเอาท์พุทเป็นลอจิก “0” หลักการก็คือ ส่งแสงอินฟราเรดไปยังวัตถุที่ต้องการตรวจจับ ถ้าพบวัตถุนั้นก็จะสะท้อนแสงกลับมายังตัวรับ สีที่สะท้อนได้ดีที่สุดก็คือสีขาว ถ้าเป็นสีดำจะดูดกลืนได้มากกว่า

2.1.2.6 ทฤษฎีรีดสวิตซ์ (Reed Switch)

รีดสวิตซ์ คือ แม็กเนติกเซนเซอร์ที่มีลักษณะเป็นแบบหน้าสัมผัส ซึ่งโดยปกติทั่วไปแล้ว จะเป็นหน้าสัมผัสแบบปกติเปิด (Normally Open : NO) สวิตซ์นี้จะทำงานโดยอาศัยสนามแม่เหล็ก ซึ่งอาจจะเป็นแม่เหล็กถาวร หรือแม่เหล็กไฟฟ้าก็ได้ แผ่นหน้าสัมผัสจะทำมาจากสารที่มีผลต่อสนามแม่เหล็ก (Ferromagnetic) และติดตั้งอยู่ภายในกระเปาะแก้วเล็กๆที่มีการเติมก๊าซเฉื่อย เพื่อทำให้การตัดต่อการส่งกระแสไฟฟ้าเกิดได้เร็วยิ่งขึ้น

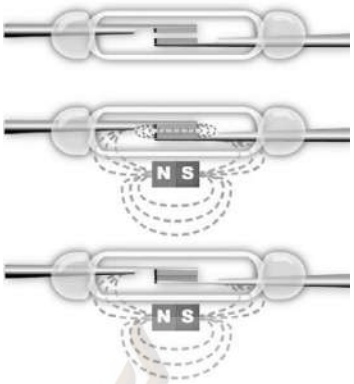


รูปที่ 2.17 แสดงรีดสวิตซ์

(ที่มา: http://phchitchai.wbvschool.net/archives/1402)

หลักการทำงานของรีดสวิตซ์

รีดสวิตซ์เป็นสวิตซ์ที่ควบคุมการทำงานโดยใช้แม่เหล็กในการใช้งาน จะยึดรีดสวิตซ์ไว้ที่ตัวกระบอกสูบดังรูปที่ 2.18 โดยตัวกระบอกสูบต้องทำจากอลูมิเนียม ลูกสูบต้องมีคุณสมบัติเป็นแม่เหล็กถาวร ซึ่งการใช้รีดสวิตซ์มีความสะดวกในเรื่องของการติดตั้งที่ง่ายกว่าลิมิตสวิตซ์ทั่วไป การทำงานเมื่อลูกสูบเคลื่อนที่เข้าสุด อำนาจแม่เหล็กที่ตัวลูกสูบจะไปดึงดูดให้หน้าคอนแทคของรีดสวิตซ์ต่อกัน ซึ่งปกติหน้าคอนแทคจะเป็นหน้าคอนแทคปกติเปิด เมื่อลูกสูบเคลื่อนที่มาตรงกับตำแหน่งของรีดสวิตซ์ รีดสวิตซ์ก็จะปิดวงจร และเมื่อลูกสูบเคลื่อนที่ออกไปตรงกับตำแหน่งของรีดสวิตซ์ตัวนอก อำนาจแม่เหล็กของลูกสูบก็จะดึงดูดให้รีดสวิตซ์ปิดวงจรเช่นกัน



รูปที่ 2.18 การทำงานของรีดสวิตซ์

(ที่มา : http://phchitchai.wbvschool.net/archives/1402)

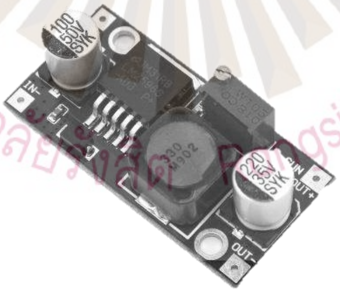
2.1.2.7 ทฤษฎีของ LM2596

1) คุณสมบัติของ DC-to-DC Step Down LM2596 Module ดังรูปที่ 2.19 มีดังต่อไปนี้

1.1) ค่าความต่างศักย์ที่รับเข้า (Input Voltage Range) : 4-35 V

1.2) ค่าความต่างศักย์ที่ถูกส่งออก (Output Voltage Range) : 1.25- 35 V

1.3) กระแสที่ถูกส่งออก (Output Current) : 3A (Max)



รูปที่ 2.19 DC-to-DC Step Down LM2596 Module (3A)

(ที่มา: https://www.arduinoall.com/product/291/โมดูลเรกูเลเตอร์)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2) วิธีการใช้งานของ DC-to-DC Step Down LM2596 Module ถูกออกแบบมาให้สามารถปรับค่าความต่างศักย์ได้แบบละเอียด โดยการหมุนที่ตัวต้านทานปรับค่าได้บนบอร์ดได้ดังนี้

2.1) หมุนทวนเข็มนาฬิกา : ปรับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าลง

2.2) หมุนตามเข็มนาฬิกา : ปรับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าขึ้น

2.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับสถิติ

2.2.1 ความถูกต้อง (Accuracy)

ความถูกต้องของการวัด หมายถึง ความสามารถของระบบการวัดที่แสดงผลลัพธ์ของการวัดได้อย่างถูกต้อง เมื่อเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน โดยสามารถบอกได้ด้วยค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (Percentage Error, E)

ดังนั้น เมื่อจะวัดค่าตัวแปรใดต้องตั้งย่านวัด (Range) ให้เหมาะสมเพื่อความถูกต้องโดยทั่วไปมักจะ อ่านค่าบนสเกลให้ได้ประมาณ $^3/_4$ ของย่านวัดจึงจะได้ค่าใกล้เคียงกับค่าจริง

$$A = 1 - \%Error \qquad (2.1)$$

เปอร์เซ็นต์ค่าความถูกต้อง (%Acc)

$$\%Acc = A \times 100\% \qquad (2.2)$$

$$\%Acc = 100\% - \%Error \qquad (2.3)$$

2.2.2 ความแม่นยำหรือความเที่ยง (Precision)

ความแม่นยำหรือความเที่ยงหรือความสามารถในการวัดซ้ำได้ (Repeatability) ของระบบการวัดแสดงความสามารถในการอ่านค่าเฉพาะได้ซ้ำๆโดยเป็นอิสระจากการป้อนค่าเฉพาะของอินพุต ความเที่ยงสามารถบอกได้ด้วยค่าที่เรียกว่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

เนื่องจากกความคาดเคลื่อนในการวัดเป็นความแตกต่างระหว่างค่าที่แท้จริงของพารามิเตอร์ที่ถูกวัดและค่าที่วัดได้ ดังนั้นในเมื่อไม่สามารถรู้ค่าที่แท้จริงของค่าที่ต้องการวัด จึงไม่สามารถรู้ค่าความคลาดเคลื่อนได้ ถ้าสามารถรู้ค่าความคาดเคลื่อนก็สามารถแก้ไขข้อมูลให้ถูกต้องได้สามารถคำนวณได้ดังนี้

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

$$\text{Precision} = 1 - \left|\frac{X_n - \bar{X}_n}{\bar{X}_n}\right| \quad (2.4)$$

$$\bar{X}_n = \frac{\sum x}{n} \quad (2.5)$$

เมื่อ $\bar{X}_n$ คือ ค่าเฉลี่ยของการวัด

X_n คือ ค่าของการวัดแต่ละครั้ง

$\sum x$ คือ ผลรวมของการวัดทั้งหมด

n คือ จำนวนครั้งของการวัด

2.2.3 เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน

ในการทดลองความถูกต้องและความเชื่อถือได้ของผลการทดลองหรือผลการวัด สามารถพิจารณาเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน ทั้งนี้จะต้องมีปริมาณที่เป็นค่ามาตรฐาน สำหรับการเปรียบเทียบ ถ้ากำหนดให้ปริมาณมาตรฐานเป็น S และผลที่ได้จากการทดลองหรือการวัดเป็น E เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 2.7

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน} = \left|\frac{E-S}{S}\right| x\ 100 \quad (2.6)$$

เมื่อ E คือ ค่าที่ทำการวัดได้

S คือ ค่ามาตรฐาน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2.3 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.3.1 Rebecca A. Bachschmidt,Gerald F. Harris, Fellow, IEEE, and Guy G. Simoneau (2001) ได้ออกแบบงานวิจัยชื่อ " Walker-Assisted Gait in Rehabilitation: A Study of Biomechanics and Instrumentation " เป็นการศึกษาแรงในการกดวอล์คเกอร์ของผู้ป่วย และทิศทางต่างๆของแรงที่กระทำกับวอล์คเกอร์ ซึ่งเอามาใช้ในการประยุกต์ในงานวิจัยอื่นๆเพื่อออกแบบดีไซน์วอล์คเกอร์ต่อไป (Bachschmidt, Harris, Simoneau, 2001)

2.3.2 งานวิจัยชื่อ "อุปกรณ์ช่วยหัดเดินอัตโนมัติสำหรับผู้ป่วย (Automatic Walker for Patient)" ของงานวิศวกรรมซ่อมบำรุง โรงพยาบาลสงขลานครินทร ออกแบบโดยใช้ล้อปกติในการขับเคลื่อนอุปกรณ์ช่วยหัดเดินอัตโนมัติ ควบคุมด้วยไมโครคอนโทรเลอร์ ใช้อินฟาเรดเซนเซอร์ตรวจจับการก้าวเท้า สามารถปรับระดับความสูงได้ สามารถเลือกระยะทางได้ และสามารถปรับเลี้ยวได้ตามที่ผู้ใช้ต้องการ (วิศวกรรมซ่อมบำรุง, 2555)

2.3.3 จรัญ คนแรง และ อัญชณา อุประกูล สำนักวิชาคอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ มหาวิทยาลัยราชภัฏเชียงราย และคณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏเชียงราย ได้ออกแบบงานวิจัยชื่อ "เครื่องช่วยเดินอัตโนมัติของผู้ป่วยควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (Automatically Walkers for the Patients Using by Microcontroller)" ออกแบบโดยใช้อินฟาเรดเซนเซอร์ตรวจจับจำนวนก้าวเท้า สามารถปรับระดับความเร็วและการหน่วงเวลา สามารถเคลื่อนที่ได้ตามจังหวะการก้าวขาของผู้ใช้ และสามารถปรับเลี้ยวได้ตามที่ผู้ใช้ต้องการ (จรัญ คนแรง, อัญชณา อุประกูล, 2557)

2.3.4 Oscar Chuy Jr., Yasuhisa Hirata, Zhidong Wang , and Kazuhiro Kosuge Department of Bioengineering and Robotics, Tohoku University ได้ออกแบบงานวิจัยชื่อ " Motion Control Algorithms for a New Intelligent Robotic Walker in Emulating Ambulatory Device Function " ควบคุมระบบด้วยตัวควบคุมแบบ Motion control algorithm ออกแบบเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวแบบอื่นๆโดยใช้ล้ออมนิ เพื่อลดการเคลื่อนที่แบบไม่ได้ตั้งใจ มีการพัฒนาระดับสูงโดยการเขียนโปรแกรมเพื่อตรวจสอบสุขภาพ ใช้อินฟาเรดเซนเซอร์ตรวจจับจำนวนก้าวเท้า และสามารถเคลื่อนที่ในรูปแบบอื่นๆได้ (Oscar, Yasuhisa, Zhidong, Kazuhiro, 2005)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีจัดทำงานวิจัย

3.1 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำงานวิจัย

3.1.1 ส่วนโครงสร้าง

3.1.1.1 ล้อแม็คคานั่ม ขนาดกว้าง 6 นิ้ว หนา 2 นิ้ว จำนวน 4 ล้อ

3.1.1.2 โครงสร้าง Walker อะลูมิเนียม

3.1.1.3 ฐานโครงสร้างอะลูมิเนียมของ Walker

3.1.1.4 ฐานของ Encoder จำนวน 4 อัน

3.1.1.5 กล่องใส่อุปกรณ์และวงจร จำนวน 1 กล่อง

3.1.2 ส่วนวงจรที่ออกแบบ

3.1.2.1 ส่วนขับเคลื่อน ประกอบด้วยอุปกรณ์ดังต่อไปนี้

1) บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge 80A จำนวน 4 บอร์ด

2) มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12VDC 110RPM 120W จำนวน 4 ตัว

3.1.2.2 ส่วนแหล่งจ่ายไฟ ประกอบด้วยอุปกรณ์ดังต่อไปนี้

1) แบตเตอรี่แห้ง 12V 9A จำนวน 2 ก้อน

2) DC-to-DC Step Down LM2596 Module จำนวน 1 บอร์ด

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.1.3 ภาคตรวจจับสัญญาณ

3.1.3.1 ตัวตรวจจับอินฟราเรด GP2Y0A41SK วัดระยะทางได้ 4-30 เซนติเมตร จำนวน 2 ตัว

3.1.3.2 Encoder แบบ Incremental 100 P/R จำนวน 4 ตัว

3.1.3.3 รีดปุ่มควบคุมขนาด **2x14mm Glass White Color N/O Low Voltage Current** จำนวน 1ตัว

3.1.3.4 โมดูลรีเลย์ 5V 1 Channel Isolation High and Low Trigger จำนวน 1 บอร์ด

3.1.3.5 รีเลย์ General-Purpose LY Relay ยี่ห้อ Omron 10A 12VDC จำนวน 1 อัน

3.1.4 ภาคประมวลผลสัญญาณ

3.1.4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 24HJ256GP210 จำนวน 1 ชุด

3.1.5 ภาคแสดงผล

3.1.5.1 จอ LCD (Blue Screen) 16x2 LCD With Backlight of the LCD Screen จำนวน 1 จอ

3.1.5.2 เครื่องช่วยเดิน

3.1.6 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบงานวิจัย

3.1.6.1 Oscilloscope ยี่ห้อ Tektronix รุ่น TDS 2012B

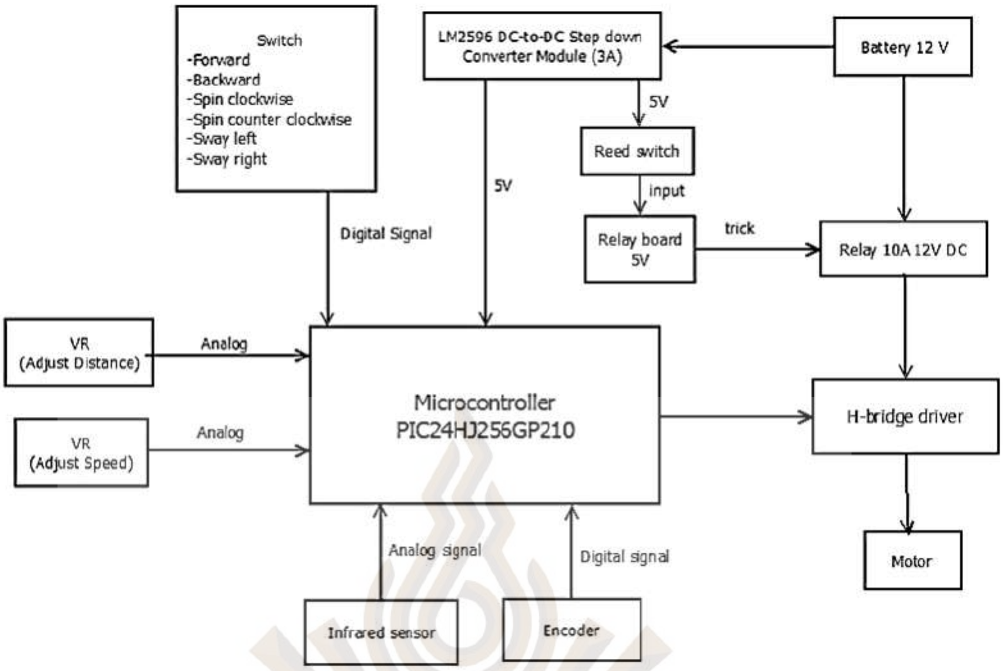
3.1.6.2 Digital Multimeter ยี่ห้อ Fluke รุ่น 189

3.1.6.3 พอร์ตอนุกรม

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.2 วิธีการจัดทำงานวิจัย

ในการทำงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม ได้แบ่งวิธีการดำเนินงานออกเป็น 8 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนแรกเป็นขั้นตอนการเลือกวัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำงานวิจัย ขั้นตอนที่สองเป็นขั้นตอนการออกแบบโครงสร้างของเครื่องช่วยเดิน ขั้นตอนที่สามเป็นขั้นตอนการออกแบบส่วนควบคุมการโปรแกรม ขั้นตอนที่สี่เป็นขั้นตอนการออกแบบส่วนขับเคลื่อนเครื่องช่วยเดิน ขั้นตอนที่ห้าเป็นขั้นตอนการออกแบบระบบความปลอดภัยของเครื่องช่วยเดิน ขั้นตอนที่หกเป็นขั้นตอนการออกแบบส่วนแสดงผล ขั้นตอนที่เจ็ดเป็นขั้นตอนในการประกอบเครื่องช่วยเดินทุกส่วนเข้าด้วยกัน และขั้นตอนที่แปดเป็นขั้นตอนการทดสอบงานวิจัย จากวิธีการจัดทำงานวิจัย สามารถเขียนเป็น Block Diagram แสดงการทำงานของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดง Block Diagram การทำงานของงานวิจัยการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

3.2.1 ภาคการออกแบบโครงสร้าง

การออกแบบส่วนโครงสร้างออกแบบโดยใช้โปรแกรม CATIA

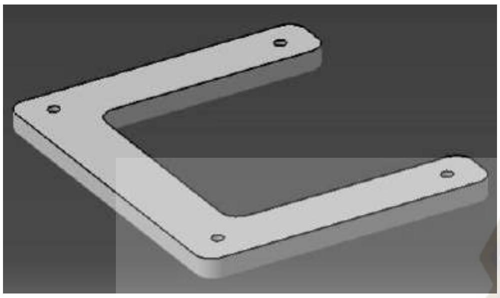
3.2.1.1 การเลือกใช้ Walker

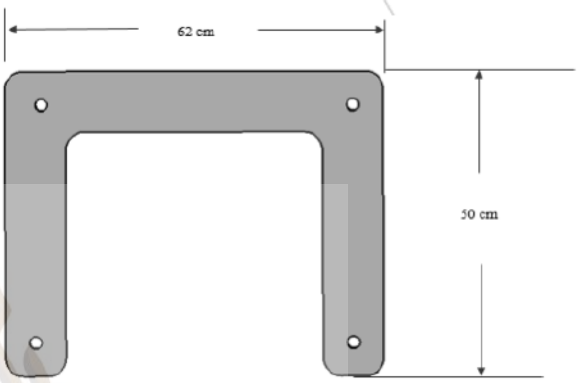
งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ Walker อะลูมิเนียมขนาดมาตรฐาน ดังรูปที่ 3.2 ซึ่งทำมาจากท่ออะลูมิเนียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 เซนติเมตร ตัวโครงมีน้ำหนักเบา จำนวน 1 โครง

รูปที่ 3.2 แสดงการเลือกใช้ Walker ขนาดมาตรฐาน

3.2.1.2 การออกแบบฐานของ Walker

ฐานของ Walker ทำจากแผ่นอะลูมิเนียม หนา10 mm. โดยมีขนาด ดังรูปที่ 3.3 จำนวน 1 ชิ้น

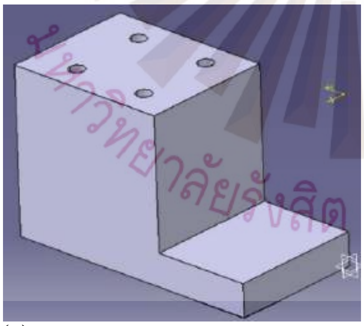




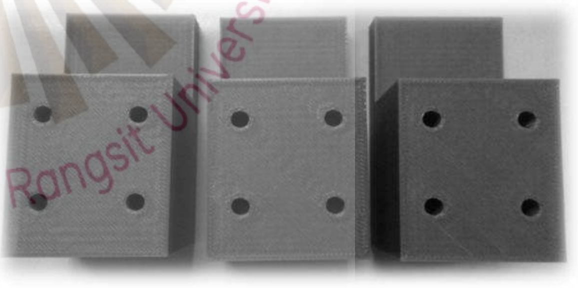
รูปที่ 3.3 แสดงการออกแบบฐานของ Walker โดยใช้โปรแกรม CATIA

3.2.1.3 การออกแบบฐานของ Encoder

ฐานของ Encoder ทำจากพลาสติก PLA (Polylactic Acid) โดยปริ้นด้วยเครื่องปริ้น 3D Printer ดังรูปที่ 3.4 จำนวน 4 ชิ้น



(a) แสดงการออกแบบฐานของ Encoder โดยใช้โปรแกรม CATIA



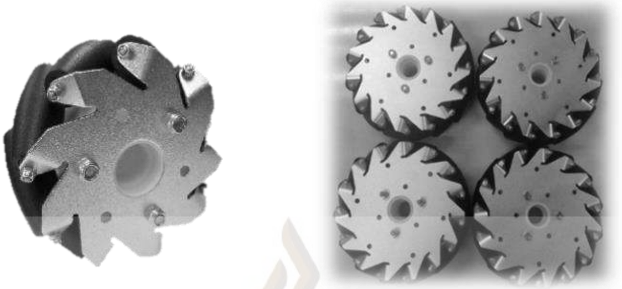
(b) แสดงฐานของ Encoder ที่ปริ้นด้วย 3D Printer

รูปที่ 3.4 ฐานวาง Encoder

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.2.1.4 การเลือกใช้ล้อแม็คคานั่ม

งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ล้อแม็คคานั่ม ขนาดกว้าง 6 นิ้ว หนา 2 นิ้ว จำนวน 4 ล้อ ดังรูปที่ 3.5

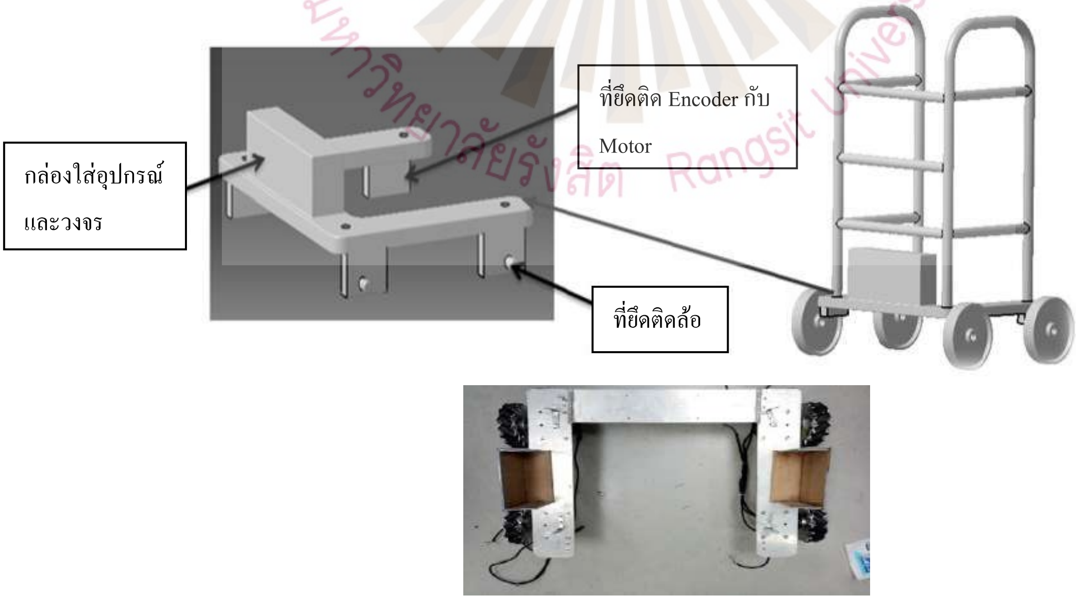


รูปที่ 3.5 แสดงล้อแม็คคานั่ม

การคำนวณเส้นรอบวงของล้อเพื่อหาระยะทางในการเคลื่อนที่ต่อ 1 รอบล้อ

จากสูตรเส้นรอบวง	=	$2\pi r$; r คือ รัศมีของล้อ
เมื่อ r	=	7.62 cm
ดังนั้น $2\pi r$	=	2π x 7.62 cm
	=	47.88 cm
ดังนั้น 1 รอบล้อ	=	0.4788 m

หลังจากนั้นทำการประกอบชิ้นส่วนต่างๆเข้าด้วยกัน ดังรูปที่ 3.6

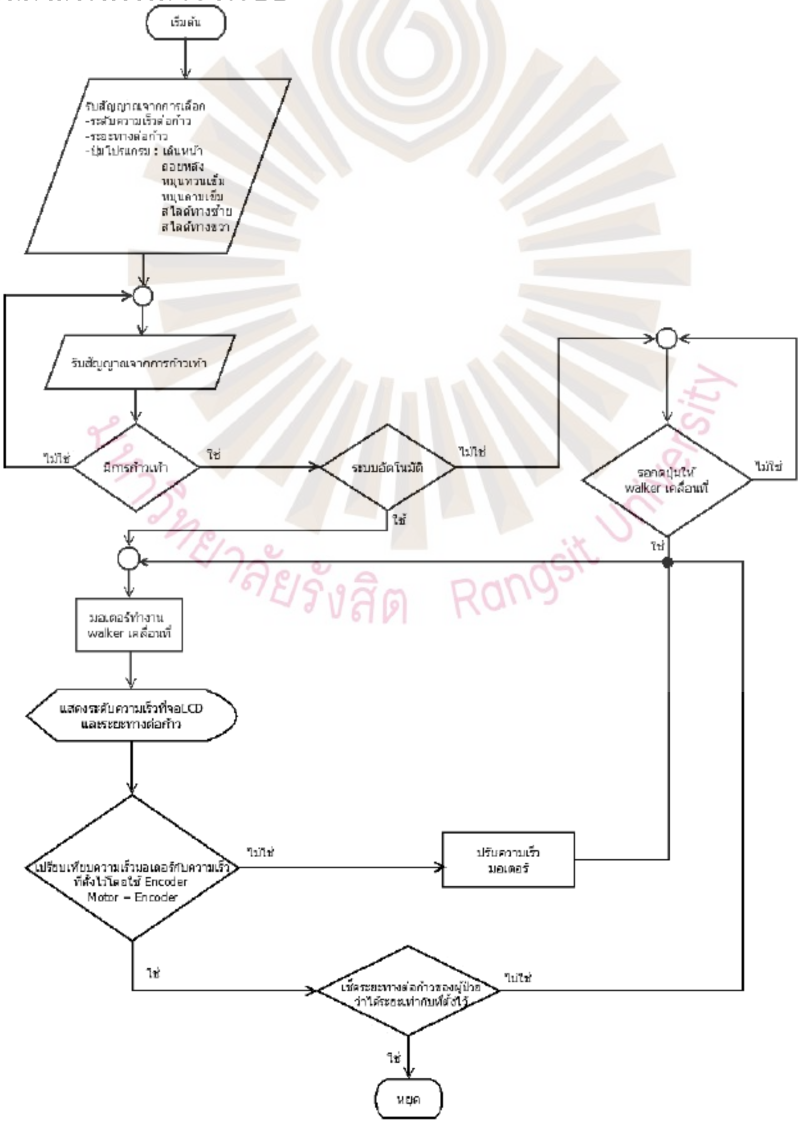


รูปที่ 3.6 แสดงการประกอบโครงสร้างของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 3.7 แสดงเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

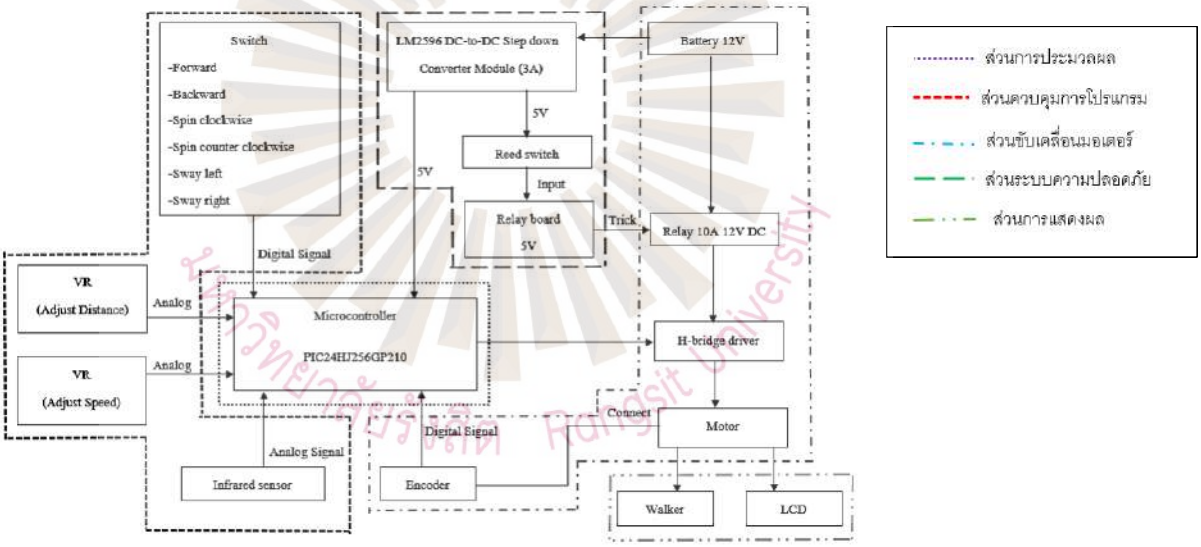
3.2.2 แผนผังการทำงานของระบบ



รูปที่ 3.8 แผนผังการทำงานของระบบ

จากรูปที่ 3.8 เมื่อผู้ใช้เลือกระดับความเร็ว ระยะทางต่อก้าว และโปรแกรมการเดิน (เคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้าย) ระบบก็จะทำการตรวจจับการก้าวขา ถ้ามีการก้าวขา ระบบก็จะทำการตรวจสอบว่าเป็นระบบอัตโนมัติหรือไม่ ถ้าเป็นระบบอัตโนมัติมอเตอร์ก็จะทำงานและ Walker เคลื่อนที่ ถ้าไม่ใช่ระบบอัตโนมัติระบบก็จะรอจนกว่าจะมีการกดปุ่มเริ่มเดิน Walker จึงจะเคลื่อนที่ เมื่อมอเตอร์ทำงาน Walker เคลื่อนที่แล้ว ก็จะแสดงระดับความเร็วและระยะทางที่จอแสดงผล LCD จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการตรวจสอบความเร็วที่ผู้ใช้เลือก โดยการเปรียบเทียบความเร็วของมอเตอร์กับความเร็วที่ตั้งไว้โดยใช้ Encoder เป็นอุปกรณ์ป้อนกลับในการตรวจสอบ ถ้าความเร็วของมอเตอร์เท่ากับความเร็วที่ผู้ใช้เลือก ระบบก็จะทำการตรวจสอบระยะทางที่ผู้ใช้เลือกไว้ แต่ถ้าความเร็วของมอเตอร์ไม่เท่ากับความเร็วที่ผู้ใช้เลือกระบบก็จะเข้าสู่กระบวนการปรับความเร็วของมอเตอร์ต่อไป

3.2.3 โครงสร้างของระบบ



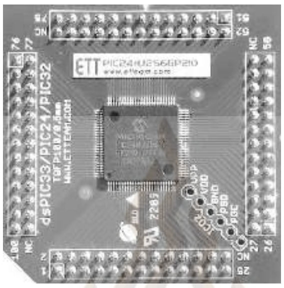
รูปที่ 3.9 แสดงโครงสร้างของระบบ

จากรูปที่ 3.9 โครงสร้างของระบบมีส่วนประกอบดังนี้

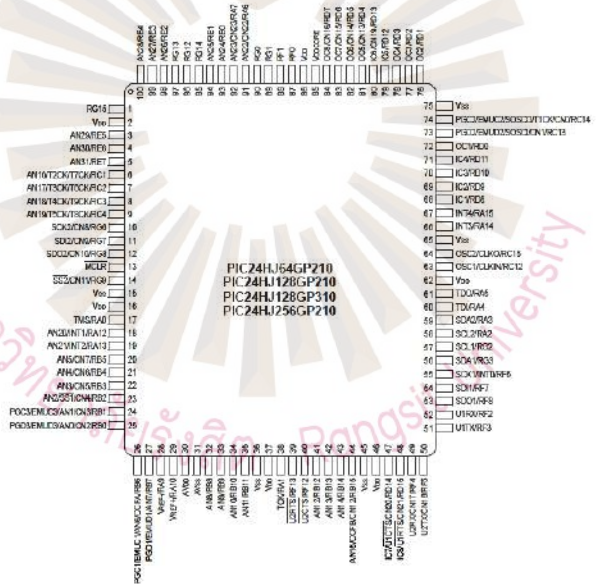
3.2.3.1 ส่วนการประมวลผล

การออกแบบเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้ PIC 24HJ256GP210 ดังรูปที่ 3.10 และ 3.11 ในการควบคุมการทำงานของมอเตอร์ ซึ่งมีตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลขนาด 10 บิต อยู่ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการเขียนโปรแกรมควบคุมโดยใช้โปรแกรม PIC C Compiler โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นตัวรับสัญญาณจากปุ่มควบคุมซึ่งเป็นตัวเลือกรูปแบบ

การเดิน ตัวต้านทานปรับค่าได้ซึ่งเป็นตัวกำหนดความเร็วในการเดิน และระยะทางต่อก้าวการเดิน ตัวตรวจวัดอินฟราเรดซึ่งเป็นตัวตรวจจับการก้าวขา และ Encoder ซึ่งเป็นอุปกรณ์ป้อนกลับในการตรวจสอบความเร็วของมอเตอร์ จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการประมวลผลและส่งสัญญาณคำสั่งไปยังชุดขับมอเตอร์เพื่อให้มอเตอร์ทำงานตามโปรแกรมและเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินก็จะเคลื่อนที่



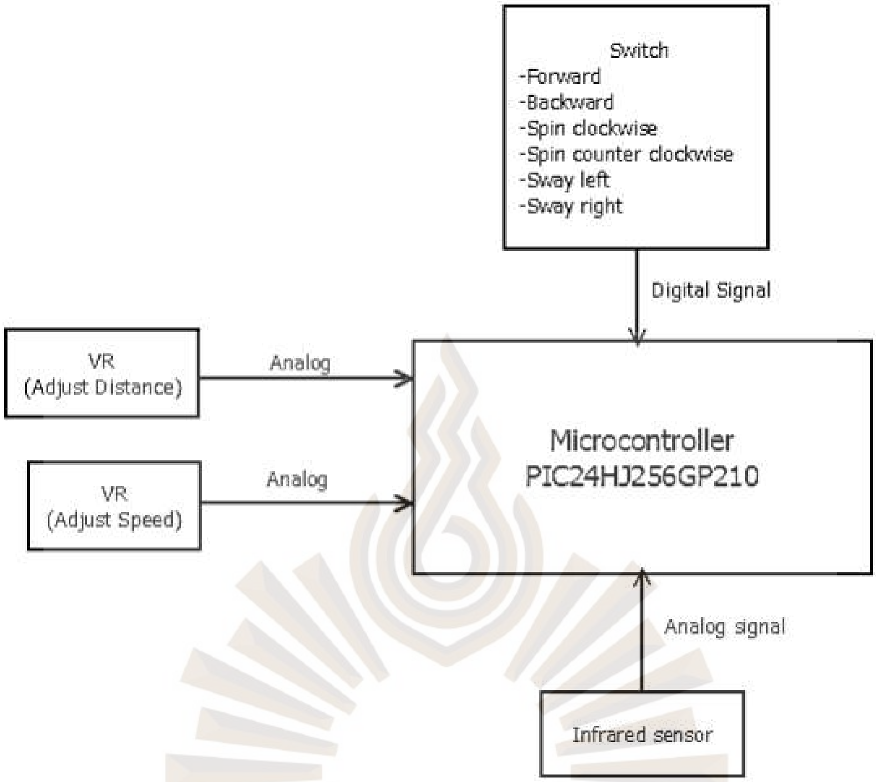
รูปที่ 3.10 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 24HJ256GP210



รูปที่ 3.11 Pin Diagram ของ PIC 24HJXXXGPX10

(ที่มา : http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Pic24hj256gp210)

3.2.3.2 ส่วนควบคุมการโปรแกรม

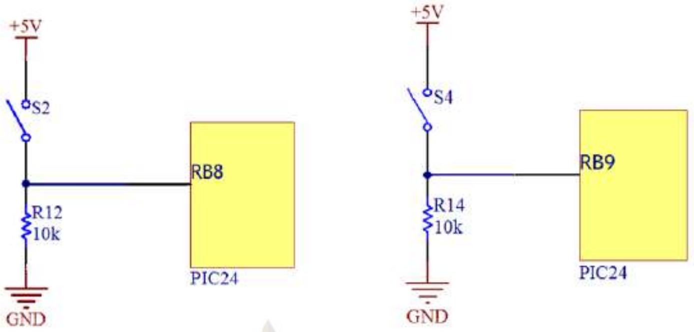


รูปที่ 3.12 แสดงบล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนควบคุมการโปรแกรม และส่วนการประมวลผล

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

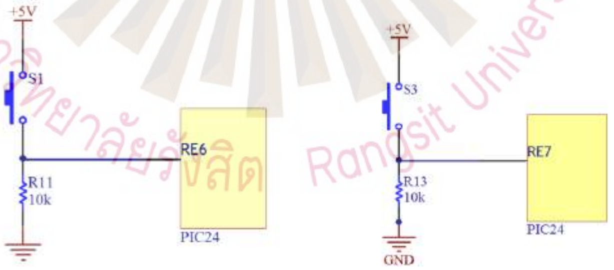
ส่วนควบคุมการโปรแกรมมีองค์ประกอบดังนี้

1) ปุ่มควบคุม On-Off แบบ 2 ขา จำนวน 1 ตัว ทำหน้าที่เลือกรูปแบบการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน โดยต่อปุ่มควบคุมแบบ Active High ในการต่อแบบนี้ ในสภาวะที่หน้าสัมผัสของปุ่มควบคุมไม่ได้เชื่อมต่อกัน หรือปุ่มควบคุมไม่ได้ถูกกดไว้ ทางฝั่งไมโครคอนโทรลเลอร์จะได้รับสภาวะเป็น Low คือมีแรงดันที่ขาอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ 0V แต่เมื่อปุ่มควบคุมถูกกระตุ้น หรือหน้าสัมผัสของปุ่มควบคุมเชื่อมต่อกัน จะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหล และเกิดแรงดันที่ขาอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้ที่ขาของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รับสภาวะเป็น High คือมีแรงดันที่ขาอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังรูปที่ 3.13



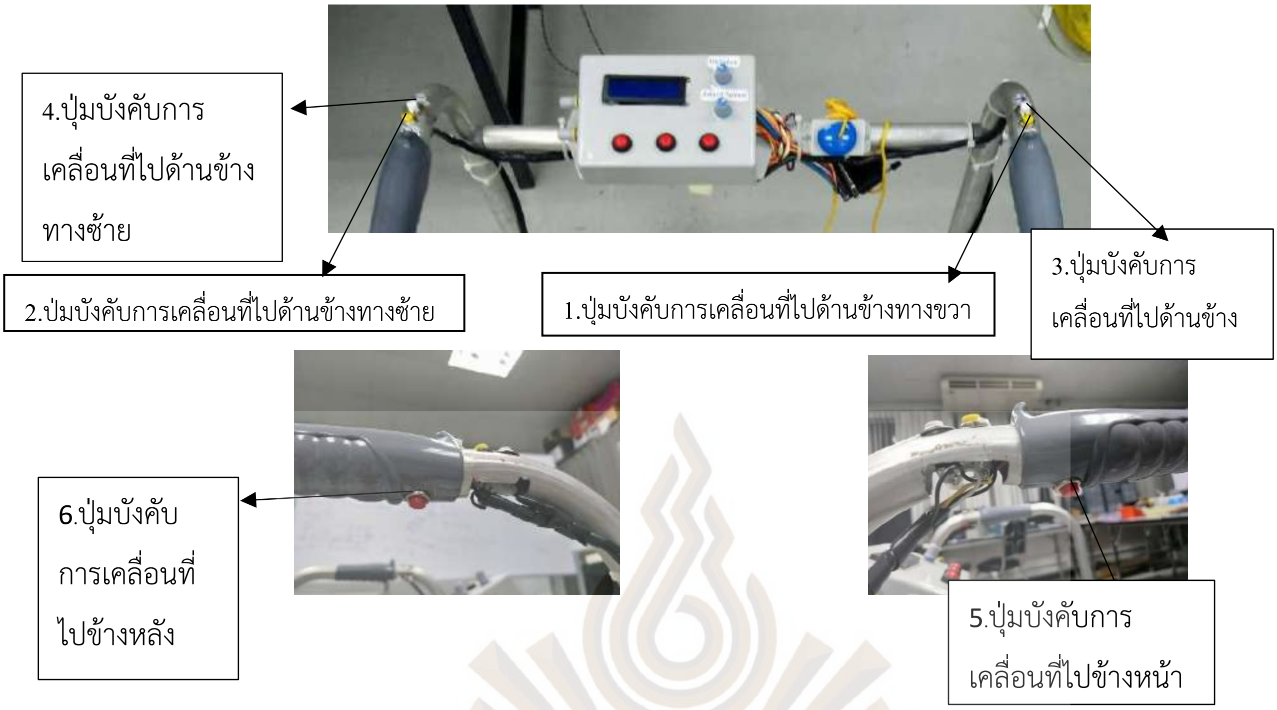
รูปที่ 3.13 แสดงวงจรการต่อปุ่มควบคุม On-Off แบบ 2 ขา

2) ปุ่มควบคุมกดติด-ปล่อยดับ จำนวน 6 ตัว ทำหน้าที่ในการเริ่มเดิน โดยต่อปุ่มควบคุมแบบ Active High ในการต่อแบบนี้ ในสภาวะที่หน้าสัมผัสของปุ่มควบคุมไม่ได้เชื่อมต่อกัน หรือปุ่มควบคุมไม่ได้ถูกกดไว้ ทางฝั่งไมโครคอนโทรลเลอร์จะได้รับสภาวะเป็น Low หรือเป็น Logic 0 แต่เมื่อปุ่มควบคุมถูกกระตุ้น หรือหน้าสัมผัสของปุ่มควบคุมเชื่อมต่อกัน จะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหล และเกิดแรงดันที่ขาอินพุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้ที่ขาของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รับสภาวะเป็น High หรือเป็น Logic 1 ดังรูปที่ 3.14



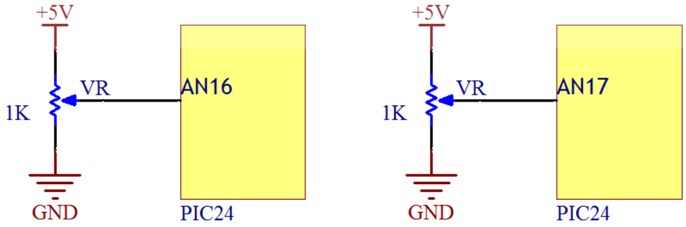
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 3.14 แสดงวงจรการต่อ ปุ่มควบคุมกดติด-ปล่อยดับ

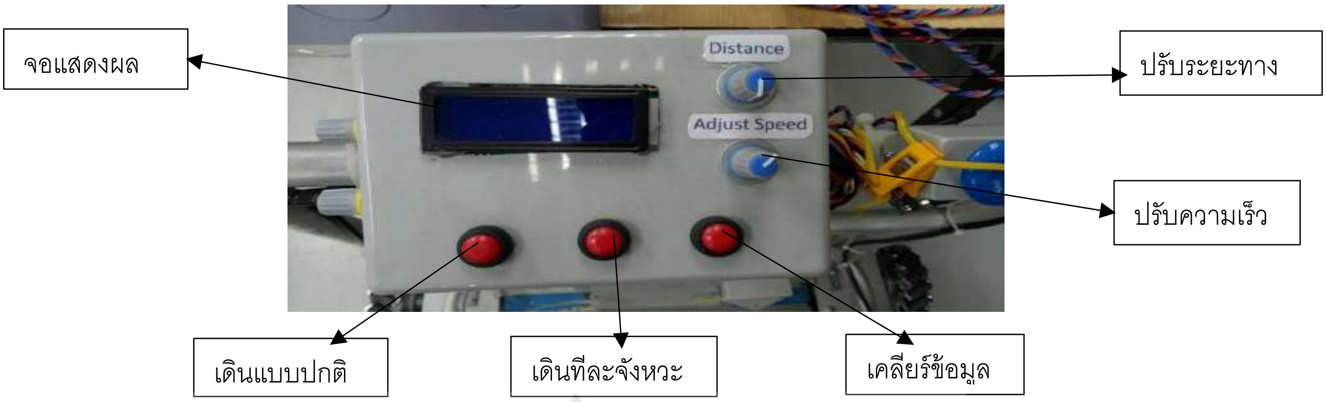


รูปที่ 3.15 แสดงการติดตั้งปุ่มควบคุม

3) ตัวต้านทานแบบปรับค่าได้ 10KΩ จำนวน 3 ตัว ทำหน้าที่ในการปรับระดับความเร็วต่อก้าว และระยะทางต่อก้าวโดยจะส่งสัญญาณอนาล็อกไปที่ไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณ Pulse Width Modulation เพื่อนำไปควบคุมการทำงานของมอเตอร์ และมีตัวต้านทานปรับค่าได้อีก 1 ตัว เพื่อปรับความสว่างของจอแสดงผล LCD ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 แสดงวงจรการต่อตัวต้านทานปรับค่าได้



รูปที่ 3.17 แสดงการติดตั้งตัวปรับความเร็ว ,ปรับระยะทาง,เดินแบบปกติ, เดินทีละจังหวะ, เคลียร์ข้อมูลและจอแสดงผล

4) ตัวตรวจวัดระยะทางแบบอินฟาเรด GP2Y0A41SK วัดระยะได้ในช่วง 4-30 เซนติเมตร จำนวน 2 ตัว เพื่อตรวจจับการก้าวขาขวาหรือขาซ้าย

การต่อใช้งาน

ขา 1 (สายสีเหลือง) : Vo (Analog Output)

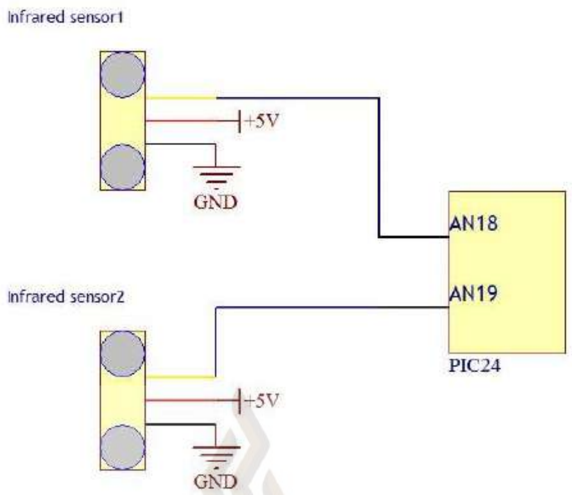
ขา 2 (สายสีดำ) : Gnd

ขา 3 (สายสีแดง) : +5V

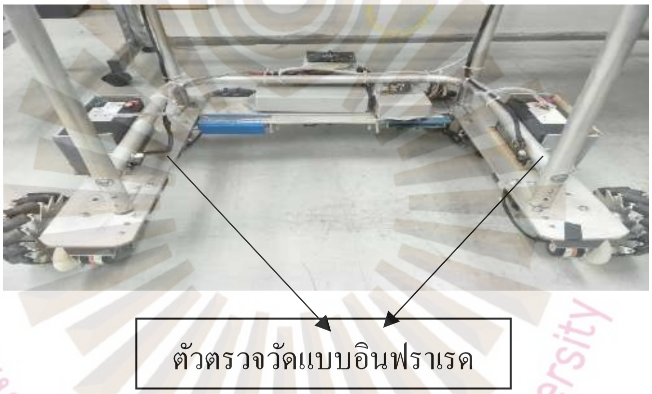
รูปที่ 3.18 แสดงตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด

(ที่มา : https://www.google.co.th/เซ็นเซอร์อินฟราเรด)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

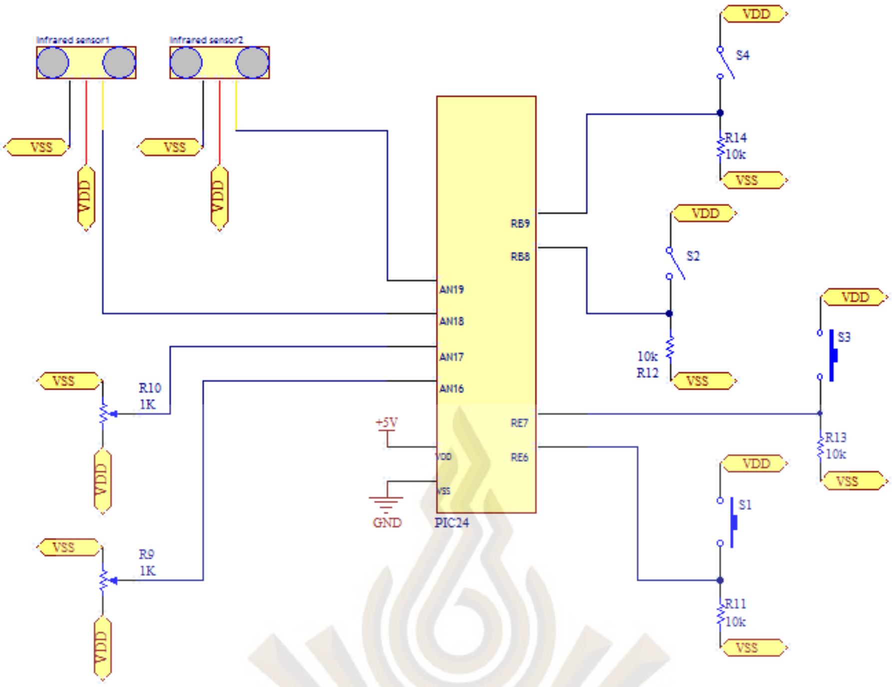


รูปที่ 3.19 แสดงวงจรการต่อตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด



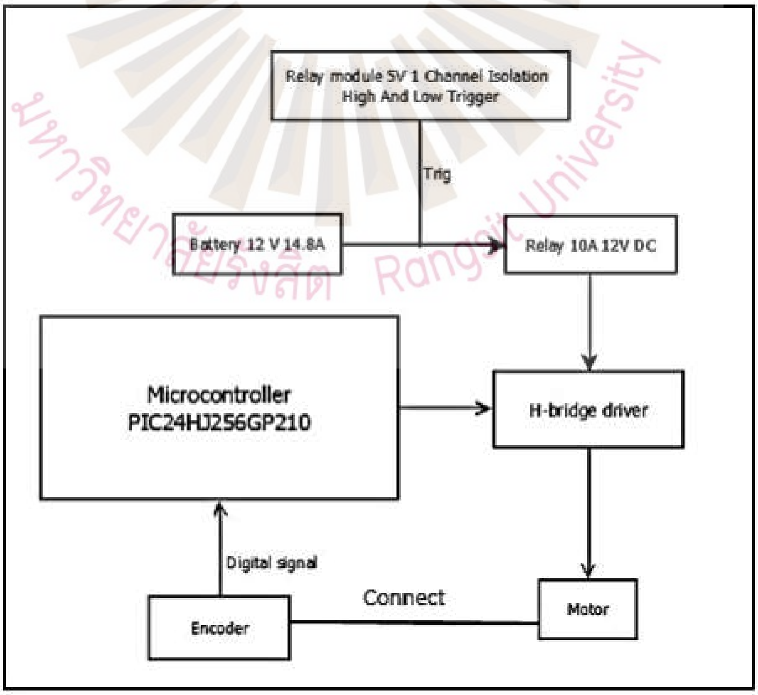
รูปที่3.20 แสดงการติดตั้งตัวตรวจวัดแบบอินฟราเรด

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 3.21 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนควบคุมการโปรแกรม และส่วนการประมวลผล

3.2.3.3 ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์

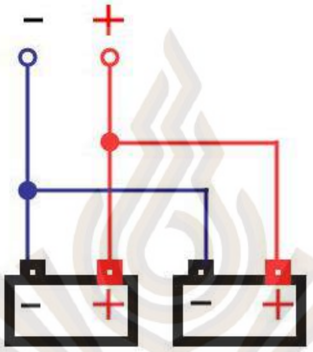


รูปที่ 3.22 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ และส่วนการประมวลผล

ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์มีองค์ประกอบดังนี้

1) แบตเตอรี่แบบแห้ง 12V 9A จำนวน 2 ก้อน

การออกแบบแหล่งจ่ายไฟ งานวิจัยนี้ได้ใช้แบตเตอรี่แห้งขนาด 12V-9Ah/20hr จำนวน 2 ก้อน นำมาต่อขนานกันเพื่อให้ได้แรงดัน 12V-18Ah ดังรูปที่ 3.23 เพื่อส่งไปให้ DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงซึ่งมอเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้กินกระแสไฟฟ้า 10A ขณะที่มีโหลด



แบตเตอรี่ 12V 9A 2 ก้อน

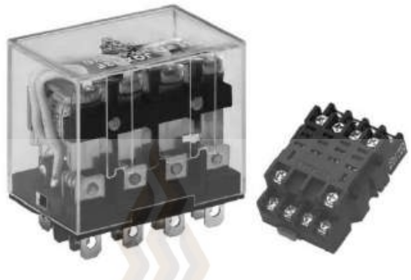
9A + 9A = 18A 12V

รูปที่ 3.23 แสดงการต่อแบตเตอรี่แบบขนาน

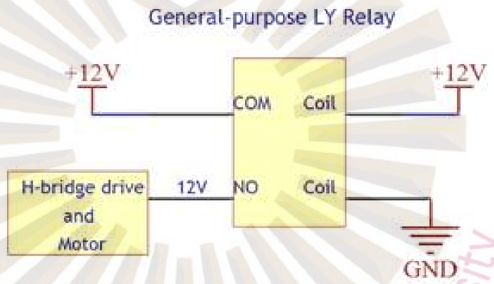
รูปที่ 3.24 แสดงการติดตั้งแบตเตอรี่

2) รีเลย์ 10A 12VDC จำนวน 1 อัน

งานวิจัยนี้ได้ใช้รีเลย์ General-Purpose LY Relay 10A 12VDC ดังรูปที่ 3.25 ในการตัดต่อไฟจากแหล่งจ่ายไฟเพื่อส่งไปยังบอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12VDC ดังรูปที่ 3.26



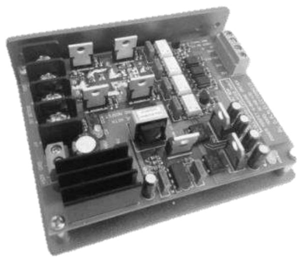
รูปที่ 3.25 แสดงรีเลย์ General-Purpose LY Relay



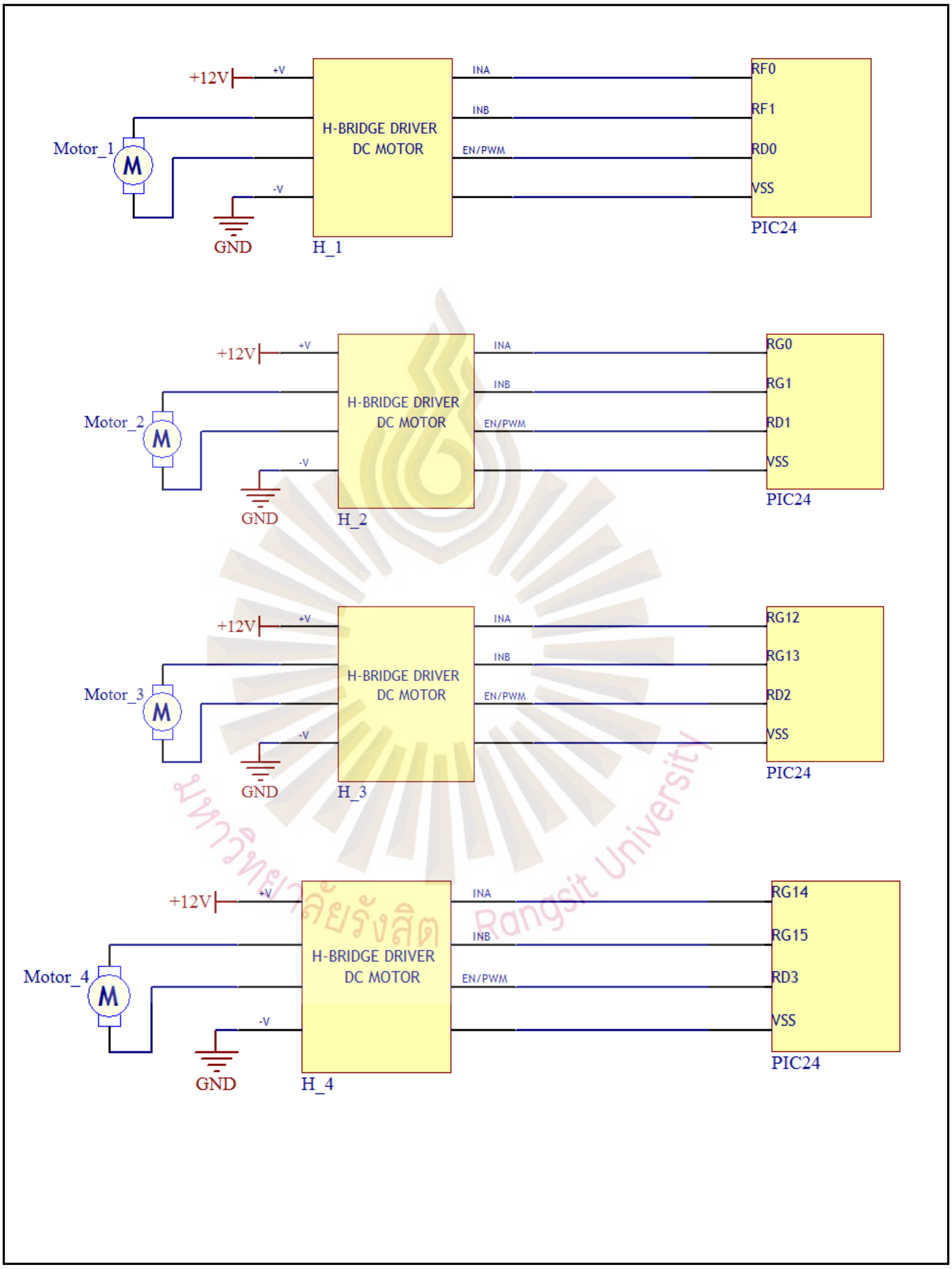
รูปที่ 3.26 แสดงวงจรการต่อรีเลย์ General-Purpose LY

3) บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge 80A

งานวิจัยนี้ได้ใช้บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge 80A ดังรูปที่ 3.27 จำนวน 4 บอร์ด โดยจะรับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ ดังรูปที่ 3.28



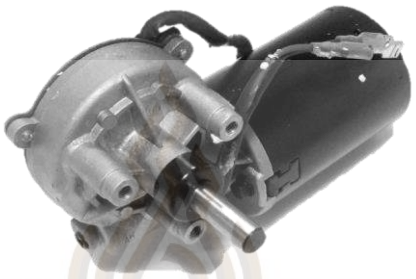
รูปที่ 3.27 บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge



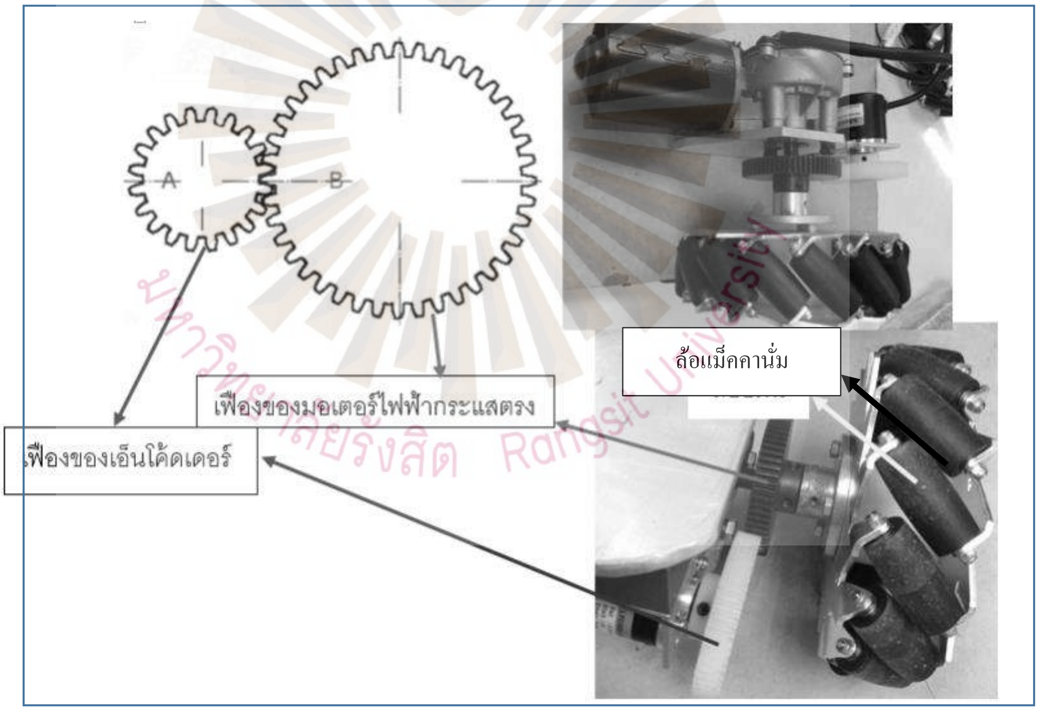
รูปที่ 3.28 แสดงวงจรการเชื่อมต่อบอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge ทั้ง 4 ชุด

4) มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

งานวิจัยนี้ได้ใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12 VDC 110 RPM 120 W ดังรูปที่ 3.29 จำนวน 4 ตัว ในการขับเคลื่อนล้อแม็คคานั่มทั้ง 4 ล้อ โดยต่อมอเตอร์ทั้ง 4 ตัวเข้ากับบอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge พร้อมกับเชื่อมต่อเฟืองของมอเตอร์เข้ากับเฟืองของ Encoder และเชื่อมต่อแกนของมอเตอร์เข้ากับล้อแม็คคานั่ม ดังรูปที่ 3.30

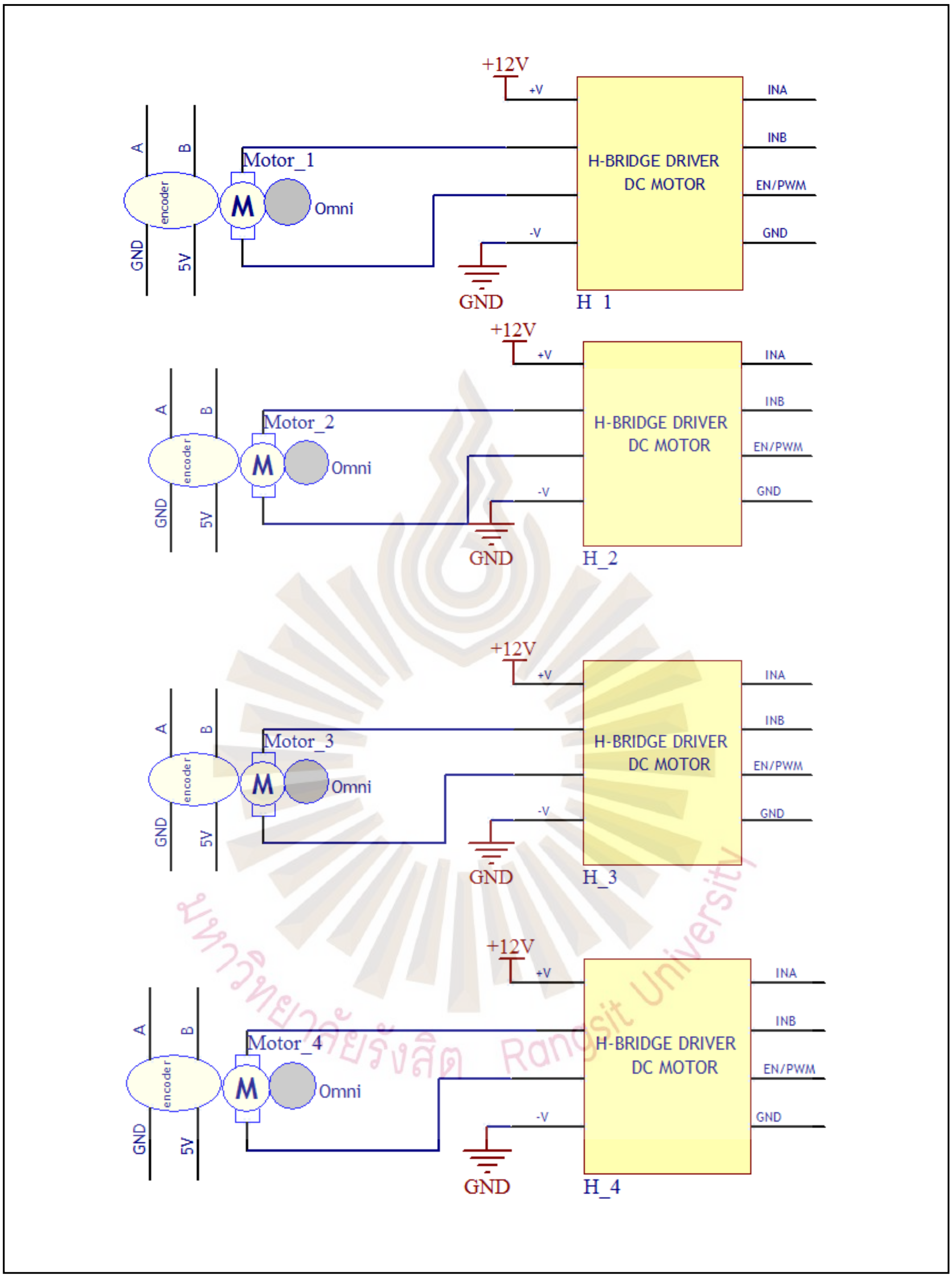


รูปที่ 3.29 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง



รูปที่ 3.30 แสดงการเชื่อมต่อเฟืองของมอเตอร์เข้ากับเฟืองของ Encoder และเชื่อมต่อแกนของมอเตอร์เข้ากับล้อแม็คคานั่ม

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 3.31 แสดงวงจรการเชื่อมต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเข้ากับ บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรงแบบ H-Bridge และล้อแม็คคานั่มทั้ง 4 ชุด

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

5) Encoder แบบ Incremental

งานวิจัยนี้ได้ใช้ Encoder แบบ Incremental 100 P/R ดังรูปที่ 3.32 จำนวน 4 ตัว โดยจะเชื่อมต่อ Encoder เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังรูปที่ 3.33 ซึ่ง Encoder จะทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ป้อนกลับในการตรวจสอบความเร็วและระยะทางของมอเตอร์ แล้วส่งสัญญาณกลับไปประมวลผลที่ไมโครคอนโทรลเลอร์

การต่อใช้งาน

สายสีแดง : 5 - 24VDC

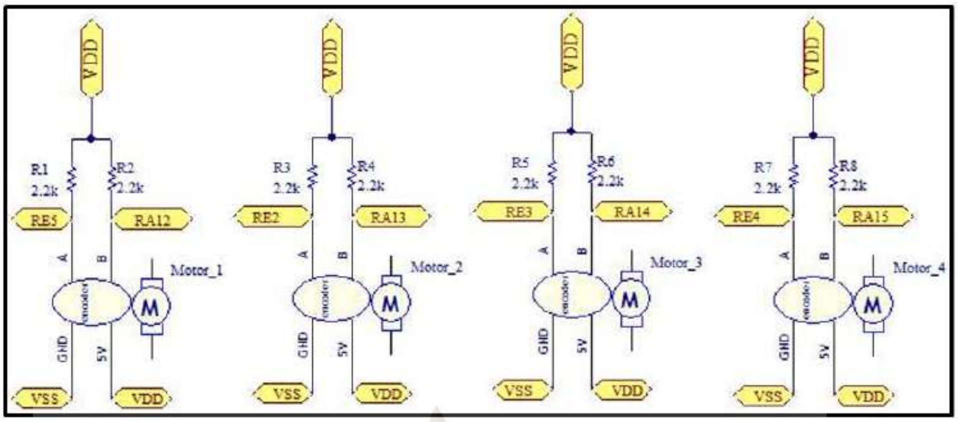
สายสีดำ : Gnd

สายสีเขียว : พัลส์ A

สายสีขาว : พัลส์ B

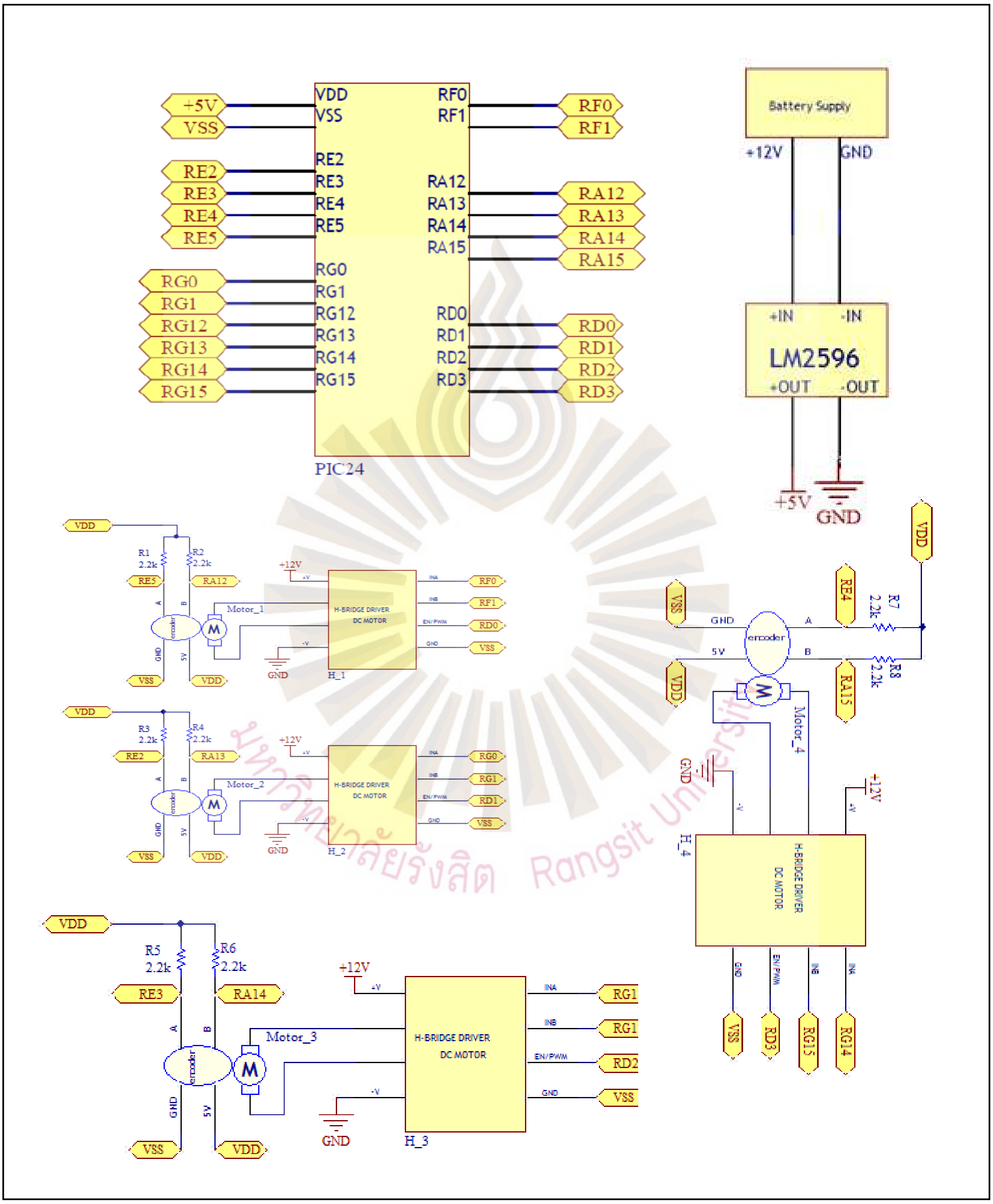
รูปที่ 3.32 แสดง Encoder แบบ Incremental

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



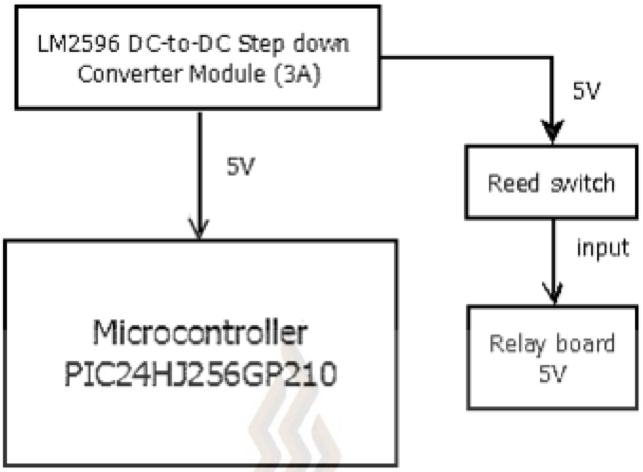
รูปที่ 3.33 แสดงวงจรการเชื่อมต่อ Encoder เข้ากับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้ง 4 ชุด

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 3.34 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ และส่วนการประมวลผล

3.2.3.4 ส่วนระบบความปลอดภัย

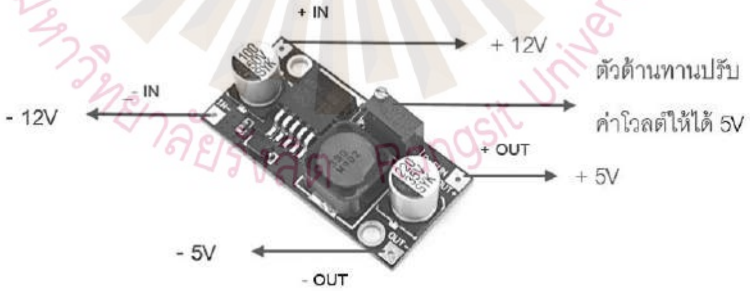


รูปที่ 3.35 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนระบบความปลอดภัย และส่วนการประมวลผล

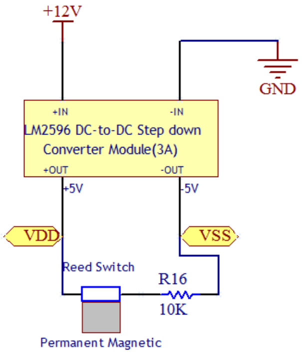
ส่วนระบบความปลอดภัยมีองค์ประกอบดังนี้

1) DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module

งานวิจัยนี้ได้ใช้ DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module ดังรูปที่ 3.36 จำนวน 1 บอร์ด เพื่อแปลงแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟ 12V ให้เป็นแรงดัน 5V เพื่อส่งไปเลี้ยงไมโครคอนโทรลเลอร์ และรีดปุ่มควบคุมซึ่งเป็นตัวตัด-ต่อไฟเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม ดังรูปที่ 3.37



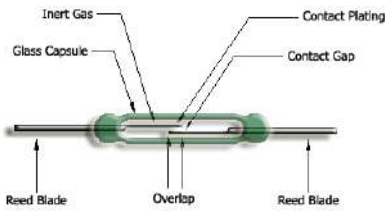
รูปที่ 3.36 แสดง DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module



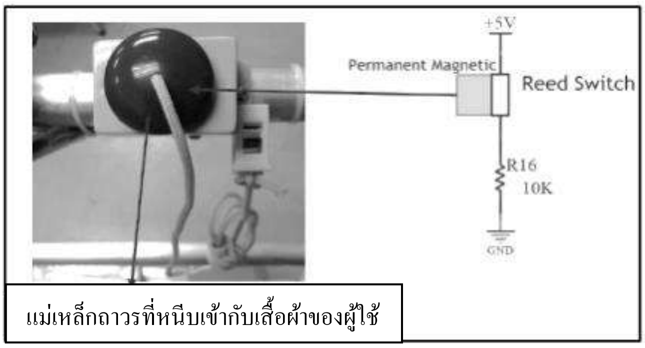
รูปที่ 3.37 แสดงการเชื่อมต่อ DC-to-DC Step Down Converter LM2596 Module เข้ากับ
แหล่งจ่ายไฟ 12V รีดปุ่มควบคุม และไมโครคอนโทรลเลอร์

2) รีดปุ่มควบคุม

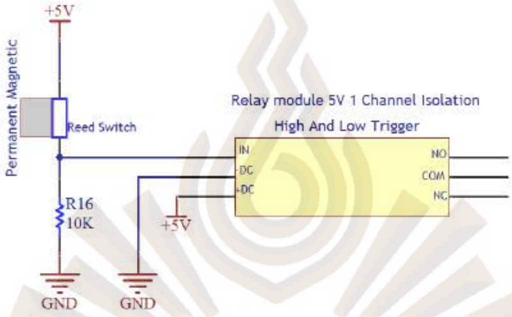
งานวิจัยนี้ได้ใช้รีดปุ่มควบคุมขนาด **2x14mm Glass White Color N/O Low Voltage Current ดังรูปที่ 3.38** จำนวน 1 ตัว ในการออกแบบจะเลือกใช้รีดปุ่มควบคุมเพื่อเป็นระบบรักษาความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้มส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ก็จะหยุดทำงานทันที โดยรีดปุ่มควบคุมจะเชื่อมต่ออยู่กับแม่เหล็กถาวรซึ่งติดอยู่ที่ตัวผู้ใช้ ดังรูปที่ 3.39 รีดปุ่มควบคุมเป็นแม็กเนติกเซ็นเซอร์ที่มีลักษณะเป็นแบบหน้าสัมผัส ซึ่งโดยปกติทั่วไปแล้ว จะเป็นหน้าสัมผัสแบบปกติเปิด (Normally Open : NO) ปุ่มควบคุมนี้จะทำงานโดยอาศัยสนามแม่เหล็กซึ่งอาจจะเป็นแม่เหล็กถาวร หรือแม่เหล็กไฟฟ้าก็ได้ แผ่นหน้าสัมผัสจะทำมาจากสารที่มีผลต่อสนามแม่เหล็ก (Ferromagnetic) และติดตั้งอยู่ภายในกระเปาะแก้วเล็กๆที่มีการเติมก๊าซเฉื่อย เพื่อทำให้การตัดต่อการส่งกระแสไฟฟ้าได้เร็วยิ่งขึ้น รีดปุ่มควบคุมจะใช้งานแบบปุ่มควบคุม โดยใช้ตัวต้านทานค่าประมาณ 1KΩ - 10KΩ ต่อวงจรแบบ Pull-Up หรือ Pull-Down จากนั้นนำรีดปุ่มควบคุมมาเชื่อมต่อกับโมดูลรีเลย์ 5V ดังรูปที่ 3.40 เพื่อให้ไปทริครีเลย์ General-Purpose LY Relay ให้ทำงานและขับเคลื่อนมอเตอร์ต่อไป



รูปที่ 3.38 แสดงรีดปุ่มควบคุม
(ที่มา : https://www.google.co.th)



รูปที่ 3.39 แสดงการต่อวงจรใช้งานรีดสวิตซ์แบบ Pull-Down เข้ากับแม่เหล็กถาวร

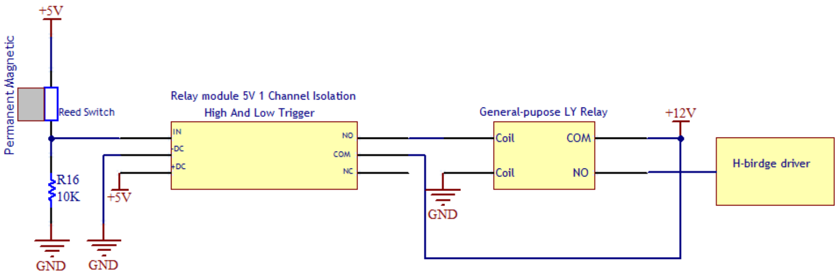


รูปที่ 3.40 แสดงวงจรการเชื่อมต่อรีดปุ่มควบคุมเข้ากับโมดูลรีเลย์ 5V

3) Relay Module 1 Channel Isolation High and Low Trigger 5V

งานวิจัยนี้ได้ใช้ Relay Module 1 Channel Isolation High and Low Trigger 5V ดังรูปที่ 3.41จำนวน 1 บอร์ด เมื่อรีดปุ่มควบคุมเกิดการต่อวงจรจะทำให้โมดูลรีเลย์ 5V ทำงานและเกิดการไปทริคให้รีเลย์ General-Purpose LY ทำงาน และขับเคลื่อนมอเตอร์ต่อไป ดังรูปที่ 3.42

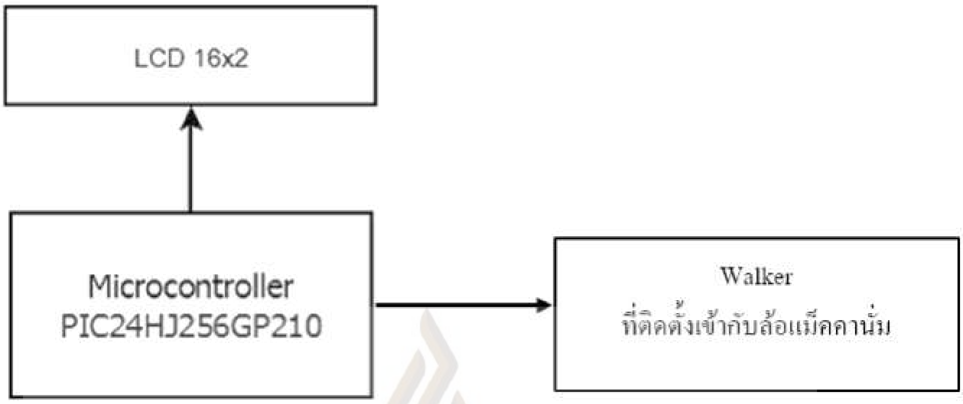
รูปที่ 3.41 แสดง Relay Module 1 Channel Isolation High and Low Trigger 5V



รูปที่ 3.42 แสดงวงจรการเชื่อมต่อส่วนระบบความปลอดภัย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.2.3.5 ส่วนการแสดงผล



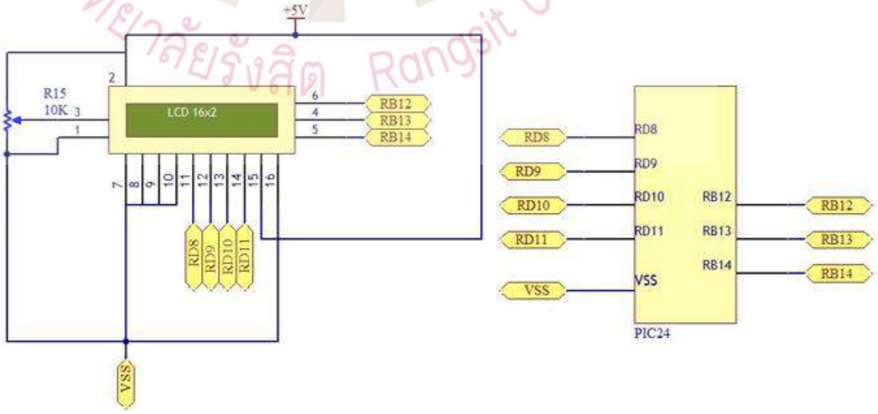
รูปที่ 3.43 แสดงบล็อคไดอะแกรมการเชื่อมต่อระหว่างส่วนการแสดงผล
และส่วนการประมวลผล

ส่วนการแสดงผลมีองค์ประกอบดังนี้

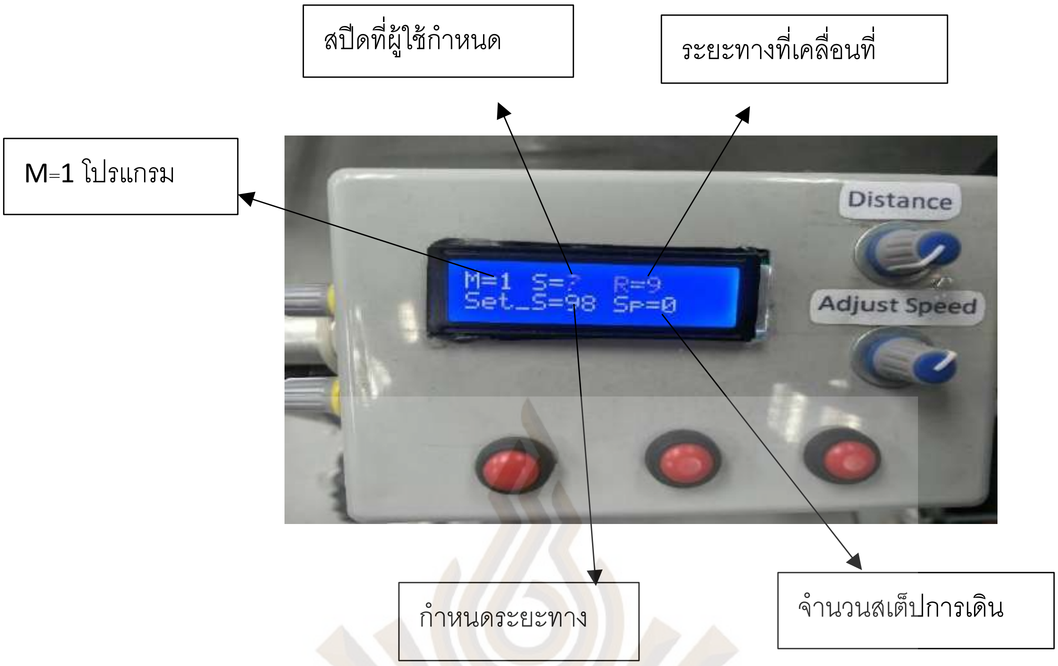
1) จอแสดงผล LCD Blue Screen

งานวิจัยนี้ได้ใช้จอแสดงผล LCD Blue Screen ขนาด 16x2 LCD with Backlight of the LCD Screen จำนวน 1 จอ เชื่อมต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังรูปที่ 3.44 เพื่อแสดงผลระดับความเร็วในการก้าวเดิน ระยะทางต่อก้าวของผู้ใช้ รูปแบบการเดิน (1 = เคลื่อนที่ไปข้างหน้า 2 = หมุนตัว 3 = เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และ4 = เคลื่อนที่ถอยหลัง) และระยะทางที่อุปกรณ์เคลื่อนที่ได้ ณ ขณะนั้น ดังรูปที่ 3.45

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



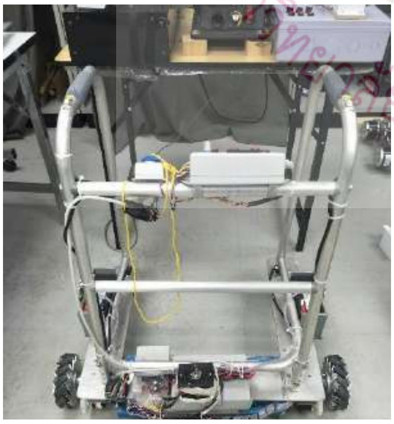
รูปที่ 3.44 แสดงวงจรการเชื่อมต่อระหว่างส่วนแสดงผล และส่วนการประมวลผล

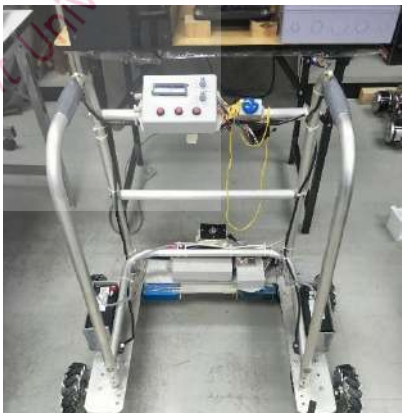


รูปที่ 3.45 แสดงการแสดงผลที่จอ LCD

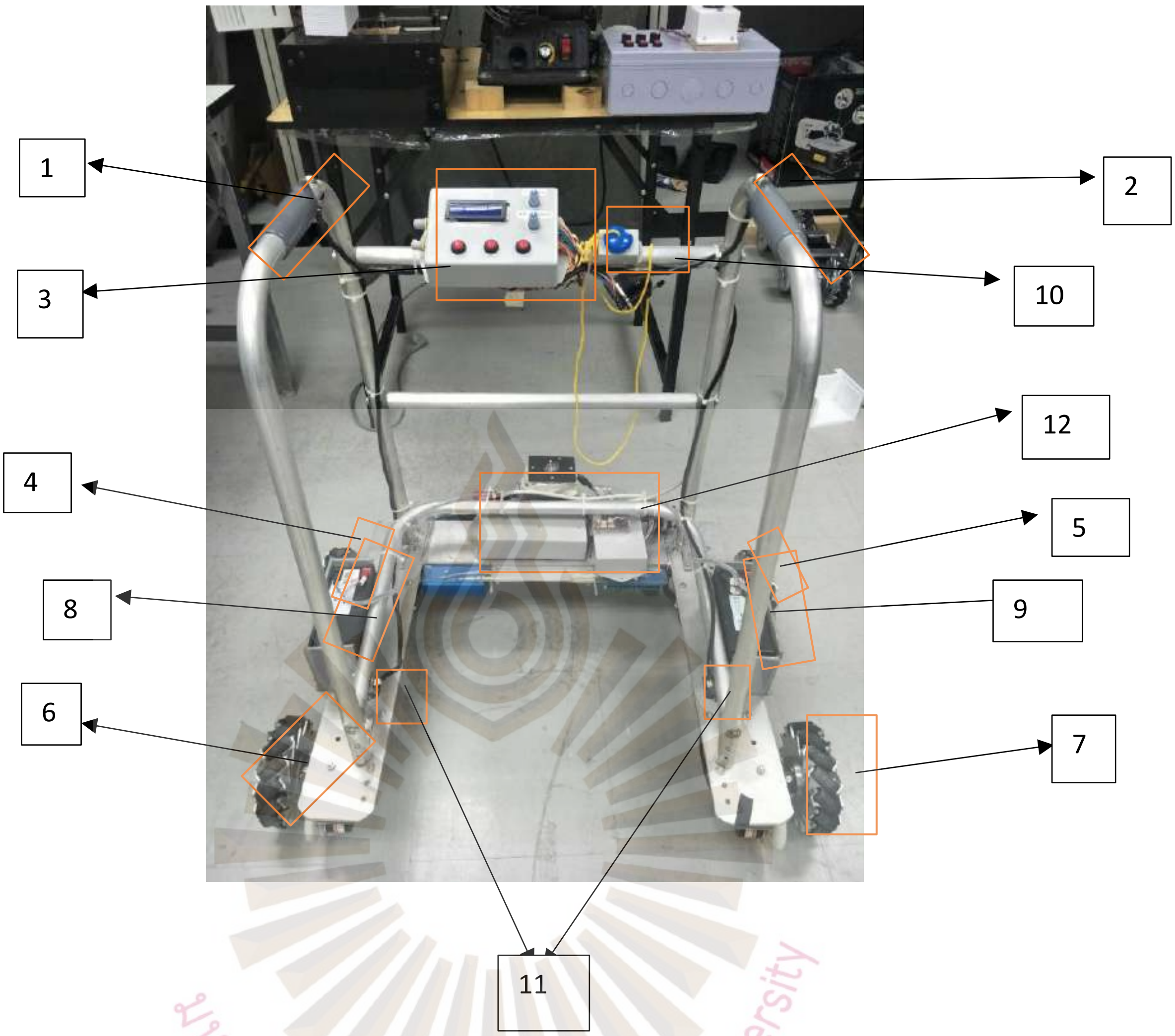
2) อุปกรณ์ช่วยเดิน

จากการทำงานวิจัยการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ โดยใช้ล้อแม็คคานั่ม โดยได้ประยุกต์ใช้กับ Walker และล้อแม็คคานั่มดังรูปที่ 3.46 และส่วนประกอบของงานวิจัยจะแสดงดังรูปที่ 3.47


โครงสร้างด้านหน้าของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน


โครงสร้างด้านหลังของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

รูปที่ 3.46 แสดงโครงงานการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ โดยใช้ล้อแม็คคานั่ม



มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 3.47 แสดงส่วนประกอบโครงงานการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

การออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม ในแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้

หมายเลข 1 แสดงมือจับด้านซ้าย

หมายเลข 2 แสดงมือจับด้านขวา

หมายเลข 3 แสดงกล่องควบคุม

หมายเลข 4 แสดงล้อแม็คคานั่มหน้าซ้าย

หมายเลข 5 แสดงล้อแม็คคานั่มหน้าขวา

หมายเลข 6 แสดงล้อแม็คคานั่มหลังซ้าย

หมายเลข 7 แสดงล้อแม็คคานั่มหลังขวา

หมายเลข 8 แสดงตัวตรวจจับการก้าวขาซ้าย

หมายเลข 9 แสดงตัวตรวจจับการก้าวขาขวา

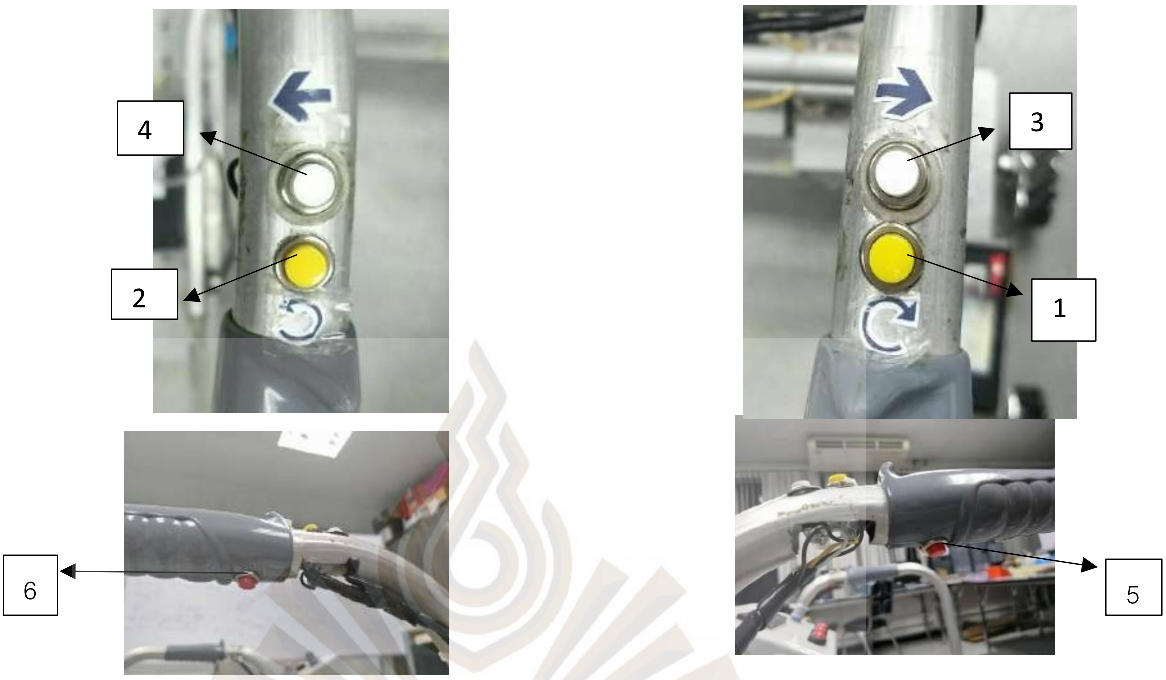
หมายเลข 10 แสดงตัวตรวจจับการล้ม

หมายเลข 11 แสดงแบตเตอรี่ 12V จำนวน 2 ก้อน

หมายเลข 12 แสดงกล่องวงจร

รูปที่ 3.48 แสดงกล่องควบคุมการทำงาน (ตำแหน่งด้านหน้าของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



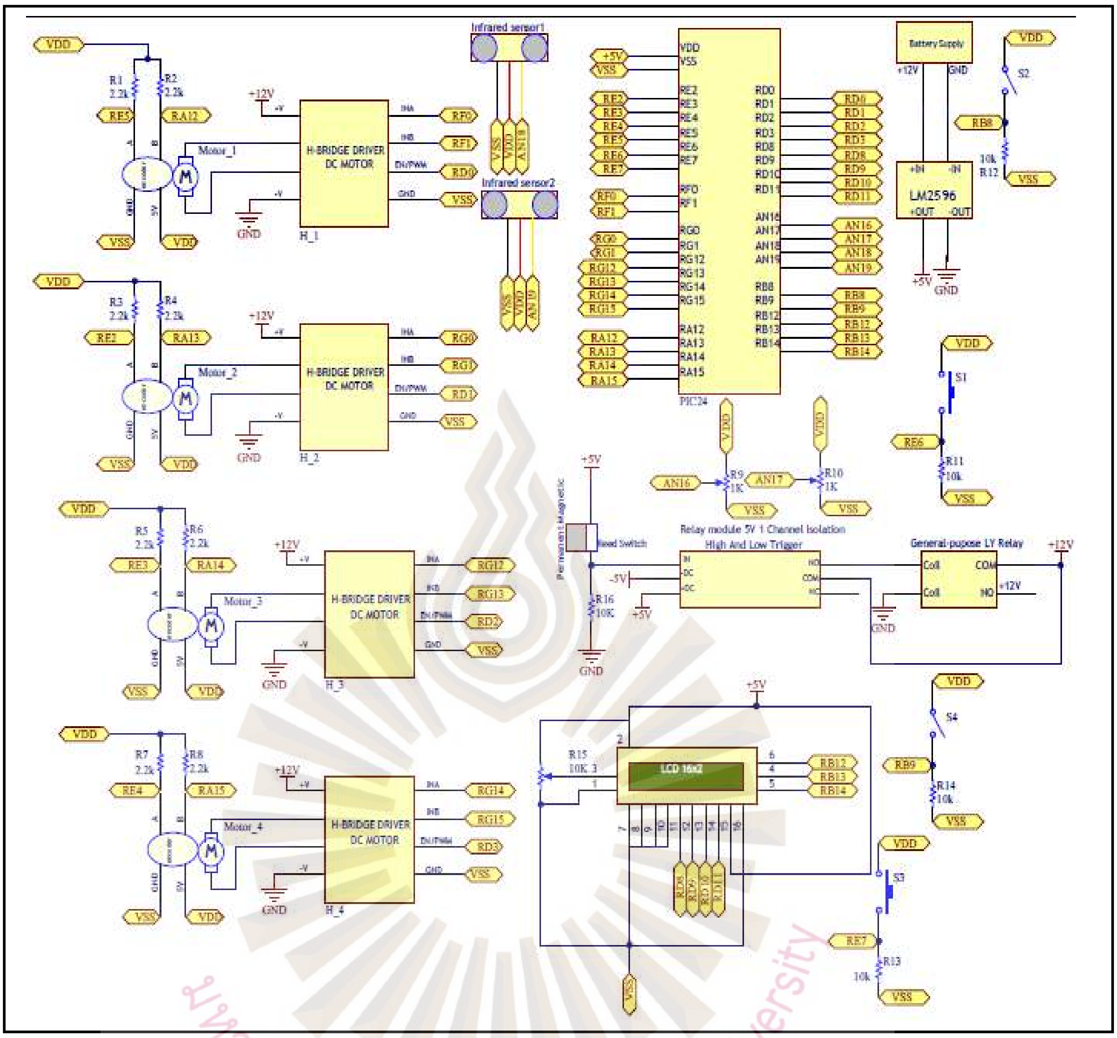
รูปที่ 3.49 ปุ่มควบคุมการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

จากรูปที่ 3.49 ปุ่มควบคุมการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ในแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้

โดยกำหนดให้ มีปุ่มควบคุมทั้งหมด 4 ปุ่มเพื่อบังคับทิศทางการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ทั้งหมด 4 ทิศทาง โดยประกอบด้วย

1. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปด้านข้างทางขวา ซึ่งจะอยู่ด้านบนของที่จับด้านขวา แทนด้วยปุ่มสีเหลือง
2. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปด้านข้างทางซ้าย ซึ่งจะอยู่ด้านบนของที่จับด้านซ้าย แทนด้วยปุ่มสีเหลือง
3. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปด้านข้างทางขวา ซึ่งจะอยู่ด้านบนของที่จับด้านขวา แทนด้วยปุ่มสีขาว
4. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปด้านข้างทางซ้าย ซึ่งจะอยู่ด้านบนของที่จับด้านซ้าย แทนด้วยปุ่มสีขาว
5. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ซึ่งจะอยู่ด้านล่างของที่จับด้านขวา แทนด้วยปุ่มสีแดง
6. ปุ่มบังคับการเคลื่อนที่ไปข้างหลัง ซึ่งจะอยู่ด้านล่างของที่จับด้านซ้าย แทนด้วยปุ่มสีแดง

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 3.50 แสดงวงจรของระบบทั้งหมด

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.3 วิธีการทดสอบงานวิจัย

วิธีการทดสอบงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม ได้แบ่งการทดสอบเป็น 2 ขั้นตอน คือ การทดสอบหน้าที่การทำงาน และการทดสอบความปลอดภัย มีวิธีการทดสอบดังนี้

3.3.1 การทดสอบหน้าที่การทำงานของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน (Performance Testing)

3.3.1.1 การทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าบนพื้นระนาบ

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินให้เดินไปข้างหน้าตามระยะทางต่อก้าวการเดินที่ผู้ใช้ตั้งไว้ และดูลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) คอมพิวเตอร์

2.3) พอร์ตอนุกรม

2.4) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

3) วิธีการทดสอบ

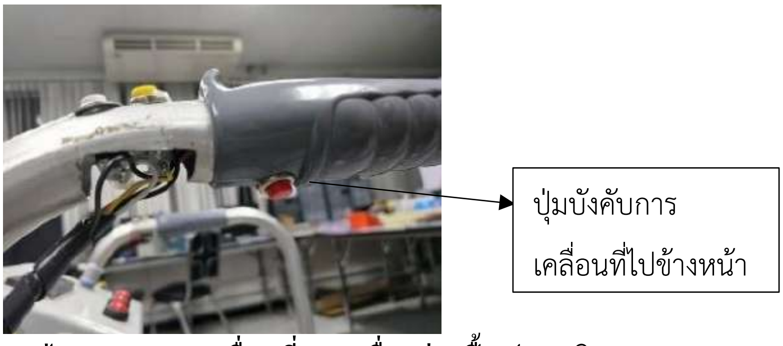
3.1) ต่อพอร์ตอนุกรมจากเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเข้ากับคอมพิวเตอร์

3.2) ผู้ใช้เข้าไปยืนบริเวณด้านในของเครื่องช่วยเดิน

3.3) ปรับระยะทางต่อก้าวไว้ที่ระยะ 40 เซนติเมตร

3.4) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.5) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวามือ ดังรูปที่ 3.51



รูปที่ 3.51 แสดงการปุ่มควบคุมการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.6) กดกดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวาแล้วปล่อย เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้าตามระยะทางที่ผู้ใช้ตั้งไว้แล้วเครื่องก็จะหยุดเคลื่อนที่อัตโนมัติ โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที

3.7) สังเกตผลที่ Serial Monitor

3.8) จดบันทึกผล

3.9) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.8 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 30%

3.10) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.8 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 50%

3.11) สรุปผลการทดสอบ

3.3.1.2 การทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา และข้างซ้ายบนพื้นระนาบ

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินให้เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวาและข้างซ้าย

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) คอมพิวเตอร์

2.3) พอร์ตอนุกรม

2.4) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

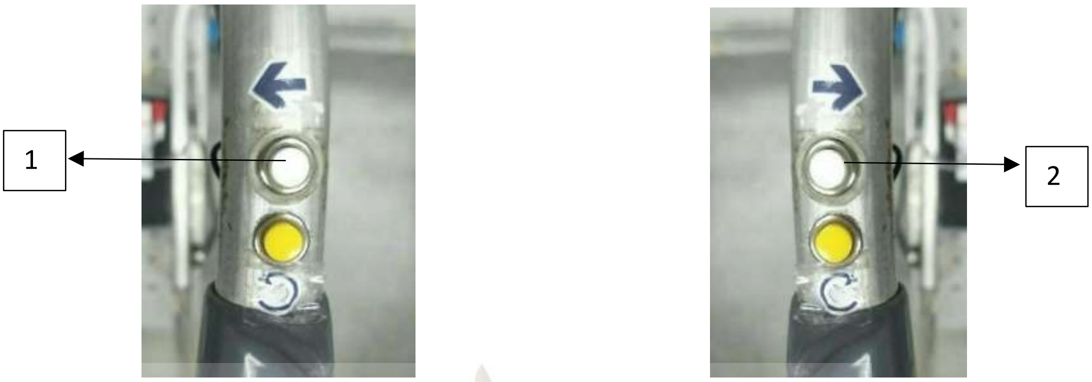
3) วิธีการทดสอบ

3.1) ต่อพอร์ตอนุกรมจากเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเข้ากับคอมพิวเตอร์

3.2) ผู้ใช้เข้าไปยืนบริเวณด้านในของอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.3) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.4) กดปุ่มควบคุม 1 ไปทางซ้าย และ 2 ไปทางขวา ดังรูปที่ 3.52



รูปที่ 3.52 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ไปด้านข้าง

3.5) กดปุ่มควบคุม 2 ค้างไว้ เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ที่ 5 วินาที แล้วจึงปล่อยปุ่มควบคุม 2 เครื่องจึงจะหยุดเคลื่อนที่

3.6) สังเกตผลที่ Serial Monitor

3.7) จดบันทึกผล

3.8) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 30%

3.9) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 50%

3.10) สรุปผลการทดสอบ

3.11) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.10 แต่เปลี่ยนเป็นกดปุ่มควบคุม 1 ค้างไว้ เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แล้วจึงปล่อยปุ่มควบคุม 1 เครื่องจึงจะหยุดเคลื่อนที่

3.3.1.3 การทดสอบการเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้ายบนพื้นระนาบ

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินให้เคลื่อนที่หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้าย

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) คอมพิวเตอร์

2.3) พอร์ตอนุกรม

2.4) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

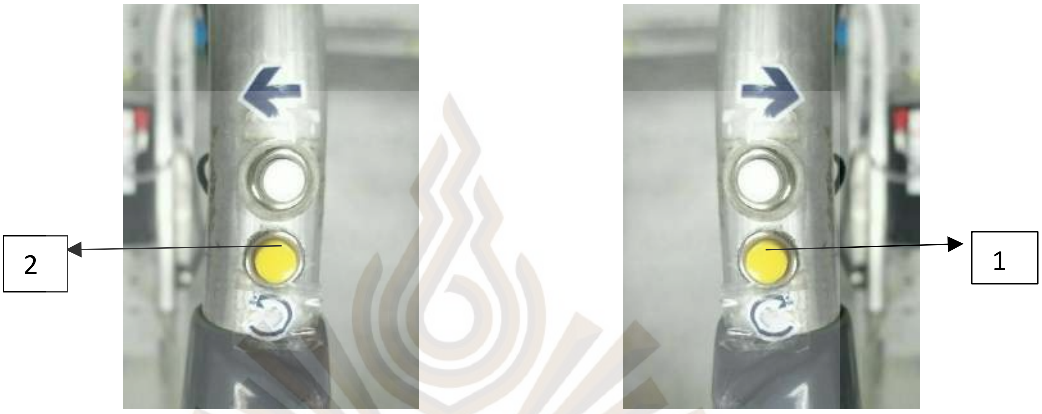
3) วิธีการทดสอบ

3.1) ต่อพอร์ตอนุกรมจากเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเข้ากับคอมพิวเตอร์

3.2) ผู้ใช้เข้าไปยืนบริเวณด้านในของอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.3) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.4) กดปุ่มควบคุม 1 ไปทางขวา และ 2 ไปทางซ้าย ดังรูปที่ 3.53



รูปที่ 3.53 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่แบบหมุน

3.5) กดปุ่มควบคุม 1 ค้างไว้ เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางขวา โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แล้วจึงปล่อยปุ่มควบคุม 1 เครื่องจึงจะหยุดเคลื่อนที่

3.6) สังเกตผลที่ Serial Monitor

3.7) จดบันทึกผล

3.8) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 30%

3.9) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 50%

3.10) สรุปผลการทดสอบ

3.11) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.10 แต่เปลี่ยนเป็นกดปุ่มควบคุม 2 ค้างไว้ เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางซ้าย โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แล้วจึงปล่อยปุ่มควบคุม 2 เครื่องจึงจะหยุดเคลื่อนที่

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.3.1.4 การทดสอบการเคลื่อนที่ถอยหลังบนพื้นระนาบ

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินให้เคลื่อนที่ถอยหลัง

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) คอมพิวเตอร์

2.3) พอร์ตอนุกรม

2.4) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

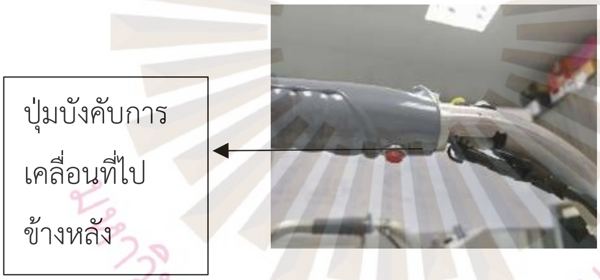
3) วิธีการทดสอบ

3.1) ต่อพอร์ตอนุกรมจากเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเข้ากับคอมพิวเตอร์

3.2) ผู้ใช้เข้าไปยืนบริเวณด้านในของอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.3) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.4) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางซ้ายมือ ดังรูปที่ 3.54



รูปที่ 3.54 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ถอยหลัง

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.5) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางซ้ายมือ ค้างไว้ เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่ถอยหลัง โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แล้วจึงปล่อยปุ่มควบคุมสีแดงทางซ้ายมือ เครื่องจึงจะหยุดเคลื่อนที่

3.6) สังเกตผลที่ Serial Monitor

3.7) จดบันทึกผล

3.8) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 30%

3.9) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 แต่ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 50%

3.10) สรุปผลการทดสอบ

3.3.2 การทดสอบความปลอดภัย (Safety Testing)

3.3.2.1 การทดสอบระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ช่วยเดินให้หยุดการเคลื่อนที่ทันทีเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม

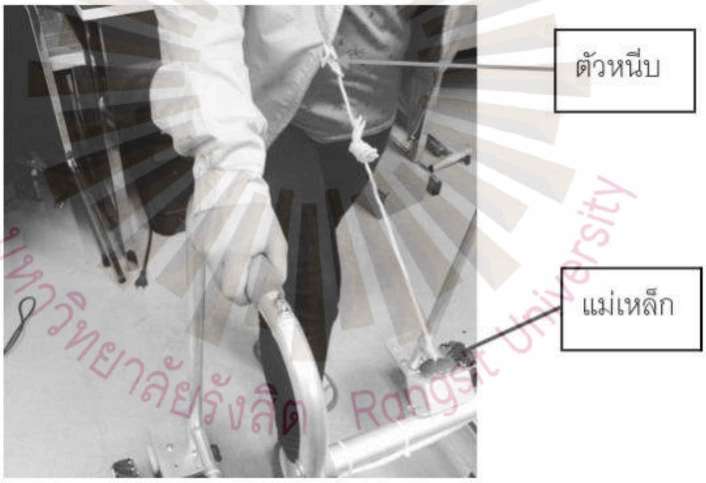
2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

3) วิธีการทดสอบ

3.1) ผู้ใช้เข้าไปยืนบริเวณด้านในของอุปกรณ์ช่วยเดิน และหนีบตัวหนีบเข้าที่เสื้อผ้าของผู้ใช้ดังรูปที่ 3.55



รูปที่ 3.55 แสดงการเชื่อมต่อแม่เหล็กเข้ากับเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

3.2) ปรับระยะทางต่อก้าวไว้ที่ระยะ 40 เซนติเมตร

3.3) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.4) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวามือเพื่อให้เครื่องช่วยเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ดังรูปที่ 3.56

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 3.56 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

3.5) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวามือ แล้วปล่อย เครื่องจะเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า จากนั้นให้ผู้ใช้รีบทำให้แม่เหล็กที่ยึดติดอยู่ที่ตัวผู้ใช้หลุดจากตัวเครื่องช่วยเดินทันทีก่อนที่เครื่องจะเคลื่อนที่ไปตามระยะทางที่ผู้ใช้ตั้งไว้ ดังรูปที่ 3.57

รูปที่ 3.57 แสดงแม่เหล็กหลุดออกจากอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.6) สังเกตการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

3.7) จดบันทึกผล

3.8) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 อีก 20 ครั้ง

3.9) สรุปผลการทดสอบ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3.3.2.2 การทดสอบการตรวจจับการก้าวขา

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อดูการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ช่วยเดินให้ไม่มีการเคลื่อนที่เมื่อผู้ใช้ยังไม่อยู่ในอิริยาบถที่พร้อมเดิน

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

2.2) แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่ 12VDC

3) วิธีการทดสอบ

3.1) ผู้ใช้ยืนอยู่บริเวณด้านนอกของอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.2) ปรับระยะทางต่อก้าวไว้ที่ระยะ 40 เซนติเมตร

3.3) ปรับความเร็วในการเดิน PWM ไว้ที่ Duty Cycle 10%

3.4) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวามือ ดังรูปที่ 3.58

รูปที่ 3.58 แสดงการกดปุ่มควบคุมให้อุปกรณ์ช่วยเดินเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

3.5) กดปุ่มควบคุมสีแดงทางขวามือ แล้วปล่อย

3.6) สังเกตการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

3.7) จดบันทึกผล

3.8) ทดสอบตามข้อ 3.1-3.7 อีก 20 ครั้ง

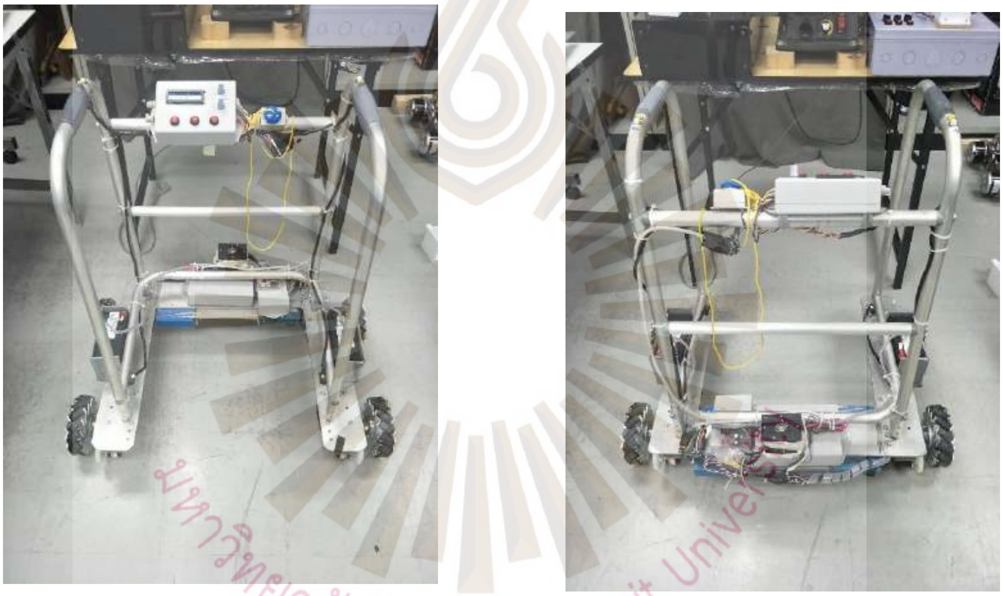
3.9) สรุปผลการทดสอบ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทที่ 4
ผลการจัดทำวิจัย

4.1 ผลการจัดทำวิจัย

ผลการจัดทำวิจัยของการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม ได้เสร็จสมบูรณ์ แสดงดังรูปที่ 4.1 โดยได้ทำการทดสอบหน้าที่การทำงาน ซึ่งเป็นการทดสอบสมรรถนะหาประสิทธิภาพของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินในเชิงคุณภาพ และการทดสอบความปลอดภัย



รูปที่ 4.1 แสดงผลวิจัยของการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

จากรูปที่ 4.1 แสดงเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่ได้จากการออกแบบและสร้าง โดยมีคุณลักษณะดังนี้

4.1.1 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถเคลื่อนที่ในแนวระนาบได้

4.1.2 มีปุ่มควบคุมลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

4.1.3 มีระบบตรวจจับการก้าวขาอยู่ด้านในบริเวณของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน เมื่อมีการก้าวขาเข้ามาบริเวณด้านในของเครื่อง แล้วผู้ใช้กดปุ่มเริ่มเดิน เครื่องจึงจะเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า เพื่อป้องกันไม่ให้เครื่องเคลื่อนที่ในขณะที่ผู้ใช้ยังไม่อยู่ในอิริยาบถที่พร้อมเดิน

4.1.4 สามารถกดปุ่มเริ่มเดินเพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่

4.1.5 สามารถปรับระดับความเร็วในการเดิน และระยะทางต่อก้าวได้ในกรณีที่ต้องการให้เครื่องเคลื่อนที่ไปข้างหน้า โดยกดปุ่มเริ่มเดินแล้วปล่อย เครื่องจะเคลื่อนที่แล้วหยุดโดยอัตโนมัติ

4.1.6 สามารถกดปุ่มเริ่มเดินค้างไว้เพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องได้ ในกรณีที่ต้องการให้เครื่องเคลื่อนที่หมุนตัว เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และเคลื่อนที่ถอยหลัง และสามารถหยุดการเคลื่อนที่ของเครื่องได้โดยปล่อยปุ่มเริ่มเดิน

4.1.7 สามารถปรับระยะทางต่อก้าวการเดินได้ตั้งแต่ 0-50 เซนติเมตร

4.1.8 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถเคลื่อนที่ได้ดังนี้ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้าย

4.1.9 สามารถแสดงระดับความเร็วในการเดินที่ผู้ใช้เลือก (PWM) ระยะทางต่อก้าวที่ผู้ใช้เลือก (เซนติเมตร) รูปแบบการเดิน (P=1 คือ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า P=2 คือ หมุนตัว P=3 คือ เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และP=4 คือ เคลื่อนที่ถอยหลัง) และระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ณ ขณะนั้น โดยแสดงผลผ่านจอแสดงผล LCD

4.1.10 มีระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้ล้ม เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะหยุดเคลื่อนที่ทันที

4.1.11 ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC เบอร์ PIC 24HJ256GP210 ในการประมวลผล

4.1.12 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน สามารถรับแรงกดได้สูงสุด 70 กิโลกรัม

4.1.13 ระยะเวลาการใช้งานสูงสุดของแบตเตอรี่ได้ 33 นาที ในขณะที่มีโหลด

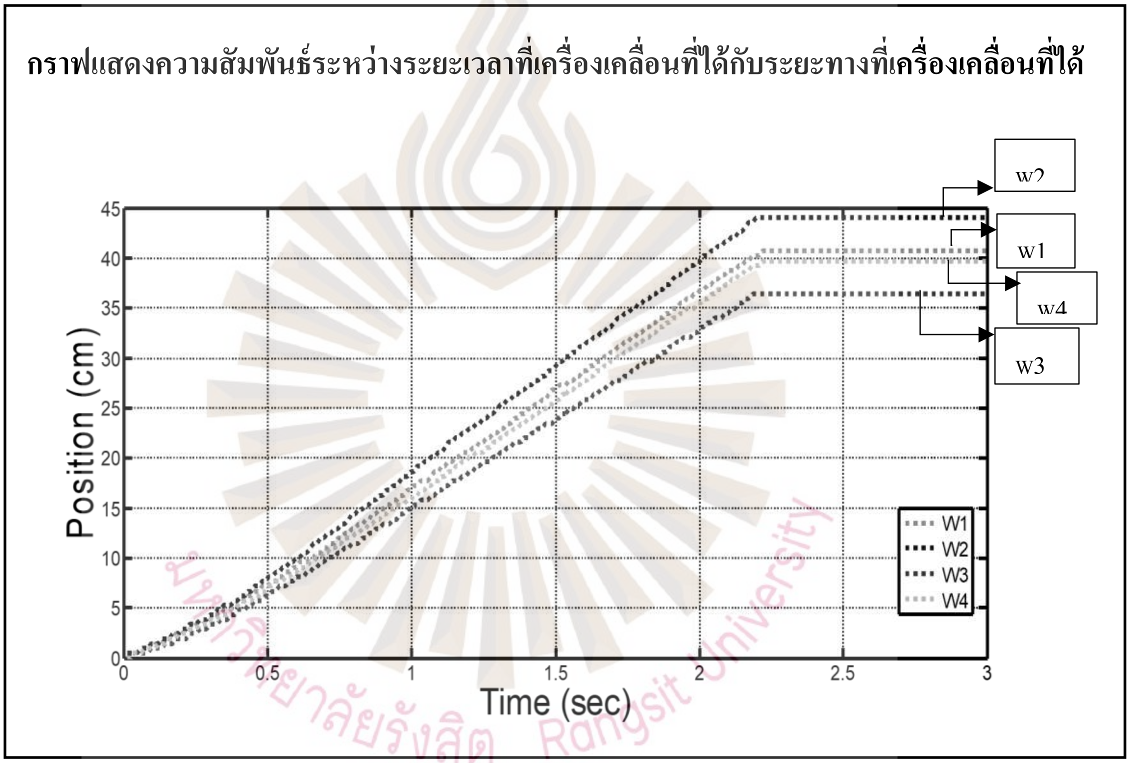
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4.2 ผลการทดสอบวิจัย

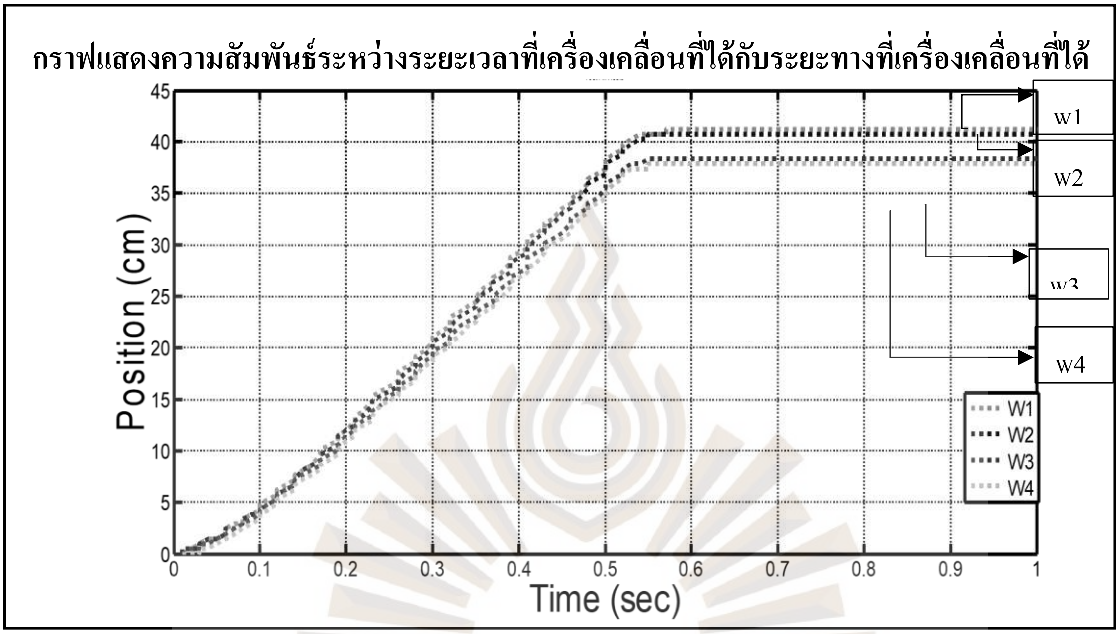
4.2.1 การทดสอบหน้าที่การทำงาน (Performance Testing)

4.2.1.1 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

ทำการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทดสอบโดยเดินหน้าที่ระยะต่อก้าวการเดิน 40 เซนติเมตร โดยมีการตรวจจับการก้าวขา ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 30% และ50% โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แสดงผลการทดสอบดังรูปที่ 4.2 รูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4 ตามลำดับ โดยเส้นกราฟ W1 W2 W3 และW4 แทนการเคลื่อนที่ของล้อหน้าขวา ล้อหลังขวา ล้อหน้าซ้าย และล้อหลังซ้าย ตามลำดับ

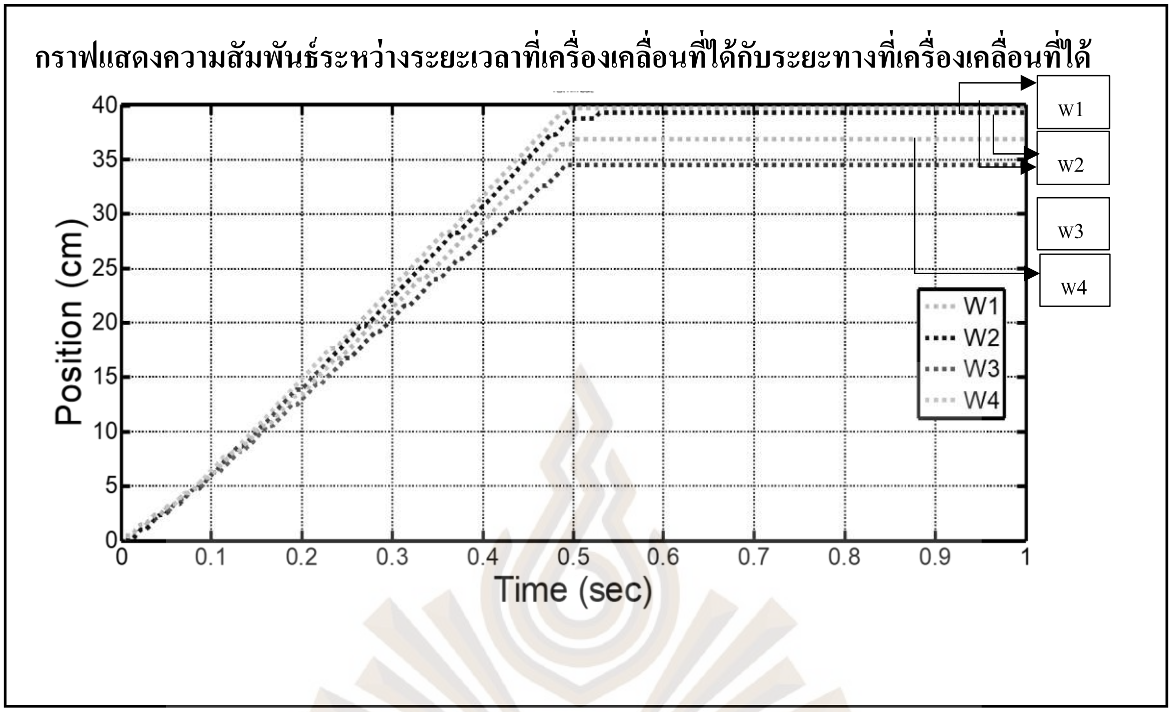


รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%



รูปที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

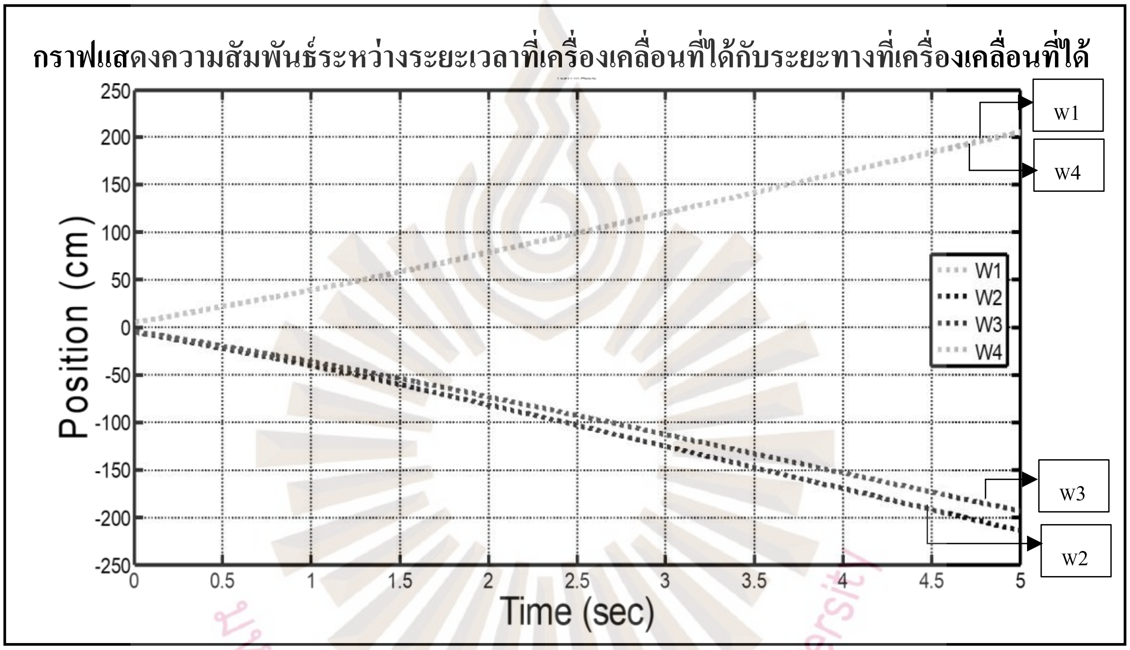


รูปที่ 4.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

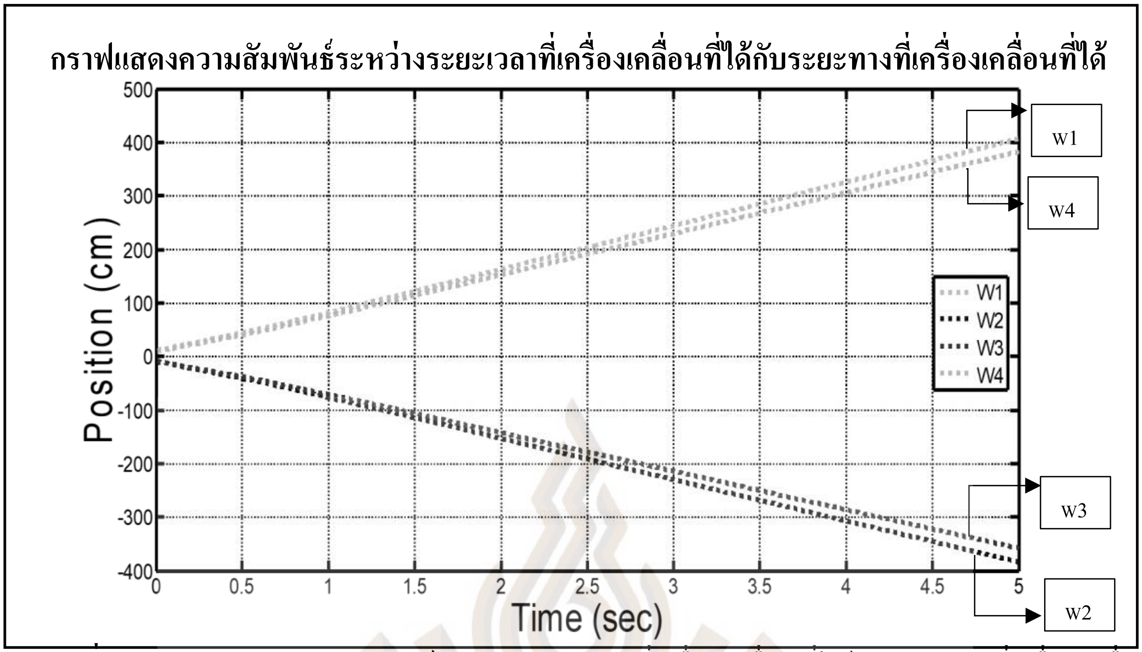
จากรูปที่ 4.2 รูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4 การเคลื่อนที่ไปข้างหน้าของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินพบว่าเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะเคลื่อนที่ไปหยุดอยู่ที่ระยะทาง 40 เซนติเมตรตามที่ผู้ใช้เลือกไว้ โดยใช้เวลา 2.25 วินาที 0.55 วินาที และ0.5 วินาที ตามลำดับ จากกราฟพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของระยะทางที่เคลื่อนที่ได้คือ ± 5 เซนติเมตร

4.2.1.2 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้าง

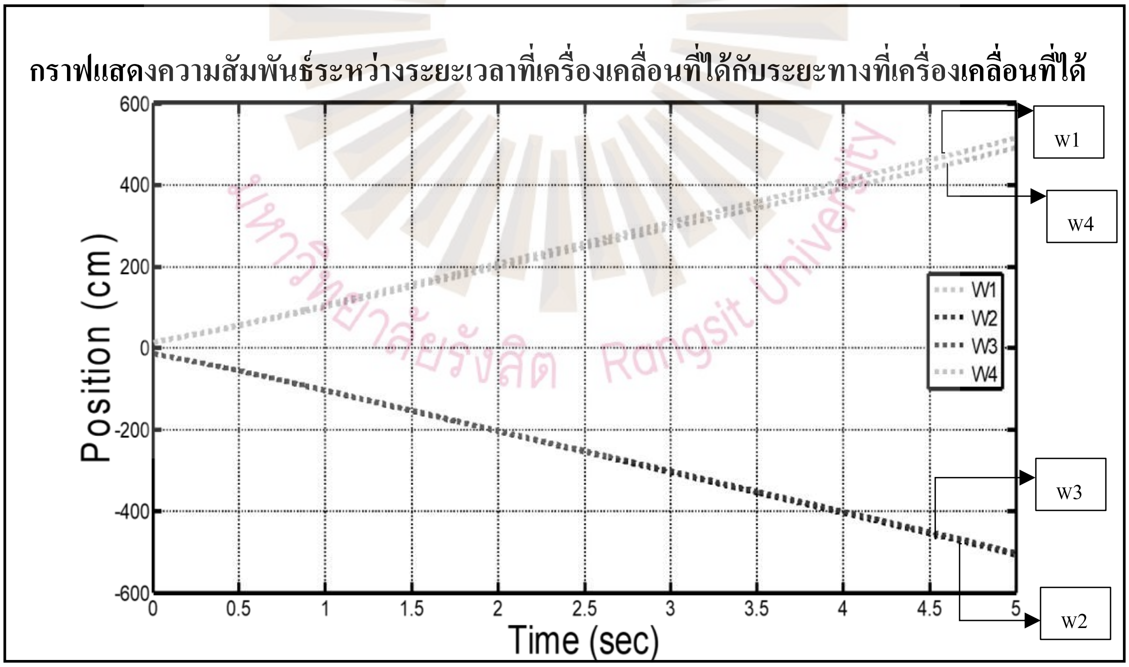
ทำการทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย และข้างขวาของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 30% และ50% โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แสดงผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย ดังรูปที่ 4.5 4.6 และ4.7 ตามลำดับ และแสดงผลการทดสอบการเคลื่อนที่ไปด้านข้างขวาดังรูปที่ 4.8 รูปที่ 4.9 และรูปที่ 4.10 ตามลำดับ โดยเส้นกราฟ W1 W2 W3 และW4 แทนการเคลื่อนที่ของล้อหน้าขวา ล้อหลังขวา ล้อหน้าซ้าย และล้อหลังซ้าย ตามลำดับ



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%



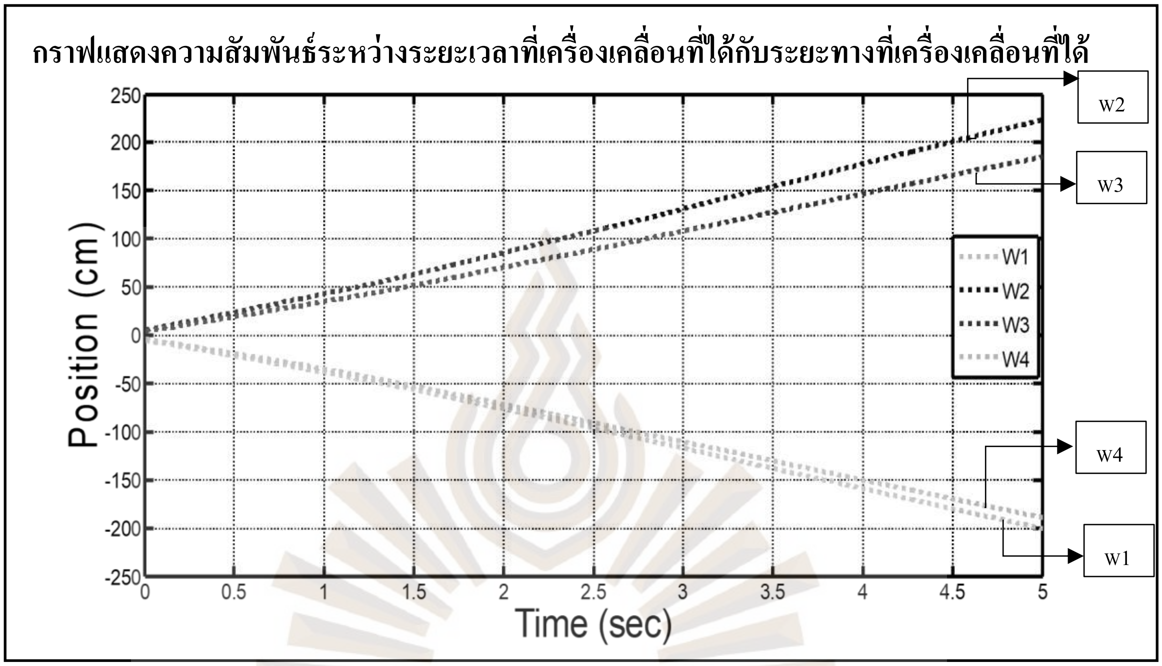
รูปที่ 4.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%



มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

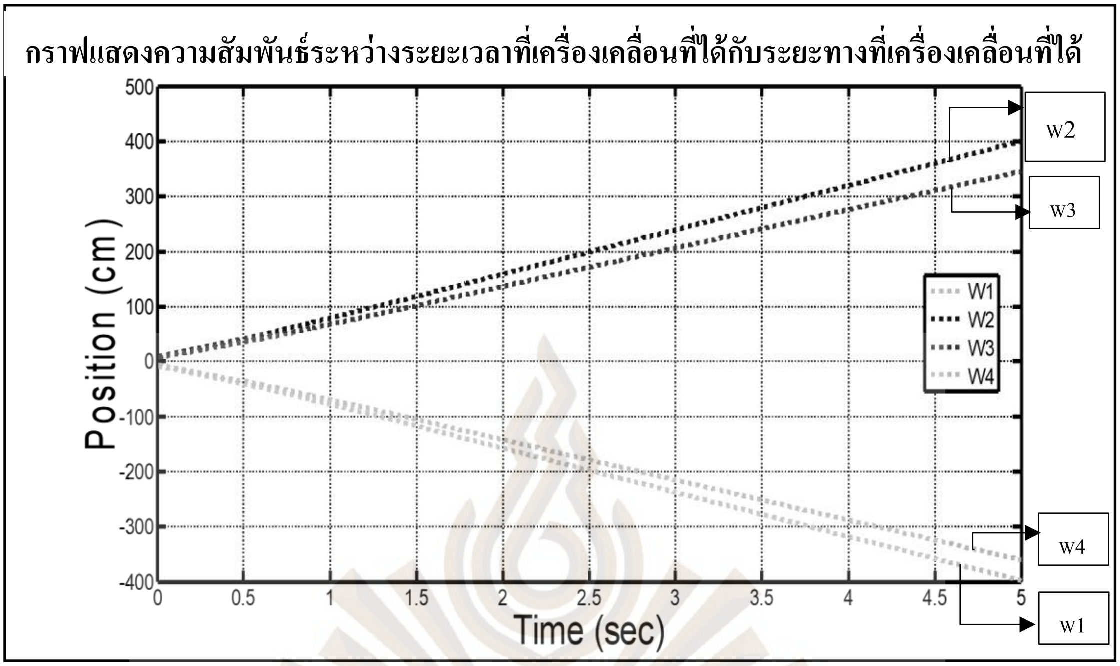
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

จากรูปที่ 4.5 รูปที่ 4.6 และรูปที่ 4.7 การเคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้ายของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน พบว่าล้อทั้ง 4 ล้อ เคลื่อนที่ด้วยความเร็วไม่เท่ากัน โดยที่ระดับความเร็วในการเดิน (PWM) เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ล้อทั้ง 4 ล้อเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใกล้เคียงกันมากยิ่งขึ้น

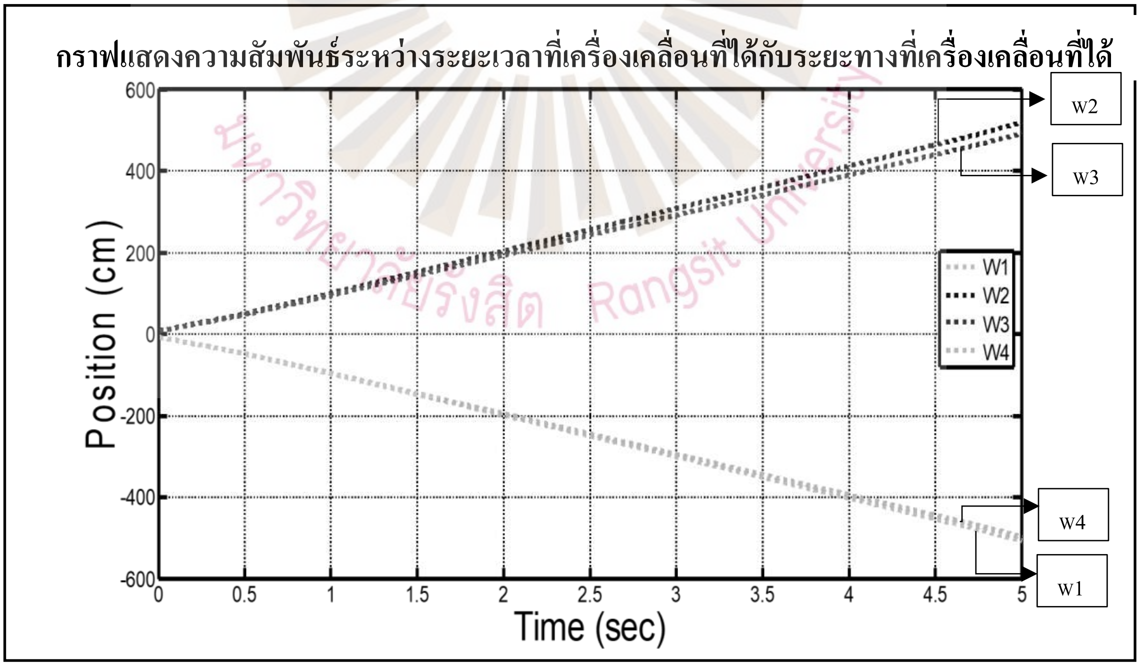


รูปที่ 4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่ เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

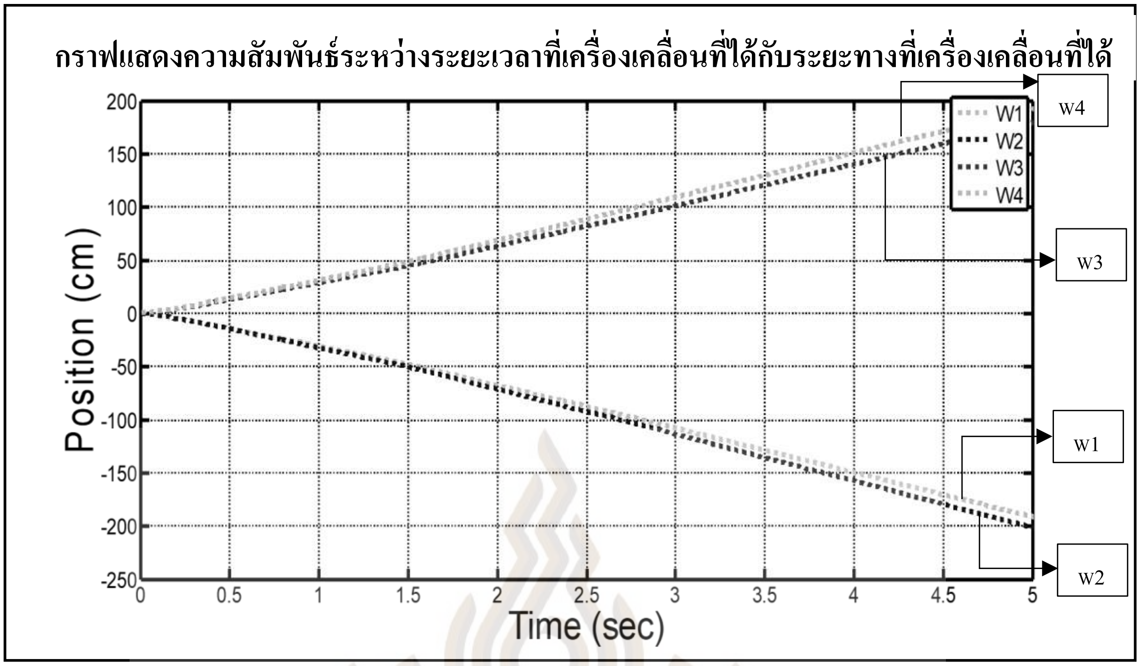
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

จากรูปที่ 4.8 รูปที่ 4.9 และรูปที่ 4.10 การเคลื่อนที่ไปด้านข้างขวาของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินพบว่าล้อทั้ง 4 ล้อ เคลื่อนที่ด้วยความเร็วไม่เท่ากัน โดยที่ระดับความเร็วในการเดิน (PWM) เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ล้อทั้ง 4 ล้อเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใกล้เคียงกันมากยิ่งขึ้น

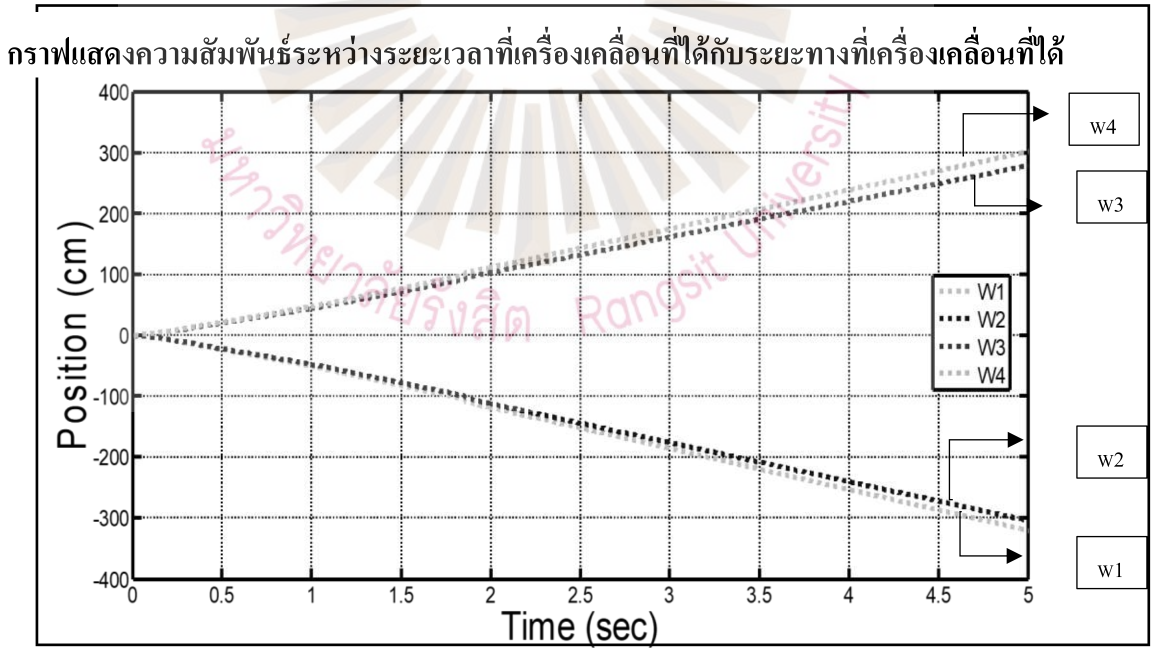
4.2.1.3 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนตัว

ทำการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนตัวโดยหมุนตัวไปทางขวา และทางซ้ายของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 30% และ50% โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แสดงผลการทดสอบการหมุนตัวไปทางขวา ดังรูปที่ 4.11 รูปที่ 4.12 และรูปที่ 4.13 ตามลำดับ และแสดงผลการทดสอบการหมุนตัวไปทางซ้าย ดังรูปที่ 4.14 รูปที่ 4.15 และรูปที่ 4.16 ตามลำดับ โดยเส้นกราฟ W1 W2 W3 และW4 แทนการเคลื่อนที่ของล้อหน้าขวา ล้อหลังขวา ล้อหน้าซ้าย และล้อหลังซ้าย ตามลำดับ

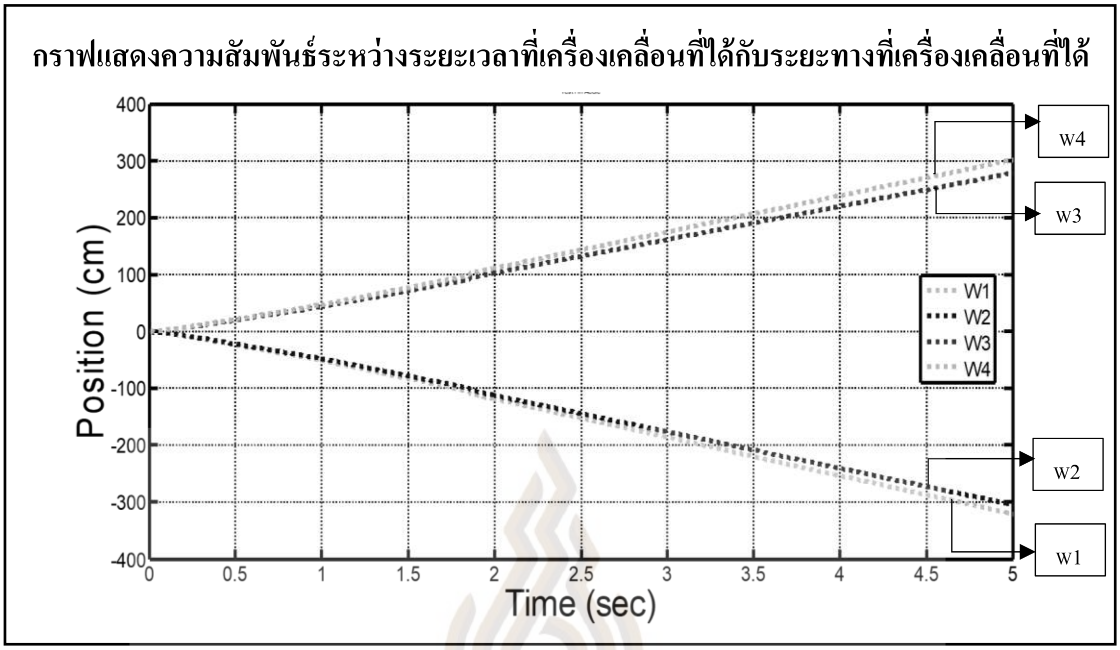
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%



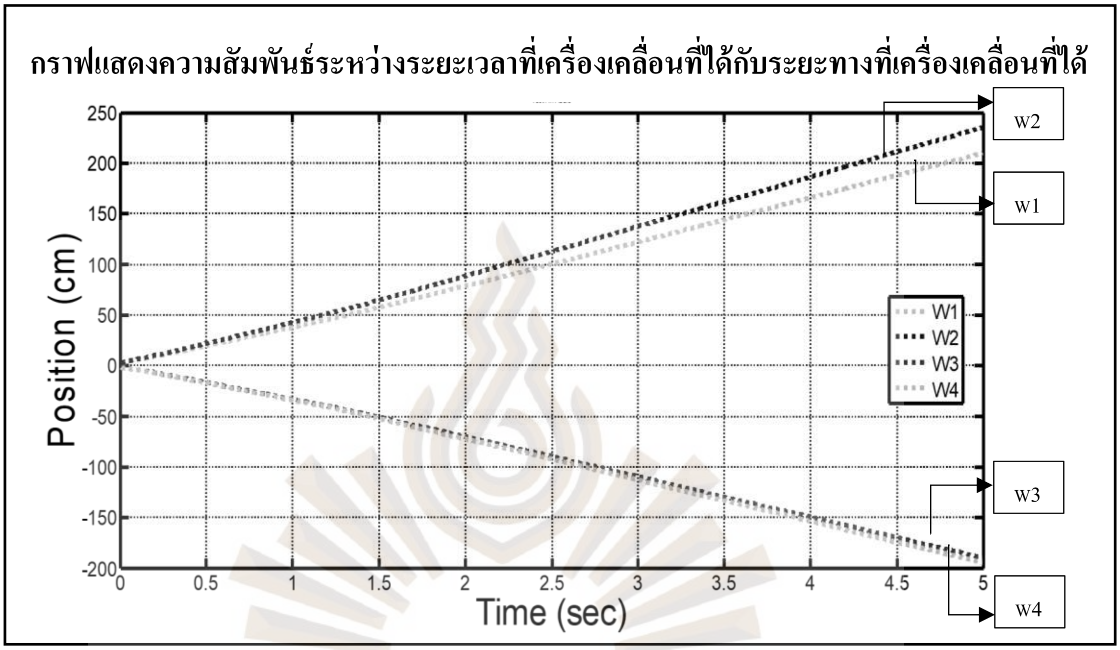
รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%



รูปที่ 4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

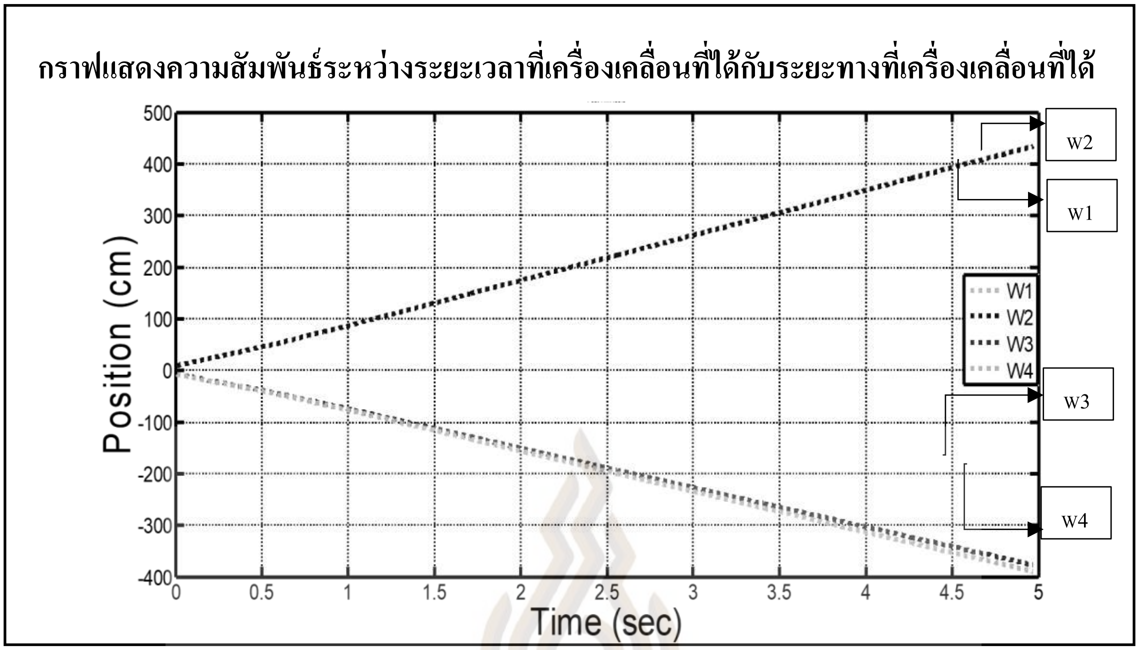
จากรูปที่ 4.11 รูปที่ 4.12 และรูปที่ 4.13 การเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางขวาของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินพบว่าล้อทั้ง 4 ล้อ เคลื่อนที่ด้วยความเร็วไม่เท่ากัน โดยที่ระดับความเร็วในการเดิน (PWM) เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ล้อทั้ง 4 ล้อเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใกล้เคียงกันมากยิ่งขึ้น

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

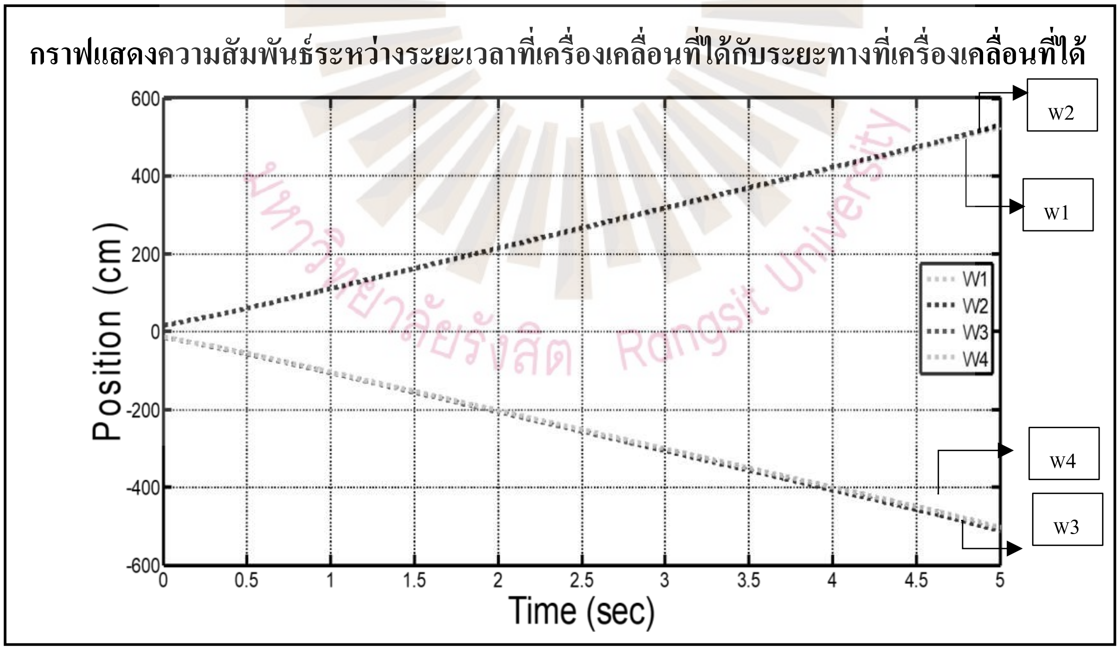


รูปที่ 4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%



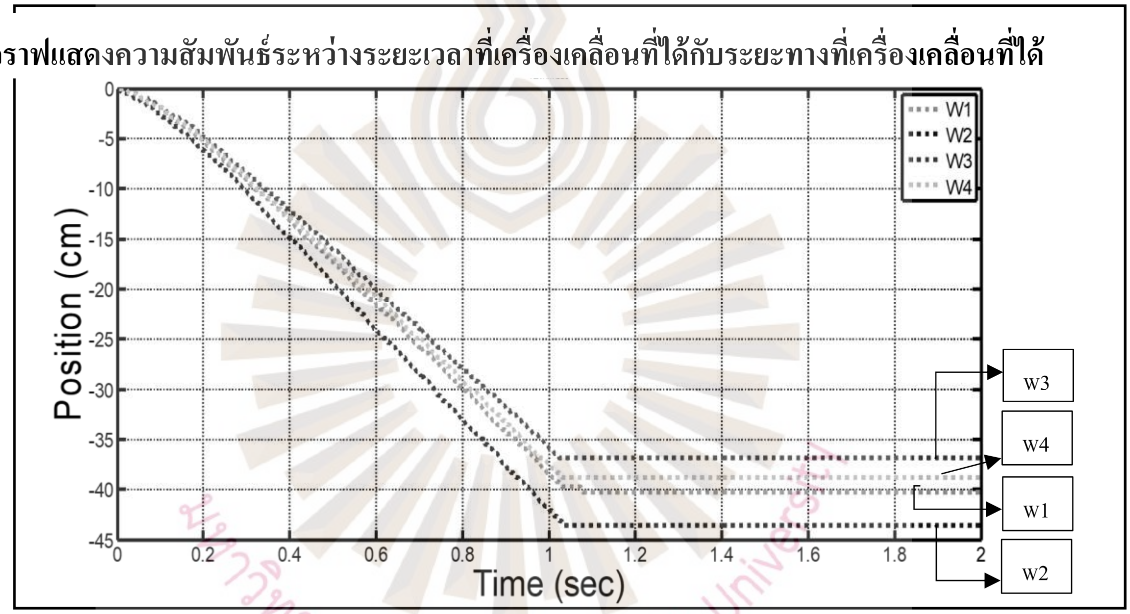
รูปที่ 4.16 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

จากรูปที่ 4.14 รูปที่ 4.15 และรูปที่ 4.16 การเคลื่อนที่หมุนตัวไปทางซ้ายของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินพบว่าล้อทั้ง 4 ล้อ เคลื่อนที่ด้วยความเร็วไม่เท่ากัน โดยที่ระดับความเร็วในการเดิน (PWM) เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ล้อทั้ง 4 ล้อเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใกล้เคียงกันมากยิ่งขึ้น

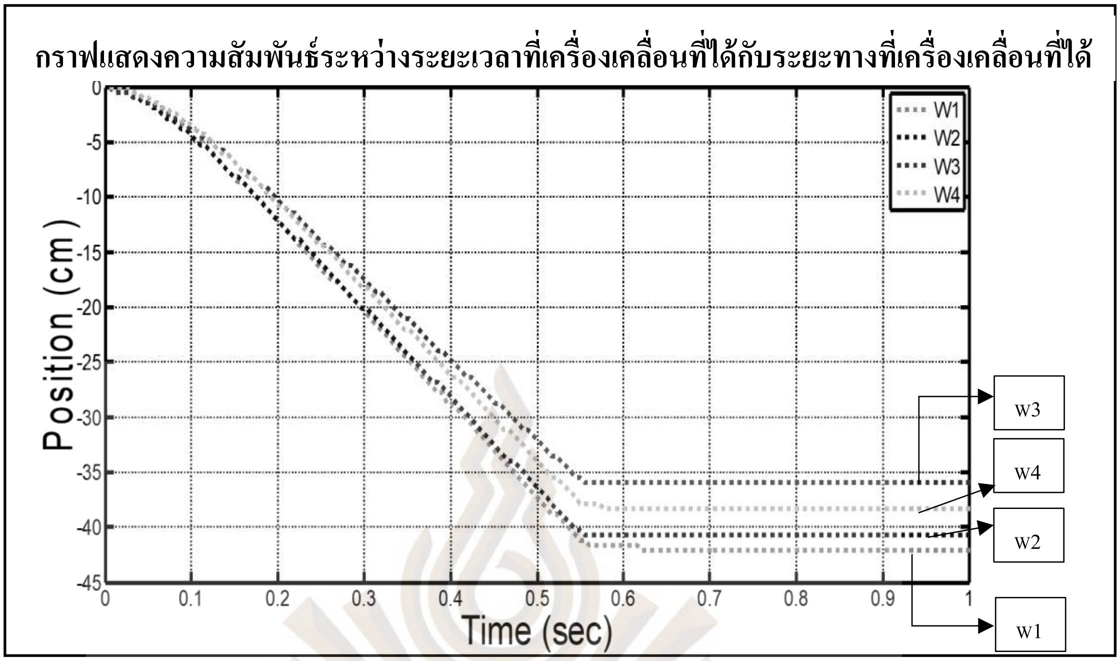
4.2.1.4 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ถอยหลัง

ทำการทดสอบการเคลื่อนที่ถอยหลังของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% 30% และ50% โดยจับเวลาการเคลื่อนที่ไว้ที่ 5 วินาที แสดงผลการทดสอบดังรูปที่ 4.17 4.18 และ4.19 ตามลำดับ โดยเส้นกราฟ W1 W2 W3 และW4 แทนการเคลื่อนที่ของล้อหน้าขวา ล้อหลังขวา ล้อหน้าซ้าย และล้อหลังซ้าย ตามลำดับ

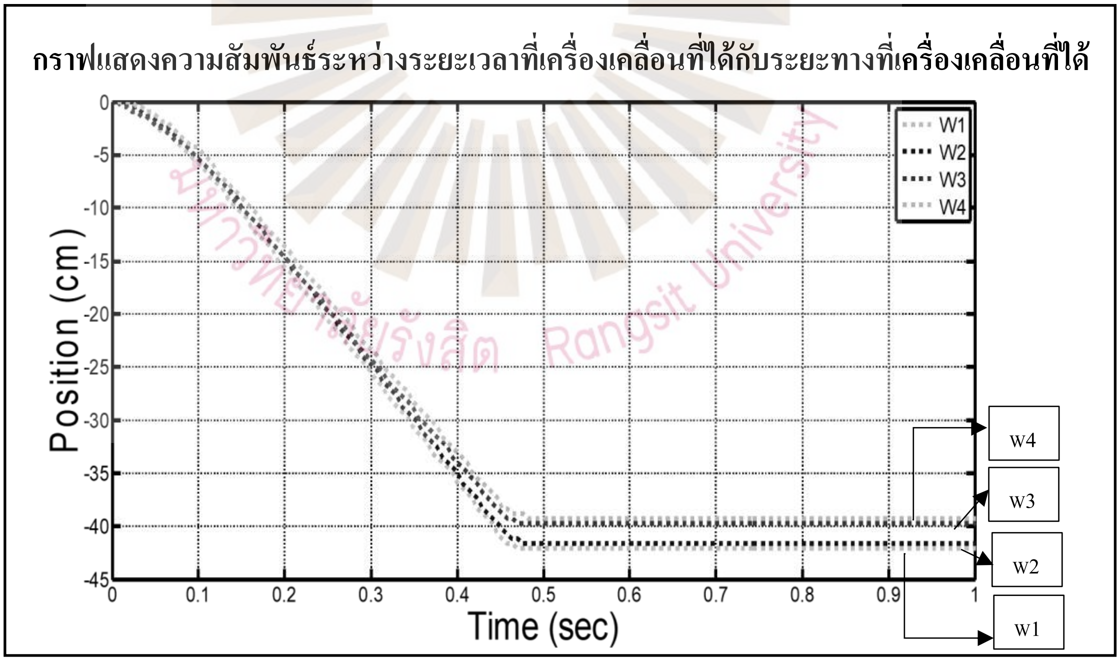


รูปที่ 4.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 30%



รูปที่ 4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่เครื่องเคลื่อนที่ได้กับระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 50%

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

จากรูปที่ 4.17 รูปที่ 4.18 และรูปที่ 4.19 การเคลื่อนที่ถอยหลังของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน พบว่าเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะเริ่มเคลื่อนที่ด้วยความเร็วเท่าเดิม โดยใช้เวลา 1 วินาที 0.55 วินาที และ0.45 วินาที ตามลำดับ และพบว่าที่ระดับความเร็วในการเดิน (PWM) เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ล้อทั้ง 4 ล้อเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใกล้เคียงกันมากยิ่งขึ้น

4.2.2 การทดสอบความปลอดภัย (Safety Testing)

4.2.2.1 ผลการทดสอบระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม

ทำการทดสอบระบบความปลอดภัยของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม ทดสอบโดยให้เครื่องเคลื่อนที่ไปข้างหน้าที่ระยะต่อก้าวการเดิน 40 เซนติเมตร ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% แสดงผลการทดสอบตามตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม โดยทำการทดสอบ 20 ครั้ง

ครั้งที่ทดสอบ	สถานะแม่เหล็กที่ยึดติดอยู่ที่ตัวผู้ใช้	สถานะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน
1 - 20	หลุด (ผู้ป่วยล้ม)	หยุดเคลื่อนที่
จำนวนครั้งที่ทำได้		20/20
ค่าความถูกต้อง (%)		100 %

จากตารางที่ 4.1 ค่าร้อยละความถูกต้องของระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้มคือ 100 %

4.2.2.2 ผลการทดสอบการตรวจจับการก้าวขา

ทำการทดสอบการตรวจจับการก้าวขาของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทดสอบโดยให้เครื่องเคลื่อนที่ไปข้างหน้าที่ระยะต่อก้าวการเดิน 40 เซนติเมตร ทำการทดสอบที่ระดับความเร็วในการเดิน PWM ที่ Duty Cycle 10% แสดงผลการทดสอบตามตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบการตรวจจับการก้าวขา โดยทำการทดสอบ 20 ครั้ง

ครั้งที่ทดสอบ	สถานะของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเมื่อยังไม่มีการก้าวขา
1 - 20	ไม่เคลื่อนที่
จำนวนครั้งที่ทำได้	20/20
ค่าความถูกต้อง (%)	100 %

จากตารางที่ 4.2 ค่าร้อยละความถูกต้องของระบบการตรวจจับการก้าวขา คือ 100 %

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4.3 การทดสอบระบบการเคลื่อนที่ของรถในทางระดับ

4.3.1 วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินในทางระดับ

4.3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน	1	คัน
2. สนามทางระดับ ในห้องทดลอง 4-604	1	สนาม

4.3.3 ข้อกำหนดในการทดลอง

- การขับความเร็วมอเตอร์ Motor ใช้วิธีการขับแบบ Speed Profile

- กำหนดความในการขับเคลื่อนที่ ความเร็วที่ 0.5 m/s

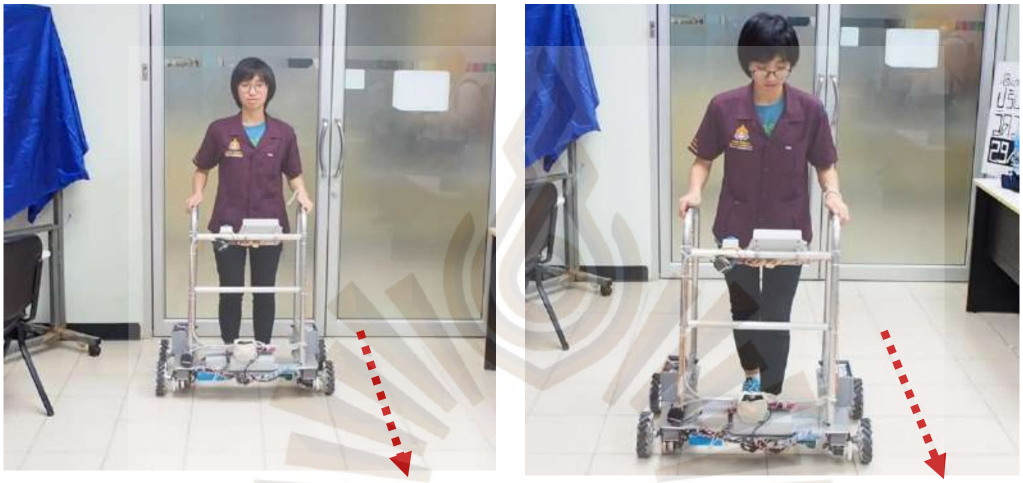
4.3.4 ขั้นตอนการทดสอบ

1. ทำการติดตั้งอุปกรณ์และตรวจสอบชุดควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินก่อนการขับเคลื่อน
2. ทำการกำหนดค่าของมุมให้มีการขนานกับพื้นมีค่าที่ 0° และเปิดหมวดการขับเคลื่อนแบบปกติ
3. ทำการขับเคลื่อนไปด้านหน้า แล้วหยุด และบันทึกผล
4. ทำการขับเคลื่อนไปด้านหลัง แล้วหยุด และบันทึกผล
5. ทำการขับเคลื่อนไปด้านซ้าย แล้วหยุด และบันทึกผล
6. ทำการขับเคลื่อนไปด้านขวา แล้วหยุด และบันทึกผล
7. ทำการขับเคลื่อนสไลด์ขึ้นเฉียงไปด้านซ้าย แล้วหยุด และบันทึกผล
8. ทำการขับเคลื่อนสไลด์ขึ้นเฉียงไปด้านขวา แล้วหยุด และบันทึกผล
9. ทำการขับเคลื่อนสไลด์ลงเฉียงไปด้านซ้าย แล้วหยุด และบันทึกผล
10. ทำการขับเคลื่อนสไลด์ลงเฉียงไปด้านขวา แล้วหยุด และบันทึกผล

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4.3.5 ผลการทดสอบ

ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ ไปข้างหน้า ด้านหลัง ด้านซ้าย และด้านขวานั้น เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถทำการเคลื่อนที่ได้อย่างปกติ โดยหุ่นยนต์สามารถทำการควบคุมการเคลื่อนที่ในทางระนาบดังกล่าวได้ ดังที่ได้แสดงในรูปที่ 4.20 – 4.25

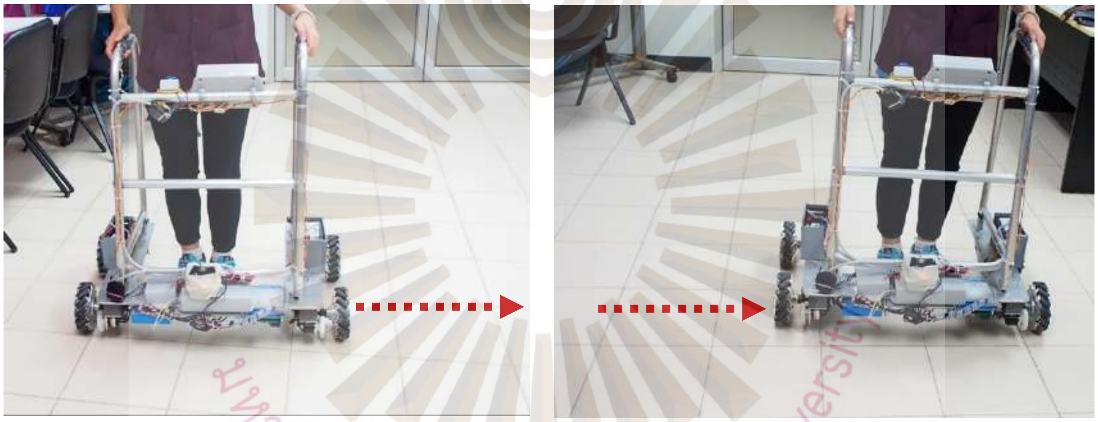


รูปที่ 4.20 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

รูปที่ 4.21 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่ไปข้างหลัง

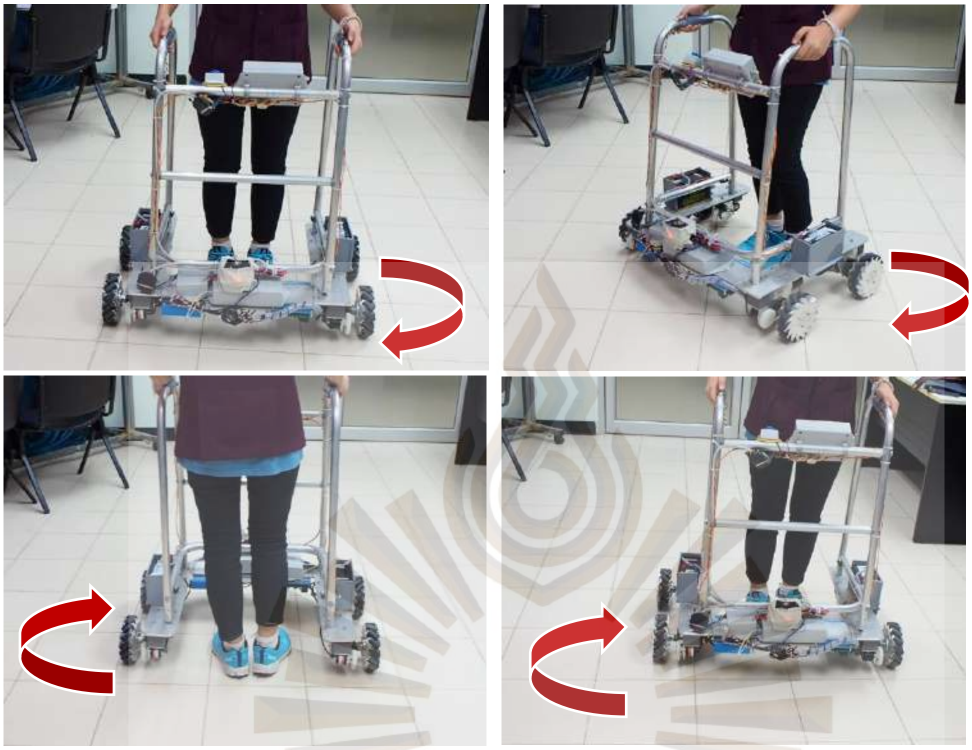
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 4.22 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านขวา



รูปที่ 4.23 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านซ้าย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University



รูปที่ 4.24 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนขวา

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 4.25 แสดงการทดสอบการเคลื่อนที่หมุนซ้าย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4.4 การทดสอบแบบประเมินความพึงพอใจ

4.4.1 วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินในทางระดับ

4.4.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน	1	คัน
2. สื่อวิดิโอ รถเข็นไฟฟ้า ฯ	1	เรื่อง
2. สนามทางต่างระดับ 1 ระดับ	1	สนาม
3. สนามทางต่างระดับหลายระดับ	1	สนาม
3. แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจ	40	ชุด

4.4.3 ข้อกำหนดในการทดลอง

- ทำการทดสอบเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเบื้องต้น / เปิดวิดิโอแสดงวิธีการทำงานเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

- เก็บข้อมูล จำนวน 40 ข้อมูลจากกลุ่มบุคคลทั่วไปที่ได้เข้ามาเยี่ยมชมคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์

4.4.4 ขั้นตอนการทดสอบ

1. ทำการติดตั้งอุปกรณ์และตรวจสอบชุดควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินก่อนการขับเคลื่อน
2. ให้ทำการชมการทำงานเบื้องต้นของหุ่นยนต์เบื้องต้น
3. ถามตอบคำถามทั่วไปกับผู้ตอบแบบสอบถาม
4. ให้ทำแบบประเมินความพึงพอใจ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4.4.5 ผลการทดสอบ

แบบประเมินความพึงพอใจในการชี้แจง แนะนำ/แสดงวิธีใช้งานเบื้องต้นให้ผู้ที่สนใจได้รับชม โดยแบบประเมินการใช้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินนี้ จัดทำขึ้นเพื่อประเมินผลการทำงานของ เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ซึ่งผลการประเมินของผู้ประเมินจะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการปรับปรุงการทำงานของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินให้สมบูรณ์และดียิ่งขึ้นไป ในแบบประเมินพึงพอใจในการชี้แจง แนะนำ/แสดงวิธีใช้งานเบื้องต้น สามารถวิเคราะห์เปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินระหว่างความสมารถทางด้านการทำงานที่คาดคะเนกับคุณสมบัติของเครื่องที่ทำได้จริง โดยได้กำหนดคำถามในการวิเคราะห์คุณสมบัติด้านเทคนิคดังตารางที่ 4.3 ที่ได้แสดงตังต่อไปนี้

ตารางที่ 4.3 การวิเคราะห์เลือกคำถามจากบุคคลทั่วไป

หัวข้อประเมิน	**ระดับความพึงพอใจ**							
	มากที่สุด	**มาก**	**ปานกลาง**	**น้อย**	**น้อยที่สุด**	**รวม**	**ค่า IOC**	**แปลผล**
	5	**4**	**3**	**2**	**1**			
ด้านโครงสร้าง								
1. การออกแบบโครงสร้าง ในการเลือกใช้วัสดุ	21	10	8	1	0	40	0.64	ใช้งานได้
2. ความรู้สึกปลอดภัยในการใช้งาน	20	11	5	4	0	40	0.59	ใช้งานได้
3. หากเลือกการควบคุมบังคับโดยใช้ ปุ่มกด	22	12	5	1	0	40	0.69	ใช้งานได้
4. ระดับความสูงของแขนจับ	21	14	3	2	0	40	0.68	ใช้งานได้
5. ขนาดของหุ่นยนต์ ที่ใช้งาน	25	10	4	1	0	40	0.74	ใช้งานได้
ด้านการใช้งาน								
1. การเคลื่อนที่ปกติของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน	15	14	9	2	0	40	0.53	ใช้งานได้
2. การเคลื่อนที่รอบทิศทาง	17	18	5	0	0	40	0.65	ใช้งานได้

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

3. การใช้งานต่อการเก้าเดิน แล้วต้องกดปุ่มอีกครั้ง	23	16	1	0	0	40	0.78	ใช้งานได้
ด้านความคุ้มค่า								
1. ราคาต้นทุน 25,000 บาท	24	12	3	1	0	40	0.74	ใช้งานได้
2. ราคาขาย 60,000 บาท	14	15	9	2	0	40	0.51	ใช้งานได้
3. ราคาที่คิดว่าควรเป็น หรือราคาที่อยากให้ขาย	45,000 บาท							
ด้านคุณค่าโดยสรุป								
1. ความต้องการนำไปใช้งานจริง หรืออยากให้มีงานวิจัย	25	13	2	0	0	40	0.79	ใช้งานได้

ตารางที่ 4.3 การวิเคราะห์เลือกคำถามจากบุคคลทั่วไป (ต่อ)

หัวข้อประเมิน	$\bar{x}$	*S.D.*	**ระดับความเห็น**
ด้านโครงสร้าง			
1. การออกแบบโครงสร้าง ในการเลือกใช้วัสดุ	4.28	4.42	**มาก**
2. ความรู้สึกปลอดภัยในการใช้งาน	4.18	4.35	**มาก**
3. หากเลือกการควบคุมบังคับโดยใช้ ปุ่มกด	4.38	4.50	**มากที่สุด**
4. ระดับความสูงของแขนจับ	4.35	4.48	**มาก**
5. ขนาดของหุ่นยนต์ ที่ใช้งาน	4.48	4.60	**มาก**
ด้านการใช้งาน			
1. การเคลื่อนที่ปกติของรถเข็น	4.48	4.20	**มาก**
2. การเคลื่อนที่รอบทิศทาง	4.03	4.41	**มาก**
3. การใช้งานต่อการเก้าเดิน แล้วต้องกดปุ่มอีกครั้ง	4.48	4.64	**มากที่สุด**
ด้านความคุ้มค่า			
1. ราคาต้นทุน 25,000 บาท	4.48	4.59	**มากที่สุด**

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2. ราคาขาย 60,000 บาท	4.03	4.17	**มาก**
ด้านคุณค่าโดยสรุป			
1. ความต้องการนำไปใช้งานจริง หรืออยากให้มีงานวิจัย	4.58	4.67	**มากที่สุด**
รวม	4.33	4.46	**มาก**

จากตารางที่ 4.3 ในการอ่านค่า IOC เมื่อพิจารณาหัวข้อหากค่าต่ำกว่า 0.5 ถือว่าคำถามข้อนี้ใช้ไม่ได้หรือควรปรับปรุง ซึ่งผลการประเมินพบว่าค่า IOC ทุกหัวข้อมากกว่า 0.5 โดยมีค่า IOC สูงสุดอยู่ที่ 0.79 และต่ำสุดอยู่ที่ 0.51 จึงแปลผลได้ว่าอยู่ในระดับงาน ใช้งานได้ และการสอบถามความพึงพอใจในการชี้แจง แนะนำ/แสดงวิธีใช้งานเบื้องต้นให้ผู้ที่สนใจได้รับชม โดยแบบประเมินการใช้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินนี้ โดยภาพรวมอยู่ในระดับความพอใจมาก (ค่าเฉลี่ย =4.33) และเมื่อพิจารณาเป็นรายการประเมิน พบว่าความพึงพอใจ มีความพึงพอใจเรื่องความต้องการนำไปใช้งานจริง หรืออยากให้มีงานวิจัย เฉลี่ยมากที่สุด (ค่าเฉลี่ย=4.67) และการรักษาสมดุลของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ขณะใช้งานแบบ 4 ล้อ ค่าเฉลี่ยน้อยสุด (ค่าเฉลี่ย=4.00)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทที่ 5
วิจารณ์และสรุปผลการจัดทำวิจัย

5.1 สรุปผลการทำวิจัย

วิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม โดยประยุกต์ใช้ล้อแม็คคานั่มติดตั้งเข้ากับ Walker ขนาดมาตรฐาน และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ในการเขียนโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ของเครื่อง โดยเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินนี้สามารถเคลื่อนที่บนพื้นระนาบได้ดังนี้ เคลื่อนที่ไปข้างหน้าเดิน เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้ายได้ และมีระบบความปลอดภัยดังนี้ ระบบตรวจจับการก้าวขาเพื่อป้องกันไม่ให้เครื่องเคลื่อนที่ในขณะที่ผู้ใช้ยังไม่อยู่ในอิริยาบถที่พร้อมเดิน และระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้เกิดการล้มเครื่องจะหยุดเคลื่อนที่ทันที เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินขับเคลื่อนโดยใช้แบตเตอรี่ 12V 9A จำนวน 2 ก้อนต่อขนานกันเพื่อให้ได้กระแส 18A แรงดัน 12V เพื่อเป็นแหล่งจ่ายไฟให้กับส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ และองค์ประกอบทั้งหมด

ซึ่งผลการทำวิจัยสามารถออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม เคลื่อนที่ในแนวระนาบ โดยใช้ปุ่มควบคุมในการบังคับทิศทางการเดิน อีกทั้งมีระบบตรวจจับการก้าวขาอยู่ด้านในบริเวณของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน เมื่อมีการก้าวขาเข้ามาบริเวณด้านในของเครื่อง แล้วผู้ใช้กดปุ่มเริ่มเดิน เครื่องจึงจะเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า เพื่อป้องกันไม่ให้เครื่องเคลื่อนที่ในขณะที่ผู้ใช้ยังไม่อยู่ในอิริยาบถที่พร้อมเดิน และสามารถปรับระดับความเร็วในการเดิน และระยะทางต่อก้าวได้ในกรณีที่ต้องการให้เครื่องเคลื่อนที่ไปข้างหน้า โดยกดปุ่มเริ่มเดินแล้วปล่อย เครื่องจะเคลื่อนที่แล้วหยุดโดยอัตโนมัติ

ในกรณีที่ต้องการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าในระยะทางที่ต่อเนื่องสามารถกดปุ่มเริ่มเดินค้างไว้เพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องได้ ในกรณีที่ต้องการให้เครื่องเคลื่อนที่หมุนตัว เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และเคลื่อนที่ถอยหลัง และสามารถหยุดการเคลื่อนที่ของเครื่องได้โดยปล่อยปุ่มเริ่มเดิน

หากต้องการเคลื่อนที่เป็นจังหวะสามารถปรับระยะทางต่อก้าวการเดินได้ตั้งแต่ 0-50 เซนติเมตร อีกทั้งตัวเครื่องเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถเคลื่อนที่ได้ดังนี้ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้าย

โดยกำหนดสามารถแสดงระดับความเร็วในการเดินที่ผู้ใช้เลือก (PWM) ระยะทางต่อก้าวที่ผู้ใช้เลือก (เซนติเมตร) รูปแบบการเดิน (P=1 คือ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า P=2 คือ หมุนตัว P=3 คือ เคลื่อนที่ไป

ด้านข้าง และP=4 คือ เคลื่อนที่ถอยหลัง) และระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ ณ ขณะนั้น โดยแสดงผลผ่านจอแสดงผล LCD

เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน มีระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้ล้ม เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะหยุดเคลื่อนที่ทันที และหุ่นยนต์สามารถรับแรงกดได้สูงสุด 70 กิโลกรัม ระยะเวลาการใช้งานสูงสุดของแบตเตอรี่ได้ 33 นาที ในขณะที่มีโหลด

5.2 อภิปรายผลการทำวิจัย

จากการจัดทำวิจัยการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม มีประเด็นนำมาอภิปรายผลโดยสรุปดังนี้ คือ

5.2.1 ในการออกแบบโครงสร้างได้เลือกใช้ล้อแม็คคานั่มในการเคลื่อนที่ของเครื่อง เนื่องจากเป็นล้อที่สามารถเคลื่อนที่ได้สามจุดหมุน ทำให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถเคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และหมุนตัวได้

5.2.2 มีระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้ล้มเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะหยุดเคลื่อนที่ทันที โดยเลือกใช้รีดสวิตซ์ซึ่งมีต้นทุนต่ำ หาซื้อได้ง่าย นำมาติดที่เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินและติดเข้ากับแม่เหล็กซึ่งหนีบอยู่ที่เสื้อผ้าของผู้ใช้

5.2.3 มีระบบตรวจจับการก้าวขา โดยมีตัวตรวจจับแบบอินฟราเรด ซึ่งมีต้นทุนต่ำ หาซื้อได้ง่ายติดอยู่ที่เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

5.2.4 เลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12V 120W ในการขับเคลื่อนเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน เนื่องจากเป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่มีแรงขับเพียงพอต่อน้ำหนักของผู้ใช้งาน และหาซื้อได้ง่ายตามร้านขายมอเตอร์ทั่วไป

5.2.5 เลือกใช้การควบคุมระบบแบบวงเปิด (Open Loop) เนื่องจากง่ายต่อการเขียนโปรแกรมควบคุมระบบ

5.2.6 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีฐานที่มีน้ำหนักมาก ทำให้มีความมั่นคง

5.2.7 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีน้ำหนักมาก และไม่สามารถถอดประกอบได้ ทำให้เกิดความไม่สะดวกสบายในการเคลื่อนย้าย และการเก็บ

5.2.8 การออกแบบปุ่มควบคุมรูปแบบการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีความสับสนต่อการใช้งาน ใช้งานยาก

5.2.9 ค่าความผิดพลาดจากการทดสอบส่วนหนึ่งเป็นผลมาจากเมคคานิคการวางล้อไม่ดี พื้นที่ที่ทำการทดสอบมีความลื่น และเป็นการขียนโปรแกรมควบคุมที่เป็นระบบเปิดอยู่ ระบบไม่ได้ถูกควบคุม

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

5.3 ข้อเสนอแนะ

5.3.1 ควรใช้แบตเตอรี่ที่มีขนาดเล็กและน้ำหนักเบา

5.3.2 ควรออกแบบโครงสร้างให้สามารถถอดประกอบได้หรือพับเก็บได้ เพื่อความสะดวกสบายในการเคลื่อนย้าย และการเก็บ

5.3.3 ควรพัฒนาโดยใช้ระบบควบคุม PID Control ในการควบคุมระบบ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุม

5.3.4 ควรออกแบบปุ่มควบคุมรูปแบบการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ช่วยเดินให้ง่ายต่อการใช้งาน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บรรณานุกรม

การฟื้นฟูอาการโดยการฝึกเดิน. [4 กันยายน 2559] แหล่งที่เข้าถึง : https://www.bangkokhospital.com/index.php/th/diseases-treatment/ambulation-training

จรัญ คนแรง, อัญชณา อุประกูล. (2557). *เครื่องช่วยเดินอัตโนมัติของผู้ป่วยควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์*. สำนักวิชาคอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ และคณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏเชียงราย.

วิศวกรรมซ่อมบำรุง. (2555). *อุปกรณ์ช่วยหัดเดินอัตโนมัติสำหรับผู้ป่วย.* โรงพยาบาลสงขลานครินทร.

โรคข้อเข่าเสื่อม. [4 กันยายน 2559] แหล่งที่เข้าถึง : http://siamhealth.net/public_html/Disease/rheumatoid/oa/oa_knee.htm

Bachschmidt, R. A., Harris, G.F., & Simoneau (2001), G.G., Walker-Assisted Gait in Rehabilitation: A Study of Biomechanics and Instrumentation., *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume: 9, Issue: 1.

Oscar, C. Jr., Yasuhisa, H., Zhidong, W., & Kazuhiro, K. (2005), Motion Control Algorithms for a New Intelligent Robotic Walker in Emulating Ambulatory Device Function., *IEEE International Conference Mechatronics and Automation.*

ประวัติคณะผู้วิจัยและที่ปรึกษาโครงการวิจัย

ประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย

1. ชื่อ-นามสกุล (ภาษาไทย) ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์

ชื่อ-นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Acting Sub LT.Phichitphon Chotikunnan

2. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 1129900047611

3. ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์

4. หน่วยงานและที่อยู่ที่ติดต่อ

หน่วยงานต้นสังกัด คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

สถานที่ติดต่อ คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

เลขที่ 52/347 หมู่บ้านเมืองเอก ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000

โทรศัพท์ 029972200 ต่อ 1011

โทรสาร 029972200 ต่อ 1408

โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089 -0050669

E-mail: Opor_pupa@hotmail.com

5. ประวัติการศึกษาต้องระบุสถาบันการศึกษา สาขาวิชาและปีที่จบการศึกษา

คุณวุฒิ 2558 วศ.ม. วิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.ระบบควบคุม และเครื่องมือวัด) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

2554 วศ.บ. วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีปทุมวัน

6. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)

สาขาความชำนาญ หุ่นยนต์ ระบบฝังตัว ระบบควบคุม

7. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

7.1 หัวหน้าโครงการวิจัย : ชื่อโครงการ การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ

7.2 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อผลงาน ปีที่ตีพิมพ์ การเผยแพร่ ปละแหล่งทุนย้อนหลังไม่เกิน 5 ปี

2012-2015 [Team Member], "Development of A Train Driving Simulator using Virtual Reality," Rail Way Transportation, National Research Council of Thailand, Thailand, 2014-2015.

2555 [คณะทำงาน], "พัฒนาเครื่องผลิตมะขามแก้ว," สำนักงานปลัดกระทรวงวิทยาศาสตร์

2556 [คณะทำงาน], "เครื่องเลื่อยกระดูกสำหรับการวินิจฉัยทางพยาธิวิทยา," มหาวิทยาลัยรังสิต

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2556 [หัวหน้าโครงการ], “การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ,” มหาวิทยาลัยรังสิต

7.3 งานวิจัยที่กำลังทำ

2556 [คณะทำงาน], “การออกแบบเก้าอี้รถเข็นไฟฟ้าที่สามารถปรับระดับความเอียง และรักษาสมดุลอัตโนมัติ,” สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) เริ่มโครงการ 27 ตุลาคม 2559 - 27 ตุลาคม 2560

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ประวัติที่ปรึกษาโครงการวิจัย

1. ชื่อ-นามสกุล (ภาษาไทย) รองศาสตราจารย์ ดร.มนัส สังวรศิลป์

ชื่อ-นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Associate Professor Dr.Manas Sangvorasil

2. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3100201178609

3. ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์

4. หน่วยงานและที่อยู่ที่ติดต่อ

หน่วยงานต้นสังกัด คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

สถานที่ติดต่อ คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

เลขที่ 52/347 หมู่บ้านเมืองเอก ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000

โทรศัพท์ 02 - 9972200 ต่อ 1452

โทรสาร 02 - 9972200 ต่อ 1408

โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089 - 6993569

E-mail: ksamanas@gmail.com

5. ประวัติการศึกษาต้องระบุสถาบันการศึกษา สาขาวิชาและปีที่จบการศึกษา

คุณวุฒิ วุฒิ D.Eng. สาขา ไฟฟ้าสื่อสาร สถาบัน Tokai U., Japan

ชื่อคุณวุฒิ	**ชื่อสถาบันการศึกษา**	**เมื่อ พ.ศ.**
วศ.บ	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	2516
วศ.ม	มหาวิทยาลัยโตไก ประเทศญี่ปุ่น	2520
วศ.ด	มหาวิทยาลัยโตไก ประเทศญี่ปุ่น	2534

6. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)

สาขาความชำนาญ Digital Signal Processing, Digital Image Processing Especially Image Reconstruction form Projection, Bio-medical Image Processing, Bio-medical Instrumentation

7. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

7.1 หัวหน้าโครงการวิจัย : ชื่อโครงการ

2559, “Ultasonic Sensor Using Surface Plasmons Resonance,” มหาวิทยาลัยรังสิต

7.2 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อผลงาน ปีที่ตีพิมพ์ การเผยแพร่ ปละแหล่งทุนย้อนหลังไม่เกิน 5 ปี

7.2.1. K. Sepsirisuk, T. Rungsawang and M. Sangworasil, "Fast Volume Rendering for Medical Image using Shear-Warp Transformation.", Proceeding of the 1st International Conference on Mechatronics (ICOM'01), Vol. 2, Malaysia, 2001. pp. 427-423.

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

7.2.2. K. Sepsirisuk and M. Sangworasil, "Fast Volume Rendering for Medical Image using Shear-Warp Factorization.", The 3rd Bio-Systems Symposium and Workshop, Chiang Mai University, 2001. pp. 118.

7.2.3.ธนาภรณ์ รัตนเมธาวี, เกษมสุข เสพศิริสุข, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ และมนัส สังวรศิลป์, "การเพิ่มความเร็วในการสร้างภาพเชิงปริมาตรทางการแพทย์ด้วยการแปลงระยะทางสองทิศทาง", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 24 (EECON-24) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ. 2544. หน้า 369-372.

7.2.4. วรเทพ ไพบูลย์รัตนากร, เกษมสุข เสพศิริสุข, สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์ และ มนัส สังวรศิลป์, "อัลกอริธึมสำหรับสร้างภาพเชิงปริมาตรทางการแพทย์", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 22 (EECON-22) มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, พ.ศ. 2542. หน้า 369-372.

(I have published 58 international conference papers as of January 2016)

7.3 งานวิจัยที่กำลังทำ

7.3.1 การประมวลผลภาพทางการแพทย์ การส่งภาพทางการแพทย์ และการสร้างภาพ 3มิติของอวัยวภายในร่างกาย

7.3.2 ระบบกายภาพสำผัส(Haptic Control system) สำหรับการผ่าตัดทางไกล

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ประวัติปรึกษาโครงการวิจัย

1. ชื่อ-นามสกุล (ภาษาไทย) นายยุทธนา ปิติธีรภาพ

ชื่อ-นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr.Yuttana Pititeeraphab

2. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3210300217822

3. ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์

4. หน่วยงานและที่อยู่ที่ติดต่อ

หน่วยงานต้นสังกัด คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

สถานที่ติดต่อ คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

เลขที่ 52/347 หมู่บ้านเมืองเอก ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000

โทรศัพท์ 029972200 ต่อ 1011

โทรสาร 029972200 ต่อ 1408

โทรศัพท์เคลื่อนที่ 086 - 5592992

E-mail: yutpiti@hotmail.com

5. ประวัติการศึกษาต้องระบุสถาบันการศึกษา สาขาวิชาและปีที่จบการศึกษา

อส.บ. (เทคโนโลยีโทรคมนาคม)

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2545

วศ.ม. (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์)

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2550

6. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)

สาขาความชำนาญ อุปกรณ์ชีวการแพทย์ หุ่นยนต์

7. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

7.1 หัวหน้าโครงการวิจัย : ชื่อโครงการ

2557, "ชุดขับเคลื่อนไฟฟ้าติดประกอบได้สำหรับรถเข็นแบบมือหมุนล้อ," มหาวิทยาลัยรังสิต

7.2 งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว **:** ชื่อผลงาน ปีที่ตีพิมพ์ การเผยแพร่ ปละแหล่งทุนย้อนหลังไม่เกิน 5 ปี

7.2.1. Y.Pititeeraphab, M.Sangworasil, Design and Construction of System to Control The Movement of The Robot Arm, Proceedings of Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015).

7.2.2. Yutthana Pititeeraphab, Nuntachai Thongpance, Chutinun Sao Ngern, The Design and Construction of System to Haptic Control of the Robot Arm, ECTI-CARD Proceedings 2016

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

7.2.3. Y.Pititeeraphab, M.Sangworasil, Vital Signs Monitoring System Using FPGAs, Proceedings of Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2014). Paper ID BMEiCON-0003

7.2.4. Y.Pititeeraphab, N.Thongpance,, M.Sangworasil ,FPGA Application for Vital Signs Monitor System, ECTI-CARD Proceedings 2013

7.2.5. Y.Pititeeraphab, H.Ongsaard, THE DESIGN AND CONSTRUCTION OF ACCESS CONTROL AND MONITORING OF AUTOMATED MEDICATION DISPENSING CABINET, Proceedings of Biomedical Engineering Conference (BMECON 2013).

7.2.6. Y.Pititeeraphab, M.Sangworasil, Rapid Prototyping using 3D printing technology , Proceedings of Biomedical Engineering Conference (BMECON 2013).

7.2.7. Y.Pititeeraphab, K.Siviengxay, A.Muegmanee, K.Yaprasat DESIGN AND CONSTRUCTION OF WIRELESS ECG MONITOR, Proceedings of Biomedical Engineering Conference (BMECON 2012).

7.2.8. Y.Pititeeraphab, S.Kaulmaneecod, S.Onrupu, S.Punyalerd, THE ELECTRIC DRIVE UNIT FOR WHEELCHAIR, Proceedings of Biomedical Engineering Conference (BMECON 2012).

7.2.9. Y.Pititeeraphab, N.Rattanasuk, M.Thongdard, S.Chitsutti, A STUDY ON THE DESIGN AND CONSTRUCTION OF VITAL SIGNS METER USING FPGA, Proceedings of Biomedical Engineering Conference (BMECON 2012).

7.3 งานวิจัยที่กำลังทำ

ระบบกายภาพสำผัส(Haptic Control system) สำหรับการผ่าตัดทางไกล

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

บทสรุปสำหรับผู้บริหาร

1. รายละเอียดเกี่ยวกับโครงการ

1.1 ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) การออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม

(ภาษาอังกฤษ) The Design and Construction of Surrounding Control System for the Rehabilitative Walker Using Mecanum Wheel

1.2 ชื่อคณะผู้ดำเนินการ

	1. ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์	หัวหน้าโครงการ
	2. Prof.Dr. Takenobu Matsuura	ที่ปรึกษาโครงการ
	3. รองศาสตราจารย์ ดร.มนัส สังวรศิลป์	ที่ปรึกษาโครงการ
	4.รองศาสตราจารย์ นันทชัย ทองแป้น	ที่ปรึกษาโครงการ
	6. นายรวิพล โชติกุลนันทน์	ผู้ร่วมวิจัย
	7. นางสาวสุธาทิพย์ คำลือ	ผู้ร่วมวิจัย
	8. นางสาวภานุชนารถ ด้วงพิมพ์	ผู้ร่วมวิจัย
	9. นางสาวปวรรัตน์ ใจเสงี่ยม	ผู้ร่วมวิจัย
	10.นางสาวอติมน ธีรสรเดช	ผู้ร่วมวิจัย
	11.นางสาวสรินยา อ่อนนุ่ม	ผู้ร่วมวิจัย
	12.นางสาววราภรณ์ แก่นตะนุ	ผู้ร่วมวิจัย
	13.นายสุริยา ทองวรรณ	ผู้ร่วมวิจัย
	14.นางสาวพลอยชมพู โชติกุลนันทน์	ผู้ร่วมวิจัย
	15.นางสาวปวีณา สุขสุวรรณ์	ผู้ร่วมวิจัย
	16.นางสาวธนพร ปลื้มจันทร์	ผู้ร่วมวิจัย
	17.นางสาวพิมพ์ชนก วรรณรัตน์	ผู้ร่วมวิจัย
	18. นางสาวฐิตาภา ธนวสุมงคล	ผู้ร่วมวิจัย
	19.นางสาวชุติมา วงศ์ภา	ผู้ร่วมวิจัย
	20.นายดนัย ภู่เกษมสมบัติ	ผู้ร่วมวิจัย

หน่วยงาน วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์

มหาวิทยาลัยรังสิต

หมายเลขโทรศัพท์ 029972200 ต่อ 1428 โทรสาร 029972200 ต่อ 1408

Email Phichitphon.c@rsu.ac.th

1.3 งบประมาณ 256,000 บาท

1.4 ระยะเวลาดำเนินงาน 12 เดือน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ในปัจจุบันผู้สูงอายุมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้เกิดการเสื่อมถอยการทำงานของระบบต่างๆ ของร่างกายทำให้มีความบกพร่องของระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อ ความสามารถในการควบคุมสมดุลการเดิน และพบปัญหาข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis of the Knee) โดยจะมีอาการปวดเข่า เมื่อยตึงทั้งด้านหน้าและด้านหลังของเข่าและบริเวณน่องในระหว่างการเคลื่อนไหว ส่งผลให้เดินไม่คล่องเหมือนเดิม ทำให้ผู้สูงอายุต้องการความช่วยเหลือจากบุคคลอื่นและอุปกรณ์ช่วย ข้อมูลของประเทศสหรัฐอเมริกาพบว่าผู้สูงอายุมีความต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยมากกว่ากลุ่มอื่นๆ โดยร้อยละ 10 ของผู้ที่มีอายุ 65 ปีขึ้นไปใช้ไม้เท้า (Cane) ร้อยละ 4.6 ใช้โครงเหล็กช่วยเดิน (Walker) และร้อยละ 0.5 ใช้ไม้ค้ำยัน (Crutches) และในปัจจุบันนี้ยังพบว่ามีผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมอง (Stroke หรือ Cerebrovascular accident) มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น โดยผู้ป่วยจะมีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง มีความบกพร่องในการทรงตัว ทำให้สูญเสียความสามารถในการเดิน มีรายงานว่าร้อยละ 32-76 ของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน เช่น ไม้เท้า และโครงเหล็กช่วยเดิน อย่างน้อย 1 ชนิด จากปัญหาดังกล่าว สามารถฟื้นฟูสมรรถภาพทางการเคลื่อนไหวได้โดยใช้ไม้เท้า ไม้ค้ำยัน บาร์คู่ขนาน (Parallel bar) และโครงเหล็กช่วยเดิน สำหรับโครงเหล็กช่วยเดินนับว่าเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดเนื่องจากช่วยชดเชยความบกพร่องในการเคลื่อนไหว เพิ่มฐานรองรับของร่างกาย ให้ความมั่นคงทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ทำให้ผู้ป่วยมีความสามารถในการทรงตัว เกิดความมั่นใจในการเคลื่อนไหวและความปลอดภัยขณะเดินดีขึ้น การฝึกเดินจะเริ่มต้นด้วยการฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง ฝึกการยืนทรงตัว และฝึกการเดิน โดยโครงเหล็กช่วยเดินจะถูกใช้ในขั้นตอนฝึกเดิน แต่โครงเหล็กช่วยเดินยังมีข้อจำกัดในการใช้งานคือ ไม่สามารถใช้ฝึกเดินในผู้ป่วยที่มือและแขนมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง เนื่องจากผู้ป่วยต้องใช้มือและแขนออกแรงในการพยุงตัวเอง การออกแรงในการยกโครงเหล็กช่วยเดินอาจทำให้เกิดการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อที่มือและแขน แรงที่กดลงมาที่โครงเหล็กช่วยเดินอาจจะทำให้โครงเหล็กช่วยเดินเกิดการลื่นไถลได้

โดยเครื่องช่วยเดินที่ผลิตในประเทศไทยเป็นแบบล้อปกติที่มีมอเตอร์ในการขับเคลื่อนล้อ ซึ่งล้อปกติมีสององศาอิสระในการเคลื่อนที่ คือการเคลื่อนที่ตามแนวพื้นที่ผิวของล้อตามแนวการวางล้อ และการหมุนที่จุดสัมผัสระหว่างล้อกับพื้น ทำให้เครื่องช่วยเดินไม่สามารถเคลื่อนที่ไปยังทิศทางใดๆได้ตามต้องการและทำให้เกิดความไม่คล่องตัวในการเลี้ยว และระบบมอเตอร์ที่ใช้นี้สามารถเคลื่อนที่ได้ในทิศทางเดียวเท่านั้นและความเร็วของมอเตอร์ไม่ได้ถูกควบคุม หรือบางระบบควบคุมแบบเปิด

ดังนั้นผู้จัดทำโครงงานจึงเล็งเห็นถึงความจำเป็น และคิดค้น พัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะเพื่อบำบัดฟื้นฟูการเดิน ผู้จัดทำคาดหวังว่า สำหรับผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง และมีความบกพร่องในการทรงตัว และผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อม จะสามารถช่วยแก้ไขการเดินให้มีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น โดยการจัดทำขึ้นเพื่อให้สะดวกต่อการใช้งานในทุกๆ โอกาส มีน้ำหนักเบา ผู้ใช้สามารถบำบัดได้ด้วยตนเองทุกที่ทุกเวลา ช่วยลดภาระงานของผู้ดูแล ช่วยประหยัดเวลาในการไปบำบัดที่คลินิก และลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย อุปกรณ์ช่วยเดิน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

นี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่สามารถเดินได้โดยการใช้โครงเหล็กช่วยเดิน ในการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะได้ประยุกต์ใช้ล้ออมนิติดตั้งเข้ากับโครงเหล็กช่วยเดิน โดยสามารถเคลื่อนที่ได้รอบทิศทาง สามารถพยุงผู้ป่วยไม่ให้ล้มได้ในระดับหนึ่ง และสามารถลดการเคลื่อนที่โดยไม่ได้ตั้งใจ

3. วัตถุประสงค์

3.1 เพื่อศึกษาและออกแบบระบบอัตโนมัติ / กึ่งอัตโนมัติ สำหรับการออกแบบสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

3.2 เพื่อสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะที่เคลื่อนที่แทนการยก

3.3 เพื่อสร้างสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะสำหรับฟื้นฟูผู้ป่วยภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง และมีความบกพร่องในการทรงตัว

3.4 เพื่อสร้างสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะสำหรับผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อม

3.5 เพื่อสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะที่สะดวกต่อการใช้งาน

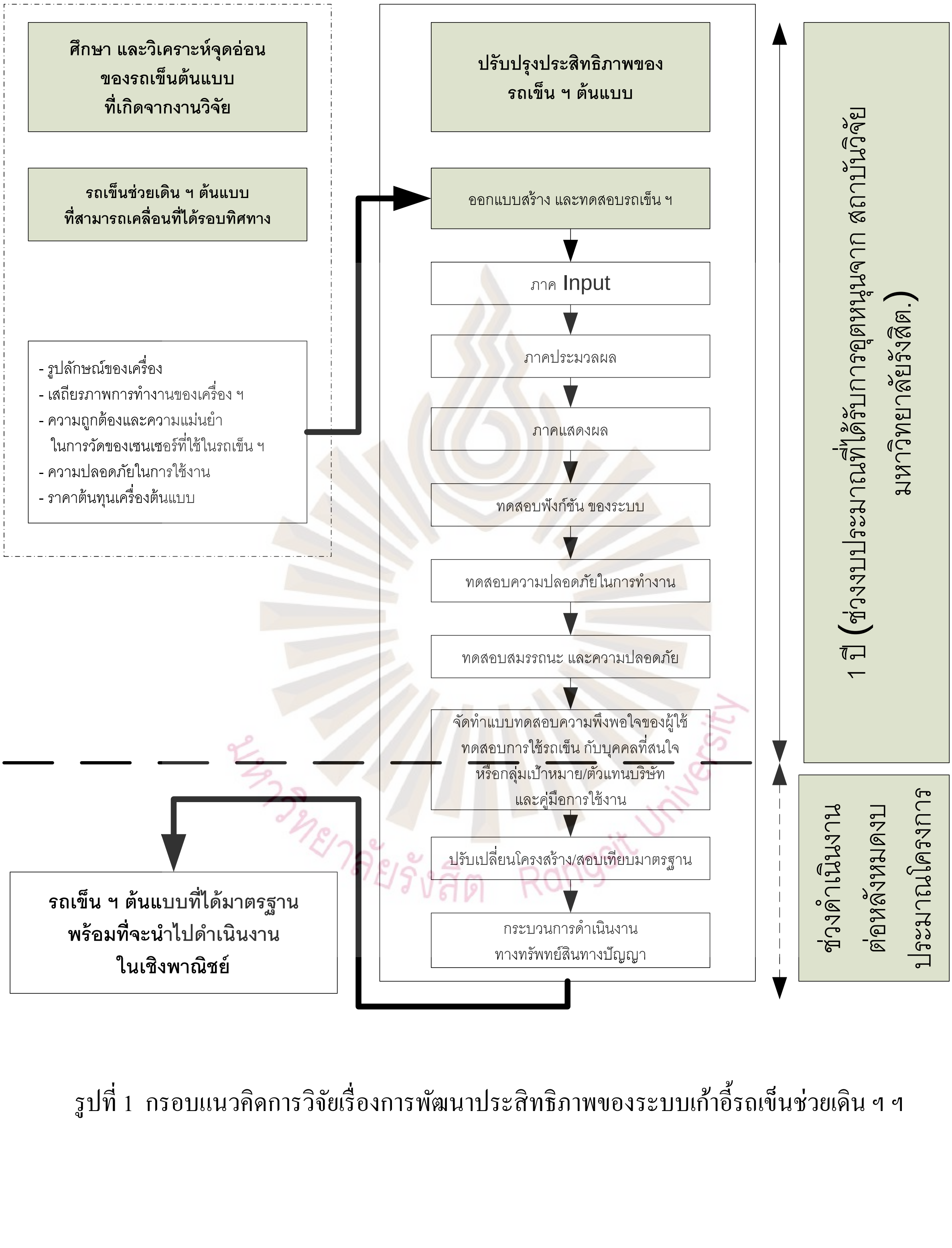
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

4. วิธีดำเนินการ

การดำเนินการวิจัย	ระยะเวลา (ตค.59 - มค.61)						
	ตค. – ธค.59	มค. – กพ. 60	มีค.– เมย.59	พค.–สค. 60	กย.-ตค.60	พย. – ธค. 60	มค.61
ออกแบบโครงสร้างรถเข็นช่วยเดิน ฯฯ	↔						
จัดซื้ออุปกรณ์ที่ใช้ในโครงการวิจัย		↔					
ออกแบบ และวางแผนการปรับปรุงประสิทธิภาพรถเข็นช่วยเดิน ฯ			↔	↔			
ดำเนินการสร้างรถเข็นช่วยเดิน ฯ			↔	↔			
ทดสอบระบบรถเข็นช่วยเดิน ฯ				↔	↔		
ปรับปรุงและแก้ไขข้อบกพร่อง					↔	↔	
จัดทำรายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์ส่งรูปเล่มและสิ้นสุดการทำวิจัย						↔	↔

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

การดำเนินการตามกรอบแนวคิดการวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดยใช้ล้อแม็คคานั่ม โดยมีรายละเอียดโดยสรุปดังรูปที่ 1.



รูปที่ 1 กรอบแนวคิดการวิจัยเรื่องการพัฒนาประสิทธิภาพของระบบเก้าอี้รถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ

พิจาณาจากรูปที่ 1 กรอบแนวคิดการวิจัยเรื่องการการออกแบบรถเข็นช่วยเดิน ฯที่สามารถปรับเคลื่อนที่ได้รอบทิศทาง สามารถสรุปวิธีการดำเนินการวิจัยในช่วงที่ได้รับ การสนับสนุนงบประมาณจากสถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต โดยได้ใช้งบประมาณของการวิจัยในส่วนรายละเอียดดังนี้

4.1 การศึกษาและวิเคราะห์จุดอ่อนของรถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ ที่ทำการวิจัยขึ้นมาก่อนหน้านี้

4.2 การออกแบบ และสร้างภาคต่างๆของรถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ รวมทั้งการทำอุปกรณ์ครอบวัสดุกลไกต่างๆ ของรถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ

4.3 การทำการทดสอบระบบรถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ ต้นแบบที่ได้ออกแบบไว้

4.4 การทดสอบความพึงพอใจของผู้ใช้งาน และทดสอบรถเข็นช่วยเดิน ฯ ในรูปแบบการใช้งานและสถานที่ต่างๆ

4.5 ปรับปรุงระบบ และทำการทดสอบซ้ำในเก้าอี้รถเข็นช่วยเดิน ฯ ต้นแบบที่ได้ออกแบบไว้

กิจกรรมหลัง หมดช่วงระยะเวลาวิจัยที่ได้รับการสนับสนุนงบประมาณจากสถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต ทางคณะผู้วิจัยจะทำการพัฒนาต่อไป และจัดหางบประมาณในการพัฒนาปรับปรุงระบบรถเข็นช่วยเดิน ฯ ฯ ต้นแบบนี้ ทั้งนี้ งบประมาณในอนาคต ทางคณะผู้วิจัยอาจจะต้องดำเนินการหาผู้สนับสนุนโครงการวิจัยต่อ ซึ่งจะต้องรอการพิจารณางบประมาณจากภายนอก และภายใน ซึ่งจะประกอบด้วย สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ กรมอุตสาหกรรม ผู้ประกอบการที่สนใจร่วมทุน หรือสำนักงานวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต เพื่อการปรับปรุงรูปลักษณ์ภายนอกให้น่าสนใจมากขึ้น ความปลอดภัยในใช้งานมากขึ้น ซึ่งทางคณะผู้วิจัยจะนำไปเป็นข้อมูล ข้อจำกัดการใช้งาน การขอมาตรฐาน มอก.13485-2547 หรือ มอก. อื่นๆที่เกี่ยวข้อง ในอนาคตหลังกระบวนการทุกอย่างมีความพร้อมที่เพียงพอ และจะนำไปปรับปรุงในการผลิตในเชิงพาณิชย์ในขั้นตอนต่อไป

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

5. ผลการทำกิจกรรม

จากการจัดทำวิจัยการออกแบบและสร้างระบบควบคุมเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ โดยใช้ล้อแม็คคานั่ม มีประเด็นนำมาอภิปรายผลโดยสรุปดังนี้ คือ

5.2.1 ในการออกแบบโครงสร้างได้เลือกใช้ล้อแม็คคานั่มในการเคลื่อนที่ของเครื่อง เนื่องจากเป็นล้อที่สามารถเคลื่อนที่ได้สามจุดหมุน ทำให้เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินสามารถเคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และหมุนตัวได้

5.2.2 มีระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้ล้มเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจะหยุดเคลื่อนที่ทันที โดยเลือกใช้รีดสวิตซ์ซึ่งมีต้นทุนต่ำ หาซื้อได้ง่าย นำมาติดที่เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินและติดเข้ากับแม่เหล็กซึ่งหนีบอยู่ที่เสื้อผ้าของผู้ใช้

5.2.3 มีระบบตรวจจับการก้าวขา โดยมีตัวตรวจจับแบบอินฟราเรด ซึ่งมีต้นทุนต่ำ หาซื้อได้ง่าย ติดอยู่ที่เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน

5.2.4 เลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12V 120W ในการขับเคลื่อนเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินเนื่องจากเป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่มีแรงขับเพียงพอต่อน้ำหนักของผู้ใช้งาน และหาซื้อได้ง่ายตามร้านขายมอเตอร์ทั่วไป

5.2.5 เลือกใช้การควบคุมระบบแบบวงเปิด (Open Loop) เนื่องจากง่ายต่อการเขียนโปรแกรมควบคุมระบบ

5.2.6 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีฐานที่มีน้ำหนักมาก ทำให้มีความมั่นคง

5.2.7 เครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีน้ำหนักมาก และไม่สามารถถอดประกอบได้ ทำให้เกิดความไม่สะดวกสบายในการเคลื่อนย้าย และการเก็บ

5.2.8 การออกแบบปุ่มควบคุมรูปแบบการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินมีความสับสนต่อการใช้งาน ใช้งานยาก

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

5.2.9 ค่าความผิดพลาดจากการทดสอบส่วนหนึ่งเป็นผลมาจากเมคคานิคการวางล้อไม่ดี พื้นที่ที่ทำการทดสอบมีความลื่น และเป็นการขียนโปรแกรมควบคุมที่เป็นระบบเปิดอยู่ ระบบไม่ได้ถูกควบคุม

6. ประโยชน์ที่ได้รับ

1.เชิงเศรษฐศาสตร์/เชิงพาณิชย์ โครงการวิจัยนี้สามารถคำนวนวัสดุที่ใช้จัดทำและสามารถช่วยลดค่าใช้จ่ายของการจัดซื้อเทคโนโลยีของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินจากการสั่งซื้อที่ต่างประเทศ โดยถือว่าเป็นการเสียค่าใช้จ่ายที่สิ้นเปลือง ซึ่งเมื่อสามารถที่จะสร้างเทคโนโลยีได้แล้ว เราสามารถที่จะผลิตจัดจำหน่ายเองได้ในราคาต้นทุนที่ถูกลง อีกทั้งเป็นการสร้างอาชีพให้แก่คนในประเทศอีกด้วย

2.เชิงสังคม/สิ่งแวดล้อม โครงงานวิจัยนี้ เป็นการศึกษาหาแนวทางในการอำนวยความสะดวกให้แก่บุคคลที่เป็นผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินได้ และผู้สูงอายุให้สามารถดำเนินชีวิตได้เหมือนอย่างปกติ ทำให้มีการดำเนินกิจกรรมดังเช่นคนทั่วไปในด้านการเคลื่อนไหวไปยังที่ต่างๆ

3.เชิงวิชาการ/วิทยาศาสตร์โครงงานวิจัยนี้ เป็นการศึกษาหาแนวทางการประยุกต์ใช้ทฤษฎีระบบควบคุม มาควบคุม และระบบปัญญาประดิษฐ์เพื่อให้ระบบทำงานได้อย่างอัฉรยะมากขึ้น และได้ต้นแบบเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน ทำให้การศึกษาการสร้างเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดินง่ายต่อการพัฒนาระบบ และสามารถนำทฤษฎีนี้ไปการประยุกต์ พัฒนาระบบการควบคุมอื่นๆ เพื่อทำให้ระบบมีเสถียรภาพที่ดีกว่าระบบเดิม และได้พัฒนาศักย์ภาพ และเทคโนโลยีให้กับคณะผู้วิจัย นักศึกษาปริญญาตรี และปริญญาโท อีกทั้งได้นำผลไปแสดงในเวทีวิชาการ อาธิ BMEiCON PerBME การดูงานของนักศึกษาแพทย์ที่มาจากทุกมหาลัยทั่วประเทศ งานแสดงของเทคโนโลยี ของ วช. และ ฯ ล ฯ

7.ข้อเสนอแนะ

7.1 ควรใช้แบตเตอรี่ที่มีขนาดเล็กและน้ำหนักเบา

7.2 ควรออกแบบโครงสร้างให้สามารถถอดประกอบได้หรือพับเก็บได้ เพื่อความสะดวกสบายในการเคลื่อนย้าย และการเก็บ

7.3 ควรพัฒนาโดยใช้ระบบควบคุม PID Control ในการควบคุมระบบ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุม

7.4 ควรออกแบบปุ่มควบคุมรูปแบบการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ช่วยเดินให้ง่ายต่อการใช้งาน

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ตัวอย่างรูปแสดงกิจกรรมต่างๆ ของรถเข็นไฟฟ้าช่วยเดิน ฯ

โพสต์ทูเดย์
Post Today
Circulation: 320,000
Ad Rate: 1,100

Section: @Weekly/-
วันที่: เสาร์ 2 ธันวาคม 2560
ปีที่: 15 ฉบับที่: 5413 หน้า: 27(กลาง)
Col.Inch: 85.50 Ad Value: 94,050 PRValue (x3): 282,150 Clip: Full Color
คอลัมน์: Innovate: 3 ผลงานวิจัยนักศึกษาทุกไอเดียตอบโจทย์สังคม

3 ผลงานวิจัยนักศึกษา

Innovate

ทุกไอเดียตอบโจทย์สังคม

เรื่อง : ปอย

ผลงานวิจัยระดับโชว์เคส ยกขบวนมาประชันกันกว่า 1,000 ผลงาน ในงานมหกรรมงานวิจัยแห่งชาติ ปีนี้มีนักคิดนักวิจัยรุ่นใหม่ในระดับอุดมศึกษา โชว์ฝีมือความคิดสร้างสรรค์ตอบโจทย์ช่วยแก้ปัญหาสังคม น่าสนใจหลากหลายผลงาน

ศ.นพ.สิริฤกษ์ ทรงศิวิไล เลขาธิการคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ กล่าวว่า สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) สร้างสรรค์อีกสนามบ่มเพาะนักประดิษฐ์สายอุดมศึกษา ให้มีความรู้ความเข้าใจในการเขียนข้อเสนอโครงการและพัฒนาผลงานสิ่งประดิษฐ์ และนวัตกรรม ได้ถูกต้องตามหลักวิชาการ สามารถพัฒนาผลงานไปสู่การใช้ประโยชน์ในมิติต่างๆ รวมถึงให้มีแรงบันดาลใจในการพัฒนาสิ่งประดิษฐ์ให้ก้าวหน้าต่อไป

ปีนี้จัดประกวด 5 กลุ่มเรื่อง ได้แก่ กลุ่มอาหารเกษตรและเทคโนโลยีชีวภาพ กลุ่มสาธารณสุข สุขภาพ และเทคโนโลยีทางการแพทย์ กลุ่มเครื่องมืออุปกรณ์อัจฉริยะ ระบบเครื่องกลที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ควบคุม ปัญญาประดิษฐ์และเทคโนโลยีสมองกลฝังตัว กลุ่มสร้างสรรค์วัฒนธรรมการศึกษาและสังคมที่มุ่งเน้นพัฒนาคุณภาพชีวิต และกลุ่มสิ่งแวดล้อมและพลังงาน ปีนี้มีผลงานส่งประกวดรวม 103 ผลงาน

"รถเข็นฝึกเดินอัจฉริยะ" ผลงานนักศึกษาคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต แรงบันดาลใจมาจากผู้สูงวัยที่มีปัญหาในการเดิน ต้องใช้อุปกรณ์พยุงช่วยเดินหรือวอล์กเกอร์ รวมถึงผู้ป่วยด้วยโรคหลอดเลือดสมอง และผู้ประสบอุบัติเหตุที่ประสบปัญหาการเดิน จะต้องได้รับการบำบัดฟื้นฟูการเดินให้เป็นปกติ

ปัจจุบัน วอล์กเกอร์ที่มีจำหน่ายอยู่ในท้องตลาดมี 2 รูปแบบ คือ ไม่มีล้อเลื่อน ต้องใช้แรงยกแล้ววางเพื่อก้าวเดินและแบบมีล้อเลื่อน ซึ่งแบบไม่มีล้อเลื่อนทำให้ผู้สูงอายุต้องใช้กำลังในการยก เกิดผลกระทบต่อข้อมือหรือเอว แบบมีล้อเลื่อนก็อาจลื่นไถลได้ง่าย

"รถเข็นฝึกเดินอัจฉริยะนี้ ทำงานด้วยระบบควบคุมการเคลื่อนไหวของล้อแมคคานั่ม ที่สามารถกดปุ่มสั่งงานให้เดินหน้า ถอยหลัง หรือไปทางซ้ายและขวาได้อย่างเป็นจังหวะ และยังสามารถควบคุมความเร็ว ระยะทางได้อีกด้วย โดยที่ขณะหยุดอยู่กับที่รถเข็นอัจฉริยะนี้ก็จะไม่เลื่อนไหล ช่วยป้องกันอันตรายจากการลื่นล้ม

นอกจากนี้ ยังมีปุ่มหยุดฉุกเฉินที่ทำให้เกิดความปลอดภัยมากขึ้น ในอนาคตจะได้มีการพัฒนารูปทรงให้สวยงามมากขึ้น สามารถปรับระดับความสูงต่ำตามความสูงของผู้ใช้ง่าย ขณะนี้ได้รับความร่วมมือจากโรงพยาบาลวชิระ ในการนำรถเข็นฝึกเดินอัจฉริยะไปใช้ร่วมกับเครื่องมือทางการแพทย์ในการฝึกเดินของผู้ป่วยในแผนกกายภาพบำบัด เพื่อตรวจหาความผิดปกติในการก้าวเดินของผู้ป่วย" ศ.นพ.สิริฤกษ์ อธิบาย

เช่นเดียวกับน้องๆ นักศึกษาพยาบาล คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยนราธิวาสราชนครินทร์ ซึ่งเล็งเห็นถึงปัญหาในการดูแลเด็กแรกเกิดที่คลอดก่อนกำหนด มีอุณหภูมิร่างกายต่ำ ซึ่งอาจส่งผลอันตรายต่อทารก จึงได้คิดค้น "นวัตกรรมผ้าโอบอุ่นไฟฟ้าสำหรับทารกเกิดก่อนกำหนด"

จากการสังเกตและสัมภาษณ์ของพยาบาลวิชาชีพในหอผู้ป่วยทารกแรกเกิดวิกฤต หรือห้อง NICU พบว่าขณะที่นำทารกจากห้องคลอดหรือห้องผ่าตัดมารักษาตัวที่ NICU พยาบาลจะมีการใช้ผ้าขนหนูที่มีความหนาในการห่อตัวทารกเท่านั้น ซึ่งไม่สามารถควบคุมอุณหภูมิร่างกายทารกให้คงที่

iQNewsAlert
บริษัท อินโฟเควสท์ จำกัด | 886/178 อาคารมหาทุนพลาซ่า ชั้น 17 ถนนเพลินจิต แขวงลุมพินี เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
02-253-5000, 02-651-4700 02-253-5001, 02-651-4701 help@iqnewsalert.com

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

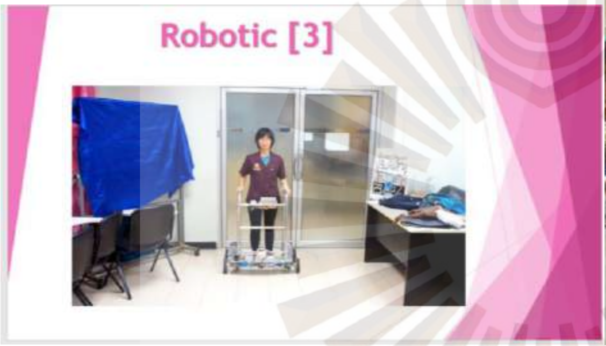
THAILAND RESEARCH EXPO 2017
มหกรรมงานวิจัยแห่งชาติ 2560

THE REHABITATIVE WALKER USING MECANUM WHEEL
Rangsit University
ระดับดี
10,000

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

มีการแสดงผลงานที่ แล้วเสร็จ ผ่านกิจกรรม ค่าย Pre-BME ครั้งที่ 7

มีการแสดงผลงานที่ แล้วเสร็จ ผ่านกิจกรรม การแนะแนว ในโรงเรียนต่างๆ เช่น โรงเรียนบางปลาม้า “สุงสุมารผดุงวิทย์”



ออกรายการโทรทัศน์ แสดงผลงานให้ นายกรัฐมนตรีเยี่ยมชมนิทรรศการ Thailand Industry Expo 2018 และออกรายการกรุงเทพธุรกิจ

The Design and Construction of Surrounding Control System for The Rehabilitative Walker Using Mecanum Wheel

Phichitphon Chotikunnan, Takenobu Matsuura, Nuntachai Thongpance,
Manas Sangworasil, Thanaporn Pluemchan, Pimchanok Wannarat and Atimon Teerasoradech
Faculty of Biomedical Engineering Rangsit University
Lak-Hok, Pathumthani, Thailand
Phichitphon.c@rsu.ac.th, Takenobu.m@rsu.ac.th, Nuntachai.t@rsu.ac.th,
Manas.s@rsu.ac.th, Thanaporn.plu@gmail.com, Toei_ultrass25@hotmail.com, Atimon.t59@rsu.ac.th

***Abstract*— Nowadays, the number of stroke and elder citizens are growing up which make these patients have difficulty in walking and living. Stroke patients have the weakness of the leg muscles and postural impairment resulted in the loss of ability to walk. For the elderly, the functions of various body systems are decline and cause defects of the skeletal system and the muscles, loss of ability to walk, together with the issue osteoarthritis was found. From these problems, they can be restored the ability to walk by using the walker.**

At present, the technology of the walker in Thailand driven by the use of normal wheels is mainly based on two of the rotation movements. These normal wheels make the walker cannot move to any direction which the patient wants and contain the inability in turns.

The project team members aware of this problem and we strongly believe that we can be a part to help these patients have a better quality of life. So, we propose the design and construct of surrounding control system for the rehabilitative walker using the mecanum wheel that will restore the patients to practice walking.

***Keywords*— walker, mecanum wheel, intelligent robotic walker**

I. Introduction

Nowadays, the number of stroke and elder citizens are growing up which make these patients have difficulty in walking and living. Stroke patients have the weakness of the leg muscles and postural impairment resulted in the loss of ability to walk. For the elderly, the functions of various body systems are decline and cause defects of the skeletal system and the muscles, loss of ability to walk, together with the issue osteoarthritis was found. From these problems, they can be restored the ability to walk by using the walker.

At present, the technology of the walker in Thailand driven by the use of normal wheels which has two of the rotation movements. These normal wheels make the walker cannot move to any direction which the patient wants and contain the inability in turns.

The project team members aware of this problem and we strongly believe that we can be a part to help these patients have a better quality of life. So, we propose the design and construct of surrounding control system for the rehabilitative walker using mecanum wheel that will restore the patients to practice to walk.

In the research, a researcher design in dynamic model and control on an intelligent robotic walker [1] developed a motion control algorithm for robotic walker and use mecanum wheel for movement. In addition, Walk-Assist robot [2] proposed control robot assisted walking and moving in steep areas by setting line walking in the area and advising the user to walk to the target effectively. Passive intelligent walker [3] uses servo brakes to adjust tester walking in line.

Objectives of the project are the rehabilitative walker has freedom movements, the robot can move instead of lifting and has two operating modes; automatic mode and manual mode.

II. THE REHABILITATIVE WALKER

A. The mechanic design

The most important feature of the walker is the use of mecanum wheels. The structure of the robot walker is shown in Fig. 1. An arrangement of four mecanum wheels at the bottom of the walker body enables the walker to move in any direction while maintaining its orientation. The mecanum wheel has three degrees of freedom in movement; Firstly, the direction along the orientation wheel, secondly, the rotation of rollers stuck around the wheels in the theoretical angle of rollers can do to whatever angle, and lastly, the rotation at a point of contact between the roller and the ground. Driving the wheels using a DC motor by 4 sets.

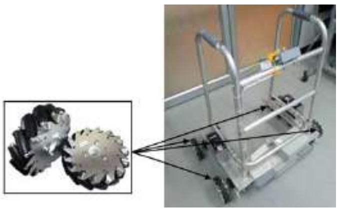


Fig. 1, Robotic walker

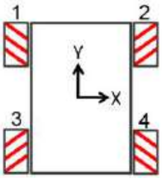
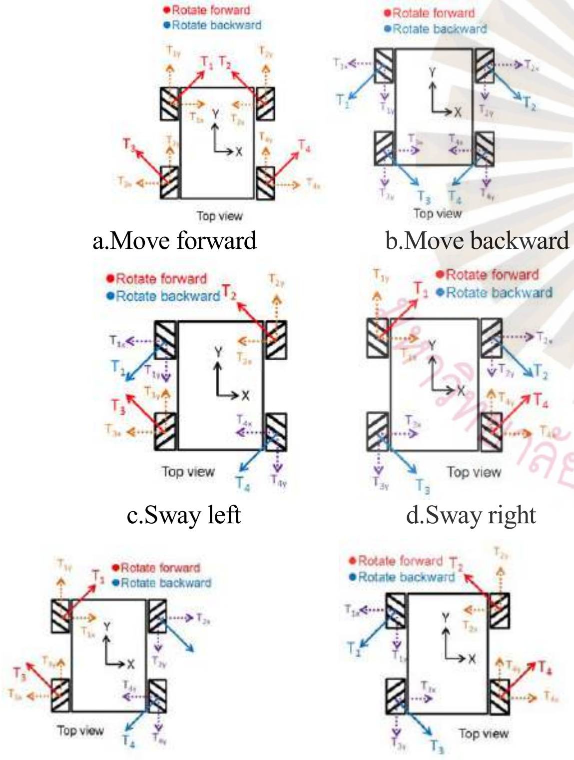


Fig. 2, Arrangement of mecanum wheels in a vehicle

Figure 2, shows the infrastructure of robotic walker consistory of wheels on all four wheels and the movement of the wheels driven by the torque of the four wheels (T_1, T_2, T_3, T_4). By moving forward or moving backward, it will depend on force distribution shows in figure 3 (a) and (b). The movements of the walker to the left and right are shown in figure 3 (c) and (d). The movements of clockwise and counter clockwise are shown in figure 3 (e) and (f).



e.Spin clockwise f.Spin counter clockwise

Fig. 3, Direction of the friction forces

B. The embedded system designs

The embedded system used microcontroller dsPIC24HJ256GP210 is shown in figure 4 with C-language program.

Fig. 4, PIC24HJ256GP210

C. The controlled design

Figure 5, show the control part consists of a display, adjusting speed, adjusting distance, adjusting brightness and the controlled switch.

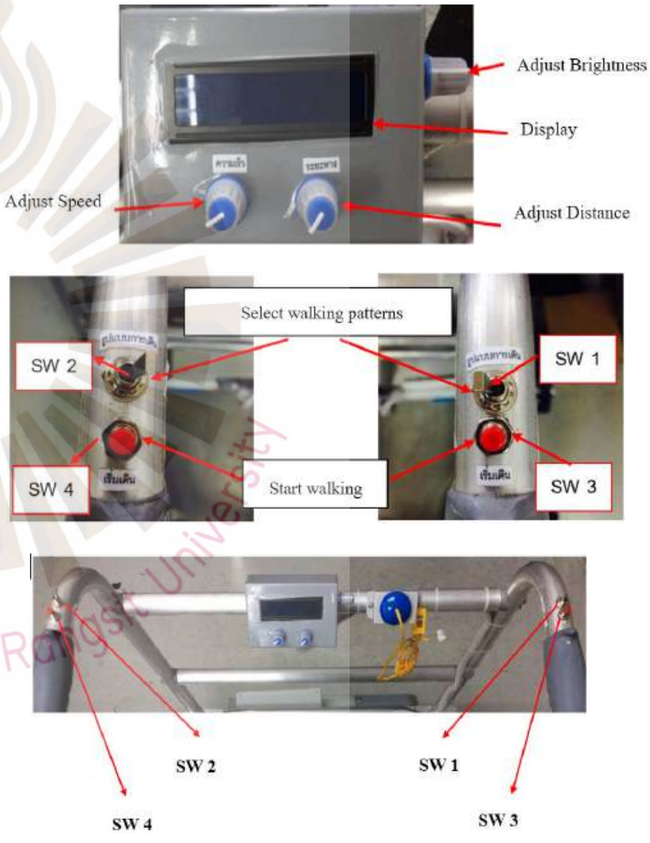


Fig. 5, The control part

D. The display designs

The display part comprising of liquid crystal display to showing the speed, distance, and training program for walking are shown in figure 6.

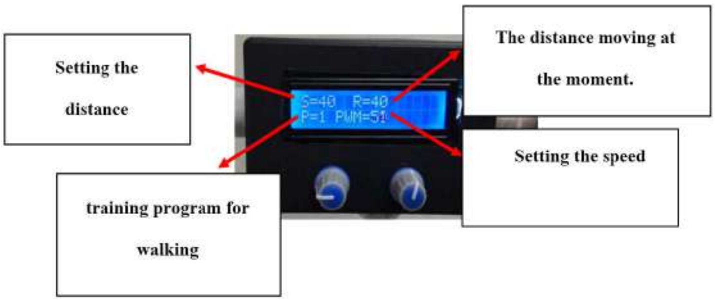


Fig. 6, The display part

E. The safety designs

The safety part composed of a reed switch by the rehabilitative walker. It stops moving immediately when the user falls. Infrared sensors are the detection step to prevent the movement of the walker device while the user is not ready to walk as shown in figure 7.

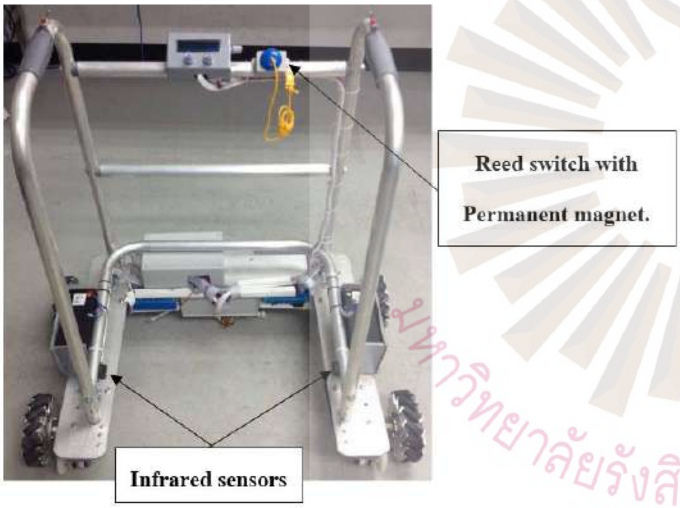


Fig. 7, The safety part

III. EXPERIMENTAL RESULTS

The Figs. 8-13 show the movement performance on the motion of four wheels at the distance forty centimeters, where W_1, W_2, W_3 and W_4 show the motion of the right front wheel, right rear wheel, left front wheel, left rear wheel, forward, backward, spin counter clockwise, spin clockwise, sway left and sway right, respectively.

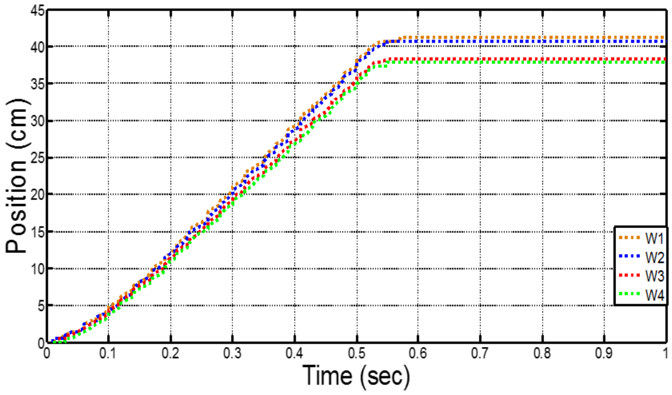


Fig. 8, The performance testing results on moving forward.

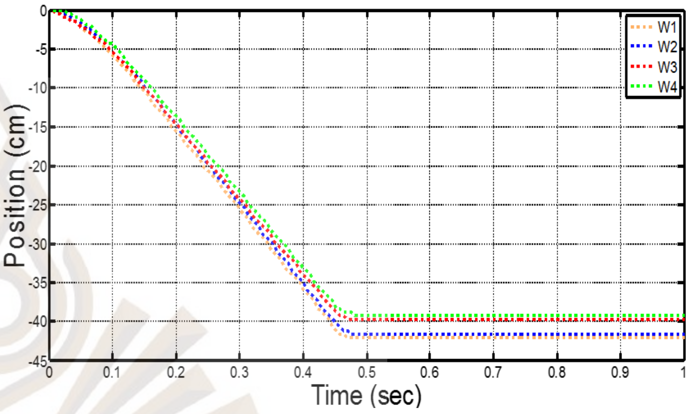


Fig. 9, The performance testing results on moving backward.

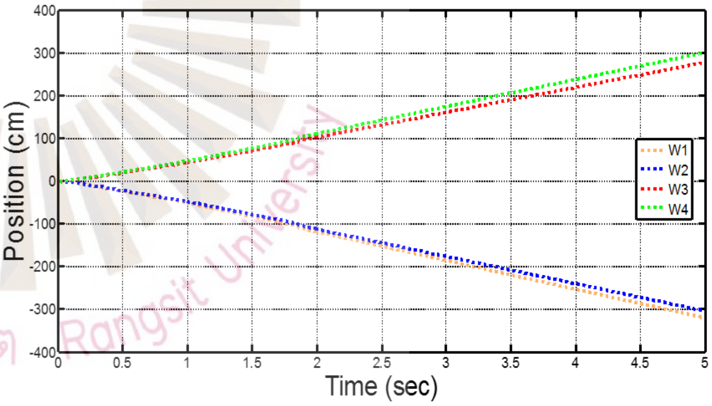


Fig. 10, The performance testing results on moving spin counter clockwise.

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

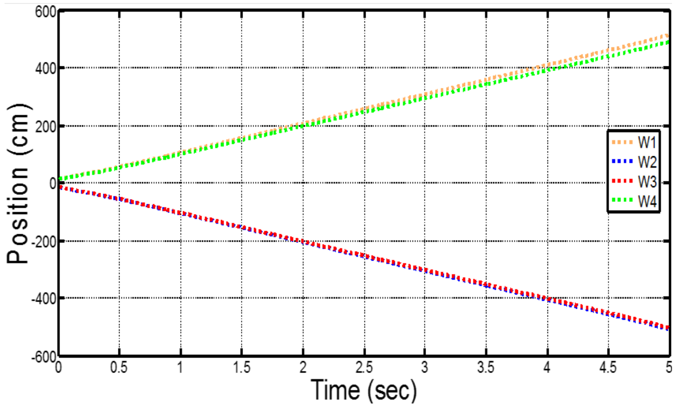


Fig. 11, The performance testing results on moving spin clockwise.

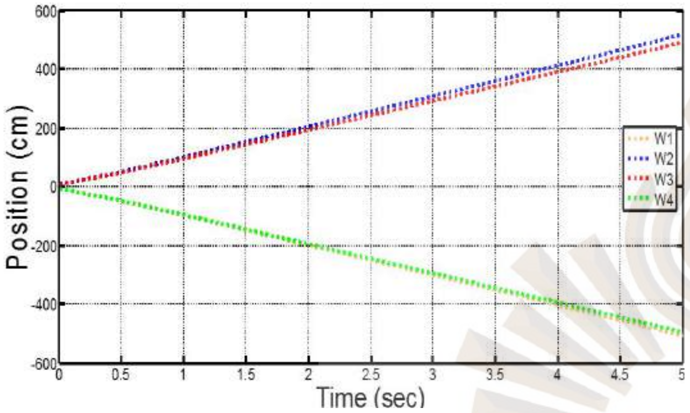


Fig. 12, The performance testing results on moving sway left.

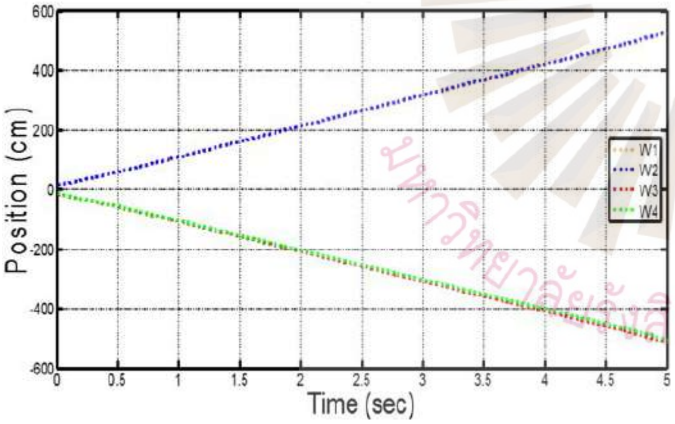


Fig. 13, The performance testing results on moving sway right.

IV. CONCLUSION

This research shows the design and construction of surrounding control system for the rehabilitative walker using mecanum wheel. The rehabilitative walker has freedom of movements, forward, backward, spin clockwise, spin counter clockwise, sway left and sway right. It can move instead of lifting. It has two operating modes which are automatically mode and manual mode. In addition, it can adjust the speed of the step and the distance, stop moving immediately when the user is falling and can detect step to prevent the walker device move while the user is not ready to walk. The accuracy of the security system when a user is falling is 100% safe and the detection step to prevent the walker device move while the user is not ready to walk is 100% safe as well.

ACKNOWLEDGMENT

Acknowledgments This work was supported by Research Institute of Rangsit University.

REFERENCES

[1] O. C. Jr., Y. Hirata, Z. Wang, and K. Kosuge, "Motion control algorithms for a new intelligent robotic walker in emulating ambulatory device function" , International conference on mechatronics & automation, niagara falls, canada, July 2005

[2] C. Ko, K. Young, Y. Huang, and S. Agrawal, "Active and passive control of walk-assist robot for outdoor guidance", IEEE/ASME transactions on mechatronics, Vol. 18, No. 3, June 2013

[3] Y. Hirata, A. Hara, and K. Kosuge, " Motion control of passive intelligent walker using servo brakes" , IEEE transactions on robotics, Vol. 23, No. 5, October 2007

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

แบบ สป/สผ/อสป/001-
หน้า 1 ของจำนวน 2 หน้า

คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

สำหรับเจ้าหน้าที่	
วันรับคำขอ 11 เม.ย. 2561	เลขที่คำขอ 1801002268
วันยื่นคำขอ 11 เม.ย. 2561	
สัญลักษณ์จำแนกการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ	
ใช้กับแบบผลิตภัณฑ์ ประเภทผลิตภัณฑ์	
วันประกาศโฆษณา	เลขที่ประกาศโฆษณา
วันออกสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร	เลขที่สิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
ลายมือชื่อเจ้าหน้าที่	

☑ การประดิษฐ์
☐ การออกแบบผลิตภัณฑ์
☐ อนุสิทธิบัตร

ข้าพเจ้าผู้ลงลายมือชื่อในคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้
ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ตามพระราชบัญญัติสิทธิบัตร พ.ศ. 2522
แก้ไขเพิ่มเติมโดยพระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2535
และ พระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 3) พ.ศ. 2542

1. ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์/การออกแบบผลิตภัณฑ์ เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานั่ม

2. คำขอรับสิทธิบัตรการออกแบบผลิตภัณฑ์นี้เป็นคำขอสำหรับแบบผลิตภัณฑ์อย่างเดียวกันและเป็นคำขอลำดับที่ ______
ในจำนวน ______ คำขอ ที่ยื่นในคราวเดียวกัน

3. ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ☐ บุคคลธรรมดา ☐ นิติบุคคล ☐ หน่วยงานรัฐ ☐ มูลนิธิ ☑ อื่นๆ สถาบันการศึกษา
ชื่อ มหาวิทยาลัยรังสิต
ที่อยู่ 52/347 หมู่ที่ 7
ตำบล/แขวง หลักหก อำเภอ/เขต เมือง จังหวัด ปทุมธานี รหัสไปรษณีย์ 12000 ประเทศ ไทย
อีเมล patentrsu@gmail.com
☐ เลขประจำตัวประชาชน ☐ เลขทะเบียนนิติบุคคล ☐ เลขประจำตัวผู้เสียภาษีอากร 0 9 9 4 0 0 0 2 4 1 2 4 1 ☐ เพิ่มเติม (ดังแนบ)
ในกรณีที่กรมฯ สื่อสารกับท่าน ท่านสะดวกใช้ทาง ☑ อีเมลผู้ขอ ☐ อีเมลตัวแทน

3.1 สัญชาติ ไทย
3.2 โทรศัพท์ 02-9972222 ต่อ 4150
3.3 โทรสาร 02-9972222 ต่อ 4110

4. สิทธิในการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
☐ ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบ ☑ ผู้รับโอน ☐ ผู้ขอรับสิทธิโดยเหตุอื่น

ยกเว้นค่าธรรมเนียม
ตามกฎกระทรวง พ.ศ.๒๕๔๗ ว่าด้วยอัตราค่าธรรมเนียมและการยกเว้นค่าธรรมเนียม สำหรับสิทธิบัตรหรืออนุสิทธิบัตร และประกาศคณะกรรมการสิทธิบัตร

5. ตัวแทน (ถ้ามี)
ชื่อ
ที่อยู่
ตำบล/แขวง อำเภอ/เขต จังหวัด รหัสไปรษณีย์ ประเทศ
อีเมล
เลขประจำตัวประชาชน ☐ เพิ่มเติม (ดังแนบ)

5.1 ตัวแทนเลขที่
5.2 โทรศัพท์
5.3 โทรสาร

6. ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบผลิตภัณฑ์ ☐ ชื่อและที่อยู่เดียวกันกับผู้ขอ
ชื่อ ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์
ที่อยู่ 17 หมู่ที่ 5
ตำบล/แขวง บัวปากท่า อำเภอ/เขต บางเลน จังหวัด นครปฐม รหัสไปรษณีย์ 73130 ประเทศ ไทย
อีเมล
เลขประจำตัวประชาชน 1 1 2 9 9 0 0 0 4 7 6 1 1 ☑ เพิ่มเติม (ดังแนบ)

7. คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้แยกจากหรือเกี่ยวข้องกับคำขอเดิม
ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอให้ถือว่าได้ยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ ในวันเดียวกับคำขอรับสิทธิบัตร
เลขที่ ______ วันยื่น ______ เพราะคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้แยกจากหรือเกี่ยวข้องกับคำขอเดิมเพราะ
☐ คำขอเดิมมีการประดิษฐ์หลายอย่าง ☐ ถูกคัดค้านเนื่องจากผู้ขอไม่มีสิทธิ ☐ ขอเปลี่ยนแปลงประเภทของสิทธิ

หมายเหตุ ในกรณีที่ไม่อาจระบุรายละเอียดได้ครบถ้วน ให้จัดทำเป็นเอกสารแนบท้ายแบบพิมพ์นี้โดยระบุหมายเลขกำกับข้อและหัวข้อที่แสดงรายละเอียดเพิ่มเติมดังกล่าวด้วย

สำหรับเจ้าหน้าที่

จำแนกประเภทสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

☐ กลุ่มวิศวกรรม	☐ กลุ่มเคมี	สิทธิบัตรการออกแบบ	อนุสิทธิบัตร
สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (วิศวกรรม)	สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (เคมีเทคนิค)	☐ สิทธิบัตรการออกแบบ (ออกแบบผลิตภัณฑ์ 1)	☐ อนุสิทธิบัตร (วิศวกรรม)
สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (ไฟฟ้า)	สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (ปิโตรเคมี)	☐ สิทธิบัตรการออกแบบ (ออกแบบผลิตภัณฑ์ 2)	☐ อนุสิทธิบัตร (เคมี)
สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (ฟิสิกส์)	สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (เทคโนโลยีชีวภาพ)	☐ สิทธิบัตรการออกแบบ (ออกแบบผลิตภัณฑ์ 3)	
	สิทธิบัตรการประดิษฐ์ (เภสัชภัณฑ์)		

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

8. การยื่นคำขอนอกราชอาณาจักร ☐ PCT ☐ เพิ่มเติม (ดังแนบ)

วันยื่นคำขอ	เลขที่คำขอ	ประเทศ	สัญลักษณ์จำแนกการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ	สถานะคำขอ
8.1				
8.2				
8.3				

8.4 ☐ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรขอสิทธิให้ถือว่าได้ยื่นคำขอนี้ในวันที่ได้ยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรในต่างประเทศเป็นครั้งแรกโดย
☐ ได้ยื่นเอกสารหลักฐานพร้อมคำขอนี้ ☐ ขอยื่นเอกสารหลักฐานหลังจากวันยื่นคำขอนี้

9. การแสดงการประดิษฐ์หรือการออกแบบผลิตภัณฑ์ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรได้แสดงการประดิษฐ์ที่หน่วยงานของรัฐเป็นผู้จัด
วันแสดง ______ วันเปิดงานแสดง ______ ผู้จัด ______

10. การประดิษฐ์เกี่ยวกับจุลชีพ

10.1 เลขทะเบียนฝากเก็บ	10.2 วันที่ฝากเก็บ	10.3 สถาบันฝากเก็บ/ประเทศ

11. ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอยื่นเอกสารภาษาต่างประเทศก่อนในวันยื่นคำขอนี้ และจะจัดยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ที่จัดทำเป็นภาษาไทยภายใน 90 วัน นับจากวันยื่นคำขอนี้ โดยขอยื่นเป็นภาษา
☐ อังกฤษ ☐ ฝรั่งเศส ☐ เยอรมัน ☐ ญี่ปุ่น ☐ อื่นๆ ______

12. ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอให้อธิบดีประกาศโฆษณาคำขอรับสิทธิบัตร หรือรับจดทะเบียน และประกาศโฆษณาอนุสิทธิบัตรนี้ หลังจากวันที่ ______
☐ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรขอให้ใช้รูปเขียนหมายเลข ______ ในการประกาศโฆษณา

13. คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ประกอบด้วย
- ก. แบบพิมพ์คำขอ 2 หน้า
- ข. รายละเอียดการประดิษฐ์ หรือคำพรรณนาแบบผลิตภัณฑ์ 5 หน้า
- ค. ข้อถือสิทธิ 2 หน้า
- ง. รูปเขียน ______ รูป 2 หน้า
- จ. ภาพแสดงแบบผลิตภัณฑ์
  - ☐ รูปเขียน ______ รูป ______ หน้า
  - ☐ ภาพถ่าย ______ รูป ______ หน้า
- ฉ. บทสรุปการประดิษฐ์ 1 หน้า

14. เอกสารประกอบคำขอ
- ☐ เอกสารแสดงสิทธิในการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
- ☐ หนังสือรับรองการแสดงการประดิษฐ์/การออกแบบผลิตภัณฑ์
- ☐ หนังสือมอบอำนาจ
- ☐ เอกสารรายละเอียดเกี่ยวกับจุลชีพ
- ☐ เอกสารการขอนับวันยื่นคำขอในต่างประเทศเป็นวันยื่นคำขอในประเทศไทย
- ☐ เอกสารขอเปลี่ยนแปลงประเภทของสิทธิ
- ☐ เอกสารอื่นๆ

15. ข้าพเจ้าขอรับรองว่า
☑ การประดิษฐ์นี้ไม่เคยยื่นขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรมาก่อน
☐ การประดิษฐ์นี้ได้พัฒนาปรับปรุงมาจาก

16. ลายมือชื่อ
☑ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ☐ ตัวแทน

(รศ.วิฐูตร จิระดำเกิง)
รองอธิการบดีฝ่ายบริหาร ปฏิบัติหน้าที่แทนอธิการบดี

หมายเหตุ บุคคลใดยื่นขอรับสิทธิบัตรการประดิษฐ์หรือการออกแบบผลิตภัณฑ์ หรืออนุสิทธิบัตร โดยการแสดงข้อความอันเป็นเท็จแก่พนักงานเจ้าหน้าที่ เพื่อให้ได้ไปซึ่งสิทธิบัตรหรืออนุสิทธิบัตร ต้องระวางโทษจำคุกไม่เกินหกเดือน หรือปรับไม่เกินห้าพันบาท หรือทั้งจำทั้งปรับ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

ใบต่อแนบท้าย แบบ สป/สผ/อสป/001-ก

ต่อข้อ 6 ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบผลิตภัณฑ์

2. รศ.นันทชัย ทองแป้น
ที่อยู่ 201/125 ซอย พหลโยธิน 54/1 แยก 4-12 (ม.อรุณนิเวศน์)
แขวงคลองถนน เขตสายไหม จังหวัด กรุงเทพมหานคร รหัสไปรษณีย์ 10220 ประเทศไทย
เลขบัตรประชาชน 3800900866842

3. รศ.ปรียา อนุพงษ์องอาจ
ที่อยู่ 695/503 ถนน ประชาชื่น แขวง บางซื่อ
เขต บางซื่อ จังหวัด กรุงเทพมหานคร รหัสไปรษณีย์ 10800 ประเทศไทย
เลขบัตรประชาชน 3100601896487

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

สัญญาโอนสิทธิขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

ทำที่ มหาวิทยาลัยรังสิต
52/347 หมู่ที่ 7 ถนนพหลโยธิน ตำบลหลักหก
อำเภอเมือง จังหวัดปทุมธานี 12000

วันที่ 3 เดือน เมษายน พ.ศ.2561

สัญญาฉบับนี้ทำขึ้นระหว่าง ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์ ,นายนันทชัย ทองแป้น และนางปรียา อนุพงษ์องอาจ ซึ่งต่อไปในสัญญานี้จะเรียกว่า "ผู้โอน" ฝ่ายหนึ่ง กับ มหาวิทยาลัยรังสิต โดย รศ.วิสูตร จิระดำเกิง ตำแหน่งรองอธิการบดี ฝ่ายบริหาร ปฏิบัติหน้าที่แทนอธิการบดี ตั้งอยู่เลขที่ 52/347 หมู่ที่ 7 ถนนพหลโยธิน ตำบลหลักหก อำเภอเมืองปทุมธานี จังหวัดปทุมธานี ซึ่งต่อไปในสัญญานี้จะเรียกว่า "ผู้รับโอน" อีกฝ่ายหนึ่ง คู่สัญญาทั้งสองฝ่ายตกลงทำสัญญากันมีสาระสำคัญ ดังต่อไปนี้

ข้อ 1. "ผู้โอน" ตกลงโอนสิทธิการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ในสิ่งประดิษฐ์ "เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม" ซึ่ง "ผู้โอน" เป็นผู้ประดิษฐ์ ออกแบบผลิตภัณฑ์ ให้แก่ "ผู้รับโอน" นับแต่วันทำสัญญาฉบับนี้เป็นต้นไป

ข้อ 2. "ผู้รับโอน" ตกลงจะให้ค่าตอบแทนแก่ "ผู้โอน" โดยคิดอัตราร้อยละ 50 (ห้าสิบ) จากรายได้ที่ "ผู้รับโอน" ได้รับผลประโยชน์ที่เกิดขึ้นในการจำหน่ายสินค้าหรือจากผลประโยชน์ที่ได้รับอนุญาตจาก "ผู้รับโอน" ตามที่ "ผู้รับโอน" พิจารณาเหมาะสม

ข้อ 3. "ผู้โอน" ตกลงให้ "ผู้รับโอน" เป็นผู้ดำเนินการต่าง ๆ เกี่ยวกับการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร จนแล้วเสร็จ

สัญญาฉบับนี้ทำขึ้นเป็นสองฉบับ มีข้อความถูกต้องตรงกันทุกประการ และทั้งสองฝ่ายได้อ่านสัญญาฉบับนี้โดยตลอดแล้ว เห็นว่าถูกต้องตรงตามที่ได้ตกลงกันไว้ จึงลงลายมือชื่อพร้อมประทับตราสำคัญ (ถ้ามี) ไว้เป็นหลักฐานต่อหน้าพยาน ต่างฝ่ายต่างยึดถือไว้ฝ่ายละฉบับ

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์)

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(รศ.นันทชัย ทองแป้น)

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(รศ.ปรียา อนุพงษ์องอาจ)

ลงชื่อ.................................ผู้รับโอน
(รศ.วิสูตร จิระดำเกิง)
รองอธิการบดีฝ่ายบริหาร
ปฏิบัติหน้าที่แทนอธิการบดี

ลงชื่อ.................................พยาน
(ดร.ชาญชัย จิวจินดา)

ลงชื่อ.................................พยาน
(นางสาวณัฐวรรณ วาเรืองศรี)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

สัญญาโอนสิทธิขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

ทำที่ มหาวิทยาลัยรังสิต
52/347 หมู่ที่ 7 ถนนพหลโยธิน ตำบลหลักหก
อำเภอเมือง จังหวัดปทุมธานี 12000

วันที่ 3 เดือน เมษายน พ.ศ.2561

สัญญาฉบับนี้ทำขึ้นระหว่าง ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์ ,นายนันทชัย ทองแป้น และนางปริยา อนุพงษ์องอาจ ซึ่งต่อไปในสัญญานี้จะเรียกว่า "ผู้โอน" ฝ่ายหนึ่ง กับ มหาวิทยาลัยรังสิต โดย รศ.วิสูตร จิระดำเกิง ตำแหน่งรองอธิการบดี ฝ่ายบริหาร ปฏิบัติหน้าที่แทนอธิการบดี ตั้งอยู่เลขที่ 52/347 หมู่ที่ 7 ถนนพหลโยธิน ตำบลหลักหก อำเภอเมืองปทุมธานี จังหวัดปทุมธานี ซึ่งต่อไปในสัญญานี้จะเรียกว่า "ผู้รับโอน" อีกฝ่ายหนึ่ง คู่สัญญาทั้งสองฝ่ายตกลงทำสัญญากันมีสาระสำคัญ ดังต่อไปนี้

ข้อ 1. "ผู้โอน" ตกลงโอนสิทธิการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ในสิ่งประดิษฐ์ "เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม" ซึ่ง "ผู้โอน" เป็นผู้ประดิษฐ์ ออกแบบผลิตภัณฑ์ ให้แก่ "ผู้รับโอน" นับแต่วันทำสัญญาฉบับนี้เป็นต้นไป

ข้อ 2. "ผู้รับโอน" ตกลงจะให้ค่าตอบแทนแก่ "ผู้โอน" โดยคิดอัตราร้อยละ 50 (ห้าสิบ) จากรายได้ที่ "ผู้รับโอน" ได้รับผลประโยชน์ที่เกิดขึ้นในการจำหน่ายสินค้าหรือจากผลประโยชน์ที่ได้รับอนุญาตจาก "ผู้รับโอน" ตามที่ "ผู้รับโอน" พิจารณาเหมาะสม

ข้อ 3. "ผู้โอน" ตกลงให้ "ผู้รับโอน" เป็นผู้ดำเนินการต่าง ๆ เกี่ยวกับการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร จนแล้วเสร็จ

สัญญาฉบับนี้ทำขึ้นเป็นสองฉบับ มีข้อความถูกต้องตรงกันทุกประการ และทั้งสองฝ่ายได้อ่านสัญญาฉบับนี้โดยตลอดแล้ว เห็นว่าถูกต้องตรงตามที่ได้ตกลงกันไว้ จึงลงลายมือชื่อพร้อมประทับตราสำคัญ (ถ้ามี) ไว้เป็นหลักฐานต่อหน้าพยาน ต่างฝ่ายต่างยึดถือไว้ฝ่ายละฉบับ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันทน์)

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(รศ.นันทชัย ทองแป้น)

ลงชื่อ.................................ผู้โอน
(รศ.ปริยา อนุพงษ์องอาจ)

ลงชื่อ.................................ผู้รับโอน
(รศ.วิสูตร จิระดำเกิง)
รองอธิการบดีฝ่ายบริหาร
ปฏิบัติหน้าที่แทนอธิการบดี

ลงชื่อ.................................พยาน
(ดร.ชาญชัย จิวจินดา)

ลงชื่อ.................................พยาน
(นางสาวณัฐวรรณ วาเรืองศรี)

สำเนา

รายละเอียดการประดิษฐ์

ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม

1. ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

การประดิษฐ์นี้เป็นการประดิษฐ์ที่เกี่ยวข้องกับเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม ใช้กับแบตเตอรี่ (Battery) 12 โวลต์ 18 แอมแปร์-ชั่วโมง โดยเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ ลักษณะเป็นโครงสี่เหลี่ยมเหมือนวอร์คเกอร์ช่วยเดิน (Walker) ฐานกว้าง มีด้ามจับและมีล้อแมคคานัมติดอยู่ที่ฐานจำนวน 4 ล้อ โดยตัวเครื่องนี้มีขนาดความกว้าง 44 เซนติเมตร ความยาว 53 เซนติเมตร และความสูง 84 เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดมาตรฐานของที่ช่วยเดิน (Walker) ที่ด้านหน้าของตัวเครื่องมีกล่องควบคุม บนกล่องควบคุมมีปุ่มปรับอัตราเร็วในการเคลื่อนที่ของตัวเครื่อง ปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว มีปุ่มกดเลือกการทำงานของเครื่อง 3 ปุ่ม ได้แก่ ปุ่มกดให้ผู้ใช้งานเคลื่อนที่โดยใช้มือบังคับ ปุ่มกดให้ผู้ใช้งานเดินในระยะทางต่อก้าวที่ตั้งไว้ และปุ่มกดเพื่อเก็บข้อมูลระยะทางกับเวลาของผู้ใช้งานที่เคลื่อนที่ มีหน้าจอแสดงผลของการตั้งโปรแกรม นอกจากนี้ที่กล่องควบคุมมีปุ่มหมุนปรับความสว่างและปุ่มหมุนปรับความเข้มแสงของหน้าจอแสดงผล ที่ด้ามจับของตัวเครื่องมีปุ่มควบคุมการเดินหน้าถอยหลัง หมุนซ้าย หมุนขวา เคลื่อนที่ด้านข้างไปทางซ้าย เคลื่อนที่ด้านข้างไปทางขวา มีระบบป้องการล้มให้กับผู้ใช้งาน นอกจากนี้ยังมีเซ็นเซอร์ตรวจเช็คการก้าวขาของผู้ใช้งานอีกด้วย

ความมุ่งหมายของสิ่งประดิษฐ์ เพื่อที่จะมีเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมที่มีประสิทธิภาพมาก ราคาถูก และสามารถใช้ในการบำบัดฟื้นฟูการเดินสำหรับผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรงและมีความบกพร่องในการทรงตัว และผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมจะสามารถช่วยแก้ไขการเดิน ทำให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น โดยเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ มีน้ำหนักเบา ผู้ใช้สามารถใช้ได้ด้วยตนเองทุกที่ทุกเวลา สะดวกต่อการใช้งานในทุกๆ โอกาส ช่วยลดภาระงานของผู้ดูแล สามารถฟื้นฟูการเดินให้กับผู้ป่วย ช่วยประหยัดเวลาในการไปบำบัดที่คลินิก และลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย เครื่องช่วยเดินนี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่สามารถเดินได้โดยการใช้โครงเหล็กช่วยเดิน โดยเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการเดินนี้สามารถเคลื่อนที่ได้รอบทิศทางตามที่ผู้ป่วยต้องการ และยังสามารถพยุงผู้ป่วยไม่ให้ล้มได้ในระดับหนึ่งอีกด้วย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

2. สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

วิศวกรรมในส่วนที่เกี่ยวกับเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม และวิศวกรรมทางแมคคาทรอนิกส์

สำเนา

3. ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้อง

ในปัจจุบันผู้สูงอายุมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้เกิดการเสื่อมถอยการทำงานของระบบต่างๆ ของร่างกายทำให้มีความบกพร่องของระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อ ความสามารถในการควบคุมสมดุลการเดิน และพบปัญหาข้อเข่าเสื่อม โดยจะมีอาการปวดเข่า เมื่อยตึงทั้งด้านหน้าและด้านหลังของเข่าและบริเวณน่องในระหว่างการเคลื่อนไหว ส่งผลให้เดินไม่คล่องเหมือนเดิม ทำให้ผู้สูงอายุต้องการความช่วยเหลือจากบุคคลอื่นและอุปกรณ์ช่วย ข้อมูลของประเทศสหรัฐอเมริกาพบว่า ผู้สูงอายุมีความต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยมากกว่ากลุ่มอื่นๆ โดยร้อยละ 10 ของผู้ที่มีอายุ 65 ปีขึ้นไปใช้ไม้เท้าร้อยละ 4.6 ใช้โครงเหล็กช่วยเดิน (Walker) และร้อยละ 0.5 ใช้ไม้ค้ำยัน และในปัจจุบันนี้ยังพบว่ามีผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น โดยผู้ป่วยจะมีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง มีความบกพร่องในการทรงตัวทำให้สูญเสียความสามารถในการเดิน มีรายงานว่าร้อยละ 32-76 ของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองต้องการใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน เช่น ไม้เท้า และโครงเหล็กช่วยเดิน อย่างน้อย 1 ชนิด นอกจากนี้ยังสามารถฟื้นฟูสมรรถภาพทางการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยได้โดยใช้ไม้เท้า ไม้ค้ำยัน บาร์คู่ขนาน (Parallel Bar) และโครงเหล็กช่วยเดิน สำหรับโครงเหล็กช่วยเดินนับว่าเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดเนื่องจากช่วยชดเชยความบกพร่องในการเคลื่อนไหว เพิ่มฐานรองรับของร่างกาย ให้ความมั่นคงทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ทำให้ผู้ป่วยมีความสามารถในการทรงตัว เกิดความมั่นใจในการเคลื่อนไหวและความปลอดภัยขณะเดินดีขึ้น การฝึกเดินจะเริ่มต้นด้วยการฝึกกล้ามเนื้อให้แข็งแรง ฝึกการยืนทรงตัว และฝึกการเดิน โดยโครงเหล็กช่วยเดินจะถูกใช้ในขั้นตอนฝึกเดิน แต่โครงเหล็กช่วยเดินยังมีข้อจำกัดในการใช้งานคือ ไม่สามารถใช้ฝึกเดินในผู้ป่วยที่มือและแขนมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรง เนื่องจากผู้ป่วยต้องใช้มือและแขนออกแรงในการพยุงตัวเอง การออกแรงในการยกโครงเหล็กช่วยเดินอาจทำให้เกิดการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อที่มือและแขน แรงที่กดลงมาที่โครงเหล็กช่วยเดินอาจจะทำให้โครงเหล็กช่วยเดินเกิดการลื่นไถลได้

ในปัจจุบันเครื่องช่วยเดินที่ผลิตในประเทศไทยเป็นแบบล้อยางที่มีมอเตอร์ในการขับเคลื่อนล้อ ซึ่งล้อยางมีสององศาอิสระในการเคลื่อนที่คือ การเคลื่อนที่ตามแนวพื้นที่ผิวของล้อตามแนวการวางล้อ และการหมุนที่จุดสัมผัสระหว่างล้อกับพื้น ทำให้เครื่องช่วยเดินไม่สามารถเคลื่อนที่ไปยังทิศทางใดๆ ได้ตามต้องการและทำให้เกิดความไม่คล่องตัวในการเลี้ยว และระบบมอเตอร์ที่ใช้นี้สามารถเคลื่อนที่ได้ในทิศทางเดียวเท่านั้นและความเร็วของมอเตอร์ไม่ได้ถูกควบคุม ทำให้ไม่สามารถปรับความเร็วในการเคลื่อนที่ของรถเข็นได้

จากปัญหาดังกล่าว จึงได้ออกแบบและสร้างเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม เพื่อบำบัดฟื้นฟูการเดินสำหรับผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรง และมีความบกพร่องในการทรงตัว และผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมจะสามารถช่วยแก้ไขการเดินทำให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น โดยเครื่องช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ มีน้ำหนักเบา ผู้ใช้สามารถบำบัดได้ด้วยตนเองทุกที่ทุกเวลา สะดวกต่อการใช้งานในทุกๆ โอกาส ช่วยลดภาระงาน

ของผู้ดูแล ช่วยประหยัดเวลาในการไปบำบัดที่คลินิก และลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย เครื่องช่วยเดินนี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่สามารถเดินได้โดยการใช้โครงเหล็กช่วยเดิน โดยเครื่องช่วยเดินนี้สามารถเคลื่อนที่ได้รอบทิศทางตามที่ผู้ป่วยต้องการ และยังสามารถพยุงผู้ป่วยไม่ให้ล้มได้ในระดับหนึ่งอีกด้วย

4. การเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

ตามรูปที่ 1 จะแสดงให้เห็นถึงเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมตามการประดิษฐ์นี้ใช้กับแบตเตอรี่ 12 โวลต์ 18 แอมแปร์-ชั่วโมง ประกอบด้วย ตัวเครื่อง (1) ลักษณะเป็นโครงสี่เหลี่ยมเหมือนวอร์คเกอร์ช่วยเดิน (Walker) ฐานกว้าง มีด้ามจับซ้ายและขวา (23) อยู่ที่ด้านบนของตัวเครื่อง (1) ที่ด้านหน้าของฐานของตัวเครื่อง (1) มีสวิทช์เปิด-ปิด (2) ทำหน้าที่เปิดและปิดการทำงานของตัวเครื่อง (1) มีกล่องควบคุม (3) วางอยู่ที่ด้านหน้าของตัวเครื่อง (1) โดยที่ด้านบนของกล่องควบคุม (3) มีปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว (4) ทำหน้าที่เป็นปุ่มหมุนเพื่อตั้งระยะทางต่อก้าวโดยสามารถตั้งระยะทางต่อก้าวได้ตั้งแต่ 3 เซนติเมตร จนถึง 40 เซนติเมตร มีปุ่มปรับอัตราเร็ว (5) ทำหน้าที่เป็นปุ่มหมุนเพื่อตั้งอัตราเร็วในการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย ซึ่งสามารถตั้งอัตราเร็วได้ตั้งแต่ 0.5 เมตรต่อวินาที จนถึง 2 เมตรต่อวินาที มีปุ่มการเดินแบบปกติ (6) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่อง (1) จะเคลื่อนที่ได้ตามที่ผู้ใช้งานต้องการ มีปุ่มการเดินแบบเป็นจังหวะ (7) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่อง (1) จะเคลื่อนที่ตามระยะก้าวที่ผู้ใช้งานตั้งไว้ มีปุ่มการบันทึกค่าการเดิน (8) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่องจะทำการบันทึกค่าการเดินของผู้ใช้งาน มีจอแสดงผล (9) ทำหน้าที่แสดงผลการตั้งค่าเป็นตัวเลขและตัวอักษรของปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว (4) ปุ่มปรับอัตราเร็ว (5) มีปุ่มการเดินแบบปกติ (6) หรือมีปุ่มการเดินแบบเป็นจังหวะ (7) ภายในจอแสดงผลเดียวกัน ที่ด้านข้างของกล่องควบคุม (3) มีปุ่มปรับความสว่าง (10) ใช้สำหรับปรับความสว่างของจอแสดงผล (9) และปุ่มปรับความคมชัด (11) ใช้สำหรับปรับความคมชัดของจอแสดงผล (9) ถัดจากกล่องควบคุม (3) มีระบบกันการล้ม (18) ประกอบด้วยสวิทช์รีด (Reed Switch) และแม่เหล็กถาวรที่ผูกเชือก โดยปลายเชือกมีที่หนีบ (24) ผูกติดอยู่ สวิทช์รีดทำหน้าที่เป็นสวิทช์ที่ใช้ในการเปิดปิดวงจรไฟฟ้าโดยอาศัยอำนาจแม่เหล็ก โดยสวิทช์รีดนี้จะมีแม่เหล็กถาวรติดอยู่ โดยที่หนีบ (24) ยึดอยู่ที่ตัวผู้ใช้งาน เมื่อสวิทช์รีดนี้มีแม่เหล็กถาวรติดอยู่ ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์จะทำงาน ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ได้ แต่เมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม ทำให้ที่หนีบ (24) ดึงแม่เหล็กถาวรแยกออกจากสวิทช์รีดนี้ เป็นผลให้ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์ก็จะหยุดทำงานทันที ทำให้ตัวเครื่อง (1) หยุดเคลื่อนที่ทันที ที่ด้านหน้าของตัวเครื่อง (1) มีที่เสียบสายเชื่อมต่อ (19) ทำหน้าที่เป็นที่เสียบสายเชื่อมต่อระหว่างกล่องควบคุม (3) กับไมโครคอนโทรเลอร์ โดยไมโครคอนโทรเลอร์จะทำหน้าที่ในการรับคำสั่ง ประมวลผลคำสั่งจากปุ่มต่างๆ บนกล่องควบคุม (3) และส่งคำสั่งไปควบคุมตัวเครื่อง (1) ให้เคลื่อนที่ตามที่ผู้ใช้งานตั้งไว้ ซึ่งไมโครคอนโทรเลอร์ติดตั้งอยู่ที่ฐานซึ่งอยู่ภายในกล่องพลาสติก (20)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

ที่ด้ามจับด้านซ้าย ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางซ้าย (12) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ไปทางด้านข้างทางซ้าย มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางซ้าย (14) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) หมุนไปทางซ้าย ที่ด้านล่างของด้ามจับด้านซ้าย มีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ถอยหลัง (16) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ถอยหลัง ที่ด้ามจับด้านขวา ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางขวา (13) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ไปด้านข้างทางขวา มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางขวา (15) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) หมุนไปทางขวา ที่ด้านล่างของด้ามจับด้านขวา มีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่เดินหน้า (17) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ไปข้างหน้า ที่ด้ามจับด้านซ้ายและขวา มียางกันลื่น (23) หุ้มอยู่ที่ด้ามจับทั้งสองข้างเพื่อให้ผู้ใช้งานจับที่ด้ามจับแล้วไม่ลื่นไถล

ฐานของตัวเครื่อง (1) ด้านบนเป็นโครงรูปตัวยู (U) มีเซนเซอร์ (21) ติดอยู่ที่โครงด้านซ้ายและด้านขวา ทำหน้าที่ตรวจจับการก้าวขาขวาหรือขาซ้าย โดยวัดระยะการก้าวได้ในช่วง 4-30 เซนติเมตร ด้านล่างของฐานของตัวเครื่อง (1) มีกล่องพลาสติก (20) หุ้มด้านล่างของฐาน โดยตัวเครื่อง (1) นี้ขับเคลื่อนด้วยระบบล้อแมคคานัม (22) จำนวน 4 ชุด ซึ่งระบบล้อแมคคานัม (22) นี้ประกอบด้วย ล้อแมคคานัม ชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัส (Encoder) โดยล้อแมคคานัม ทำหน้าที่ให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ในแนวราบได้ทุกทิศทาง เฟืองทำหน้าที่ส่งผ่านแรงหมุน ปรับความเร็วและปรับทิศทางการหมุนของตัวเครื่อง (1) มอเตอร์ทำหน้าที่เป็นตัวขับเคลื่อนล้อให้หมุน และตัวถอดรหัส (Encoder) ทำหน้าที่วัดระยะทางหรือวัดความเร็วรอบของมอเตอร์และส่งคำสั่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ ควบคุมการเคลื่อนที่ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งระบบล้อแมคคานัมติดตั้งอยู่ที่ฐานของตัวเครื่อง (1) ในส่วนของชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัสจะติดตั้งอยู่ภายในกล่องพลาสติก (20)

การทำงานของเครื่องช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ ใช้ในการบำบัดฟื้นฟูการเดินสำหรับผู้ป่วยที่เป็นภาวะหลอดเลือดสมองที่มีอาการกล้ามเนื้อขาอ่อนแรงและมีความบกพร่องในการทรงตัว และผู้สูงอายุที่มีอาการข้อเข่าเสื่อม ให้สามารถเคลื่อนที่ได้ทุกทิศทางในแนวระนาบ มีปุ่มควบคุมลักษณะการเคลื่อนที่ของเครื่องช่วยฟื้นฟูการเดิน มีระบบตรวจจับการก้าวขาโดยใช้เซ็นเซอร์อยู่ด้านในบริเวณของเครื่อง มีระบบตรวจจับการก้าวขานี้มีเพื่อป้องกันไม่ให้เครื่องเคลื่อนที่ในขณะที่ผู้ใช้งานยังไม่อยู่ในอิริยาบถที่พร้อมจะก้าวเดิน สามารถกดปุ่มเริ่มเดินเพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่ สามารถปรับระดับความเร็วในการเดิน และระยะทางต่อก้าวได้ในกรณีที่ต้องการให้เครื่องเคลื่อนที่ไปข้างหน้า โดยกดปุ่มเริ่มเดินแล้วปล่อย เครื่องจะเคลื่อนที่แล้วหยุดโดยอัตโนมัติ สามารถกดปุ่มเดินหน้าค้างไว้เพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องได้ มีปุ่มกดเพื่อให้เครื่องเคลื่อนที่หมุนตัว เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และเคลื่อนที่ถอยหลังและสามารถหยุดการเคลื่อนที่ของเครื่องได้โดยปล่อยปุ่มเดินหน้า เมื่อผู้ใช้งานมีการก้าวขาเข้ามาบริเวณด้านในของเครื่องแล้ว ผู้ใช้งานจะตั้งค่าการทำงานของเครื่อง โดยหมุนปุ่มตั้งค่าความเร็ว หมุนปุ่มตั้งค่า

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ระยะก้าวเดิน และกดปุ่มการเดินแบบปกติหรือเดินแบบจังหวะ หลังจากนั้นกดปุ่มเดินหน้า ตัวเครื่องจึงจะเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ซึ่งการปรับระยะต่อก้าวสามารถปรับระยะทางต่อก้าวการเดินได้ตั้งแต่ 3-40 เซนติเมตร เครื่องช่วยเดินฟื้นฟูการเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมสามารถเคลื่อนที่ได้ดังนี้ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า เคลื่อนที่ถอยหลัง เคลื่อนที่ไปด้านข้างซ้าย เคลื่อนที่ไปด้านข้างขวา หมุนตัวไปทางขวา และหมุนตัวไปทางซ้าย สามารถแสดงระดับความเร็วในการเดินที่ผู้ใช้งานเลือก ระยะทางต่อก้าวที่ผู้ใช้งานเลือก ในหน่วยเซนติเมตร สามารถกำหนดรูปแบบการเดิน คือ เคลื่อนที่ไปข้างหน้า หมุนตัว เคลื่อนที่ไปด้านข้าง และเคลื่อนที่ถอยหลัง และระยะทางที่เครื่องเคลื่อนที่ได้ด้วยตัวเอง โดยแสดงผลผ่านจอแสดงผลแอลซีดี (LCD) มีระบบความปลอดภัยเมื่อผู้ใช้ล้ม เครื่องจะหยุดเคลื่อนที่ทันที เมื่อผู้ใช้งานล้มลง ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการประมวลผล โดยเครื่องนี้สามารถรับแรงกดได้สูงสุด 150 กิโลกรัม ภายในชุดตามการประดิษฐ์นี้

5. **คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ**

รูปที่ 1 แสดงถึงเครื่องช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ล้อแมคคานัม (ด้านข้าง)

รูปที่ 2 แสดงถึงเครื่องช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ล้อแมคคานัม (ด้านหน้า)

6. **วิธีการในการประประดิษฐ์ที่ดีที่สุด**

เหมือนกับที่ได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

สำเนา

ข้อถือสิทธิ

1. เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม ตามการประดิษฐ์นี้ใช้กับแบตเตอรี่ (Battery) 12 โวลต์ 18 แอมแปร์-ชั่วโมง จำนวน 2 ลูก ประกอบด้วย ตัวเครื่อง (1) ลักษณะเป็นโครงสี่เหลี่ยมเหมือนวอร์คเกอร์ช่วยเดิน (Walker) มีด้ามจับซ้ายและขวา (23) อยู่ที่ด้านบนของตัวเครื่อง (1) ที่ด้านหน้าของฐานของตัวเครื่อง (1) มีสวิทช์เปิด-ปิด (2) ทำหน้าที่เปิดและปิดการทำงานของตัวเครื่อง (1) มีกล่องควบคุม (3) วางอยู่ที่ด้านหน้าของตัวเครื่อง (1) โดยที่ด้านบนของกล่องควบคุม (3) มีปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว (4) ทำหน้าที่เป็นปุ่มหมุนเพื่อตั้งระยะทางต่อก้าวโดยสามารถตั้งระยะทางต่อก้าวได้ตั้งแต่ 20 เซนติเมตร จนถึง 40 เซนติเมตร มีปุ่มปรับอัตราเร็ว (5) ทำหน้าที่เป็นปุ่มหมุนเพื่อตั้งอัตราเร็วในการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย ซึ่งสามารถตั้งอัตราเร็วได้ตั้งแต่ 0.5 เมตรต่อวินาที จนถึง 2 เมตรต่อวินาที มีปุ่มการเดินแบบปกติ (6) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่อง (1) จะเคลื่อนที่ได้ตามที่ผู้ใช้งานต้องการ มีปุ่มการเดินแบบเป็นจังหวะ (7) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่อง (1) จะเคลื่อนที่ตามระยะก้าวที่ผู้ใช้งานตั้งไว้ มีปุ่มการบันทึกค่าการเดิน (8) เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่มนี้ ตัวเครื่องจะทำการบันทึกค่าการเดินของผู้ใช้งาน มีจอแสดงผล (9) ทำหน้าที่แสดงผลการตั้งค่าเป็นตัวเลขและตัวอักษรของปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว (4) ปุ่มปรับอัตราเร็ว (5) มีปุ่มการเดินแบบปกติ (6) หรือมีปุ่มการเดินแบบเป็นจังหวะ (7) ภายในจอแสดงผลเดียวกัน ที่ด้านข้างของกล่องควบคุม (3) มีปุ่มปรับความสว่าง (10) ใช้สำหรับปรับความสว่างของจอแสดงผล (9) และปุ่มปรับความคมชัด (11) .ใช้สำหรับปรับความคมชัดของจอแสดงผล (9) ถัดจากกล่องควบคุม (3) มีระบบกันการล้ม (18) ประกอบด้วยสวิทช์รีด (Reed Switch) และแม่เหล็กถาวรที่ผูกเชือก โดยปลายเชือกมีที่หนีบ (24) ผูกติดอยู่ สวิทช์รีดทำหน้าที่เป็นสวิทช์ที่ใช้ในการเปิดปิดวงจรไฟฟ้าโดยอาศัยอำนาจแม่เหล็ก โดยสวิทช์รีดนี้จะมีแม่เหล็กถาวรติดอยู่ โดยที่หนีบ (24) ยึดอยู่ที่ตัวผู้ใช้งาน เมื่อสวิทช์รีดนี้มีแม่เหล็กถาวรติดอยู่ ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์จะทำงาน ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ได้ แต่เมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม ทำให้ที่หนีบ (24) ดึงแม่เหล็กถาวรแยกออกจากสวิทช์รีดนี้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) หยุดเคลื่อนที่ทันที ที่ด้านหน้าของตัวเครื่อง (1) มีที่เสียบสายเชื่อมต่อ (19) ทำหน้าที่เป็นที่เสียบสายเชื่อมต่อระหว่างกล่องควบคุม (3) กับไมโครคอนโทรเลอร์ โดยไมโครคอนโทรเลอร์จะทำหน้าที่ในการรับคำสั่งประมวลผลคำสั่งจากปุ่มต่างๆ บนกล่องควบคุม (3) และส่งคำสั่งไปควบคุมตัวเครื่อง (1) ให้เคลื่อนที่ตามที่ผู้ใช้งานตั้งไว้ ซึ่งไมโครคอนโทรเลอร์ติดตั้งอยู่ที่ฐานซึ่งอยู่ภายในกล่องพลาสติก (20)

ที่ด้ามจับด้านซ้าย ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางซ้าย (12) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ไปทางด้านข้างทางซ้าย มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางซ้าย (14) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) หมุนไปทางซ้าย ที่ด้านล่างของด้ามจับด้านซ้าย มีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ถอยหลัง (16) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ถอยหลัง ที่ด้ามจับด้านขวา ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางขวา (13) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

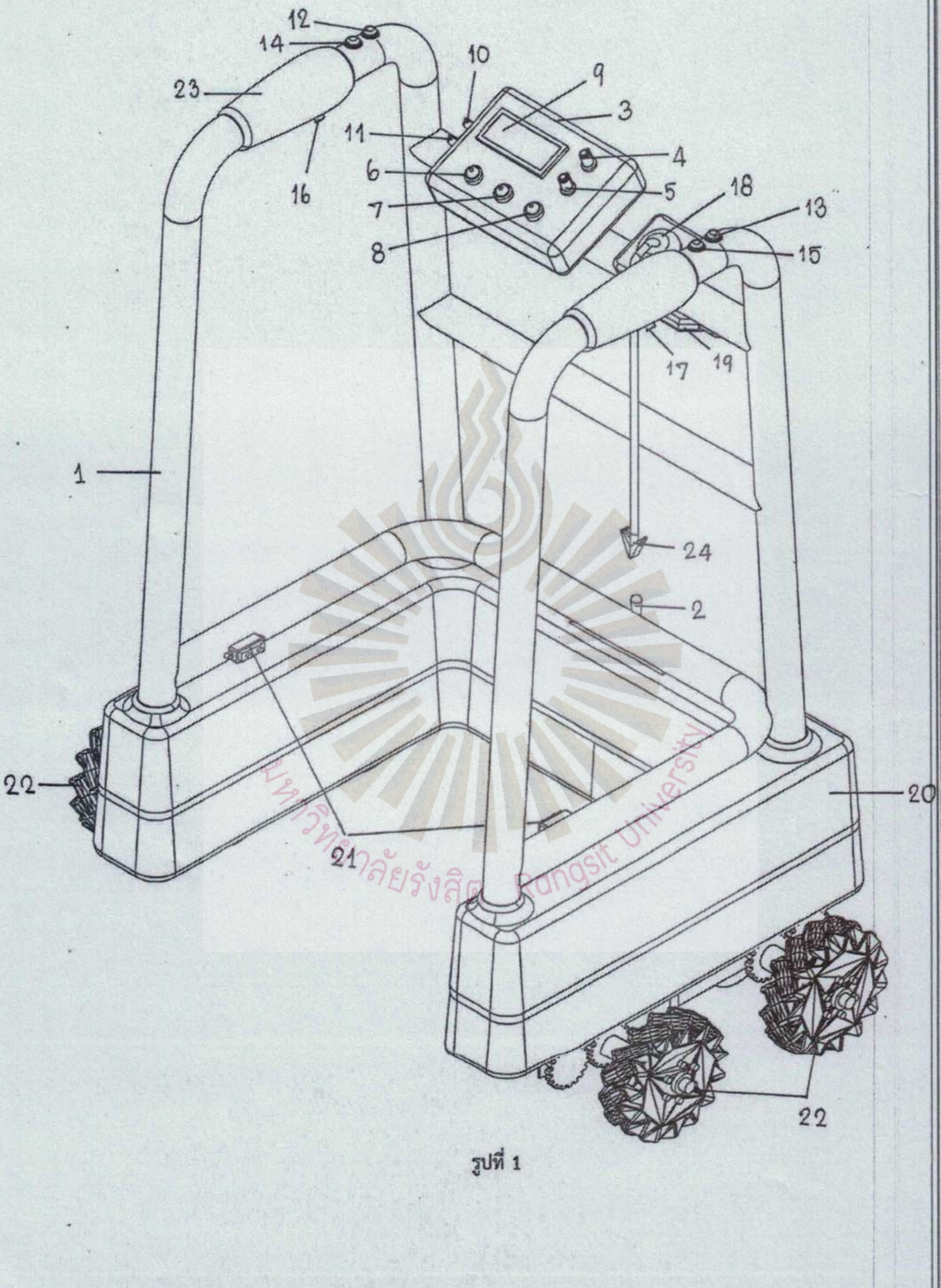
สำเนา

ไปด้านข้างทางขวา มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางขวา (15) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) หมุนไปทางขวา ที่ด้านล่างของด้ามจับด้านขวา มีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่เดินหน้า (17) โดยเมื่อกดปุ่มนี้ค้างไว้ ทำให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ไปข้างหน้า ที่ด้ามจับด้านซ้ายและขวา มียางกันลื่น (23) หุ้มอยู่ที่ด้ามจับทั้งสองข้างเพื่อให้ผู้ใช้งานจับที่ด้ามจับแล้วไม่ลื่นไถล

เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ มีลักษณะพิเศษคือฐานของตัวเครื่อง (1) มีเซนเซอร์ (21) ติดอยู่ที่โครงด้านซ้ายและด้านขวา ทำหน้าที่ตรวจจับการก้าวขาขวาหรือขาซ้าย โดยวัดระยะการก้าวได้ในช่วง 4-30 เซนติเมตร ด้านล่างของฐานของตัวเครื่อง (1) โดยตัวเครื่อง (1) นี้ขับเคลื่อนด้วยระบบล้อแมคคานัม (22) จำนวน 4 ชุด ซึ่งระบบล้อแมคคานัม (22) นี้ประกอบด้วย ล้อแมคคานัม ชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัส (Encoder) โดยล้อแมคคานัม ทำหน้าที่ให้ตัวเครื่อง (1) เคลื่อนที่ในแนวราบได้ทุกทิศทาง เฟืองทำหน้าที่ส่งผ่านแรงหมุน ปรับความเร็วและปรับทิศทางการหมุนของตัวเครื่อง (1) มอเตอร์ทำหน้าที่เป็นตัวขับเคลื่อนล้อให้หมุน และตัวถอดรหัส (Encoder) ทำหน้าที่วัดระยะทางหรือวัดความเร็วรอบของมอเตอร์และส่งคำสั่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยเครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัมนี้ ควบคุมการเคลื่อนที่ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งระบบล้อแมคคานัมติดตั้งอยู่ที่ฐานของตัวเครื่อง (1) ในส่วนของชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัสจะติดตั้งอยู่ภายในกล่องพลาสติก (20)

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

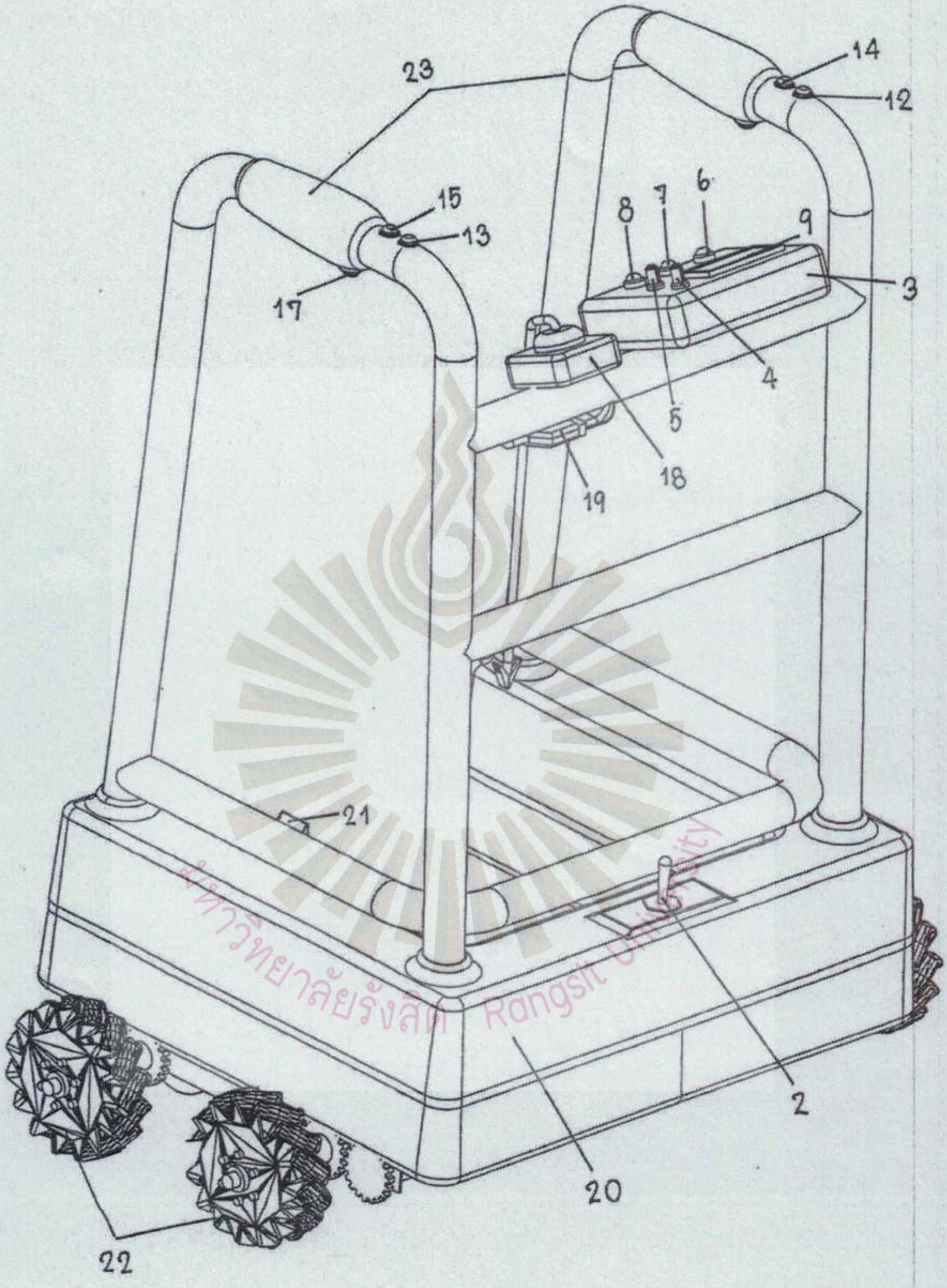
สำเนา



มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 1

สำเนา



มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

รูปที่ 2

สำเนา

บทสรุปการประดิษฐ์

เครื่องช่วยเดินและฟื้นฟูการหัดเดินโดยใช้ระบบล้อแมคคานัม ตามการประดิษฐ์นี้ใช้กับแบตเตอรี่ (Battery) 12 โวลต์ 18 แอมแปร์-ชั่วโมง ประกอบด้วย ตัวเครื่องมีด้ามจับซ้ายและขวา มีสวิทช์เปิด-ปิดการทำงานของตัวเครื่อง มีกล่องควบคุมวางอยู่ที่ด้านหน้าของตัวเครื่องโดยที่ด้านบนของกล่องควบคุมมีปุ่มปรับระยะทางต่อก้าว ปุ่มปรับอัตราเร็ว ปุ่มการเดินแบบปกติ ปุ่มการเดินแบบเป็นจังหวะ ปุ่มการบันทึกค่าการเดิน จอแสดงผล ที่ด้านข้างของกล่องควบคุมมีปุ่มปรับความสว่าง และปุ่มปรับความคมชัด มีระบบกันการล้มประกอบด้วยสวิทช์รีด (Reed Switch) และแม่เหล็กถาวรที่ผูกเชือก โดยปลายเชือกมีที่หนีบผูกติดอยู่ เมื่อสวิทช์รีดนี้มีแม่เหล็กถาวรติดอยู่ ส่วนขับเคลื่อนมอเตอร์จะทำงาน แต่เมื่อผู้ใช้เกิดการล้ม ทำให้ที่หนีบดึงแม่เหล็กถาวรแยกออกจากสวิทช์รีดนี้ ทำให้ตัวเครื่องหยุดเคลื่อนที่ทันที ที่ด้านหน้าของตัวเครื่องมีที่เสียบสายเชื่อมต่อระหว่างกล่องควบคุมกับไมโครคอนโทรเลอร์ ซึ่งไมโครคอนโทรเลอร์ติดตั้งอยู่ที่ฐานซึ่งอยู่ภายในกล่องพลาสติก ที่ด้ามจับด้านซ้าย ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางซ้าย มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางซ้ายที่ด้านล่างของด้ามจับด้านซ้าย มีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ถอยหลัง ที่ด้ามจับด้านขวา ด้านบนของด้ามจับมีปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่ด้านข้างทางขวา มีปุ่มควบคุมให้หมุนทางขวา ปุ่มควบคุมให้เคลื่อนที่เดินหน้า ด้ามจับด้านซ้ายและขวา มียางกันลื่นหุ้มอยู่ที่ด้ามจับทั้งสองข้างเพื่อให้ผู้ใช้งานจับที่ด้ามจับแล้วไม่ลื่นไถล ฐานของตัวเครื่องมีเซนเซอร์ ติดอยู่ ใช้ตรวจจับการก้าวขาขวาหรือขาซ้าย การขับเคลื่อนของเครื่องใช้ระบบล้อแมคคานัม จำนวน 4 ชุด ประกอบด้วย ล้อแมคคานัม ชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัส (Encoder) โดยเครื่องนี้ควบคุมการเคลื่อนที่ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งระบบล้อแมคคานัมติดตั้งอยู่ที่ฐานของตัวเครื่อง ในส่วนของชุดเฟือง มอเตอร์และตัวถอดรหัสจะติดตั้งอยู่ภายในกล่องพลาสติกที่ติดตั้งอยู่ที่ฐานของตัวเครื่อง

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University