

การพัฒนาระบบฝึกเดินพร้อมการประเมินผลการเดินด้วยอุปกรณ์ไคดาร์

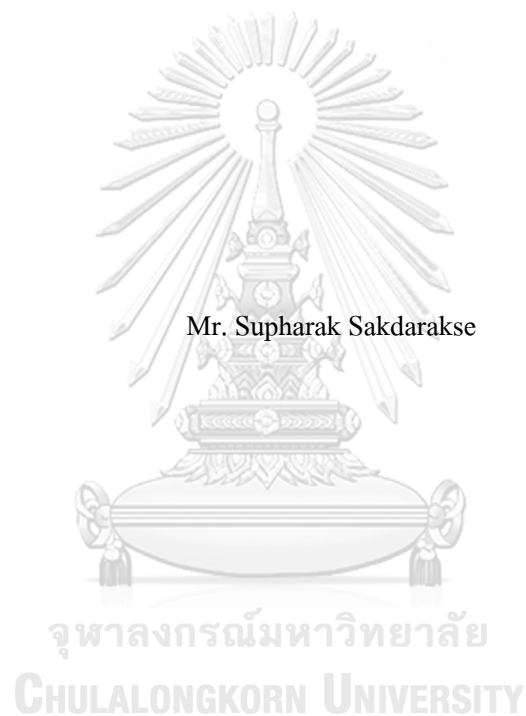


วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2565  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

DEVELOPMENT OF GAIT TRAINING SYSTEM WITH GAIT ASSESSMENT BASED ON  
LIDAR DEVICE



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2022

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบฝึกเดินพร้อมการประเมินผลการเดินด้วย อุปกรณ์ไคลดาร์
โดย	นายศุภกริช สักดาร์ภิช
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศาสตราจารย์ แพทย์หญิงอารีรัตน์ สุพุทธิธาดา

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ชีรมงคลศรี)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ศาสตราจารย์ แพทย์หญิงอารีรัตน์ สุพุทธิธาดา)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิศาล พัฒน์ชู)

ศุภรักษ์ ศักดารักษ์ : การพัฒนาระบบฝึกเดินพร้อมการประเมินผลการเดินด้วย  
 อุปกรณ์ไลดาร์. ( DEVELOPMENT OF GAIT TRAINING SYSTEM WITH GAIT  
 ASSESSMENT BASED ON LIDAR DEVICE) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ศศ. ดร.ภาควงมิ  
 สมบูรณ์, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ศ. พญ.อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ฝึกเดินที่มีการนำอุปกรณ์วัดระยะทาง  
 ด้วยแสง หรือ อุปกรณ์ไลดาร์ มาประยุกต์ใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน และนำข้อมูลการเดินที่  
 อุปกรณ์ไลดาร์เก็บได้ มาทำการประมวลผลเป็นตัวแปรการเดินต่าง ๆ ได้อย่างแม่นยำโดยไม่  
 จำเป็นต้องทำการปรับเทียบทุกครั้งก่อนใช้งาน และ ไม่จำเป็นต้องติดวัดลงบนร่างกายของ  
 ผู้ใช้งานก็สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำ โดยในการศึกษานี้ ได้ทำการทดสอบความ  
 ถูกต้องและความแม่นยำในการเก็บข้อมูลโดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ถ่ายภาพความเคลื่อนไหว  
 ทางคลินิก โดยจากการทดสอบพบว่า จากความคลาดเคลื่อนในการวิเคราะห์ตัวแปรเชิงระยะทาง  
 และ ความคลาดเคลื่อนในการวิเคราะห์ตัวแปรเชิงเวลา ที่ต่ำกว่า 10% โดยสรุป จากการทดสอบ  
 กับระบบเก็บข้อมูลการเดินมาตรฐานทางการแพทย์ มีความเป็นไปได้ที่จะนำอุปกรณ์ฝึกเดิน  
 พร้อมระบบวัดระยะทางด้วยแสงที่พัฒนาขึ้นนี้ มาใช้งานในการเก็บข้อมูลการเดินจริงได้ ซึ่ง  
 ระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นนี้ จะมีประโยชน์ในการกายภาพบำบัดและการฟื้นฟูร่างกายแบบ  
 ทางไกล

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
 CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2565

ลายมือชื่อนิติต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

## 6170409321 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORD: LIDAR, Gait training

Supharak Sakdarakse : DEVELOPMENT OF GAIT TRAINING SYSTEM WITH  
GAIT ASSESSMENT BASED ON LIDAR DEVICE. Advisor: Asst. Prof. Dr.  
Pakpum Somboon Co-advisor: AREERAT SUPUTTITADA

The purpose of this study is to develop a prototype gait training device that can perform gait assessment by incorporating a LIDAR device, a device that uses laser for measuring a distance. In this developed gait training device, the LIDAR device will collect the data and then will use these data to calculate gait parameters, such as step length, stride length, cadence and gait velocity. The benefit of this developed system is that it does not need a frequent calibration and does not require any markers to be attached on user's body during gait training. In this study, the performance of this system in collecting gait data is being validated by comparing with a clinical motion capture system. From the testing results, the percentage error in gait parameter evaluation is less than 10% which can be concluded that there is a possibility in using the developed system based on LIDAR device for collecting gait parameters with sufficient accuracy. This developed gait training system will be useful for telerehabilitation.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Field of Study: Biomedical Engineering

Student's Signature .....

Academic Year: 2022

Advisor's Signature .....

Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

ครอบครัว ที่ให้กำลังใจในการทำวิจัยครั้งนี้

คุณนัทรดาว เสพย์ธรรม ที่ให้ความรู้และคำปรึกษาในเรื่องที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์นี้

คุณประภาพรณ ศรีศรี ที่ช่วยเหลือในขั้นตอนการทดลอง

ศุภรักษ์ ศักดารักษ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญภาพ .....	1
สารบัญภาพ .....	2
สารบัญภาพ .....	3
สารบัญกราฟ .....	4
สารบัญตาราง .....	5
สารบัญตาราง .....	6
บทที่ 1 บทนำ .....	7
1.1 ที่มาและความสำคัญ .....	7
1.2 คำถามของการวิจัย.....	9
1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย .....	9
1.4 ขอบเขตงานวิจัย.....	9
กรอบความคิดงานวิจัย.....	10
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	11
1.6 วิธีการดำเนินงานวิจัย.....	11
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	12
2.1 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR) .....	12
2.1.1 นิยามและหลักการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง.....	12



2.1.2 การประยุกต์ใช้ระบบวัดระยะทางด้วยแสง.....	13
2.2 การก้าวเดินของมนุษย์ .....	14
2.2.1 นิยามของการก้าวเดินของมนุษย์ .....	14
2.2.2 วงจรการก้าวเดินของมนุษย์ (Human's gait cycle) .....	14
2.2.3 ตัวแปรการเดิน.....	15
2.2.3.1 ตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง.....	16
2.2.3.2 ตัวแปรการเดินในเชิงเวลา .....	16
2.3 ความผิดปกติในการก้าว (Gait abnormalities) .....	17
2.4 การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) .....	18
2.4.1 วิธีการเก็บข้อมูลการเดินทางคลินิก (Clinical gait data collection).....	18
2.4.1.1 การเก็บข้อมูลระยะทางและเวลา .....	18
2.5 ระบบเก็บข้อมูล / ฝึกเดินแบบทางเลือก (Improvise / Alternative gait analysis / training system) ใช้คำศัพท์ Improvise ไม่ค่อยเห็นมีใช้ในงานวิจัยทางด้านวิศวกรรม .....	20
2.5.1 กล้อง depth camera .....	20
2.5.2 กล้องดิจิทัลตราขบฉันทิตใช้ ดิจิทัล .....	23
2.5.3 กล้องอินฟราเรด .....	26
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	29
3.1 การพัฒนาระบบฝึกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์โดยอุปกรณ์ช่วงเดินร่วมกับระบบวัดระยะทางด้วยแสง .....	31
3.1.1 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง .....	33
3.1.2 โรตารี เอน โคเดอร์ (Rotary encoder) .....	35
3.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสงและระบบประมวลผลขนาดเล็กเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลและคำนวณตัวแปรทางการเดิน .....	36
3.2.1 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และคอมพิวเตอร์พีซี .....	36

3.2.1.1 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR บนอุปกรณ์ฝึกเดิน .....	36
3.2.1.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ผ่านโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์พีซี.....	38
3.2.1.3 การตรวจจับเท้าในท่า Flat Foot ด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR .....	46
3.2.1.4 การเตรียมข้อมูลระยะทางเพื่อส่งไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก .....	49
3.2.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็ก.....	51
3.2.2.1 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็กในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ผ่านโรตารี เอนโคเดอร์.....	51
3.2.2.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็กในการประมวลผลข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์พีซี .....	51
3.3 การคำนวณและการประมวลผลตัวแปรการเดิน โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารีเอนโคเดอร์ .....	57
3.3.1 การคำนวณค่าระยะทางเบื้องต้นด้วยข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR .....	57
3.3.2 การประมวลผลตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง.....	58
3.3.2.1 การคำนวณค่าระยะก้าว (Step length) ด้วยข้อมูลระยะทางจากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารีเอนโคเดอร์ .....	58
3.4 การทดสอบความถูกต้องของระบบ โดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์เป็นอุปกรณ์มาตรฐาน .....	60
3.4.1 การทดสอบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น โดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์เป็นอุปกรณ์มาตรฐาน .....	60
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล .....	72
4.1 ผลการทดสอบการเก็บข้อมูลของอุปกรณ์ .....	72
4.1.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าระยะทางของ RPLIDAR โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ .....	73

4.1.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าระยะทางของโรตารีเอนโคเดอร์โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ .....	75
4.1.3 ผลการทดสอบความถูกต้องในการตรวจจับเท้าในท่า Flat Foot โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ .....	83
4.2 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดิน โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR.....	88
4.2.1 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงระยะทาง.....	88
4.2.1.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าระยะก้าว (Step length).....	88
4.2.1.3 สรุปผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง .....	111
4.2.2 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงเวลา .....	112
4.2.2.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าอัตราการก้าว (Cadence).....	112
4.2.2.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าความเร็วในการเดิน (Velocity) .....	113
4.2.2.3 สรุปผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินในเชิงเวลา.....	114
บทที่ 5 สรุปผล อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ .....	116
5.1 สรุปผลการวิจัย .....	116
การทดสอบความแม่นยำในการเก็บข้อมูล โดยใช้ผลการคำนวณตัวแปรการเดินเป็นเกณฑ์ .....	116
5.2 อภิปรายผล.....	117
5.2.1 การประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือก .....	117
5.2.2 การพัฒนาระเบียบวิธีการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินจากระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้น.....	117
5.2.3 การตรวจสอบความถูกต้องของตัวแปรการเดินจากการฝึกเดินของกลุ่มผู้ทำการฝึกเดินด้วยระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้น โดยเปรียบเทียบกับระบบวิเคราะห์ทางการเดินในคลินิก .....	118
5.2.4 ความเป็นไปได้ในการติดตั้งระบบอื่น ๆ ลงบนระบบที่ประดิษฐ์ขึ้น.....	120

5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	122
บรรณานุกรม.....	123
ภาคผนวก.....	127
ประวัติผู้เขียน.....	140



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## สารบัญภาพ

หน้า

2.1	หลักการทํางานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง.....	12
2.2	การสร้างแผนที่ด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสงสำหรับหุ่นยนต์ทํางานสะอาด.....	13
2.3	วงจรถ่ายภาพของมนุษย์.....	14
2.4	ระยะก้าว Step length และ ระยะก้าว Stride length.....	16
2.5	การเปรียบเทียบวงจรถ่ายภาพของบุคคลสุขภาพดีกับผู้ที่มามีภาวะผิดปกติทางการเดิน.....	18
2.6	ทางเดินนำไฟฟ้า (Conductive walkway).....	19
2.7	การวิเคราะห์การเดินผ่านการใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหว.....	19
2.8	กล้อง depth camera Microsoft Kinect™.....	21
2.9	โมเดลโครงกระดูกที่จากโปรแกรมตรวจจับร่างกายมนุษย์จากกล้อง Microsoft Kinect™.....	21
2.10	การเก็บข้อมูลการเดินด้วยกล้อง Microsoft Kinect™.....	22
2.11	ตัวอย่างระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่นำกล้องวีดีโอมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน.....	23
2.12	ตัวอย่างระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่นำกล้องของโทรศัพท์มือถือมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน.....	24
2.13	ตัวอย่างการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง (ในวงกลมสีแดง) ในการเก็บข้อมูลการเดิน.....	25
2.14	ตัวอย่างการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง (ในวงกลมสีเหลือง) ในการเก็บข้อมูลการเดิน.....	25
2.15	ชุดระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องอินฟราเรด.....	26
3.1	ระบบที่ได้พัฒนาขึ้น.....	30
3.2	อุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ติดตั้งอยู่บนระบบฝึกเดินแบบประยุกต์ที่พัฒนาขึ้น.....	32
3.3	รูปร่างและขนาดของ RPLIDAR A2M6.....	34
3.4	ตัวอย่างของข้อมูลที่ได้จาก RPLIDAR ในรูปของข้อมูล .txt.....	34
3.5	โรตารีเอ็นโคเดอร์ที่ติดตั้งบนล้อของอุปกรณ์ช่วยเดิน.....	35

## สารบัญภาพ

	หน้า
3.6 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR.....	36
3.7 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จากมุมมอง Top view.....	37
3.8 แปลนกราฟระยะทาง - มุม ของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR.....	37
3.9 โปรแกรม Frame_grabber.exe.....	39
3.10 โปรแกรม Ultra_simple.exe.....	40
3.11 โหมดการทำงานต่าง ๆ และค่าความละเอียดและระยะทางสูงสุดของ RPLIDAR.....	41
3.12 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการหมุนกับความละเอียดของข้อมูล.....	43
3.13 ช่วง Stance phase ในวงจรการก้าว.....	46
3.14 ตัวอย่างคำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซีไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก.....	49
3.15 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากระบบประมวลผลขนาดเล็กผ่านทางโทรศัพท์มือถือ ระบบปฏิบัติการ Android.....	53
3.16 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากระบบประมวลผลขนาดเล็กที่ได้ผ่านการแปลงให้เป็น .txt text file .....	54
3.17 แผนภาพลักษณะการอ่านข้อมูลของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR.....	57
3.18 แผนภาพแสดงวิธีการคำนวณระยะก้าว (Step length).....	58
3.19 แผนภาพแสดงวิธีการคำนวณระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length).....	59
3.20 แผนภาพการติดตุ้ม Marker สะท้อนแสงที่อุปกรณ์ และรองเท้า.....	61
3.21 การทดสอบอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นควบคู่กับการใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทาง การแพทย์ .....	62

## สารบัญภาพ

หน้า

3.22 ตัวอย่างข้อมูลที่ได้จาก Optitrack ในรูปของไฟล์ .csv.....	63
3.23 ตัวอย่างข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR ในรูปของ .txt text file.....	64
3.24 ตัวอย่างข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR ที่ถูกนำเข้าสู่วโปรแกรม Microsoft Excel™.....	64
3.25 ตัวอย่างของเท้าที่ในจุดเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงเท้า.....	67
3.26 แผนภาพตำแหน่งของตุ่ม Marker และแผนการคำนวณ Point to line.....	68
3.27 ตัวอย่างชุดคำสั่ง Point to line โปรแกรม MATLAB™.....	69
3.28 แผนภาพการคำนวณค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป.....	70
3.29 ตัวอย่างชุดคำสั่ง Point to line โปรแกรม MATLAB.....	71
4.1 แผนภาพแสดงความเป็นไปได้ที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะคลาดจากจุดที่เท้าในจังหวะที่ เท้าอยู่ในท่วงท่า Foot flat.....	84
4.2 แผนภาพแสดงความเป็นไปได้ที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะตีความพลาดว่าเท้าในจังหวะ นั้นไม่ใช่เท้าในท่วงท่า Foot flat.....	85
5.1 แผนภาพแสดงการคำนวณตัวแปรการเดิน ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวของวงจรการ เดิน (Stride length) โดยใช้ข้อมูลจากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR.....	118
5.2 ตัวอย่างปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการทดสอบอุปกรณ์.....	120

## สารบัญกราฟ

หน้า

3.1 ตัวอย่างภาพของเท้าที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง.....	47
3.2 กราฟตัวอย่างพิกัดจุดของเท้าในแกน Y ที่ได้จากระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ .....	65
4.1 กราฟตัวอย่างข้อมูลตำแหน่งของเท้าที่ใช้ข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไปเป็นตัวตั้ง .....	82
4.2 กราฟตัวอย่างข้อมูลตำแหน่งของเท้าในท่า Flat ที่ใช้ข้อมูลเวลาที่ตรวจพบเป็นตัวตั้ง .....	87





## สารบัญตาราง

หน้า

2.1 ตารางสรุปข้อดี-ข้อด้อยของอุปกรณ์ / ระบบวิเคราะห์การเดินแบบทางเลือกแบบต่าง ๆ.....	27
3.1 การออกแบบระบบฝึกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัย.....	29
3.2 ตารางเปรียบเทียบความละเอียดในการเก็บข้อมูลของแต่ละโหมดการทำงาน.....	42
3.3 จำนวนข้อมูลที่ได้จาก RPLIDAR A3M ที่ความเร็วหมุนต่าง ๆ.....	44
3.4 จำนวนรอบที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR สามารถตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat ได้.....	45
3.5 ค่าเฉลี่ยจำนวนจุดข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat, Heel off และ Toe off ที่ระยะต่าง ๆ.....	48
4.1 ผลของการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของระบบวัดระยะด้วยแสง RPLIDAR.....	73
4.2 ผลของการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของโรตารี เอน โคเดอร์.....	75
4.3 ผลของการทดสอบการตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat.....	83
4.4 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าว (Step length).....	88
4.4.1 ข้อมูลค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้ทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดออกไปแล้ว.....	90
4.4.2 ข้อมูลค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้ค่าระยะทางจากโรตารี เอน โคเดอร์ที่ได้ทำการปรับเทียบใหม่.....	97
4.5 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length).....	102
4.5.1 ข้อมูลค่าระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length) ที่ได้ทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดออกไปแล้ว.....	104

## สารบัญตาราง

หน้า

4.5.2 ข้อมูลค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้ค่าระยะทางจากโรตารี เอนโคเดอร์ที่ได้ทำการปรับเทียบใหม่	108
4.6 ผลของการทดสอบการประมวลค่าอัตราการก้าว (Cadence)	112
4.7 ผลของการทดสอบการประมวลค่าความเร็วในการเดิน (Velocity)	113
5.1 ตัวอย่างชุดข้อมูลของเท้าที่อยู่ในท่าทางทำ Foot flat ของก้าวเดียวกันในจุดเวลาที่ต่างกัน	121

## บทที่ 1 บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

การแยกแยะท่าทางการเดิน (Gait assessment) เป็นกระบวนการแยกแยะท่าทางการเดินของมนุษย์เพื่อนำมาทำการวิเคราะห์และประยุกต์ในด้านต่าง ๆ ในทางด้านการแพทย์ เช่น เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคต่าง ๆ [1] ซึ่งเพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลการเดินทางการแพทย์ได้อย่างแม่นยำนั้น จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เก็บข้อมูลทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่น แผ่นวัดแรง (Force plates) ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหว (Motion capture system) ซึ่งแม้ว่าระบบเหล่านี้จะให้ผลการวิเคราะห์ที่แม่นยำ แต่ระบบเหล่านี้ก็มีข้อจำกัด เช่น ไม่สามารถนำออกมาใช้นอกพื้นที่ทางคลินิกได้เพราะปัจจัยต่าง ๆ เช่น อุปกรณ์เหล่านี้มีราคาสูง จำเป็นต้องมีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการใช้อุปกรณ์เหล่านี้มาช่วยในกำกับการใช้งานอุปกรณ์เหล่านี้ [2] ผู้ฝึกเดินจึงยังไม่สามารถทำการฝึกเดินนอกสถานพยาบาลอย่างมีประสิทธิภาพได้ ระบบฝึกเดินแบบพกพาที่สามารถตรวจวัดตัวแปรในการเดินจึงมีความสำคัญเพื่อที่จะให้ผู้ฝึกเดินสามารถใช้งานในการฝึกเดินในชีวิตประจำวันนอกสถานพยาบาลได้อย่างมีประสิทธิภาพ อีกทั้งแพทย์ผู้ดูแลหรือนักกายภาพบำบัดยังสามารถนำข้อมูลการเดินที่เก็บบันทึกจากอุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อพัฒนาการของผู้ฝึกและนำไปประกอบการรักษาได้อีกด้วย

ในช่วงเวลาที่ผ่านมาได้มีการวิจัยและการประยุกต์ใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพกพาต่าง ๆ เพื่อให้สามารถนำมาใช้แทนระบบวิเคราะห์การเดินมาตรฐานทางการแพทย์ เช่น การนำกล้อง Depth camera เช่น Microsoft Kinect™ [2 - 5] มาใช้ในการเก็บข้อมูลทางการเดินเพื่อนำมาประมวลผลเป็นตัวแปรการเดิน โดยตามกลไกการทำงานของ Microsoft Kinect™ ซึ่งใช้หลักการจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ที่อยู่ในลักษณะของโมเดลโครงกระดูก (Skeletal model) ซึ่งแม้ว่า Microsoft Kinect™ จะมีความแม่นยำในการเก็บข้อมูลค่อนข้างสูง แต่เพื่อให้ได้ความแม่นยำที่สูงนั้น กล้อง Depth camera จำเป็นต้องใช้คู่กับอุปกรณ์หรือระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูงซึ่งอาจมีราคาที่สูง นอกจากนี้กล้อง Depth camera นั้นเป็นอุปกรณ์ที่ไม่ได้มีการนำมาใช้งานอย่างแพร่หลายทำให้ต้องมีความเชี่ยวชาญในการใช้งานในระดับหนึ่งถึงจะสามารถใช้งานได้เต็มประสิทธิภาพ

นอกจากนี้ กล้องดิจิทัล เช่น กล้องวิดีโอ [6 , 7] และ กล้องโทรศัพท์มือถือ [8] ยังได้ผ่านการปรับปรุงหรือดัดแปลงเพื่อนำมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน โดยกล้องดิจิทัลนั้นมีข้อดีที่เป็นอุปกรณ์ที่สามารถใช้งานได้ง่ายโดยผู้ใช้ทั่วไป ทำให้ไม่จำเป็นต้องมีความเชี่ยวชาญที่สูงก็สามารถใช้อุปกรณ์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ตัวอย่างเช่น ในกรณีของโทรศัพท์มือถือที่เพียงแค่ทำการติดตั้งโปรแกรมเก็บข้อมูลลงไปก็สามารถนำมาใช้ในการฝึกเดินได้ แต่ถึงแม้กล้องดิจิทัลจะใช้งานได้ง่าย แต่เพื่อให้เก็บข้อมูลการเดินได้อย่างแม่นยำนั้น กล้องดิจิทัลจำเป็นต้องมีการปรับเทียบ (Calibration) ทุกครั้งก่อนใช้งาน ซึ่งอาจทำให้เกิดความยุ่งยากในการใช้งานได้ในบางกรณี นอกจากนี้ยังต้องมีการใช้หรือติดอุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิงเช่น แผ่นสะท้อนแสง (reflective plate) หรือ ตุ่มสะท้อนแสง (reflective marker) บนร่างกายของผู้ฝึกเดินในขณะที่ใช้งาน เพื่อให้กล้องดิจิทัลจับตำแหน่งของเท้าได้ ซึ่งอาจลดความสะดวกในการใช้งานได้

กล้องอินฟราเรด [9] ที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน โดยใช้วิธีการจับตำแหน่งของหลอดอินฟราเรด (IR bulb) ที่ติดอยู่บนรองเท้า โดยข้อดีของการเก็บข้อมูลการเดินด้วยกล้องอินฟราเรดนั้น จาก Wisitwekin, A. และคณะ [9] ระบบฝึกเดินแบบประยุกต์ที่ใช้กล้องอินฟราเรดนั้น ไม่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบ (Calibration) ก่อนทุก ๆ ครั้งในใช้งานก็สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำได้ แต่ถึงแม้การใช้งานกล้องอินฟราเรดจะมีข้อดีดังที่กล่าวไปข้างต้น เพื่อให้กล้องอินฟราเรดสามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างแม่นยำนั้นจำเป็นต้องมีการติดอุปกรณ์อ้างอิงซึ่งอยู่ในรูปของหลอดอินฟราเรด (IR bulb) เข้ากับตัวผู้ฝึกเดินก่อนการใช้งาน

วิทยานิพนธ์นี้จึงขอเสนอการนำการพัฒนาอุปกรณ์ฝึกเดินแบบทางเลือกที่ประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดระยะทางด้วยแสงเลเซอร์ (LIght Detection And Ranging : LIDAR) แบบสองมิติมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดินเพื่อนำมาคำนวณตัวแปรการเดิน ซึ่งระบบนี้ได้นำเสนอวิธีในการเก็บข้อมูลการเดินอย่างถูกต้องโดยไม่จำเป็นต้องมีปรับเทียบ (Calibration) ทุกครั้งก่อนการใช้งาน และไม่จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์อ้างอิง เช่น แผ่นสะท้อนแสง (reflective plate) หรือ ตุ่มสะท้อนแสง (reflective marker) ติดเข้าที่ตัวผู้ฝึกเดินก็ยังสามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างถูกต้องเพียงพอต่อการนำไปใช้ในการฝึกเดินได้ โดยได้ทำการทดสอบอุปกรณ์ฝึกเดินแบบทางเลือกที่พัฒนาขึ้นนี้กับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามมาตรฐานทางคลินิกเพื่อยืนยันประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้

## 1.2 คำถามของการวิจัย

สามารถพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดิน โดยการประยุกต์ใช้งานระบบอุปกรณ์วัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR) แบบสองมิติมาใช้ในการตรวจสอบตรวจตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริงได้อย่างมีประสิทธิภาพเพียงพอต่อการนำไปใช้งานในการฝึกเดินหรือไม่

## 1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

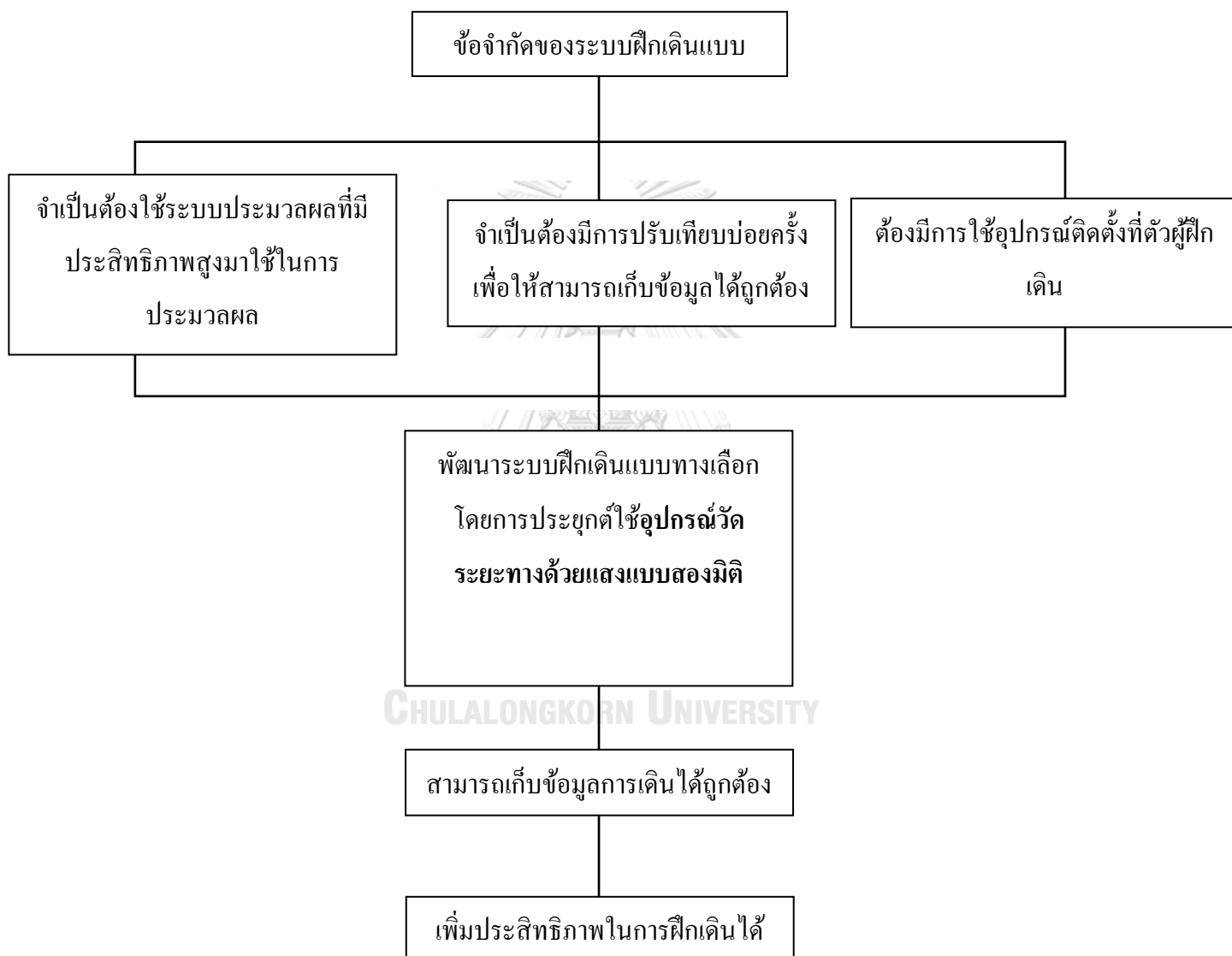
1. ศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบฝึกเดิน โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อ มีการนำระบบวัดระยะด้วยแสงเลเซอร์แบบสองมิติมาใช้ในวัดตำแหน่งของเท้าและประเมินผลการเดินของผู้ที่ทำการฝึกเดินในระหว่างการฝึกเดิน
2. พัฒนาระเบียบวิธีเพื่อวิเคราะห์ตัวแปรการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้น
3. ตรวจสอบความถูกต้องของตัวแปรการเดินจากการฝึกเดินของกลุ่มผู้ทำการฝึกเดิน โดยระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับระบบวิเคราะห์การเดินในทางคลินิก
4. ศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้ระบบวัดระยะด้วยแสงเลเซอร์แบบสองมิตินี้ในการพัฒนาระบบเคลื่อนไหวอัตโนมัติของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อ

## 1.4 ขอบเขตงานวิจัย

1. ศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบฝึกเดิน โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อ โดยนำระบบวัดระยะทางด้วยแสงเลเซอร์มาใช้ในการอ่านข้อมูลที่เก็บได้วัดตำแหน่งของเท้าและประเมินผลการเดิน
2. พัฒนาระบบวิเคราะห์ตัวแปรการเดินที่สามารถวิเคราะห์ตัวแปรการเดินต่าง ๆ แบบตามเวลาจริงได้ดังนี้
  - ความยาวก้าว (Step length)
  - ความยาวก้าว (Stride length)
  - จำนวนก้าว (Cadence)
  - ความเร็วในการเดิน (Speed)
3. ตรวจสอบความถูกต้องของตัวแปรการเดินจากการฝึกเดินของกลุ่มผู้ทำการฝึกเดินซึ่งประกอบด้วยผู้ป่วยและบุคคลปกติโดยใช้ระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้น

4. ศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้ระบบวัดระยะด้วยแสงเลเซอร์แบบสองมิติในการพัฒนาเพิ่มระบบเคลื่อนไหวอัตโนมัติของอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อ

#### กรอบความคิดงานวิจัย



### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถพัฒนาระบบฝึกเดินที่มีความเหมาะสมต่อการใช้งานนอกสถานพยาบาล
2. อุปกรณ์ฝึกเดินต้นแบบสามารถนำไปพัฒนาเพื่อให้นำไปใช้งานจริงในกลุ่มงานกายภาพบำบัดได้
3. อุปกรณ์ฝึกเดินต้นแบบสามารถนำไปพัฒนาให้มีความสะดวกในการใช้งานมากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้งานโดยผู้สูงอายุ

### 1.6 วิธีการดำเนินงานวิจัย

การศึกษาวิจัยแบ่งออกเป็น 2 ช่วง

1. ช่วงพัฒนาระบบฝึกเดินแบบ โดยใช้อุปกรณ์ฝึกเดินร่วมกับระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาและวิเคราะห์หลักการทำงานของอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในงานวิจัย จากนั้นทำการออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่ใช้ อุปกรณ์วัดระยะทางด้วยแสงแบบสองมิติ แล้วทำการตั้งค่าการทำงานของระบบก่อนที่จะนำไปทำการทดสอบความถูกต้องของระบบในขั้นต่อไป

2. ช่วงทดสอบความถูกต้องของระบบโดยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมาตรฐานทางคลินิก

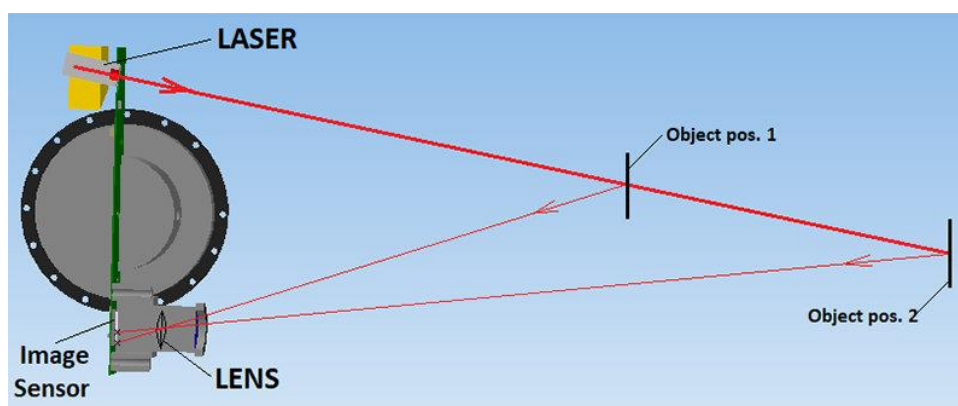
ในช่วงการทดสอบความถูกต้องของการเก็บข้อมูลการเดินของระบบ โดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหว Optitrack™ (Optitrack™, NaturalPoint, Inc. , USA) เป็นระบบอ้างอิง โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ชุด คือ การทดสอบหาความแม่นยำในการคำนวณตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง และ การทดสอบความแม่นยำในการคำนวณตัวแปรการเดินในเชิงเวลา

## บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR)

#### 2.1.1 นิยามและหลักการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR, Light Detection And Ranging) คือระบบวัดระยะทางที่ใช้หลักการการสะท้อนของแสงจากวัตถุเข้าสู่อุปกรณ์รับภาพ โดยระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะมีส่วนประกอบหลักอยู่ 2 ส่วน คือ ตัวกำเนิดแสง (Light source) และ ตัวรับแสง (Sensor) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 หลักการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ที่มา: <https://www.generationrobots.com/blog/en/what-is-lidar-technology/>

การคำนวณหาระยะทางโดยใช้ระบบวัดระยะทางด้วยแสงนั้น สามารถทำได้โดยใช้การคำนวณตามสมการที่ 2.1

$$\text{ระยะทาง} = \frac{\text{ความเร็วของแสง} (\approx 3 \times 10^8 \text{ เมตร/วินาที}) \times \text{เวลา}}{2} \quad (2.1)$$



### 2.1.2 การประยุกต์ใช้ระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR) ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิศวกรรม หรือ ผลิตภัณฑ์ต่าง ๆ เช่น

#### 1. ระบบแผนที่สำหรับหุ่นยนต์ทำความสะอาด

ได้มีการนำระบบวัดระยะทางด้วยแสงมาประยุกต์ใช้กับผลิตภัณฑ์หุ่นยนต์ทำความสะอาด โดยระบบวัดระยะทางด้วยแสงนั้นจะถูกนำมาใช้ในการสร้างแผนที่เพื่อให้หุ่นยนต์สามารถนำทางตัวเองไปยังพื้นที่ต่าง ๆ ภายในบ้าน ตามรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การสร้างแผนที่ด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสงสำหรับหุ่นยนต์ทำความสะอาด

<https://mightygadget.co.uk/robot-vacuum-mapping-how-this-technology-revolutionizes-home-cleaning/>

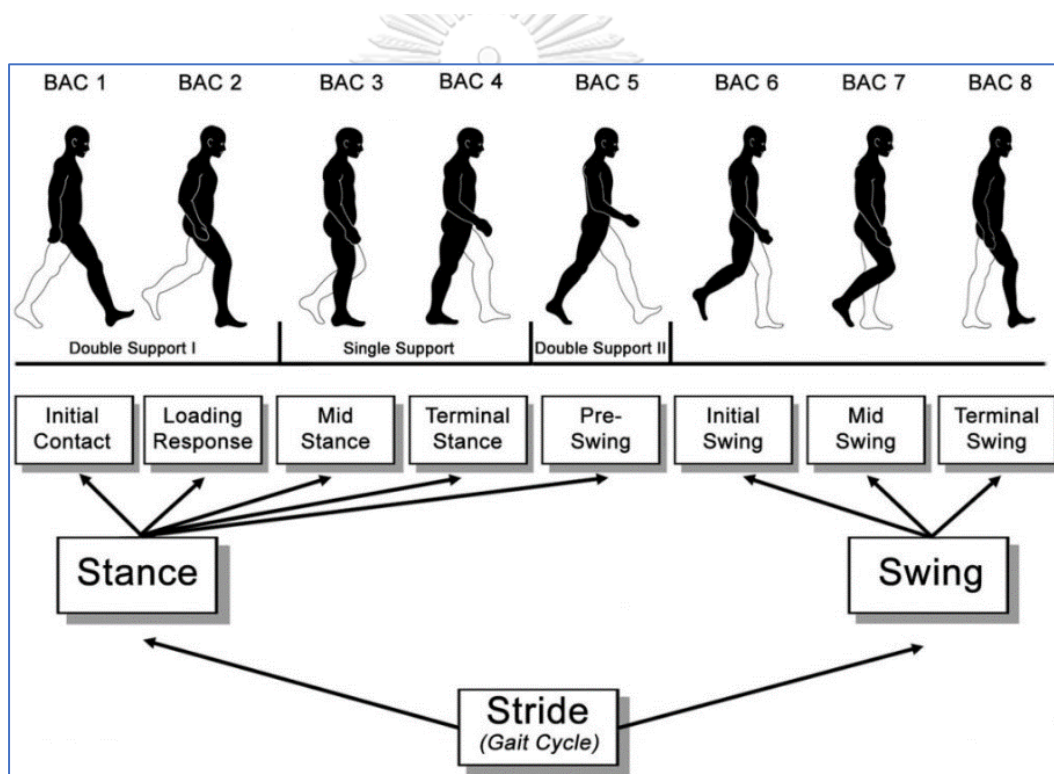
## 2.2 การก้าวเดินของมนุษย์

### 2.2.1 นิยามของการก้าวเดินของมนุษย์

การเดินของมนุษย์ (Human's gait) คือ การเคลื่อนไหวของร่างกายในรูปแบบของการก้าวเท้าไปข้างในลักษณะเท้าซ้าย - เท้าขวา หรือ เท้าขวา - เท้าซ้าย [11] โดยจุดมุ่งหมายหลักของการก้าว / การเดิน คือ การเคลื่อนไหว หรือ พาร่างกายไปในทิศทางที่เราต้องการ

### 2.2.2 วงจรการก้าวเดินของมนุษย์ (Human's gait cycle)

วงจรการก้าวของมนุษย์นั้น ประกอบไปด้วย 2 ช่วงหลัก ๆ คือ ช่วง Stance phase และ ช่วง Swing phase ตามรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 วงจรการก้าวเดินของมนุษย์ [10]

จากรูปที่ 2.3 Stance phase คือ ช่วงที่เท้าอยู่กับที่ โดยใน stance phase นั้นประกอบไปด้วย 5 ท่วงท่า คือ Initial contact, Loading response, Midstance, Terminal stance และ Pre-swing

ส่วน Swing phase คือ ช่วงที่เท้ามีการเคลื่อนที่หรือก้าวไปข้างหน้า โดยใน swing phase นั้นประกอบไปด้วย 3 ท่วงท่า คือ Initial swing, Mid swing, Terminal swing

โดยท่วงท่าต่าง ๆ ดังกล่าวนั้นจะลักษณะต่อไปนี้

1. ท่า Initial contact หรือท่า Heel strike คือท่าที่ ส้นเท้าและปลายเท้าหน้าของเท้าฝั่งตรงข้ามแตะพื้นทำให้เกิด Double support ขึ้น
2. ท่า Loading response หรือท่า Foot flat คือท่าที่ เท้าลงเหยียบพื้นเต็มที่
3. ท่า Mid stance คือท่าที่ขาและเท้าฝั่งตรงข้ามเคลื่อนเข้าหาลำตัวเนื่องจากการงอของเข่า
4. ท่า Terminal stance คือท่าที่ขาและเท้าฝั่งตรงข้ามได้ออกนาร่างกายไป

\*\* ในท่า Mid stance และ ท่า Terminal stance นั้นเกิด single support ขึ้นจากการที่เท้าหนึ่งข้างได้มีการเหยียบพื้นเอาไว้

5. ท่า Pre-swing หรือท่า Heel off คือท่าที่ส้นเท้าถูกยกขึ้นแต่ปลายเท้ายังเหยียบพื้นอยู่ และปลายเท้าตรงข้ามเหยียบอยู่บนพื้น

\*\* ในท่า Pre-swing หรือท่า Heel off, ท่า Initial contact หรือท่า Heel strike และ ท่า Loading response หรือท่า Foot flat นั้นเกิด Double support ขึ้นจากการที่เท้าทั้ง 2 ข้างเหยียบอยู่บนพื้น

6. ท่า Mid swing คือท่าที่เท้าอยู่ในระหว่างการก้าว
7. ท่า Terminal swing คือท่าที่ใกล้สิ้นสุดการก้าว โดยที่ส้นเท้าใกล้เหยียบพื้น

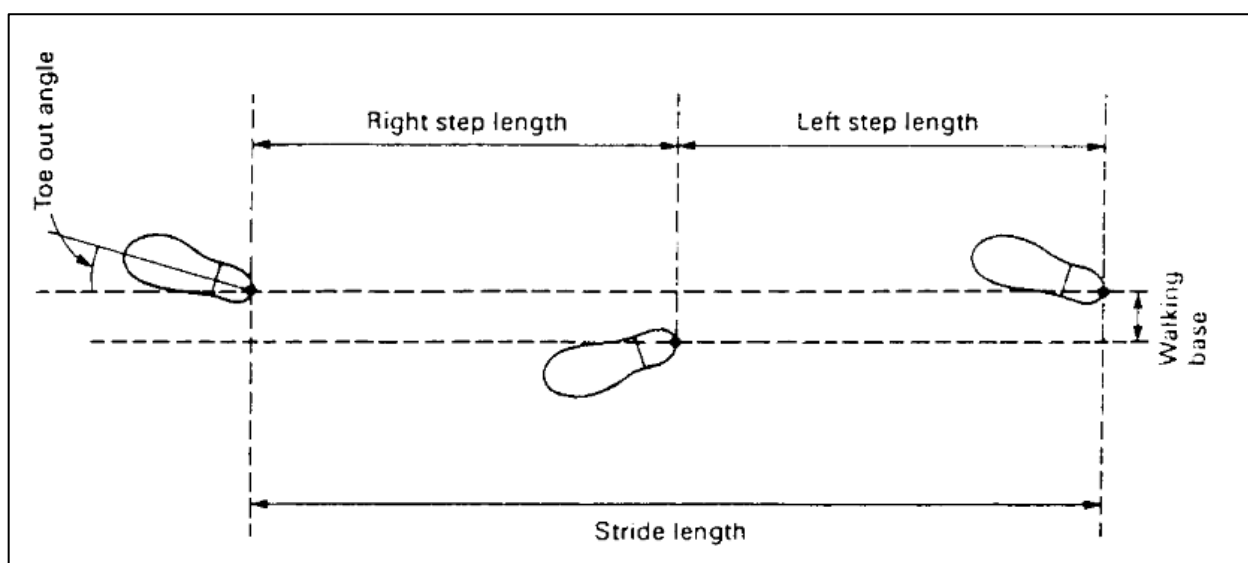
### 2.2.3 ตัวแปรการเดิน

ตัวแปรการเดิน คือ ค่าตัวแปรที่ได้จากการนำข้อมูลการเดินมาวิเคราะห์ โดย ตัวแปรการเดินสามารถได้ออกเป็น 2 ชนิด คือ ตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง และ ตัวแปรการเดินในเชิงเวลา

### 2.2.3.1 ตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง

ระยะก้าว (Step length) คือ ระยะทางระหว่างปลายเท้าข้างหนึ่งถึงปลายเท้าอีกข้างหนึ่ง

ระยะก้าวในวงจรการเดิน (Stride length) คือ ระยะทางที่เท้าข้างหนึ่งเคลื่อนที่ไปใน 1 วงจรการก้าว โดย ระยะทาง (Stride length) มีค่าเท่ากับผลรวมระหว่างระยะก้าว (Step length) ที่ติดกัน [13] ตามที่แสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ระยะก้าว Step length และ ระยะก้าว Stride length [13]

### 2.2.3.2 ตัวแปรการเดินในเชิงเวลา

Step time คือ ระยะเวลาของการเดิน โดยเริ่มนับจากระยะทางระหว่างปลายเท้าข้างหนึ่งจนถึงปลายเท้าอีกข้างหนึ่ง

Stride time คือ ระยะเวลาการเดิน โดยเริ่มนับจากระยะทางที่เท้าข้างหนึ่งเคลื่อนที่ไปใน 1 วงจรการก้าว

Cadence คือ อัตราการก้าวต่อ 1 หน่วยเวลา โดยมีหน่วยเป็น (ก้าว / 1 นาที) ซึ่งสามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.2

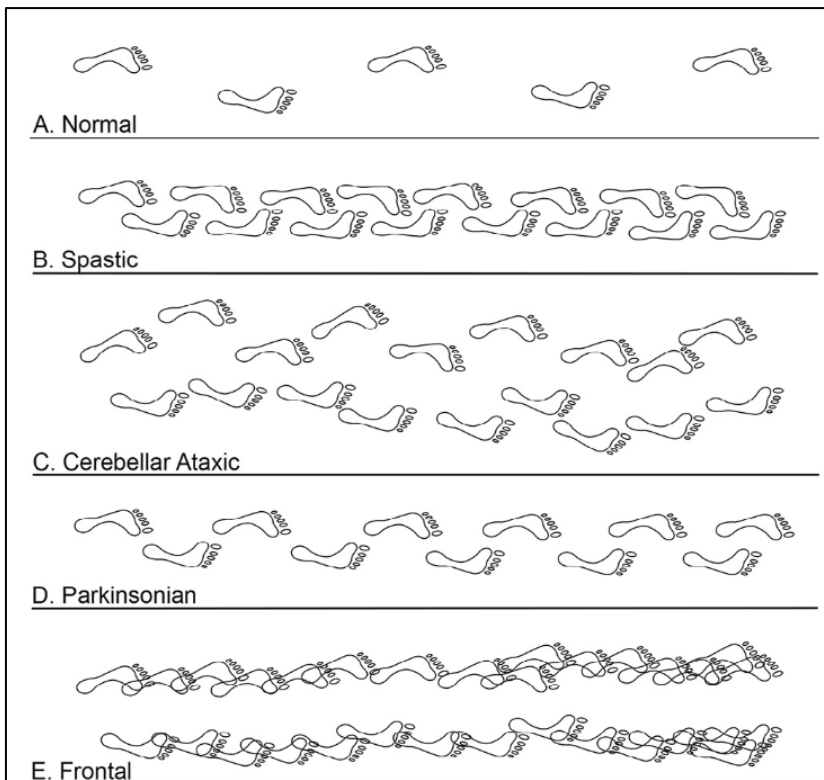
$$\text{Cadence} = \text{จำนวนก้าว} \times \frac{60}{\text{เวลา (วินาที)}} \quad (2.2)$$

Velocity คือ ความเร็วในการเดินในช่วงเวลาที่กำหนด [13] ซึ่งสามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.3

$$\text{Velocity} = \text{ระยะก้าวทั้งหมด (Total Stride length)} \times \frac{\text{Cadence}}{120} \quad (2.3)$$

### 2.3 ความผิดปกติในการก้าว (Gait abnormalities)

จากค่าตัวแปรการเดินที่ได้กล่าวไปในข้างต้น ตัวแปรการเดินเหล่านี้จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ / วินิจฉัยสุขภาพของผู้เดินได้ ตัวอย่างเช่น ผู้ที่มีสุขภาพดีจะมีอัตราการก้าว (Cadence) อยู่ที่ 80 – 110 ก้าว / นาที หรือ มีความเร็วในการเดินเฉลี่ยอยู่ที่ 60 – 80 เมตร / นาที [14] ในทางกลับกัน ผู้ที่มีอาการป่วยที่มีความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกระดูกและกล้ามเนื้อ (Musculoskeletal gait disorders) หรือทางประสาท (Neurologic gait disorders) ที่อาจส่งผลต่อการเดิน เช่น โรคพาร์กินสัน (Parkinson's disease) และ โรคปลอกประสาทเสื่อมแข็ง (Multiple sclerosis) เป็นต้น โดยผู้ป่วยเหล่านี้จะมีค่าตัวแปรการเดินที่ต่างจากผู้ที่มีสุขภาพดี เช่น มีระยะก้าวที่สั้นลง มีอัตราการก้าวที่ลดลง ความเร็วในการเดินลดลง เป็นต้น โดยความแตกต่างระหว่างผู้ป่วยกับคนสุขภาพดีนั้นหากทำการพิจารณาวงจรการเดินตามรูปที่ 2.5 แล้วก็จะสังเกตเห็นได้ว่าวงจรการเดินของบุคคลสุขภาพดีกับวงจรการเดินของผู้ที่มีอาการผิดปกติทางการเดินนั้นมีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน



รูปที่ 2.5 การเปรียบเทียบวงจรการก้าวของบุคคลสุขภาพดีกับผู้มีภาวะผิดปกติทางการเดิน [15]

## 2.4 การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis)

การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) คือ การศึกษาการก้าวเดินของมนุษย์อย่างเป็นระบบ โดยข้อมูลที่ได้จากการศึกษานั้น สามารถนำมาในการวิจัยหรือใช้ในการวินิจฉัยทางการแพทย์ การวิเคราะห์การเดินทางการแพทย์ (Clinical gait analysis) นั้นคือการเก็บข้อมูลการเดินเพื่อนำมาใช้ในการวินิจฉัยโรคหรือติดตาม การรักษา [16]

### 2.4.1 วิธีการเก็บข้อมูลการเดินทางคลินิก (Clinical gait data collection)

#### 2.4.1.1 การเก็บข้อมูลระยะทางและเวลา

ข้อมูลระยะทางตัวอย่างเช่น ระยะก้าว (Step length), ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) และ ข้อมูลเวลานั้น จะนำมาใช้ในการคำนวณค่าอัตราการก้าว (Cadence) โดย เพื่อให้ทราบถึงทั้งข้อมูลระยะทางและข้อมูลเวลานั้น จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ที่สามารถจับจุดตำแหน่งของเท้า ณ เวลาต่าง ๆ ซึ่งสามารถทำได้ผ่านการใช้อุปกรณ์ต่าง ๆ เช่น ทางเดินนำไฟฟ้า (Conductive walkway) ตามรูปที่ 2.6 ซึ่งจะทำการเก็บข้อมูลตำแหน่งและเวลาที่เท้าเหยียบพื้น แล้วนำข้อมูลตำแหน่งและ

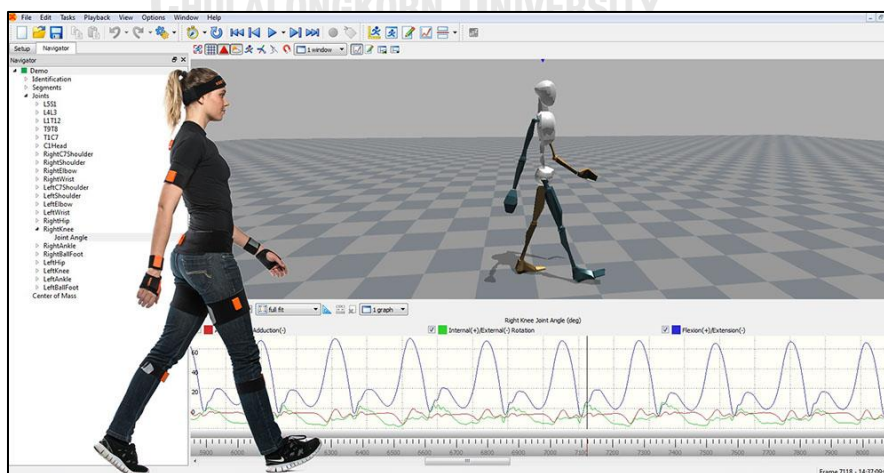
เวลาที่เก็บได้นั้น มาทำการคำนวณค่าระยะก้าวต่าง ๆ (ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวของ  
วงจรถ่ายการเดิน (Stride length)) ใช้ให้เหมือนกัน และ ค่าอัตราการเดินทาง (Cadence)



รูปที่ 2.6 ทางเดินนำไฟฟ้า (Conductive walkway)

ที่มา <https://scienceofparkinsons.com/2018/08/03/spinal-2/>

นอกจากทางเดินนำไฟฟ้าแล้ว ยังมีระบบอื่น ๆ ที่สามารถเก็บข้อมูลการเดินที่ให้ข้อมูลใน  
รูปแบบที่ใกล้เคียงกันได้ เช่น ระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว (Motion capture system) ตามรูปที่  
2.7 ซึ่งจะทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายในช่วงเวลาต่าง ๆ แล้วนำข้อมูลตำแหน่งและ  
ข้อมูลเวลาไปใช้ในการคำนวณค่าระยะก้าวต่าง ๆ (ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวของวงจ  
การเดิน (Stride length)) และ ค่าอัตราการเดินทาง (Cadence)



รูปที่ 2.7 การวิเคราะห์การเดินผ่านการใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหว (Motion capture system)

ที่มา: <https://www.xsens.com/tags/gait-analysis/>

## 2.5 ระบบเก็บข้อมูล / ฝึกเดินแบบทางเลือก (Improvised / Alternative gait analysis / training system) ใช้คำศัพท์ **Improvise** ไม่ค่อยเห็นมีใช้ในงานวิจัยทางด้านวิศวกรรม

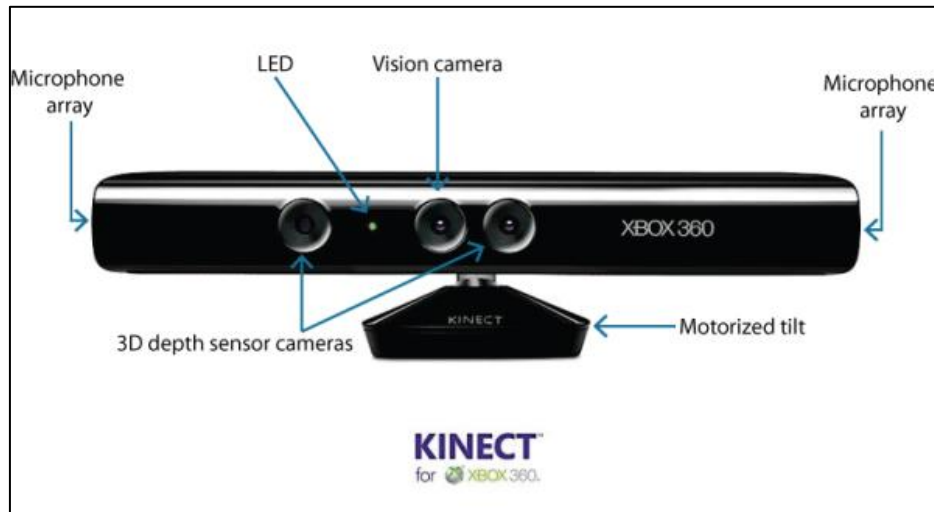
จากวิธีการเก็บข้อมูลที่ได้อีกต่อไปในหัวข้อที่ 2.4.1 แม้ว่าวิธีเหล่านั้น จะสามารถให้ข้อมูลที่แม่นยำ แต่เพื่อให้ได้ข้อมูลที่แม่นยำเหล่านั้นมานั้น ระบบที่ใช้เก็บข้อมูลจึงมีความซับซ้อนซึ่งทำให้จำเป็นต้องมีผู้เชี่ยวชาญในการใช้อุปกรณ์เหล่านั้นมาช่วยควบคุมหรือกำกับการใช้งานอุปกรณ์เพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพ [2] เพื่อแก้ปัญหานี้ จึงได้มีการนำอุปกรณ์เก็บข้อมูลแบบต่าง ๆ มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน ตัวอย่างเช่น

### 2.5.1 กล้อง depth camera

กล้อง depth camera คือกล้องที่มีเทคโนโลยีในการวัดระยะทางของวัตถุที่กล้องได้ทำการถ่ายหรือบันทึกไว้ผ่านวิธีการต่าง ๆ เช่น interferometry, triangulation และ Time-of-Flight (ToF) [19] นอกจากเทคโนโลยีการวัดระยะทางแล้ว กล้อง depth camera บางรุ่น เช่น Microsoft Kinect™ (รูปที่ 2.8) ยังมีโปรแกรมที่สามารถตรวจจับร่างกายของมนุษย์แล้วนำมาสร้างเป็นโมเดลโครงกระดูก (Skeletal model) ตามรูปที่ 2.9 เมื่อนำเทคโนโลยีการวัดระยะทางและโปรแกรมตรวจจับร่างกายมาใช้ร่วมกันแล้ว กล้อง depth camera จึงสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในรูปแบบต่าง ๆ รวมไปถึงการเก็บข้อมูลการเดินของมนุษย์

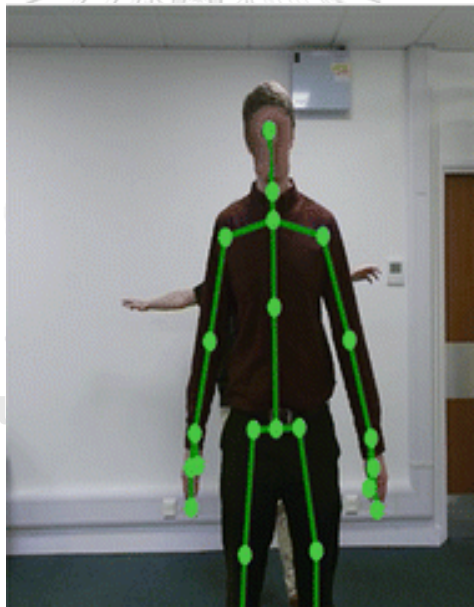
[2 - 5] เช่น ในงานวิจัยของ Steinert, A. และคณะ [3] ได้นำโปรแกรม Motognosis Labs ซึ่งเป็นโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลการเดินที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้ร่วมกับกล้อง Microsoft Kinect™ มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน



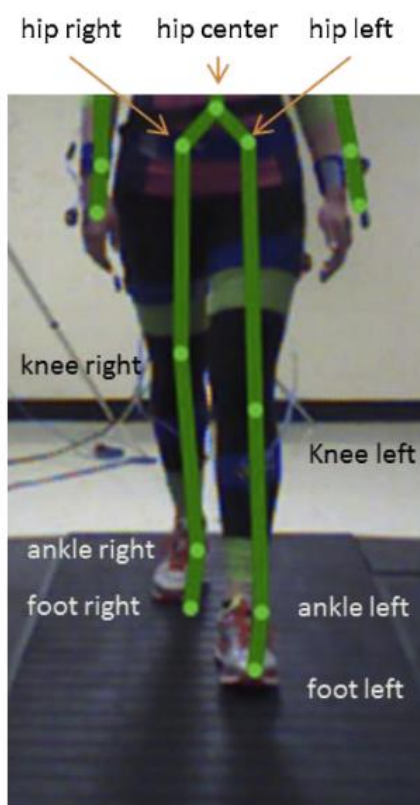


รูปที่ 2.8 กล้อง depth camera Microsoft Kinect™

ที่มา <https://blog.robotiq.com/bid/40428/Using-The-Kinect-For-Robotic-Manipulation>



รูปที่ 2.9 โมเดล โครงกระดูกที่จากโปรแกรมตรวจจับร่างกายมนุษย์จากกล้อง Microsoft Kinect™ [19]

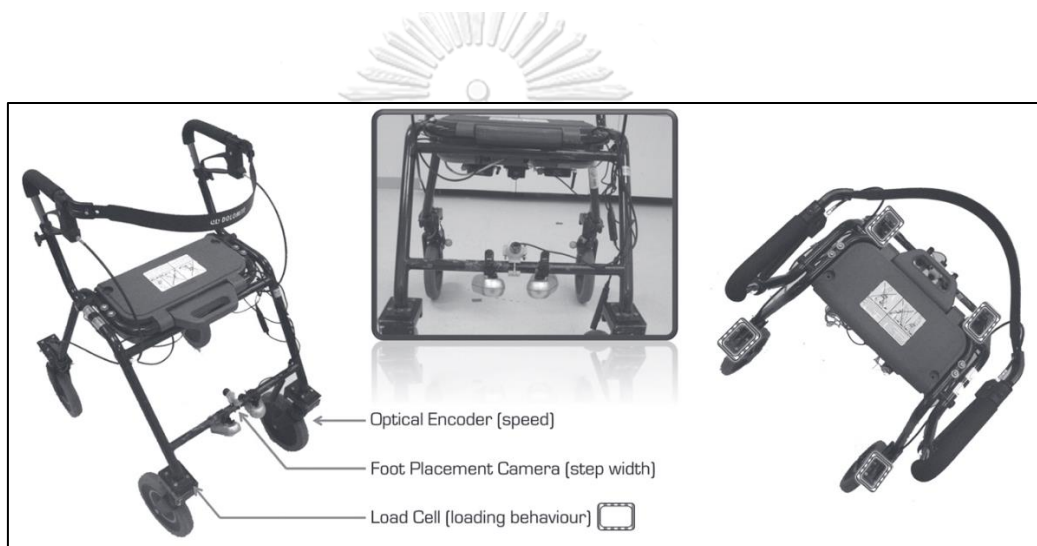


รูปที่ 2.10 การเก็บข้อมูลการเดินด้วยกล้อง Microsoft Kinect™ [4]

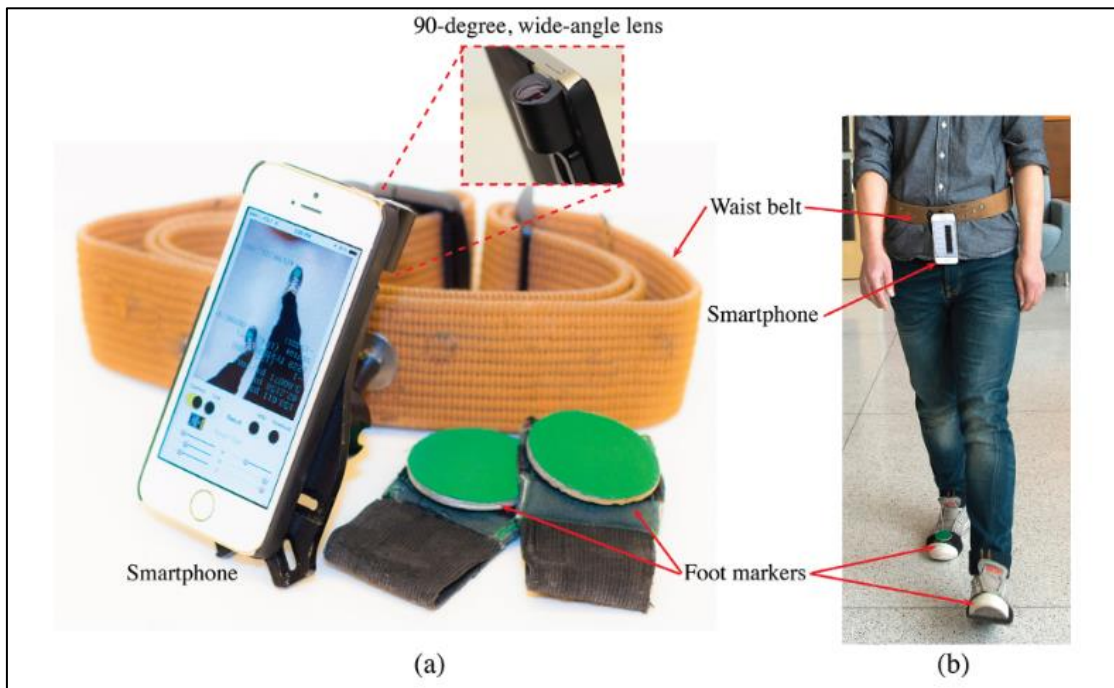
จากงานวิจัยต่าง ๆ เช่นพบว่า กล้อง Microsoft Kinect™ นั้นมีความแม่นยำเพียงพอ แต่ตัวกล้อง Microsoft Kinect™ เองก็มี ข้อจำกัดต่าง ๆ เช่น Xu Xu และคณะ [4] ได้กล่าวถึงความผันแปรในความแม่นยำที่มีสาเหตุมาจากระยะห่างระหว่างอุปกรณ์กับผู้ใช้งาน หรือ Preis, J และคณะ [5] พบว่ามีความเป็นไปได้ที่กล้อง Microsoft Kinect™ จะไม่สามารถสร้างโมเดลโครงกระดูกได้อย่างถูกต้อง และ จากงานวิจัยที่ใช้กล้อง Microsoft Kinect™ ที่ได้กล่าวไปนั้น [2 - 5] ในการใช้งานกล้อง Microsoft Kinect™ นั้น กล้อง Microsoft Kinect™ จำเป็นต้องใช้งานร่วมกับระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูงตัวอย่างเช่นคอมพิวเตอร์พีซี เป็นต้น

### 2.5.2 กล้องดิจิทัลราชบัณฑิตใช้ คิจัทล

ในช่วงเวลาที่ผ่านมามีการประยุกต์ใช้กล้องดิจิทัลตัวอย่างเช่น กล้องวิดีโอ (Camcorder) [6 - 7] ตามรูปที่ 2.11 และ กล้องของโทรศัพท์มือถือ [8] ตามรูปที่ 2.12 มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน โดยวิธีการเก็บข้อมูลและประมวลผลข้อมูลการเดินนั้น ทำโดยเก็บตำแหน่งของเท้าผ่านทางระบบบันทึกวิดีโอจากนั้นนำค่าตำแหน่งและเวลาที่อยู่ในวิดีโอมาใช้ในการคำนวณตัวแปรการเดินต่าง ๆ ซึ่งการใช้กล้องดิจิทัลจากทั้ง 2 ระบบนั้นมีข้อดีตรงที่ทั้งกล้องวิดีโอและกล้องโทรศัพท์มือถือเป็นอุปกรณ์ที่เข้าถึงง่าย แม้ว่าไม่ใช่ผู้เชี่ยวชาญก็สามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างแม่นยำ

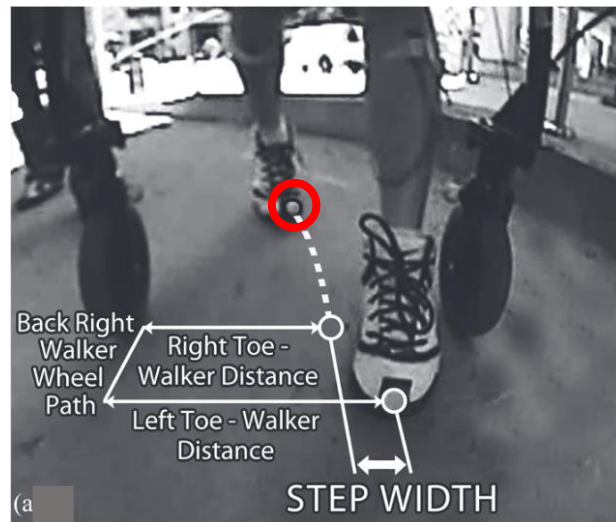


รูปที่ 2.11 ตัวอย่างระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่นำกล้องวิดีโอมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน [6]

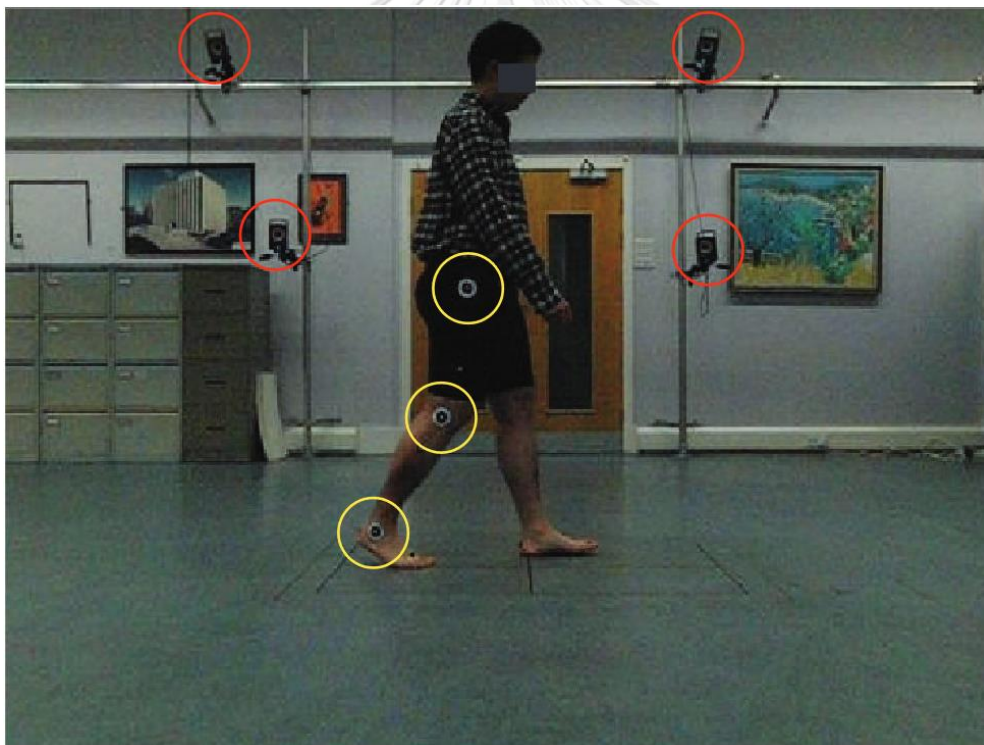


รูปที่ 2.12 ตัวอย่างระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่นำกล้องของโทรศัพท์มือถือมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน [8]

แต่อย่างไรก็ตาม เพื่อให้ได้มาซึ่งความแม่นยำในการเก็บข้อมูลการเดินนั้น ทั้งกล้องวิดีโอ และกล้องโทรศัพท์มือถือจำเป็นต้องได้รับการปรับเทียบ (Calibration) และต้องมีการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง มาติดตั้งบนเท้าเพื่อให้ ตามรูปที่ 2.12 และ 2.13 หรือบนร่างกายตามรูปที่ 2.14 เพื่อให้กล้องดิจิทัลสามารถจับตำแหน่งของเท้าได้ ทำให้ความสะดวกในการใช้งานของอุปกรณ์ลดลง



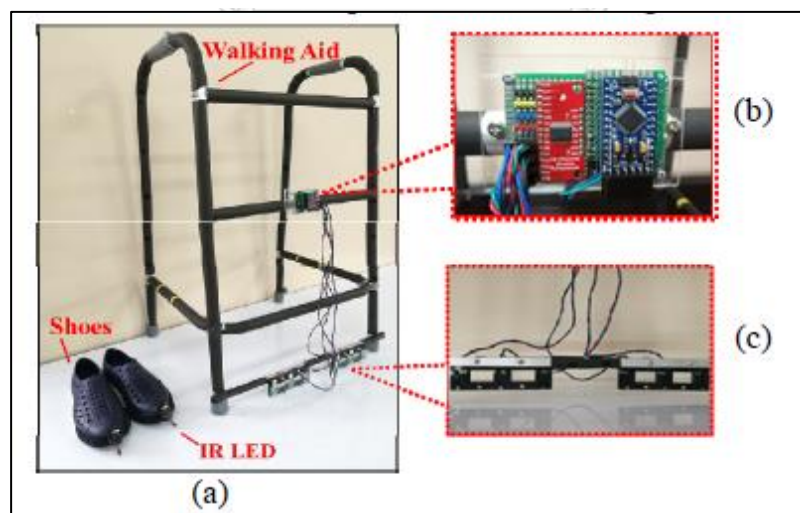
รูปที่ 2.13 ตัวอย่างการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง (ในวงกลมสีแดง) ในการเก็บข้อมูลการเดิน [6]



รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง (ในวงกลมสีเหลือง) ในการเก็บข้อมูลการเดิน [7]

### 2.5.3 กล้องอินฟราเรด

กล้องอินฟราเรดอย่างง่ายถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน [9] โดยทำการจับตำแหน่งของเท้าผ่านการจับตำแหน่งของหลอดไฟอินฟราเรด (IR bulb) ที่ติดอยู่บนรองเท้า ตามรูปที่ 2.15 ซึ่งการใช้กล้องอินฟราเรดนั้นแม้จะมีความใกล้เคียงกับระบบฝีกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องดิจิทัล ลักษณะของข้อมูลการเดินที่ได้จากกล้องอินฟราเรดนั้นจะอยู่ในรูปของตัวเลขจุดพิกัดต่างจากกล้องดิจิทัลที่ข้อมูลการเดินอยู่ในรูปของวิดีโอ ทำให้ระบบ / อุปกรณ์ฝีกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องอินฟราเรดนั้น ไม่จำเป็นต้องใช้ระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูงมาใช้ในการประมวลผลข้อมูลการเดิน นอกจากนี้ระบบ / อุปกรณ์ฝีกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องอินฟราเรดที่ Wisitwekin, A. และคณะ [9] ศึกษา นั้นต้องการการปรับเทียบ (Calibration) เมื่อเริ่มต้นใช้งานในครั้งแรกแค่ครั้งเดียวก็สามารถเก็บข้อมูลการเดินที่มีความแม่นยำเพียงพอต่อการใช้ฝีกเดินได้ ต่างจากระบบฝีกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องดิจิทัล เช่นกล้องวิดีโอ [6, 7] หรือ กล้องโทรศัพท์มือถือ [8] ที่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบทุกครั้ง ทำให้ใช้งานในการฝีกเดินได้สะดวก แต่เพื่อให้ระบบสามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างแม่นยำ ระบบยังต้องมีการใช้หลอดไฟอินฟราเรดติดตั้งที่รองเท้าผู้ทำการฝีกเพื่อเป็นจุดอ้างอิง



รูปที่ 2.15 ชุดระบบฝีกเดินแบบทางเลือกที่ใช้กล้องอินฟราเรด [9]

ตารางที่ 2.1 ตารางสรุปข้อดี-ข้อด้อยของอุปกรณ์ / ระบบวิเคราะห์การเดินแบบทางเลือกแบบต่าง ๆ

ชนิดของ อุปกรณ์ที่นำมา ประยุกต์ใช้	ลักษณะ / วิธีการการเก็บ ข้อมูล	ข้อดี	ข้อด้อย	งานวิจัย ที่ เกี่ยวข้อง
กล้อง depth camera เช่น Microsoft Kinect™	เก็บ / บันทึก ความ เคลื่อนไหว ของร่างกาย (Motion capture) โดย เน้นที่การเดิน เป็นหลัก	- ระบบมีความ แม่นยำสูง	- ต้องการระบบ ประมวลผลที่มี ประสิทธิภาพสูง และมีขนาดใหญ่ - ระบบโดยรวมมี ขนาดใหญ่ทำให้ ไม่สะดวกในการ ติดตั้งเข้ากับ อุปกรณ์ช่วยเดิน - มีระยะในการ ทำงานไม่ เหมาะสมต่อการ นำมาประยุกต์ใช้ ในระบบฝึกเดิน	[2 – 5]
กล้องดิจิทัล เช่น กล้องถ่าย วิดีโอ , กล้อง ของ โทรศัพท์มือถือ	บันทึกวิดีโอ ของการเดิน โดยเน้นที่ บริเวณเท้า	- เป็นการ ประยุกต์ใช้ อุปกรณ์ที่ สามารถ เข้าถึงได้ง่าย	- จำเป็นต้องมีการ ปรับเทียบทุกครั้ง ก่อนทำการใช้ อุปกรณ์ - จำเป็นต้องมีการ ใช้อุปกรณ์ / วัตถุ อ้างอิงในการเก็บ ข้อมูล	[6 - 8]

ตารางที่ 2.1 ตารางสรุปข้อดี-ข้อด้อยของอุปกรณ์ / ระบบวิเคราะห์การเดินแบบทางเลือกแบบต่าง ๆ (ต่อ)

ชนิดของอุปกรณ์ที่นำมาประยุกต์ใช้	ลักษณะ / วิธีการการเก็บข้อมูล	ข้อดี	ข้อด้อย	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
กล้องอินฟราเรด	เก็บตำแหน่งของเท้าผ่าน การจับตำแหน่ง หลอดไฟอินฟราเรดที่ติดอยู่บน รองเท้า	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ไม่จำเป็นต้องใช้ระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูงมาใช้ในการประมวลผล</li> <li>- ไม่ต้องมีการปรับเทียบบ่อยครั้ง</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- จำเป็นต้องมีการใช้อุปกรณ์ติดตั้งที่ตัวผู้ฝึกเดิน</li> </ul>	[9]

จากตารางที่ 2.1 จะเห็นได้ว่า อุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ได้กล่าวไว้ในข้างต้นนั้น แม้ว่าจะแก้ปัญหาเรื่องข้อจำกัดของระบบวิเคราะห์การเดินทางคลินิกได้ อุปกรณ์ต่าง ๆ เหล่านี้ก็มีข้อจำกัดต่าง ๆ เช่น ต้องมีการปรับเทียบทุกครั้งก่อนทำการฝึกเดินซึ่งแม้ว่าจะทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำ แต่ถ้าหากจำเป็นจะต้องมีการปรับเทียบทุกครั้งในการใช้งาน ความสะดวกในการใช้อุปกรณ์ก็จะลดลง, หรือ จำเป็นต้องมีการใช้อุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง ในการเก็บข้อมูลซึ่งแม้ว่าอุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิงจะจำเป็นต่อการทำให้อุปกรณ์สามารถจับตำแหน่งของเท้าได้อย่างถูกต้อง แต่เช่นเดียวกันกับการปรับเทียบ ถ้าหากจำเป็นจะต้องมีการใช้งานอุปกรณ์หรือวัตถุอ้างอิง งาน ความสะดวกในการใช้อุปกรณ์ก็จะลดลง งานวิจัยนี้ จึงได้มีแนวคิดที่จะประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือกที่ไม่จำเป็นต้องทำการปรับเทียบหลาย ๆ ครั้งเพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างถูกต้องและสามารถจับตำแหน่งของเท้าได้อย่างถูกต้องเพียงพอต่อการฝึกเดินโดยไม่จำเป็นต้องติดตั้งอุปกรณ์ต่าง ๆ บนร่างกายของผู้ฝึกเดิน



### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

จากที่ได้กล่าวในบทที่ 2 ถึงข้อจำกัดระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์ที่ได้ประคิษฐ์หรือวิจัยจากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา งานวิจัยนี้จะทำการพัฒนาระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์โดยมีจุดประสงค์ที่สำคัญคือ

- #1: พัฒนาระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบทางเลือกที่ไม่ต้องปรับเทียบหลายครั้ง ก็สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำเพียงพอต่อการนำไปใช้ในการฝีกเดิน
- #2: พัฒนาระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบทางเลือกที่ไม่ต้องใช้วัตถุหรืออุปกรณ์ อ้างอิงติดที่ตัวผู้ฝีกเดินก็สามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำ

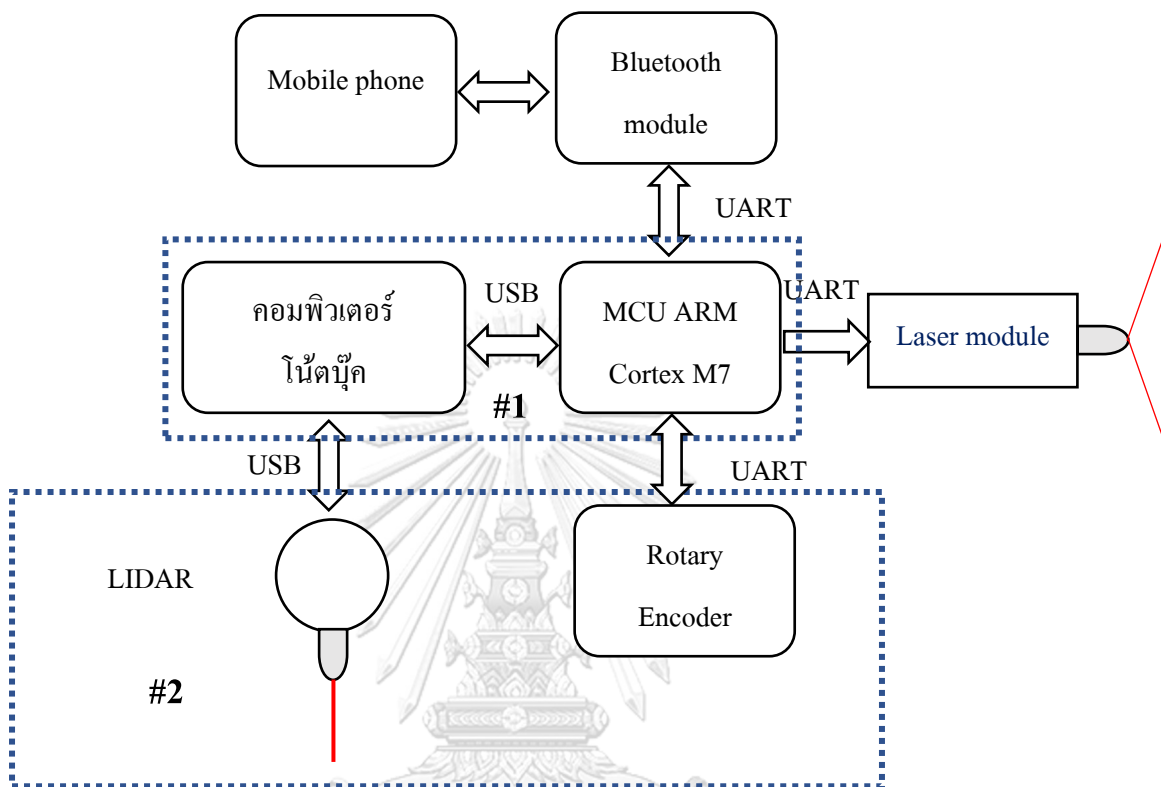
เพื่อพัฒนาระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์ให้บรรลุตามจุดประสงค์ที่ได้กล่าวไปข้างต้น จึงได้ทำการออกแบบและนำอุปกรณ์ต่าง ๆ มาประกอบเข้าด้วยกันดังที่แสดงในตาราง 3.1

ตารางที่ 3.1 การออกแบบระบบฝีกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัย

จุดประสงค์	การออกแบบ	รายละเอียด
1.	- พัฒนาระบบฝีกเดินแบบทางเลือกที่มีการนำระบบวัดระยะทางด้วยแสงแบบสองมิติ (2D LIDAR) มาประยุกต์ใช้ โดยอุปกรณ์วัดระยะด้วยแสง จะทำการเก็บข้อมูลตำแหน่งของเท้าของผู้ฝีกเดิน	หัวข้อ 3.1
2.	- พัฒนาระเบียบวิธีในการประมวลผลข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ LIDAR เพื่อทำการคำนวณออกมาเป็นตัวแปรการเดิน (Gait parameter) ต่าง ๆ	หัวข้อ 3.2

โดยระบบฝึกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์ที่ได้ออกแบบและพัฒนาขึ้นนั้นเป็นดังรูปที่

3.1



รูป 3.1 ระบบที่ได้พัฒนาขึ้น

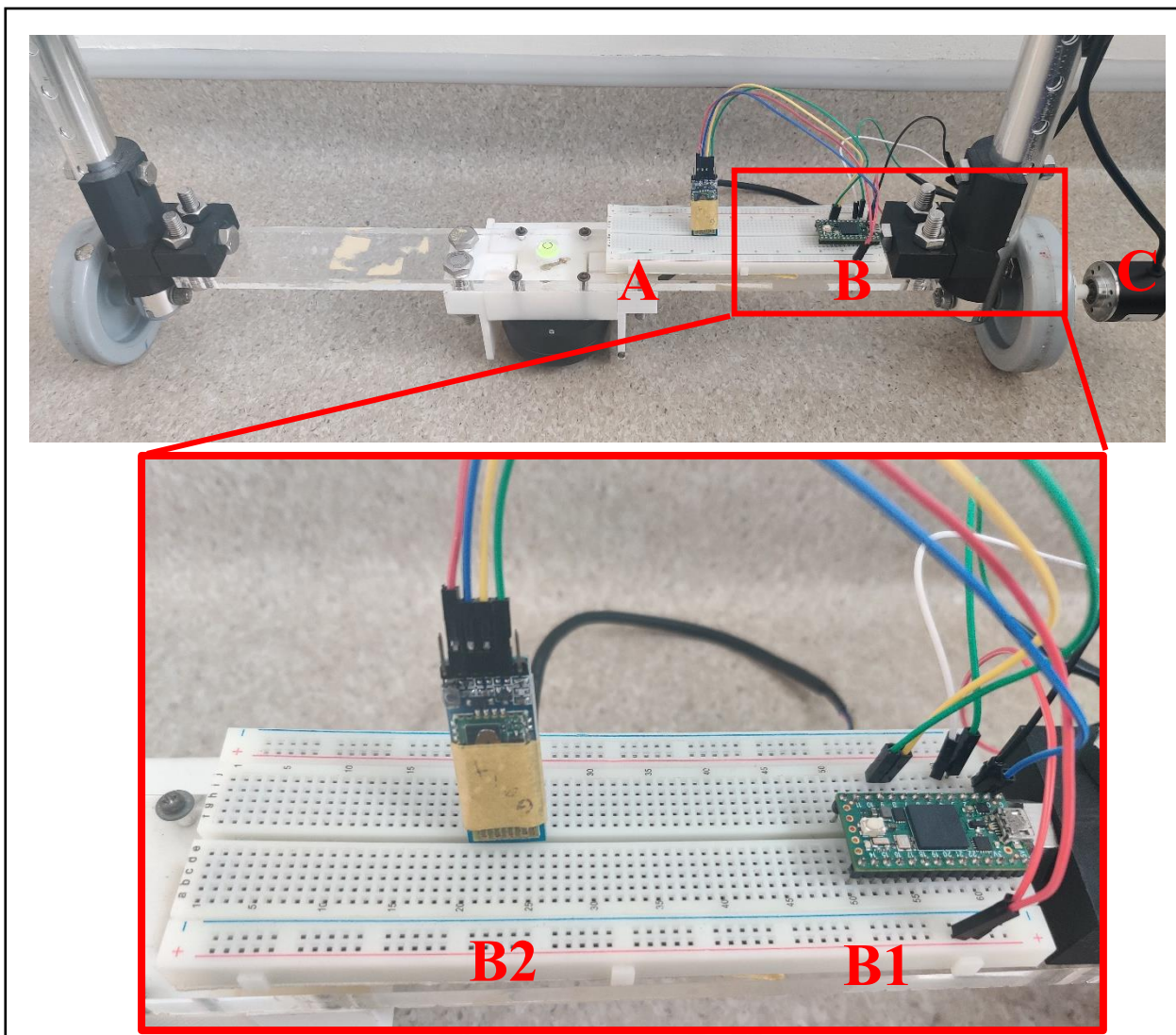
จากรูปที่ 3.1 ในการฝึกเดิน ผู้ฝึกเดินจะทำการเปิดการทำงานของโปรแกรมเก็บข้อมูลบนคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กซึ่งโปรแกรมนี้ทำการเปิดการใช้งานระบบวัดระยะทางด้วยแสง (RPLIDAR A3M) ซึ่งระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะทำการหมุนเพื่อสแกนเท้าทั้งสองข้างของผู้ฝึกในขณะที่ทำการเดินและทำการส่งข้อมูลของเท้าซึ่งอยู่ในรูปข้อมูลสองมิติ โดยจะประกอบไปจุดหลาย ๆ จุด โดยแต่ละจุดนั้นจะประกอบไปด้วยค่ามุมและค่าระยะทางซึ่งโปรแกรมเก็บข้อมูลจะทำการนำค่ามุมและค่าระยะทางมาคำนวณทางคณิตศาสตร์เพื่อหาค่าจุดยอดของเท้าในจังหวะที่เท้าลงเหยียบพื้นเต็มที (foot flat) เมื่อได้ค่าจุดยอดของเท้ามาแล้วคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กจะส่งค่าจุดยอดไปยังหน่วยประมวลผลขนาดเล็ก (Microcontroller unit) โดยหน่วยประมวลผลขนาดเล็กนั้นมีหน้าที่ในการนำข้อมูลที่ได้ออกมาจากการสแกนของ 2D LIDAR มาใช้ในการคำนวณหาค่าตัวแปรการเดิน (Gait parameter) ตามเวลาจริง และเก็บข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนจากโรตารีเอนโคเดอร์ที่ติด

ตั้งอยู่ที่ล้อของอุปกรณ์ โดยหลังจากคำนวณค่าตัวแปรการเดิน และเก็บข้อมูลระยะทางเรียบร้อยแล้ว ค่าตัวแปรการเดินและข้อมูลระยะทางก็จะถูกส่งไปยังโทรศัพท์มือถือ (ที่ใช้ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์) ผ่านทางการเชื่อมต่อแบบ Bluetooth โดยรายละเอียดในการพัฒนาระบบ การทดสอบระบบ ในส่วนต่าง ๆ ตลอดจนการทดสอบการทำงานของระบบทั้งหมดในการฝึกเดิน เป็นดังที่จะได้กล่าวต่อไป

### 3.1 การพัฒนาระบบฝึกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์โดยอุปกรณ์ช่วงเดินร่วมกับระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ระยะทางด้วยแสง (LIDAR) เข้ามาเป็นอุปกรณ์เก็บข้อมูลและมีชุดประมวลผลมาช่วยในการประมวลผลตัวแปรการเดิน ตามที่แสดงในรูปที่ 3.2





### จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 3.2 อุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ติดตั้งอยู่บนระบบฝึกเดินแบบประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นซึ่งประกอบไปด้วย

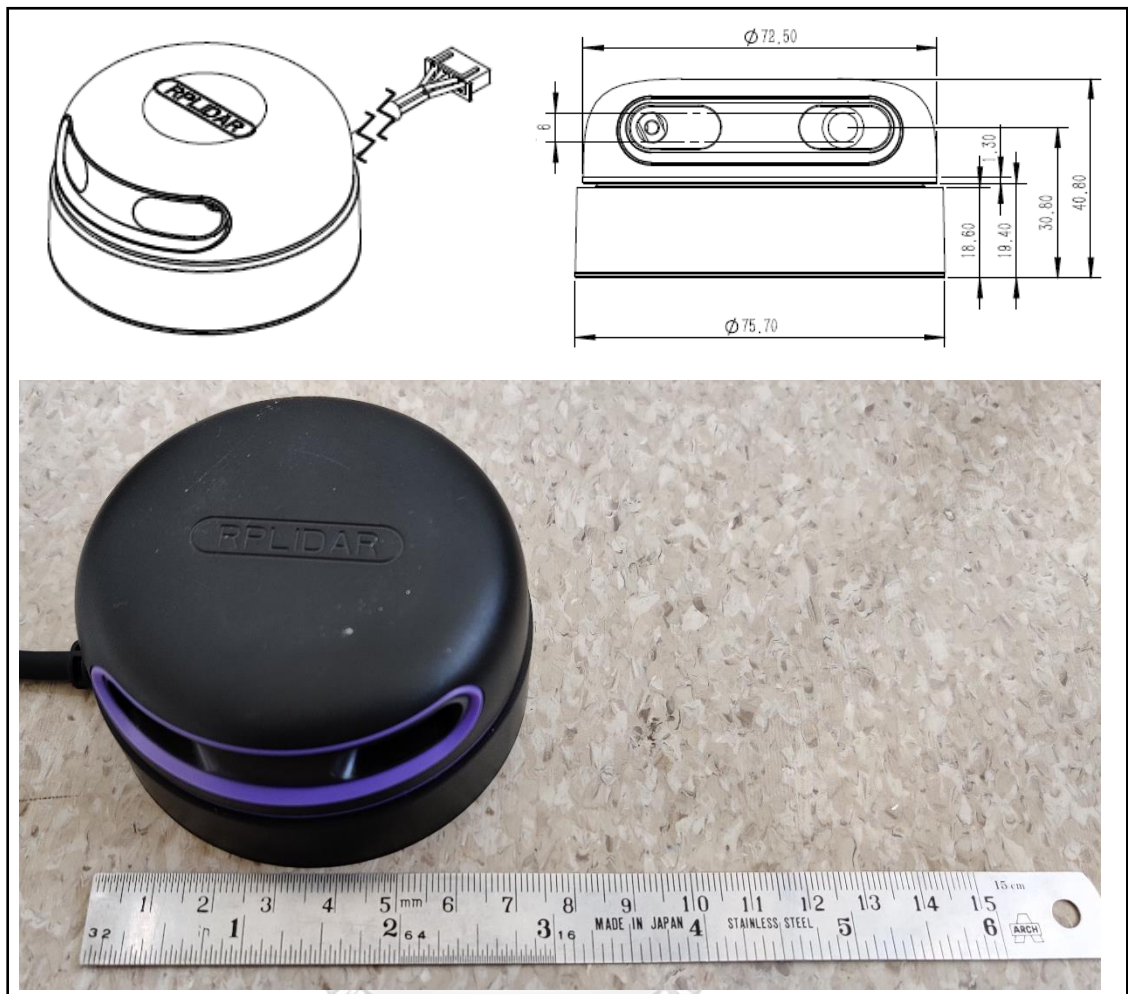
- A. ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR
- B1. ระบบประมวลผลขนาดเล็ก ARM Cortex M7 ทำงานที่สัญญาณนาฬิกา 600 MHz โดยใช้บอร์ดรุ่น teensy 4.0 (Sparkfun, USA)
- B2. โมดูล Bluetooth HC-05
- C. โรตารี เอนโคเดอร์

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการพัฒนาระบบฝึกเดินทางการแพทย์แบบประยุกต์นั้น ประกอบไปด้วย ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR unit , RPLIAR A3, SLAMTEC, PRC) ซึ่งทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์เก็บข้อมูลหลัก , หน่วยประมวลผลขนาดเล็ก (Microcontroller unit, ARM Cortex-M7, ARM, UK) ซึ่งทำหน้าที่ประมวลผลตัวแปรการเดินเบื้องต้น, โรตารี เอน โคเดอร์ (LPD3806-600BM) ซึ่งทำหน้าที่เก็บข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป และ คอมพิวเตอร์ โน้ตบุ๊ก (PC, Dell Inspiron 7559, Dell USA) ที่ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ควบคุมการทำงานของ LIDA unit โดยระบบวัดระยะทางด้วยแสงและหน่วยประมวลผลขนาดเล็กนั้น จะถูกติดตั้งอยู่ที่ส่วนล่างของอุปกรณ์ช่วยเดิน ซึ่งเพื่อให้สามารถติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสงและหน่วยประมวลผลขนาดเล็กลงบนอุปกรณ์ช่วยเดินนั้น อุปกรณ์ฝึกเดินจำเป็นต้องผ่านการปรับปรุง / ดัดแปลงโดยทำการติดตั้งแผ่นอะคริลิกหนา 10 มม. ที่บริเวณส่วนล่างของอุปกรณ์ฝึกเดิน โดยระบบวัดระยะทางด้วยแสงนั้นจะติดตั้งอยู่ในกล่องที่ได้จากการพิมพ์สามมิติในลักษณะกลับหัวเพื่อจับตำแหน่งของเท้า

### 3.1.1 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง

ในงานวิจัยนี้ได้ประยุกต์ใช้ระบบวัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR unit, RPLIDAR A3M, SLAMTEC, PRC) ซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.5 ซม. และความสูง 4 ซม. ดังที่แสดงในรูปที่ 3.3 โดยระบบวัดระยะทางด้วยแสงที่นำมาใช้นั้น มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- วิธีการเก็บข้อมูล : ใช้มอเตอร์ทำหน้าที่หมุนอุปกรณ์ฉายแสงและอุปกรณ์รับแสงเพื่อทำการเก็บ ข้อมูล
- ระยะเวลาหมุน / การเก็บข้อมูล :  $0^{\circ} - 360^{\circ}$
- ความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ : ความเร็วตั้งต้น 10 Hz และ สามารถเพิ่มได้สูงสุดที่ 20 Hz
- ลักษณะของข้อมูลที่อุปกรณ์เก็บบันทึก : พิกัด (มุม , ระยะทาง) ตามรูปที่ 3.4
- เชื่อมต่อผ่านการต่อแบบ USB
- ช่วงระยะที่ทำการวัด (ในงานวิจัยนี้) : 250 มิลลิเมตร ถึง 680 มิลลิเมตร
- Mode การเก็บข้อมูล (เรียงจากความละเอียดต่ำสุดไปสูงสุด) : Standard, Express, Boost, Stability , Sensitivity
- ความต้องการพลังงานขั้นต่ำ : แรงดันไฟฟ้า 5V และ กระแสไฟฟ้า 450 mA



รูป 3.3 รูปร่างและขนาดของ RPLIDAR A2M6 (SLAMTEC RPLIDAR A3M1 Datasheet)

327.6068	, 538.0	→ ค่ามุม (องศา)
329.7491	, 555.0	
336.4343	, 589.0	→ ค่าระยะทาง (มิลลิเมตร)
338.4503	, 461.0	
340.5927	, 452.0	
341.8396	, 443.0	
342.8558	, 445.0	
343.9984	, 449.0	

รูป 3.4 ตัวอย่างของข้อมูลที่ได้จาก RPLIDAR ในรูปของข้อมูล .txt

### 3.1.2 โรตารี เอนโคเดอร์ (Rotary encoder)

ในงานวิจัยนี้ โรตารีเอนโคเดอร์ (Model LPD3806-600BM) ถูกนำมาใช้ในการวัดระยะทางที่อุปกรณ์ฝึกเดินได้เคลื่อนที่โดยใช้การหมุนของล้อของอุปกรณ์ฝึกเดินมาหมุนเพลลาของ โรตารีเอนโคเดอร์เพื่อสร้าง Pulse ซึ่งจะถูกส่งไปยังหน่วยประมวลผลขนาดเล็กเพื่อคำนวณระยะทาง โดยวิธีการคำนวณนั้นมีดังต่อไปนี้

$$PPI = \frac{PPR}{\pi \times \text{เส้นผ่านศูนย์กลางล้อ}} \quad (3.1)$$

$$\text{ระยะทาง} = \frac{\text{pulse}}{PPI} \quad (3.2)$$

สมการที่ 3.1 และสมการ 3.2 คือสมการที่ใช้ในการคำนวณระยะทางผ่านการหมุนของเพลลาของโรตารีเอนโคเดอร์ โดยตัวแปร PPR หรือ Pulse Per Revolution นั้นคือ ค่า pulse ที่เกิดขึ้นในโรตารีเอนโคเดอร์ต่อการหมุนครบรอบ 1 รอบ ตัวอย่างเช่น ในงานวิจัยนี้ นำโรตารีเอนโคเดอร์ ไปติดตั้งกับล้อที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 100 มิลลิเมตร โดยเมื่ออุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป 1 เส้นรอบวงของล้อ (100 มิลลิเมตร X  $\pi$ ) หรือ ล้อหมุนครบรอบ 1 ครั้ง ก็จะเกิด Pulse ขึ้นมา 600 Pulse เป็นต้น

- ต้องการแรงดันไฟฟ้าขั้นต่ำ 5 โวลต์
- มีค่า pulse per revolution (PPR) อยู่ที่ 600 PPR หรือมี pulse เกิดขึ้น 600 pulse ต่อการหมุนครบรอบ 1 รอบ



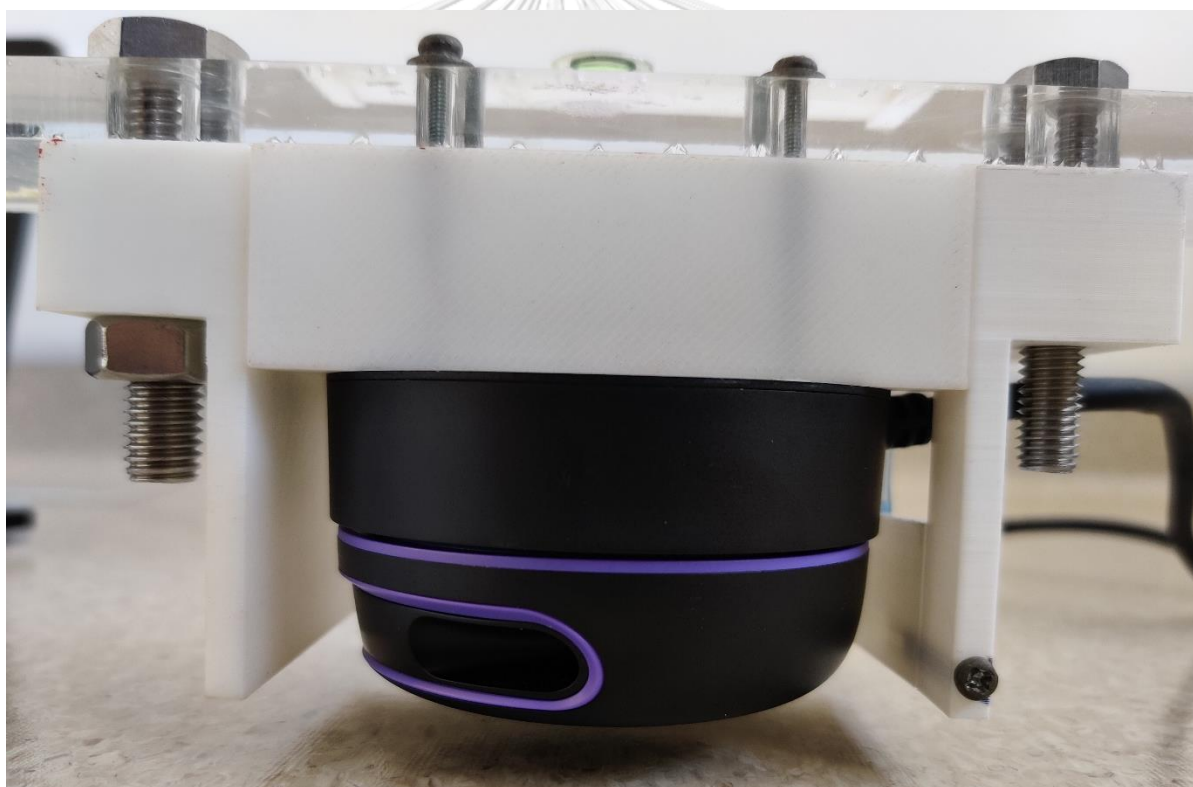
รูป 3.5 โรตารีเอนโคเดอร์ที่ติดตั้งบนล้อของอุปกรณ์ช่วยเดิน

3.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสงและระบบประมวลผลขนาดเล็กเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลและคำนวณตัวแปรทางการเดิน

3.2.1 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และคอมพิวเตอร์พีซี

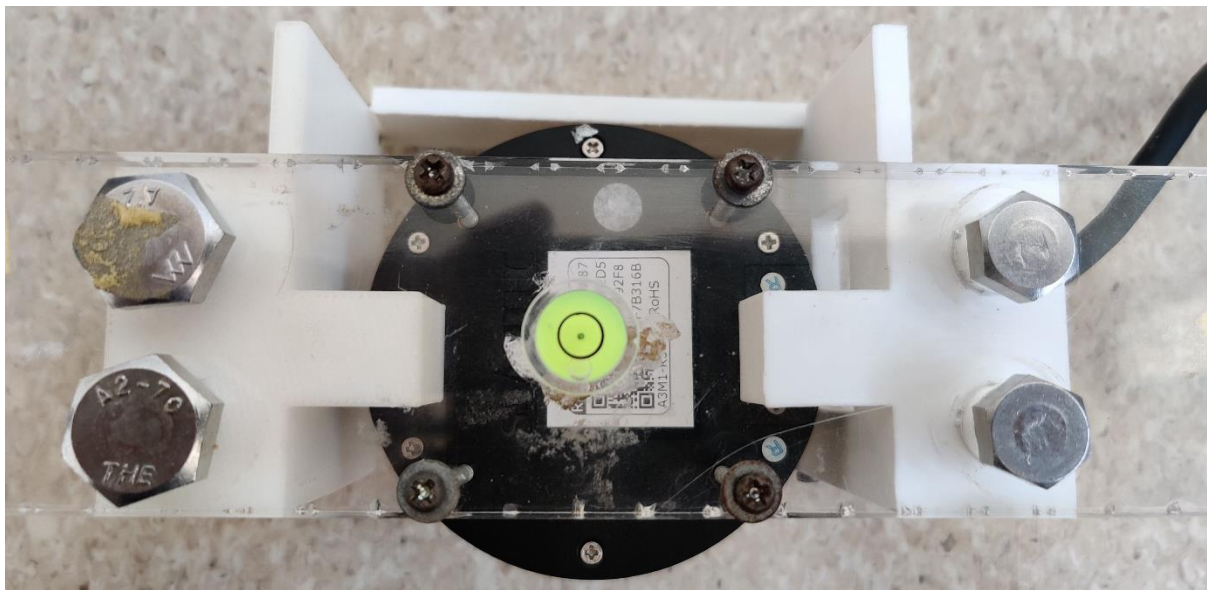
3.2.1.1 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR บนอุปกรณ์ฝึกรถยนต์

ในงานวิจัยนี้ได้นำระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR มาใช้เป็นอุปกรณ์หลักในการเก็บข้อมูลการเดิน โดยจากรูปที่ 3.6 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ถูกติดตั้งอยู่ในลักษณะกลับหัวเพื่อต้องการให้อุปกรณ์สามารถเก็บข้อมูลของเท้าได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ และเพื่อกำจัดข้อมูลที่อยู่นอกพื้นที่เก็บข้อมูลจึงได้ทำการติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ไว้ในกล่องที่มาจากการพิมพ์ 3 มิติ ตามรูปที่ 3.7 หรือ ตามรูปมุมมองด้านบน (Top view) ก็จะเป็นตามรูปที่ 3.8



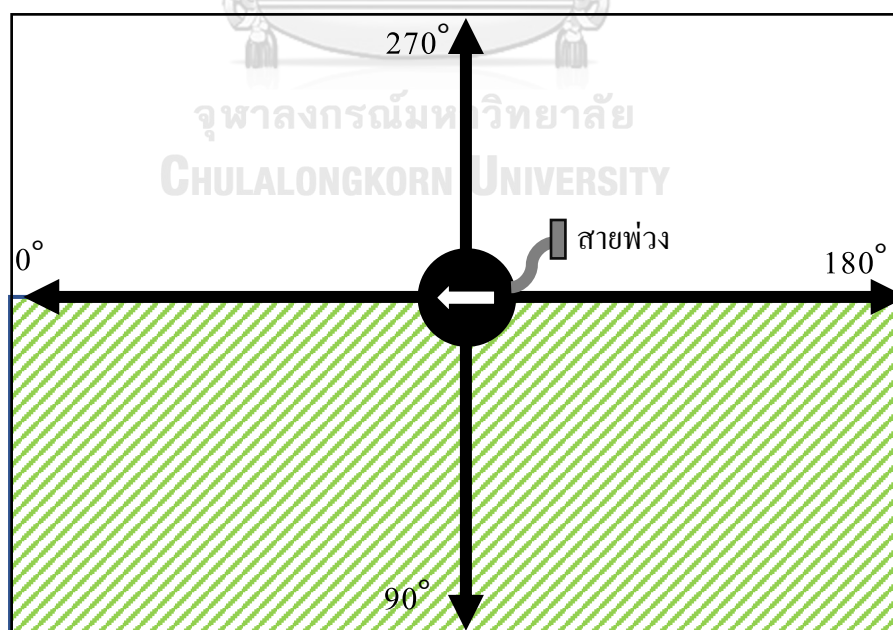
รูปที่ 3.6 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR





รูปที่ 3.7 การติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จากมุมมอง Top view

จากรูปที่ 3.7 เนื่องจากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR เก็บข้อมูลโดยใช้วิธีการหมุนระบบฉายแสงและอุปกรณ์รับแสงในระยะมุม  $0^{\circ}$  –  $360^{\circ}$  ซึ่งถ้าหากทำการแปลงรูปที่ 3.7 เป็นแผนภาพระยะทาง - มุม ก็จะได้เป็นตามรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แปลงกราฟระยะทาง - มุม ของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR โดย พื้นที่เส้นประสีเขียวนั้น คือพื้นที่ ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

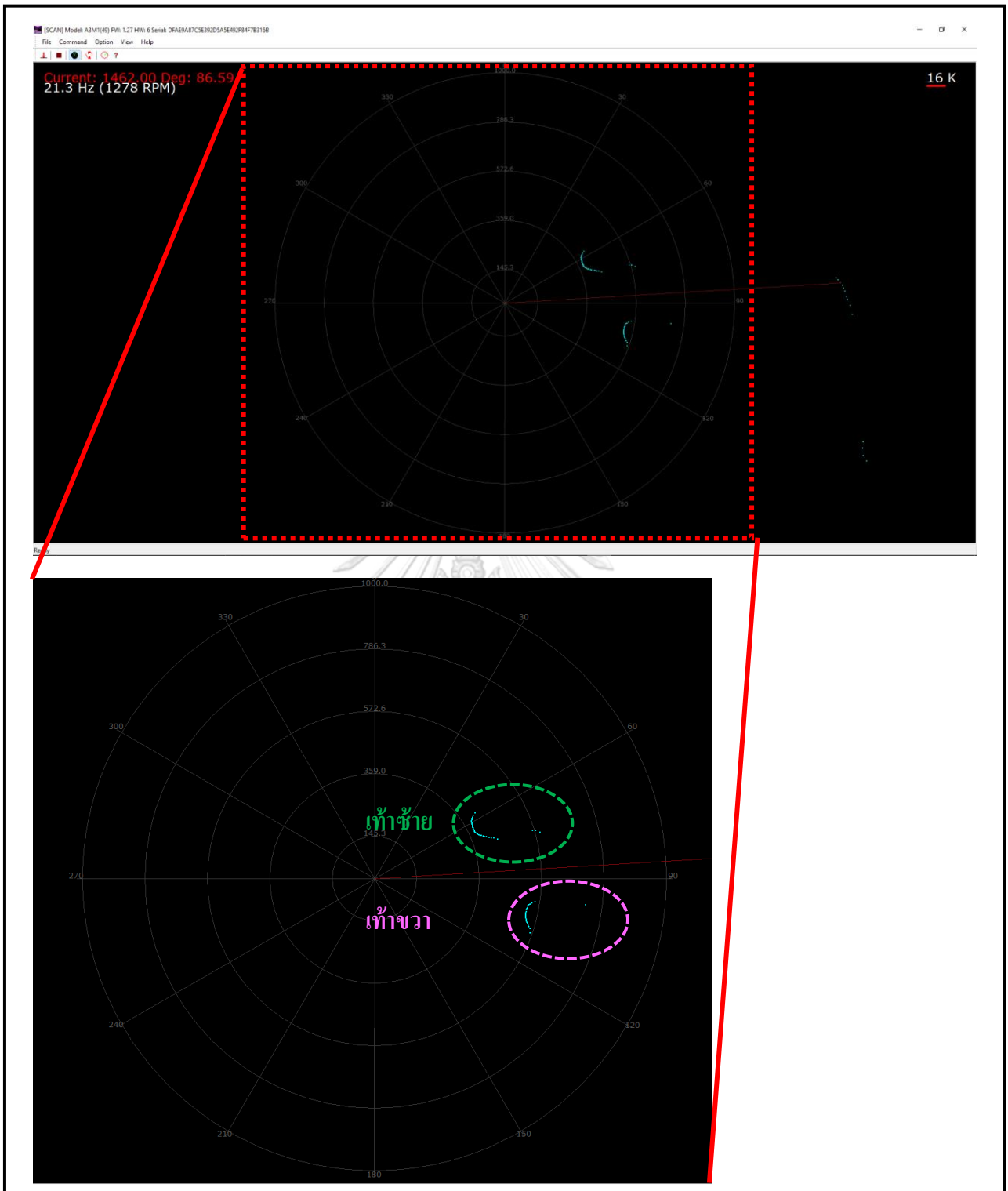
จากรูปที่ 3.6 , 3.7 และ 3.8 สาเหตุที่จำกัดช่วงเก็บข้อมูลของระบบวัดระยะทาง RPLIDAR จาก  $0^{\circ} - 360^{\circ}$  ลงจนเหลือเท่ากับพื้นที่ตามรูปที่ 3.8 นั้น เพราะต้องการแบ่งการทำงานของระบบ ออกเป็น 2 ส่วน คือ

1. เมื่ออุปกรณ์ฉายแสงและระบบรับภาพหมุนเข้าสู่ช่วงที่ใช้ในการเก็บข้อมูล (โจนส์เขียวตามรูปที่ 3.8) อุปกรณ์จะทำการเก็บข้อมูลของเท้า
2. เมื่ออุปกรณ์ฉายแสงและระบบรับภาพหมุนเลยช่วงที่ใช้ในการเก็บข้อมูล คอมพิวเตอร์พีซี จะทำการประมวลผลและส่งข้อมูลไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็กต่อไป

โดยจากขั้นตอนการทำงานดังกล่าวนี้ (เก็บข้อมูลและประมวลผลข้อมูลเบื้องต้น) ใช้เวลาทั้งสิ้น ประมาณ 1.171 มิลลิวินาที เท่านั้น

#### 3.2.1.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ผ่าน โปรแกรมบนคอมพิวเตอร์พีซี

เนื่องจากในงานวิจัยนี้ ได้นำระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR มาใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์พีซี โดยใช้คอมพิวเตอร์พีซีทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ควบคุมการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และประมวลผลข้อมูลที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR อ่านได้ผ่าน 2 โปรแกรมหลัก ได้แก่ `ulta_simple.exe` และ `frame_grabber.exe` ตามรูปที่ 3.9 และรูปที่ 3.10 โดยจากคุณสมบัติของอุปกรณ์ที่ได้กล่าวไปในหัวข้อที่ 3.1.1.2 ผู้ใช้งานสามารถตั้งค่า / ปรับเปลี่ยนการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ได้ผ่านคอมพิวเตอร์พีซีที่ได้ทำการเชื่อมต่อระบบวัดระยะทางแสงผ่านการเชื่อมต่อแบบ USB โดยผู้ใช้งานสามารถปรับเปลี่ยนโหมดการทำงานและความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ได้



รูปที่ 3.9 โปรแกรม Frame\_grabber.exe โดยในรูปในกรอบแสดงถึงตำแหน่งของเท้าซ้ายและขวา

Command Prompt - C:\Users\Suphachak Salda\Desktop\Thana\Ultra\_simple\_boot.exe // /comd

74.36	00524.00	75.73	00506.00
74.36	00524.00	76.19	00512.00
74.36	00524.00	76.58	00518.00
74.36	00524.00	76.98	00524.00
74.36	00524.00	77.44	00532.00
74.36	00524.00	78.75	00544.00
74.36	00524.00	86.31	01446.00
74.36	00524.00	86.70	01450.00
74.36	00524.00	88.08	01458.00
74.36	00524.00	89.44	01472.00
74.36	00524.00	92.17	01494.00
74.36	00524.00	94.61	00690.00
74.36	00524.00	95.13	00678.00
74.36	00524.00	95.58	00668.00
74.36	00524.00	96.09	00656.00
74.36	00524.00	97.91	00540.00
74.36	00524.00	98.44	00528.00
74.36	00524.00	98.94	00520.00
74.36	00524.00	99.39	00514.00
74.36	00524.00	99.91	00508.00
74.36	00524.00	100.36	00503.00
74.36	00524.00	100.86	00499.00
74.36	00524.00	101.33	00496.00
74.36	00524.00	101.78	00494.00
74.36	00524.00	102.23	00492.00
74.36	00524.00	102.75	00491.00
74.36	00524.00	103.19	00490.00
74.36	00524.00	103.64	00491.00
74.36	00524.00	104.09	00491.00
74.36	00524.00	104.55	00491.00
74.36	00524.00	104.95	00492.00
74.36	00524.00	105.41	00493.00
74.36	00524.00	105.84	00495.00
74.36	00524.00	106.30	00497.00
74.36	00524.00	106.75	00499.00
74.36	00524.00	107.20	00501.00
74.36	00524.00	107.61	00505.00
74.36	00524.00	108.06	00509.00
74.36	00524.00	108.50	00512.00
74.36	00524.00	108.91	00518.00
74.36	00524.00	110.20	00524.00

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 3.10 โปรแกรม Ultra\_simple.exe โดยรูปในกรอบแสดงถึงข้อมูลที่ระบบวัดระยะทางด้วยอ่านได้ ซึ่งประกอบไปด้วย ค่ามุมและระยะทาง ตามลำดับ

โหมดการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จากหัวข้อที่ 3.1.1.2 ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR มีโหมดการทำงานอยู่ 5 โหมด คือ Standard, Express, Boost, Stability , Sensitivity ตามรูปที่ 3.11

Scan Mode Name	Description	Max Sample Rate (sps)	Max Distance	Extra Features
Standard	Traditional Mode	2000 for A1/A2, 4000 for A2M7, 4000 for A3, 4600 for S1	12m for A1/A2, 16m for A2M7, 16m for A3 16m for S1	
Express	Traditional Express Mode	4000 for A1/A2, 8000 for A2M7, 8000 for A3	12m for A1/A2, 16m for A2M7, 25m for A3	
Boost	Performance Priority Mode	8000 for A1/A2, 16000 for A2M7, 16000 for A3	12m for A1/A2, 16m for A2M7, 25m for A3	Optimized for sample rate
Sensitivity	Sensitivity Priority Mode	16000 for A2M7, 16000 for A3	16m for A2M7, 25m for A3	Optimized for longer range, better sensitivity, but weak environment light elimination.
Stability	Stability Priority Mode	16000 for A3	25m for A3	Optimized for environment light elimination performance, but shorter range and lower sample rate.

รูป 3.11 โหมดการทำงานต่าง ๆ และค่าความละเอียดและระยะทางสูงสุดของ RPLIDAR

ที่มา : RPLIDAR Interface protocol and application note, SLAMTEC

จากรูปที่ 3.11 จะเห็นได้ว่า แต่ละโหมดการทำงานนั้น จะมีความละเอียดของข้อมูล และ ค่าระยะทางเก็บข้อมูลสูงสุดที่ต่างกัน โดยเพื่อตรวจสอบความละเอียดในการเก็บข้อมูลของแต่ละโหมดการทำงาน จึงได้ทำการทดสอบเบื้องต้น โดยทำการเก็บข้อมูลของวัตถุเส้นตรงความยาว 30 เซนติเมตรด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปจากผู้ผลิต (frame\_grabber.exe) ที่ระยะ 150 มิลลิเมตร ที่ความเร็วในการหมุน 10 Hz ก็จะได้ข้อมูลตามตารางที่ 3.2

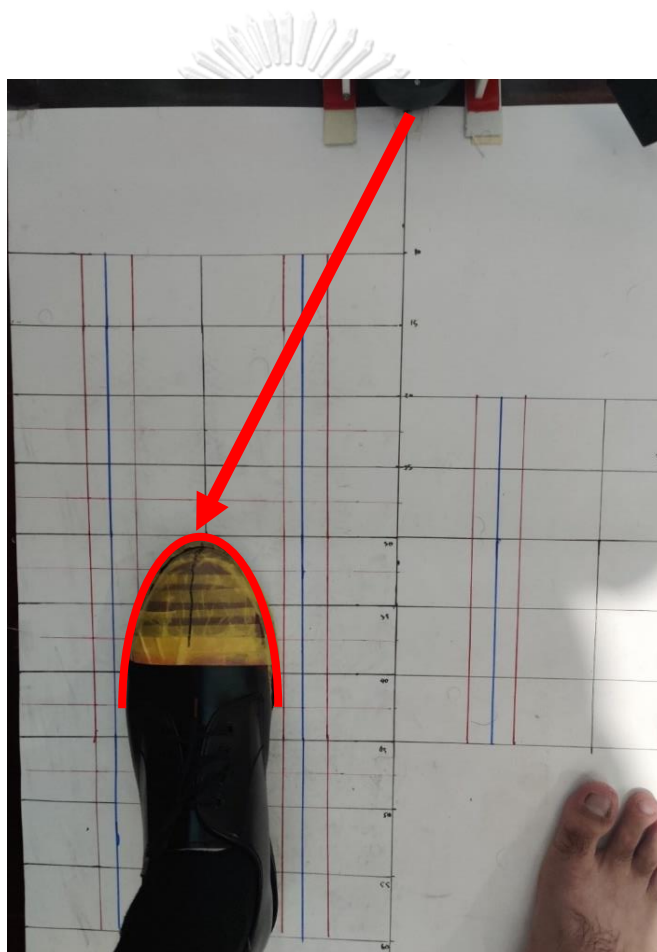
ตารางที่ 3.2 ตารางเปรียบเทียบความละเอียดในการเก็บข้อมูลของแต่ละโหมดการทำงาน

โหมดการทำงาน	จำนวนจุดข้อมูล	ค่าเฉลี่ยช่วงความห่างระหว่างจุดข้อมูล (องศา)
Standard	29 จุด	2.22°
Express	61 จุด	1.07°
Boost	123 จุด	0.54°
Sensitivity	123 จุด	0.54°
Stability	79 จุด	0.83°

จากตารางที่ 3.2 จะพบว่า โหมด Standard นั้นมีความละเอียดของข้อมูลที่ต่ำที่สุดและโหมด Boost และ Sensitivity มีความละเอียดของข้อมูลที่สูง ทั้งนี้เนื่องจากความละเอียดของข้อมูลมีผลโดยตรงต่อการคำนวณค่าระยะทางต่าง ๆ ในงานวิจัยนี้ จึงได้ทำการเลือกใช้โหมด Boost มาใช้เป็นโหมดหลักในการเก็บข้อมูล โดยมีเหตุผลดังนี้

1. เนื่องจากโปรแกรมหลักที่ใช้ในการบันทึกข้อมูลการเดินทางในงานวิจัยครั้งนี้ คือ โปรแกรม `ultra_simple.exe` ซึ่งมีลักษณะการตั้งค่าที่ต่างจากโปรแกรม `frame_grabber.exe` ที่ใช้ในการทดสอบอุปกรณ์เบื้องต้น โดยเพื่อเปิดใช้งาน โหมด Sensitivity และ Stability นั้น จำเป็นเข้าไปแก้ไข Library ของโปรแกรม `ultra_simple.exe` ซึ่งการแก้ไข Library เพื่อเลือกโหมดการเก็บข้อมูลต่าง ๆ นั้น จะทำการอธิบายในภาคผนวกต่อไป
2. ในงานวิจัยนี้ แม้ว่าจะมีการนำระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูงมาใช้งานวิจัย ซึ่งขัดกับเป้าหมายหนึ่งของงานวิจัย ที่ต้องการลดการใช้ระบบประมวลผลที่มีประสิทธิภาพสูง ซึ่งในงานวิจัยนี้ ได้มีการนำระบบประมวลผลขนาดเล็กมาใช้ในการช่วยประมวลผลด้วย ทั้งนี้แม้ว่าจะมี Library สำหรับการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR กับระบบประมวลผลขนาดเล็ก [20] แต่ Library ที่มีนั้นเป็น Library สำหรับโหมดการเก็บข้อมูล Standard ซึ่งเป็นโหมดการเก็บข้อมูลที่มีความละเอียดต่ำ ซึ่งไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดินทาง ทำให้ในงานวิจัยนี้ ยังมีความจำเป็นที่ต้องใช้ระบบประมวลผลประสิทธิภาพสูงมาช่วยในการทำวิจัย

จากหัวข้อที่ 3.1.1.2 ระบบวิเคราะห์ทางด้วยแสงนั้นทำการเก็บข้อมูลผ่านการใช้มอเตอร์หมุน อุปกรณ์ฉายแสงและอุปกรณ์รับแสง ซึ่งมอเตอร์ที่ได้กล่าวไปนี้สามารถปรับความเร็วได้ โดยมีค่าความเร็วตั้งต้น (Default speed) ที่ 10 Hz และสามารถเพิ่มความเร็วการหมุนได้สูงสุดที่ 20 Hz ทั้งนี้ หลังจากที่ได้ทำการเลือกโหมด Boost เป็นโหมดหลักที่จะใช้ในการเก็บข้อมูล จึงได้ทำการทดสอบอุปกรณ์เพิ่มเติม โดยทำการเก็บข้อมูลของเท้าตามรูปที่ 3.12 เพื่อทดสอบว่าความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ที่ควบคุมการหมุนของ อุปกรณ์ฉายแสงและอุปกรณ์รับแสง นั้นมีผลต่อข้อมูลอย่างไร โดยผลการทดสอบสอบนั้น เป็นไปตามตารางที่ 3.3



รูปที่ 3.12 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการหมุนกับความละเอียดของข้อมูล

ตารางที่ 3.3 จำนวนข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ RPLIDAR A3M ที่ความเร็วหมุนต่าง ๆ

ความเร็วในการหมุน (Hz / เฮิร์ตซ์)	จำนวนจุดพิกัด
5 Hz	117 จุด
7.5 Hz	80 จุด
10 Hz	52 จุด
12.5 Hz	37 จุด
15 Hz	40 จุด
17.5 Hz	35 จุด
20 Hz	29 จุด

จากตารางที่ 3.3 จะพบว่า ที่ความเร็วการหมุนที่ต่างกัน ข้อมูลก็จะมีค่าเฉลี่ยต่างกัน โดยความเร็วในการหมุนที่สูง ข้อมูลจะมีความละเอียดต่ำ และที่ความเร็วในการหมุนที่ต่ำข้อมูลจะมีความละเอียดที่สูง ทั้งนี้ความเร็วรอบในการหมุนนั้นก็มีความเกี่ยวข้องกับวงจรการเดินการเดินของมนุษย์ด้วย

จากที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 2.2.1 วงจรการเดินของมนุษย์สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ช่วง คือ Stance phase และ Swing phase โดยในการประมวลผลตัวแปรการเดินนั้น จะใช้ข้อมูลการเดินที่อยู่ในช่วง Stance phase ในท่วงท่า Foot flat ซึ่งมีระยะเวลาเป็น 20 % ของวงจรการก้าวทั้งหมด ซึ่งในกรณีของผู้ที่มีสุขภาพดี วงจรการเดินของผู้มีสุขภาพดีจะมีระยะเวลาโดยประมาณ 0.75 วินาที [14] ซึ่ง 20 % ของ 0.75 วินาทีนั้นคือ 0.15 วินาที

จากช่วงความยาวของท่วงท่า Foot flat ที่มีความยาว 0.1099 วินาที หากนำค่าความเร็วรอบในการหมุนของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ตามตารางที่ 3.3 ซึ่ง มีหน่วยเป็น Hz มาแปลงเป็นคาบเวลาการหมุนซึ่งมีหน่วยเป็นวินาทีที่จะมีค่า 0.2 วินาที, 0.133 วินาที, 0.1 วินาที, 0.08 วินาที, 0.067 วินาที, 0.057 วินาที และ 0.05 วินาที ตามลำดับ ซึ่งหากนำช่วงค่าช่วงเวลาในท่วงท่า Foot flat มาทำการหารด้วยคาบเวลาการหมุน ก็จะสามารถแปลงค่าเป็นจำนวนครั้งต่อรอบที่



ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR สามารถตรวจจับเท้าในท้วงท่า Foot flat ได้ดังแสดงในตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.4 จำนวนรอบที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR สามารถตรวจจับเท้าในท้วงท่า Foot flat

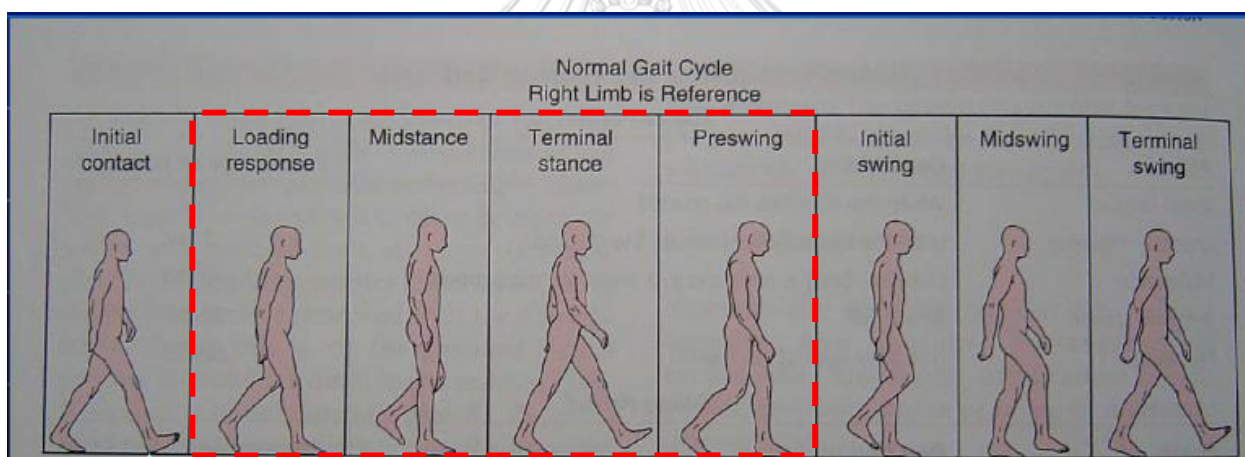
ความเร็วในการหมุน (Hz / เฮิร์ตซ์)	คาบการหมุน (วินาที)	จำนวนรอบที่เห็นเท้าในท้วงท่า Foot flat (รอบ)
5 Hz	0.2	0.75
7.5 Hz	0.133	1.127
10 Hz	0.1	1.5
12.5 Hz	0.08	1.875
15 Hz	0.067	2.23
17.5 Hz	0.057	2.63
20 Hz	0.05	3

จากตารางที่ 3.4 จะเห็นว่าที่ความเร็วในการหมุน 20 Hz สามารถตรวจจับเท้าในท้วงท่า Foot flat สูงสุด 3 ครั้งในหนึ่งรอบของวงจรการเดิน ทำให้มีความเป็นไปได้ในการนำระบบวัดระยะทางด้วยแสงนี้มาใช้ในการตรวจจับท้วงท่า Foot flat เพื่อนำไปคำนวณหาตัวแปรการเดินต่าง ๆ ได้ต่อไป

จากการทดสอบในส่วนของโหมดการทำงานและความเร็วในการหมุน ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ไว้ดังนี้

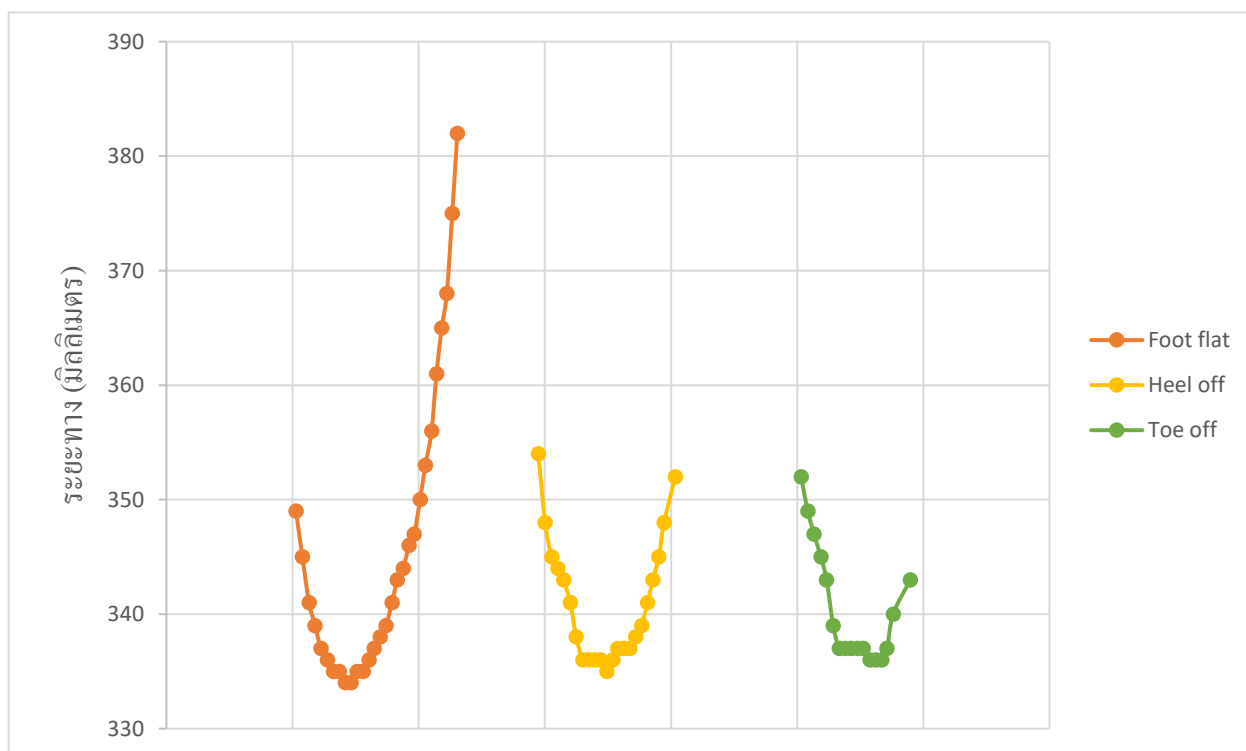
- โหมดการทำงาน : โหมด Boost
- ความเร็วในการหมุนมอเตอร์ : 20 Hz

3.2.1.3 การตรวจจับเท้าในท่วงท่า *Foot flat* ด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จากหัวข้อที่ 3.2.1.1 ที่ได้ทำการเลือกโหมดการทำงานและความเร็วในการหมุน ของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR แล้ว ได้ทำการทดสอบการเก็บข้อมูลของเท้าขึ้นตามลักษณะของรูปที่ 3.13 โดยในการประมวลผลตัวแปรการเดินนั้น จะนำข้อมูลการเดินของเท้าในท่วงท่า *Foot flat* มาใช้ จึงได้ทำการเก็บข้อมูลของเท้าในท่วงท่า *Foot flat* ขึ้น แต่เนื่องจากท่วงท่า *Foot flat* นั้นอยู่ในช่วง *Stance phase* ซึ่งยังประกอบไปยังประกอบไปด้วยท่วงท่า *Heel off* และ *Toe off* ตามรูปที่ 3.13 จึงได้ทำการเก็บข้อมูลของเท้าในท่วงท่า *Heel off* และ *Toe off* โดยทำการนำวัตถุมารองใต้รองเท้าเพื่อจำลองการยกเท้าตามค่าองศาต่าง ๆ โดยได้ทำการจำลองการยกเท้าที่ 16 องศา และ 37 องศาตามลำดับ จากนั้นนำข้อมูลของเท้าที่เก็บได้ มาทำการเขียนเป็นกราฟที่ 3.1



รูปที่ 3.13 ช่วง *Stance phase* ในวงจรการก้าว [14]

กราฟที่ 3.1 ตัวอย่างภาพของเท้าที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง



\* จากภาพ ภาพจากในกราฟที่ 3.1 นั้น เกิดจากการปรับปรุงเพื่อใช้ในการสังเกตเท่านั้น ทั้งนี้ ในการเก็บข้อมูลนั้น เท้าไม่มีการเปลี่ยนตำแหน่งใด ๆ นอกจากการยกของส้นเท้าตามที่ได้อธิบายไว้ในข้อความตามหัวข้อ 3.2.1.3

จากกราฟที่ 3.1 จะเห็นได้ว่า แต่ละท่วงทำนั้นมีจำนวนจุดข้อมูลที่แตกต่างกัน โดยจำนวนจุดที่ต่างกันนั้นเกิดจากพื้นที่ของปลายเท้าที่ต่างกัน ตัวอย่างเช่นในท่วงท่า Heel off และ Toe off นั้นมีจำนวนจุดน้อยกว่าจำนวนจุดของเท้าในท่วงท่า Foot flat เพราะ พื้นที่ของปลายเท้าที่ลดลงเพราะการยกส้นเท้า จากกราฟ 3.1 ซึ่งสรุปได้ว่ามีความเป็นไปได้ที่จะทำการแยกท่วงท่า Foot flat ออกจากท่วงท่าอื่น ๆ ใน Stance phase โดยใช้วิธีการนับจุดข้อมูลของเท้าที่ระบบวัดแสงตรวจจับได้ จึงได้ทำการทดสอบเพิ่มเติมที่ระยะต่าง ๆ จากอุปกรณ์โดยเริ่มจากที่ระยะ 30 เซนติเมตรและเพิ่มครั้งละ 5 เซนติเมตรจนถึงที่ระยะ 60 เซนติเมตร ซึ่งได้ผลการทดสอบตามตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 ค่าเฉลี่ยจำนวนจุดข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat, Heel off และ Toe off ที่ระยะต่าง ๆ

	จำนวนจุดเฉลี่ย (จุด)		
	Foot flat	Heel off	Toe off
30 ซม.	29	23.6	17.4
35 ซม.	29	16.2	15.2
40 ซม.	24.6	18.4	13.8
45 ซม.	21.2	14.4	12.4
50 ซม.	20.4	11.4	10.8
55 ซม.	19	10.6	10.2
60 ซม.	15.6	10.4	9.8

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากตารางที่ 3.5 พบว่าที่ระยะต่าง ๆ กัน เท้าในท่วงท่า Heel off และ Toe off นั้นยังคงมีจำนวนจุดน้อยกว่าจำนวนจุดของเท้าในท่วงท่า Foot flat ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ใช้การนับจุดข้อมูลมาเป็นวิธีการในการแยกท่วงท่า Foot flat ออกจากท่วงท่าอื่น ๆ โดยมีเงื่อนไข คือถ้าจำนวนจุดที่ได้มีจำนวนเกิน 90% ของจำนวนจุดในท่วงท่า foot flat ที่ระยะนั้นจะถือว่าเท้า ณ เวลานั้นอยู่ท่วงท่า Foot flat (ตัวอย่างเช่นที่ระยะ 30 ซม. ถ้าจำนวนจุดมีมากกว่า 25 จุด จะถือว่าเท้า ณ ตอนนั้นเป็น foot flat) เป็นต้นทั้งนี้ เนื่องจากการก้าวเดินจริง ๆ นั้น มีโอกาสน้อยที่เท้าจะในตำแหน่งตามตารางที่ 3.5 เช่น พอดี เช่น หากเท้าเหยียบที่ 38 ซม. เป็นต้น จึงได้ทำการขยายจาก "จุดระยะทาง" ตามตารางที่ 3.5 เป็น "ช่วงระยะทาง" แทน และ ใช้สมการ Piecewise liner มาใช้ในการประมาณจุดข้อมูล โดยในงานวิจัยนี้ ได้ทำการตั้งค่าช่วงระยะทางเป็นช่วงที่มีความกว้างช่วงละ 50 มิลลิเมตร เริ่มจากที่ระยะ 275 มิลลิเมตรจากด้านหน้าอุปกรณ์จนถึง 625 มิลลิเมตร รวมทั้งหมด 7 ช่วงระยะ

และเนื่องจากในวิจัยนี้ได้้นำใช้รองเท้าทรงหัวมนขนาดเบอร์ 10US (ยาว 28 เซนติเมตร หรือ 11 นิ้ว) มาใช้ในการวิจัย ซึ่งในกรณีที่มีการปรับเปลี่ยนรองเท้า นั้น จำเป็นต้องทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกันเพื่อให้สามารถแยกท่วงท่าได้อย่างถูกต้องต่อไป

#### 3.2.1.4 การเตรียมข้อมูลระยะทางเพื่อส่งไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก

เพื่อประมวลผลค่าตัวแปรการเดินจำเป็นต้องนำค่าระยะทางที่โรตารี เอน โคเดอร์อ่านได้มาใช้ในการคำนวณด้วยเพื่อวัดระยะทางในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ช่วยเดิน โดยเนื่องจากโรตารี เอน โคเดอร์นั้นได้ทำการเชื่อมต่ออยู่กับระบบประมวลผลขนาดเล็กจึงต้องทำการส่งข้อมูลระยะทางที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ก ไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็กเพื่อประมวลผลข้อมูลร่วมกันและคำนวณออกมาเป็นตัวแปรในการเดินต่าง ๆ โดยในงานวิจัยนี้ได้ทำการนำเงื่อนไขการส่งข้อมูลโดยใช้การแยกท่วงท่า Foot flat มาเป็นเกณฑ์ในการส่งข้อมูลโดย

- ถ้าข้อมูลของเท้าที่เก็บได้ในช่วงเวลานั้นเป็นเท้าในท่วงท่า Foot flat ให้ทำการส่งค่าระยะทางที่ได้ผ่านการคำนวณทางตรีโกณมิติแล้วไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก
- ถ้าข้อมูลของเท้าที่เก็บได้ในช่วงเวลานั้นไม่เป็นเท้าในท่วงท่า Foot flat ให้ทำการส่งตัวเลข 0000 ไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก

โดยขั้นตอนนี้สามารถอธิบายได้ตามรูปที่ 3.14 โปรแกรมนี้อยู่ทำงานอยู่บนอะไร ส่งค่าข้อมูลไปที่ Microcontroller อย่างไรผ่านพอร์ตไหน อธิบายเพิ่ม

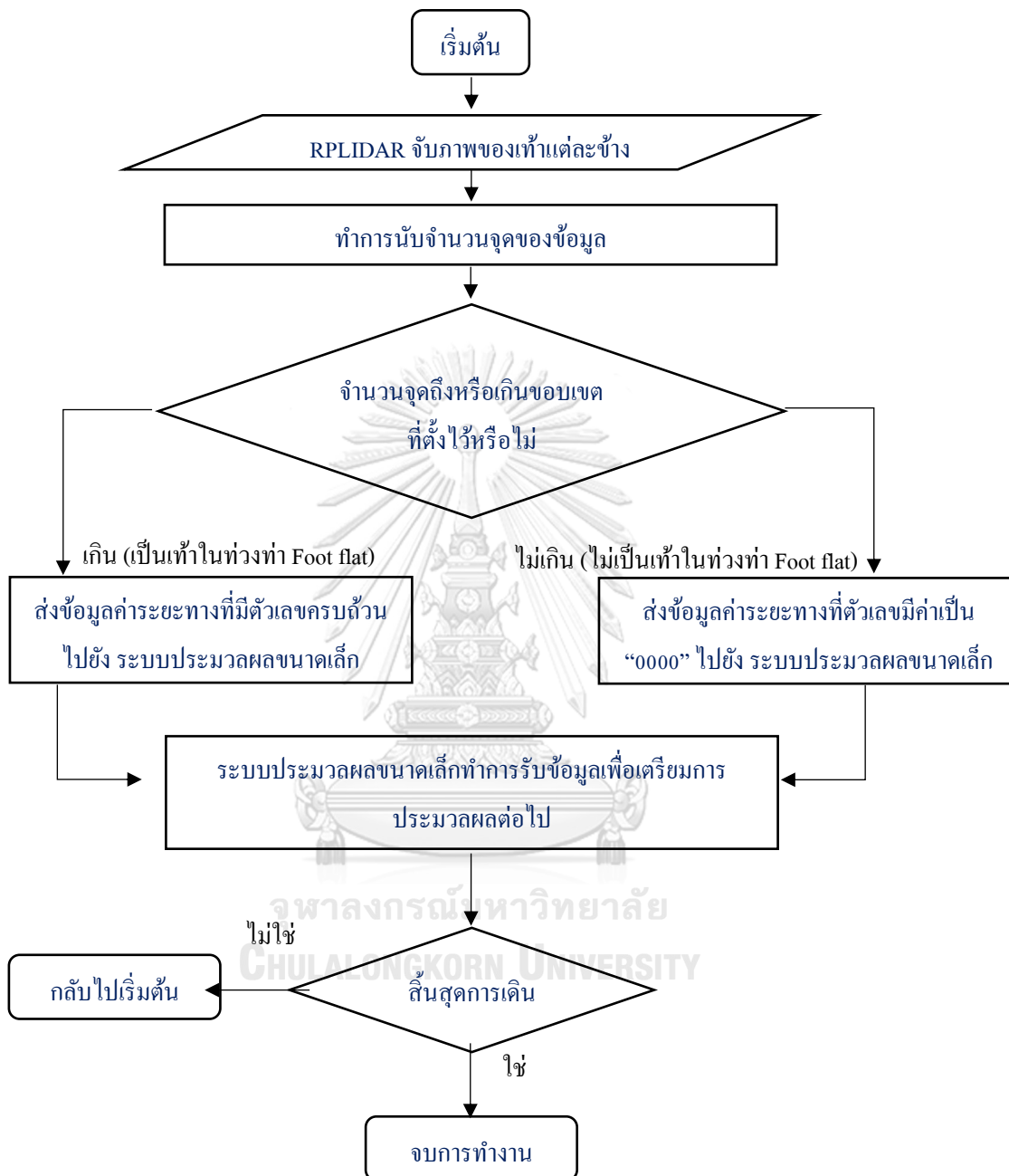
```

if (leftpoint > 23)
{
    send1 = testserial->WriteData(lvval, 6);
    send2 = testserial->WriteData(lhval, 6);
    leftfootflat = true;
}
else
{
    send1 = testserial->WriteData("VL0000", 6);
    send2 = testserial->WriteData("HL0000", 6);
    leftfootflat = false;
}

```

รูปที่ 3.14 ตัวอย่างคำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซีไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก

## แผนผังการทำงานในส่วนของคอมพิวเตอร์พีซี



### 3.2.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็ก

#### 3.2.2.1 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็กในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ผ่านโรตารี เอนโคเดอร์

เพื่อเก็บข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป ในงานวิจัยนี้จึงได้นำโรตารี เอนโคเดอร์ มาประกอบเข้ากับล้อตามรูปที่ 3.5 และให้ระบบประมวลผลขนาดเล็ก ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้ระบบประมวลผลขนาดเล็ก ARM Cortex M7 มาทำการประมวลผลค่าระยะทางจากค่า Pulse ที่เกิดขึ้นในโรตารี เอนโคเดอร์ ผ่านสมการที่ 3.1 และ 3.2

เนื่องจากในงานวิจัยนี้ ค่าระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์ ถือเป็นหนึ่งในตัวแปรสำคัญที่จะนำมาใช้ในการประมวลผลตัวแปรการเดิน จึงต้องทำการทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าระยะทางโดยทำการทดลองเก็บค่าระยะทางเบื้องต้นขึ้น โดยทำการเดินอุปกรณ์ไปเป็นระยะ 1 เมตรจำนวน 10 ครั้งแล้วจึงมาทำการหาค่าเฉลี่ย โดยจากการทดสอบพบว่าค่าระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์นั้น มีค่าความคลาดเคลื่อนที่ 4.178 เท่าของค่าระยะจริง (1 เมตร) ดังนั้นก่อนการนำค่าระยะทางที่โรตารี เอนโคเดอร์อ่านได้มาใช้ในการประมวลผลตัวแปรการเดิน ค่าระยะทางที่โรตารี เอนโคเดอร์อ่านได้จะต้องถูกหารด้วย 4.178 ก่อนตามสมการที่ 3.3

$$\text{ค่าระยะทางที่ถูกต้อง} = \text{ค่าระยะทางที่อ่านได้} / 4.178 \quad (3.3)$$

#### 3.2.2.2 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็กในการประมวลผลข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์พีซี

จากหัวข้อที่ 3.2.1.4 หลังจากทีคอมพิวเตอร์พีซีทำการประมวลผลข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR แล้วจะทำการส่งข้อมูลมายังระบบประมวลผลขนาดเล็ก โดยข้อมูลที่ได้รับมานั้น แบ่งออกได้เป็น 2 กรณี คือ

1. กรณีที่ข้อมูลของเท้าที่อยู่ในท่วงท่า Foot flat ซึ่งจะประกอบไปด้วยค่าระยะทางที่ผ่านการคำนวณเบื้องต้นด้วยวิธีการทางตรีโกณมิติแล้ว
2. กรณีที่ข้อมูลของเท้าที่ไม่ได้อยู่ในท่วงท่า Foot flat ส่งเป็นข้อความ "0000"

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการตั้งเงื่อนไขไว้ว่า “ถ้าข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์พีซี ณ จุดเวลานั้น มีค่าเป็น 0000 ให้ทำการทิ้งข้อมูลจุดนี้ไป แล้วรอข้อมูลชุดใหม่ที่ไม่ใช่ 0000”

ในกรณีที่ข้อมูลที่รับจากคอมพิวเตอร์พีซี ณ จุดเวลานั้นเป็นข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat หรือค่าที่ส่งมาไม่ได้มีค่าเป็น 0000 ระบบประมวลผลขนาดเล็กนำข้อมูลเหล่านี้มาทำประมวลผลหรือคำนวณเบื้องต้นดังต่อไปนี้

1. เก็บค่าระยะทางในแนวตั้งและแนวนอนของทั้งเท้าซ้ายและเท้าในจุดเวลานั้นเพื่อนำไปใช้ในการแสดงผลค่าระยะทางบนอุปกรณ์อื่น ๆ

นำค่าระยะทางในแนวตั้งมาทำการหา “เท้านำ” โดยการหา “เท้านำ” สามารถทำได้โดยนำค่าระยะทางในแนวตั้งของเท้าซ้ายและเท้าขวามาหาผลลบ โดยในงานวิจัยนี้ การหา “เท้านำ” สามารถคำนวณได้โดยสมการที่ 3.4

$$\text{ค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้ง} = \text{ระยะทางแนวตั้ง}_{\text{เท้าซ้าย}} - \text{ระยะทางแนวตั้ง}_{\text{เท้าขวา}} \quad (3.4)$$

ทั้งนี้ ในการคำนวณค่าผลต่างระยะด้วยสมการที่ 3.4 นั้น เนื่องจาก ระบบวัดระยะทางด้วยแสง จับตำแหน่งของเท้าซ้ายได้ก่อนเท้าขวา ซึ่งสามารถสังเกตได้จากรูปที่ ? ทั้งนี้ จากสมการ (3.4) ในกรณีที่ค่าผลต่างมีค่าเป็นลบ (ระยะทางในแนวตั้ง<sub>เท้าซ้าย</sub> < ระยะทางในแนวตั้ง<sub>เท้าขวา</sub>) สามารถตีความได้ว่า ณ จุดเวลานั้น เท้าซ้ายเป็นเท้านำ หรือ ในกรณีที่ค่าผลต่าง มีค่าเป็นบวก (ระยะทางในแนวตั้ง<sub>เท้าซ้าย</sub> > ระยะทางในแนวตั้ง<sub>เท้าขวา</sub>) สามารถตีความได้ว่า ณ จุดเวลานั้น เท้าขวาเป็นเท้านำ

2. ค่าระยะทางในแนวนอนมาหาผลรวมเบื้องต้นตามสมการที่ 3.5

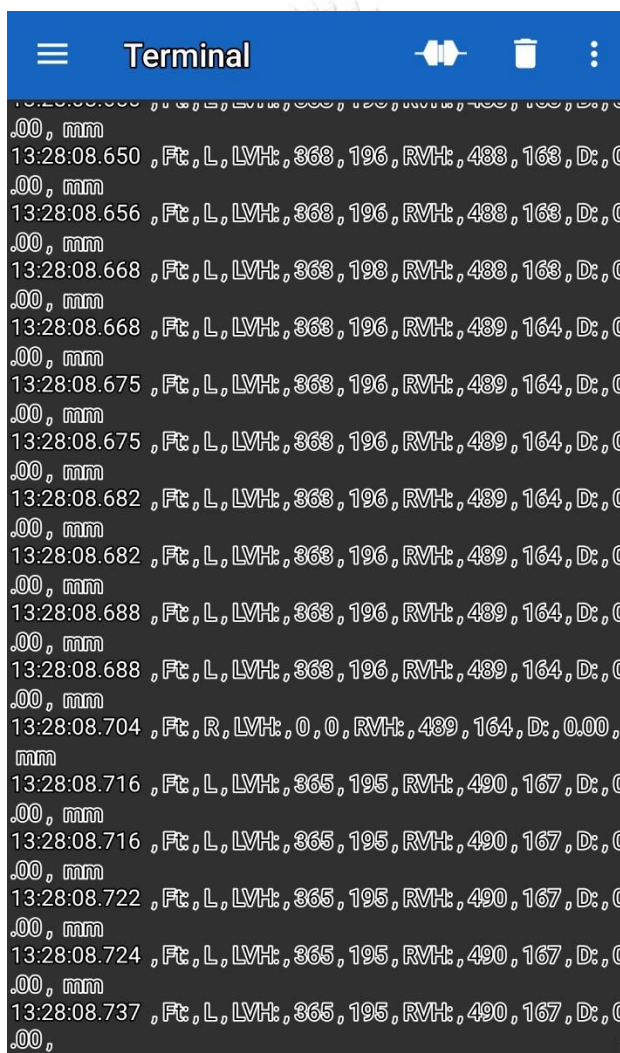
$$\text{ค่าผลรวมระยะทางในแนวนอน} = \text{ระยะทางแนวนอน}_{\text{เท้าซ้าย}} + \text{ระยะทางแนวนอน}_{\text{เท้าขวา}} \quad (3.5)$$

ทั้งนี้ขั้นตอนการคำนวณอย่างละเอียดจะกล่าวในภาคผนวกต่อไป



### 3.2.2.3 การตั้งค่าการทำงานของระบบประมวลผลขนาดเล็กในการพิมพ์ข้อมูลผ่านโมดูล Bluetooth

หลังจากที่ได้ทำการประมวลผลข้อมูลในขั้นตอนที่ 3.2.2.2 ระบบประมวลผลขนาดเล็กจะทำการส่งข้อมูลที่ผ่านการประมวลผลผ่าน โมดูลสื่อสาร Bluetooth HC-05 เพื่อให้อุปกรณ์สื่อสารต่างๆ ที่สามารถทำการเชื่อมต่อแบบไร้สายด้วยการสื่อสารแบบ Bluetooth สามารถรับข้อมูลได้ โดยในงานวิจัยนี้ ได้ใช้โทรศัพท์มือถือที่ใช้ระบบปฏิบัติการ Android มาใช้ในการอ่านข้อมูลผ่านโปรแกรม Serial Bluetooth Monitor ซึ่งมีลักษณะตามรูปที่ 3.15 ซึ่งสามารถแปลงออกมาเป็น .txt text file เพื่อใช้บนคอมพิวเตอร์พีซีต่อไป ตามรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากระบบประมวลผลขนาดเล็กผ่านทางโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการ Android ด้วยโปรแกรม Serial Bluetooth Monitor

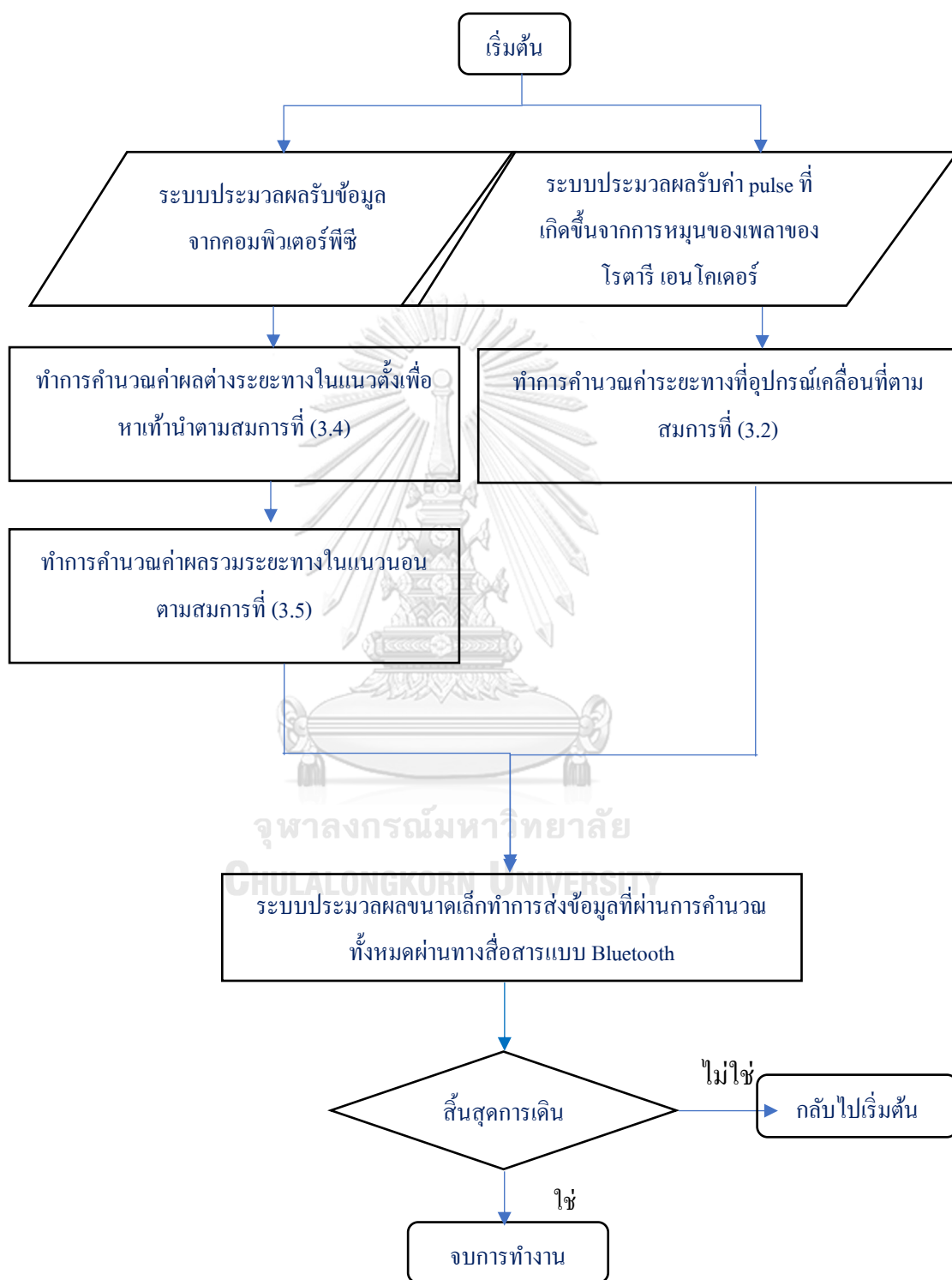
10:07:11.178	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 309 , 178 , D: , 10268.85 , mm , 241 , 334
10:07:11.180	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10270.94 , mm , 240 , 350
10:07:11.183	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10272.51 , mm , 240 , 350
10:07:11.183	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10274.08 , mm , 240 , 350
10:07:11.185	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10275.65 , mm , 240 , 350
10:07:11.187	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10277.22 , mm , 240 , 350
10:07:11.217	, Ft: , R , LVH: , 526 , 165 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10278.79 , mm , 216 , 359
10:07:11.217	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 177 , D: , 10280.36 , mm , 238 , 332
10:07:11.219	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10281.41 , mm , 238 , 361
10:07:11.222	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10282.45 , mm , 238 , 361
10:07:11.222	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10284.02 , mm , 238 , 361
10:07:11.228	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10285.07 , mm , 238 , 361
10:07:11.231	, Ft: , R , LVH: , 541 , 164 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10286.12 , mm , 228 , 370
10:07:11.234	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10286.64 , mm , 238 , 360
10:07:11.234	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10287.69 , mm , 238 , 360
10:07:11.259	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10288.73 , mm , 238 , 360
10:07:11.270	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10289.26 , mm , 238 , 360
10:07:11.270	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10289.78 , mm , 238 , 360

รูปที่ 3.16 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากระบบประมวลผลขนาดเล็กที่ได้ผ่านการแปลงให้เป็น .txt text file แล้ว

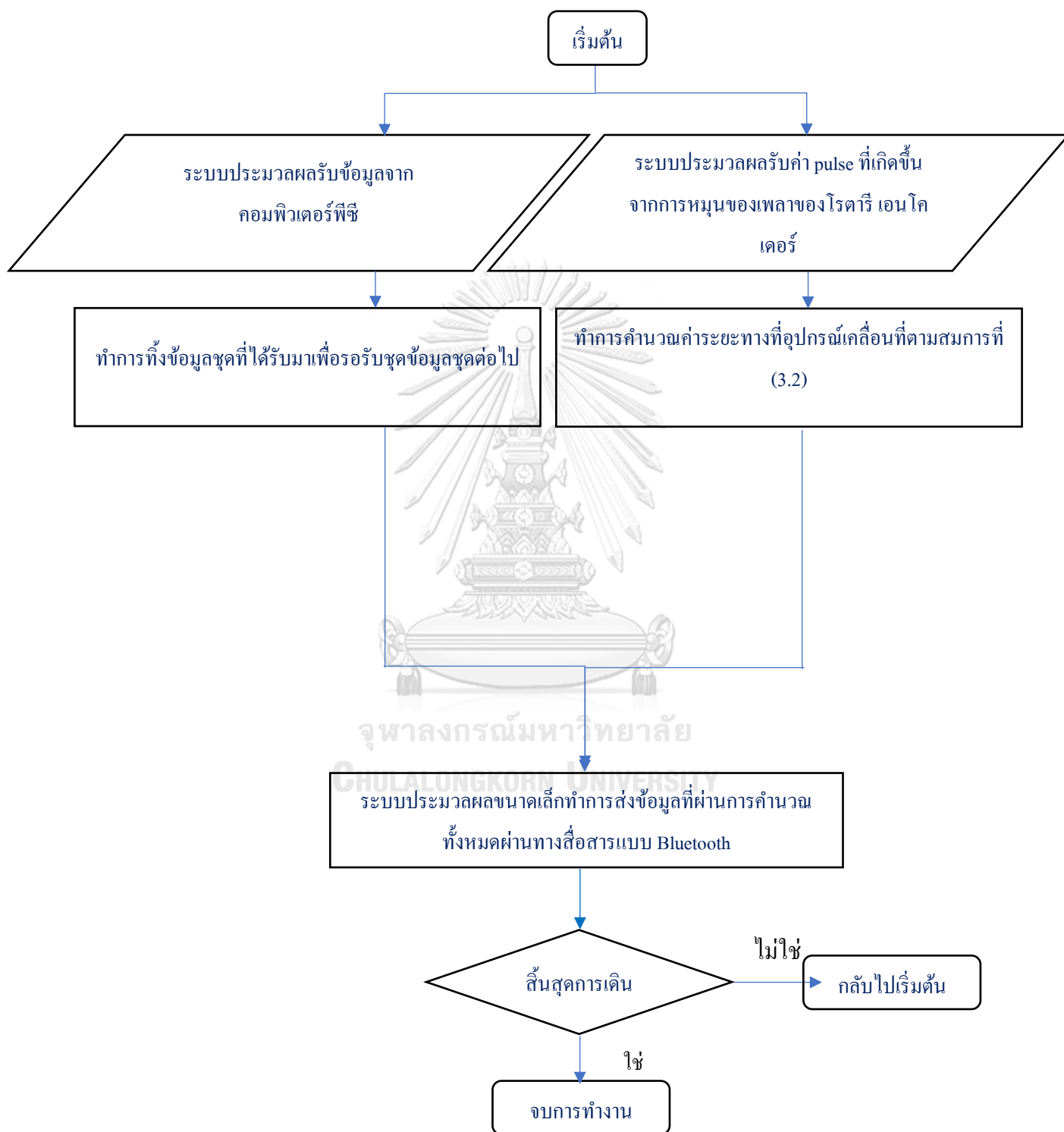
จากรูปที่ 3.15 และ 3.16 ข้อมูลที่ได้จากระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น จะประกอบไปด้วย

เวลา	เท้า นำ	ระยะทางในแนวตั้ง และแนวนอนของ เท้าซ้าย	ระยะทางใน แนวตั้งและ แนวนอนของเท้า ขวา	ระยะทางที่ walker ได้ เคลื่อนที่ไป	ค่าผลต่าง ระยะทางใน แนวตั้ง	ค่าผลรวม ระยะทางใน แนวนอน
------	------------	--	---	--	-----------------------------------	---------------------------------

แผนผังการทำงานในส่วนของระบบประมวลผลขนาดเล็ก (ในกรณีที่ข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์พีซี เป็นข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat)

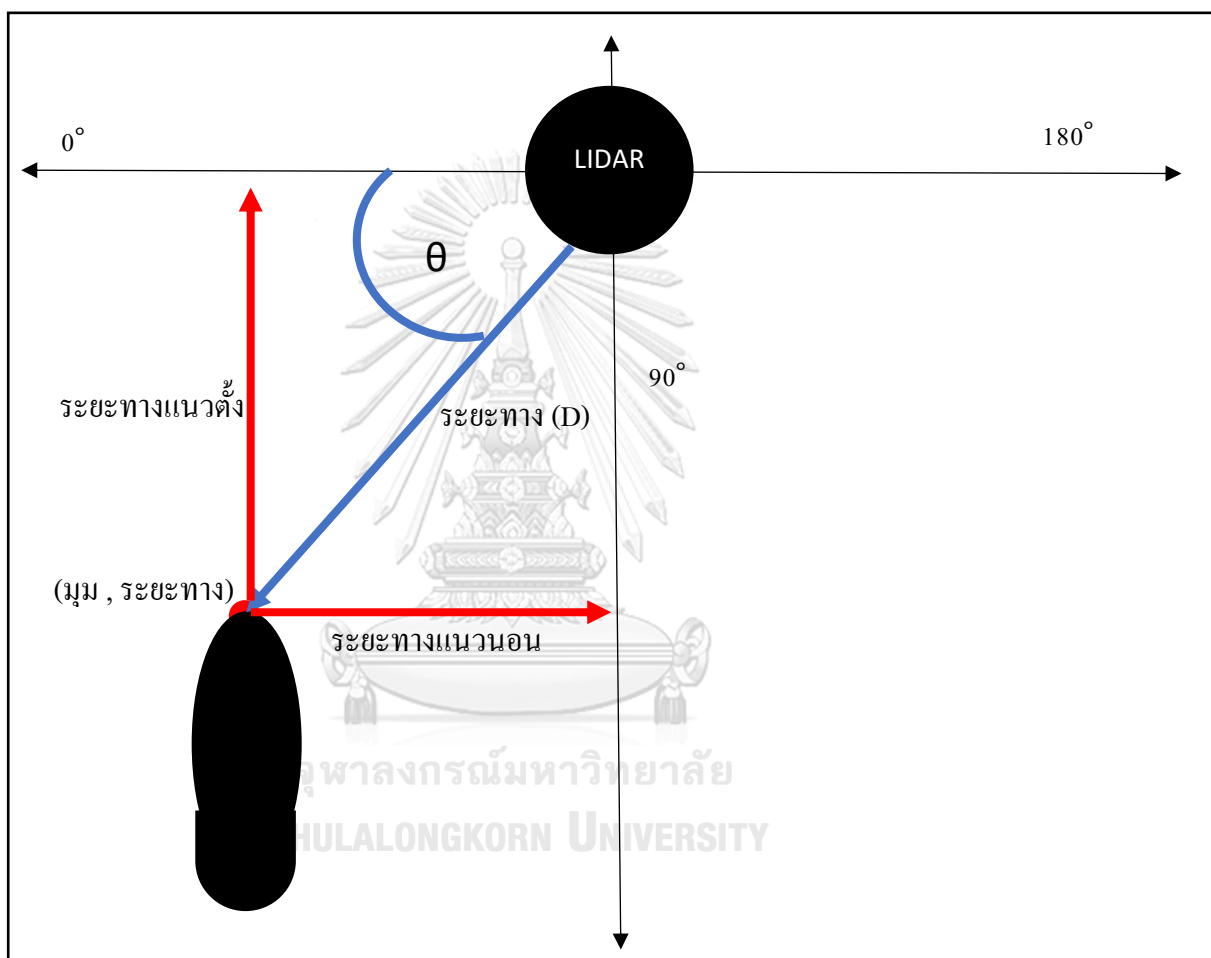


แผนผังการทำงานในส่วนของระบบประมวลผลขนาดเล็ก (ในกรณีที่ข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์พีซี ไม่เป็นข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat)



### 3.3 การคำนวณและการประมวลผลตัวแปรการเดินโดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารีเอ็นโคเดอร์

3.3.1 การคำนวณค่าระยะทางเบื้องต้นด้วยข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จากหัวข้อที่ 3.1.1 ข้อมูลที่ได้รับจากระบบวัดระยะทางด้วยแสงนั้น จะอยู่ในรูปพิกัด (มุม, ระยะทาง) ซึ่งหากนำข้อมูลนี้มาเขียนเป็นรูปภาพจะเป็นตามรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 แผนภาพลักษณะการอ่านข้อมูลของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR

จากรูปที่ 3.17 ค่าระยะทางที่จะนำมาใช้ในการประมวลผลการเดิน คือ ค่าระยะทางในแนวตั้ง และค่าระยะทางในแนวนอน ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการดังนี้

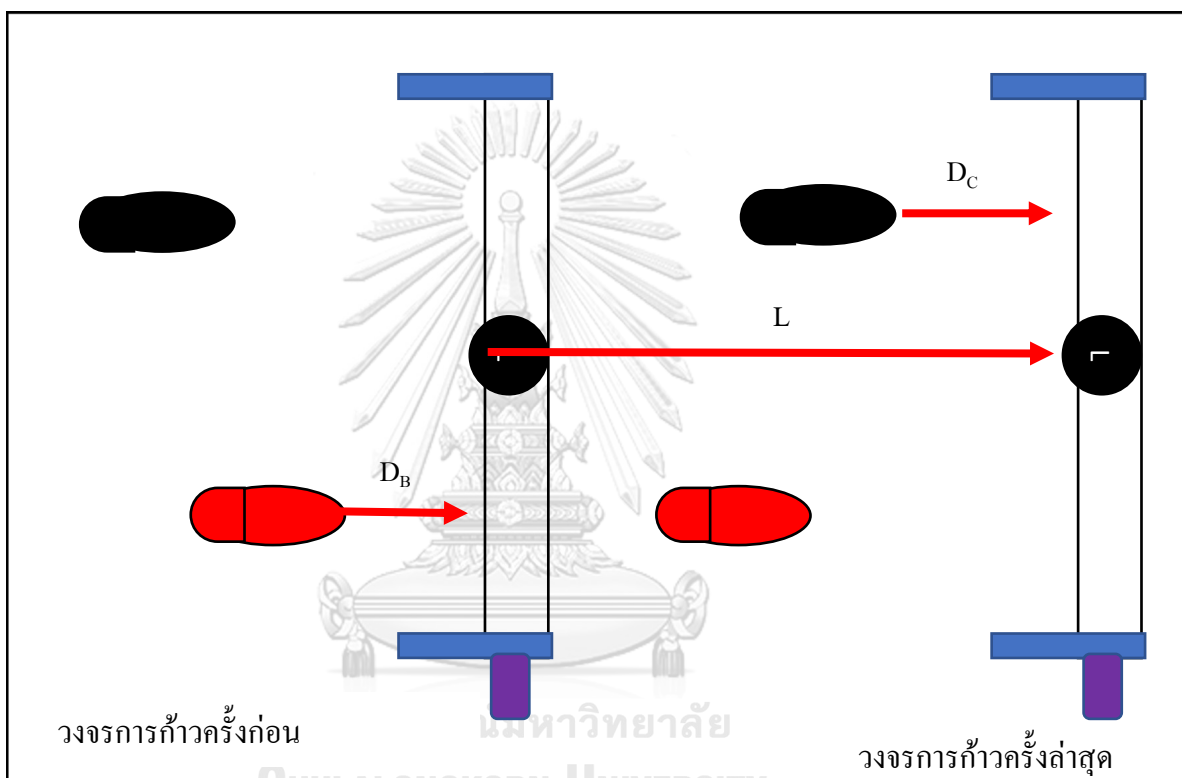
$$\text{ระยะทางในแนวตั้ง} = D \times \sin \theta \quad (3.6)$$

$$\text{ระยะทางในแนวนอน} = D \times \cos \theta \quad (3.7)$$

จากสมการที่ 3.6 และ 3.7 ค่าระยะทางในแนวตั้งและแนวนอน จะถูกนำมาใช้ในการหาทำ  
 นำในสมการที่ 3.4 และใช้ในการประมวลผลตัวแปรการเดินทางในเชิงระยะทางร่วมกับค่าระยะทางที่ได้  
 จากโรตารีเอน โคเดอร์ต่อไป

### 3.3.2 การประมวลผลตัวแปรการเดินทางในเชิงระยะทาง

#### 3.3.2.1 การคำนวณค่าระยะก้าว (Step length) ด้วยข้อมูลระยะทางจากระบบวัด ระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารีเอน โคเดอร์

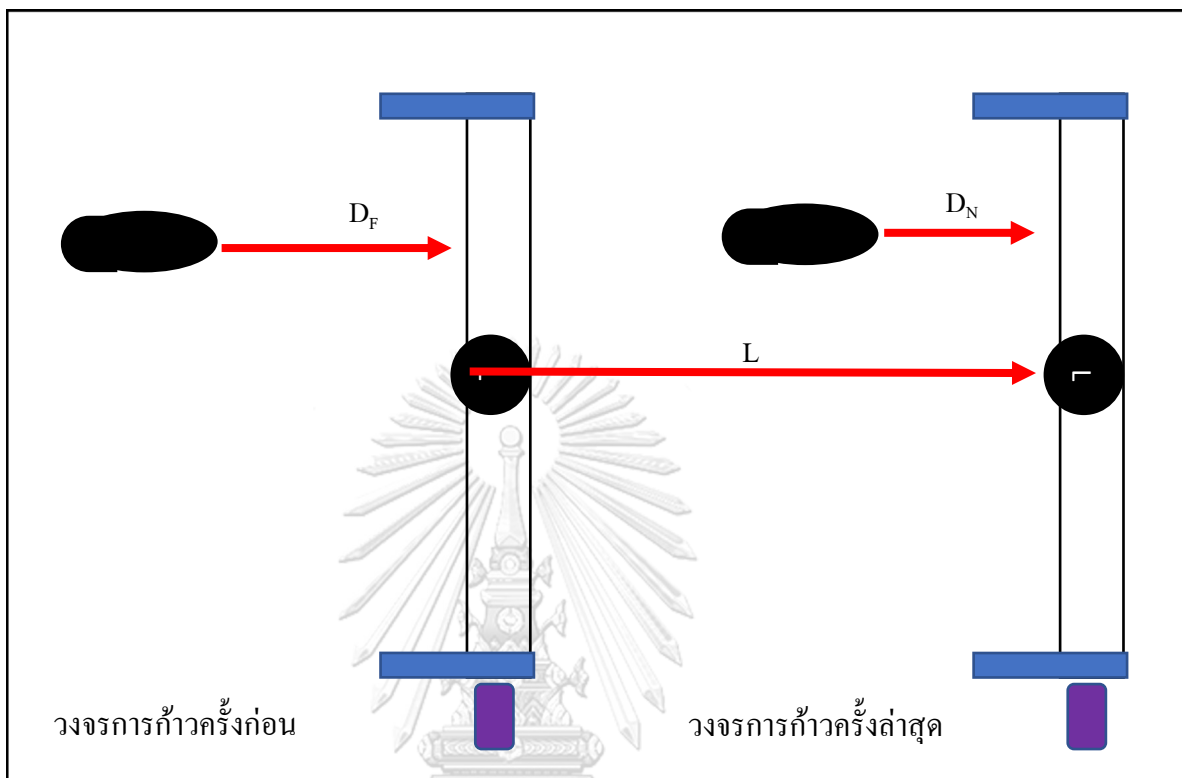


รูปที่ 3.18 แผนภาพแสดงวิธีการคำนวณระยะก้าว (Step length)

จากรูปที่ 3.18 ในการคำนวณค่าระยะก้าว (Step length) จำเป็นต้องใช้ตัวแปรทั้งหมด 3 ตัว  
 ได้แก่ ระยะทางในแนวตั้งของเท้าที่อยู่ในท่า Foot flat ในวงจรรการก้าวครั้งล่าสุด ( $D_C$ ), ระยะทางใน  
 แนวตั้งของเท้าที่อยู่ในท่า Foot flat ในวงจรรการก้าวครั้งก่อน ( $D_B$ ) และ ค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้  
 เคลื่อนที่ไป ( $L$ ) ตามสมการดังนี้

$$\text{ระยะก้าว (Step length)} = (D_B + L) - D_C \quad (3.8)$$

3.3.2.1 การคำนวณค่าระยะก้าวเดิน (Stride length) ด้วยข้อมูลระยะทางจากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารี เอนโคเดอร์



รูปที่ 3.19 แผนภาพแสดงวิธีการคำนวณระยะก้าว (Stride length)

จากรูปที่ 3.19 ในการคำนวณค่าระยะก้าวเดิน (Stride length) จำเป็นต้องใช้ตัวแปรทั้งหมด 3 ตัวได้แก่ ระยะทางในแนวตั้งของเท้าหลักวงจรรการก้าวครั้งล่าสุด ( $D_C$ ), ระยะทางในแนวตั้งของเท้าหลักจากวงจรรการก้าวครั้งก่อน ( $D_F$ ) และ ค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป ( $L$ ) ตามสมการดังนี้

$$\text{ระยะก้าวของวงจรรการเดิน (Stride length)} = L + (D_F - D_C) \quad (3.9)$$

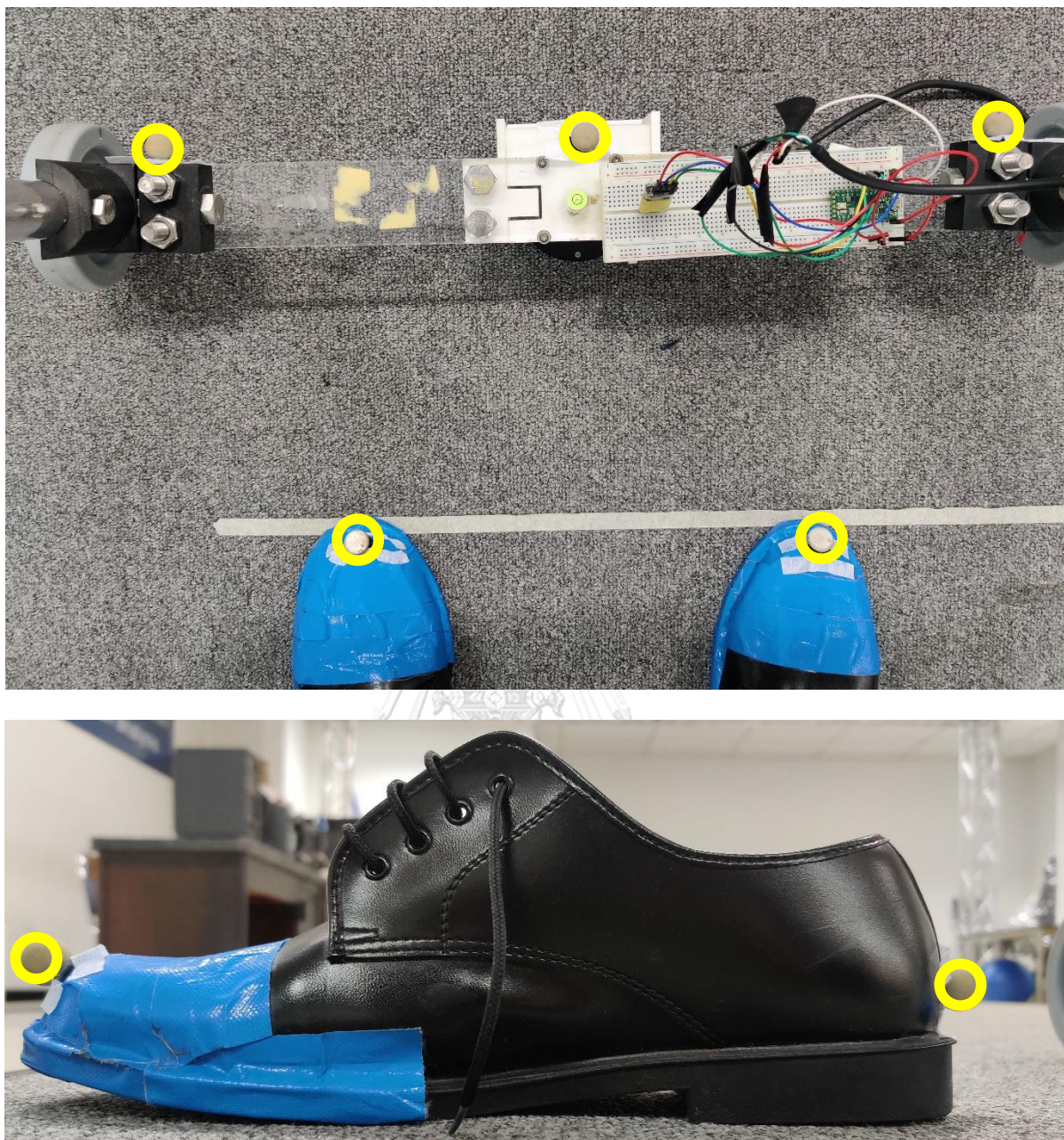
### 3.4 การทดสอบความถูกต้องของระบบโดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์เป็นอุปกรณ์มาตรฐาน

#### 3.4.1 การทดสอบอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น โดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์เป็นอุปกรณ์มาตรฐาน

ในการทดสอบความถูกต้องของการเก็บข้อมูลการเดินของระบบ ได้ใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ Optitrack™ (Optitrack™, NaturalPoint, Inc. , USA) เป็นระบบอ้างอิง โดยระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์นั้น จะทำการถ่ายภาพการเคลื่อนไหว โดย ทำการจับตำแหน่งตุ้ม marker สะท้อนแสงที่ติดอยู่บนตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย โดยในการทดสอบอุปกรณ์ที่ได้ประดิษฐ์ขึ้นมานั้น ได้ทำการติดตุ้ม marker สะท้อนแสงลงบนตำแหน่งตามนี้

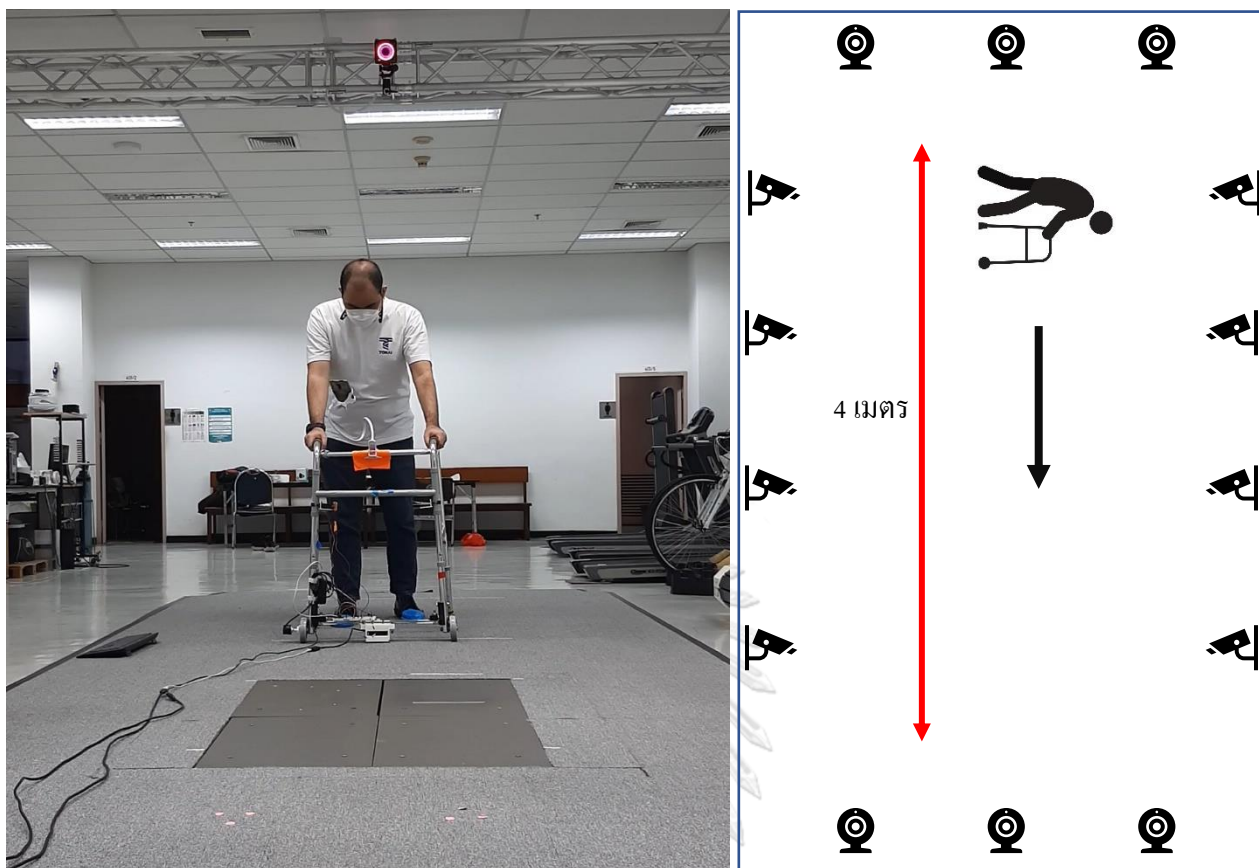
- บริเวณ โครงค้ำนซ้ายของ Walker
- บริเวณ โครงค้ำนขวาของ Walker
- ที่บริเวณตัวอุปกรณ์ LIDAR
- ที่หัวเท้า (Toe) และ ส้นเท้า (Heel) ของเท้าทั้ง 2 ข้าง





รูปที่ 3.20 แผนภาพการติดค่อม Marker สะท้อนแสง (วงกลมสีเหลือง) ที่อุปกรณ์ (บน) และรองเท้า (ล่าง)

จากนั้นทำการเก็บข้อมูลการเดิน โดยทำการเดินเป็นเส้นตรงเป็นระยะ 4 เมตร จากนั้นนำข้อมูลพิกัดจุดที่ได้จากระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ Optitrack และ ข้อมูลตัวแปรการเดินต่าง ๆ ที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้นมาทำการเปรียบเทียบเพื่อหาความถูกต้องในการอ่านข้อมูลเพื่อทำการคำนวณตัวแปรการเดินต่อไป



รูปที่ 3.21 (ซ้าย) การทดสอบอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นควบคู่กับการใช้ระบบถ่ายภาพเคลื่อนไหวทางการแพทย์  
และ (ขวา) แผนภาพจำลองพื้นที่การเก็บข้อมูล

หลังจากที่ได้ทำการทดสอบความถูกต้องของการเก็บข้อมูลการเดินของระบบ โดยใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ Optitrack เป็นระบบอ้างอิงนั้นจะได้ข้อมูลมา 2 ชุด คือ ข้อมูลจากระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ที่อยู่ในรูปของพิกัดจุด (x , y , z) กับหน่วยเวลาตามรูปที่ 3.22

Format Version	1.22	Take Name	walk_019	Capture Frame Rate	100	Export Frame Rate	100	Capture Start Time	
		Marker	Marker	Marker	Marker	Marker	Marker	Marker	Marker
		Walker_01: CW	Walker_01: CW	Walker_01: CW	Walker_01: LHEEL	Walker_01: LHEEL	Walker_01: LHEEL	Walker_01: LHEEL	Walker_01: LTOE
		4E55D7DBC14911E	4E55D7DBC14911E	4E55D7DBC14911E	4E55D7E0C14911E	4E55D7E0C14911E	4E55D7E0C14911E	4E55D7E0C14911E	4E55D7DFC14911E
		Position	Position	Position	Position	Position	Position	Position	Position
Frame	Time (Seconds)	X	Y	Z	X	Y	Z	X	
575	5.75	-1033.563232	88.148163	24.338354	-1742.484985	49.525269	-82.485367	-1463.211304	
576	5.76	-1033.550659	88.159126	24.367687	-1742.481201	49.525677	-82.481834	-1463.202637	
577	5.77	-1033.537109	88.140144	24.3528	-1742.485962	49.538177	-82.480843	-1463.215942	
578	5.78	-1033.558594	88.153496	24.343674	-1742.476196	49.5331	-82.473747	-1463.221436	
579	5.79	-1033.567017	88.137787	24.354134	-1742.482666	49.535339	-82.492218	-1463.223267	
580	5.8	-1033.573364	88.172722	24.343136	-1742.485107	49.531872	-82.480629	-1463.235352	
581	5.81	-1033.558716	88.182556	24.349869	-1742.488525	49.544041	-82.483162	-1463.23877	
582	5.82	-1033.584229	88.166595	24.348383	-1742.486328	49.541531	-82.482246	-1463.234985	
583	5.83	-1033.595215	88.135849	24.353806	-1742.470581	49.543217	-82.477486	-1463.253174	
584	5.84	-1033.579346	88.161972	24.37396	-1742.45459	49.547123	-82.478035	-1463.252563	
585	5.85	-1033.55481	88.168816	24.350641	-1742.464233	49.55003	-82.480232	-1463.252197	
586	5.86	-1033.5625	88.167206	24.340065	-1742.45813	49.543869	-82.481964	-1463.257813	
587	5.87	-1033.566772	88.155746	24.345684	-1742.450439	49.545113	-82.475945	-1463.102661	
588	5.88	-1033.572266	88.150597	24.361933	-1742.460938	49.553391	-82.475189	-1463.263306	
589	5.89	-1033.56311	88.149063	24.351318	-1742.444824	49.560951	-82.455399	-1463.11438	
590	5.9	-1033.550903	88.157211	24.3619	-1742.461914	49.571705	-82.447701	-1463.100586	
591	5.91	-1033.560791	88.135414	24.371357	-1742.444336	49.577995	-82.454155	-1463.264404	
592	5.92	-1033.567017	88.13253	24.380512	-1742.432739	49.57803	-82.445129	-1463.263916	

รูปที่ 3.22 ตัวอย่างข้อมูลที่ได้อาจ Optitrack ในรูปของไฟล์ .csv

ข้อมูลพิกัดจุดและหลักแกนจากรูปที่ 3.22 นั้นได้มาจากการกำหนดบน โปรแกรมควบคุมระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์ชื่อ Motive:Body™ (Motive:Body™ , NaturalPoint, Inc. , USA) โดยข้อมูลเวลาและข้อมูลพิกัดจุด (x , y , z) เหล่านี้ มาใช้ในการคำนวณค่าตัวแปรการเดินทั้งตัวแปรในเชิงระยะทางและตัวแปรในเชิงเวลาตามขั้นตอนดังนี้

1. เตรียมข้อมูลการเดินจากที่ได้จาก Optitrack และ ข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR โดยข้อมูลการเดินจากระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์นั้น จะอยู่ในลักษณะของไฟล์ .CSV สำหรับเปิดใช้ในโปรแกรม Microsoft Excel™ ตามรูปที่ 3.22 และข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR นั้นจะอยู่ในรูปของ .txt text file ตามรูปที่ 3.23 โดย .txt text file นี้สามารถนำมาใช้ในการสังเคราะห์ในโปรแกรม Microsoft Excel™ ตามรูปที่ 3.24

10:07:11.178	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 309 , 178 , D: , 10268.85 , mm , 241 , 334
10:07:11.180	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10270.94 , mm , 240 , 350
10:07:11.183	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10272.51 , mm , 240 , 350
10:07:11.183	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10274.08 , mm , 240 , 350
10:07:11.185	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10275.65 , mm , 240 , 350
10:07:11.187	, Ft: , R , LVH: , 550 , 156 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10277.22 , mm , 240 , 350
10:07:11.217	, Ft: , R , LVH: , 526 , 165 , RVH: , 310 , 194 , D: , 10278.79 , mm , 216 , 359
10:07:11.217	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 177 , D: , 10280.36 , mm , 238 , 332
10:07:11.219	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10281.41 , mm , 238 , 361
10:07:11.222	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10282.45 , mm , 238 , 361
10:07:11.222	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10284.02 , mm , 238 , 361
10:07:11.228	, Ft: , R , LVH: , 551 , 155 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10285.07 , mm , 238 , 361
10:07:11.231	, Ft: , R , LVH: , 541 , 164 , RVH: , 313 , 206 , D: , 10286.12 , mm , 228 , 370
10:07:11.234	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10286.64 , mm , 238 , 360
10:07:11.234	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10287.69 , mm , 238 , 360
10:07:11.259	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10288.73 , mm , 238 , 360
10:07:11.270	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10289.26 , mm , 238 , 360
10:07:11.270	, Ft: , R , LVH: , 552 , 157 , RVH: , 314 , 203 , D: , 10289.78 , mm , 238 , 360

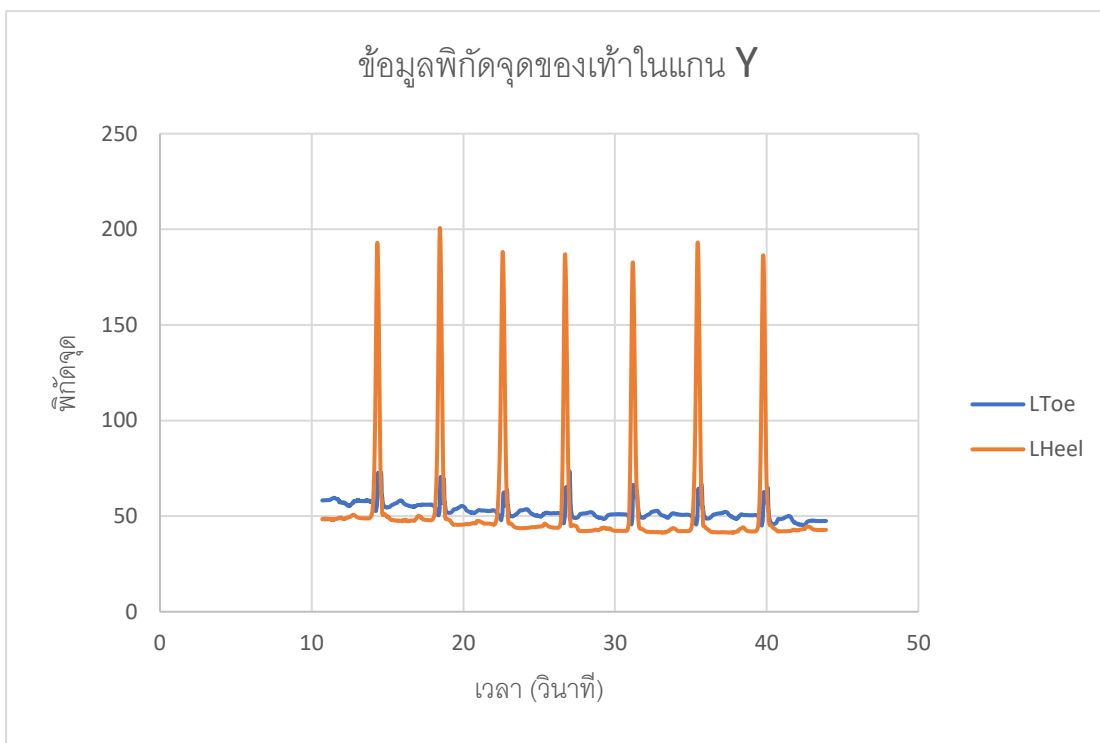
รูปที่ 3.23 ตัวอย่างข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR ในรูปของ .txt text file

10:07:11.178	Ft: , R , LVH: , 0 , 0 RVH: , 305 , 194 D: , 10267.28 mm , -305 , 194
10:07:11.178	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 309 , 178 D: , 10268.85 mm , 241 , 334
10:07:11.180	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 310 , 194 D: , 10270.94 mm , 240 , 350
10:07:11.183	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 310 , 194 D: , 10272.51 mm , 240 , 350
10:07:11.183	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 310 , 194 D: , 10274.08 mm , 240 , 350
10:07:11.185	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 310 , 194 D: , 10275.65 mm , 240 , 350
10:07:11.187	Ft: , R , LVH: , 550 , 156 RVH: , 310 , 194 D: , 10277.22 mm , 240 , 350
10:07:11.217	Ft: , R , LVH: , 526 , 165 RVH: , 310 , 194 D: , 10278.79 mm , 216 , 359
10:07:11.217	Ft: , R , LVH: , 551 , 155 RVH: , 313 , 177 D: , 10280.36 mm , 238 , 332
10:07:11.219	Ft: , R , LVH: , 551 , 155 RVH: , 313 , 206 D: , 10281.41 mm , 238 , 361
10:07:11.222	Ft: , R , LVH: , 551 , 155 RVH: , 313 , 206 D: , 10282.45 mm , 238 , 361
10:07:11.222	Ft: , R , LVH: , 551 , 155 RVH: , 313 , 206 D: , 10284.02 mm , 238 , 361
10:07:11.228	Ft: , R , LVH: , 551 , 155 RVH: , 313 , 206 D: , 10285.07 mm , 238 , 361
10:07:11.231	Ft: , R , LVH: , 541 , 164 RVH: , 313 , 206 D: , 10286.12 mm , 228 , 370
10:07:11.234	Ft: , R , LVH: , 552 , 157 RVH: , 314 , 203 D: , 10286.64 mm , 238 , 360
10:07:11.234	Ft: , R , LVH: , 552 , 157 RVH: , 314 , 203 D: , 10287.69 mm , 238 , 360
10:07:11.259	Ft: , R , LVH: , 552 , 157 RVH: , 314 , 203 D: , 10288.73 mm , 238 , 360
10:07:11.270	Ft: , R , LVH: , 552 , 157 RVH: , 314 , 203 D: , 10289.26 mm , 238 , 360
10:07:11.270	Ft: , R , LVH: , 552 , 157 RVH: , 314 , 203 D: , 10289.78 mm , 238 , 360

รูปที่ 3.24 ตัวอย่างข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR ที่ถูกนำเข้าสู่อุปกรณ์โปรแกรม Microsoft Excel™ เพื่อทำการสังเคราะห์

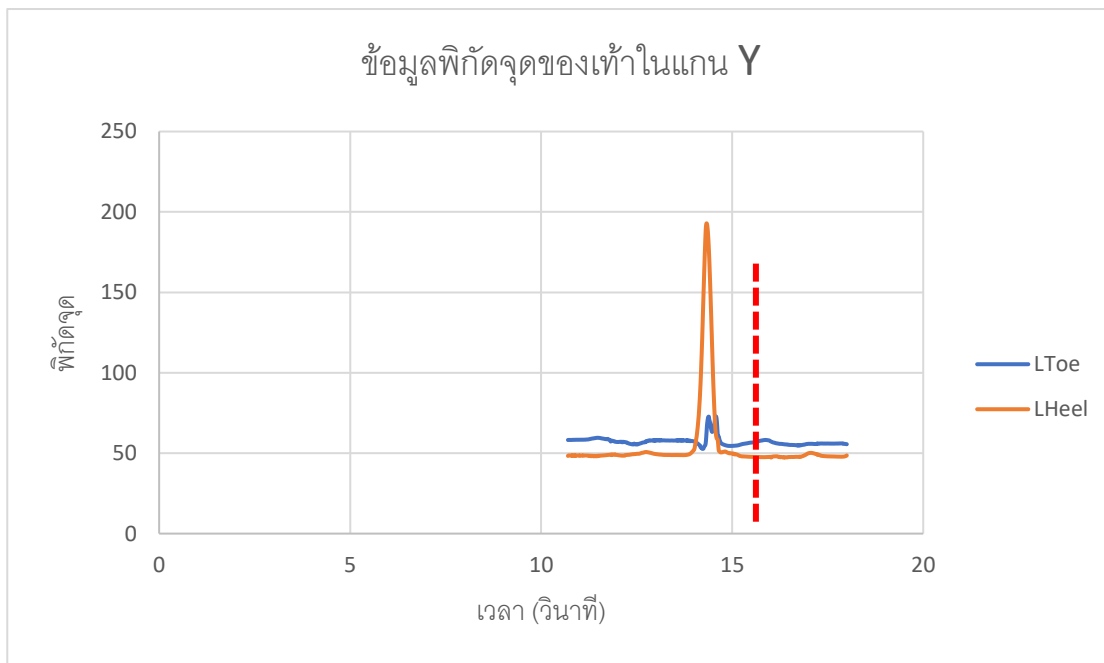
- ทำการหาจังหวะที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat ในข้อมูลการเดินที่ได้จาก Optitrack โดยการตรวจหาจังหวะที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat นั้น จะทำโดยการวิเคราะห์ข้อมูลพิกัดจุดในแกน Y ของเท้าในช่วงเวลาต่าง ๆ ซึ่งข้อมูลดังกล่าวสามารถนำมาสร้างเป็นกราฟได้ดังที่แสดงบนกราฟที่ 3.2

กราฟที่ 3.2 กราฟตัวอย่างพิกัดจุดของเท้าในแกน Y ที่ได้จากระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวทางการแพทย์



จังหวะที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat นั้น จะเป็นจังหวะที่หัวเท้า (Toe) และส้นเท้า (Heel) อยู่บนพื้น ซึ่ง จากกราฟที่ 3.2 นั้น จังหวะที่หัวเท้า (Toe) และส้นเท้า (Heel) อยู่บนพื้น จะเป็นจังหวะที่เส้นกราฟ ทั้ง 2 ขนานกัน ดังที่แสดงในกราฟที่ 3.2 (ต่อ)

กราฟที่ 3.2 (ต่อ) กราฟตัวอย่างพิกัดจุดของเท้าในแกน Y ที่ได้จาก Optitrack เส้นประสีแดง คือ จุดที่เท้าเข้าสู่ท่า  
Foot flat



เมื่อพบจุดที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat ตามกราฟที่ 3.2 (ต่อ) แล้ว ให้ทำการบันทึกข้อมูล เวลา ณ จุดนั้น, ข้อมูลพิกัดจุดของเท้า, และ ข้อมูลของอุปกรณ์ เอาไว้ ตัวอย่างเช่น จากกราฟที่ 3.2 (ต่อ) พบจุดที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat ณ วินาทีที่ 15 ทำให้ข้อมูลพิกัดจุดของเท้า, และ ข้อมูลของอุปกรณ์เป็นข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat โดยข้อมูลชุดนี้จะถูกนำมาใช้เป็นตัวเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์และระบบวัดระยะทางด้วยแสงในขั้นตอน ต่อ ๆ ไป

3. ทำการหาจุดที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat บนข้อมูลที่ได้จาก LIDAR ซึ่งสามารถทำได้โดยจุดเวลาที่เท้ามีการเปลี่ยนซึ่งสามารถสังเกตได้จากจุดที่เครื่องหมายของ “ค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้ง” มีการเปลี่ยนแปลง ทั้งนี้ การเปลี่ยนแปลงของเท้ามีความเกี่ยวข้องกับจุดเวลา Foot flat เพราะเป็นจุดที่เท้าข้างที่ก้าวนั้น ได้แตะพื้น (ท่วงท่า heel strike) และ ได้เหยียบพื้นเต็มที่ (ท่วงท่า Foot flat) ในที่สุด

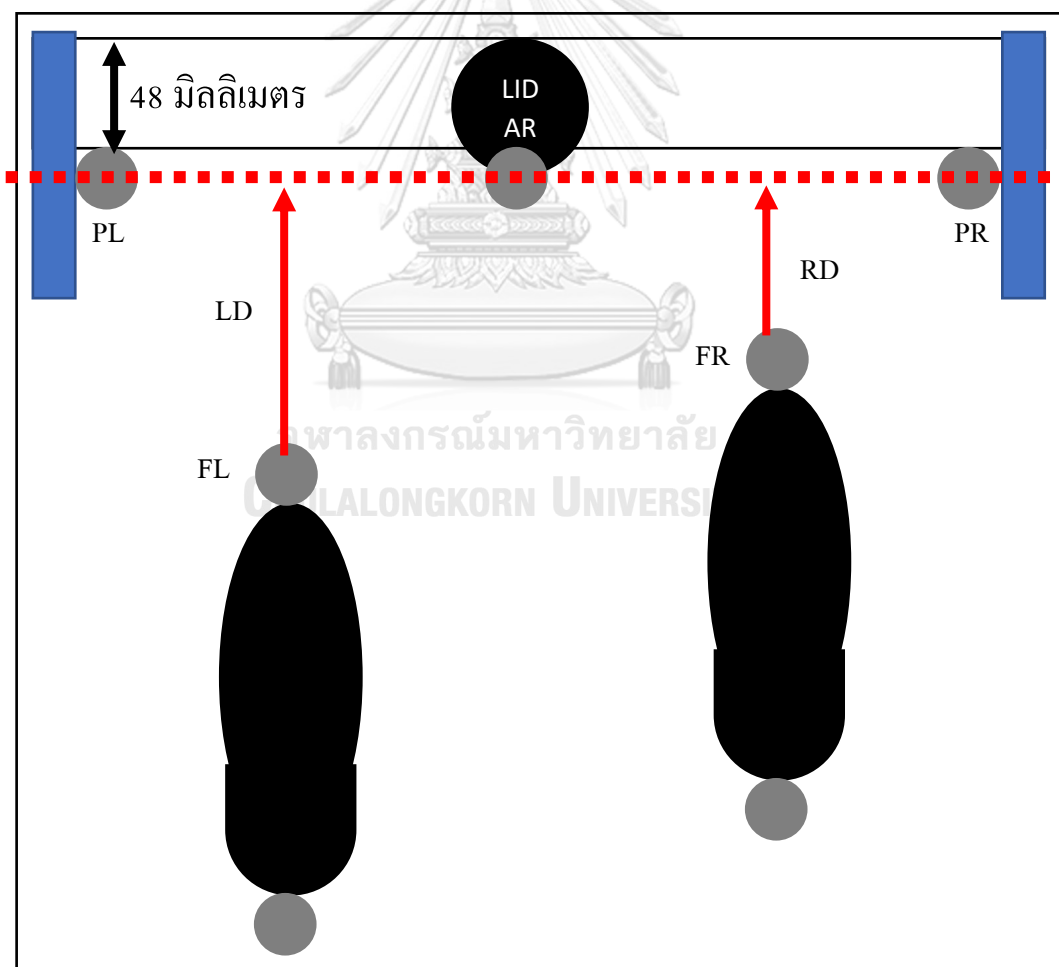
9:06:28.985 Ft:	L	LVH:	444	162 RVH:	591	179 D:	11096.76 mm	-147	341		
9:06:29.005 Ft:	L	LVH:	444	162 RVH:	591	179 D:	11104.09 mm	-147	341		
9:06:29.017 Ft:	L	LVH:	431	166 RVH:	591	179 D:	11111.41 mm	-160	345		
9:06:29.017 Ft:	L	LVH:	455	160 RVH:	591	179 D:	11118.22 mm	-136	339		
9:06:29.024 Ft:	L	LVH:	455	160 RVH:	591	179 D:	11125.54 mm	-136	339		
9:06:29.038 Ft:	L	LVH:	455	160 RVH:	591	179 D:	11132.87 mm	-136	339		
9:06:29.038 Ft:	L	LVH:	455	160 RVH:	591	179 D:	11139.67 mm	-136	339		
9:06:29.048 Ft:	L	LVH:	455	160 RVH:	591	179 D:	11147 mm	-136	339		
9:06:29.065 Ft:	L	LVH:	442	167 RVH:	591	179 D:	11154.33 mm	-149	346		
9:06:29.065 Ft:	L	LVH:	458	164 RVH:	591	179 D:	11161.65 mm	-133	343		
9:06:29.069 Ft:	L	LVH:	458	164 RVH:	591	179 D:	11168.46 mm	-133	343		
9:06:29.082 Ft:	L	LVH:	458	164 RVH:	591	179 D:	11175.78 mm	-133	343		
9:06:29.091 Ft:	L	LVH:	458	164 RVH:	591	179 D:	11183.11 mm	-133	343		
9:06:29.096 Ft:	L	LVH:	458	164 RVH:	591	179 D:	11190.44 mm	-133	343		
9:06:29.096 Ft:	L	LVH:	405	214 RVH:	591	179 D:	11197.76 mm	-186	393		
9:06:29.312 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	0 D:	11404.48 mm	261	154		
9:06:29.318 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	177 D:	11407.1 mm	261	331		St
9:06:29.326 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	177 D:	11412.33 mm	261	331		
9:06:29.332 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	177 D:	11418.09 mm	261	331		
9:06:29.345 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	177 D:	11423.32 mm	261	331		
9:06:29.352 Ft:	R	LVH:	545	154 RVH:	284	177 D:	11427.51 mm	261	331		
9:06:29.360 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	284	177 D:	11431.69 mm	268	324		
9:06:29.363 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	288	171 D:	11435.36 mm	264	318		
9:06:29.371 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	289	195 D:	11439.02 mm	263	342		
9:06:29.377 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	289	195 D:	11441.64 mm	263	342		
9:06:29.397 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	289	195 D:	11444.25 mm	263	342		
9:06:29.399 Ft:	R	LVH:	552	147 RVH:	289	195 D:	11446.87 mm	263	342		
9:06:29.403 Ft:	R	LVH:	530	165 RVH:	289	195 D:	11448.96 mm	241	360		

รูปที่ 3.25 ตัวอย่างของเท้าที่ในจุดเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงเท้าหน้า (สังเกตค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้งช่องที่มีการลงสี)

จากรูปที่ 3.25 เป็นตัวอย่างของการเปลี่ยนแปลงเท้าหน้าจากเท้าซ้ายเป็นเท้าขวา โดยข้อมูลระยะทาง ณ จุดที่มีการเปลี่ยนแปลงเท้านั้น (จากรูป คือจุดที่มีการติดตัวอักษร “ST”) จะเป็นข้อมูลที่จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐานต่อไป

4. หลักจากที่ทำการชี้จุดที่เท้าอยู่ในท่า Foot flat แล้ว ให้ทำการบันทึกข้อมูลดังต่อไปนี้
  - สำหรับข้อมูลการเดินที่ได้จาก Optitrack ให้ทำการบันทึก ค่าเวลา (ทำได้โดยนำค่าเวลาที่ตรวจพบ (หน่วยวินาที) มาบวกกับเวลาที่เริ่มเก็บข้อมูล , ค่าพิกัดจุดในแกน X , Y และ Z ของเท้าและ Walker
  - สำหรับข้อมูลการเดินที่ได้จาก LIDAR ให้ทำการบันทึก จุดเวลาตามรูปแบบในรูปที่ 3.25 , ค่าระยะทางในแนวตั้ง , ระยะทางที่ Walker ได้เคลื่อนที่ไปจาก encoder โดยข้อมูลเหล่านี้จะถูกนำมาใช้ในการคำนวณค่าระยะ โดยใช้โปรแกรม MATLAB™ ซึ่งจะทำการอธิบายในขั้นตอนถัดไป

5. นำข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนที่ 4 มาทำการคำนวณค่าระยะความยาวโดยใช้โปรแกรม MATLAB™ ผ่านการคำนวณในรูปของ Point to line โดยใช้ค่าพิกัดจุดในแกน X , Y , Z ของคุ่ม Marker ที่ติดอยู่บน walker ข้างซ้าย และ ข้างขวา มาทำการเขียนเป็นเส้นขึ้น แล้วทำการหารระยะทางจากเส้นที่สร้างขึ้นไปยังค่าพิกัดจุดในแกน X , Y , Z ของคุ่ม Marker ที่ติดอยู่บนหัวเท้าตามรูปที่ 3.22 โดยในรูปที่ 3.22 นั้นจะเห็นว่าตำแหน่งที่ติดคุ่ม marker นั้นมีความแตกต่างจากรูปที่ 3.16 ทั้งนี้สืบเนื่องมาจาก ตำแหน่งของ เซนเซอร์รับแสงของ LIDAR และ ตำแหน่งของคุ่ม Marker นั้นอยู่คนละตำแหน่งกัน ซึ่งสามารถทำให้เกิดข้อมูลที่ผิดพลาดเมื่อนำค่าระยะทางจากทั้ง 2 ระบบมาเทียบกันได้ โดยได้ทำการเลื่อนตำแหน่งของคุ่ม Marker เป็นระยะ 48 มิลลิเมตรตามความหนาของแผ่นอะคริลิก (กล่องสี่เหลี่ยมในรูปที่ 3.26)



รูปที่ 3.26 แผนภาพตำแหน่งของคุ่ม Marker และแผนการคำนวณ Point to line



จากรูปที่ 3.26 เพื่อคำนวณระยะทางจากจุด Marker ที่อยู่บนร่องเท้าไปยังเส้นที่ขีดขึ้นจาก ข้อมูลพิกัดจุดของจุด Marker ที่ติดอยู่บน walker ด้านซ้ายและขวาโดยใช้โปรแกรม MATLAB™ นั้น ได้ทำการแทนค่าต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

- PL และ PR คือค่าพิกัดจุดของจุด Marker ที่อยู่บน Walker ด้านซ้ายและขวา ตามลำดับ
- FL และ FR คือค่าพิกัดจุดของจุด Marker ที่อยู่บนร่องเท้าข้างซ้ายและขวาตามลำดับ
- LD และ LR คือค่าระยะทางจากจุด FL ไปยังเส้น PL-PR และ ค่าระยะทางจากจุด FR ไปยังเส้น PL-PR ตามลำดับ

โดยขั้นตอนการคำนวณเพื่อหาค่าระยะทาง LD และ LR มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดให้  $la = PL - PR$ ;  
 $lb = FL - PR$ ;  
 $rb = FR - PR$ ;
2. คำนวณค่าระยะ LD และ LR ด้วยสมการที่ (3.10a) และ (3.10b)

$$LD = \text{norm}(\text{cross}(la, lb) / \text{norm}(la)); \quad (3.10a)$$

$$RD = \text{norm}(\text{cross}(la, rb) / \text{norm}(la)); \quad (3.10b)$$

ซึ่งหากนำขั้นตอนการคำนวณเหล่านี้มาเขียนเป็นคำสั่ง point to line ใน โปรแกรม MATLAB™ ก็จะเป็นตามรูปที่ 3.27

```

PL = [-416.804 97.717 -197.662];
PR = [-398.830 94.767 249.1694];

FL = [-1067.96 57.991 -160.677];
FR = [-846.405 54.412 207.053];

la = PL - PR;
lb = FL - PR;
rb = FR - PR;

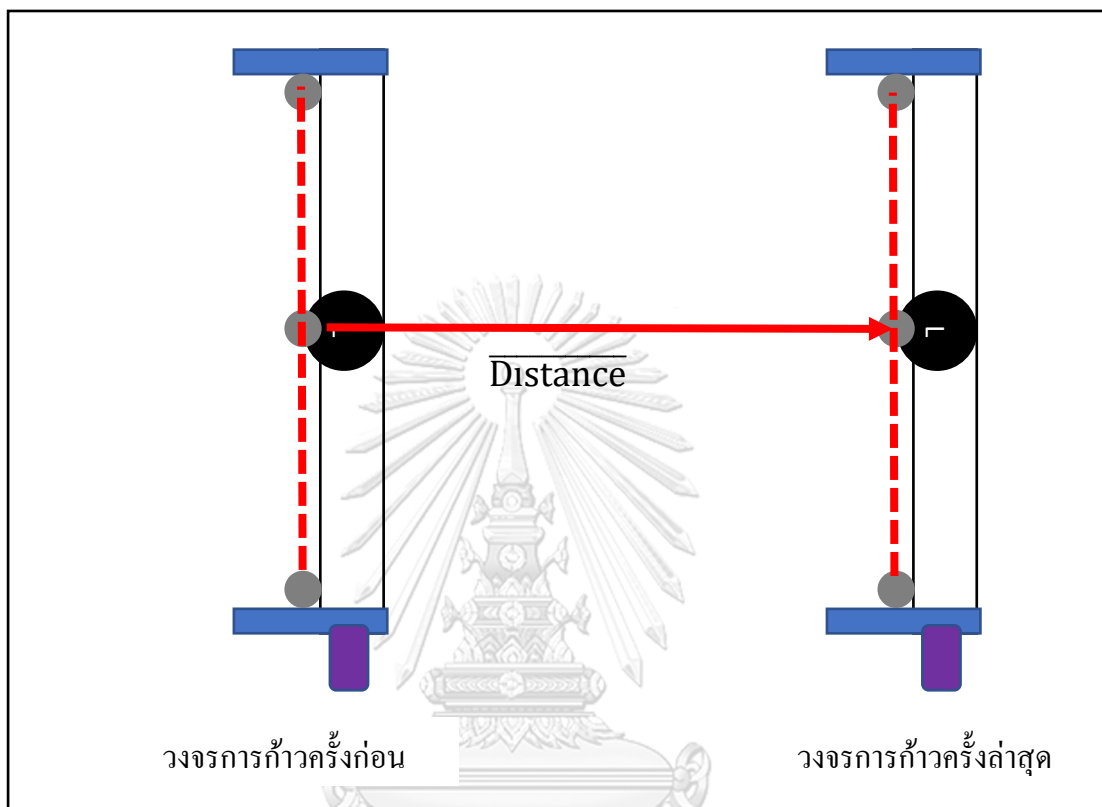
LD = norm(cross(la, lb)) / norm(la);
    = 653.3239

RD = norm(cross(la, rb)) / norm(la);
    = 447.6781

```

รูปที่ 3.27 ตัวอย่างชุดคำสั่ง Point to line โปรแกรม MATLAB™

นอกจากระยะทางในแนวตั้งที่จะต้องทำการเปรียบเทียบตามขั้นตอนที่ได้กล่าวมาแล้ว ระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไปนั้นจำเป็นต้องถูกนำมาทำการเปรียบเทียบด้วย โดยขั้นตอนการเปรียบเทียบจะเป็นไปตามภาพที่ 3.28



รูปที่ 3.28 แผนภาพการคำนวณค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไป

จากรูปที่ 3.28 ค่า **Distance** คือค่าเฉลี่ยระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไปที่ได้จากการคำนวณค่าระยะทางด้วยคำสั่ง Point to line โดยใช้ข้อมูลค่าพิกัดจุดของตุ้ม Marker สะท้อนแสง 3 จุดที่อยู่บนแผ่นอะคริลิก จาก 2 วงจรรการก้าวที่ติดกัน ซึ่งขั้นตอนการคำนวณนั้น จะเป็นไปตามรูปที่

3.29

<pre> %พิกัดของ Walker วงจรก่อน bl = [-99.9749 95.82026 -143.51]; br = [-80.2373 94.22009 303.9206]; bc = [-91.5768 84.85817 75.97866]; %พิกัดของ Walker วงจรล่าสุด al = [157.4349 95.12373 -152.864]; ar = [173.4901 92.46539 294.1259]; %สร้างเส้น linea = al - ar; lineleft = bl - ar; lineright = br - ar; linecenter = bc - ar; cd = norm(cross(linea,linecenter) / norm(linea)); rd = norm(cross(linea,lineright) / norm(linea)); ld = norm(cross(linea,lineleft) / norm(linea)); </pre>	<pre> %คำนวณความยาวของเส้น ld = 257.5805 rd = 253.9215 cd = 257.2221 %หาค่าเฉลี่ยระยะทาง distance = mean(ld , rd , cd); = 256.4141 </pre>
--	---

รูปที่ 3.29 ตัวอย่างชุดคำสั่ง Point to line โปรแกรม MATLAB

โดยค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไปนั้น เป็นตัวแปรที่มีความสำคัญเพราะเป็นตัวแปรที่นำมาใช้ในการคำนวณตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง เช่น ระยะก้าว (Step length) ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) เป็นต้น โดยในงานวิจัยนี้ การคำนวณระยะก้าว (Step length) ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) โดยข้อมูลที่ได้จากระบบ Optitrack นั้น สามารถคำนวณได้โดยใช้สมการที่ (3.8) และ (3.9) ตามลำดับ ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการคำนวณนั้น จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้ LIDAR เพื่อหาความถูกต้องของระบบต่อไป

## บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการทดสอบความถูกต้องของอุปกรณ์ โดยทำการเดินทั้งสิ้น 20 ครั้ง

โดย

- เป็นระยะทางโดยประมาณ 4 เมตร
- จำนวนก้าวโดยประมาณ 16 ก้าว
- ทำการกำหนดความเร็วในการเดิน (Velocity) โดยใช้ค่าเวลาการเดินเป็นตัวกำหนด โดย กำหนดให้เดินช้ากว่าผู้ที่มีสุขภาพดีประมาณ 2 เท่า ซึ่งจากหัวข้อที่ 3.2.1.2 จะทำการเดินโดยใช้เวลาระหว่างก้าวประมาณ 0.75 วินาที X 2 หรือ 1.5 วินาที
- จากความเร็วที่ได้กล่าวไปนั้น เป็นความเร็วในการเดินของ “ผู้ป่วย หรือ ผู้สูงอายุที่อยู่ในช่วงเตรียมพร้อมก่อนออกจากโรงพยาบาล (Predischarge)”

[18]

หลังจากที่ได้ทำการทดสอบแล้ว ได้นำชุดข้อมูลที่มีความชัดเจนที่สุดมาทำการวิเคราะห์ โดยในการทดสอบพบว่า มีข้อมูลทั้งหมด 11 ชุด ที่มีความชัดเจนเพียงพอที่นำมาใช้ในการทดสอบความถูกต้องได้ ทั้งนี้ สาเหตุที่ชุดข้อมูลที่ไม่ได้ถูกเลือกนั้นจะกล่าวเพิ่มเติมในส่วนของการอภิปรายผลการทดสอบต่อไป

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการแบ่งผลการทดสอบออกเป็น 2 ส่วน โดย ส่วนแรก คือ ผลการทดสอบการเก็บข้อมูลของอุปกรณ์ และ ส่วนที่สอง คือ ผลการทดสอบความถูกต้องในการวิเคราะห์ตัวแปรการเดิน

### 4.1 ผลการทดสอบการเก็บข้อมูลของอุปกรณ์

ในการทดสอบการเก็บข้อมูลของอุปกรณ์นั้น จะถูกแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ การทดสอบการอ่านค่าระยะทางของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR, การทดสอบการอ่านค่าระยะทางของโรตารีเอนโคเดอร์ และ การตรวจจับเท้าในท่า Flat ของ RPLIDAR

4.1.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าระยะทางของ RPLIDAR โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ

ตารางที่ 4.1 ผลของการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของระบบวัดระยะด้วยแสง RPLIDAR

ชุดข้อมูล	เท้าซ้าย		เท้าขวา	
	ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะทางระหว่าง Optitrack กับ LIDAR (มม.)	ค่าสัมบูรณ์ของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)	ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะทางระหว่าง Optitrack กับ LIDAR (มม.)	ค่าสัมบูรณ์ของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
1	14.61	9.85	20.24	7.42
2	29.28	7.8	24.14	5.17
3	17.43	4.19	28.68	6.42
4	24.33	5.62	12.25	2.68
5	15.09	3.47	34.68	8.04
6	20.84	4.78	31.21	6.41
7	19.15	4.53	25.32	5.61
8	15.33	3.81	33.68	8.58
9	17.29	4.17	34.01	8.27
10	26.01	6.04	29.88	7.12
11	49.71	13.73	32.16	7.43
เฉลี่ย	$22.64 \pm 10.18$	$6.18 \pm 3.14$	$27.84 \pm 6.90$	$6.65 \pm 1.70$

ผลการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของ RPLIDAR โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบที่ได้แสดงในตารางที่ 4.1 นั้น เป็นการเปรียบเทียบการอ่านค่าระยะทางที่ได้จาก RPLIDAR ซึ่งได้มาจากนำข้อมูลที่ RPLIDAR อ่านได้ ซึ่งเดิมอยู่ในรูปของจุดพิกัด (มุม ,

ระยะทาง) มาแทนในสมการที่ 3.1 กับ ค่าระยะทางที่ได้จากระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack ซึ่งมาจากการคำนวณ Point to line โดยใช้ข้อมูลพิกัดจุดของกลุ่ม Marker สะท้อนแสงที่ติดอยู่บนอุปกรณ์และรองเท้า เป็นตัวตั้ง

จากตารางที่ 4.1 พบว่า เท้าซ้าย มีค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 22.64 มิลลิเมตร หรือ 6.18 % (ซ้าย) และ 27.84 มิลลิเมตร หรือ 6.65 % (ขวา) โดยมีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนมากที่สุดที่ 49.71 มิลลิเมตร หรือ คลาดเคลื่อน 13.73 % เท้าขวา มีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 27.84 มิลลิเมตร หรือ 6.65 % โดยมีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนมากที่สุดที่ 34.68 มิลลิเมตร หรือ คลาดเคลื่อน 8.04 %

จากค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนที่อยู่ในช่วงที่ได้กล่าวไปนั้น สามารถสรุปได้ว่ามีความเป็นไปได้ที่จะนำระบบวัดระยะทางด้วย RPLIDAR มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน ทั้งนี้ยังต้องการพิจารณาผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินเพิ่มเติมมาช่วยในการตัดสินใจ

จากผลการทดสอบจากตารางที่ 4.1 ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น มีความเป็นไปได้ที่จะเกิดขึ้นจากปัจจัยต่าง ๆ เช่น

- การจับตำแหน่ง จากหัวข้อที่ 3.2.1.4 ข้อมูลที่จะส่งไปนั้น จะเป็นค่าระยะทางของจุดยอดของเท้า ทั้งนี้ มีความเป็นไปได้ ที่ค่าระยะทางที่ส่งจากคอมพิวเตอร์พีซีไปนั้น ไม่ใช่ค่าระยะทางของจุดยอดของเท้า แต่มาจาก จุดที่อยู่ข้าง ๆ จุดยอดของเท้า
- การเตรียมข้อมูลเพื่อส่งไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก จากหัวข้อ 3.2.1.4 ในการส่งข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซีไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น เนื่องจากข้อจำกัดของ Library ที่เกี่ยวข้องกับคำสั่งที่ทำหน้าที่ส่งข้อมูล ทำให้ข้อมูลที่สามารถส่งได้นั้น อยู่ในรูปของตัวเลขจำนวนเต็มที่ได้ถูกแปลงเป็นตัวอักษร (Char array) แล้วเท่านั้น ซึ่งในขั้นตอนการแปลงเป็นเลขจำนวนเต็มนั้น ทำให้ค่าทศนิยมต่าง ๆ สูญหายไป ซึ่งส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในเวลาต่อมาได้

นอกจากนี้ สาเหตุที่ความคลาดเคลื่อนของชุดข้อมูลเท้าซ้ายและเท้าขวาไม่เท่ากันนั้น มีความเป็นไปได้ที่จะเกิดจากช่วงพื้นที่การเก็บข้อมูลที่ไม่เท่ากัน โดย

- พื้นที่เก็บข้อมูลของเท้าซ้ายมีความกว้าง  $45^{\circ} - 90^{\circ}$  (กว้าง 45 องศา)
- พื้นที่เก็บข้อมูลของเท้าขวามีความกว้าง  $91^{\circ} - 120^{\circ}$  (กว้าง 30 องศา)

4.1.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าระยะทางของโรตารีเอ็นโคเดอร์โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ

ตารางที่ 4.2 ผลของการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของโรตารี เอนโคเดอร์

ชุดข้อมูล	ค่าระยะทางเฉลี่ย ที่ Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Optitrack (มม.)	ค่าระยะทางเฉลี่ยที่ Walker เคลื่อนที่ ที่ ได้จาก Encoder (มม.)	ค่าเฉลี่ยผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
1	228.4	208.7	26.29	11.19
2	212.06	202.08	29.08	13.54
3	209.31	197.87	22.85	10.73
4	200.14	192.26	21.42	10.96
5	203.25	198.72	26.16	12.87
6	199.9	190.93	19.15	9.52
7	212.23	202	20.38	9.72
8	205.39	196.62	12.98	6.19
9	221.88	207.63	19.96	8.93
10	229	220.32	21.73	9.34
11	224.06	213.35	14.79	6.53
เฉลี่ย	213.24	202.77	21.34	9.96

ผลการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของโรตารีเอ็นโคเดอร์โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบที่ได้แสดงในตารางที่ 4.2 นั้น เป็นการเปรียบเทียบการอ่านค่า

ระยะทางที่ได้จากโรตารีเอนโคเดอร์ กับ ค่าระยะทางที่ได้จากระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack ซึ่งมาจากการคำนวณ Point to line โดยข้อมูลพิกัดจุดของกลุ่ม Marker สะท้อนแสงที่ติดอยู่บนอุปกรณ์จากสองวงจรการเดินที่ติดกัน

จากตารางที่ 4.2 พบว่าค่าเฉลี่ย ของค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนอยู่ 21.34 มิลลิเมตร หรือคลาดเคลื่อน 9.96% โดยค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนมากที่สุดมีค่าเท่ากับ 29.08 มิลลิเมตร หรือคลาดเคลื่อน 13.28 %

จากผลการทดสอบจากตารางที่ 4.2 ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น มีความเป็นไปได้ที่จะเกิดขึ้นจากปัจจัยต่าง ๆ เช่น

การเปรียบเทียบที่ยังไม่แม่นยำเพียงพอ จากหัวข้อที่ 3.2.2.1 พบว่า ค่าระยะที่โรตารีเอนโคเดอร์อ่านได้นั้นมีความคลาดเคลื่อนจึงต้องทำการหาเลขสัมประสิทธิ์เพื่อมาช่วยในการคำนวณหาค่าระยะทางที่ถูกต้อง ทั้งนี้ความคลาดเคลื่อนจากการทดสอบมีความเป็นไปได้ที่เลขสัมประสิทธิ์ที่นำมาใช้นั้นยังไม่ถูกต้องหรือละเอียดเพียงพอ ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยทำการปรับเทียบเพิ่มเติมเพื่อหาเลขสัมประสิทธิ์ที่ถูกต้องหรือละเอียดเพียงพอ โดยได้ทำการทดสอบเพิ่มเติมที่ถูกต้องโดยใช้ค่าสัญญาณ (Pulse) ที่ได้จากการคำนวณโดยใช้ข้อมูลระยะทางที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐานซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4.01 โดยค่า PPR คือค่า Pulse Per Revolution หรือ ค่า pulse ที่เกิดขึ้นเมื่อแกนของโรตารี เอนโคเดอร์หมุนครบรอบ 1 รอบ และ D เส้นผ่านศูนย์กลางของล้อ ร่วมกับข้อมูลประกอบการใช้งานของ Library ที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของโรตารี เอนโคเดอร์ [21] โดยตามที่กล่าวไว้ในข้อมูลประกอบการใช้งาน โปรแกรมจะทำการเก็บข้อมูลที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์ ในลักษณะของ 4X Counting หรือ ค่าสัญญาณคูณ 4 ซึ่งในการนำค่าสัญญาณไปประมวลผลนั้นจำเป็นต้องนำไปหารด้วย 4 ก่อนตามสมการที่ 4.02

$$\text{ค่า Pulse ของ Optitrack} = \frac{\text{ระยะทาง} \times \text{ค่า PPR}}{\pi D} \quad (4.01)$$

$$\text{ค่า Pulse ของโรตารี เอนโคเดอร์ที่ถูกต้อง} = \frac{\text{ค่า Pulse ที่โปรแกรมอ่านได้}}{4} \quad (4.02)$$



หลักจากที่ได้ทำการคำนวณค่า Pulse ของทั้งโรตารี เอนโคเดอร์และของ Optitrack ทำการคำนวณหาค่าส่วนต่าง หรือค่าสัมประสิทธิ์ที่จะนำมาใช้ในการปรับเทียบ โดยทำการคำนวณตามสมการที่ 4.03

$$\text{ค่าสัมประสิทธิ์} = \frac{\text{ค่า } Pulse \text{ ที่มาจากข้อมูลของ } Optitrack}{\text{ค่า } Pulse \text{ ที่มาจากข้อมูลของ โรตารี เอนโคเดอร์}} \quad (4.03)$$

โดยจากการปรับเทียบครั้งใหม่ ค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้มีค่าเป็น 1.0019 โดยค่าสัมประสิทธิ์ใหม่นี้จะนำมาใช้ในการปรับค่า Pulse เพื่อคำนวณหาค่าระยะทางที่โรตารี เอนโคเดอร์อ่านได้ใหม่ โดยค่าระยะทางใหม่นั้นจะเป็นไปตามตารางที่ 4.2.1



ตารางที่ 4.2.1 ผลของการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของโรตารี เอนโคเดอร์ที่ได้ทำการปรับเทียบใหม่อีกครั้ง

ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Optitrack (มม.)	ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Encoder (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
225.27	243.14	17.87	7.93
238.14	236.61	1.53	0.64
239.23	243.80	4.57	1.91
237.73	232.56	5.17	2.17
214.52	218.97	4.45	2.07
235.29	226.68	8.61	3.66
227.13	212.44	14.69	6.47
215.03	213.09	1.94	0.90
200.76	200.29	0.47	0.24
213.33	215.97	2.64	1.24
207.16	194.28	12.88	6.22
238.40	230.21	6.77	2.86
213.86	206.95	9.26	4.68
184.55	202.77	11.08	5.18
201.94	195.45	14.18	6.77
213.94	221.19	5.63	2.48
195.88	210.48	12.19	6.15
182.09	180.99	1.10	0.60
209.57	191.05	18.52	8.84
264.34	253.07	11.26	4.26

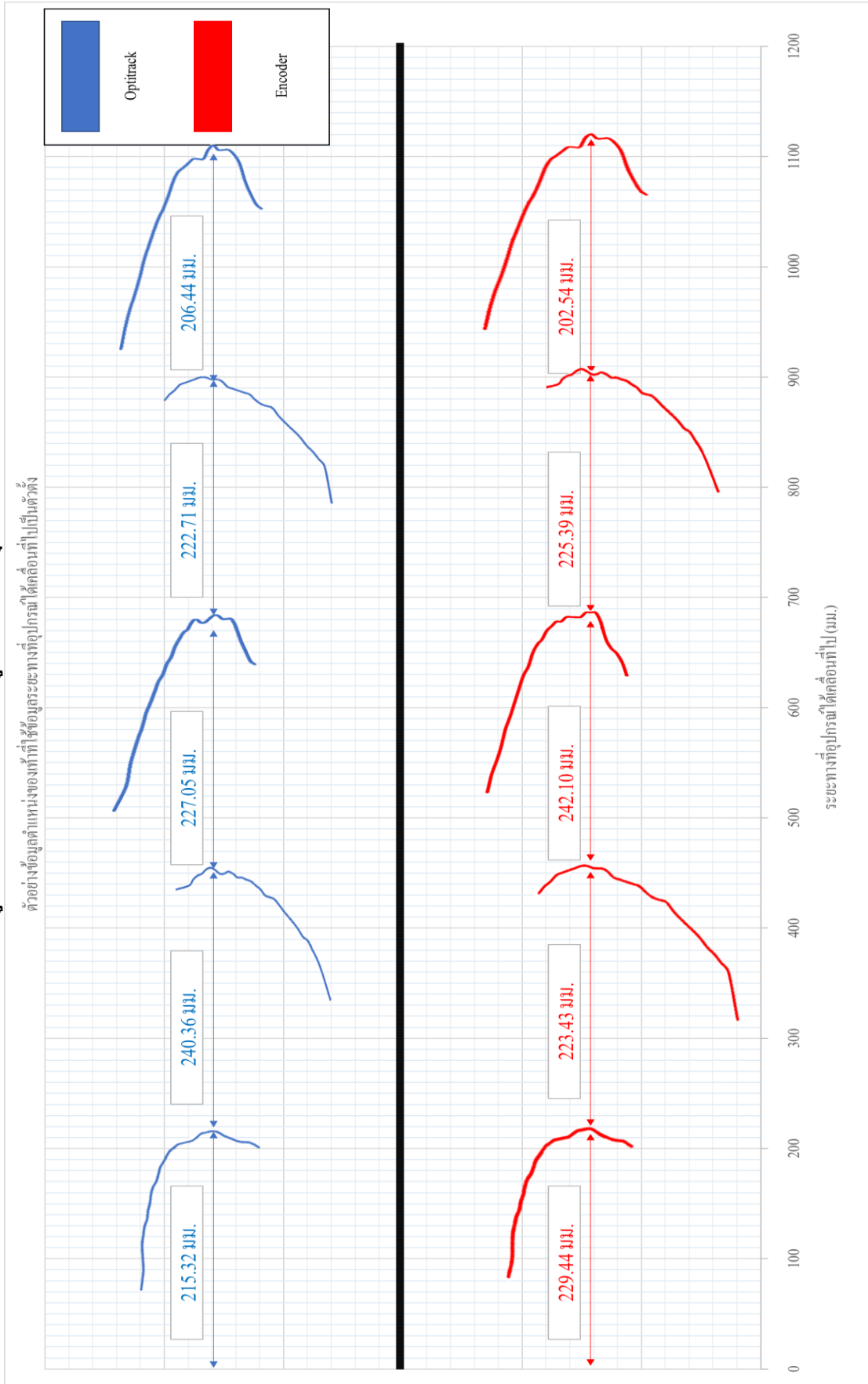
ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Optitrack (มม.)	ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Encoder (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
249.30	230.35	18.94	7.60
223.71	206.46	17.25	7.71
247.54	237.01	10.53	4.25
229.92	212.20	17.72	7.71
212.03	222.26	10.23	4.83
211.69	197.31	14.37	6.79
215.32	229.44	14.12	6.56
240.36	223.43	16.93	7.04
227.05	242.11	15.06	6.63
222.71	225.39	2.68	1.20
206.44	202.54	3.90	1.89
208.09	227.09	19.00	9.13
223.65	225.65	2.00	0.90
208.16	189.09	19.07	9.16
191.57	206.46	14.88	7.77
221.72	240.41	18.69	8.43
239.78	215.20	24.58	10.25
219.58	194.31	25.27	11.51
239.41	217.29	22.12	9.24
225.33	200.19	25.14	11.16
221.72	240.41	18.69	8.43
233.58	218.86	14.71	6.30

ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Optitrack (มม.)	ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ได้จาก Encoder (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
221.66	224.87	3.20	1.45
236.37	221.34	15.03	6.36
227.65	201.62	26.02	11.43
212.43	224.74	12.31	5.79
201.03	192.09	8.94	4.45
260.97	262.61	1.64	0.63
258.48	246.81	11.67	4.52
275.15	255.95	19.21	6.98
261.16	245.50	15.66	6.00
208.09	220.43	12.33	5.93
226.56	209.85	16.71	7.38
218.77	232.57	13.80	6.31
239.40	233.36	6.05	2.53
264.23	256.73	7.50	2.84
223.14	235.05	11.91	5.34
240.51	251.64	11.13	4.63
262.60	259.86	2.73	1.04
247.60	261.82	14.22	5.74
232.85	218.73	14.12	6.06
176.43	178.64	2.21	1.25
226.74	223.01	3.72	1.64
196.38	181.82	14.56	7.41

	ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ ได้จาก Optitrack (มม.)	ค่าระยะทาง Walker เคลื่อนที่ ที่ ได้จาก Encoder (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
	215.60	211.83	3.77	1.75
	199.62	192.50	7.12	3.57
	211.45	213.35	1.90	0.90
	251.55	267.44	15.89	6.32
	206.84	222.13	15.29	7.39
	203.71	214.81	11.11	5.45
	228.95	221.34	7.60	3.32
	249.79	239.75	10.04	4.02
	244.87	229.83	15.04	6.14
	224.46	224.21	0.24	0.11
	212.87	220.95	8.08	3.80
เฉลี่ย	224.60	221.74	11.35	5.04

จากตารางที่ 4.2.1 ค่าเฉลี่ย ของความคลาดเคลื่อนอยู่ 11.35 มิลลิเมตร หรือ คลาดเคลื่อน 5.04% ซึ่งสามารถสรุปได้ว่า หลังจากการปรับเทียบด้วยค่าสัมประสิทธิ์ใหม่แล้ว มีความเป็นไปได้ ที่การคำนวณค่าตัวแปรการเดินเชิงระยะทางต่าง ๆ ที่ใช้ค่าระยะทางที่ได้จากการคำนวณด้วยค่า Pulse จากโรตารี เอนโคเดอร์นั้นจะมีความแม่นยำมากขึ้น โดยตัวอย่างความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น จากการคำนวณค่าระยะทางของโรตารี เอนโคเดอร์นั้น จะแสดงในกราฟที่ 4.1

กราฟที่ 4.1 ตัวอย่างข้อมูลตำแหน่งของแท่งที่ใช้ข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ไปเป็นตัวตั้ง



4.1.3 ผลการทดสอบความถูกต้องในการตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ

ตารางที่ 4.3 ผลของการทดสอบการตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat

ชุดข้อมูล	ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างจุดที่พบเท้าในช่วงท่า Foot flat (วินาที)	ค่าเฉลี่ยของจำนวนรอบการหมุนของที่คลาดไป (รอบ) *1 รอบการหมุนของ LIDAR ใช้เวลา 0.05 วินาที
1	0.122	2.48
2	0.108	2.153
3	0.162	3.345
4	0.154	3.829
5	0.189	3.028
6	0.153	2.976
7	0.217	4.501
8	0.141	2.764
9	0.177	3.617
10	0.173	3.547
11	0.146	2.917
เฉลี่ย	$0.158 \pm 0.03$	$3.196 \pm 0.66$

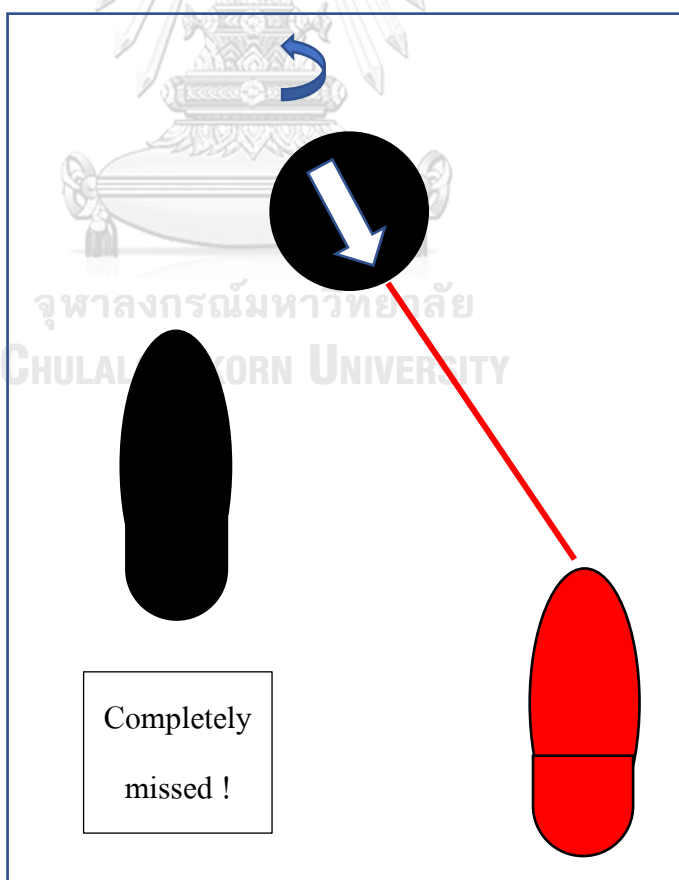
จากตารางที่ 4.3 ผลการเปรียบเทียบจุดเวลาที่ตรวจเจอเท้าในท่วงท่า Foot flat ระหว่าง Optitrack และ RPLIDAR นั้น ได้มาจากการหาผลต่างระหว่างจุดเวลาที่ตรวจเจอเท้าในท่วงท่า Foot flat ของ Optitrack และ จำนวนรอบการหมุนที่คลาดไป ได้มากจากการนำผลต่างระหว่างจุดเวลามาหารด้วยคาบการหมุนของ RPLIDAR ซึ่งในงานวิจัยนี้ คาบการหมุนของ RPLIDAR มีค่าเป็น 0.05 วินาที

จากตารางที่ 4.3 พบว่าค่าเฉลี่ย ค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างจุดเวลามีค่า อยู่ที่ 0.158 วินาที โดยค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างจุดเวลาที่มากที่สุด มีค่า 0.217 วินาที

จากค่าเฉลี่ยของผลต่างระหว่างจุดเวลาและค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่คลาดเคลื่อน สามารถสรุปได้ว่า ระบบวัดระยะทางด้วยแสง มีความเป็นไปได้ที่จะนำระบบวัดระยะทางด้วย RPLIDAR มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน แต่ทั้งนี้ ยังต้องใช้ตัวแปรการเดินในเชิงเวลามาช่วยในการตัดสินใจ

จากผลการทดสอบจากตารางที่ 4.3 ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น มีความเป็นไปได้ที่จะเกิดขึ้นจากปัจจัยต่าง ๆ เช่น

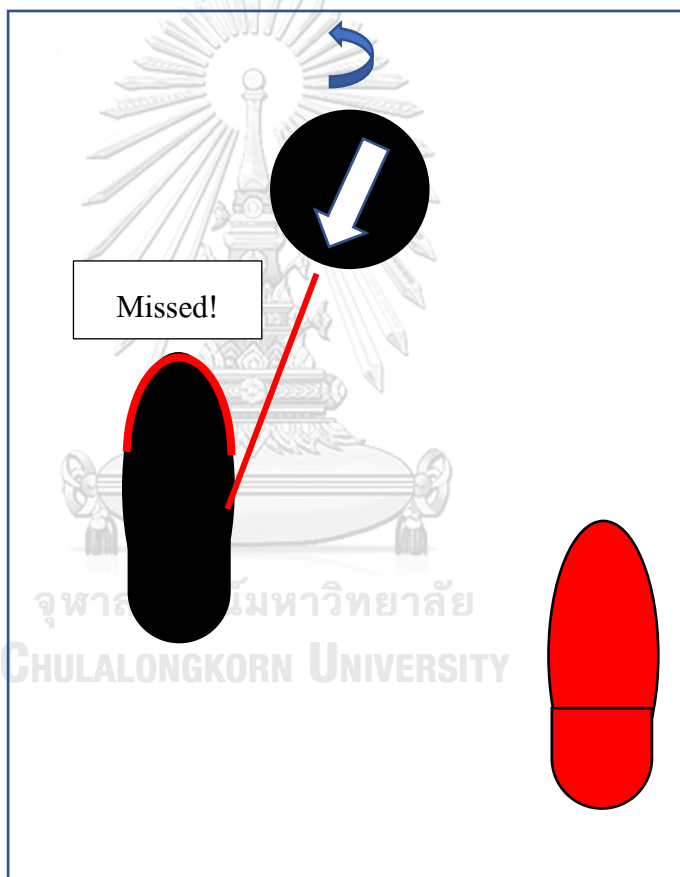
- จังหวะการเดิน จากหัวข้อที่ 3.1.1.2 และ หัวข้อที่ 3.2.1.1 เนื่องจากลักษณะการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ ลักษณะการติดตั้งอุปกรณ์ในงานวิจัยนี้ อาจมีผลต่อการตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat โดย
1. RPLIDAR หมุนเลยจังหวะที่มีการเปลี่ยนเท้า นำ จากหัวข้อที่ 3.4.2 ข้อที่ 3 ในช่วงที่มีการเปลี่ยนเท้า นำ ระบบฉายแสงและระบบรับภาพของ RPLIDAR อาจหมุนเลยเท้า นำ ไปแล้ว ทำให้ต้องรอให้ RPLIDAR หมุนกลับมาเก็บข้อมูลใหม่อีกครั้ง ตามรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 แผนภาพแสดงความเป็นไปได้ที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะคลาดจากจุดที่เท้า นำ ในจังหวะที่เท้า นำ อยู่ในท่วงท่า Foot flat



2. RPLIDAR หมุนมาเจอจังหวะที่มีการเปลี่ยนเท้าหน้าพอดี จากหัวข้อที่ 3.4.2 ข้อที่ 3 อาจเกิดกรณีที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงหมุนมาเจอเท้าหน้าในจังหวะที่มีการเปลี่ยนเท้าหน้าพอดี มีความเป็นไปได้ ที่ในจังหวะที่เจอเท้านั้น ระบบฉายแสง และระบบรับภาพของ RPLIDAR สามารถเก็บภาพของเท้ามาได้แค่บางส่วน ทำให้เท้าหน้าในจังหวะนั้น ถูกตีค่าว่าไม่ใช่เท้าที่อยู่ในท่า Foot flat ไป ซึ่งไม่ใช่ข้อมูลที่ถูกต้อง ทำให้ต้องรอให้ RPLIDAR หมุนกลับมารับภาพอีกรอบ ตามรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แผนภาพแสดงความเป็นไปได้ที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงจะตีความพลาดว่าเท้าหน้าในจังหวะนั้นไม่ใช่เท้าในท่า Foot flat เพราะ RPLIDAR เก็บภาพของเท้าไม่ครบ

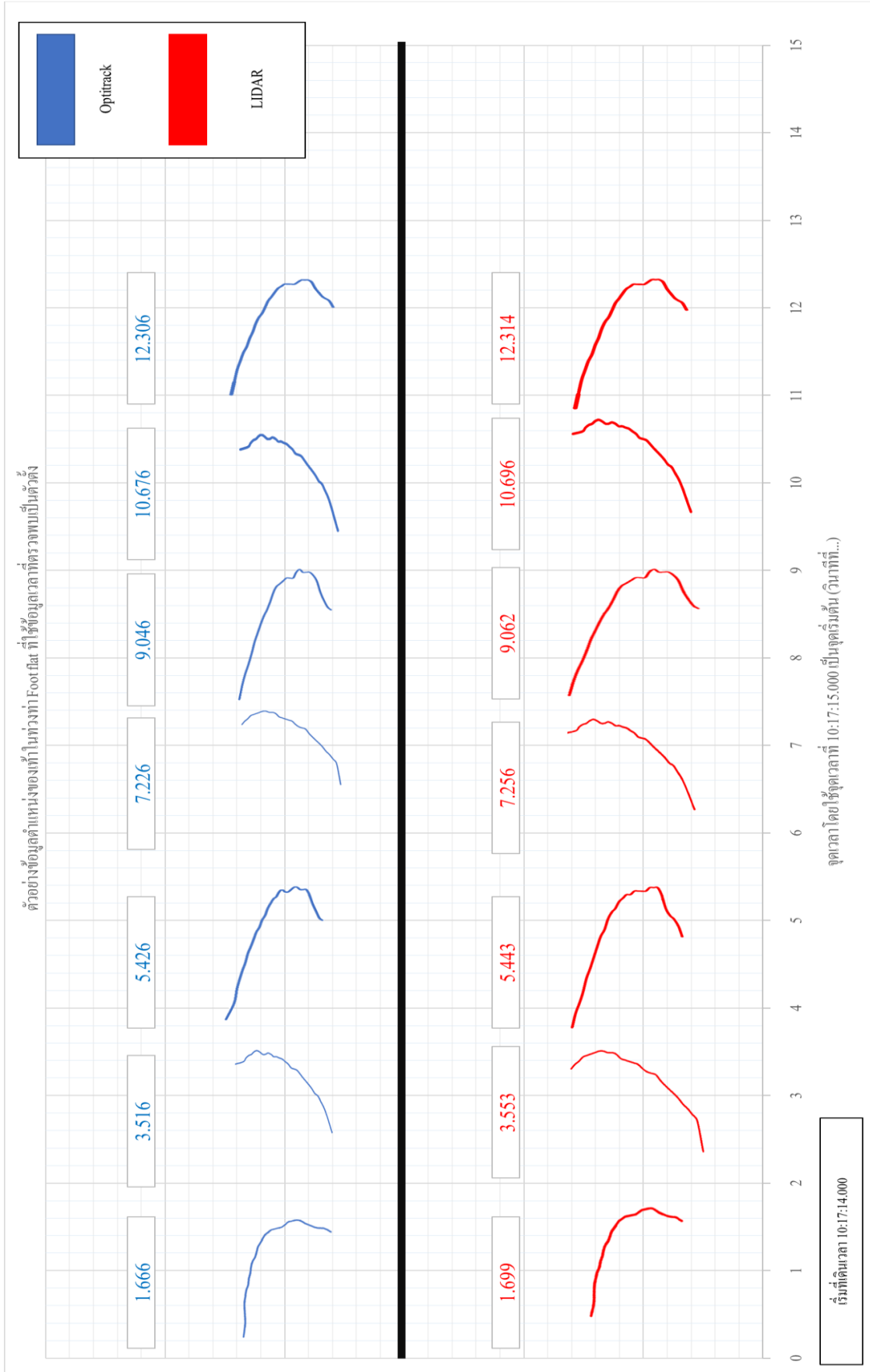
- เวลาที่ใช้ในการประมวลผลข้อมูลและพิมพ์ข้อมูล ในงานวิจัยนี้ ข้อมูลจุดเวลาของเท้าในท่า Foot flat ที่ได้จากอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นมานั้น เป็นจุดเวลาได้จากข้อมูลที่

แสดงบนโปรแกรม Serial Bluetooth Terminal บนโทรศัพท์มือถือตามรูปที่ 3.15 ซึ่งเป็นจุดเวลาที่โปรแกรมนั้นพิมพ์ข้อมูล ซึ่งไม่ใช่จุดที่เจอเท้าในท่วงท่า Foot flat เพราะก่อนที่ข้อมูลจะถูกพิมพ์บน โปรแกรมนั้น ข้อมูลดังกล่าวต้องผ่านการประมวลผลและส่งต่อเป็นทอด ๆ ผ่านอุปกรณ์ต่าง ๆ (ระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR -> คอมพิวเตอร์พีซี -> ระบบประมวลผลขนาดเล็ก -> โทรศัพท์มือถือ) ทำให้จุดเวลาที่แสดงบนโทรศัพท์คลาดเคลื่อนไปจากจุดเวลาที่เท้าอยู่ในท่วงท่า Foot flat จริง ๆ และในกรณีที่เกิดเหตุการณ์ในหัวข้อ จังหวะการเดินขึ้นจะส่งผลให้จุดเวลาที่พิมพ์บนโปรแกรม Serial Bluetooth Terminal เลื่อนออกไปอีก จนทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในเวลาต่อมา ทั้งนี้แนวทางในการแก้ไขในส่วนนี้นั้น คือ ลดขั้นตอนการส่งข้อมูลลงโดยการลดจำนวนอุปกรณ์ที่ต้องใช้ในการประมวลข้อมูลลง เพื่อลดจำนวนขั้นตอนการส่งข้อมูล

โดยตัวอย่างความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากการตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat นั้น จะแสดงในกราฟที่ 4.2



กราฟที่ 4.2 ตัวอย่างข้อมูลตำแหน่งของทำ Foot flat ที่ใช้ข้อมูลเวลาที่ตรวจพบเป็นตัวตั้ง



## 4.2 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินโดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR

ในการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินโดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จะถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ การทดสอบการการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงระยะทางซึ่งประกอบไปด้วย ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวเดิน (Stride length) และ การทดสอบการการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงเวลาซึ่งประกอบไปด้วย อัตราการก้าว (Cadence) และ ความเร็วในการเดิน (Velocity)

### 4.2.1 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงระยะทาง

#### 4.2.1.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าระยะก้าว (Step length)

ตารางที่ 4.4 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าว (Step length)

ชุดข้อมูล	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว Step length ที่ได้ จาก Optitrack (มม.)	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว Step length ที่ได้ จาก LIDAR (มม.)	ค่าเฉลี่ยผลต่าง (มม.)	ค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
1	221.89	229.56	33.40	14.98
2	212.26	221.19	34.83	16.29
3	211.66	200.94	20.57	9.69
4	204.2	200.94	17.94	9.01
5	206.26	208.88	25.53	12.80
6	208.69	203.24	34.92	15.31
7	215.64	212.5	21.88	10.44
8	211.53	232.89	22.97	11.42
9	226.17	225.06	23.97	10.65

ชุดข้อมูล	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว Step length ที่ได้ จาก Optitrack (มม.)	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว Step length ที่ได้ จาก LIDAR (มม.)	ค่าเฉลี่ยผลต่าง (มม.)	ค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
10	233.38	234.56	19.77	8.70
11	220.8	230.73	38.21	18.91
เฉลี่ย	215.68	218.226	26.73	12.56

ผลการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของ RPLIDAR โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบที่ได้แสดงในตารางที่ 4.4 นั้น เป็นการเปรียบเทียบค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้จากการคำนวณผ่านการใช้ข้อมูลระยะทางที่อ่านได้จากทั้ง RPLIDAR (ผ่านการแทนค่าในสมการที่ (3.8) และ Optitrack (ผ่านการคำนวณด้วยค่าระยะทางที่ได้จากการคำนวณ Point to line) โดยใช้ระบบ Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ

จากตารางที่ 4.4 พบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าว มีค่าเป็น 26.73 มิลลิเมตร หรือ คลาดเคลื่อน 12.56 % โดยมีค่าผลต่างมากที่สุดที่ 38.21 มิลลิเมตร หรือ คลาดเคลื่อน 18.91 %

แต่ทั้งนี้ ข้อมูลจากตารางที่ 4.4 นั้น เป็นข้อมูลที่มีข้อมูลที่ผิดพลาด (Outlier) ประกอบอยู่ด้วย ซึ่งข้อมูลที่ผิดพลาดนี้ เกิดขึ้นจากนำข้อมูลที่ผิดพลาดจากข้อมูลระยะทางที่ระบบ RPLIDAR อ่านได้ หรือ ข้อมูลที่ผิดพลาดจากข้อมูลระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์ จึงได้ทำการนำข้อมูลทั้งหมดมาประมวลผลใหม่อีกครั้งเพื่อทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดออกไป ซึ่งจะได้เป็นผลตามตารางที่ 4.4.1

ตารางที่ 4.4.1 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้ทำการนำข้อมูลที่ผิดพลาดออกไป

ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
223.09	243.80	20.71	9.28
256.78	219.41	37.37	14.55
229.52	272.00	42.48	18.51
249.31	204.88	44.43	17.82
200.08	233.44	33.36	16.67
220.11	229.55	9.44	4.29
220.65	205.81	14.84	6.73
249.91	222.23	27.68	11.08
214.58	190.98	23.60	11.00
220.84	214.89	5.95	2.69
199.55	233.77	34.23	17.15
244.39	237.31	7.09	2.90
194.21	227.81	33.60	17.30
244.36	263.20	18.84	7.71
168.07	160.82	7.24	4.31
177.72	170.65	7.08	3.98
155.19	174.85	19.66	12.67
202.99	207.65	4.66	2.29
198.74	220.68	21.94	11.04

ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
234.62	221.88	12.74	5.43
166.56	171.64	5.08	3.05
216.67	208.39	8.27	3.82
168.28	192.37	24.09	14.32
229.54	212.03	17.52	7.63
188.11	210.45	22.35	11.88
222.43	206.35	16.08	7.23
204.30	213.80	9.50	4.65
200.99	215.38	14.39	7.16
223.48	206.97	16.51	7.39
218.75	208.34	10.41	4.76
242.68	207.39	35.29	14.54
185.03	196.65	11.62	6.28
228.97	198.52	30.45	13.30
204.45	170.10	34.36	16.80
160.73	172.58	11.85	7.37
216.70	236.30	19.59	9.04
187.02	154.17	32.85	17.56
236.21	223.53	12.68	5.37
187.58	174.00	13.58	7.24

ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
179.95	179.41	0.54	0.30
188.84	209.31	20.47	10.84
193.93	187.75	6.18	3.19
195.89	193.77	2.12	1.08
196.37	162.09	34.28	17.46
218.41	222.97	4.57	2.09
190.30	184.91	5.39	2.83
204.31	240.03	35.72	17.48
185.58	160.14	25.44	13.71
198.81	176.60	22.21	11.17
167.30	204.01	36.71	21.94
208.92	199.02	9.90	4.74
196.72	209.30	12.59	6.40
206.25	231.94	25.69	12.46
198.84	190.57	8.27	4.16
219.06	221.27	2.22	1.01
213.83	179.51	34.32	16.05
218.46	191.00	27.46	12.57
203.17	223.24	20.07	9.88
197.18	193.81	3.36	1.70



ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
186.25	220.96	34.71	18.64
196.60	200.76	4.16	2.12
202.29	199.18	3.11	1.54
213.63	216.35	2.72	1.27
221.61	194.64	26.97	12.17
208.87	218.91	10.04	4.81
204.85	187.51	17.34	8.46
226.52	195.82	30.70	13.55
192.45	194.66	2.21	1.15
222.68	196.53	26.15	11.74
192.07	215.26	23.19	12.08
216.88	188.00	28.87	13.31
193.92	215.07	21.15	10.91
191.16	207.93	16.77	8.77
198.87	184.42	14.45	7.27
234.87	232.19	2.68	1.14
207.94	169.00	38.94	18.73
221.10	209.40	11.71	5.29
230.53	222.57	7.97	3.46
214.71	180.18	34.53	16.08

ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
240.19	214.30	25.89	10.78
193.97	206.28	12.31	6.35
229.23	213.44	15.78	6.89
200.78	190.25	10.53	5.24
194.92	203.87	8.95	4.59
236.62	223.71	12.92	5.46
174.20	171.26	2.94	1.69
242.19	214.32	27.88	11.51
166.26	163.12	3.14	1.89
256.12	219.54	36.58	14.28
150.43	167.12	16.70	11.10
165.40	154.75	10.65	6.44
206.17	223.17	17.00	8.25
217.43	214.88	2.55	1.17
206.54	197.73	8.80	4.26
223.98	259.66	35.68	15.93
225.68	201.44	24.24	10.74
245.16	202.44	42.72	17.42
197.25	175.01	22.24	11.28
204.98	197.37	7.61	3.71

ระยะก้าว (Step length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
205.38	203.79	1.59	0.77
202.55	198.78	3.76	1.86
231.58	213.04	18.54	8.01
186.74	220.86	34.12	18.27
218.07	256.59	38.53	17.67
196.57	190.16	6.41	3.26
246.00	234.54	11.45	4.66
211.62	193.09	18.53	8.75
227.73	243.10	15.37	6.75
234.55	210.03	24.52	10.46
226.96	226.79	0.17	0.08
233.78	191.91	41.87	17.91
215.35	229.92	14.57	6.76
240.95	261.00	19.79	8.20
204.67	201.00	3.89	1.90
200.37	220.00	21.21	8.79
241.54	221.00	16.11	7.86
214.91	239.00	38.35	19.12
223.93	206.00	35.80	14.80
207.76	244.00	28.85	13.41

ระยะก้าว (Step length)				
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)	
237.01	213.00	11.16	4.98	
222.57	237.00	29.05	13.97	
248.60	226.00	11.26	4.75	
249.89	252.00	29.27	13.14	
256.54	240.00	8.85	3.56	
242.86	262.00	11.90	4.76	
259.92	251.00	5.80	2.26	
240.83	254.00	10.95	4.50	
241.70	226.00	34.14	13.12	
208.99	213.05	4.06	1.94	
224.82	251.60	26.79	11.92	
223.09	241.01	17.92	8.03	
231.85	205.94	25.91	11.18	
225.09	249.17	24.09	10.70	
214.61	202.49	12.12	5.65	
238.01	240.50	2.49	1.04	
200.56	224.49	23.92	11.93	
เฉลี่ย	212.27	209.94	18.36	8.65

จากตารางที่ 4.4.1 พบว่าพบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าว มีค่าเป็น 18.36 มิลลิเมตร และ ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์อยู่ที่ 8.65 % และจากที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 4.1.2 เมื่อทำการปรับเทียบ โรตารี เอนโคเดอร์ให้แม่นยำขึ้นแล้ว จะทำให้การคำนวณตัวแปรการเดินเชิงระยะทางแม่นยำขึ้น จึงได้ทำคำนวณตัวแปรเชิงระยะทางโดยใช้ค่าระยะทางที่ได้จากการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของโรตารี เอนโคเดอร์ค่าใหม่จนได้เป็นข้อมูลตามตารางที่ 4.4.2

ตารางที่ 4.4.2 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าว (Step length) ที่ได้จากการคำนวณโดยใช้ค่าระยะทางจากโรตารี เอนโคเดอร์ที่ได้ทำการปรับเทียบใหม่

ระยะก้าว (Step length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
261.89	279.94	18.05	6.89
262.70	238.28	24.42	9.30
186.86	193.38	6.52	3.49
240.53	235.36	5.17	2.15
212.10	215.87	3.77	1.78
222.87	213.64	9.22	4.14
206.46	204.62	1.84	0.89
223.36	232.61	9.26	4.15
206.40	186.09	20.31	9.84
239.59	229.34	10.25	4.28
189.82	184.24	5.58	2.94
200.47	185.89	14.58	7.27
214.39	205.86	8.53	3.98
198.03	194.05	3.98	2.01
219.90	216.99	2.92	1.33

ระยะก้าว (Step length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
206.38	210.40	4.02	1.95
225.24	213.87	11.37	5.05
204.35	203.66	0.69	0.34
223.17	210.89	12.28	5.50
202.52	196.68	5.84	2.89
238.47	250.84	12.37	5.19
208.70	189.52	19.18	9.19
240.35	250.87	10.52	4.38
201.97	208.37	6.40	3.17
224.24	231.61	7.37	3.29
227.15	200.76	26.40	11.62
240.75	231.90	8.85	3.68
210.67	197.51	13.16	6.25
204.10	206.03	1.93	0.95
243.70	231.77	11.93	4.90
217.11	213.43	3.68	1.69
234.01	221.72	12.30	5.25
243.89	250.29	6.40	2.62
240.75	241.77	1.03	0.43
234.82	253.09	18.27	7.78
247.23	262.85	15.62	6.32
232.00	232.37	0.37	0.16

ระยะก้าว (Step length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
215.47	223.57	8.11	3.76
242.71	217.34	25.37	10.45
209.15	202.42	6.73	3.22
222.44	229.77	7.33	3.30
237.37	217.94	19.43	8.19
229.32	221.91	7.41	3.23
213.35	202.28	11.07	5.19
219.09	221.86	2.78	1.27
228.64	212.21	16.43	7.19
197.71	196.91	0.80	0.41
224.70	209.07	15.64	6.96
234.39	226.33	8.06	3.44
225.39	240.91	15.52	6.88
226.55	227.03	0.49	0.21
202.43	224.10	21.67	10.70
250.85	230.98	19.87	7.92
225.89	200.84	25.05	11.09
222.99	223.35	0.36	0.16
223.30	218.38	4.92	2.20
243.25	260.42	17.17	7.06
226.15	232.91	6.76	2.99
238.17	263.48	25.31	10.63

ระยะก้าว (Step length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
242.98	239.41	3.57	1.47
222.01	197.60	24.41	11.00
242.33	229.59	12.74	5.26
225.49	200.72	24.77	10.98
225.48	241.12	15.64	6.94
258.66	262.90	4.24	1.64
241.59	269.35	27.76	11.49
225.01	237.29	12.28	5.46
212.34	202.43	9.91	4.67
232.58	221.83	10.75	4.62
244.45	216.53	27.92	11.42
236.22	211.92	24.30	10.29
246.12	266.21	20.09	8.16
225.55	237.13	11.58	5.13
242.51	254.33	11.83	4.88
241.30	220.82	20.48	8.49
205.64	213.17	7.53	3.66
217.62	198.51	19.11	8.78
184.51	193.64	9.13	4.95
231.56	225.84	5.72	2.47
228.15	230.57	2.42	1.06
178.93	155.20	23.74	13.27



ระยะก้าว (Step length)				
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง  (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)	
230.98	230.92	0.06	0.02	
219.64	222.63	2.99	1.36	
206.39	216.21	9.82	4.76	
242.45	231.54	10.91	4.50	
255.60	284.33	28.73	11.24	
241.67	224.39	17.28	7.15	
247.46	247.44	0.01	0.01	
219.41	228.28	8.88	4.05	
262.77	233.82	28.95	11.02	
เฉลี่ย	225.93	223.07	11.76	5.15

จากตารางที่ 4.4.2 พบว่าพบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าว มีค่าเป็น 11.76 มิลลิเมตร และ ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์อยู่ที่ 5.15 %

#### 4.2.1.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าระยะก้าวของวงจรรการเดิน (Stride length)

ตารางที่ 4.5 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าวของวงจรรการเดิน (Stride length)

ชุดข้อมูล	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว ของวงจรรการเดิน Stride length ที่ได้ จาก Optitrack (มม.)	ค่าเฉลี่ยระยะก้าว ของวงจรรการเดิน Stride length ที่ได้ จาก LIDAR (มม.)	ค่าเฉลี่ยผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
1	442.11	428.93	62.65	13.02
2	422.33	408.33	44.05	10.71
3	421.28	402.54	47.54	11.47
4	404.85	385.76	38.71	9.67
5	405.79	399.83	39.23	10.15
6	409.02	393.43	40.69	10.44
7	427.21	405.85	57.36	13.95
8	418.93	415.59	20.96	5.03
9	472.81	441.35	41.62	9.74
10	462.72	456.09	18.35	3.93
11	456.51	439.13	53.63	10.76
เฉลี่ย	431.23	416.08	42.25	9.90

ผลการทดสอบการอ่านค่าระยะทางของ RPLIDAR โดยมีระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหว Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบที่ได้แสดงในตารางที่ 4.5 นั้น เป็นการเปรียบเทียบค่าระยะก้าวของ

วงจรถ่ายภาพ (Stride length) ที่ได้จากการคำนวณผ่านการใช้ข้อมูลระยะทางที่อ่านได้จากทั้ง RPLIDAR ร่วมกับระยะทางที่โรตารี เอนโคเดอร์อ่านได้ (ผ่านการแทนค่าในสมการที่ (3.9)) และ Optitrack ร่วมกับระยะทางที่อุปกรณ์เคลื่อนที่ไปที่ได้จากการคำนวณ Point to line โดยใช้ระบบ Optitrack เป็นตัวเปรียบเทียบ

จากตารางที่ 4.5 พบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าวของวงจรถ่ายภาพ (Stride length) มีค่าเป็น 42.25 มิลลิเมตร หรือ ค่าคลาดเคลื่อน 9.90 % โดยค่าผลต่างที่มากที่สุด คือ 62.65 มิลลิเมตร หรือ ค่าคลาดเคลื่อน 13.02 %

แต่ทั้งนี้ ข้อมูลจากตารางที่ 4.5 นั้น เป็นข้อมูลที่มีข้อมูลที่ผิดพลาด (Outlier) ประกอบอยู่ด้วย ซึ่งข้อมูลที่ผิดพลาดนี้ เกิดขึ้นจากนำข้อมูลที่ผิดพลาดจากข้อมูลระยะทางที่ระบบ RPLIDAR อ่านได้ หรือ ข้อมูลที่ผิดพลาดจากข้อมูลระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์ จึงได้ทำการนำข้อมูลทั้งหมดมาประมวลผลใหม่อีกครั้งเพื่อทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดออกไป ซึ่งจะได้เป็นผลตามตารางที่ 4.5.1



ตารางที่ 4.5.1 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าวของวงจรถ่ายรูป (Stride length) ที่ได้  
ทำการนำข้อมูลที่ผิดพลาดออกไป

ระยะก้าวของวงจรถ่ายรูป (Stride length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
435.27	452.44	17.16	3.94
417.97	422.88	4.91	1.17
449.48	419.62	29.87	6.64
459.38	465.96	6.58	1.43
388.31	423.62	35.31	9.09
422.58	385.29	37.28	8.82
451.75	503.29	51.54	11.41
420.45	413.36	7.10	1.69
411.34	388.05	23.29	5.66
361.78	377.28	15.50	4.28
368.90	354.73	14.16	3.84
488.60	460.70	27.90	5.71
403.78	450.68	46.90	11.62
433.38	389.31	44.07	10.17
427.70	410.35	17.35	4.06
401.99	366.01	35.98	8.95
403.90	392.81	11.08	2.74
399.03	397.82	1.21	0.30
431.32	378.28	53.04	12.30

ระยะก้าวของวงจรถ่ายรูป (Stride length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
409.54	368.01	41.52	10.14
405.08	412.60	7.52	1.86
425.46	425.88	0.42	0.10
406.63	366.01	40.63	9.99
382.51	423.63	41.12	10.75
435.34	441.91	6.58	1.51
361.75	339.43	22.32	6.17
399.58	447.56	47.98	12.01
379.54	409.58	30.04	7.91
373.03	397.74	24.72	6.63
397.32	401.21	3.88	0.98
403.25	404.83	1.58	0.39
417.35	354.99	62.35	14.94
414.90	475.48	60.58	14.60
439.06	414.36	24.71	5.63
455.92	392.56	63.36	13.90
429.31	366.51	62.81	14.63
436.70	439.41	2.71	0.62
431.39	426.63	4.75	1.10
447.54	399.08	48.46	10.83

ระยะก้าวของวงจรถ่ายรูป (Stride length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
336.31	359.49	23.18	6.89
412.06	376.53	35.53	8.62
435.23	469.47	34.24	7.87
444.17	426.88	17.29	3.89
368.50	370.02	1.52	0.41
414.50	391.57	22.93	5.53
403.84	380.09	23.76	5.88
401.30	426.52	25.22	6.28
444.31	408.33	35.98	8.10
396.95	434.18	37.23	9.38
457.56	392.05	65.51	14.32
399.58	419.82	20.24	5.06
443.03	428.36	14.67	3.31
435.24	425.35	9.89	2.27
436.67	455.47	18.80	4.30
439.97	453.21	13.24	3.01
468.39	483.24	14.85	3.17
499.38	498.40	0.99	0.20
499.23	459.92	39.32	7.88
479.82	444.81	35.01	7.30

ระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length)			
OptiTrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
451.56	410.72	40.84	9.04
472.44	424.13	48.32	10.23
462.16	404.02	58.14	12.58
400.85	416.47	15.62	3.90
473.36	460.99	12.38	2.61
483.73	379.13	104.60	21.62
434.17	370.77	63.40	14.60
เฉลี่ย	424.58	414.09	28.95

จากตารางที่ 4.5.1 พบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length) มีค่าเป็น 28.95 มิลลิเมตร และ ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์อยู่ที่ 6.53 % จากที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 4.1.2 เมื่อทำการปรับเทียบ โรตารี เอนโคเดอร์ให้แม่นยำขึ้นแล้ว จะทำให้การคำนวณตัวแปรการเดินเชิงระยะทางแม่นยำขึ้น จึงได้ทำคำนวณตัวแปรเชิงระยะทางโดยใช้ค่าระยะทางที่ได้จากการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของโรตารี เอนโคเดอร์ค่าใหม่จนได้เป็นข้อมูลตามตารางที่ 4.5.2

ตารางที่ 4.5.2 ผลของการทดสอบการประมวลค่าระยะก้าวของวงจรถ่าย (Stride length) ที่ได้จากการคำนวณโดยใช้ค่าระยะทางจากโรตารี เอนโคเดอร์ที่ได้ทำการปรับเทียบใหม่

ระยะก้าวของวงจรถ่าย (Stride length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
489.42	499.48	10.06	2.05
426.09	412.35	13.74	3.22
435.05	439.02	3.97	0.91
431.09	427.21	3.88	0.90
449.27	448.11	1.15	0.26
427.03	423.58	3.45	0.81
447.07	447.52	0.45	0.10
425.75	438.75	13.00	3.05
404.72	397.43	7.29	1.80
412.31	427.75	15.44	3.74
425.80	431.07	5.27	1.24
428.94	430.59	1.65	0.38
452.23	452.39	0.16	0.04
449.15	443.13	6.03	1.34
420.85	448.91	28.06	6.67
467.24	436.02	31.23	6.68
424.66	442.43	17.77	4.18
446.94	438.27	8.67	1.94
447.98	452.81	4.83	1.08
478.33	501.14	22.81	4.77



ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length)			
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
458.18	451.72	6.45	1.41
455.06	454.61	0.45	0.10
446.01	463.06	17.05	3.82
456.78	468.22	11.44	2.50
450.57	421.16	29.42	6.53
428.50	449.22	20.72	4.84
428.96	411.88	17.09	3.98
460.73	476.07	15.34	3.33
446.77	456.80	10.03	2.24
456.76	453.74	3.02	0.66
430.79	446.34	15.55	3.61
424.07	415.95	8.12	1.92
476.71	474.99	1.72	0.36
431.85	433.22	1.37	0.32
489.55	497.63	8.09	1.65
487.97	480.58	7.38	1.51
470.05	487.38	17.33	3.69
483.16	464.91	18.26	3.78
462.93	447.50	15.43	3.33
478.07	483.93	5.86	1.23
472.87	506.11	33.24	7.03
493.03	484.89	8.14	1.65

ระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length)				
Optitrack (มม.)	LIDAR (มม.)	ผลต่าง (มม.)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)	
447.13	460.18	13.05	2.92	
475.72	498.97	23.25	4.89	
481.58	458.45	23.13	4.80	
464.67	481.50	16.83	3.62	
420.55	412.73	7.83	1.86	
442.10	426.88	15.22	3.44	
446.20	428.01	18.20	4.08	
407.21	392.93	14.28	3.51	
428.15	444.31	16.16	3.77	
437.36	425.68	11.68	2.67	
447.17	453.14	5.97	1.33	
496.56	500.25	3.69	0.74	
485.95	468.27	17.68	3.64	
481.61	472.27	9.34	1.94	
เฉลี่ย	450.74	451.63	11.91	2.64

จากตารางที่ 4.5.2 พบว่าพบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าวของวงจรถ่ายการเดิน (Stride length) มีค่าเป็น 11.91 มิลลิเมตร และ ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์อยู่ที่ 2.64 %

#### 4.2.1.3 สรุปผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินทางในเชิงระยะทาง

จากผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินทางที่ได้ทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดแล้ว และได้ทำการปรับเทียบโรดาร์ เอนโคเดอร์แล้ว

- พบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าว (Step length) มีค่าเป็น 11.76 มิลลิเมตร หรือ ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ที่ 5.15 %
- พบว่า ค่าเฉลี่ยของผลต่างระยะก้าวเดิน (Stride length) มีค่าเป็น 11.91 มิลลิเมตร ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ที่ 2.64 %

โดยเมื่อพิจารณาจากค่าเฉลี่ยของผลต่างโดยรวม ซึ่งต่ำกว่า 10% จึงสามารถสรุปได้ว่า มีความเป็นไปได้ที่จะนำระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดินทาง [22] โดยความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการประมวลผลนั้น เกิดจากความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการเก็บข้อมูลด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR (หัวข้อที่ 4.1.1) และ ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการเก็บข้อมูลระยะทางที่อุปกรณ์เคลื่อนไปด้วยโรดาร์ เอนโคเดอร์ (หัวข้อที่ 4.1.2) ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยทำการลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล ซึ่งได้กล่าวไว้แล้วใน หัวข้อที่ 4.1.1 และ 4.1.2 ตามลำดับ

## 4.2.2 ผลการทดสอบการคำนวณตัวแปรการเดินเชิงเวลา

## 4.2.2.1 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าอัตราการก้าว (Cadence)

ตารางที่ 4.6 ผลของการทดสอบการประมวลค่าอัตราการก้าว (Cadence)

ชุดข้อมูล	ค่าอัตราการก้าว Cadence ที่ได้จาก การคำนวณด้วยตัว แปรที่ได้จาก Optitrack (ก้าว/ นาทีก)	ค่าอัตราการก้าว Cadence ที่ได้จาก การคำนวณด้วยตัว แปรที่ได้จาก LIDAR (ก้าว/นาทีก)	ค่าผลต่าง (ก้าว/ นาทีก)	เปอร์เซ็นต์ ความคลาดเคลื่อน (%)
1	31.16	31.14	0.02	0.06
2	26.47	26.51	0.04	0.15
3	28.88	28.84	0.04	0.14
4	27.13	26.95	0.18	0.66
5	28.97	28.39	0.58	2.00
6	26.78	26.54	0.24	0.90
7	29.47	29.43	0.04	0.14
8	27.26	26.93	0.33	1.21
9	29.74	29.6	0.14	0.47
10	29.18	28.75	0.43	1.47
11	31.37	32.11	0.74	2.36
เฉลี่ย	28.76 ± 1.68	28.65 ± 1.86	0.25 ± 0.24	0.87 ± 0.94

จากตารางที่ 4.6 ค่าอัตราการก้าว (Cadence) จากทั้ง Optitrack และ RPLIDAR นั้น มาจากการคำนวณด้วยสมการที่ 2.2 โดยใช้ข้อมูลเวลาและจำนวนก้าวจากทั้ง 2 ระบบเข้าไปแทนในสมการ

จากตาราง 4.6 ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างของอัตราการก้าว (Cadence) ระหว่าง Optitrack กับ LIDAR คือ 0.25 ก้าว / นาที หรือ คลาดเคลื่อน 0.87 % โดยคลาดเคลื่อนมากที่สุด 0.74 ก้าว / นาที หรือ คลาดเคลื่อน 2.36 %

#### 4.2.2.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการประมวลค่าความเร็วในการเดิน (Velocity)

ตารางที่ 4.7 ผลของการทดสอบการประมวลค่าความเร็วในการเดิน (Velocity)

ชุดข้อมูล	ค่าความเร็วการก้าว Velocity ที่ได้จากการคำนวณด้วยตัวแปรที่ได้จาก Optitrack (เมตร / วินาที)	ค่าความเร็วการก้าว Velocity ที่ได้จากการคำนวณด้วยตัวแปรที่ได้จาก LIDAR (เมตร / วินาที)	ค่าผลต่าง (เมตร/วินาที)	เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
1	0.971	0.855	0.116	11.93
2	0.638	0.637	0.001	0.11
3	0.793	0.763	0.030	3.73
4	0.733	0.690	0.042	5.79
5	0.786	0.771	0.015	1.96
6	0.602	0.608	0.006	1.06
7	0.821	0.783	0.039	4.72
8	0.752	0.733	0.019	2.53
9	0.832	0.786	0.045	5.42
10	0.872	0.868	0.004	0.52
11	0.808	0.768	0.040	4.95
เฉลี่ย	$0.783 \pm 0.10$	$0.751 \pm 0.08$	$0.033 \pm 0.03$	$3.88 \pm 3.34$

จากตารางที่ 4.7 ค่าความเร็วในการเดิน (Velocity) จากทั้ง Optitrack และ RPLIDAR นั้น มาจากการคำนวณด้วยสมการที่ ?... โดยใช้ผลรวมของระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) และ อัตราการก้าว (Cadence) จากทั้ง 2 ระบบมาใช้ในการคำนวณ

จากตาราง 4.7 ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างของค่าความเร็วในการเดิน (Velocity) ระหว่าง Optitrack กับ LIDAR คือ 0.033 เมตร / วินาที หรือ คลาดเคลื่อน 3.88 % โดยคลาดเคลื่อนมากที่สุด 0.116 เมตร / วินาที หรือ คลาดเคลื่อน 11.93 %

#### 4.2.2.3 สรุปผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินในเชิงเวลา

จากผลการทดสอบการประมวลผลตัวแปรการเดินเชิงเวลา

- พบว่าค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างของอัตราการก้าว (Cadence) ระหว่าง Optitrack กับ LIDAR คือ 0.25 ก้าว / นาที หรือ คลาดเคลื่อน 0.87 % โดยคลาดเคลื่อนมากที่สุด 0.74 ก้าว / นาที หรือ คลาดเคลื่อน 2.36 %
- พบว่าค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างของค่าความเร็วในการเดิน (Velocity) ระหว่าง Optitrack กับ LIDAR คือ 0.033 เมตร / วินาที หรือ คลาดเคลื่อน 3.88 % โดยคลาดเคลื่อนมากที่สุด 0.116 เมตร / วินาที หรือ คลาดเคลื่อน 11.93 %

ในการประมวลผลตัวแปรการเดินเชิงเวลานั้น จำเป็นต้องใช้ค่าระยะทางที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และจุดเวลาที่เจอเท้าในท่วงท่า Foot flat มาใช้ในการคำนวณ ซึ่งจากที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 4.1.3 ที่ต้องใช้ผลการประมวลผลตัวแปรการเดินเชิงระยะเวลามาช่วยในการตัดสินใจว่า ระบบวัดระยะทางด้วยแสงมีความแม่นยำเพียงพอที่นำมาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดินหรือไม่

โดยเมื่อพิจารณาจากค่าเฉลี่ยของผลต่างโดยรวม จึงสามารถสรุปได้ว่า มีความเป็นไปได้ที่จะนำระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน [22] โดยความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการประมวลผลนั้น เกิดจากความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการเก็บข้อมูลด้วยระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR (หัวข้อที่ 4.1.1) และ ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat (หัวข้อที่ 4.1.3) ซึ่งสามารถแก้ไขได้ลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล ซึ่งได้กล่าวไว้แล้วใน หัวข้อที่ 4.1.1 และ 4.1.3 ตามลำดับ

ในส่วนของข้อมูลความเร็วในการเดิน (Velocity) นั้น พบว่า อยู่ในช่วง 0.6 เมตร / วินาที – 0.9 เมตร / วินาที ซึ่งเป็นความเร็วในการเดินที่นักกายภาพบำบัดแนะนำแก่ผู้ป่วยสูงอายุหรือผู้พักฟื้นที่ออกจากสถานพยาบาลแล้ว นำไปใช้ในชีวิตประจำวัน [19]



## บทที่ 5 สรุปผล อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์ระบบ / อุปกรณ์ฝึกเดินแบบทางเลือก โดยประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดระยะทางด้วยแสง (LIDAR) มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเดินเพื่อนำมาทำการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินต่าง ๆ ทั้งตัวแปรในเชิงระยะทางและตัวแปรในเชิงเวลา ซึ่งสามารถสรุปได้ดังนี้

การทดสอบความแม่นยำในการเก็บข้อมูลโดยใช้ผลการคำนวณตัวแปรการเดินเป็นเกณฑ์ ได้ทำการทดสอบความถูกต้องในการเก็บข้อมูลการเดินซึ่งประกอบไปข้อมูลตำแหน่งของเท้า, ระยะทางที่อุปกรณ์เคลื่อนที่ และข้อมูลเวลา โดยความแม่นยำในการเก็บข้อมูลดังกล่าวมีผลต่อการประมวลผลตัวแปรการเดินทั้งในเชิงระยะทางและเชิงเวลา ซึ่งตรวจสอบความแม่นยำดังกล่าว จึงได้ทำการทดสอบเดิน เป็นระยะทาง 4 เมตร จำนวน 20 ครั้ง โดยในระหว่างการทดสอบ พบว่า มีบางจุดที่เกิดการขาดช่วงของข้อมูลขึ้น ซึ่งมีสาเหตุมาจากการขัดข้องในการส่งข้อมูลจากระบบประมวลผลขนาดเล็ก ไปยังโทรศัพท์มือถือ จึงได้ทำการประมวลผลข้อมูลโดยเลือกชุดข้อมูลที่มีความสมบูรณ์ ซึ่งมีทั้งสิ้น 11 ชุด โดยผลการทดสอบมีดังต่อไปนี้

- ในส่วนของตัวแปรเชิงระยะทาง ซึ่งประกอบไปด้วย ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) ซึ่งในการประมวลผลค่าตัวแปรดังกล่าว จำเป็นต้องใช้ข้อมูลตำแหน่งของเท้าที่แม่นยำและค่าระยะทางที่อุปกรณ์ได้เคลื่อนที่ที่แม่นยำ ซึ่งจากหัวข้อที่ 4.2.1.1 และ 4.2.1.2 พบว่ามีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน 5.15% และ 2.64 % ตามลำดับ
- ในส่วนของตัวแปรเชิงเวลา ซึ่งประกอบไปด้วย อัตราการก้าว (Cadence) และ ความเร็วในการเดิน (Velocity) ซึ่งในการประมวลผลค่าตัวแปรดังกล่าว จำเป็นต้องใช้ข้อมูลการตรวจจับตำแหน่งของเท้าในท่า Flat ที่แม่นยำร่วมกับข้อมูลระยะทางที่แม่นยำ ซึ่งจากหัวข้อที่ 4.2.2.1 และ 4.2.2.2 พบว่ามีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน 0.39% และ 4.01% ตามลำดับ

จากค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนดังกล่าว จึงสามารถสรุปได้ว่า มีความเป็นไปได้ที่จะนำระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ไปพัฒนาให้เป็นระบบที่สามารถนำมาใช้งานจริงได้ [22] ทั้งนี้ จากเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนดังกล่าว ทางผู้วิจัยมีความเห็นว่า ในการนำไปใช้งานจริง ถ้า



ผู้ใช้งานเดินช้าลงกว่าความเร็วที่ได้จากการทดสอบอุปกรณ์นี้ (ประมาณ 0.783 เมตร/วินาที) มีความเป็นไปได้ที่ การเก็บข้อมูลการเดินต่าง ๆ เช่น การตรวจจับเท้าในท่วงท่า Foot flat จะมีความแม่นยำมากขึ้น ซึ่งอาจส่งผลให้การประมวลผลตัวแปรการเดินต่าง ๆ มีความแม่นยำมากขึ้นไปอีก

## 5.2 อภิปรายผล

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือกโดยนำระบบวัดระยะทางด้วยแสงมาประยุกต์ใช้ในการเก็บข้อมูลการเดิน โดยระบบฝึกเดินที่ได้ประดิษฐ์ขึ้นมานั้นสามารถเก็บข้อมูลการเดินได้อย่างถูกต้องโดยไม่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบทุกครั้งโดยผู้ใช้งานในการเก็บข้อมูลการเดิน พร้อมเสนอวิธีการประมวลผลตัวแปรในการเดินต่าง ๆ

โดยในการศึกษาวิจัยนี้เริ่มจากการศึกษาการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสงที่นำมาใช้ในงานวิจัยเพื่อค้นหาวิธีการนำข้อมูลของระบบวัดระยะทางด้วยแสงได้จากการจับตำแหน่งของเท้า ซึ่งอยู่ในรูปของพิกัด (มุม, ระยะทาง) มาใช้ในการวิเคราะห์ตัวแปรการเดิน และเมื่อศึกษาจนได้วิธีการนำข้อมูลที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินแล้ว จึงได้นำระบบที่พัฒนาขึ้นไปทดสอบกับระบบถ่ายภาพความเคลื่อนไหวทางการแพทย์ (Optitrack) เพื่อหาความถูกต้องของการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดิน

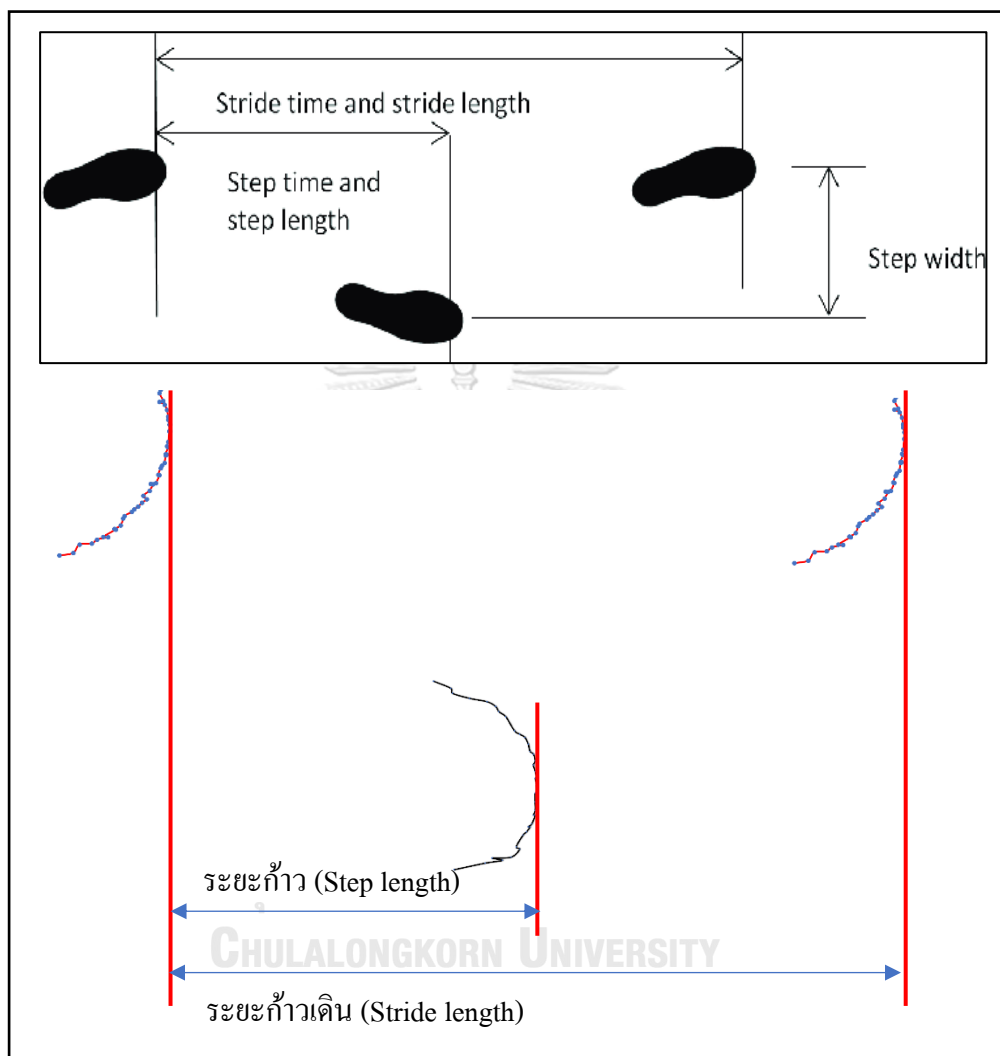
### 5.2.1 การประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือก

ได้ทำการประดิษฐ์ระบบฝึกเดินแบบทางเลือก โดยได้ใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อมาใช้เป็นฐานในการออกแบบ และได้ทำการออกแบบวิธีการติดตั้งระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR ลงบนอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีล้อเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลอย่างมีประสิทธิภาพ ทั้งนี้ ในการออกแบบดังกล่าว ยังมีการนำระบบประมวลผลที่มีขนาดใหญ่ (คอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ก) มาเป็นส่วนประกอบของระบบด้วยเนื่องจากข้อจำกัดทางด้านโปรแกรมในส่วนของ Library Library ก็อะไรคนทั่วไปอ่านแล้วไม่เข้าใจ โหมคความละเอียดสูงของระบบด้วยแสง RPLIDAR ซึ่งในอนาคต จะทำการศึกษาเกี่ยวกับ Library โหมคความละเอียดสูงของระบบด้วยแสง RPLIDAR สำหรับระบบประมวลผลขนาดเล็กเพื่อเพิ่มความสะดวกในการใช้งานต่อไป

### 5.2.2 การพัฒนาระเบียบวิธีการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินจากระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้น

ได้ทำการพัฒนาวิธีการวิเคราะห์ตัวแปรการเดิน โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR และ โรตารีเอน โคเดอร์ที่ได้ติดตั้งอยู่บนระบบฝึกเดินที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น โดยวิธีการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้น คือ วิธีการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินเชิง

ระยะทางซึ่งประกอบไปด้วย ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวเดิน (Stride length) ซึ่งเมื่อใช้ข้อมูลที่ได้จากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR จะสามารถแปลงเป็นแผนภาพอย่างง่ายได้ตามรูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 แผนภาพแสดงการคำนวณตัวแปรการเดิน ระยะก้าว (Step length) และ ระยะก้าวของวงจรการเดิน (Stride length) โดยใช้ข้อมูลจากระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR

5.2.3 การตรวจสอบความถูกต้องของตัวแปรการเดินจากการฝึกเดินของกลุ่มผู้ทำการฝึกเดินด้วยระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นโดยเปรียบเทียบกับระบบวิเคราะห์ทางการเดินในคลินิก

ในงานวิจัยนี้ ได้นำระบบฝึกเดินที่ประดิษฐ์ขึ้น ไปทำการทดสอบความถูกต้องในการประมวลผลตัวแปรการเดินต่าง ๆ ได้แก่ ระยะก้าว (Step length), ระยะก้าวเดิน (Stride length),

อัตราก้าว (Cadence) และ ความเร็วในการเดิน (Velocity) ใช้ระบบ **Optitrack** ซึ่งเป็นระบบมาตรฐานทางการแพทย์ในการทดสอบเปรียบเทียบ โดยผลการทดสอบมีดังต่อไปนี้

ผลการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินในเชิงระยะทาง : ระยะก้าว (Step length) คลาดเคลื่อนเฉลี่ย 7.10 มม. (3.34%) และ ระยะก้าวเดินของวงจรรก้าว (Stride length) คลาดเคลื่อนเฉลี่ย 15.16 มม. (3.51%) แต่ทั้งนี้ ผลการวิเคราะห์ดังกล่าวนี้ มีข้อมูลที่ผิดพลาดประกอบอยู่ด้วย จึงได้ทำการกำจัดข้อมูลที่ผิดพลาดและทำการเปรียบเทียบโรตารี เอนโคเดอร์เพิ่มเติม โดย สำหรับ ระยะก้าว (Step length) มีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย 11.76 มม (5.15 %) และ ระยะก้าวของวงจรรก้าวเดิน (Stride length) มีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย 11.91 มม. (2.64 %)

ผลการวิเคราะห์ตัวแปรการเดินเชิงเวลา : อัตราการก้าว (Cadence) คลาดเคลื่อนเฉลี่ยสัมบูรณ์ 0.25 ก้าว/นาที่ (0.87%) และ ความเร็วในการเดิน (Velocity) คลาดเคลื่อนเฉลี่ย 0.033 เมตร/วินาที (3.88%)



ทั้งนี้ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองเก็บข้อมูลการเดินทั้งสิ้น 20 ครั้ง แต่ในระหว่างการทดสอบ เกิดปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการส่งข้อมูลจากระบบประมวลผลขนาดเล็กไปยังโทรศัพท์มือถือผ่านการเชื่อมต่อแบบ Bluetooth ตามรูปที่ 5.1

```
09:00:20.673 Disconnected
09:00:22.311 Connecting to Gait ...
09:00:22.549 Connection failed: read failed, socket might closed or timeout, read ret: -1
09:00:23.594 Connecting to Gait ...
09:00:25.964 Connected
09:00:26.083 .23 , mm , 170 , 377
09:00:26.083 , Ft: , R , LVH: , 569 , 181 , RVH: , 399 , 196 , D: , 5.23 , mm , 170 , 377
```

รูปที่ 5.2 ตัวอย่างปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการทดสอบอุปกรณ์

ปัญหาการเชื่อมต่อดังกล่าว ส่งผลให้ข้อมูลบางส่วนไม่สมบูรณ์เพียงพอที่จะนำมาใช้ในการเปรียบเทียบ โดยในระหว่างการทดสอบเกิดปัญหาการเชื่อมต่อนี้กับการทดสอบถึง 9 ครั้ง ทำให้สามารถนำชุดข้อมูลมาใช้ในการเปรียบเทียบได้เพียง 11 ชุด เท่านั้น โดยในอนาคต มีความเป็นไปได้ที่จะต้องทำการปรับปรุงโมดูลการสื่อสาร Bluetooth เช่น การปรับเปลี่ยนโมดูลไปใช้รุ่นอื่นแทน หรือ การใช้ระบบจ่ายไฟแยกเฉพาะสำหรับโมดูล เป็นต้น

#### 5.2.4 ความเป็นไปได้ในการติดตั้งระบบอื่น ๆ ลงบนระบบที่ประดิษฐ์ขึ้น

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยมีแผนที่จะนำระบบเคลื่อนที่ทางอัตโนมัติโดยใช้ข้อมูลที่ได้จากการแผนที่ผ่านกระบวนการ Simultaneous Localization and Mapping (SLAM) ซึ่งเป็นหนึ่งในฟังก์ชันดั้งเดิมของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR แต่ทั้งนี้ เนื่องจากข้อจำกัดทางอุปกรณ์ของระบบฝึกเดินที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น ทำให้ทางผู้วิจัยตัดสินใจติดตั้งระบบป้อนกลับทางชีวภาพ (Biofeedback system) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดินแทน แต่ทั้งนี้ระบบป้อนกลับทางชีวภาพที่ได้ติดตั้งลงไปนั้น ก็ยังต้องมีการปรับปรุงเพื่อให้ทำงานอย่างแม่นยำ ทางผู้วิจัยจึงตัดสินใจทำการติดตั้งฟังก์ชันที่ช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูลให้แม่นยำมากขึ้น โดยใช้วิธีการนับจุดข้อมูลเป็นตัวช่วยลงไปแทน โดยวิธีการทำงานของฟังก์ชันนี้ คือ ช่วยผู้วิเคราะห์ข้อมูลในการเลือกชุดข้อมูลของเท้าในที่อยู่ในท่า Foot flat ที่เหมาะสมที่สุด โดยใช้ “ขนาด” หรือ จำนวนจุด ของชุดข้อมูลของเท้าที่อยู่ในท่า Foot flat มาพิจารณา โดยชุดข้อมูลเหล่านี้จะเป็นชุดข้อมูลของเท้าชุดที่อยู่ถัดจาก หรือ หลังจากชุดข้อมูลของเท้าที่เข้าสู่ท่า Foot flat พอดี เช่น จากตารางที่ 5.1A ซึ่งแสดงข้อมูลเท้าในจังหวะที่หยุดใน

ท้วงท่า Foot flat พอดี กับตารางที่ 5.1B ซึ่งแสดงชุดข้อมูลของเท้าที่อยู่หลังจากชุดข้อมูลที่แสดงใน ตารางที่ 5.1A

ตารางที่ 5.1 ตัวอย่างชุดข้อมูลของเท้าที่อยู่ในท้วงท่า Foot flat ของก้าวเดียวกันในจุดเวลาที่ต่างกัน

A		B	
ค่ามุม (องศา)	ค่าระยะทาง (มม.)	ค่ามุม (องศา)	ค่าระยะทาง (มม.)
108.699	351	106.029	371
109.418	331	106.589	363
109.984	327	107.199	356
110.468	325	107.748	350
111.028	323	108.309	345
111.511	320	108.809	342
112.077	318	109.358	339
112.56	316	109.918	336
113.121	314	110.418	333
113.621	313	110.967	331
114.17	311	111.467	328
114.67	309	112.028	325
115.214	307	112.577	323
115.714	306	113.077	322
116.213	305	113.637	319
116.702	304	114.186	315
117.202	304	114.747	311
117.746	303	115.247	308
118.246	302	115.746	308
118.746	303	116.246	308
119.185	304	116.796	307
119.685	304	117.296	307
120.185	305	117.795	307
120.668	306	118.295	307
121.168	307	118.746	308
121.608	309	119.246	309
122.542	312	119.729	310
		120.185	312
		120.685	314
		121.124	316
		121.558	320
		123.014	324

จากตารางที่ 5.1A และ 5.1B เมื่อนำชุดข้อมูลนี้มาทำการคำนวณค่าตัวแปรการเดินเชิงระยะทางและทำการเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐาน พบว่า ตัวแปรการเดินเชิงระยะทางที่ได้จากการคำนวณด้วยข้อมูลจากตารางที่ 5.1A (ระยะก้าวเดิน (Step length) และ ระยะก้าวในวงจรการเดิน (Stride length)) พบว่ามีความคลาดเคลื่อน 15.36 มม. หรือ 8.16% และ 5.99 มม. หรือ 1.41% ตามลำดับ และในขณะเดียวกัน ตัวแปรการเดินเชิงระยะทางที่ได้จากการคำนวณด้วยข้อมูลจากตารางที่ 5.1B (ระยะก้าวเดิน (Step length) และ ระยะก้าวในวงจรการเดิน (Stride length) พบว่ามีความคลาดเคลื่อน 7.37 มม. หรือ 3.92% และ 2.59 มม. หรือ 0.61% ตามลำดับ ทั้งนี้ก่อนทำการคำนวณค่าตัวแปรการเดินเชิงระยะทางโดยใช้ข้อมูลจากตารางที่ 5.1B นั้น ได้ทำการตรวจสอบข้อมูลของก้าวที่อยู่ก่อนและก้าวที่ตามมาว่าเป็นข้อมูลของเท้าในท่วงท่า Foot flat ที่มีความละเอียดที่สุดเช่นเดียวกับข้อมูลในตารางที่ 5.1B

จากการคำนวณดังกล่าว พบว่าข้อมูลของเท้าที่อยู่หลังจากข้อมูลของเท้าที่เข้าสู่ท่วงท่า Foot flat พอคืนัน มีความแม่นยำมากขึ้น แต่ทั้งนี้ฟังก์ชันช่วยเหลือนี้ยังต้องมีการปรับปรุงเพื่อให้สามารถทำงานตามเวลาจริงได้ต่อไป

### 5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. ทำการศึกษาความเป็นไปได้ในการติดตั้งระบบช่วยเหลือต่าง ๆ เพิ่มเติม เช่น ระบบป้อนกลับทางชีวภาพ, ระบบช่วยนับจุดข้อมูล และ ระบบช่วยเหลืออื่น ๆ ลงไปในระบบที่ประดิษฐ์ขึ้นเพื่อช่วยในการเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินให้มากขึ้น
2. ทำการศึกษาในการนำไปใช้จริงในผู้ที่มีความบกพร่องในการเดิน

บรรณานุกรม



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

1. (2002). Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making. Retrieved August 14, 2019, from Medscape: <https://www.medscape.com/viewarticle/440148>.
2. Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., & Schuster, A. (2012, August). Full body gait analysis with Kinect. In 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 1964-1967). IEEE.
3. Steinert, A., Sattler, I., Otte, K., Röhling, H., Mansow-Model, S., & Müller-Werdan, U. (2019). Using new camera-based technologies for gait analysis in older adults in comparison to the established GAITRite system. *Sensors*, 20(1), 125.
4. Xu, X., McGorry, R. W., Chou, L. S., Lin, J. H., & Chang, C. C. (2015). Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait & posture*, 42(2), 145-151.
5. Preis, J., Kessel, M., Werner, M., & Linnhoff-Popien, C. (2012, June). Gait recognition with kinect. In 1st international workshop on kinect in pervasive computing (pp. 1-4). New Castle, UK.
6. Chee, J. N., Gage, W. H., McIlroy, W. E., & Zobjek, K. F. (2015). Development of a Video-Based Technique for Ambulatory Monitoring of Foot Placement with an Instrumented Rollator. *Journal of rehabilitation medicine*, 47(3), 273-277.
7. Yang, C., Ugbohue, U., Carse, B., Stankovic, V., Stankovic, L., & Rowe, P. (2013, September). Multiple marker tracking in a single-camera system for gait analysis. In 2013 IEEE International Conference on Image Processing (pp. 3128-3131). IEEE.
8. Kim, A., Kim, J., Rietdyk, S., & Ziaie, B. (2015). A wearable smartphone-enabled camera-based system for gait assessment. *Gait & posture*, 42(2), 138-144.
9. Wisitwekin, A., Pongmala, C., Suputtitada, A., & Somboon, P. (2017, March). Development of gait training system with realtime auditory biofeedback for telerehabilitation. In 2017 International Electrical Engineering Congress (iEECON) (pp. 1-4). IEEE.



10. Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. K., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, 13, 78-83.
11. gait. (n.d.) Collins Dictionary of Medicine. (2004, 2005). Retrieved from <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/gait>
12. Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., & Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in psychology*, 6, 943.
13. Whittle, M. W. (1993). Gait analysis. In *The soft tissues* (pp. 187-199). Butterworth-Heinemann.
14. Heikki Uustal, MD (n.d.) Normal Gait [PowerPoint Slides]. School of Medicine, University of Missouri. <https://www.medicine.missouri.edu/sites/default/files/Normal-Gait-ilovepdf-compressed.pdf>
15. Baker, J. M. (2018). Gait disorders. *The American journal of medicine*, 131(6), 602-607.
16. Kahlmann, T., Remondino, F., & Guillaume, S. (2007, January). Range imaging technology: new developments and applications for people identification and tracking. In *Videometrics IX* (Vol. 6491, p. 64910C). International Society for Optics and Photonics.
17. Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X., & Aminian, K. (2013). Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait & posture*, 37(2), 229-234.
18. Braden, H. J., Hilgenberg, S., Bohannon, R. W., Ko, M. S., & Hasson, S. (2012). Gait speed is limited but improves over the course of acute care physical therapy. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 35(3), 140-144.
19. Braden, Heather J. (2012, November) Self-selected gait speed: A critical clinical outcome (<https://lermagazine.com/article/self-selected-gait-speed-a-critical-clinical-outcome>)
20. Shikai, Chen. (2014). RPLIDAR library for Arduino repositories ([https://github.com/robopeak/rplidar\\_arduino](https://github.com/robopeak/rplidar_arduino))

21. Stoffregen, Paul. (2021). Rotary encoder for Teensy repositories  
(<https://github.com/PaulStoffregen/Encoder>)
22. Gardner, M. J., Barker, J. U., Briggs, S. M., Backus, S. I., Helfet, D. L., Lane, J. M., & Lorich, D. G. (2007). An evaluation of accuracy and repeatability of a novel gait analysis device. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 127(3), 223-227.



## ภาคผนวก



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## A1. การตั้งค่าการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR

จากหัวข้อที่ 3.1.1.2 และ 3.2.1.2 ได้กล่าวถึงการปรับการทำงานระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR เช่น ความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ และ โหมดการทำงาน ผ่านการปรับปรุง Library ที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ โดย การปรับปรุง Library เพื่อปรับเปลี่ยนความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ และ โหมดการทำงาน นั้น จะเป็นไปตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

### A1.1 การปรับเปลี่ยนความเร็วในการหมุนของมอเตอร์

```

u_result RPLidarDriverImplCommon::startMotor()
{
    if (!_isTofLidar) {
        if (_isSupportingMotorCtrl) { // RPLIDAR A2
            setMotorPWM(MAX_MOTOR_PWM);
            delay(500);
            return RESULT_OK;
        }
        else { // RPLIDAR A1
            rp::hal::AutoLocker l(_lock);
            _chanDev->clearDTR();
            delay(500);
            return RESULT_OK;
        }
    }
    else {
        setLidarSpinSpeed(600); // set default rpm to tof lidar
    }
}

```

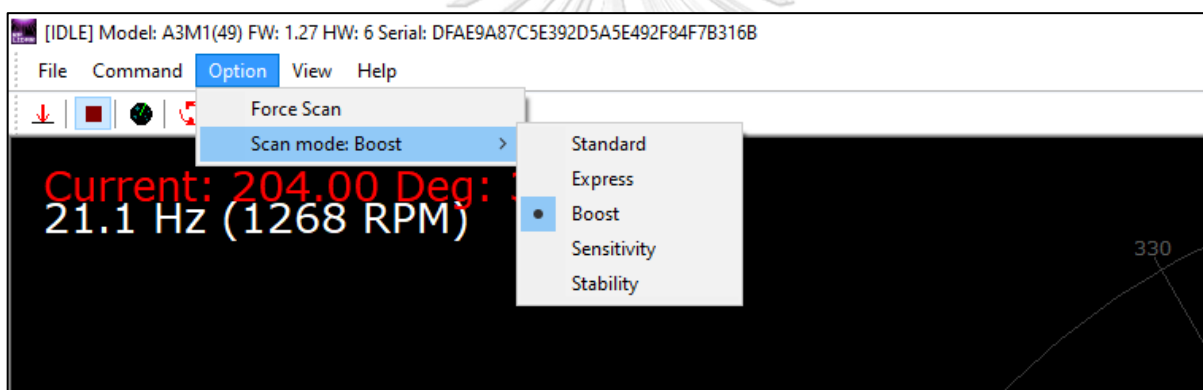
รูปที่ A1 ชุดคำสั่งส่วนที่ใช้ในการตั้งความเร็วในการหมุนของมอเตอร์

จากรูป A1 คือชุดคำสั่งที่ใช้ควบคุมความเร็วการหมุนของมอเตอร์ โดยในการปรับเปลี่ยนความเร็วการหมุนของมอเตอร์สามารถทำได้โดยทำการแก้ไขค่าตัวแปรในคำสั่ง “setMototPWM” ตามรูปที่ A1 โดยค่าตัวแปรที่ใช้ในคำสั่ง “setMototPWM” คือตัว 0 – 1023 หรือ ความเร็ว 0 Hz – 20 Hz นอกจากนี้ เพื่อความสะดวกในการตั้งค่า ค่าความเร็วการหมุนบางส่วนได้ถูกแทนที่ด้วยคำสั่งในรูปแบบของตัวอักษร เช่น ในรูป A1 สามารถเปลี่ยนค่าความเร็วการหมุนให้เป็นความเร็วสูงสุดได้ด้วยชุดตัวอักษร “MAX\_MOTOR\_PWM” หรือ เปลี่ยนค่าความเร็วการหมุนให้เป็นความเร็วเริ่มต้น (10 Hz) ได้ด้วยชุดตัวอักษร “DEFAULT\_MOTOR\_PWM” เป็นต้น

## A1.2 การเปลี่ยนโหมดการทำงานของระบบวัดระยะทางด้วยแสง RPLIDAR

```
drv->startScanExpress(false , RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_BOOST, 0);
```

รูปที่ A2 คำสั่งเริ่มการทำงานในโหมดการทำงานโหมด Boost บนโปรแกรม ultra\_simple.exe จากหัวข้อที่ 3.2.1.2 โหมดการทำงานจากระบบวัดระยะทางนั้น มีด้วยกัน 5 โหมด คือ Standard, Express, Boost, Sensitivity และ Stability โดยในการเลือกโหมดการใช้งานนั้น จากโปรแกรมที่ทางผู้ผลิตระบบวัดระยะทาง RPLIDAR ได้ให้มาพร้อมกับอุปกรณ์ (ประกอบไปด้วย frame\_grabber.exe และ ultra\_simple.exe) จะมีวิธีการเลือกโหมดที่ต่างกันไป โดย โปรแกรม frame\_grabber.exe ซึ่งใช้ในการทดสอบอุปกรณ์เบื้องต้นในหัวข้อที่ 3.2.1.2 นั้นสามารถเลือกโหมดการทำงานได้ตามภาพที่ A3



รูปที่ A3 การเลือกโหมดการทำงานบนโปรแกรม frame\_grabber.exe

CHULALONGKORN UNIVERSITY

แต่เนื่องจากงานวิจัยนี้ คือ โปรแกรม ultra\_simple.exe ซึ่งมีวิธีการเปลี่ยน / เลือกโหมดการทำงานที่ต่างจากโปรแกรม frame\_grabber.exe โดย เพื่อเปลี่ยน / เลือกโหมดการทำงานสำหรับโปรแกรม ultra\_simple.exe นั้น จำเป็นต้องเข้าไปแก้ไขคำสั่งตามรูป A2 ซึ่งอยู่ใน Library ที่ควบคุมการทำงานของโปรแกรม ultra\_simple.exe โดย ในการเลือกโหมดการทำงานนั้น ทำได้โดยทำการเปลี่ยน ข้อความที่ถูกไฮไลต์ในรูป A2 ให้เป็นข้อความอื่นตามตารางที่ A1

ตาราง A1 ข้อความกำกับโหมดการทำงานต่าง ๆ

โหมดการทำงาน	ข้อความกำกับ
Standard	RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_STD
Express	RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_EXPRESS
Boost	RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_BOOST
Sensitivity	RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_SENSITIVITY
Stability	RPLIDAR_CONF_SCAN_COMMAND_STABILITY

จากรูป A2 เนื่องจากในงานวิจัยนี้ ได้เลือกโหมดการทำงาน โหมด Boost มาใช้เป็นโหมดเก็บข้อมูลหลัก ซึ่งในกรณีที่ต้องการเปลี่ยนมาใช้โหมดการใช้งานอื่น ๆ เช่น โหมด Express สามารถทำได้โดยนำข้อความ “RPLIDAR\_CONF\_SCAN\_COMMAND\_EXPRESS” ไปแทนในข้อความที่ถูกไฮไลต์ในรูป A2

จากหัวข้อที่ 3.2.1.2 ที่ได้กล่าวถึงการเปิดใช้งาน โหมด Sensitivity ซึ่งมีความละเอียดเทียบเท่าโหมด Boost แต่ต้องแก้ไข Library เพื่อเปิดการใช้งาน ทั้งนี้ เนื่องจากทางผู้วิจัยได้ลองทำตามขั้นตอนที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น แล้วพบว่าคอมพิวเตอร์ไม่สามารถประมวลผลข้อมูลที่ระบบวัดระยะทางด้วยแสงเก็บมาได้ จึงมีความเป็นไปได้ว่า ต้องมีการเข้าไปแก้ไขคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลข้อมูล ทั้งนี้เนื่องจากผู้วิจัยยังมีความสามารถไม่เพียงพอที่ทำการแก้ไข Library ในส่วนนั้น ประกอบกับ โหมด Boost นั้นก็ให้ความละเอียดของข้อมูลที่ใกล้เคียงกับโหมด Sensitivity จึงได้ทำการเลือกโหมด Boost มาใช้เป็นโหมดในการเก็บข้อมูลหลัก

## A2. การสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์พีซีกับระบบประมวลผลขนาดเล็ก

### A2.1 การเปิดใช้งานการสื่อสารแบบ Serial to Serial

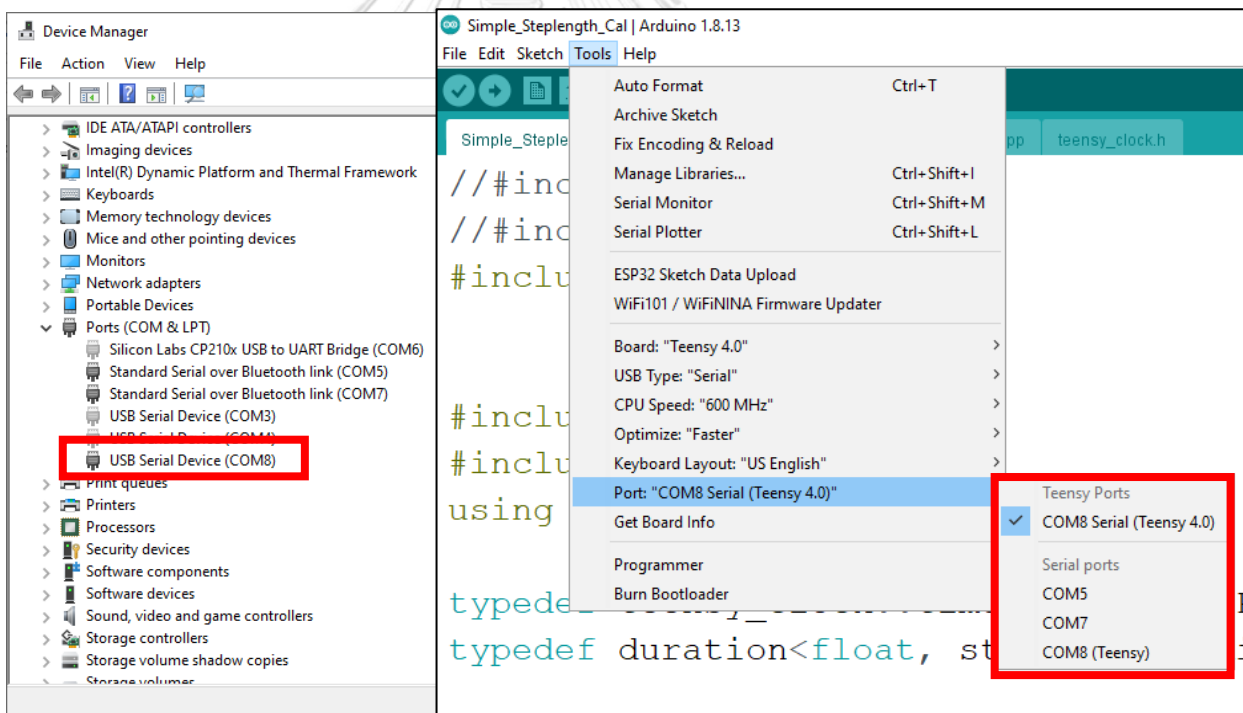
ในงานวิจัยนี้ ได้มีการนำระบบประมวลผลขนาดเล็กมาช่วยในการประมวลผลตัวแปรการเดิน ทั้งนี้เพื่อให้ระบบประมวลผลขนาดเล็กสามารถรับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซีได้ จำเป็นต้องมีเรียกใช้ Library เพิ่มเติม ซึ่ง Library ที่ได้นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ คือ Library ชื่อ “SerialClass” ตามรูปที่ A3

```
#include <csignal>
#include <rplidar_driver.cpp>
#include "SerialClass.h"

Serial* testserial = new Serial("COM8");
```

รูปที่ A3 การเรียกใช้ Library “SerialClass”

จากรูปที่ A3 Library “SerialClass” นั้น จะทำหน้าที่ควบคุมการสื่อสารแบบ Serial to Serial ระหว่าง 2 อุปกรณ์ โดยผู้ใช้งานสามารถเปิดการใช้งานผ่านการใช้คำสั่ง “Serial” แล้วทำการเลือกช่องสื่อสารที่อุปกรณ์ได้ถูกเชื่อมต่อไว้ ซึ่งในงานวิจัยนี้ สามารถตรวจสอบช่องสื่อสารได้ผ่านทางโปรแกรม “ArduinoIDE” หรือ “Device Manager”

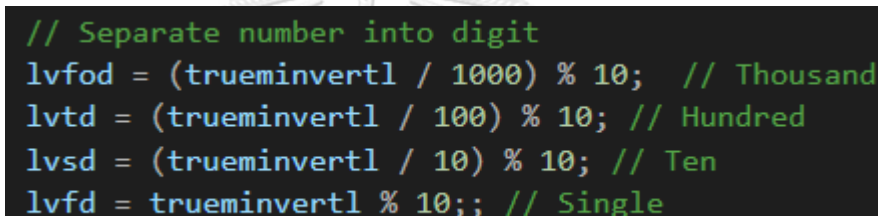


รูปที่ A4 การตรวจสอบช่องสื่อสารบนคอมพิวเตอร์พีซี

## A.2.2 การเตรียมข้อมูลที่จะถูกส่งไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็ก

เนื่องจากการสื่อสาร Serial to Serial นั้น ข้อมูลที่สามารถใช้ส่งได้นั้นจะต้องอยู่ในรูปของ Char array ซึ่งในงานวิจัยนี้ ข้อมูลที่จะถูกส่งจากคอมพิวเตอร์พีซีไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น คือ ค่าระยะทางในแนวตั้ง และ ค่าระยะทางในแนวนอน ซึ่งก่อนที่จะส่งค่าระยะทางเหล่านี้จากคอมพิวเตอร์พีซีไปยังระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น จำเป็นต้องมีการเตรียมข้อมูลตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

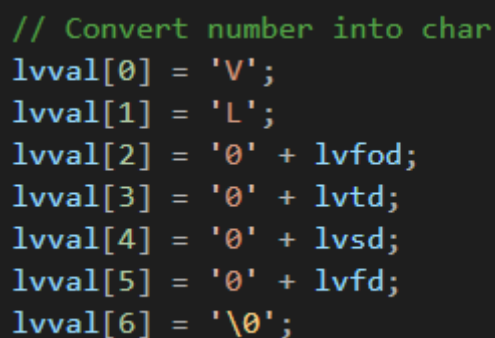
1. ทำการแยกตัวเลข (Number) ออกเป็นตัวเลขเดี่ยว (Digit) ตามค่าหลักต่าง ๆ ตามรูปที่ A5



```
// Separate number into digit
lvfod = (trueminvertl / 1000) % 10; // Thousand
lvtd = (trueminvertl / 100) % 10; // Hundred
lvsd = (trueminvertl / 10) % 10; // Ten
lvfd = trueminvertl % 10;; // Single
```

รูปที่ A5 การแยกตัวเลขออกเป็นหลักต่าง ๆ

2. ทำการแปลงเลขที่ได้ผ่านแยกออกเป็นหลัก ๆ แล้วให้เป็น Char array ตามรูปที่ A7



```
// Convert number into char
lvval[0] = 'V';
lvval[1] = 'L';
lvval[2] = '0' + lvfod;
lvval[3] = '0' + lvtd;
lvval[4] = '0' + lvsd;
lvval[5] = '0' + lvfd;
lvval[6] = '\0';
```

รูปที่ A6 การแปลงตัวเลขเป็น Char array



จากรูปที่ A6 Char array ที่จะถูกส่งไปนั้น มีส่วนประกอบดังนี้

- ตัวอักษรตัวแรก ทำหน้าที่แยกว่า เป็น ระยะทางในแนวตั้ง (Vertical) หรือ ระยะทางในแนวนอน (Horizontal)
- ตัวอักษรตัวที่สอง ทำหน้าที่แยกว่า เป็น เหนือซ้าย (Left) หรือ เหนือขวา (Right)
- ตัวอักษรตัวที่สาม - ตัวอักษรตัวที่หก เป็น ค่าระยะทาง
- ตัวอักษรตัวสุดท้าย คือ Null terminator ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวปิดท้ายของ Char array

3. ทำการส่ง Char array ดังกล่าวด้วยคำสั่ง WriteData ตามรูปที่ A7

```
send1 = testserial->WriteData(lvval, 6);
send2 = testserial->WriteData(lhval, 6);
```

รูปที่ A7 การใช้คำสั่ง WriteData

จากรูปที่ A7 คำว่า “testserial” นั้น มาจากการตั้งชื่อช่องทางการสื่อสารจากหัวข้อที่ A2.1 คำสั่ง WriteData นั้นจะทำหน้าที่ส่ง Char array ผ่านทางการสื่อสารแบบ Serial to Serial โดยทั้งนี้ ในการสื่อสารแบบ Serial to Serial นั้น จำเป็นทำการระบุขนาดของ Char array ที่ใช้ในการสื่อสารด้วย ซึ่งในงานวิจัยนี้ มีอักษร 6 ตัวอักษรถูกส่งผ่านทางการสื่อสารแบบ Serial to Serial ดังนั้น คำสั่ง WriteData จึงมีลักษณะตามรูปที่ A7

### A3. การประมวลผลข้อมูลบนระบบประมวลผลขนาดเล็ก

ในงานวิจัยนี้ ได้มีการนำระบบประมวลผลขนาดเล็กมาช่วยในการประมวลผลค่าระยะทาง และส่งข้อมูลไปยังอุปกรณ์สื่อสารผ่านการเชื่อมต่อ Bluetooth ซึ่งขั้นตอนการทำงานในระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น มีดังต่อไปนี้

#### A3.1 การรับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซี

ระบบประมวลผลขนาดเล็กนั้น จำเป็นต้องได้รับข้อมูลที่ส่งมาจากคอมพิวเตอร์พีซี โดยการรับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์พีซีนั้น สามารถทำได้ผ่านการใช้คำสั่ง Serial.read() ตามรูปที่ A8

```

incoming1 = Serial.read();
incoming2 = Serial.read();
incoming3 = Serial.read();
incoming4 = Serial.read();
incoming5 = Serial.read();
incoming6 = Serial.read();

```

รูปที่ A8 การรับข้อมูลผ่านคำสั่ง Serial.read()

จากรูปที่ A8 มีการใช้คำสั่ง Serial.read() ถึง 6 ครั้งนั้น เนื่องจากข้อมูลที่ส่งมาจากคอมพิวเตอร์พีซีนั้น คือ Char array ที่ประกอบไปด้วยตัวอักษร 6 ตัว

หลังจากที่ได้รับ ตัวอักษรทั้งหมดครบ 6 ตัวอักษรแล้ว ข้อมูลจะถูกจำแนกเพื่อให้ได้ข้อมูลที่ต้องการเพื่อที่จะนำไปใช้ในการประมวลผลต่อไป โดยใช้ตัวอักษรตัวแรกในแยกว่า ข้อมูลชุดนี้เป็นค่าระยะทางในแนวตั้ง หรือ ค่าระยะทางในแนวนอนตามรูปที่ A9

```

if (incoming1 == 'V' || incoming1 == 'v')
{
    steplengthcal();
}
else if (incoming1 == 'H' || incoming1 == 'h')
{
    stepwidthcal();
}

```

รูปที่ A9 การแยกชนิดของค่าระยะทางด้วยตัวอักษรตัวแรก

### A3.2 การคำนวณค่าผลต่างระยะทางและผลรวมระยะทางเบื้องต้น

ในงานวิจัยนี้ ได้นำค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้งมาใช้ในการแยกเพื่อนำ ซึ่งก่อนการทำการคำนวณดังกล่าวนี้ จะต้องการแปลงค่าระยะทางที่ถูกส่งมาจากคอมพิวเตอร์พีซี ซึ่งอยู่ในรูปของ

ตัวอักษรให้กลับเป็นตัวเลขแล้วจากนั้นนำตัวเลขที่ได้ไปใช้ในการคำนวณ โดยกระบวนการดังกล่าวมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. ใช้ตัวอักษรตัวที่ 2 ทำการจำแนกข้อมูลว่าเป็นข้อมูลของเท้าซ้ายหรือเท้าขวา ตามรูปที่ A10

```
if (incoming2 == 'l' || incoming2 == 'L')
if (incoming2 == 'r' || incoming2 == 'R')
```

รูปที่ A10 การจำแนกข้อมูลว่าเป็นของเท้าซ้ายหรือเป็นของเท้าขวาด้วยตัวอักษรตัวที่ 2

2. ทำการแปลงตัวอักษรเป็นตัวเลขด้วยคำสั่ง toInt() ตามรูปที่ A11

```
slfirst = incoming3.toInt();
slsecound = incoming4.toInt();
slthird = incoming5.toInt();
slfourth = incoming6.toInt();
```

รูปที่ A11 การแปลงตัวอักษรกลับเป็นตัวเลข

3. จากรูปที่ A11 หลักจากที่ได้ทำการแปลงตัวอักษรเป็นตัวเลขแล้ว ตัวเลขที่ถูกแปลงนั้น จะอยู่ในรูปของตัวเลขที่แยกกัน จึงต้องทำการนำตัวเลขที่แยกกันนั้น มารวมกันให้เป็นตัวเลขตัวเดียวตามรูปที่ A12

```
reportleft = (slfirst * 1000) + (slsecound * 100) + (slthird * 10) + slfourth;
```

รูปที่ A12 การนำตัวเลขที่แยกกัน มารวมให้เป็นตัวเลขตัวเดียวนำไปคำนวณต่อไป

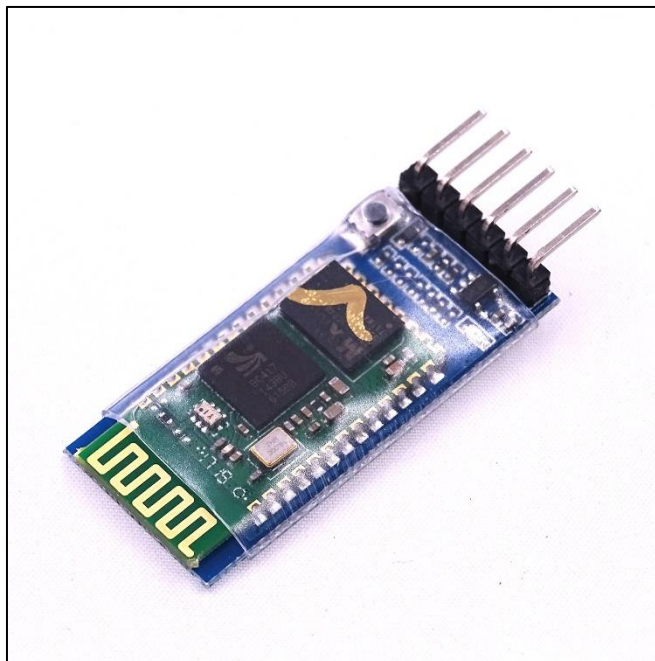
4. ทำการคำนวณค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้งหรือผลรวมระยะทางในแนวนอนด้วยคำสั่งตามภาพที่ A13

```
diff = reportleft - reportright;
wide = abs(reportleftsw + reportrightsw);
```

รูปที่ A13 การคำนวณผลต่างค่าระยะทางในแนวตั้ง (บน) และค่าผลรวมระยะทางในแนวนอน (ล่าง)

### A3.3 การพิมพ์ / ส่ง ข้อมูลผ่านการสื่อสารแบบ Bluetooth

ในงานวิจัยนี้ ได้มีการนำการสื่อสารแบบ Bluetooth มาช่วยในการส่งข้อมูล โดย หลังจากที่ได้ทำการคำนวณค่าผลต่างระยะทางในแนวตั้ง,ค่าผลรวมระยะทางในแนวนอน และ ค่าระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์แล้ว ระบบประมวลผลขนาดเล็กจะส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารแบบ Bluetooth ไปยังโทรศัพท์มือถือตามหัวข้อที่ 3.2.2.3 โดยในการสื่อสารแบบ Bluetooth นั้น ได้นำโมดูลสื่อสาร HC-05 ซึ่งมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้



รูปที่ A14 โมดูลการสื่อสารแบบ Bluetooth HC-05

- รูปแบบการสื่อสาร : Bluetooth 2.0 / Bluetooth classic
- อุปกรณ์ที่รองรับ : อุปกรณ์สื่อสารต่าง ๆ ที่สามารถทำการสื่อสาร / เชื่อมต่อกับ Bluetooth classic ได้ เช่น โทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการ Android (ไม่รองรับระบบปฏิบัติการแบบ IOS)
- การใช้งานร่วมกับระบบประมวลผลขนาดเล็ก : ผ่านการเชื่อมต่อแบบ Serial
- ความต้องการทางพลังงาน : ใช้แรงดันกระแส 5V

ในวานวิสัยนี้ การสื่อสารแบบ Bluetooth จะถูกนำมาใช้ในการพิมพ์ข้อมูลผ่านคำสั่ง Serial.print() โดยในการใช้งานคำสั่ง Serial.print() นั้น จะต้องทำการเติมเลขช่องการสื่อสาร Serial ที่โมดูล HC-05 ได้ทำการเชื่อมต่อกับระบบประมวลผลขนาดเล็ก ตามรูปที่ A15

```

Serial2.print(" , Ft: , ");
Serial2.print(lead);

Serial2.print(" , LVH: , ");
Serial2.print(reportleft);
Serial2.print(" , ");
Serial2.print(reportleftsw);
Serial2.print(" , RVH: , ");
Serial2.print(reportright);
Serial2.print(" , ");
Serial2.print(reportrightsw);

Serial2.print(" , D: , ");
Serial2.print(dist);
Serial2.print(" , mm , ");

Serial2.print(diff);
Serial2.print(" , ");
Serial2.print(wide);
Serial2.println(" ");

```

รูปที่ A15 ตัวอย่างการใช้คำสั่ง Serial.print ในการพิมพ์ข้อมูลผ่าน โมดูล Bluetooth HC-05

จากรูปที่ A15 เนื่องในงานวิจัยนี้ โมดูล Bluetooth HC-05 นั้น ได้ทำการเชื่อมต่อกับระบบประมวลผลขนาดเล็ก ARM Cortex M7 ผ่านช่องการสื่อสาร Serial ช่องที่ 2 (Serial2) ดังนั้น ในการพิมพ์ / ส่งข้อมูลผ่านโมดูล Bluetooth HC-05 จึงทำการเติมเลข “2” ไว้หลังคำว่า “Serial” เสมอ

#### A4 ระบบประมวลผลขนาดเล็ก (Teensy 4.0)

ในงานวิจัยนี้ ได้นำระบบประมวลผลขนาดเล็ก Teensy 4.0 มาใช้ในการประมวลผลข้อมูล ซึ่งในงานวิจัยนี้ Teensy 4.0 ถูกใช้ในการรับข้อมูลจากพีซี, คำนวณระยะทางที่ได้จากโรตารี เอนโคเดอร์, คำนวณค่าผลต่างระยะในแนวตั้ง และ คำนวณค่าผลรวมระยะทางในแนวนอน โดยระบบประมวลผลขนาดเล็ก Teensy 4.0 มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- CPU ARM Cortex-M7 มีความเร็วนาฬิกา 600 MHz
- Flash Memory ขนาด 1984 KB
- RAM ขนาด 1024 KB
- EEPROM ขนาด 1000 KB
- Digital I/O 40 ช่อง
- PWM Output 31 ช่อง
- Analog I/O 14 ช่อง
- USB I/O 1 ช่อง
- ความต้องการทางพลังงาน : แรงดันไฟฟ้า 5V (โดยปกติแล้วจะรับพลังงานผ่านการเชื่อมต่อแบบ USB เป็นหลัก), ที่ความเร็วนาฬิกา 600 MHz ใช้กระแสไฟฟ้า 100 mA โดยหากลดความเร็วนาฬิกา ก็ทำให้ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ต้องใช้ลดลง



รูปที่ A16 ลักษณะของ Teensy 4.0

ที่มา <https://www.pjrc.com/store/teensy40.html>

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล

Supharak Sakdarakse

วัน เดือน ปี เกิด

17 August 1993

สถานที่เกิด

Samutprakarn, Thailand

วุฒิการศึกษา

ที่อยู่ปัจจุบัน



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY