

ระบบฝึกเดินร่วมกับการป้อนกลับทางชีวภาพแบบตามเวลาจริงสำหรับการฟื้นฟูแบบทางไกล



นางสาวอาภาวรรณ วิศิษฐ์เวคิน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)  
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)  
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Gait Training System with Real-time Biofeedback for Telerehabilitation

Miss Arparwan Wisitwekin



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

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบฝึกเดินร่วมกับการป้อนกลับทางชีวภาพแบบตามเวลาจริงสำหรับการฟื้นฟูแบบทางไกล
โดย	นางสาวอภาววรรณ วิศิษฐ์เวคิน
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร. ภาคภูมิ สมบูรณ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(รองศาสตราจารย์ ดร. สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

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

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร. ทศพล เจศรีชัย)

อาการรณ วิศิษฐ์เวคิน : ระบบฝึกเดินร่วมกับการป้อนกลับทางชีวภาพแบบตามเวลาจริง สำหรับการฟื้นฟูแบบทางไกล (Gait Training System with Real-time Biofeedback for Telerehabilitation) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ดร. ภาคภูมิ สมบูรณ์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ศ. พญ. อาริรัตน์ สุพทุธิธาดา, 169 หน้า.

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงโดยใช้สัญญาณทางแสงและเสียง ซึ่งบนพื้นฐานของระบบที่พัฒนาขึ้นมาทำให้ผู้ให้การรักษาสามารถกำหนดระยะก้าวที่เหมาะสมผ่านทางไกลให้แก่ผู้รับการฝึกเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการเดินให้ดีขึ้น โดยระบบที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริงได้อย่างถูกต้องโดยไม่จำเป็นต้องทำการปรับเทียบโดยผู้ใช้งานก่อนการใช้ฝึกเดิน นอกจากนี้หน่วยประมวลผลขนาด 8 บิท จำนวน 1 ตัว นั้นก็เพียงพอสำหรับวิเคราะห์การเดินและการควบคุมการให้ข้อมูลป้อนกลับของทั้งระบบได้ โดยในงานวิจัยนี้มีการศึกษาถึงศักยภาพของการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินของระบบที่พัฒนาขึ้นโดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวที่ได้มาตรฐานทางคลินิก และยังสามารถทดสอบประสิทธิภาพของการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงและเสียงต่อการเพิ่มความสามารถในการเดิน พบว่าค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินระยะทางของระบบที่พัฒนาขึ้นมีค่าน้อยกว่า 2% ซึ่งเป็นค่าที่สามารถยอมรับได้ ดังนั้นจึงสามารถยืนยันได้ว่าระบบที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถประเมินการเดินแบบเวลาจริงได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ยังพบว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับยังสามารถนำมาใช้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดินได้ โดยการให้ข้อมูลป้อนกลับด้วยสัญญาณทางแสงและเสียงนั้นจะช่วยทำให้ผู้รับการฝึกก้าวได้ใกล้เคียงกับระยะที่กำหนด อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้มุ่งเน้นทดสอบประสิทธิภาพในการทำงานของระบบ ดังนั้นในการศึกษาต่อไปจึงควรมีการศึกษาผลของการนำระบบไปใช้งานจริงเพื่อเพิ่มความสามารถในการเดินของผู้ที่มีความบกพร่องในด้านการเดินต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

ลายมือชื่อนิสิต .....

ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

# # 5870281621 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: GAIT ASSESSMENT / GAIT TRAINING / BIOFEEDBACK / INFRARED CAMERA / WALKING AID

ARPARWAN WISITWEKIN: Gait Training System with Real-time Biofeedback for Telerehabilitation. ADVISOR: PAKPUM SOMBOON, Ph.D., CO-ADVISOR: PROF. MD AREERAT SUPUTTITADA, 169 pp.

The purpose of this study is to develop gait training system with real-time visual biofeedback and auditory biofeedback. Based on this developed system, the therapist will be able to remotely set up the appropriate gait training's parameters for the trainees to improve their walking ability. The developed system can accurately analyze real-time gait variables without need of user's calibration before training. Moreover, only one 8-bit microprocessor can be sufficiently utilized in this system for real-time gait assessment and overall biofeedback controls. In this study, the performance of the systematic gait analysis was investigated by comparison with the standard clinical instrument. The effectiveness of visual and auditory biofeedback for improving of gait training performance was also examined. The results show that the gait assessment error of this system is less than 2%, which is acceptable for clinical gait training. Thus, it was confirmed that this developed system can be effectively utilized for real-time gait assessment. Moreover, it was found that the biofeedback cueing can be used to improve the performance of gait training. The real-time visual biofeedback and auditory biofeedback allow the trainees to step closer to the target step length. However, since this study mainly examines the technical efficiency of the developed system, further studies should be performed to address the effectiveness of this gait training system for improving the gait performance of gait impairment subjects.

Field of Study: Biomedical Engineering      Student's Signature .....

Academic Year: 2016      Advisor's Signature .....

Co-Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จากหลายๆ ท่าน ผู้วิจัยขอขอบพระคุณผู้มีรายนามดังต่อไปนี้ที่มีส่วนช่วยเหลือให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จ

อ.ดร. ภาคภูมิ สมบูรณ์ อาจารย์ที่ปรึกษาหลักที่คอยแนะนำและให้ความรู้และความช่วยเหลือในเรื่องวิธีการประดิษฐ์อุปกรณ์ คอยตรวจแก้วิทยานิพนธ์ และคอยดูแลในการวางแผนการทำวิจัยตลอดมา

ศาสตราจารย์แพทย์หญิงอารีรัตน์ สุพทุธิธาดา อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่คอยแนะนำชี้แนะในการพัฒนาและปรับปรุงอุปกรณ์เพื่อให้เหมาะสมแก่การใช้งานและข้อแนะนำในการเก็บผลของงานวิจัยให้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คุณฉัตรแก้ว พงษ์มาลา นักกายอุปกรณ์ 6 ศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย์ด้านการเดินและเคลื่อนไหว ฝ่ายเวชศาสตร์ฟื้นฟู รพ.จุฬาลงกรณ์ ที่คอยช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล และช่วยวางแผนรวมถึงเป็นที่ปรึกษาในการทดสอบระบบที่ได้พัฒนาขึ้นให้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

คุณพ่อ คุณแม่ และพี่สาวที่ให้โอกาสและให้กำลังใจในการทำวิจัยครั้งนี้

คุณณัฐสุดา นวมะขิตี ที่คอยเป็นที่ปรึกษาและช่วยให้ความรู้ในการทำวิจัย และยังช่วยเหลือในการทดสอบผลของงานวิจัยเรื่อยมา รวมไปถึงเพื่อนๆทุกคนที่สหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ที่คอยให้กำลังใจคอยช่วยเหลือและเป็นที่ปรึกษาในการทำงานวิจัยจนทำให้งานวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คุณปรารธนา เนมีย์ ที่คอยช่วยเหลือในการทดสอบผลของงานวิจัย รวมถึงเพื่อนกายภาพบำบัดธรรมศาสตร์ที่คอยให้คำปรึกษาและคำชี้แนะเสมอมา

คุณธีรวิทย์ วิโรจน์วิริยะกุล คุณสุธินี นาคสมบูรณ์ คุณปรียาภรณ์ โรจน์พัฒนสถาพร และพี่ๆ น้องๆ นักกายภาพบำบัด รพ.วิชัยยุทธ ที่คอยให้กำลังใจและคอยช่วยเหลือให้ผู้ทำวิจัยได้ทำงานวิจัยให้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

คุณมงคล ปฐมกุลเวสสารัช ที่คอยให้กำลังใจและให้ความช่วยเหลือในการทำวิจัยครั้งนี้

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 .....	1
บทนำ.....	1
ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย .....	1
คำถามของการวิจัย.....	3
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	3
ขอบเขตงานวิจัย.....	4
ข้อจำกัดของการวิจัย .....	4
กรอบความคิดของการทำวิจัย .....	5
สมมติฐานของการวิจัย.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
วิธีการดำเนินงานวิจัย .....	7
บทที่ 2 .....	8
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	8
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน.....	8
2.2 การป้อนกลับทางชีวภาพ (biofeedback) ที่ใช้ในเวชศาสตร์ฟื้นฟู.....	20

บทที่ 3 .....	28
วิธีดำเนินการวิจัย .....	28
3.1 การพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินในระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับกล้อง อินฟราเรด.....	30
3.2 การพัฒนาระบบป้องกันกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและ สัญญาณเสียง .....	48
3.3 การคำนวณ บันทึก และส่งข้อมูลตัวแปรในการเดิน .....	121
บทที่ 4 .....	128
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล .....	128
4.1 การทดสอบความถูกต้องในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินของระบบที่ได้พัฒนาขึ้น .....	128
4.2 ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้องกันกลับ .....	130
บทที่ 5 .....	147
สรุปผล อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ .....	147
สรุปผลการวิจัย.....	147
อภิปรายผล.....	154
การทดสอบความถูกต้องของระบบฝึกเดินในการวิเคราะห์การเดินแบบไม่มีระบบป้องกันกลับ .....	154
การพัฒนาระบบป้องกันกลับทางสัญญาณเสียงและแสง .....	155
ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้องกันกลับทางเสียงบอกระยะก้าว.....	156
ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้องกันกลับทางแสง .....	157
ผลการทดสอบความถูกต้องของระบบป้องกันกลับทางเสียงบอกให้ก้าวยาวขึ้น .....	158
ปัญหาและข้อเสนอแนะอื่น ๆ .....	158
รายการอ้างอิง .....	159
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ .....	169



สารบัญตาราง

	หน้า
2.1 ตารางสรุปข้อดีข้อด้อยของอุปกรณ์ที่ให้ข้อมูลป้อนกลับร่วมกับการฝึกเดินชนิดพกพา.....	39
3.1 การออกแบบระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัย .....	41
3. 1 ค่า M (cm/px) ที่ระยะต่างๆ.....	50
3.3 แสดงตัวอย่างพิกัด x, y, z ของ marker ในตำแหน่งรองเท้า.....	45
3.4 แสดงลำดับของไฟล์เสียง, เสียงที่แสดงและความจุของไฟล์เสียง .....	53
3.5 แสดงความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ที่ระยะทางต่างๆ.....	70
3.6 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉายเลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์โวมอเตอร์รุ่นMG90s.....	72
3.7 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉายเลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 995.....	73
3.8 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉายเลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 996R .....	74
3.9 แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งซ้าย.....	77
3.10 แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งขวา.....	79
4.1 ผลของการทดสอบความถูกต้องใน static phase.....	128
4.2 ผลของการทดสอบความถูกต้องใน dynamic phase .....	129
4.3 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ.....	131
4.4 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ.....	132
4.5 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวสั้น.....	134
4.6 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวสั้น .....	135
4.7 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวยาว .....	136

## สารบัญตาราง (ต่อ)

หน้า

4.8 แสดงค่าความยาวก้าวของ <u>เท้าขวา</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับ ทางเสียงแบบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวยาว.....	137
4.9 สรุปผลการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าว.....	138
4.10 แสดงค่าความยาวก้าวของ <u>เท้าซ้าย</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับ ทางแสงในระยะความยาวก้าวสั้น.....	140
4.11 แสดงค่าความยาวก้าวของ <u>เท้าขวา</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับ ทางเสียงแบบก้าวเท้ายาวขึ้นในระยะความยาวก้าวสั้น.....	141
4.12 แสดงค่าความยาวก้าวของ <u>เท้าซ้าย</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับ ทางแสงในระยะความยาวก้าวยาว.....	142
4.13 แสดงค่าความยาวก้าวของ <u>เท้าขวา</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับ ทางแสงในระยะความยาวก้าวยาว.....	143
4.14 สรุปผลการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง.....	144
4.15 แสดงค่าความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นของ <u>เท้าซ้าย</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูล ป้อนกลับทางเสียงแบบก้าวเท้ายาวขึ้น.....	145
4.16 แสดงค่าความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นของ <u>เท้าขวา</u> โดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูล ป้อนกลับทางเสียงแบบก้าวเท้ายาวขึ้น.....	146
5.1 สรุปผลค่าเฉลี่ยระยะทางความยาวก้าวในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูล ป้อนกลับแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง.	150
5.2 สรุปผลค่าเฉลี่ยของ % Error การใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง.....	151
5.3 สรุปผลค่าเฉลี่ยค่าเฉลี่ยของ ค่า % C.V.ในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูล ป้อนกลับแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง.	152

## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
1.1 Stride length และ step length.....	19
2.1 เหตุการณ์ในวงจรการเดิน .....	22
2.2 ช่วงย่อยของ stance phase และ swing phase .....	23
2.3 Stride length และ step lengt .....	25
2.4 การใช้งานแผ่นวัดแรงกดและหน้าจอแสดงผลข้อมูลป้อนกลับเป็นแรงปฏิกิริยา.....	27
2.5 Camera based system .....	28
2.6 แสดงลักษณะของไม้เท้าชนิดต่างๆ .....	29
2.7 แสดงไม้ค้ำยันชนิดต่างๆ .....	31
2.8 แสดงโครงเหล็กช่วยเดินชนิดต่างๆ .....	32
2.6 ลักษณะการเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบต่างๆ.....	33
2.7ระบบที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพโดยการใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ .....	34
2.8ระบบที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพทางเสียงแก่ผู้ป่วยพาร์กินสัน.....	34
2.9 การป้อนกลับทางชีวภาพทางการมองเห็นสำหรับการฟื้นฟูการเดิน.....	36
2.10 Inertial sensor ที่ถูกนำมาใช้งานในการวิเคราะห์การเดิน .....	37
2.11 การใช้งาน Electrogoniometry เพื่อวัดการเคลื่อนไหวของข้อต่อ .....	38
2.12 การใช้โทรศัพท์มือถือในการประเมินการเดิน.....	39
3.1 ระบบที่ได้พัฒนาขึ้น .....	43
3.2 ส่วนของอุปกรณ์ช่วยเดินและรองรับเท้ารวมถึงระบบ .....	44
3.3 กล้องอินฟราเรดและวงจรเชื่อมต่อ .....	45
3.4 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากกล้องอินฟราเรดผ่านทางหน้าจอโทรศัพท์แอนดรอยด์โดยผ่านแอปพลิเคชัน BlueTerm .....	45
3.5 วงจรที่ใช้ในการเชื่อมต่อกับกล้องอินฟราเรด .....	46
3.6 วงจรหลอดแอลอีดีอินฟราเรด.....	46
3.7 วิธีวิเคราะห์การเดินโดยใช้กล้องอินฟราเรด .....	48
3.8 การปรับเทียบระบบ .....	48

## สารบัญรูปภาพ

หน้า

3.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพ ในแนวนอนของกล้องคู่ซ้าย.....	48
3.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพ ในแนวนอนของกล้องคู่ขวา.....	48
3.10 การตั้งค่าในการทำงานผ่านทางซอฟต์แวร์ของระบบ Qualisys.....	52
3.11 การตั้งค่าตัวแปรในการทำงานของระบบ Qualisys .....	53
3.12 การทดสอบความถูกต้องโดยระบบ Qualisys.....	54
3.13 การทดสอบความถูกต้องในช่วง static .....	54
3.14 แสดงวิธีการทดสอบความถูกต้องของระบบโดยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys ในช่วง dynamic phase .....	55
3.15 แสดงรูปแบบของ log.file ที่แสดงผ่านหน้าจอโทรศัพท์มือถือแอนดรอยน์ .....	56
3.16 แสดงรูปแบบของ text.file ที่ถูกส่งออกจากโปรแกรมของ Qualisys.....	57
3.17 แสดงการหาค่าความแตกต่างของพิกัด x ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง.....	58
3.18 แสดงการพล็อตกราฟที่แสดงช่วงของการเดินของ Qualisys .....	59
3.19 แสดงข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในช่วงก่อนก้าวเท้าและหลังก้าวเท้า .....	59
3.20 แสดงตำแหน่งของ marker ที่นำมาคำนวณหาระยะทาง.....	60
3.21 วิธีการแทนค่าในสมการ point to line และการนำค่าระยะทาง D ทั้ง 2 ช่วงมาลบกัน เพื่อหาระยะความยาวก้าว.....	61
3.22 แสดงลักษณะของอุปกรณ์เล่นเสียง DFPlayer Mini Mp3 .....	62
3.23 แสดงวงจรเชื่อมต่อของระบบป้อนกลับทางเสียง.....	63
3.24 แสดงความกว้างของพัลส์ที่ควบคุมมุมที่เคลื่อนที่ของเซอร์โวมอเตอร์ .....	65
3.25 แสดงการคำนวณองศาที่เซอร์โวมอเตอร์หมุนไปในแต่ละระยะทาง .....	66
3.26 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 90 s (Tower pro) .....	67
3.27 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 996R (Tower pro).....	68
3.28 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 995 High speed (Tower pro) .....	68

## สารบัญรูปภาพ

หน้า

3.29 แสดงวิธีในการทดสอบความละเอียดและความแม่นยำของเซอร์ไวโมเตอร์ด้วย การตีเส้นระยะทางและโปรแกรมความกว้างของพัลส์.....	69
3.31 ลักษณะการติดตั้งเซอร์ไวโมเตอร์ทั้งสองฝั่ง.....	76
3.32 แสดงวงจรของระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสง .....	82



## บทที่ 1

### บทนำ

#### ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

ในปัจจุบันมีจำนวนผู้ที่มีความบกพร่องทางการเดินเพิ่มมากยิ่งขึ้น ซึ่งส่งผลให้เกิดการจำกัด การเคลื่อนไหวในการทำกิจกรรมประจำวันของบุคคล และส่งผลให้มีคุณภาพชีวิตที่ลดลง [1] เช่นใน ผู้สูงอายุที่มักจะมีปัญหาภาวะข้อเข่าเสื่อมพบว่ามีอายุยืนยาวที่ลดลง นอกจากนี้ผู้ที่ได้รับการ ผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม [2-4] และผู้ป่วยจากโรคต่าง ๆ เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ต่าง พบว่ามีความไม่สมมาตรกันของความยาวก้าว (step length) ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางการ เดินข้างต้นล้วนส่งผลให้ความเร็วและความสามารถในการเดินลดลง [5, 6] จำเป็นต้องมีการฝึกเพื่อ ฟื้นฟูประสิทธิภาพในการเดินให้ดีขึ้นจนสามารถเดินและใช้ชีวิตประจำวันได้อย่างปกติ โดยส่วนใหญ่ แล้วการฝึกเดินจำเป็นต้องอยู่ภายใต้การดูแลติดตามของผู้ให้การรักษาในโรงพยาบาลหรือศูนย์ กายภาพบำบัด [7] โดยอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้กันอย่างแพร่หลายร่วมในการฝึกเพื่อฟื้นฟูการเดินใน สถานพยาบาลเหล่านี้คือ อุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ (3 dimension analyzer) และ แผ่นวัดแรงกด (force plate) [8, 9] ซึ่งได้ถูกนำมาใช้เพื่อวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินและแรงปฏิกิริยา ของพื้นที่เกิดขึ้นขณะเดินในห้องปฏิบัติการ เพื่อให้การฝึกเดินมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น อีกทั้งผู้ให้ การรักษาสามารถนำข้อมูลที่ได้มาปรับปรุงแผนการรักษาและสามารถติดตามพัฒนาการของผู้ป่วยขณะ ฝึกเดินได้อย่างใกล้ชิด นอกจากนี้ในงานวิจัยในปัจจุบันได้มีการนำค่าตัวแปรในการเดิน (gait parameters) ของผู้ป่วยที่ได้จากเครื่องมือวิเคราะห์การเดินข้างต้นมาใช้เป็นข้อมูลป้อนกลับ (biofeedback) ผ่านตัวชี้้นำประสาทสัมผัส (sensory cues) แบบตามเวลาจริงทำให้ผู้ป่วยสามารถ ปรับการเคลื่อนไหวด้วยตัวเองในขณะที่ฝึกเดินได้ [9] ซึ่งข้อมูลป้อนกลับสำหรับการฝึกเดินที่ผู้ให้ การรักษานิยมใช้ทั่วไปคือ การป้อนกลับทางการมองเห็นและการได้ยินมากกว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทาง การสัมผัส โดยพบว่าในผู้ที่มีความบกพร่องทางการเดินหลังจากได้รับการฝึกเดินร่วมกับการให้ข้อมูล ป้อนกลับทางแสงและเสียงแล้วนั้นจะมีค่าตัวแปรในการเดินที่ดีขึ้น [10] แต่อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าการ ฝึกเดินร่วมกับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติและแผ่นวัดแรงกดจะเป็นวิธีที่มี

ประสิทธิภาพแต่ก็ยังมีข้อจำกัดในหลายประการ เช่น อุปกรณ์ที่ใช้ร่วมในการฝึกเดินและวิเคราะห์การเดินมีราคาสูง อีกทั้งค่าบริการของบุคลากรทางการแพทย์ยังคงค่อนข้างสูงเนื่องจากขณะฝึกต้องมีการควบคุมดูแลจากผู้ให้การรักษากับผู้ฝึกเดินแบบหนึ่งต่อหนึ่ง นอกจากนี้ผู้ป่วยยังไม่สามารถทำการฝึกที่มีประสิทธิภาพในการวิเคราะห์การเดินที่บ้านได้ ยิ่งไปกว่านั้นผู้ให้การรักษายังไม่สามารถติดตามพัฒนาการในการเดินของผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องเพื่อนำข้อมูลของผู้ป่วยมาใช้ประกอบการรักษาได้ จึงทำให้ผู้ป่วยยังไม่สามารถมีการฝึกเดินที่เหมาะสมและยังไม่สามารถฝึกเดินได้อย่างต่อเนื่องในชีวิตประจำวันภายนอกสถานพยาบาล

จากข้อจำกัดของระบบฝึกเดินดังที่ได้กล่าวในข้างต้น ได้มีงานวิจัยที่มุ่งเน้นในพัฒนาระบบฝึกเดินชนิดพกพา เพื่อที่จะลดข้อจำกัดของการฝึกเดินภายนอกสถานพยาบาล ซึ่งมีหลายงานวิจัยได้พัฒนาระบบฝึกเดินโดยอาศัยหลักการการนำ inertial measurement unit (IMU) มาประยุกต์ใช้งาน เช่น Byl และคณะ [11] ใช้ IMU สำหรับวัดตัวแปรในการเดิน (spatiotemporal gait parameters) โดยติดตั้งที่บริเวณขาของผู้ป่วย ซึ่งแม้ว่าการวิเคราะห์การเดินโดยใช้ IMU นี้จะมีความถูกต้องแม่นยำและมีประสิทธิภาพ แต่เมื่อใช้อย่างต่อเนื่อง IMU จะเกิดความผิดพลาดสะสม (cumulative error) ซึ่งทำให้การวิเคราะห์การเดินด้วยระบบนี้มีความถูกต้องลดลงตามเวลาในการทำงาน นอกจากนี้ระบบวิเคราะห์การเดินโดยใช้ IMU ยังต้องมีทำการปรับเทียบ (calibration) ทุกครั้งก่อนที่จะใช้งาน ทำให้ยังมีความยุ่งยากในการใช้งานโดยเฉพาะกับผู้ใช้งานที่เป็นผู้สูงอายุ

นอกจากการใช้งาน IMU ในระบบฝึกเดินแล้ว ยังได้มีงานวิจัยที่น่าก่อกองจิตใจและโทรศัพท์มือถือมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์การเดินในรูปแบบของระบบฝึกเดินชนิดพกพา [12, 13] แต่อย่างไรก็ตามระบบเหล่านี้มีความต้องการในการประมวลผลภาพที่ได้จากกล้อง จึงทำให้มีภาระในการคำนวณ (computational load) ของหน่วยประมวลผลที่สูง ซึ่งทำให้มีความจำเป็นต้องใช้หน่วยประมวลผลที่มีประสิทธิภาพและราคาสูง อีกทั้งยังมีความต้องการในการใช้พลังงานที่สูงด้วยเช่นกันจึงทำให้ไม่สามารถใช้งานในการฝึกเดินอย่างต่อเนื่องยาวนานได้ นอกจากนี้ระบบเหล่านี้ยังมีความจำเป็นในการปรับเทียบก่อนการใช้งานทุกครั้งด้วยเช่นกัน

นอกจากข้อจำกัดของระบบฝึกเดินนอกสถานพยาบาลดังที่ได้กล่าวมาข้างต้นแล้ว ระบบเหล่านี้ยังไม่มี การนำข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพมาใช้ร่วมในการฝึกเดินของผู้ป่วยเพื่อให้ผู้ป่วยสามารถปรับปรุงการเดินในขณะที่ฝึกให้เหมาะสมได้ด้วยตนเองอย่างมีประสิทธิภาพ อีกทั้งระบบเหล่านี้ยังไม่เอื้ออำนวยให้ผู้ให้การรักษาที่อยู่ในสถานที่ห่างไกล (remote site) สามารถทราบถึงข้อมูลการฝึกเดินของผู้ป่วยและทำการสั่งงานเพื่อปรับการฝึกเดินให้เหมาะสมกับสภาพปัจจุบันของผู้ป่วยได้

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการพัฒนาระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน (walking aid) พร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินของผู้ใช้งานแบบตามเวลาจริง ซึ่งระบบนี้ได้แนะนำเสนอวิธีในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินให้ได้อย่างถูกต้องโดยไม่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบโดยผู้ใช้อีกก่อนการใช้ฝึกเดิน และทำการป้อนกลับข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์นี้ไปสู่ผู้ใช้งานในรูปแบบของสัญญาณทางแสงและเสียงเพื่อให้ผู้ฝึกเดินสามารถปรับปรุงการเดินในขณะที่ฝึกด้วยตนเองอย่างมีประสิทธิภาพได้ นอกจากนี้ระบบที่ได้นำเสนอนี้ยังเอื้ออำนวยให้สามารถส่งข้อมูลการฝึกเดินของผู้ป่วยไปยังผู้ให้การรักษาเพื่อสามารถติดตามผลการฝึกเดินและดำเนินการฟื้นฟูผ่านทางไกล (telerehabilitation) ได้ โดยได้ทำการทดสอบระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นนี้กับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามมาตรฐานทางคลินิกเพื่อยืนยันถึงประสิทธิภาพของระบบที่พัฒนาขึ้น

## คำถามของการวิจัย

### คำถามหลัก

ระบบฝึกเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินสามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินได้อย่างถูกต้องหรือไม่

### คำถามรอง

การใช้ระบบฝึกเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินของผู้ใช้งานด้วยสัญญาณแสงและเสียงแบบตามเวลาจริงจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดินได้หรือไม่

## วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. ศึกษาออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง โดยใช้สัญญาณทางแสงและเสียงเพื่อช่วยให้ผู้ใช้งานสามารถปรับการเดินในขณะที่ฝึกได้อย่างเหมาะสม
2. พัฒนาระบบวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินที่สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริงให้ได้อย่างถูกต้องและใช้งานได้สะดวกโดยไม่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบโดยผู้ใช้อีกก่อนการใช้ฝึกเดิน
3. ทดสอบความถูกต้องของการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินของระบบที่พัฒนาขึ้นโดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามมาตรฐานทางคลินิก
4. ทดสอบผลของการใช้งานการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงโดยใช้สัญญาณทางแสงและเสียงในการเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดิน



## ขอบเขตงานวิจัย

1. ศึกษา ออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินโดยประยุกต์ใช้อุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง โดยใช้สัญญาณทางแสง (visual feedback) และเสียง (auditory feedback) ในการป้อนกลับ

2. ทำการพัฒนาระบบวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินที่สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริงให้มีความถูกต้องเพียงพอต่อการใช้งานในการฝึกเดิน โดยทำการเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามมาตรฐานทางคลินิก โดยตัวแปรในการเดินที่จะทำการวิเคราะห์มีดังนี้

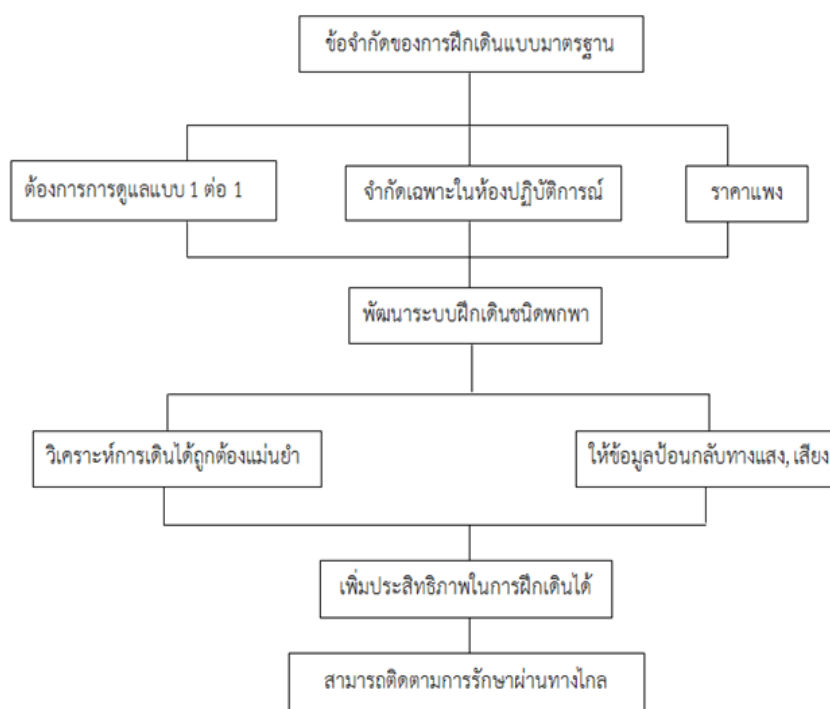
- ความยาวก้าว (stride length)
- ความยาวก้าว (step length)
- จำนวนก้าว (cadence)
- ความเร็วในการเดิน (speed)

1.3.3 ศึกษาผลของการใช้ระบบฝึกเดินพร้อมกับระบบป้อนกลับที่ได้พัฒนาขึ้น ในการทดสอบประสิทธิภาพของการใช้ข้อมูลป้อนกลับต่อการเดิน

## ข้อจำกัดของการวิจัย

1. ผู้รับการฝึกเดินเป็นบุคคลที่ไม่มีความบกพร่องทางการเดิน

## กรอบความคิดของการทำวิจัย



### สมมติฐานของการวิจัย

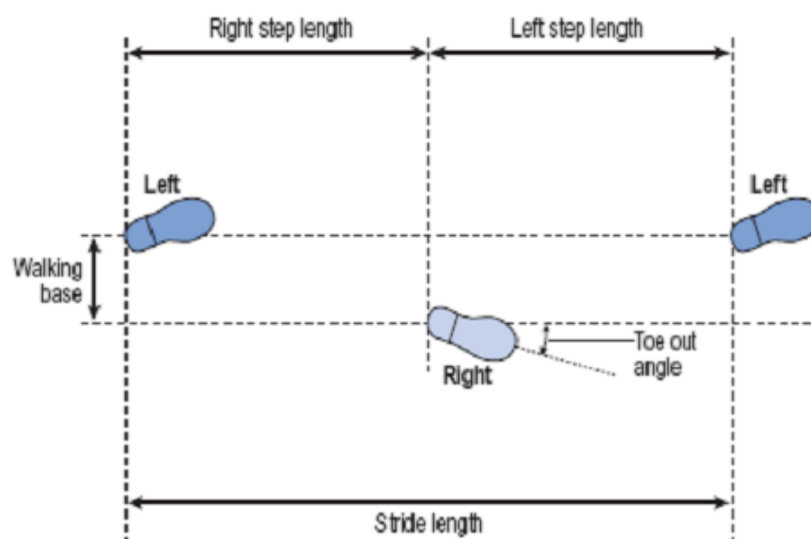
1. การใช้ระบบฝึกเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินของผู้ใช้งานด้วยสัญญาณแสงและเสียงแบบตามเวลาจริงสามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินได้อย่างถูกต้อง
2. การใช้ระบบฝึกเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินของผู้ใช้งานด้วยสัญญาณแสงและเสียงแบบตามเวลาจริงจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดินได้

### คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

“Stride length” คือ ระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าของเท้าข้างเดียวกัน แสดงดังรูปที่ 1.1

“Step length” คือ ระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าอีกข้างหนึ่ง แสดงดังรูปที่ 1.1

“Step width” หรือ “Walking base” คือ ระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้าง แสดงดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1. 1 Stride length และ step length

“Cadence” คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที โดยคำนวณจากสูตรต่อไปนี้

$$\text{cadence (ก้าว/นาที)} = \text{จำนวนก้าว} \times 60/\text{เวลา (วินาที)}$$

“Speed” คือ ความเร็วในการเดิน มีหน่วยเป็นเมตร/วินาที

“Biofeedback” คือ เทคนิคที่ให้ข้อมูลทางด้านชีวภาพแก่ผู้ป่วย ณ เวลาขณะนั้น เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถปรับการทำงานหรือเคลื่อนไหวให้ถูกต้องได้ด้วยตัวเอง

“Gait analysis” คือ การศึกษาการเคลื่อนไหวของสัตว์หรือมนุษย์อย่างเป็นระบบ เป็นการศึกษาที่เฉพาะเจาะจงถึงการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยใช้ตาและสมองของผู้ที่ทำการศึกษา และรวมถึงเครื่องมือที่ใช้ในการวัดการเคลื่อนไหวของร่างกาย กลไกของร่างกาย และกิจกรรมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ

### ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบที่ช่วยในการฝึกเดินแบบพกพาที่มีการป้อนกลับข้อมูลตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริง
2. ได้อุปกรณ์ต้นแบบของระบบฝึกเดินที่มีความเป็นไปได้ในการนำไปใช้งานจริงเพื่อเพิ่มความสามารถในการเดินของผู้ที่มีความบกพร่องในด้านการเดิน

3. ได้ระบบต้นแบบที่เอื้ออำนวยให้ผู้ให้การรักษาสามารถติดตามและประเมินผลการรักษาผ่านระบบการฟื้นฟูทางไกล ทำให้ผู้ป่วยสามารถลดเวลาการเดินทางมาที่สถานพยาบาลและสามารถฝึกเดินได้อย่างต่อเนื่อง

### วิธีการดำเนินงานวิจัย

การศึกษาวิจัยแบ่งออกเป็น 4 ช่วง คือ

#### 1. ช่วงพัฒนาระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับกล้องอินฟราเรด

ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาวิเคราะห์หลักการทำงานของวัสดุอุปกรณ์ที่จะนำมาสร้างระบบ จากนั้นจึงทำการออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินร่วมกับการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงแล้วทำการเปรียบเทียบระบบก่อนที่จะนำไปทำการทดสอบความถูกต้องของระบบในขั้นตอนต่อไป

#### 2. ช่วงทดสอบความถูกต้องของระบบโดยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys

ในช่วงการทดสอบความถูกต้องของการประเมินการเดินของระบบได้ใช้ระบบการประเมินการเคลื่อนไหว Qualisys (Qualisys, Qualisys AB Company, Sweden) เป็นระบบอ้างอิง โดยแบ่งการทดสอบเป็นช่วง static phase และ dynamic phase เมื่อพบว่าระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นมีความแม่นยำในการประเมินระยะก้าวและความคลาดเคลื่อนเป็นที่ยอมรับทางคลินิกแล้วจึงพัฒนาระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียงต่อไป

#### 3. ช่วงพัฒนาระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียง

ในช่วงนี้ผู้วิจัยได้ทำการพัฒนาและทดสอบการทำงานและความแม่นยำของอุปกรณ์และทำการประดิษฐ์ระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียง

#### 4. ช่วงศึกษาผลของการใช้ระบบฝึกเดินพร้อมกับระบบป้อนกลับแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียง

ในช่วงการศึกษาผลของการใช้ระบบฝึกเดินพร้อมกับระบบป้อนกลับแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียงได้ใช้ระบบการประเมินการเคลื่อนไหว Qualisys เป็นระบบอ้างอิง โดยแบ่งการศึกษาผลออกเป็น 2 ส่วน คือ การศึกษาผลของระบบป้อนกลับทางเสียง และการศึกษาผลของระบบป้อนกลับทางแสง โดยผู้เข้ารับการฝึกจะได้รับฝึกเดินทั้ง 3 ส่วน จากนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้จากระบบ Qualisys มาหาประสิทธิภาพของระบบฝึกเดินพร้อมกับระบบป้อนกลับต่อไป

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

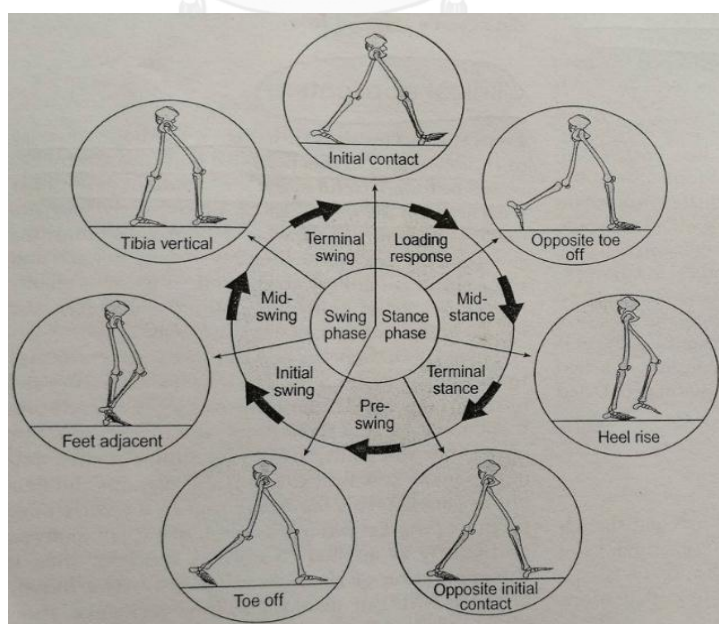
#### 2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน

##### 2.1.1 นิยามของการเดิน (walking and gait)

การเดิน (walking) คือ วิธีการในการเคลื่อนไหวก้าวโดยใช้ขา 2 ข้างสลับกัน (alternating) อย่างเป็นจังหวะ (rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวก้าวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลางถ่วง (center of gravity) ของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า ซึ่งแตกต่างจากการวิ่งที่มีขาเพียงหนึ่งข้างสัมผัสพื้นในเวลาเดียวกัน การนิยามนี้ไม่รวมไปถึงความบกพร่องของการเดิน ส่วนคำว่า การเดิน (gait) นั้นแตกต่างจากการเดิน (walking) โดยนิยามของ gait คือ ลักษณะหรือรูปแบบของการเดิน [14]

##### 2.1.2 วงจรการเดิน (gait cycle)

วงจรการเดิน (gait cycle) คือ ระยะเวลาของเวลาระหว่างการเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องสองครั้งของหนึ่งเหตุการณ์ของการเดิน เช่น เมื่อเริ่มจากเท้าข้างขวาสัมผัสกับพื้น (initial contact) เป็นการเริ่มต้นของวงจร และไปสิ้นสุดเมื่อเท้าข้างขวาสัมผัสกับพื้นอีกครั้งหนึ่ง ใน 1 วงจรจะแบ่งเป็น 7 เหตุการณ์ และแบ่งย่อยได้อีก 7 ช่วงเวลา ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2. 1 เหตุการณ์ในวงจรการเดิน [14]

วงจรการเดินแบ่งเป็นเหตุการณ์หลัก 7 เหตุการณ์ ดังต่อไปนี้

1) Initial contact คือ จุดเริ่มต้นของการลงน้ำหนัก เป็นระยะแรกของ stance phase หรือเรียกว่า “heelstrike” โดยเป็นช่วงที่ส้นเท้าของขาข้างที่อยู่ข้างหน้าแตะพื้น โดยทิศทางของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force) อยู่ในทิศตั้งขึ้น

2) Opposite toe off เป็นช่วงสุดท้ายของ double support และเป็นจุดเริ่มต้นของ mid stance โดยเท้าของขาข้างที่อยู่ข้างหน้าจะวางราบไปกับพื้น และเท้าข้างที่อยู่ฝั่งตรงข้ามกำลังจะยกขึ้นพ้นจากพื้น

3) Heel rise คือ ช่วงที่ส้นเท้าเริ่มยกลอยขึ้นจากพื้น โดยที่ขาข้างที่อยู่ฝั่งตรงข้ามนำไปข้างหน้า

4) Opposite initial contact คือ ช่วงที่ส้นเท้าของขาฝั่งตรงข้ามเริ่มแตะพื้น

5) Toe off คือ ช่วงที่ปลายเท้าเริ่มจะยกลอยจากพื้น โดยที่ขาฝั่งตรงข้ามวางราบไปกับพื้น

6) Feet adjacent คือ ช่วงที่ขาที่ก้ำกึ่งเหวี่ยงมาอยู่ข้างขาข้างที่วางอยู่กับพื้น

7) Tibia vertical คือ ช่วงที่กระดูก tibia อยู่ในแนวตั้งตรง ในขณะที่เท้าฝั่งตรงข้ามสัมผัสพื้น

นอกจากนี้วงจรการเดินยังแบ่งย่อยได้ 7 ช่วงเวลา โดยที่ 4 ช่วงเวลาอยู่ในระยะ stance phase และอีก 3 ช่วงเวลาอยู่ในระยะ swing phase ดังต่อไปนี้

Stance phase คือ ช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น เป็นช่วงระยะสุดท้ายของ initial contact ถึงช่วง toe off ใช้เวลา 60% ของวงจรการเดิน (Gait cycle) แบ่งออกเป็น

- Loading response คือ ช่วง double support โดยที่ส้นเท้าของข้างหนึ่งแตะพื้นในขณะที่ปลายเท้าอีกข้างแตะพื้น

- Mid-stance คือ ช่วงที่เท้าข้างหนึ่งสัมผัสพื้นลงน้ำหนักเต็มที่ ในขณะที่เท้าอีกข้างเริ่มยกขึ้นเหนือพื้น

- Terminal stance คือ ระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้นลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น

- Pre-swing เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันขาไปข้างหน้าเตรียมยกขึ้นจากพื้น เพื่อเริ่มสู่ระยะ swing phase

Swing phase คือ ช่วงที่ขาข้างนั้นเคลื่อนที่ไปข้างหน้าและยกลอยขึ้นจากพื้น เป็นช่วงสุดท้ายของ toe off จนถึง initial contact ของรอบต่อไป ใช้เวลา 40% ของวงจรการเดิน แบ่งออกเป็น

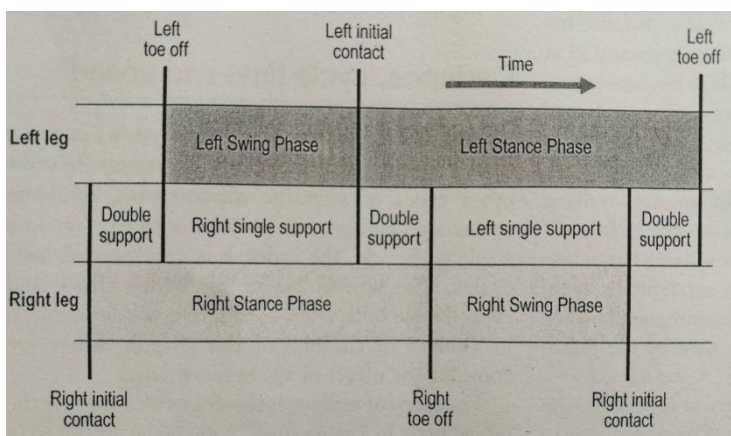
- Initial swing คือ ระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อย

- Mid-swing ระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยอยู่ข้างลำตัว

- Terminal swing ระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้า ถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป

โดยช่วงเวลาที่ครบ 1 รอบวงจรซึ่งประกอบด้วย stance time และ swing time ดังกล่าวข้างต้น เรียกว่า cycle time

### 2.1.3 จังหวะเวลาในวงจรการเดิน (gait cycle timing)



รูปที่ 2. 2ช่วงย่อยของ stance phase และ swing phase [14]

ในรูปที่ 2.2 แสดง initial contact และ toe off ของเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยช่วงเวลา double support เกิดขึ้นที่มี initial contact ของข้างขวา ในขณะที่เท้าซ้ายยังคงอยู่บนพื้น ส่วนในขณะที่เกิดช่วง swing phase ของข้างซ้าย แล้วมีเฉพาะเท้าขวาที่อยู่บนพื้น เรียกช่วงเวลานี้ว่า right single support และมาจบ 1 รอบที่ initial contact ของข้างซ้าย โดยในแต่ละ gait cycle จะมี double support และ single support อย่างละ 2 รอบ

ความผิดปกติของการเดินในเรื่องของจังหวะเวลา (rhythmic disturbances) ใน gait cycle แบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ

- 1) Asymmetrical rhythmic disturbances คือ ความผิดปกติของการเดินเนื่องจากมีความแตกต่างของระยะเวลาในการเดินระหว่างขา 2 ข้าง
- 2) Irregular rhythmic disturbances คือ ความผิดปกติของการเดินเนื่องจากมีความแตกต่างของจังหวะเวลาระหว่างการก้าวขาข้างหนึ่งกับก้าวถัดไป เช่น การเดินแบบ antalgic ในการลดปวดขณะการเดิน โดยที่ระยะเวลาในการก้าวขาข้างที่เจ็บจะลดลง และใช้เวลาในขาข้างที่ปกติมากขึ้น

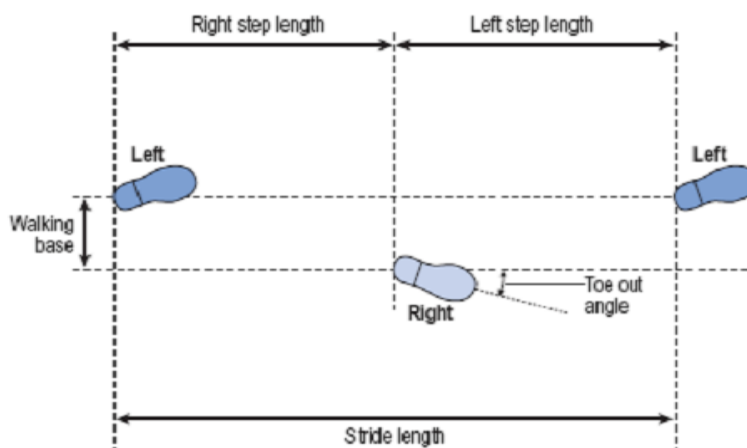
## 2.1.4 ตัวแปรในการเดิน (gait parameter)

ตัวแปรในการเดินแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ spatial parameters และ temporal parameter โดยมีรายละเอียดดังนี้

### 2.1.4.1 ตัวแปรทางการเดินในเชิงตำแหน่ง (spatial parameter)

- 1) Stride length คือ ระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าของเท้าข้างเดียวกัน ในวงจรการเดินถัดไป การพิจารณาควรดูระยะทางของการเดิน 1 รอบในเท้าแต่ละข้างว่าเท่ากันหรือไม่ (symmetrical หรือ asymmetrical) ดังแสดงในรูปที่ 2.3
- 2) Step length คือ ระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Stride length ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ในผู้ที่มีพยาธิสภาพของการเดินมักจะมี step length ที่ผิดปกติ โดยส่วนใหญ่จะมีก้าวที่สั้นลง มีงานศึกษาที่พบว่า ความยาวก้าวของผู้ป่วยทางด้านระบบกระดูกและข้อ เช่น ผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพก ผู้ป่วยที่มีสภาวะข้อเข่าเสื่อม หรือผู้สูงอายุที่มีความจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน มีค่าเฉลี่ยความยาวก้าวอยู่ที่ 50- 65 ซม.
- 3) Stride width หรือ ความกว้างของฐานการเดิน (width of walking base หรือ Base of gait) คือระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้างขณะ heel strike ค่าปกติประมาณ 2-4 นิ้ว หรือ 5-10 ซม. ในผู้ที่มีความบกพร่องทางการเดินจะพบว่ามีค่าเพิ่มขึ้นหรือลดลงจากค่าปกตินี้ (ฐานกว้างหรือแคบ) โดยความผิดปกติของการเดินในกรณีที่มีฐานกว้างกว่าปกติเกิดจากความผิดปกติของร่างกายแบบ abduction deformity เช่น abducted hip และ valgus knee ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้มีการวางเท้ากว้างกว่าปกติ นอกจากนี้อีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้ฐานการเดินกว้างกว่าปกติก็เพื่อเพิ่มพื้นที่รองรับ (area of support) ในผู้ที่ขาดความมั่นคงในการเดิน และกลัวการหกล้ม และในผู้ป่วยทางด้านระบบประสาทที่มีการลดลงของประสาทรับสัมผัส อีกทั้งยังมีการลดลงของการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อและการเคลื่อนไหว (proprioception) ของขา ทำให้ผู้ป่วยเหล่านี้ไม่รู้ตำแหน่งการวางของเท้าและความสัมพันธ์กับลำตัว รวมไปถึงการขาดการประสานสัมพันธ์ (coordination) ของส่วนต่างๆของร่างกาย ส่วนในกรณีที่มีความผิดปกติของการเดินแบบฐานแคบกว่าปกตินั้นส่วนใหญ่เกิดจาก adduction deformity ของข้อสะโพก และ varus knee ในกรณี adduction deformity ของข้อสะโพกนั้นทำให้เกิดการไขว้ขามาฝั่งตรงข้ามเกินแนวกึ่งกลาง (midline) ของลำตัว ขณะเดินในช่วง swing phase ซึ่งเรียกรูปแบบการเดินว่า scissoring





รูปที่ 2. 3 Stride length และ step length

#### 2.1.4.2 ตัวแปรทางการเดินในเชิงเวลา (temporal parameters)

- 1) Stride time คือ ระยะเวลาของหนึ่งวงจรการเดิน โดยเริ่มจากระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าของเท้าข้างเดียวกัน
- 2) Step time คือ ระยะเวลาของการเดินโดยเริ่มจากระยะทางระหว่างปลายส้นเท้าข้างหนึ่งถึงปลายส้นเท้าอีกข้างหนึ่ง
- 3) Cadence คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ค่าปกติประมาณ 70-130 ก้าว/นาที สำหรับจำนวนก้าวนี้สามารถใช้เพื่อพิจารณาความถี่ (Rate) และความคล่องตัว (Flexibility) ในการเดิน มีสูตรในการคำนวณดังต่อไปนี้

$$\text{cycle time (วินาที)} = \text{เวลา (วินาที)} \times 2/\text{จำนวนก้าว}$$

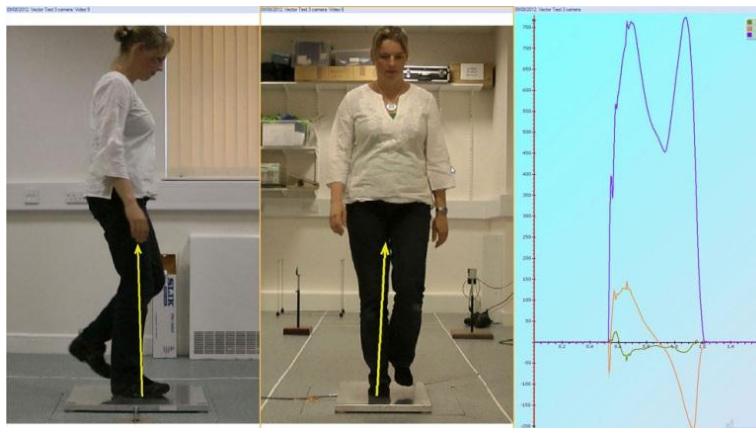
$$\text{cadence (ก้าว/นาที)} = \text{จำนวนก้าว} \times 60/\text{เวลา (วินาที)}$$

โดยในผู้ป่วยโรคระบบประสาท โรคระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ผู้สูงอายุมักจะมี cadence ที่ลดลง

- 4) Speed คือ ความเร็วในการเดิน มีหน่วยเป็นเมตร/วินาที มีงานศึกษาความเร็วในการเดินปกติ ของผู้สูงอายุไทยในช่วงอายุ 71-80 ปี พบว่ามีค่า 1.02 เมตร/วินาที โดยความเร็วในการเดินมีประโยชน์ในการบ่งชี้ถึงความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันในผู้สูงอายุได้ [15]

### 2.1.5 การวิเคราะห์การเดิน (gait analysis)

การวิเคราะห์การเดิน (gait analysis) คือ การศึกษาการเคลื่อนไหวของสัตว์หรือมนุษย์อย่างเป็นระบบ เป็นการศึกษาที่เฉพาะเจาะจงถึงการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยใช้ตาและสมองของผู้ที่ทำการศึกษา และรวมไปถึงเครื่องมือที่ใช้ในการวัดการเคลื่อนไหวของร่างกาย กลไกของร่างกาย และกิจกรรมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ การวิเคราะห์การเดินได้ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในการจัดการในผู้ป่วยที่มีการเดินที่ผิดปกติอย่างแพร่หลายโดยแบ่งออกเป็นหลายประเภทคือ การวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (kinematics) การวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ (electromyography) การวิเคราะห์ทางกลศาสตร์ (mechanical analysis) และการศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ซึ่งการวัดที่เป็นมาตรฐานปัจจุบันในห้องปฏิบัติการวิเคราะห์การเดิน คือ แผ่นวัดแรงกด (force plate) ลักษณะของแผ่นวัดแรงกดแสดงดังรูปที่ 2.4 ซึ่งสามารถวัดตัวแปรในการเดินจากทิศทางและขนาดของแรงปฏิกิริยา ซึ่งข้อมูลตัวแปรการเดินที่ได้จากแผ่นวัดแรงกดนี้จะแสดงผ่านหน้าจอแสดงผลให้ผู้ป่วยมองและแปลความหมายเป็นข้อมูลป้อนกลับ โดยได้มีงานวิจัยจำนวนมากที่ใช้ข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดเป็นข้อมูลป้อนกลับสำหรับการควบคุมการทรงตัวโดยทำให้การยืนมีความสมมาตรเพิ่มขึ้น [16] สำหรับการนำแผ่นวัดแรงกดมาร่วมในการฝึกเดินพบว่าการฝึกเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับโดยการใช้แผ่นวัดแรงกดสามารถทำให้ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองมีการทรงตัวที่ดีขึ้น ทำให้ผู้ป่วยหลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกสามารถเดินลงน้ำหนักได้สมมาตรขึ้น อีกทั้งยังสามารถเพิ่มการทรงตัวและลดความเสี่ยงในการหกล้มในผู้สูงอายุ [17] แต่อย่างไรก็ตาม แม้ว่าแผ่นวัดแรงกดจะสามารถวัดการเคลื่อนไหวได้อย่างถูกต้องแม่นยำ แต่ก็มีข้อจำกัดในการใช้งานซึ่งใช้ได้เฉพาะในห้องปฏิบัติการหรือในสถานพยาบาลเท่านั้นเนื่องจากอุปกรณ์มีราคาแพง และต้องการพื้นที่ในการติดตั้ง



รูปที่ 2. 4 การใช้งานแผ่นวัดแรงกดและหน้าจอแสดงผลข้อมูลป้อนกลับเป็นแรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเดิน (ที่มา : <http://zflomotion.blogspot.com/>)

นอกจากแผ่นวัดแรงกดแล้ว ระบบประเมินการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้อง (Camera based systems) ก็เป็นระบบที่ใช้เป็นมาตรฐานทางคลินิกอีกระบบหนึ่งในการประเมินการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยในการฝึกเดิน ตัวอย่างของระบบนี้คือระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวสามมิติ (3D motion capture systems) ดังแสดงในรูปที่ 2.5 ในส่วนของการทำงานจะเป็นการตรวจจับตำแหน่งของ marker ที่ติดตั้งอยู่ตามจุดทางกายวิภาคบนตัวของผู้ฝึกเดิน แล้วส่งออกข้อมูลป้อนกลับทางการมองเห็นเป็นภาพสามมิติให้แก่ผู้ฝึกเดิน ทำให้ผู้ฝึกเดินสามารถปรับการเคลื่อนไหวและท่าทางในการเดินได้ถูกต้อง ในงานวิจัยต่างๆมักใช้ระบบถ่ายภาพการเคลื่อนไหวสามมิติในการประเมินการเคลื่อนไหวเพื่อเป็นการวินิจฉัยอาการ การประเมินความก้าวหน้าของการรักษา และเพื่อติดตามอาการของผู้ป่วย เช่น การประเมินการเคลื่อนไหวก่อนและหลังให้การรักษาในผู้ป่วยทางระบบประสาทและผู้สูงอายุ ผู้ป่วยระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ เป็นต้น แม้ว่าการประเมินการเคลื่อนไหวโดยใช้ระบบนี้จะมีความถูกต้องแม่นยำสูง แต่ก็มีข้อจำกัดในการใช้แต่เฉพาะในห้องปฏิบัติการที่มีความทันสมัยซึ่งมีน้อยแห่งในประเทศเนื่องจากระบบนี้มีราคาที่สูงมาก



รูปที่ 2. 5Camera based system

(ที่มา : <http://www.qualisys.com/stories/gait-rehab-salford/>)

### 2.1.6 อุปกรณ์ช่วยเดิน

อุปกรณ์ช่วยเดินเป็นสิ่งที่จำเป็นสำหรับผู้ที่มีความบกพร่องทางการเดินเช่น ผู้สูงอายุ ผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บของกระดูกและข้อ ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง เป็นต้น ผู้ป่วยเหล่านี้มักจะมีอาการอ่อนแรง มีการทรงตัวที่ลดลงหรือมีอาการเจ็บปวดตามกระดูกและข้อ ซึ่งการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินนั้นก็เพื่อเพิ่มความมั่นคงในการเดิน ลดการลงน้ำหนักบนกระดูกและข้อ นอกจากนั้นยังเป็นการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อที่ถูกต้องอีกด้วย โดยที่อุปกรณ์ช่วยเดินนั้นจะส่งผลโดยตรงต่อร่างกายและจิตใจของผู้ใช้โดยการเพิ่มความมั่นใจและความรู้สึกปลอดภัยในการเดิน ส่งผลให้ผู้สูงอายุหรือผู้ป่วยสามารถทำกิจวัตรประจำวันได้ด้วยตนเอง

#### 2.1.6.1 ประเภทของอุปกรณ์ช่วยเดิน

อุปกรณ์ช่วยเดินแบ่งออกเป็น 3 ประเภทหลัก คือ ไม้เท้า (canes), ไม้ค้ำยัน (crutches ) และโครงช่วยเดิน (walking frames) ซึ่งทั้ง 3 ชนิดนี้ถูกออกแบบเพื่อพยุงน้ำหนักของร่างกายโดยใช้แขนมากกว่าขา โดยหลักการเลือกใช้อุปกรณ์ช่วยเดินนั้นจะพิจารณาจากความสามารถในการเคลื่อนไหวของผู้ใช้งาน เช่น ความสามารถในการก้าวสลับขา ความสามารถในการเคลื่อนไหวลำตัวด้วยแขน ความอดทนในการลงน้ำหนักขาข้างที่มีอาการเจ็บปวด หรือความสามารถในการทรงตัว ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องเลือกใช้อุปกรณ์ช่วยเดินให้เหมาะสมและควรมีการแนะนำการใช้ที่ถูกต้องเพื่อป้องกันการหกล้ม และทำให้ผู้ใช้สามารถได้ประโยชน์จากการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินได้อย่างเต็มที่

### 2.1.6.1.1 ไม้เท้า (canes)

ไม้เท้าเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีจำนวนผู้ใช้มากที่สุด [18] เหมาะสำหรับผู้ที่มีความบกพร่องในการเดินระดับปานกลาง โดยที่ไม้เท้าจะช่วยพยุงน้ำหนัก 1 ใน 4 ของร่างกาย โดยมีการศึกษาที่พบว่าผู้ป่วยทางด้านกระดูกและข้อจะมีการใช้ไม้เท้ามากกว่าผู้ป่วยทางด้านระบบประสาท โดยไม้เท้าแบ่งออกเป็นหลายรูปแบบ เช่น

ไม้เท้าแบบมาตรฐาน (standard cane) ด้ามจับจะมีลักษณะโค้งมนดังรูปที่ 2.6ก มีทั้งชนิดปรับความยาวได้และชนิดปรับความยาวไม่ได้ ซึ่งไม้เท้าชนิดนี้จะมีฐานรองรับน้ำหนักที่แคบเหมาะสำหรับผู้ที่มีความแข็งแรงและสามารถทรงตัวเองได้ในระดับหนึ่ง

ไม้เท้าแบบปรับระดับ (offset cane) ด้ามจับจะมีลักษณะตรง ด้านล่างของที่จับจะเป็นร่องสำหรับนิ้วมือดังรูปที่ 2.6ข เหมาะสำหรับผู้ที่มืออาการอ่อนแรงของมือและผู้ที่มืออาการเจ็บขณะเดิน

ไม้เท้าสามขาหรือสี่ขา (tripod cane, quad cane) ไม้เท้าชนิดนี้จะมีสามขาหรือสี่ขาดังรูปที่ 2.6ค ทำให้มีจุดรับน้ำหนักเพิ่ม ทำให้เกิดฐานรองรับน้ำหนักที่กว้างขึ้นเพื่อช่วยเพิ่มการทรงตัวในขณะเดิน



รูปที่ 2. 6 แสดงลักษณะของไม้เท้าชนิดต่างๆ

ก. ไม้เท้าแบบมาตรฐาน ข. ไม้เท้าแบบปรับระดับ ค. ไม้เท้าแบบสี่ขา

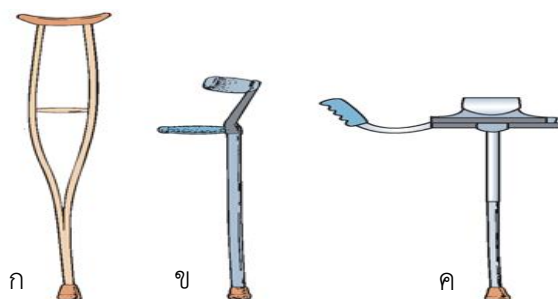
ที่มา ดัดแปลงจาก <https://www.allinahealth.org/mdex/ND2525G.HTM>

### 2.1.6.1.2 ไม้ค้ำยัน (crutches)

ไม้ค้ำยันเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่ช่วยเพิ่มความมั่นคงขณะยืนและเดิน โดยไม้ค้ำยันสามารถรองรับน้ำหนักตัวได้มากถึงร้อยละ 80 ของน้ำหนักตัว เนื่องจากผู้ที่สามารถใช้อุปกรณ์ประเภทนี้จำเป็นต้องมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อไหล่และแขนทั้งสองข้างอย่างเพียงพอจึงทำให้อุปกรณ์

ประเภทนี้ไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงต่อการล้ม โดยทั่วไปไม้ค้ำยันที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายมี 3 ประเภท ได้แก่

1. ไม้ค้ำยันรักแร้ (axillary crutches) เป็นไม้ค้ำยันมาตรฐานที่ใช้โดยทั่วไป ทำจากไม้ที่มีน้ำหนักเบาหรือจากอลูมิเนียม สามารถปรับความสูงให้เหมาะสมกับผู้ใช้แต่ละคนได้ ลักษณะของไม้ค้ำยันรักแร้แสดงดังรูปที่ 2.7ก โดยความสูงของไม้ค้ำยันที่เหมาะสมพิจารณาจากท่ายืน วางไม้ค้ำยันให้ปลายไม้อยู่หน้าต่อเท้าเฉียงไปทางด้านหน้า 15 เซนติเมตรเฉียงไปด้านหลัง 5 เซนติเมตร โดยขอบบนของไม้ค้ำยันควรอยู่ในระดับที่ต่ำกว่ารักแร้ประมาณ 5 เซนติเมตร ข้อศอกควรอยู่ในท่าอประมาณ 15-30 องศาเมื่อจับด้ามจับ หากไม้ค้ำยันที่ใช้มีความสูงไม่เหมาะสมอาจทำให้การเดินไม่มั่นคง หรือทำให้เกิดการกดเบียดหลอดเลือดแดง axillary และเส้นประสาทที่อยู่บริเวณรักแร้ได้
2. ไม้ค้ำยันแขนท่อนล่าง (forearm crutches) แสดงดังรูปที่ 2.7ข เป็นไม้ค้ำยันที่มีส่วนรองรับแขนท่อนล่าง ทำให้ผู้ป่วยสามารถใช้มือเพื่อเอื้อมมือไปหยิบจับสิ่งของได้โดยไม่ต้องปล่อยไม้ค้ำยัน และสามารถก้าวขึ้นบันไดได้สะดวกกว่าไม้ค้ำยันรักแร้ แต่ไม้ค้ำยันประเภทนี้มีความมั่นคงน้อยกว่าไม้ค้ำยันรักแร้ การวัดไม้ค้ำยันแขนท่อนล่างในท่ายืนมีความเหมาะสมมากที่สุด โดยให้ส่วนปลายของไม้ค้ำยันอยู่ตรงกับตำแหน่งที่ห่างจากเท้าเหมือนกับไม้ค้ำยันรักแร้ ตำแหน่งที่เหมาะสมของที่จับคือตำแหน่งที่ทำให้ข้อศอกอประมาณ 15-30 องศา ส่วนของ forearm cuff ควรอยู่ใต้ข้อศอกประมาณ 3-4 เซนติเมตร
3. ไม้ค้ำยันแบบมีฐาน (platform crutches) แสดงดังรูปที่ 2.7ค เป็นไม้ค้ำยันที่มีฐานรองรับน้ำหนักของแขนท่อนล่างโดยมีสายรัดแขนกับฐานรอง ทำให้ไม่ต้องลงน้ำหนักที่ข้อมือมาก เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่มีอาการอ่อนแรงหรือมีอาการบาดเจ็บบริเวณข้อมือ ตำแหน่งของฐานรองจะอยู่ใต้ต่อแขนท่อนล่างเพื่อรองรับน้ำหนักโดยให้ผู้ป่วยยืนตรงจากนั้นงอข้อศอก 90 องศา ตำแหน่งของฐานรองจะอยู่ใต้ต่อแขนท่อนล่างพอดี



รูปที่ 2. 7 แสดงไม้ค้ำยันชนิดต่างๆ

ก. ไม้ค้ำยันรักแร้ ข. ไม้ค้ำยันแขนท่อนล่าง ค. ไม้ค้ำยันแบบมีฐาน

ที่มา <http://what-when-how.com/nursing/body-mechanics-and-positioning-client-care-nursing-part-3/>

### 2.1.6.1.3 โครงเหล็กช่วยเดิน (Walker frame)

เหมาะสำหรับผู้ที่มีการอ่อนแรงทั่วไป ผู้ที่ไม่สามารถลงน้ำหนักร่างกายช่วงล่างได้เต็มที่ หรือผู้ที่สูญเสียการทรงตัว โดยมีลักษณะเป็นโครงเหล็ก 4 ขา มีความมั่นคงสูงแต่มีข้อจำกัดในการใช้งานในบางสถานการณ์ เช่น การเดินขึ้นหรือลงบันไดหรือในสถานที่แคบ โดยทั่วไปโครงเหล็กช่วยเดินสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ

1. โครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐาน (standard walker) เป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีความมั่นคงมากที่สุด [19] แต่ผู้ใช้ต้องมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแขนและหัวไหล่ที่เพียงพอและมีการประสานสัมพันธ์ที่ดีเพื่อที่จะยกโครงเหล็กช่วยเดินไปข้างหน้าขณะเดิน ในผู้สูงอายุที่เป็นโรคพาร์กินสันพบว่ามี ความยาวก้าวที่สั้นเมื่อเดินด้วยโครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐาน เมื่อเปรียบเทียบกับ การเดินด้วยโครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อ โดยความสูงของโครงเหล็กช่วยเดินจะพิจารณาจากขณะยืนจับโครงเหล็ก ระดับความสูงที่เหมาะสมควรจะสูงอยู่ในระดับเดียวกันกับข้อศอกของผู้ใช้ หรือประเมินความสูงที่เหมาะสมโดยขณะที่ผู้ใช้จับอุปกรณ์ช่วยเดินในท่ายืนหลังตรงข้อศอกของผู้ใช้จะต้องอยู่ในท่าอประมาณ 15-30 องศา ลักษณะของโครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐานแสดงดังรูปที่ 2.8 ก
2. โครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อ (wheeled walker or roller walker) เป็นโครงเหล็กช่วยเดินที่มีความมั่นคงที่น้อยกว่าแบบมาตรฐานแต่รูปแบบของการเดินจะใกล้เคียงปกติมากขึ้น โดยผู้ใช้งานสามารถผลักหรือดันโครงเหล็กไปด้านหน้าแทนการยกทำให้ผู้ใช้เดินได้เร็วขึ้น แม้ว่าโครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อจะทำให้การเดินสะดวกมากขึ้นแต่ก็พบการรายงานว่าในผู้สูงอายุที่ขาดการทรงตัวหรือผู้ที่ขาดการประสานสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวร่างกายจะมีโอกาสหกล้มเมื่อใช้โครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อ [20]

และมีการศึกษาถึงการใช้พลังงานในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินชนิดต่างๆพบว่า การเดินโดยใช้โครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อจะมีการใช้พลังงานน้อยกว่าการเดินโดยใช้โครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐานในผู้สูงอายุที่มีโรคต่างๆ [21] ลักษณะของโครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อแสดงดังรูปที่ 2.8 ข



ก.

ข.

รูปที่ 2. 8 แสดงโครงเหล็กช่วยเดินชนิดต่างๆ

ก.โครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐาน ข.โครงเหล็กช่วยเดินแบบมีล้อ

ที่มา <http://www.themedsupplyguide.com/walkers-rollators/>

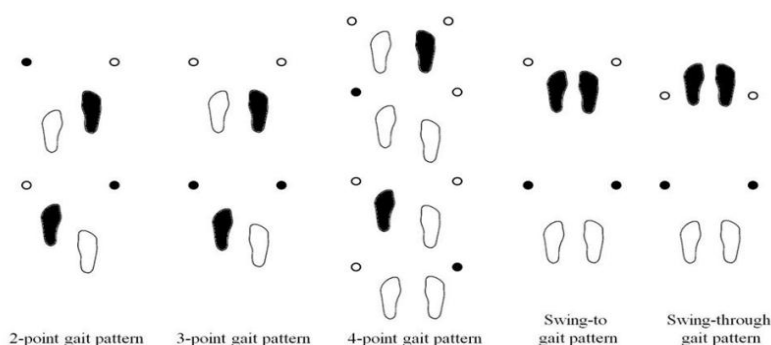
### 2.1.6 ลักษณะของการฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินทางคลินิก

ลักษณะการเดินโดยใช้เครื่องช่วยเดินแบ่งเป็น 5 ประเภทหลัก ดังแสดงในรูปที่ 2.9 คือ

1. Two-point gait ลักษณะการเดินโดยใช้ canes หรือ crutches โดยเคลื่อนไหวเท้าข้างหนึ่งไปพร้อมกับขาข้างตรงข้าม เป็นการเดินที่เร็วกว่า four-point gait มีความมั่นคงปานกลาง ใช้พลังงานน้อย
2. Three-point gait ใช้ในกรณีที่สามารถลงน้ำหนักขาได้ข้างเดียว เช่น ผู้ป่วยที่กระดูกขาหักแล้วแพทย์ยังไม่อนุญาตให้ลงน้ำหนักขาข้างที่หัก เป็นการเดินโดยใช้ walker หรือ crutches โดยที่เคลื่อนไหวเท้าไม่เท้าไปก่อนตามด้วยขาข้างที่ไม่สามารถลงน้ำหนักได้แล้วใช้แรงเหวี่ยงเคลื่อนไหวอีกข้างไป การเดินลักษณะเช่นนี้ต้องการพลังงานมากและการควบคุมการทรงตัวที่ดี
3. Four-point gait เป็นลักษณะการเดินโดยใช้ canes หรือ crutches เรียกว่า ‘reciprocal gait’ เป็นการเคลื่อนไหวแยกและสลับกันของขาแต่ละข้างและเท้าแต่ละข้าง เช่น ไม่เท้าซ้าย-ขาขวา-ไม่เท้าขวา-ขาซ้าย เป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวที่มีความมั่นคงมาก ใช้พลังงานน้อย แต่เคลื่อนไหวช้า



4. Swing-to gait ใช้ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของร่างกายช่วงล่าง เช่น ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน โดยจะใช้ crutches หรือโครงช่วยเดิน เคลื่อนไปข้างหน้าตามด้วยการเหวี่ยงลำตัวช่วงล่างไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไม้เท้า
5. Swing-through gait ใช้ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของร่างกายช่วงล่าง เช่น ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน โดยคล้ายกับ Swing-to gait โดยจะใช้ crutches หรือโครงช่วยเดิน เคลื่อนไปข้างหน้าตามด้วยการเหวี่ยงลำตัวช่วงล่างไปข้างหน้าในระดับหน้าต่อไม้เท้า



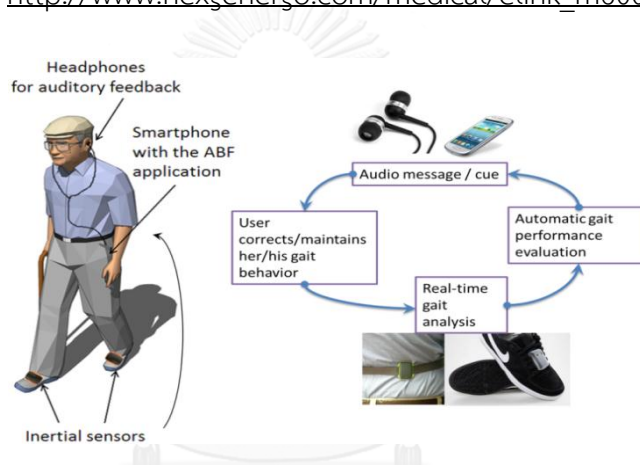
รูปที่ 2. 9 ลักษณะการเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบต่างๆ [19]

## 2.2 การป้อนกลับทางชีวภาพ (biofeedback) ที่ใช้ในเวชศาสตร์ฟื้นฟู

การป้อนกลับทางชีวภาพ (biofeedback) คือ เทคนิคที่ให้ข้อมูลทางด้านชีวภาพแก่ผู้ป่วย ณ เวลาขณะนั้น โดยที่ข้อมูลเหล่านั้นอาจมาจากภายนอก (extrinsic feedback) เช่น การให้ข้อมูลโดยผู้ให้การรักษา หรือข้อมูลจากภายใน (intrinsic feedback) ที่ได้จากการรับรู้ของร่างกาย เช่น การรับรู้ของข้อต่อ (proprioception) การมองเห็นการเคลื่อนไหวของร่างกายและยังรวมถึงเสียงที่เกิดจากการก้าวเท้าด้วย การป้อนกลับทางชีวภาพ ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในด้านการศึกษาการเดินในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โรคพิการทางสมอง การบาดเจ็บของไขสันหลัง โรคข้อเสื่อม ด้วยวิธีการประเมินทางด้านกลศาสตร์การเคลื่อนไหวหรือ การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyographic) เป็นต้น [22] โดยแสดงผลเป็นการมองเห็น การได้ยิน และการสัมผัสเตือนชนิดสัมผัส หรือทุกแบบรวมกัน ในรูปที่ 2.10 แสดงระบบการฝึกการเคลื่อนไหวร่วมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางการมองเห็นโดยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งผู้รับการฝึกสามารถปรับการเคลื่อนไหวให้ถูกต้องได้ด้วยตัวเอง นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่พบว่าผู้ป่วยพาร์กินสันสามารถเดินได้ดีขึ้นหลังจากการฝึกเดินร่วมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสง [23] ในรูปที่ 2.11 แสดงระบบที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพทางเสียงในผู้ป่วยพาร์กินสันเพื่อให้การกระตุ้นแก่ผู้ป่วยพาร์กินสัน



รูปที่ 2. 10ระบบที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพโดยการใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyographic) (ที่มา : [http://www.nexgenergo.com/medical/elink\\_m600.html](http://www.nexgenergo.com/medical/elink_m600.html))



รูปที่ 2. 11ระบบที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพทางเสียงแก่ผู้ป่วยพาร์กินสัน [23]

การป้อนกลับทางชีวภาพยังรวมถึงการวัดตัวแปรทางด้านชีวการแพทย์โดยถ่ายทอดไปยังผู้ใช้ได้ 2 แบบ คือ

- 1) การป้อนกลับทางชีวภาพที่วัดตัวแปรโดยตรง (direct feedback) เช่น การวัดชีพจรเป็นตัวเลขโดยการสวมใส่อุปกรณ์ที่สามารถบอกค่าได้ เช่น นาฬิกา เป็นต้น
- 2) การป้อนกลับทางชีวภาพที่ใช้สัญญาณต่างๆ (transformed feedback) เช่น การมอง (visual) สัญญาณเสียง (auditory) การรับสัมผัส (vibrotactile) และการรับสัมผัสจากกระแสไฟฟ้า (electrotactile) ซึ่งมีการแสดงข้อมูลในหลาย ๆ รูปแบบ เช่น การให้ข้อมูลทางการมอง (visual biofeedback) นั้นโดยส่วนมากแล้วจะให้ผ่านหน้าจอแสดงผล เช่น คอมพิวเตอร์ชนิดพกพา หน้าจอโทรศัพท์มือถือ เป็นต้น ส่วนการให้ข้อมูลทางเสียง (auditory biofeedback) ส่วนใหญ่จะให้ผ่านทางหูฟัง และการให้ข้อมูลทางการรับสัมผัส นั้นจะให้ผ่านตัวให้กำเนิดกระแสไฟฟ้าหรือตัวให้กำเนิดการสั่นสะเทือนที่ติดอยู่กับผิวหนังของผู้ป่วยและส่งการป้อนกลับเหล่านี้ผ่านทางผิวหนัง

### 2.2.1 ผลของการฝึกเดินร่วมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพ

การใช้การป้อนกลับทางชีวภาพในทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูสามารถทำให้การรักษามีประสิทธิภาพได้นั้น เนื่องมาจากผลของการป้อนกลับทางชีวภาพทำให้ผู้ใช้สามารถควบคุมกระบวนการทางกายภาพผ่านทางระบบประสาทอัตโนมัติ โดยที่อุปกรณ์ที่ให้การป้อนกลับทางชีวภาพในทางคลินิกนั้นสามารถเพิ่มการควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย (motor control) โดยการเรียนรู้ซ้ำ (re-educating) ซึ่งควบคุมด้วยการมองเห็น และมีการศึกษาผลของการป้อนกลับทางชีวภาพต่อระบบประสาทโดยพบว่า การป้อนกลับทางชีวภาพผ่านทางเสียง และการมองเห็นเป็นการกระตุ้นการรับรู้ของร่างกาย ทำให้เกิดการกระตุ้นของทางเดินเส้นประสาทสมองและไขสันหลังเดิม โดยส่งผลในการเสริมแรงต่อระบบประสาทสั่งการส่วนปลาย ซึ่งทำให้การเคลื่อนไหวถูกต้องเพิ่มขึ้น [24] และยังคงความต้องการการมาฝึกกับผู้เชี่ยวชาญในโปรแกรมการฟื้นฟูที่จำเป็นต้องคอยดูแลอย่างใกล้ชิดที่โรงพยาบาลได้

#### 2.2.1.1 ผลของการฝึกเดินโดยให้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทางการมองเห็น

ผลของการฝึกเดินร่วมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางการมองเห็นนั้นสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของตัวแปรในการเดิน (spatiotemporal gait) และสามารถลดการเคลื่อนไหวที่ไม่สมดุลของขาทั้งสองข้างได้ โดยการได้รับข้อมูลป้อนกลับจากการมองเห็น (visual feedback) จะส่งผลต่อการรับรู้ทำให้การก้าวเท้าทั้งสองข้างนั้นเท่ากัน [24] ตัวอย่างการให้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทางการมองเห็นโดยที่ผู้ป่วยสามารถเห็นตัวแปรในการเดิน การลงน้ำหนักของขาแต่ละข้างของตัวเองแสดงดังรูปที่ 2.12 ผู้รับการฝึกเดินทำการเดินบนแผ่นวัดแรงกดโดยและได้รับข้อมูลป้อนกลับเป็นการมองเห็นแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อเท้า นอกจากนี้การได้รับข้อมูลป้อนกลับจากการมองเห็นร่วมกับการให้ข้อมูลทางการรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อขาสามารถปรับความเร็วในการเดินโดยมีความสัมพันธ์กับความยาวก้าวและจังหวะในการเดินที่เปลี่ยนไป และการได้รับข้อมูลป้อนกลับจากการมองเห็นสามารถเพิ่มความมั่นคงในการยืนและเดินในแนวด้านในและด้านนอก (medio-lateral) โดยผู้ป่วยสามารถปรับความกว้างของก้าว (base width) ได้อย่างเหมาะสม ส่วนข้อมูลป้อนกลับด้านประสาทสัมผัส (sensory) นั้นสามารถเพิ่มความมั่นคงในแนวหน้าหลังของลำตัว เช่น ความยาวก้าว step length และ stride length เป็นต้น



รูปที่ 2. 12การป้อนกลับทางชีวภาพทางการมองสำหรับการฟื้นฟูการเดิน

(ที่มา :<http://www.mci-forum.com/developments-in-computer-assisted-rehabilitation-environments/>)

### 2.2.1.2 ผลของการฝึกเดินโดยการใช้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทางการได้ยิน

ในการศึกษาทางสรีระวิทยาของการได้ยินเสียงที่เป็นจังหวะต่อระบบประสาทสั่งการนั้นพบว่าระบบประสาทสัมผัสทางการได้ยินนั้นมีการเชื่อมต่อกับระบบประสาทสั่งการในหลายส่วนคือคอร์ติคัล ซับคอร์ติคัล และระดับไขสันหลัง ซึ่งระบบการประมวลผลการได้ยินในสมองนั้นเป็นระบบที่มีการประมวลผลที่รวดเร็วและความแม่นยำในการรับสัญญาณเสียงที่เป็นจังหวะต่อการตอบสนองของระบบสั่งการ [25] ดังนั้นจึงมีการศึกษามากมายที่ศึกษาผลของการได้ยินเสียงที่เป็นจังหวะต่อการเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบสั่งการในผู้ป่วยพาร์กินสัน ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ผู้ที่ได้รับอุบัติเหตุทางสมอง และอาการอื่นๆ ซึ่งผลการศึกษาก็พบว่าการกระตุ้นด้วยเสียงที่เป็นจังหวะนั้นส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของความสามารถในการเดินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และจากการศึกษาเชิงเปรียบเทียบนั้นก็พบว่า การกระตุ้นด้วยเสียงในทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูนั้นมีประสิทธิภาพต่อการเดินมากกว่าการกระตุ้นด้วยตัวชี้นำประสาทสัมผัสอื่นๆ อีกด้วย [26]

### 2.2.1.3 ผลของการฝึกเดินโดยการใช้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทางการรับสัมผัส

การใช้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทางการรับสัมผัสนั้นมีหลากหลายรูปแบบ เช่น การกระตุ้นด้วยไฟฟ้า (electrical stimulation) หรือการสั่น (vibration) เป็นต้น การกระตุ้นทางการรับสัมผัสนั้นเป็นการกระตุ้นผ่านตัวรับรู้ประสาทสัมผัสที่ประมวลผลโดยสมองส่วนเบซัล แกงเกลีย (basal ganglia) ซึ่งเป็นตัวควบคุมการริเริ่มเคลื่อนไหวของร่างกาย มีการศึกษามากมายที่นำการกระตุ้นทางการรับสัมผัสมาปรับจังหวะในการก้าว อย่างเช่นในผู้ป่วยพาร์กินสันพบว่ามีความถี่ในการก้าวที่ลดลงจากการให้การกระตุ้นที่เป็นจังหวะผ่านทาง การรับสัมผัส [27] สำหรับผู้ที่มีความบกพร่องทาง

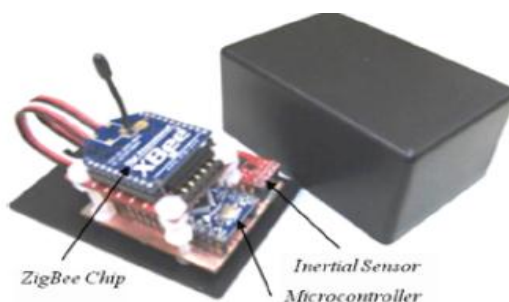
สายตาหรือทางการได้ยินอย่างเช่นผู้สูงอายุนั้น การให้การกระตุ้นผ่านทาง การสัมผัสสัมผัสว่าเป็น ทางเลือกหนึ่งที่จะนำมาประยุกต์ใช้แทนการให้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพอื่นๆได้ดี

## 2.2.2 อุปกรณ์ที่ให้ข้อมูลป้อนกลับร่วมกับการฝึกเดินชนิดพกพา

ในปัจจุบัน ได้มีการพัฒนาอุปกรณ์แบบพกพาที่มีการให้การป้อนกลับทางชีวภาพร่วมในการ ฝึก โดยมีตัวอย่างที่สำคัญดังนี้

### 2.2.2.1 ระบบที่มีการใช้งาน inertial sensors

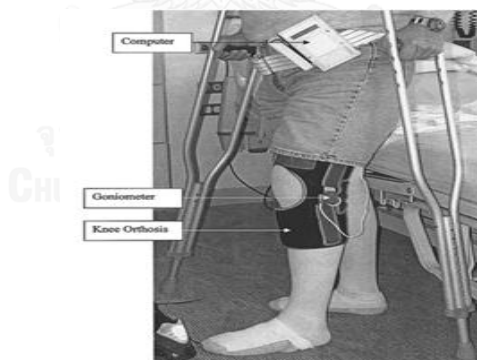
โดย inertial sensors ประกอบด้วย มิเตอร์ความเร่ง (accelerometers) ซึ่งวัดความเร่ง และอุปกรณ์วัดความเร็วเชิงมุม (gyroscopes) เพื่อสร้างข้อมูลทางด้านกลศาสตร์ เช่น ตำแหน่ง และ ความเร็ว รูปที่ 2.13 แสดงตัวอย่างของระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ inertial sensors โดยข้อมูลที่ ได้จาก inertial sensor จะถูกป้อนกลับเป็นการป้อนกลับทางการได้ยิน การมองเห็น และการรับ สัมผัส มีงานวิจัยที่ศึกษาการนำ inertial sensors มาพัฒนาเป็นอุปกรณ์ที่ให้ข้อมูลป้อนกลับทาง ชีวภาพสำหรับการฝึกเดินโดยพบว่าสามารถช่วยลดการแกว่งของลำตัวทำให้มีการทรงตัวที่ดีในขณะ เดินฝึกเดินแบบปกติ ในการศึกษาการใช้ inertial sensors โดยให้การป้อนกลับแสดงเป็นข้อมูลทาง เสียงในผู้ป่วยที่เสียสมดุลในการทรงตัว (vestibular loss) สามารถลดการแกว่งของลำตัว และทำให้ การทรงตัวดีขึ้น นอกจากนี้ยังมีงานศึกษาที่พบว่า Inertial sensors สามารถเพิ่มการทรงตัวในผู้ป่วย ทางด้านระบบประสาท เช่น ผู้ป่วยพาร์กินสัน ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง [11] ส่วนในผู้ป่วยโรค กระดูกและข้อก็พบว่า การได้รับข้อมูลป้อนกลับจาก inertial sensors สามารถลดแรงที่กระทำต่อ ระยางค์ส่วนล่างของร่างกาย และสามารถปรับการเคลื่อนไหวและพฤติกรรมได้ นอกจากนี้ได้มี งานวิจัยที่ใช้ inertial sensors สำหรับตรวจสอบกิจกรรมทางกายในผู้ป่วยหวาน ผู้ป่วยโรคอ้วน ผู้ป่วยโรคหัวใจ และผู้สูงอายุ inertial sensors จึงเป็นที่นิยมเนื่องจากมีขนาดเล็กสามารถพกพาไปใช้ ภายนอกห้องปฏิบัติการได้ แต่ก็มีข้อจำกัดเนื่องมาจากต้องการการปรับเทียบระบบก่อนใช้ทุกครั้ง และตำแหน่งในการติดตั้งของแต่ละบุคคลมีความแตกต่างกัน จึงจำเป็นต้องมีการฝึกการใช้งาน ซึ่งทำ ให้มีความยุ่งยากในการใช้งาน



รูปที่ 2. 13 Inertial sensor ที่ถูกนำมาใช้งานในการวิเคราะห์การเดิน

### 2.2.2.2 ระบบที่มีการใช้งาน Electrogoniometry

ในวัดการเคลื่อนไหวของข้อต่อขณะทำกิจกรรมและป้อนข้อมูลกลับในขณะนั้นให้แก่ผู้รักษาหรือผู้ป่วย ซึ่งข้อมูลป้อนกลับส่วนใหญ่จะเป็นรูปแบบเสียง และการมองเห็น Kuiken และคณะ [28] ได้ศึกษาการใช้ electrogoniometer เพื่อเป็นข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพของการเคลื่อนไหวข้อเข่าในผู้ป่วยหลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า พบว่าสามารถเพิ่มความเร็วในการเดินในกลุ่มที่ใช้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพมากกว่ากลุ่มที่ให้การรักษากายภาพบำบัดแบบทั่วไป ลักษณะตัวอย่างการใช้งานของ Electrogoniometry แสดงดังรูปที่ 2.14

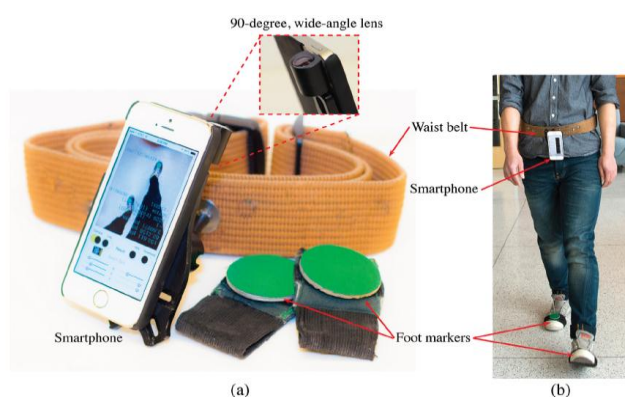


รูปที่ 2. 14 การใช้งาน Electrogoniometry เพื่อวัดการเคลื่อนไหวของข้อต่อ

### 2.2.2.3 ระบบที่มีการใช้งานกล้องดิจิทัลและโทรศัพท์มือถือ

ในปัจจุบันโทรศัพท์มือถือได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์การเดินในรูปแบบของระบบฝึกเดินชนิดพกพา ดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 2.15 โดยใช้หลักการประมวลผลภาพจากวิดีโอที่ได้บันทึกในขณะที่เดิน ซึ่งสามารถนำมาใช้ในการบอกความเร็วในการเดินในคนปกติวัยหนุ่มสาวและในผู้สูงอายุที่มีสุขภาพแข็งแรงได้ [13] แต่อย่างไรก็ตามระบบเหล่านี้มีความต้องการในการประมวลผลภาพทั้งภาพ

ที่ได้จากกล้อง จึงทำมีภาระในการคำนวณ (computational load) ของหน่วยประมวลผลที่สูง ซึ่งทำให้มีความจำเป็นต้องใช้หน่วยประมวลผลที่มีประสิทธิภาพและราคาสูง อีกทั้งยังมีความต้องการในการใช้พลังงานสูงด้วยเช่นกัน จึงทำให้ไม่สามารถใช้งานในการฝึกเดินอย่างต่อเนื่องยาวนานได้ นอกจากนี้ระบบเหล่านี้ยังมีความจำเป็นในการปรับเทียบก่อนการใช้งานทุกครั้ง ทำให้มีความไม่สะดวกในการใช้งาน



รูปที่ 2. 15 การใช้โทรศัพท์มือถือในการประเมินการเดิน

ตารางที่ 2.1 ตารางสรุปข้อดีข้อด้อยของอุปกรณ์ที่ให้ข้อมูลป้อนกลับร่วมกับการฝึกเดินชนิดพกพา

ชนิดอุปกรณ์ที่ใช้วิเคราะห์การเดิน	การให้ข้อมูลป้อนกลับ	ข้อดี	ข้อด้อย	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
Inertial sensors	ได้รับข้อมูลป้อนกลับทางมุมมองเห็น	ขนาดเล็ก พกพาสะดวก	-มีความจำเป็นในการปรับเทียบก่อนใช้งานทุกครั้ง - ต้องอาศัยความชำนาญในการติดตั้งอุปกรณ์ในตำแหน่งที่เหมาะสม -เมื่อใช้เป็นเวลานานจะเกิดความผิดพลาดสะสม	[12,17,32-35]
Electrogoniometry	ได้รับข้อมูลป้อนกลับแบบเสียงและการมองเห็น	วัดการเคลื่อนไหวของข้อต่อได้	-มีความจำเป็นในการปรับเทียบก่อนใช้งานทุกครั้ง -ต้องอาศัยความชำนาญในการติดตั้งอุปกรณ์ในตำแหน่งที่เหมาะสม -อุปกรณ์มีราคาแพง	[36,37]
กล้องดิจิทัลและโทรศัพท์มือถือ	ไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับแก่ผู้ป่วย	พกพาสะดวก	- มีความจำเป็นในการปรับเทียบก่อนใช้งานทุกครั้ง - อุปกรณ์มีราคาสูง - ใช้พลังงานสูงทำให้ไม่สามารถใช้งานได้ต่อเนื่องเป็นระยะเวลานานได้	[13,14]

เนื่องจากอุปกรณ์ที่ให้ข้อมูลป้อนกลับร่วมกับการฝึกเดินชนิดพหุพาดังกล่าวข้างต้นยังมีข้อจำกัดต่าง ๆ ในการใช้งาน (ดังแสดงในตารางที่ 2.1) เช่น ต้องการปรับเทียบทุกครั้งก่อนการใช้งาน และต้องอาศัยความชำนาญในการติดตั้งอุปกรณ์ในตำแหน่งเหมาะสมซึ่งยากต่อการใช้ในชีวิตประจำวัน บางระบบก็มีหน่วยประมวลผลที่มีความซับซ้อนอย่างเช่น การประมวลผลภาพโดยใช้กล้องดิจิทัลและกล้องวิดีโอ หรือมีความเสื่อมสะสมเมื่อใช้ในระยะเวลาต่างๆสำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ IMU เป็นหน่วยประมวลผล ในบางระบบก็ยังไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางชีวภาพทำให้เมื่อผู้ป่วยต้องใช้อุปกรณ์เหล่านี้ ผู้ป่วยต้องประมาณระยะก้าวด้วยตนเองโดยไม่มีการแสดงระยะก้าวที่เหมาะสม ยิ่งไปกว่านั้นระบบทั้งหมดข้างต้นยังไม่เอื้ออำนวยต่อผู้ให้การรักษาในการติดตามอาการของผู้ป่วยผ่านทางไกลได้ จึงทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถทำการฝึกเดินได้อย่างต่อเนื่องและมีประสิทธิภาพภายนอกสถานพยาบาลได้ บางอุปกรณ์ที่มีความแม่นยำสูงก็มีราคาที่สูงตามไปด้วย ซึ่งในงานวิจัยนี้มีแนวคิดในการปรับปรุงระบบฝึกเดินแบบพหุพาดให้ง่ายต่อการใช้งาน ราคาถูก ทำให้ผู้ใช้สามารถฝึกเดินได้อย่างต่อเนื่องที่บ้านหรือที่สิ่งแวดล้อมอื่น โดยไม่จำเป็นต้องปรับเทียบก่อนการใช้งานทุกครั้ง และสามารถแสดงข้อมูลป้อนกลับเป็นระยะก้าวให้แก่ผู้รับการฝึกเดิน ยิ่งไปกว่านั้นระบบที่จะพัฒนานี้สามารถแสดงระยะก้าวที่เหมาะสมเพื่อให้ผู้ป่วยสามารถที่จะก้าวได้ดีขึ้น และผู้ให้การรักษาในการติดตามอาการของผู้ป่วยผ่านทางไกลได้



### บทที่ 3

#### วิธีดำเนินการวิจัย

ดังที่ได้กล่าวในบทที่ 2 ถึงข้อจำกัดต่าง ๆ ของระบบฝึกเดินชนิดพกพาที่มีอยู่ในปัจจุบันจากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา งานวิจัยนี้จะทำการพัฒนาระบบฝึกเดินแบบพกพาโดยจุดประสงค์ที่สำคัญคือ

#1: พัฒนาระบบให้สามารถตรวจวัดระยะก้าว (gait assessment) ของผู้ฝึกเดินได้อย่างถูกต้องโดยผู้ฝึกเดินไม่จำเป็นต้องทำการปรับเทียบ (calibration) ระบบก่อนใช้งาน

#2: พัฒนาระบบให้สามารถใช้หน่วยประมวลผล (MCU) ที่ไม่ต้องการการใช้พลังงานที่สูงและมีราคาต่ำ เพื่อให้ระบบที่พัฒนาขึ้นเหมาะกับการใช้งานต่อผู้ใช้ในวงกว้างได้

#3: ระบบสามารถแสดงการป้อนกลับ (biofeedback) ต่อผู้ฝึกเดิน เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการฝึกเดิน โดยการป้อนกลับที่ใช้จะใช้การป้อนกลับทางเสียง (auditory feedback) และการป้อนกลับทางการมองเห็น (visual feedback) ผ่านทางการแสดงเส้นแสง

#4: ออกแบบให้โครงสร้างของระบบฝึกเดินเอื้ออำนวยต่อการรักษาและการติดตามอาการของผู้ป่วยผ่านทางไกล

โดยการพัฒนาระบบฝึกเดินให้บรรลุตามจุดประสงค์ต่าง ๆ ข้างต้น จะทำการออกแบบ และนำอุปกรณ์ต่าง ๆ ประกอบเข้าด้วยกันเป็นดังแสดงในตารางที่ 3.1

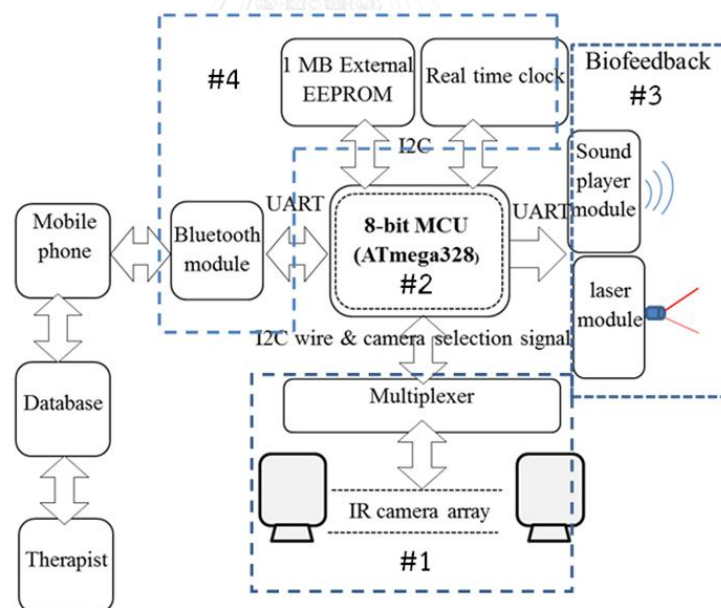
ตารางที่ 3. 2 การออกแบบระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัย

จุดประสงค์	การออกแบบ	รายละเอียด
ข้อ 1.	-พัฒนาระบบตรวจระยะก้าวโดยใช้กล้อง IR ขนาดเล็ก ประกอบกันเป็นอาเรย์ติดตั้งอยู่บนอุปกรณ์ช่วยเดิน โดยชุดของกล้อง IR จะทำการจับตำแหน่งของหลอด IR LED ที่ติดอยู่บนรองเท้าของผู้ฝึกเดิน และทำการแปลผลข้อมูลภาพออกมาเป็นระยะก้าว	หัวข้อ 3.1
ข้อ 2.	-พัฒนาหน่วยประมวลผลของระบบฝึกเดินโดยใช้ 8-bit MCU เบอร์ Atmega328 โดยกำหนดให้ทำงานที่ความถี่ 8 MHz และไฟเลี้ยง 3.3 V เพื่อให้สามารถลดการใช้พลังงานของหน่วยประมวลผลได้	หัวข้อ 3.1, 3.2

ตารางที่ 3.1 การออกแบบระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัย (ต่อ)

จุดประสงค์	การออกแบบ	รายละเอียด
ข้อ 3.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- สร้างการป้อนกลับทางแสงโดยใช้อุปกรณ์เลเซอร์ LED เพื่อแสดงเส้นแสงบนพื้นให้ผู้ฝึกเดินใช้ประกอบการฝึกเดิน โดยตำแหน่งของเส้นแสงจะควบคุมโดยใช้การหมุนของ Servo motor ที่ต่อยึดกับเลเซอร์ LED</li> <li>- สร้างการป้อนกลับทางเสียงโดยใช้ลำโพงในการแสดงเสียง</li> </ul>	หัวข้อ 3.2
ข้อ 4.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ออกแบบระบบให้สามารถบันทึกค่าตัวแปรในการฝึกเดิน คือ ความยาวก้าว (step length), ความยาวก้าว (stride length), จำนวนก้าว (cadence) และ ความเร็วในการเดิน (speed) และสามารถส่งค่าที่บันทึกนี้เข้าสู่ โทรศัพท์มือถือ เพื่อส่งต่อไปให้แพทย์ผู้ดูแลได้ต่อไป</li> </ul>	หัวข้อ 3.3

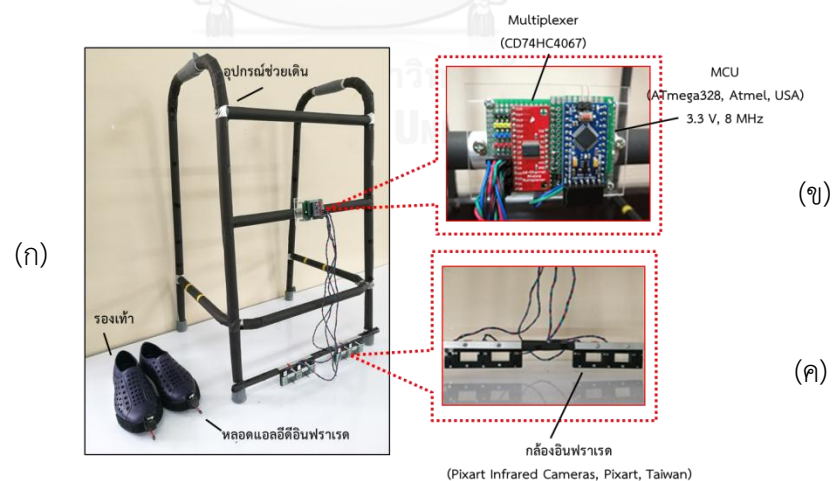
โดยระบบทั้งหมดที่ได้ออกแบบและพัฒนาขึ้นนี้เป็นดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3. 1 ระบบที่ได้พัฒนาขึ้น

จากรูปที่ 3.1 ในการฝึกเดินผู้รับการฝึกจะสวมรองเท้าแล้วเริ่มเดินโดยใช้ระบบอุปกรณ์ช่วยเดิน ในขณะที่เดิน แอลอีดีอินฟราเรดจะถูกจับภาพในปริภูมิของภาพอินฟราเรดโดยกล้องอินฟราเรด และภาพที่จับได้จะถูกประมวลผลโดย MCU เพื่อวิเคราะห์การเดิน กล้องอินฟราเรดแต่ละตัวถูกต่อเข้ากับ MCU โดยการสื่อสารแบบ I2C ผ่านทาง multiplexer เพื่อช่วยขยายการเชื่อมต่อระหว่าง MCU กับกล้องอินฟราเรดได้หลายตัวพร้อมกัน โดยข้อมูลที่ได้จากชุดของกล้องจะถูกนำมาสังเคราะห์เป็นข้อมูลตัวแปรในการเดินแบบตามเวลาจริง และสามารถนำมาแสดงต่อผู้ป่วยในรูปแบบข้อมูลป้อนกลับทางเสียงผ่านทางเครื่องเล่นเสียงหรือแสดงในรูปแบบของสัญญาณแสง ซึ่งผู้ป่วยสามารถใช้สัญญาณป้อนกลับนี้ขณะฝึกเดินเพื่อปรับการเดินให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น หลังจากฝึกเดิน ข้อมูลในการเดินของผู้ป่วยจะถูกบันทึกข้อมูลไว้ในหน่วยความจำ EEPROM ซึ่งข้อมูลที่ถูกรับบันทึกไว้สามารถส่งผ่านไปยังโทรศัพท์มือถือ (ที่ใช้ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์) ผ่านทางระบบ Bluetooth และสามารถถ่ายโอนข้อมูลจากโทรศัพท์มือถือไปยังฐานข้อมูลส่วนกลางผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยการออกแบบโครงสร้างการเชื่อมต่อข้อมูลนี้จะเอื้ออำนวยให้ผู้ให้การรักษาสามารถเข้าถึงฐานข้อมูลเพื่อติดตามพัฒนาการและสามารถปรับแผนการรักษาให้แก่ผู้ป่วยได้ ซึ่งรายละเอียดในการพัฒนาระบบการทดสอบระบบในแต่ละส่วน ตลอดจนการทดสอบการทำงานของระบบทั้งหมดในการฝึกเดิน เป็นดังที่จะได้กล่าวต่อไป

### 3.1 การพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินในระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับกล้องอินฟราเรด



รูปที่ 3. 2 (ก) อุปกรณ์ช่วยเดินและรองเท้า (ข) MCU และอุปกรณ์ต่อพ่วง (ค) กล้องอินฟราเรด การตรวจวัดระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับกล้องอินฟราเรดเพื่อวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินเบื้องต้น ประกอบด้วย 2 ส่วนหลักคือ อุปกรณ์ช่วยเดินกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และส่วนของรองเท้าที่ติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด ดังแสดงในรูปที่ 3.2

### 3.1.1 ส่วนประกอบ

#### 3.1.1.1 อุปกรณ์ช่วยเดินและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

ในส่วนของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์กับอุปกรณ์ช่วยเดินนั้น ประกอบด้วยกล้องอินฟราเรด (Pixart Infrared Cameras, Pixart, Taiwan) และไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU, ATmega328, Atmel, USA) กับอุปกรณ์ต่อพ่วง โดย MCU ถูกติดตั้งที่บริเวณส่วนกลางของอุปกรณ์ช่วยเดินและเชื่อมต่อสายสัญญาณไปยังกล้องอินฟราเรด ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (ข) กล้องอินฟราเรดถูกติดตั้งกับโครงยึดที่ได้มาจากการพิมพ์สามมิติโดยติดตั้งที่ส่วนล่างของอุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อจับตำแหน่งของหลอดแอลอีดีอินฟราเรดที่ติดตั้งอยู่บนรองเท้า

#### 3.1.1.2 กล้องอินฟราเรด

ในงานวิจัยนี้ได้ประยุกต์ใช้กล้องอินฟราเรด (Pixart Infrared Cameras, Pixart, Taiwan) ซึ่งมีขนาด  $1.3 \times 1.3 \times 0.5$  ซม. ดังแสดงในรูป 3.3 โดยกล้องอินฟราเรดนี้มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ แสดงผลที่ความละเอียด  $1024 \times 768$  พิกเซล

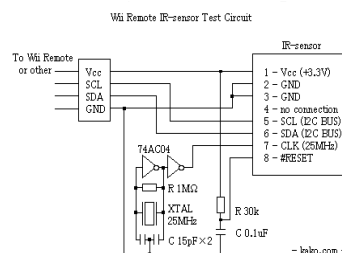
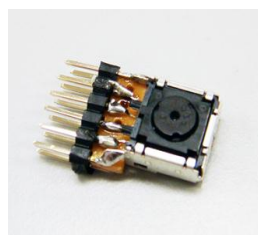
ข้อมูลส่งออก (output) เป็นพิกัด (X,Y) สามารถบ่งบอกความเข้ม (intensity) ของแหล่งกำเนิดได้ 6 ระดับ ดังแสดงในรูปที่ 3.4

สื่อสารแบบ I2C

มุมการมอง  $40^\circ$

สามารถจับแหล่งกำเนิดอินฟราเรดได้ 4 จุดสำหรับกล้องหนึ่งตัว

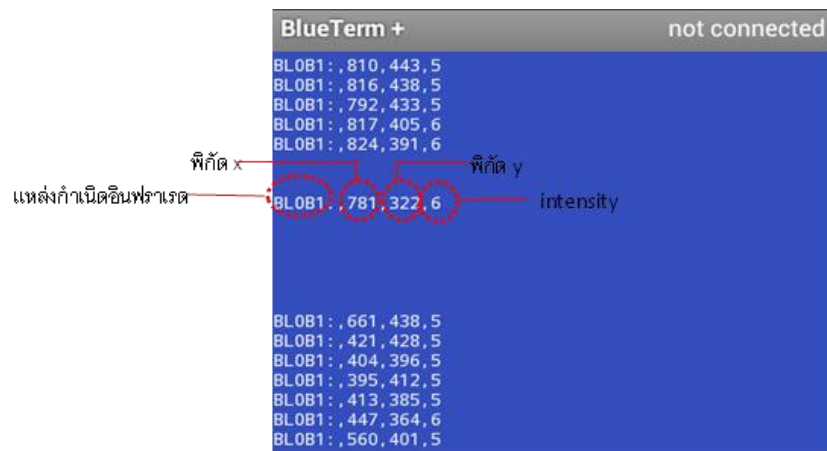
สามารถจับภาพที่ระยะไกลสุดประมาณ 150 ซม.



รูปที่ 3. 3 (ก) กล้องอินฟราเรด (Pixart Infrared Cameras, Pixart, Taiwan)

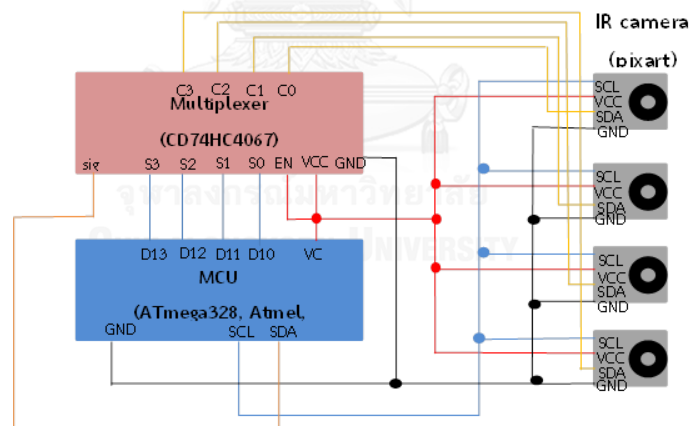
(ข) วงจรที่ต่อเชื่อมกับกล้องอินฟราเรด

(ที่มา: <http://williametter.com/portfolio/projects/wii-ir-camera-system/>)



รูปที่ 3. 4 การแสดงผลข้อมูลที่ได้จากกล้องอินฟราเรดผ่านทางหน้าจอโทรศัพท์แอนดรอยด์โดยผ่านแอปพลิเคชัน BlueTerm

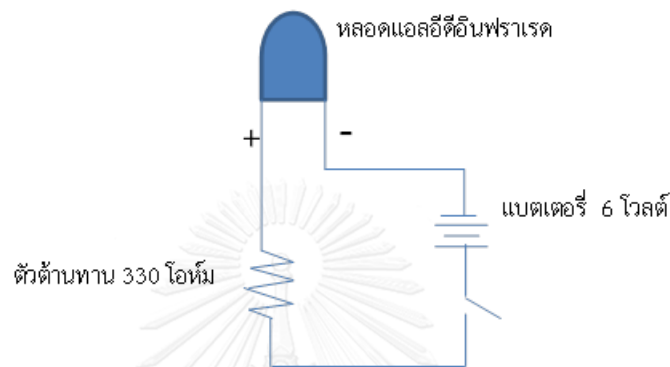
เนื่องจาก address ของกล้องอินฟราเรดแต่ละตัวเหมือนกันดังนั้น จึงต้องใช้ multiplexer เพื่อที่จะสามารถทำให้ใช้กล้องหลายตัวได้บน bus I2C เดียวกัน การต่อวงจรของกล้องอินฟราเรดกับ multiplexer และ MCU แสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3. 5 วงจรที่ใช้ในการเชื่อมต่อกับกล้องอินฟราเรด

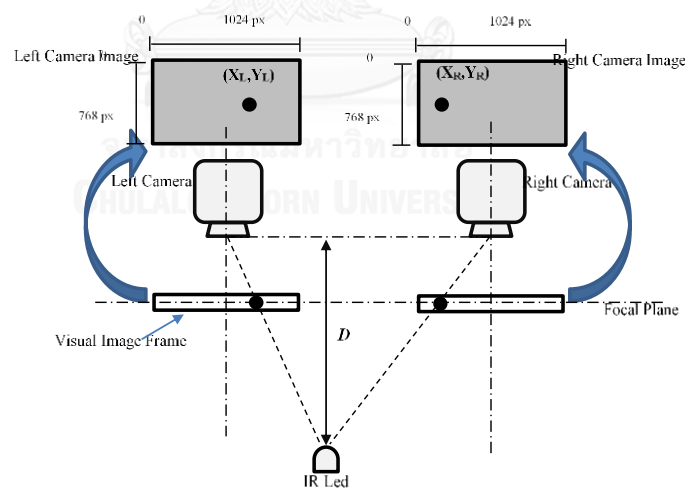
### 3.1.1.3 รองเท้าติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด

ในส่วนของการรองเท้าติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (ค) นั้น ในขั้นต้นนี้ได้ใช้ รองเท้าหุ้มเส้นติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด (Infrared transmitter tube IR333) จำนวน 1 ดวง ที่ บริเวณตำแหน่งของปลายนิ้วโป้ง โดยต่อเชื่อมกับความต้านทาน 330 โอห์ม และแบตเตอรี่ขนาด 3 V 2 ก้อน โดยมีสวิตช์เปิดปิดดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3. 6 วงจรหลอดแอลอีดีอินฟราเรด

### 3.1.2 วิธีวิเคราะห์การเดินที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 3. 7 วิธีวิเคราะห์การเดินโดยใช้กล้องอินฟราเรด

ขั้นตอนการวิเคราะห์การเดินโดยกล้องอินฟราเรดแสดงในรูปที่ 3.7 โดยใช้กล้อง 2 ตัวในการ จับตำแหน่งแอลอีดีอินฟราเรดแต่ละตัวบนรองเท้าผู้ป่วย ซึ่งแอลอีดีอินฟราเรดถูกติดที่ตำแหน่งนิ้วโป้ง ในรองเท้าแต่ละข้างดังนั้นจึงใช้ระยะทาง  $D$  ซึ่งเป็นระยะทางระหว่างแอลอีดีอินฟราเรดกับระนาบของ กล้องทั้งสอง (ดังแสดงในรูปที่ 3.7) เพื่อประเมินการเดิน

ในขั้นตอนนี้กล้องอินฟราเรดแต่ละตัวจับตำแหน่งของแอลอีดีอินฟราเรดแล้วแปลงตำแหน่งของแอลอีดีอินฟราเรดในรูปแบบสองมิติในปริภูมิของรูปภาพอินฟราเรด จุดภาพในแนวนอนมีขอบเขตถึง 1024 พิกเซล และ 768 พิกเซลในแนวตั้ง พิกัดของแอลอีดีอินฟราเรดจากรูปภาพอินฟราเรดของกล้องซ้ายและขวาคือ (XL,YL) และ (XR,YR) ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 3.7 เมื่อคุณสมบัติของกล้องเหมือนกันและกรอบการมองเห็นภาพถูกปรับให้อยู่ในแนวตั้งฉากกับระนาบพื้น ความแตกต่างของจุดภาพในแนวนอนของภาพในกล้องแต่ละคู่ ( XL-XR) จะมีค่าคงที่ที่ระยะทางเท่ากัน ซึ่งการหาค่า D จะแสดงได้ตามสมการที่ (3.1)

$$D=M \cdot (XL-XR) \quad (3.1)$$

โดย XL (px) คือ ตำแหน่งจุดภาพแนวนอนของแอลอีดีอินฟราเรดของกล้องฝั่งซ้าย

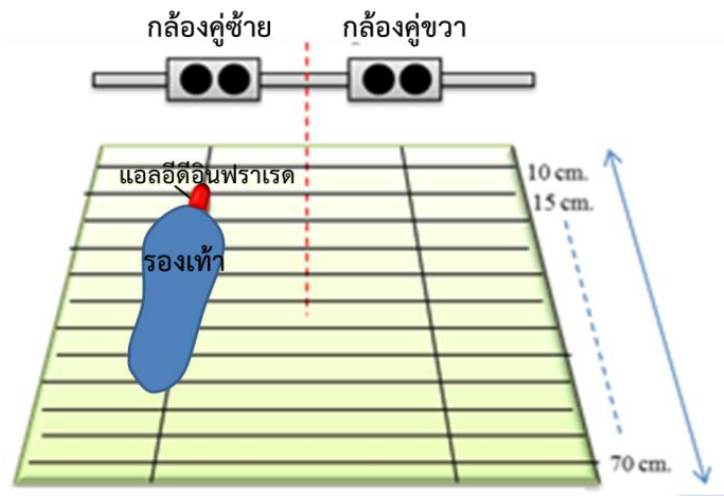
XR (px) คือ ตำแหน่งจุดภาพแนวนอนของแอลอีดีอินฟราเรดของกล้องฝั่งขวา

M (cm/px) คือ ค่าคงที่ในแต่ละระยะทาง D (cm)

ในการหาค่าคงที่ M ในระยะทางต่างๆ กระทำโดยการปรับเทียบระบบที่จะกล่าวในหัวข้อถัดไปนั้น เนื่องจากคุณสมบัติของกล้องอินฟราเรดนี้มีระบบประมวลผลภาพอยู่ในตัวของกล้องดังนั้น พิกัดจุดภาพสองมิติของแอลอีดีอินฟราเรดในภาพที่ได้จากกล้องจึงสามารถคำนวณได้จากกล้องอินฟราเรด ซึ่งพิกัดที่เป็นข้อมูลเชิงดิจิทัลนี้ถูกส่งไปยัง MCU โดยการสื่อสารแบบ I2C ทุกๆ 100 ms. เพื่อจะได้นำไปคำนวณเป็นค่าตัวแปรในการเดินในแต่ละก้าว จากหลักการนี้ทำให้มีการะในการคำนวณของ MCU น้อยโดยใช้เพียงแค่ 8-bit MCU และสัญญาณนาฬิกาฐานเวลา (system clock) 8 MHz ก็เพียงพอสำหรับการประเมินการเดินแบบตามเวลาจริง

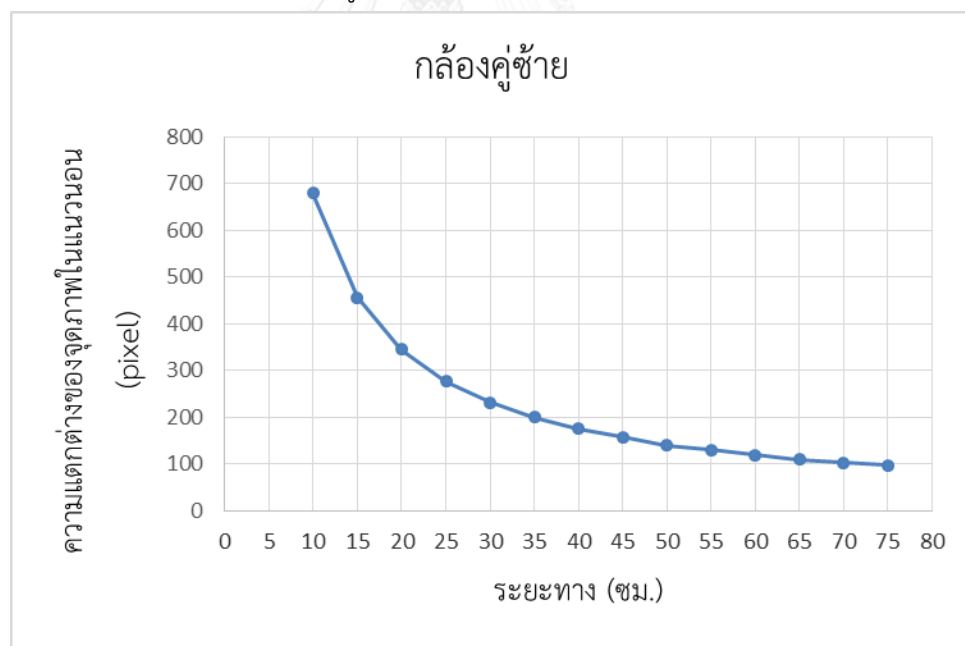
### 3.1.3 การปรับเทียบระบบวิเคราะห์การเดิน

ในการหาค่า M ในสมการที่ (3.1) ทำโดยการสร้างตารางบนพื้นราบดังแสดงในรูปที่ 3.8 และทำการปรับเทียบโดยเลื่อนรองเท้าที่ติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด ให้มีทิศทางเลื่อนเข้า-ออกจากกล้องอินฟราเรดที่ได้ติดตั้งไว้ที่อุปกรณ์ช่วยเดิน โดยระยะห่างที่ใช้ในการทดสอบอยู่ระหว่าง 10 - 70 ซม. โดยเลื่อนระยะเพิ่มขึ้นทีละ 5 ซม. และทำการบันทึกค่าพิกัดที่ได้ในแต่ละระยะ โดยในการทดลองจะทำซ้ำ 3 ครั้งโดยแยกทดสอบกล้องคู่ซ้ายและและคู่ขวาทีละคู่ จากนั้นนำค่าที่ได้จากการทดสอบ 3 ครั้งในแต่ละระยะมาหาค่าเฉลี่ยของค่าจุดภาพในแนวนอนแล้วนำมาสร้างกราฟเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพในแนวนอน (แกน x)



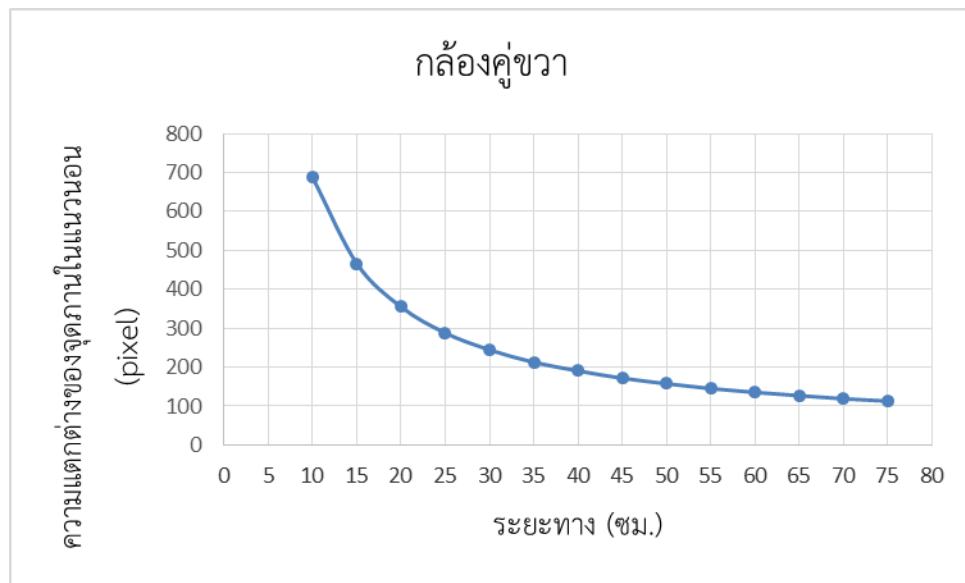
รูปที่ 3. 8 การปรับเทียบระบบ

จากการพล็อตกราฟพบความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับผลต่างของจุดภาพแนวนอนของกล้องซ้ายและขวาเป็นเส้นโค้งแสดงในรูปที่ 3.9 (ก) และ (ข) ตามลำดับ



รูปที่ 3. 9 (ก) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพในแนวนอนของกล้องคู่ซ้าย





รูปที่ 3.9 (ข) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพในแนวนอนของ

กล้องคู่ขวา

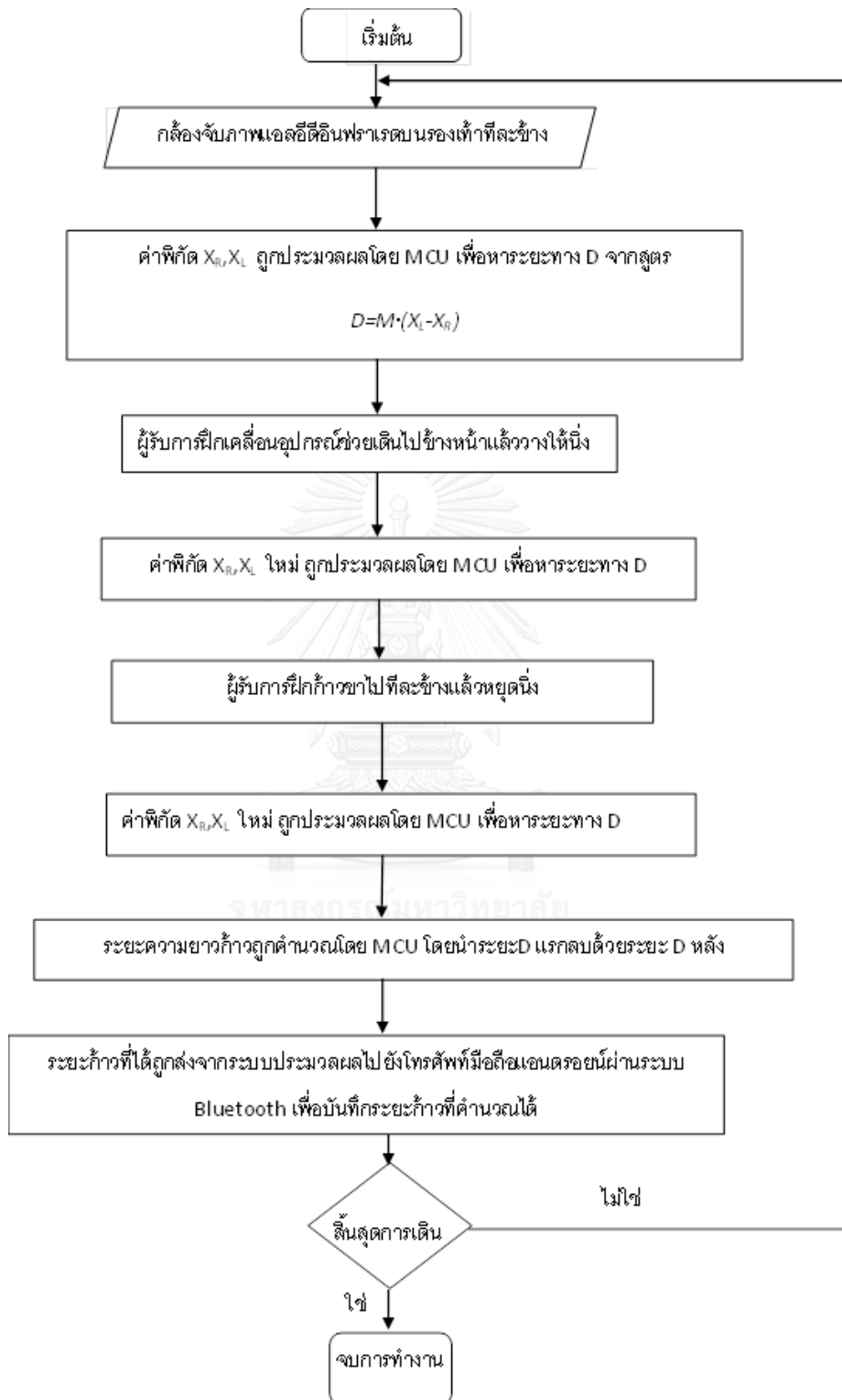
หลังจากสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับความแตกต่างของจุดภาพในแนวนอนแล้วพบว่ากราฟความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น ดังนั้นจึงทำการแบ่งเส้นกราฟออกเป็นช่วงของระยะทางโดยมีช่วงละ 5 ซม. แล้วจึงใช้สมการเส้นตรงแบบต่อเนื่อง (piecewise linear) ในการประมาณค่าคงที่  $M$  ในแต่ละระยะทาง  $D$  (cm) โดยค่า  $M$  ที่ระยะทางต่างๆ ที่คำนวณได้จากกล้องแต่ละคู่เป็นดังแสดงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3. 3 ค่า M (cm/px) ที่ระยะต่างๆ

ระยะทาง (cm.)	ค่า M (cm/px)	
	กล้องคู่ซ้าย	กล้องคู่ขวา
15	44.67	44.27
20	22.4	22.27
25	13.6	13.4
30	9.07	8.73
35	6.27	6.33
40	5	4.4
45	3.4	3.8
50	3.53	2.8
55	2.07	2.53
60	2.13	1.93
65	1.93	1.67
70	1.27	1.6
75	1.2	1.2

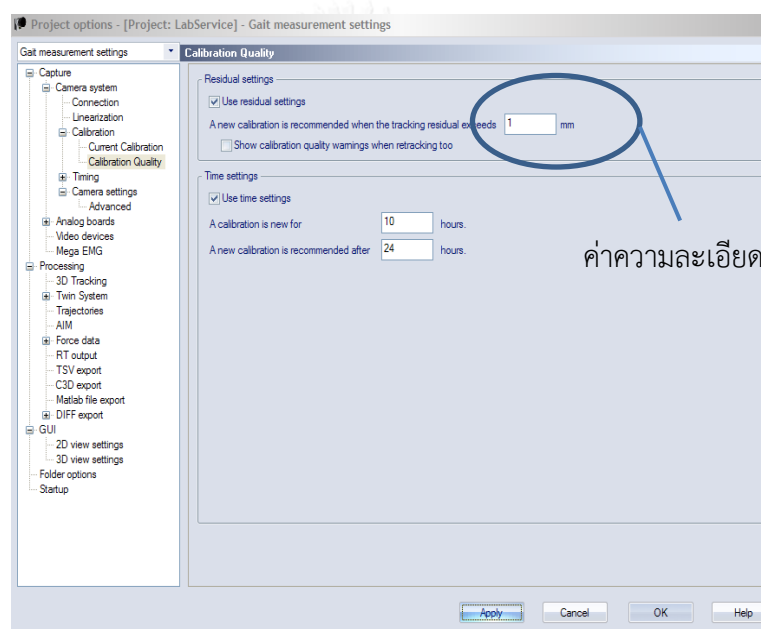
โดยจะนำค่า M ที่ได้นี้ไปทำการโปรแกรมไว้ภายใน MCU และใช้ในการกำหนดสมการเส้นตรงแบบต่อเนื่องสำหรับการคำนวณตัวแปรในการเดินในเบื้องต้นคือ ความยาวก้าว ต่อไป โดยมีขั้นตอนการทำงานของหน่วยประมวลผลเพื่อคำนวณระยะก้าวดังนี้

### ขั้นตอนการทำงานของหน่วยประมวลผลเพื่อคำนวณระยะก้าว

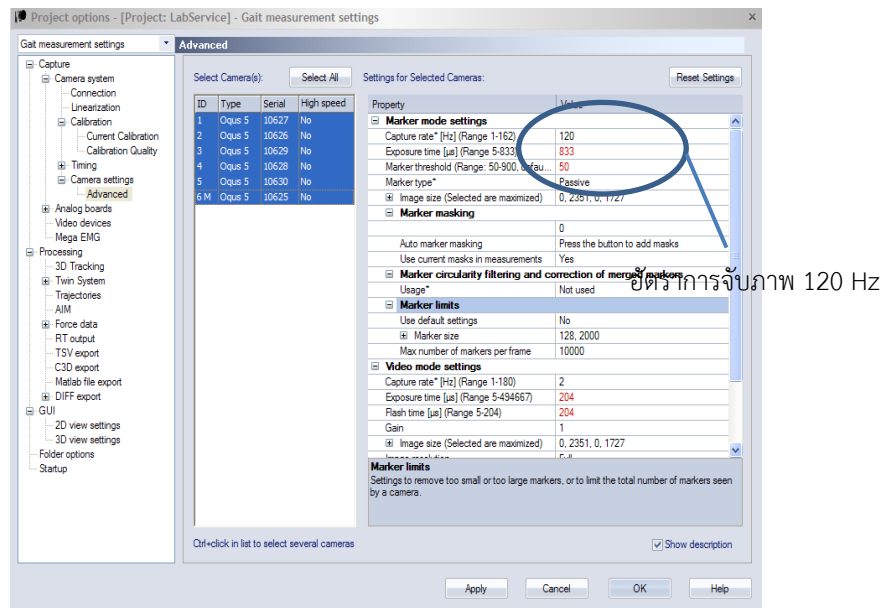


### 3.1.4 การทดสอบความถูกต้องของระบบโดยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys

ในการทดสอบความถูกต้องของการประเมินการเดินของระบบได้ใช้ระบบการประเมินการเคลื่อนไหว Qualisys (Qualisys, Qualisys AB Company, Sweden) เป็นระบบอ้างอิง เนื่องจากระบบ Qualisys เป็นวิธีการประเมินการเคลื่อนไหวของมนุษย์ที่ได้มาตรฐานทางคลินิกและสามารถแสดงผลข้อมูลในแบบเวลาจริง ซึ่งสามารถวิเคราะห์และแสดงผลข้อมูลการเคลื่อนไหวได้หลายตัวแปร คือ ตำแหน่ง มุม ความเร็ว อัตราเร่ง และระยะทาง ระบบ Qualisys ประกอบด้วยกล้อง 6 ตัว ดังแสดงในรูปที่ 3.12 (ก) โดยกล้องเหล่านี้ถูกใช้เพื่อถ่ายภาพ marker สะท้อนแสงที่ติดอยู่บนตัวของผู้ป่วย และตำแหน่งสามมิติของ marker ทุกตัว ได้มาจากการตั้งค่าความละเอียด 1 มม. และอัตราการจับภาพ 120 เฮิร์ต ดังแสดงในรูปที่ 3.10 และ 3.11 ตามลำดับ จากซอฟต์แวร์ของระบบ

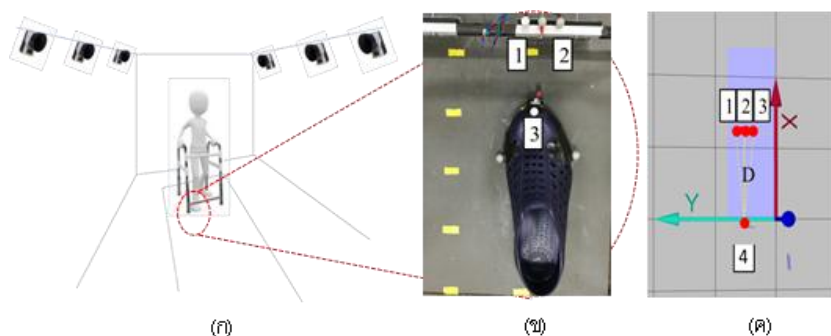


รูปที่ 3. 10 การตั้งค่าในการทำงานผ่านทางซอฟต์แวร์ของระบบ Qualisys



รูปที่ 3. 11 การตั้งค่าตัวแปรในการทำงานของระบบ Qualisys

เนื่องจากหลักการคำนวณหาระยะความยาวก้าวโดยระบบ Qualisys นั้นแตกต่างกับการคำนวณโดยระบบที่พัฒนาขึ้น โดยที่ระบบ Qualisys จะคำนวณระยะความยาวก้าวโดยมีจุดอ้างอิงคือเท้าข้างที่อยู่ข้างหน้ากับเท้าที่อยู่ข้างหลัง แต่ระบบที่พัฒนาขึ้นนี้คำนวณหาระยะความยาวก้าวโดยมีจุดอ้างอิงคือระยะทางจากกล้องอินฟราเรดที่ติดตั้งบนอุปกรณ์ช่วยเดินกับรองเท้า ดังนั้นสำหรับการทดสอบนี้ได้ใช้ marker สะท้อนแสง 3 ตัว ต่อการหาระยะความยาวก้าวของเท้า 1 ข้าง ดังแสดงในรูป 3.12(ข) เพื่อปรับการคำนวณหาระยะทางโดย Qualisys ให้ตรงกับหลักการหาระยะทางของระบบที่พัฒนาขึ้น จาก Qualisys โดยที่ marker ตัวที่ 1 และ 2 ถูกติดที่อุปกรณ์ในตำแหน่งเหนือกล้อง และ marker ตัวที่ 3 ถูกติดที่บริเวณรองเท้าในตำแหน่งของนิ้วโป้ง รูปที่ 3.12(ค) แสดงตำแหน่งของ marker ที่ถ่ายและแสดงโดยซอฟต์แวร์ Qualisys



รูปที่ 3. 12 (ก) การทดสอบความถูกต้องโดยระบบ Qualisys  
 (ข) ตำแหน่งของ marker  
 (ค) ภาพถ่ายตำแหน่งของ marker โดยซอฟต์แวร์ Qualisys

หลังจากติดตั้งระบบการทดสอบความถูกต้องเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนในการทดสอบเป็นดังต่อไปนี้

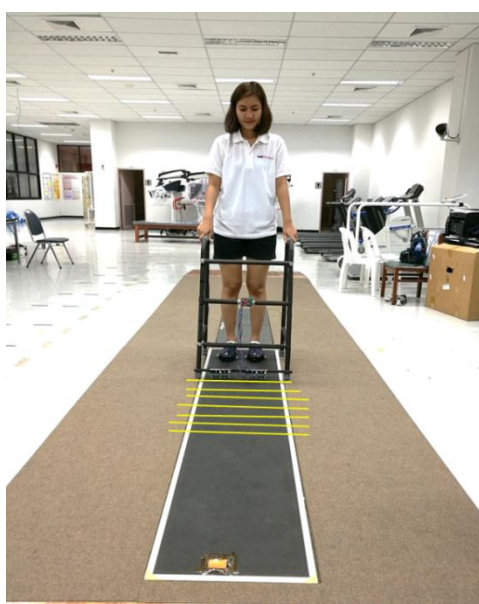
**3.1.4.1 Static phase** เนื่องจากความยาวก้าวของผู้ป่วยทางด้านระบบกระดูกและข้อ เช่น ผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพก ผู้ป่วยที่มีสภาวะข้อเข่าเสื่อม หรือผู้สูงอายุที่มีความจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน มีค่าเฉลี่ยความยาวก้าวอยู่ที่ 50- 65 ซม. [1-3] ผู้ทดสอบจึงวางรองเท้าแต่ละข้างไว้ที่ตำแหน่ง 30, 40, 50 และ 60 ซม. ตามคู่มือของกล้องในแต่ละฝั่ง ดังแสดงในรูปที่ 3.13 โดยการทดลองในแต่ละระยะจะกระทำซ้ำ 3 ครั้ง จากนั้นจึงนำค่า D (ดังแสดงในรูปที่ 3.7) ที่ได้จากระบบมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากระบบ Qualisys โดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการคำนวณ



รูปที่ 3. 13 การทดสอบความถูกต้องในช่วง static ( กล้องคู่ขวาและรองเท้าข้างขวา )

### 3.1.4.2 Dynamic phase

ค่าความยาวก้าว (step length) ได้ถูกนำมาใช้เป็นตัวแปรในการทดสอบความถูกต้องนี้ โดยผู้ทดสอบจะสวมรองเท้าและเริ่มเดินโดยอุปกรณ์ช่วยเดินโดยกำหนดระยะความยาวก้าวในแต่ละระยะทางดังต่อไปนี้ 30, 40, 50 และ 60 ซม. โดยที่จะมีเส้นคอยกำหนดระยะให้ที่ทางเดินของระบบ Qualisys ตามรูปที่ 3.14 เพื่อให้ผู้ทดสอบสามารถก้าวได้ตรงตามระยะนั้นๆ จากนั้นจึงนำค่าความยาวก้าว (step length) ที่ได้จากระบบและจาก Qualisys ทั้งหมด 7 ก้าว มาเปรียบเทียบเพื่อหาความถูกต้องของการประเมินการเดินต่อไป



รูปที่ 3. 14 แสดงวิธีการทดสอบความถูกต้องของระบบโดยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

Qualisys ในช่วง dynamic phase

### 3.1.5 วิธีการสังเคราะห์ข้อมูลจากระบบ Qualisys

หลังจากที่ได้ข้อมูลจาก Qualisys มาแล้วนั้นต้องมีการสังเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาระยะความยาวก้าวที่ได้ เนื่องจากในโปรแกรมของ Qualisys นั้นคำนวณระยะความยาวก้าวจากขาข้างที่อยู่ข้างหน้าไปยังขาข้างที่อยู่ข้างหลัง แต่ระบบที่ได้พัฒนาขึ้นนี้คำนวณระยะความยาวก้าวโดยอ้างอิงจากระยะของกล้องอินฟราเรดไปยังเท้า ซึ่งผู้วิจัยได้ปรับการคำนวณโดยการติด marker จำนวนทั้งหมด 6 ตัว ในตำแหน่งเหนือตอกล้องคู่ซ้าย และกล้องคู่ขวา ข้างละ 2 ตัว และที่รองเท้าแต่ละข้างเหนือหลอดแอลอีดีข้างละ 1 ตัว ซึ่งในขณะที่ฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินบนทางเดินของระบบ Qualisys นั้นจะมีการประมวลผลการเดินของระบบที่พัฒนาขึ้นและแสดงผลเป็นระยะก้าวผ่านโทรศัพท์มือถือแอนดรอยด์ผ่านทางแอปพลิเคชัน bluetermไปพร้อมกับการประมวลผลการเดินของ Qualisys เมื่อเดิน

ไปจนสุดทางเดินของระบบ Qualisys แล้วระบบทั้ง 2 จะทำการบันทึกผล โดยระบบที่พัฒนาขึ้นจะมีการบันทึกความยาวก้าวที่ประมวลผลได้ในรูปแบบ log.file ซึ่งผู้วิจัยสามารถนำค่าที่บันทึกมาใช้งานได้ทันที โดยรูปแบบของ log.file ได้แสดงในรูปที่ 3.15 จากรูปที่ 3.15 นี้ได้แสดงตัวอย่างการบอกระยะความยาวก้าวของเท้าซ้ายและเท้าขวาเป็นตัวเลขคือ 14 เซนติเมตร ส่วนข้อมูลที่ได้จาก Qualisys นั้นจะถูกส่งออกเป็น text.file โดยค่าที่ถูกนำออกมาคือค่าตำแหน่งของ marker ทั้ง 6 ตัว ในพิกัด x, y, z ดังแสดงในรูปที่ 3.16 จากรูปที่ 3.16 rt.shoe\_pos\_x, rt.shoe\_pos\_y, rt.shoe\_pos\_z คือพิกัด x, y, z ของ marker บนตำแหน่งรองเท้าข้างขวาเหนือหลอดแอลอีดีอินฟราเรด rt.lat\_bar\_pos\_x, rt.lat\_bar\_pos\_y, rt.lat\_bar\_pos\_z คือพิกัด x, y, z ของ marker บนตำแหน่งของกล่องตัวที่อยู่ฝั่งด้านนอกของกล่องคู่ขวา ส่วน rt.med\_bar\_pos\_x, rt.med\_bar\_pos\_y, rt.med\_bar\_pos\_z คือพิกัด x, y, z ของ marker บนตำแหน่งของกล่องตัวที่อยู่ฝั่งด้านในของกล่องคู่ขวา ส่วนพิกัดของกล่องคู่ซ้ายและรองเท้าฝั่งซ้ายใช้ชื่อเดียวกันกับฝั่งขวาแต่เปลี่ยนจาก rt. เป็น lt.

ระยะความยาวก้าวของ  
เท้าซ้าย

ระยะความยาวก้าวของ  
เท้าขวา

```

Camera #1: 711,403,2 Camera #2: 468,397,3
Camera #3: 684,432,2 Camera #4: 459,417,2
----- R -----
Previous Now Start
44.21 30.10 45.00
----- L -----
Previous Now Start
30.69 31.01 45.18
Left Move Detected: 14

Camera #1: 711,404,2 Camera #2: 468,398,3
Camera #3: 684,428,2 Camera #4: 458,415,2
----- R -----
Previous Now Start
30.10 30.10 45.00
Right Move Detected: 14

```

รูปที่ 3. 15 แสดงรูปแบบของ log.file ที่แสดงผ่านหน้าจอโทรศัพท์มือถือแอนดรอยด์



rt.shoe_pos_X	rt.shoe_pos_Y	rt.shoe_pos_Z	lt.shoe_pos_X	lt.shoe_pos_Y	lt.shoe_pos_Z	rt.lat_bar_pos_X	rt.lat_bar_pos_Y	rt.lat_bar_pos_Z
38.16	51.40	-1073.85	-1288.81	62.17	19.77	93.19	51.72	-1075.08
51.28			294.54	51.43	-1078.31			246.52
38.16	51.36	-1073.83	-1288.85	62.07	19.40	93.16	51.65	-1075.10
51.25			294.54	51.39	-1078.29			246.55
38.11	51.45	-1073.82	-1288.83	62.03	19.50	93.20	51.66	-1075.14
51.39			294.53	51.33	-1078.31			246.43
38.10	51.47	-1073.86	-1289.60	61.72	19.78	93.17	51.66	-1075.22
51.41			294.54	51.39	-1078.28			246.38
38.11	51.46	-1073.82	-1289.57	61.66	19.57	93.20	51.66	-1075.21
51.48			294.56	51.36	-1078.34			246.39
38.09	51.46	-1073.85	-1289.56	61.73	19.59	93.17	51.70	-1075.23
51.39			294.54	51.40	-1078.26			246.43
38.09	51.50	-1073.81	-1289.57	61.72	19.80	93.20	51.69	-1075.20
51.49			294.55	51.39	-1078.32			246.36
			-1289.61	61.13	19.80			-1078.20

รูปที่ 3. 16 แสดงรูปแบบของ text.file ที่ถูกส่งออกจากโปรแกรมของ Qualisys

เมื่อได้ข้อมูลพิกัด x, y, z ของ Qualisys marker แต่ละตำแหน่งมาแล้ว ผู้วิจัยได้ทำการสังเคราะห์ข้อมูลโดยขั้นตอนการสังเคราะห์ข้อมูลมีดังต่อไปนี้

1. นำข้อมูล text.file จาก Qualisys มาเปิดในโปรแกรม MS Excel โดยแยกค่าพิกัดของกล้องคู่และรองเท้าในแต่ละข้าง ดังแสดงในตารางที่ 3.3 ซึ่งแสดงตัวอย่างพิกัด x, y, z ของ marker ในตำแหน่งรองเท้าข้างขวา และกล้อง 2 ตัวในฝั่งขวา ในโปรแกรม MS Excel

ตารางที่ 3. 4 แสดงตัวอย่างพิกัด x, y, z ของ marker ในตำแหน่งรองเท้าข้างขวา และกล้อง 2 ตัวในฝั่งขวา

	shoe			med_bar			lat_bar		
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	
-51.59	56.22	-1.99	469.47	26.62	42.59	516.06	28.39	65.57	
-51.59	56.21	-2	469.4	26.58	42.62	515.92	28.56	65.57	
-51.61	56.27	-2	469.49	26.61	42.6	515.95	28.26	65.88	
-51.6	56.24	-1.99	469.38	26.52	42.72	515.73	28.6	65.38	
-51.58	56.24	-2.01	469.43	26.61	42.63	517.8	31.33	66.78	
-51.6	56.26	-2.02	469.44	26.65	42.68	518.02	31.01	66.93	
-51.57	56.23	-2.06	469.38	26.63	42.64	518.42	30.38	67.25	
-51.6	56.21	-2.01	469.41	26.57	42.61	518.03	30.79	66.85	

2. นำเฉพาะพิกัด x ของกล้อง 2 ตัวและรองเท้า มาทำการหาค่าความแตกต่างของพิกัด โดยนำค่าพิกัดแรกมาตั้งลบกับพิกัดต่อไปทั้งหมด เช่น พิกัดแรกคือ 516.06 ให้นำมาเป็นตัวลบพิกัดต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.17

shoe	med_bar	lat_bar
x	x	x
-51.59	469.47	516.06
-51.59	469.4	515.92
-51.61	469.49	515.95
-51.6	469.38	515.73
-51.58	469.43	517.8
-51.6	469.44	518.02
-51.57	469.38	518.42
-51.6	469.41	518.03
-51.59	469.48	518.01
-51.54	469.5	517.81
-51.61	469.52	518.39
-51.54	469.52	518.16
-51.56	469.57	518.06
-51.59	469.52	517.97

หาค่าความแตกต่างของพิกัด

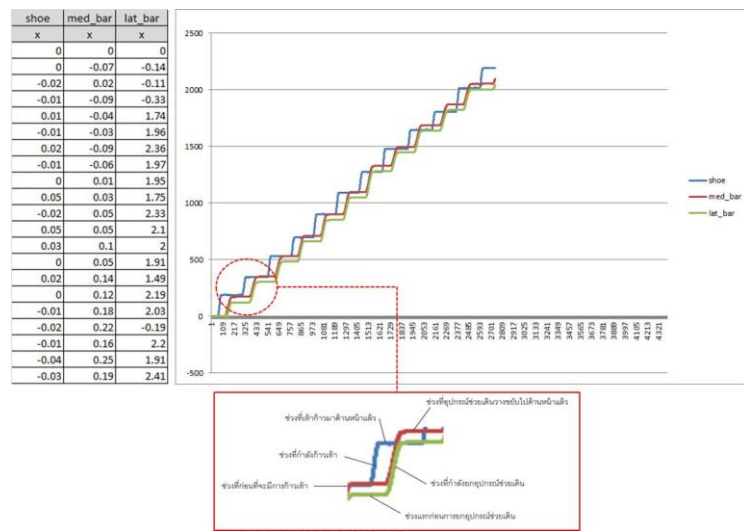
shoe	med_bar	lat_bar
x	x	x
0	0	0
-0.02	-1.37	-1.4
-0.04	-2.68	-2.64
0.01	-3.92	-3.87
-0.07	-5.11	-5.01
-0.04	-6.26	-6.15
-0.07	-7.24	-7.19
-0.08	-8.32	-8.13
-0.18	-8.53	-8.99
-0.28	-9.31	-9.83
-0.46	-10.06	-10.54
-0.61	-10.79	-11.21
-0.78	-11.17	-11.6
-0.94	-11.73	-11.6

=516.06- 516.06

=515.92 -516.06

รูปที่ 3. 17 แสดงการหาค่าความแตกต่างของพิกัด x ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง

3. นำค่าความแตกต่างของพิกัด x ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง มาพล็อตกราฟเพื่อดูช่วงของการก้าวขา ดังแสดงในรูปที่ 3.18 โดยกราฟที่ได้จะมีลักษณะเป็นขั้นบันได เส้นกราฟสีฟ้าแทนตำแหน่ง marker บนรองเท้า ส่วนเส้นกราฟสีแดงและเขียวแทนตำแหน่งของ marker บนกล้องด้านในและด้านนอกตามลำดับ จะเห็นว่าในแต่ละ 2 ขั้นบันไดจะเริ่มจากก่อนเริ่มต้นการเดิน อุปกรณ์ช่วยเดินและเท้ายังอยู่หนึ่งกับพื้นเส้นกราฟจะอยู่ในแนวราบ ในช่วงที่มีการยกอุปกรณ์ช่วยเดินและช่วงกำลังก้าวเท้าเส้นกราฟจะมีลักษณะขึ้นขึ้น ส่วนในช่วงที่อุปกรณ์ช่วยเดินได้เคลื่อนที่ไปข้างหน้าและวางราบไปกับพื้นและเท้าได้ก้าวไปข้างหน้าจนวางราบกับพื้นแล้วเส้นกราฟจะกลับมาอยู่ในแนวราบอีกครั้งหนึ่ง ในขั้นนี้จะสามารถหาระยะความยาวก้าวได้โดยจะได้อธิบายในข้อถัดไป



รูปที่ 3. 18 แสดงการพล็อตกราฟที่แสดงช่วงของการเดินของ Qualisys

4. การคำนวณหาระยะความยาวก้าวโดยใช้โปรแกรม MATLAB เริ่มต้นจากการเลือกข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในช่วงที่อุปกรณ์ช่วยเดินยกไปข้างหน้าแล้วและช่วงก่อนที่จะมีการก้าวเท้าเพื่อเป็นข้อมูลแสดงตำแหน่งระยะห่างระหว่างอุปกรณ์ช่วยเดินกับเท้า และข้อมูลอีกช่วงหนึ่งคือ ช่วงที่เท้าก้าวมาด้านหน้าแล้วในขณะที่อุปกรณ์ช่วยเดินยังอยู่ที่ตำแหน่งด้านหน้าตำแหน่งเดิม ดังแสดงในรูปที่ 3.19 จากนั้นนำชุดข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในทั้ง 2 ช่วงมาคำนวณหาระยะความยาวก้าวโดยใช้ฟังก์ชัน point to line ในโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 3. 19 แสดงข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในช่วงก่อนก้าวเท้าและหลังก้าวเท้า

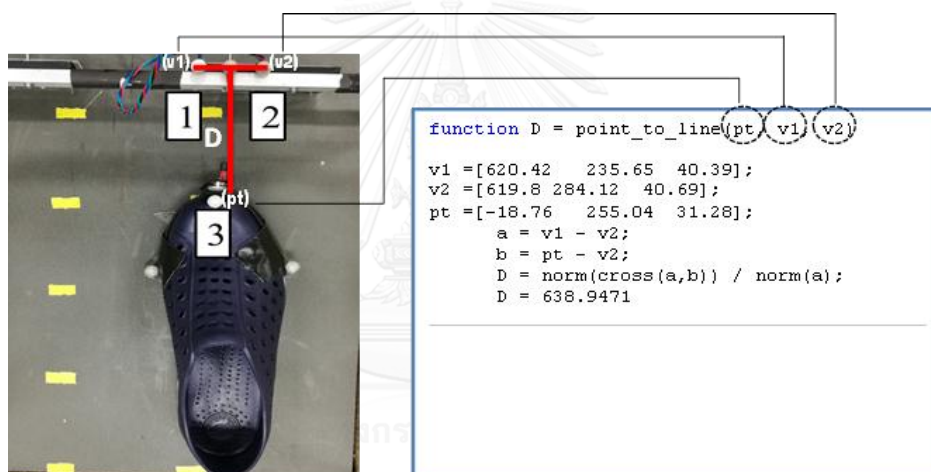
สำหรับการเขียนฟังก์ชัน point to line ในโปรแกรม matlab นั้นเป็นการคำนวณระยะทางระหว่างตำแหน่งของ marker บนกล้อง 2 ตัว ไปยังตำแหน่งของ marker บนรองเท้า ตามที่แสดงในรูปที่ 3.20 ซึ่งในฟังก์ชัน point to line นั้นแทนระยะทางที่ต้องการหาด้วย D และตำแหน่งของ marker บนกล้อง 2 ตัวด้านนอกและด้านใน แทนด้วย v1 และ v2 ตามลำดับ ส่วนตำแหน่งของ marker บนรองเท้าแทนด้วย pt

เมื่อกำหนดให้  $a = v1 - v2;$

$b = pt - v2;$

ดังนั้นสามารถหาค่าระยะทาง D ได้จากสมการที่ (3.2)

$$D = \text{norm}(\text{cross}(a,b)) / \text{norm}(a); \quad (3.2)$$

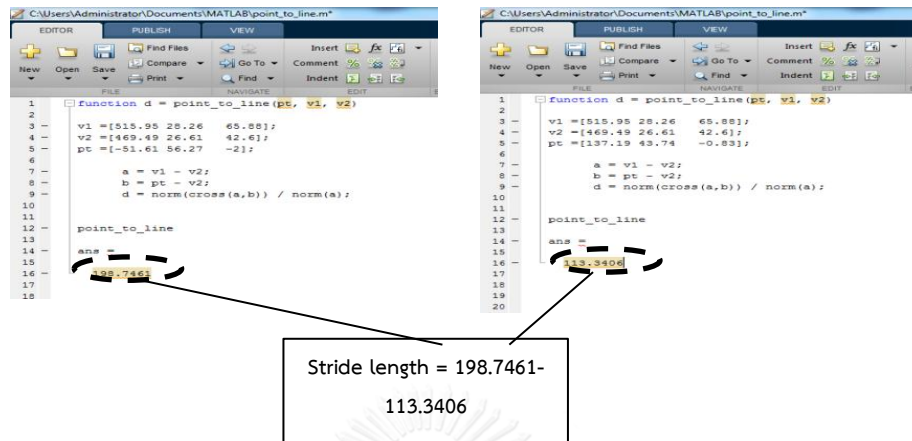


รูปที่ 3. 20 ก. แสดงตำแหน่งของ marker ที่นำมาคำนวณหาระยะทาง

ข. แสดงฟังก์ชัน point to line ที่ใช้ในการคำนวณหาระยะทางจากโปรแกรม matlab

การแทนค่าในสมการที่ (3.2) เพื่อหาค่าความยาวก้าวนั้นจะใช้ข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในช่วงก่อนที่จะก้าวขาไปข้างหน้า เมื่อแทนค่าแล้วจะได้ค่าระยะทาง D ก่อนที่จะมีการก้าวเท้าไปข้างหน้า และใช้ข้อมูลพิกัด x,y,z ของ marker หลังจากที่มีการก้าวเท้าไปข้างหน้าแล้ว จะได้ค่าระยะทาง D หลังจากที่มีการก้าวเท้าไปแล้ว จากนั้นนำค่าระยะทาง D ก่อนที่จะมีการก้าวเท้าไปข้างหน้ามาลบด้วยค่าระยะทาง D หลังจากที่มีการก้าวเท้าไปแล้วจึงจะได้ค่าระยะความยาวก้าวที่ตรงกันกับระบบที่ได้พัฒนาขึ้น ซึ่งวิธีการแทนค่าในสมการ point to line ได้แสดงในรูปที่ 3.21

ซึ่งค่าระยะความยาวก้าวที่ได้จากการสังเคราะห์ข้อมูลจาก Qualsys นี้จะใช้ในการนำมาเปรียบเทียบกับความยาวก้าวของระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นเพื่อหาความถูกต้องของระบบต่อไป



รูปที่ 3. 21 วิธีการแทนค่าในสมการ point to line และการนำค่าระยะทาง D ทั้ง 2 ช่วงมาลบกันเพื่อหาระยะความยาวก้าว

### 3.2 การพัฒนาระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียง

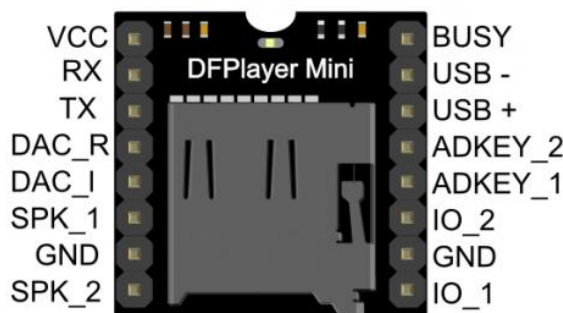
หลังจากการพัฒนากระบบฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับกล้องอินฟราเรดมีความแม่นยำในการประเมินระยะก้าวแล้ว จึงได้มีการพัฒนาระบบเพิ่มเติมคือ ระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสงและสัญญาณเสียงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการเดิน โดยที่ในขณะที่ฝึกเดินนั้นผู้ให้การรักษาสามารถเลือกข้อมูลป้อนกลับให้แก่ผู้รับการฝึก เพื่อบอกระยะความยาวก้าว โดยจะมีการให้ข้อมูลป้อนกลับโดยใช้สัญญาณแสง สัญญาณเสียง หรือทั้งสัญญาณแสงและเสียงให้แก่ผู้รับการฝึก ขึ้นอยู่กับแผนการรักษาหรือความสามารถของผู้รับการฝึก ทำให้ผู้รับการฝึกสามารถก้าวขาได้ตามระยะก้าวที่กำหนด ซึ่งในแต่ละส่วนของระบบการป้อนกลับนั้นจะถูกเชื่อมต่อเข้ากับ MCU ซึ่งจะอธิบายในหัวข้อของการป้อนกลับของแต่ละระบบต่อไป

### 3.2.1 ระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณเสียง

#### 3.2.1.1 อุปกรณ์เล่นเสียงและวงจรถอนิกส์

ในการป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางเสียงนั้นเป็นการให้ข้อมูลระยะก้าวของผู้รับการฝึกในขณะที่ฝึกเดิน โดยใช้อุปกรณ์เล่นไฟล์ MP3 ขนาดเล็ก DFPlayer Mini โดยลักษณะของอุปกรณ์เล่นเสียงได้แสดงดังรูปที่ 3.22 ซึ่งคุณสมบัติของ DFPlayer Mini มีดังต่อไปนี้

- 1.ทำงานที่แรงดัน 3.2V ถึง 5V
- 2.สามารถรองรับการควบคุมผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านโปรโตคอล UART
- 3.มีช่องสำหรับการต่อสวิตช์เพื่อควบคุมการเล่นได้โดยตรง
- 4.รองรับการเชื่อมต่อกับลำโพงโดยตรง (Mono) หรือต่อเข้าวงจรขยายเสียงก่อน (Stereo)
- 5.รองรับ Micro SD Card ความจุสูงสุด 32GB
- 6.24 -bit DAC output
- 7.รองรับ sampling rates (kHz): 8/11.025/12/16/22.05/24/32/44.1/48
- 8.สามารถปรับเสียงได้ 30 ระดับ

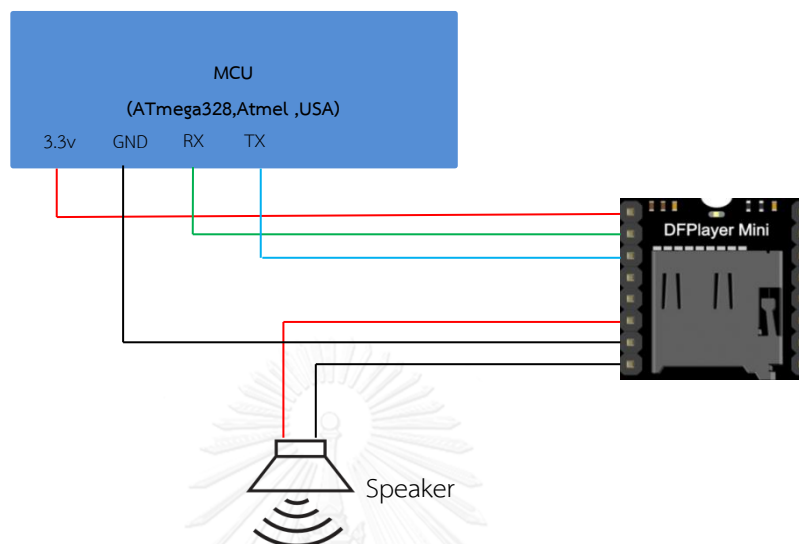


รูปที่ 3. 22 แสดงลักษณะของอุปกรณ์เล่นเสียง DFPlayer Mini Mp3

ที่มา : [https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/DFPlayer\\_Mini\\_SKU:DFR0299#Pin\\_Map](https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/DFPlayer_Mini_SKU:DFR0299#Pin_Map)

สำหรับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงนั้นจะเกิดขึ้นในช่วงที่อุปกรณ์ช่วยเดินหยุดนิ่งในขณะที่ฝึกเดินและผู้รับการฝึกได้ก้าวขาไปข้างหน้าแล้ว ระบบจะทำการอ่านค่าความเร่งเชิงมุมจาก IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินอยู่ในระยะหยุดนิ่ง หลังจากนั้นระบบจึงจะทำการประมวลผลระยะความยาวก้าวแล้วจึงจะมีการเล่นเสียงระยะก้าวออกมาให้ผู้รับการฝึกได้รู้ถึงความยาวก้าวของตนเอง ซึ่งในส่วนของการดำเนินการทำงานนี้จะอยู่ในหัวข้อขั้นตอนการทำงานของระบบการให้ข้อมูลป้อนกลับที่จะได้กล่าวถึงต่อไป สำหรับการเชื่อมต่ออุปกรณ์เล่นไฟล์ MP3 (DFPlayer Mini) กับ MCU สามารถ

เชื่อมต่อได้โดยตรงผ่านขา RX และ TX โดยวงจรเชื่อมต่อของระบบป้อนกลับทางเสียงแสดงดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3. 23 แสดงวงจรเชื่อมต่อของระบบป้อนกลับทางเสียง

ซึ่งระบบป้อนกลับทางเสียงนี้จะแสดงเสียงระยะก้าวผ่านลำโพงขนาดเล็กหลังจากที่ผู้รับการฝึกได้ก้าวขาไปข้างหน้าแล้ว สำหรับเสียงที่ใช้ในการป้อนกลับจะแบ่งออกเป็นการบอกระยะความยาวก้าวและการบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวให้ยาวขึ้น ในการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงจะแสดงเสียงเรียงตามลำดับต่อไปนี้ บอกข้างซ้าย/ขวา ตามด้วยระยะก้าว และตามด้วยหน่วยเซนติเมตร เช่น “ซ้าย 40 เซนติเมตร” และหากผู้รับการฝึกไม่สามารถก้าวได้ถึงระยะที่กำหนดไว้จะมีการเล่นเสียง “ก้าวขาซ้ายยาวขึ้นค่ะ/ก้าวขาขวายาวขึ้นค่ะ” เพื่อเป็นการเตือนให้ผู้รับการฝึกก้าวให้ได้ระยะทางที่เพิ่มขึ้น สำหรับไฟล์เสียง MP3 ที่ใช้เป็นข้อมูลป้อนกลับนั้นจะสามารถเล่นเสียงระยะก้าวตั้งแต่ 1-70 เซนติเมตร โดยมีไฟล์เสียง 1-10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, เอ็ด, เซนติเมตร, ขวา, ซ้าย, ก้าวเท้าขวายาวขึ้นค่ะ และ ก้าวเท้าซ้ายยาวขึ้นค่ะ โดยชื่อไฟล์เสียงแสดงในตารางที่ 3.4 ตัวอย่างการเล่นไฟล์เสียงระยะก้าว เช่น ซ้าย 41 เซนติเมตร ระบบจะทำการเล่นไฟล์ 0020, 0013, 0017, 0018 ตามลำดับ

ตารางที่ 3. 5 แสดงลำดับของไฟล์เสียง, เสียงที่แสดงและความจุของไฟล์เสียง

ไฟล์เสียง	เสียงที่แสดง	ความจุของไฟล์เสียง
0001.mp3	1	19.6 KB
0002.mp3	2	23.1 KB
0003.mp3	3	27.8 KB
0004.mp3	4	22.5 KB
0005.mp3	5	22.8 KB
0006.mp3	6	18.8 KB
0007.mp3	7	25.4 KB
0008.mp3	8	23.8 KB
0009.mp3	9	22.8 KB
0010.mp3	10	18.8 KB
0011.mp3	20	29.8 KB
0012.mp3	30	35.8 KB
0013.mp3	40	29.5 KB
0014.mp3	50	28.4 KB
0015.mp3	60	26.1 KB
0016.mp3	70	41.1 KB
0017.mp3	เอ็ด	27.8 KB
0018.mp3	เซนติเมตร	69.5 KB
0019.mp3	ขวา	77.5 KB
0020.mp3	ซ้าย	
0021.mp3	ก้าวเท้าขวายาวขึ้นคะ	
0022.mp3	ก้าวเท้าซ้ายยาวขึ้นคะ	

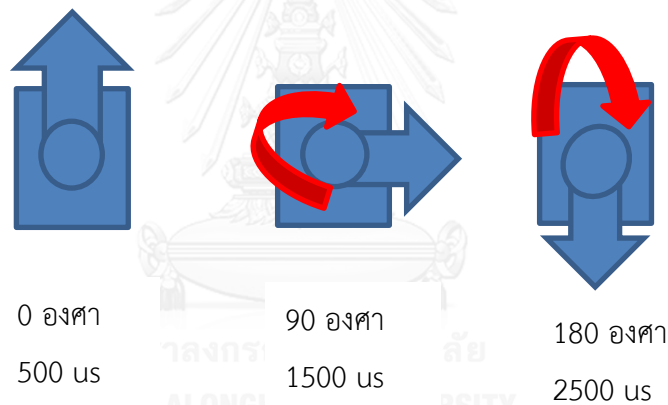


### 3.2.2 ระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณแสง

#### 3.2.2.1 อุปกรณ์ควบคุมสัญญาณแสงและวงจรอิเล็กทรอนิกส์

##### การทำงานของเซอร์โวมอเตอร์

ในการให้สัญญาณแสงนั้นได้ใช้เลเซอร์ไดโอด 2 สี คือ สีเขียวและสีแดงสำหรับฉายลงบนพื้น เพื่อบอกระยะความยาวก้าวของเท้าซ้ายและเท้าขวาตามลำดับ โดยติดตั้งเลเซอร์ไดโอดบนเซอร์โวมอเตอร์ซึ่งสามารถให้คำสั่งควบคุมการหมุนได้ โดยลักษณะการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์นั้นมีการควบคุมการหมุนโดยใช้ Pulse Width Modulation (PWM) และหมุนได้ 180 องศา โดยส่งพัลส์ไปทุกๆ 20 มิลลิวินาที (คาบ) โดยความกว้างของพัลส์จะใช้ในการควบคุมมุมที่เคลื่อนที่ เช่น เมื่อให้พัลส์ 500 us ,1500 us, 2500 us เซอร์โวมอเตอร์จะหมุนไปที่ 0 องศา, 90 องศา และ 180 องศา ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 3.24 ดังนั้นจึงสามารถควบคุมการฉายแสงเลเซอร์ลงบนพื้นราบด้วยได้อย่างแม่นยำโดยอาศัยการหลักการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์โดยใช้ความกว้างของพัลส์ต่างกันเมื่อองศาต่างกัน

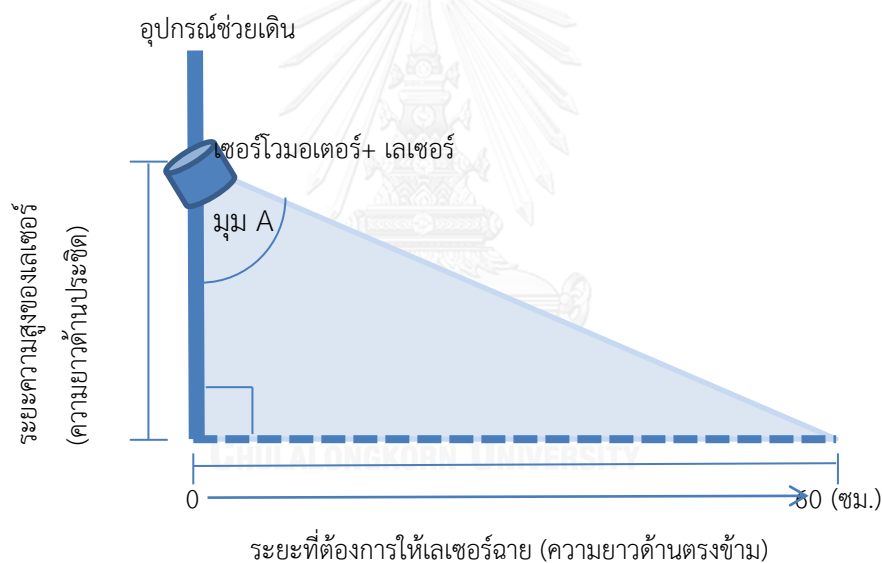


รูปที่ 3. 24 แสดงความกว้างของพัลส์ที่ควบคุมมุมที่เคลื่อนที่ของเซอร์โวมอเตอร์

จึงได้มีการศึกษาความละเอียดและความแม่นยำของเซอร์โวมอเตอร์ โดยทำการติดตั้งเลเซอร์ไดโอดบนเซอร์โวมอเตอร์ที่ความสูงจากพื้น 50 ซม. เพื่อให้สามารถฉายแสงเลเซอร์ลงบนพื้นราบที่มีการตีเส้นเริ่มจากระยะทาง 0 ซม. จากจุดที่ตั้งของเซอร์โวมอเตอร์ไปจนถึงระยะห่างจากเซอร์โวมอเตอร์ 60 ซม. โดยระยะทางเพิ่มขึ้นทีละ 1 ซม. สำหรับการกำหนดความกว้างของพัลส์ในแต่ละองศานั้นในขั้นต้นผู้วิจัยได้ทำการคำนวณองศาที่เซอร์โวมอเตอร์หมุนไป (มุมที่ต้องการหา) เพื่อให้ได้ระยะทางบนพื้นราบเพิ่มขึ้นทีละ 1 ซม. หาได้จากฟังก์ชันแทนเจนต์ของสามเหลี่ยมมุมฉาก (ตรีโกณมิติ) ซึ่งก็คือ อัตราส่วนของความยาวด้านตรงข้าม ต่อความยาวด้านประชิด ดังสมการที่ (3.3)

$$\begin{aligned}\tan(A) &= \text{ข้าม/ชิด} & (3.3) \\ &= \text{ระยะทางที่ต้องการให้เลเซอร์ฉาย/ความสูงของเลเซอร์}\end{aligned}$$

จากรูปที่ 3.25 นี้ผู้วิจัยรู้เพียงสัดส่วนของระยะทางที่ต้องการให้เลเซอร์ฉาย ต่อความสูงของเลเซอร์ เพื่อต้องการหามุมที่ต้องการให้เลเซอร์ฉายจึงใช้ฟังก์ชัน  $\arctan$  เพื่อแปลงสัดส่วนที่ได้เป็นมุมที่ต้องการต่อไป หลังจากได้ค่ามุมที่ต้องการในแต่ละระยะแล้วนั้นจึงทำการแปลงค่ามุมเป็นความกว้างของพัลส์ เนื่องจากเซอร์โวมอเตอร์สามารถหมุนได้ 180 องศา และ 0 องศาใช้พัลส์ 500 us และ 180 องศาใช้พัลส์ 2500 us จึงสามารถหาพัลส์ที่เซอร์โวมอเตอร์หมุนเพิ่มทีละ 1 องศา ได้จาก  $(2500-500)/180 = 11.11$  us ดังนั้นเซอร์โวมอเตอร์หมุน 1 องศาจึงใช้ความกว้างของพัลส์  $500+11.11=511.11$  us ดังนั้นจึงสามารถหาค่าความกว้างของพัลส์เพื่อต้องการให้เลเซอร์ฉายลงบนพื้นราบในระยะเวลาต่างๆได้



รูปที่ 3. 25 แสดงการคำนวณองศาที่เซอร์โวมอเตอร์หมุนไปในแต่ละระยะทาง

ในการพัฒนาระบบป้อนกลับทางแสงครั้งนี้ได้มีการศึกษาถึงการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์ 3 รุ่น เพื่อดูถึงความละเอียดและความแม่นยำก่อนที่จะเลือกนำมาใช้งาน คือ MG 90 s (Tower pro), MG 995 High speed (Tower pro) และ MG 996R High torque (Tower pro) ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์แต่ละชนิดอธิบายได้ดังต่อไปนี้

### เซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 90 s (Tower pro)

- dimension 22.5 x 12 x 35.5 mm. , weight 13.4 g.
- torque: 1.8 kgf-cm (4.8 V )
- Operating speed: 0.1 s/60 degree
- Operating voltage: 4.8 V
- Dead band width: 5  $\mu$ s



รูปที่ 3. 26 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 90 s (Tower pro)

ที่มา : [http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995\\_Tower-Pro.pdf](http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf)

### เซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 996R high torque (Tower pro)

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf-cm (4.8 V ) , 11 kgf-cm (6 V )
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA –
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5  $\mu$ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C –55 °C



รูปที่ 3. 27 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 996R (Tower pro)

ที่มา : [http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995\\_Tower-Pro.pdf](http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf)

#### เซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 995 high speed (Tower pro)

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V ), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5  $\mu$ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

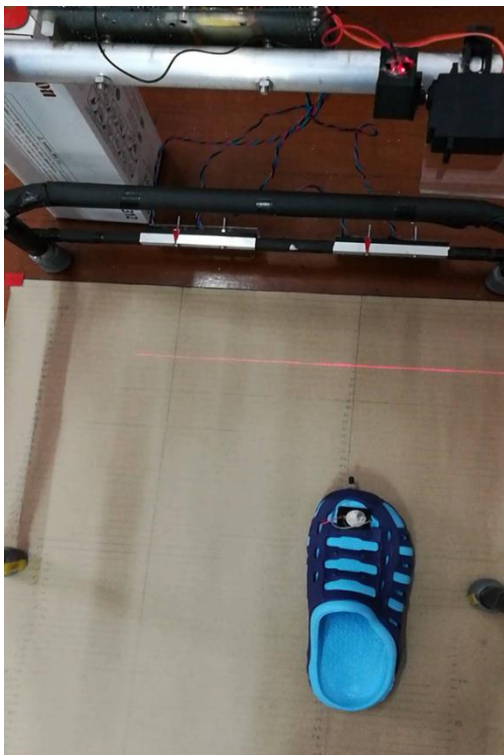


รูปที่ 3. 28 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 995 High speed (Tower pro)

ที่มา : [http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995\\_Tower-Pro.pdf](http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf)

สำหรับวิธีการทดสอบเพื่อศึกษาความละเอียดและความแม่นยำของเซอร์โวมอเตอร์ทั้ง 3 ชนิดนั้น ทำโดยการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์ที่ยึดเลเซอร์ไดโอดบนฐานที่มีความสูงจากพื้นราบ 50 ซม.

โดยผู้ทดสอบทำการตีเส้นระยะทาง 0-65 ซม. บนพื้นราบ โดยแต่ละระยะทางห่างกันทุกๆ 1 ซม. จากนั้นโปรแกรมความกว้างของพัลส์ที่ใช้ควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ในแต่ละระยะเพื่อดูความแม่นยำของระยะที่เลเซอร์ฉายลงบนพื้น โดยลำแสงเลเซอร์จะต้องฉายเป็นเส้นตรงกับเส้นที่ตีไว้ในแต่ละระยะ ซึ่งวิธีในการทดสอบความละเอียดและความแม่นยำของเซอร์โวมอเตอร์ได้แสดงในรูปที่ 3.29 โดยความกว้างของพัลส์ที่คำนวณได้แสดงในตารางที่ 3.5



รูปที่ 3. 29 แสดงวิธีในการทดสอบความละเอียดและความแม่นยำของเซอร์โวมอเตอร์ด้วยการตีเส้นระยะทางและโปรแกรมความกว้างของพัลส์ในแต่ละระยะทาง

ตารางที่ 3.5 แสดงความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ที่ระยะทางต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (μs)	ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (μs)	ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (μs)	ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (μs)
0	0	1000	13	14.57	1162	26	27.47	1305			
1	1.14	1013	14	15.64	1174	27	28.37	1315			
2	2.29	1025	15	16.70	1186	28	29.25	1325			
3	3.43	1038	16	17.74	1197	29	30.11	1335			
4	4.57	1051	17	18.78	1209	30	30.96	1344			
5	5.71	1063	18	19.80	1220	31	31.80	1353			
6	6.84	1076	19	20.81	1231	32	32.62	1362			
7	7.96	1089	20	21.80	1242	33	33.42	1371			
8	9.09	1101	21	22.78	1253	34	34.22	1380			
9	10.20	1113	22	23.75	1264	35	27.47	1389			
10	11.30	1126	23	24.70	1274	36	28.37	1397			
11	12.40	1138	24	25.64	1285	37	29.25	1406			
12	13.49	1150	25	26.57	1295	38	30.11	1414			

ตารางที่ 3.5 (ต่อ) แสดงความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์ที่ระยะทางต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (ms)	ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (ms)	ระยะที่พื้น (cm)	มุมการหมุนของ เซอร์โวมอเตอร์	พัลส์กว้าง (ms)
39	37.95	1422	48	43.83	1487	58	49.24	1547
40	38.66	1430	49	44.42	1494	59	49.72	1552
41	39.35	1437	50	45.00	1500	60	50.19	1558
42	40.03	1445	51	45.57	1506	61	50.66	1563
43	40.70	1452	52	46.12	1512	62	51.12	1568
44	41.35	1459	53	46.67	1519	63	51.56	1573
45	41.99	1467	54	47.20	1524	64	52.00	1578
46	42.61	1473	55	47.73	1530	65	52.43	1583
47	43.23	1480	56	48.24	1536			
47	43.23	1487	57	48.74	1542			

โดยผลการทดสอบความละเอียดและความเที่ยงของเซอร์ไวโมเตอร์ทั้ง 3 ชนิดได้แสดงในตารางที่ 3.6 - 3.8

ตารางที่ 3.6 แสดงผลการทดสอบความเที่ยงและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉายเลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 90s

ระยะทางบนพื้นราบ (ซม.)	ค่าเฉลี่ยระยะทางที่เลเซอร์ฉายบนพื้นราบ	ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ของระยะทางในการฉายเลเซอร์	% ความคลาดเคลื่อน
5	4.9	0.1	2
10	10	0.2	2
15	14.9	0.2	1.33
20	19.8	0.2	1
25	25	0.1	0.4
30	29.9	0.1	0.33
35	34.8	0.2	0.57
40	40	0.2	0.5
45	45	0.2	0.44
50	49.9	0.1	0.2
55	55	0.2	0.36
60	69.9	0.1	0.16
65	70	0.1	0.15
ค่าเฉลี่ย		0.17	0.62



ตารางที่ 3.7 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉาย  
เลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์ไวเมอร์เตอร์รุ่น MG 995

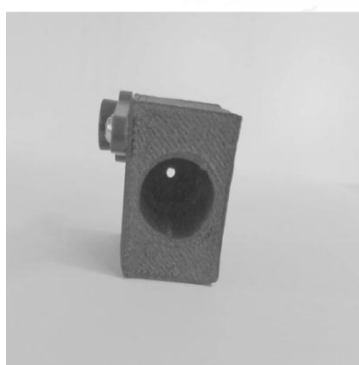
ระยะทางบนพื้นราบ (ซม.)	ค่าเฉลี่ยระยะทางที่เลเซอร์ฉาย บนพื้นราบ	ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ของ ระยะทางในการฉายเลเซอร์	% ความคลาดเคลื่อน
5	5	0	0
10	9.8	0	0
15	15	0	0
20	19.9	0	0
25	25	0.1	0.4
30	30	0	0
35	34.9	0.1	0.28
40	40	0.2	0.5
45	45	0.1	0.22
50	49.9	0.1	0.2
55	55	0.1	0.18
60	59.9	0.1	0.16
65	67	0.1	0.15
ค่าเฉลี่ย		0.07	0.16

ตารางที่ 3.8 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำและความคลาดเคลื่อนของระยะทางในการฉายเลเซอร์บนพื้นราบของเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 996R

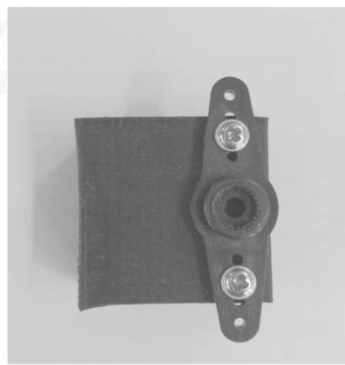
ระยะทางบนพื้นราบ (ซม.)	ค่าเฉลี่ยระยะทางที่เลเซอร์ฉายบนพื้นราบ	ความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ของระยะทางในการฉายเลเซอร์	% ความคลาดเคลื่อน
5	5	0	0
10	10	0	0
15	15	0.2	1.33
20	19.8	0.1	0.5
25	25.2	0.2	0.8
30	30.2	0	0
35	35.2	0.1	0.28
40	40.1	0.1	0.25
45	45.3	0.1	0.22
50	49.9	0.1	0.2
55	55	0.1	0.18
60	64	0.2	0.33
65	73	0.2	0.31
ค่าเฉลี่ย		0.11	0.33

ในการทดสอบความแม่นยำพบว่าเซอร์ไวโมเตอร์ทั้ง 3 รุ่นนั้น พบว่าการหมุนไปกลับของเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 90s เมื่อทำการหมุนซ้ำ 5 รอบจะมีการเคลื่อนที่ของจุด 0 องศาไปที่ตำแหน่งอื่น ในขณะที่เซอร์ไวโมเตอร์อีก 2 รุ่นมีการคงที่ของตำแหน่ง 0 องศา และพบว่า มีการเคลื่อนที่ของเพียง 2 ครั้ง ก่อนที่จะหยุดนิ่งทำให้การฉายเลเซอร์ไม่นิ่งในเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 90s และ MG 996R แต่ไม่พบการเคลื่อนที่ของเพียง 2 ครั้งในเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 995 และจากตารางที่ 3.5 แสดงให้เห็นว่าการหมุนของเซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 995 มีความแม่นยำสูงสุด ดังนั้นในการพัฒนาระบบครั้งนี้จึงเลือกใช้เซอร์ไวโมเตอร์รุ่น MG 995

ในการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 995 เข้ากับเลเซอร์ไดโอดนั้นได้ใช้การพิมพ์สามมิติ เพื่อให้การติดตั้งมีตำแหน่งที่แน่นอน โดยลักษณะของโครงสร้างสามมิติที่ใช้ในการติดตั้งเลเซอร์ไดโอดได้แสดงในรูปที่ 3.30 จากนั้นจึงทำการติดตั้งบนอุปกรณ์ช่วยเดิน และเนื่องจากความกว้างของพัลส์ที่คำนวณจากฟังก์ชันตรีโกณมิติเพื่อต้องการให้เลเซอร์ฉายลงบนพื้นราบในระยะทางต่าง ๆ นั้น ในบางระยะไม่ตรงกับระยะทางจริงบนพื้นราบโดยเฉพาะที่ระยะไกลจากเซอร์โวมอเตอร์ และเพื่อต้องการให้การติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์มีความสมมาตรกันผู้วิจัยจึงได้ทำการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์ในลักษณะกลับด้านกันเพื่อให้เลเซอร์ไดโอดอยู่ในทิศด้านในทั้งสองฝั่ง โดยมีระยะห่างระหว่างเซอร์โวมอเตอร์ทั้งสองตัวคือ 25 ซม. โดยติดตั้งอยู่บนแผ่นอะคริลิกที่ยึดแน่นอยู่บนอุปกรณ์ช่วยเดินที่สูงจากพื้นราบ 48 ซม. ลักษณะการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์ทั้งสองฝั่งแสดงในรูปที่ 3.31 ทำให้การควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ด้วยพัลส์ของเซอร์โวมอเตอร์ของทั้งสองฝั่งแตกต่างกัน ดังนั้นหลังจากการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์บนอุปกรณ์ช่วยเดินเป็นที่เรียบร้อยแล้วผู้วิจัยได้ทำการปรับเทียบค่าพัลส์ที่ควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ MG 995 ที่ระยะความสูง 48.5 ซม.จากพื้นราบเพื่อให้เซอร์โวมอเตอร์สามารถหมุนเพื่อฉายแสงเลเซอร์ในระยะทางบนพื้นราบที่ถูกต้อง โดยทำการปรับเทียบพัลส์ในแต่ละฝั่งของเซอร์โวมอเตอร์ในครั้งนี้ได้ทดสอบความละเอียดของเซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 995 ที่ระยะทางที่ต่างกัน 1 ซม. เป็นระยะทาง 0-70 ซม. โดยค่าพัลส์ที่ทำการปรับเทียบในการหมุนเพื่อให้ได้ระยะทางบนพื้นราบในแต่ละระยะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 995 แสดงในตารางที่ 3.9 และ 3.10 สำหรับค่าพัลส์ที่ทำการปรับเทียบของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งซ้ายและฝั่งขวาตามลำดับ



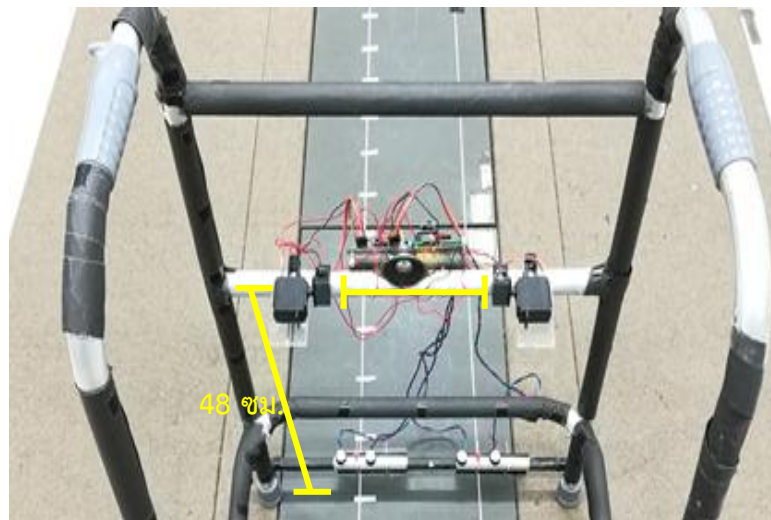
(ก)



(ข)

รูปที่ 3. 30 แสดงลักษณะของโครงสร้างสามมิติที่ใช้ในการติดตั้งเลเซอร์ไดโอด

(ก) แสดงช่องสำหรับยึดเลเซอร์ไดโอด (ข) แสดงส่วนสำหรับยึดกับเซอร์โวมอเตอร์



รูปที่ 3. 31 ลักษณะการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์ทั้งสองฝั่ง โดยที่เซอร์โวมอเตอร์ทั้ง 2 จะหันฝั่งที่ติดตั้งเลเซอร์ไดโอดเข้าด้านในเพื่อความสมมาตร

ตารางที่ 3.9 แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอโรมอเตอร์ที่จ่ายที่ระยะต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)
0	1166	12	1039	24	912	36	816	48	738
1	1155	13	1028	25	902	37	810	49	732
2	1145	14	1016	26	895	38	805	50	731
3	1132	15	1002	27	886	39	798	51	722
4	1126	16	993	28	877	40	790	52	717
5	1116	17	983	29	868	41	784	53	711
6	1100	18	973	30	859	42	777	54	706
7	1089	19	963	31	851	43	770	55	700
8	1076	20	953	32	842	44	763	56	695
9	1065	21	943	33	835	45	757	57	689
10	1055	22	932	34	832	46	751	58	683
11	1047	23	922	35	823	47	744	59	678

ตารางที่ 3.9 (ต่อ) แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งซ้ายที่ระยะต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)
60	678	63	666	66	653	69	642
61	674	64	662	67	649	70	638
62	670	65	657	68	645		

ตารางที่ 3.10 แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งขวาที่ระยะต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)
0	620	12	739	24	863	36	964	48	1048		
1	635	13	749	25	870	37	970	49	1053		
2	640	14	759	26	878	38	976	50	1059		
3	650	15	773	27	886	39	984	51	1065		
4	661	16	786	28	896	40	994	52	1070		
5	670	17	799	29	904	41	1000	53	1075		
6	683	18	808	30	912	42	1008	54	1080		
7	699	19	818	31	922	43	1014	55	1084		
8	709	20	828	32	932	44	1022	56	1090		
9	717	21	840	33	940	45	1028	57	1096		
10	727	22	847	34	950	46	1036	58	1102		
11	730	23	855	35	955	47	1040	59	1108		

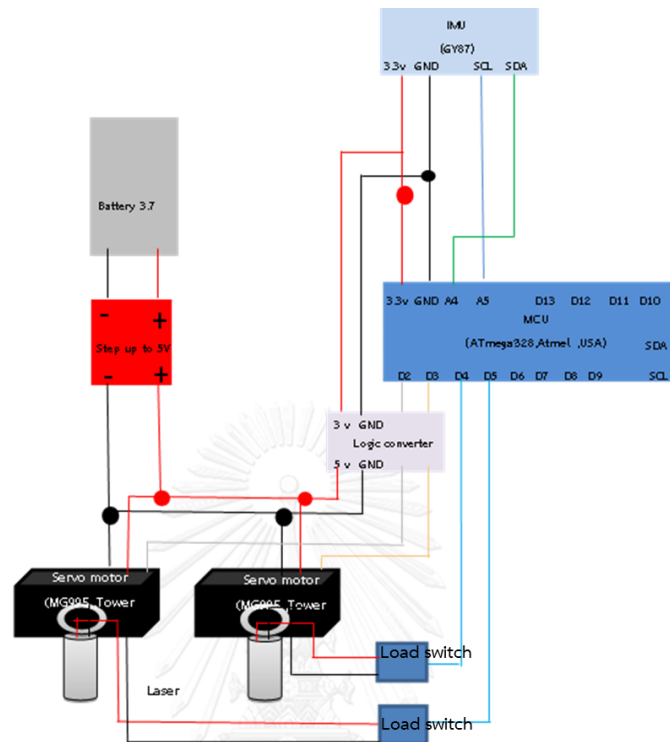
ตารางที่ 3.10 (ต่อ) แสดงค่าความกว้างของพัลส์ที่ใช้ในการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ฝั่งขวาที่ระยะต่างๆ

ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)	ระยะที่พื้น (cm)	ความกว้างของพัลส์ (us)
60	1114	63	1127	66	1142	69	1154
61	1119	64	1132	67	1146	70	1158
62	1122	65	1136	68	1148		



### วงจรอิเล็กทรอนิกส์ในการให้ข้อมูลย้อนกลับทางแสง

ในขั้นตอนการฝึกเดินนั้นการให้ข้อมูลย้อนกลับทางแสงจะเกิดขึ้นในช่วงที่อุปกรณ์ช่วยเดินวางนิ่งกับพื้นราบหลังจากที่ยกอุปกรณ์ช่วยเดินไปข้างหน้าแล้ว ระบบจะทำการอ่านค่าความเร่งเชิงมุมจาก IMU แล้วจึงทำการประมวลผลตำแหน่งของเท้าและทำการฉายแสงเลเซอร์เพื่อเป็นสัญญาณให้ผู้รับการฝึกก้าวขาไปตามระยะทางนั้นๆ ดังนั้นในวงจรเชื่อมต่อที่ได้พัฒนาเพิ่มเติมคือ การเชื่อมต่อเซอร์โวมอเตอร์ 2 ตัว และเลเซอร์ไดโอด 2 สี คือสีเขียวสำหรับข้างซ้ายและสีแดงสำหรับข้างขวา เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU, ATmega328, Atmel, USA) โดยระบบป้อนกลับทุกชนิดจะทำงานหลังจากการอ่านค่า IMU (GY87) ของระบบเพื่อควบคุมมุมการฉายของแสงเลเซอร์ลงบนพื้นราบในขณะที่อุปกรณ์ช่วยเดินหยุดนิ่ง ในการเชื่อมต่อนี้สามารถเชื่อมต่อเซอร์โวมอเตอร์แต่ละตัวเข้ากับ MCU โดยผ่านทางสายควบคุมของเซอร์โวมอเตอร์ แต่เนื่องจากอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อในระบบนี้ใช้ไฟเลี้ยงจากถ่านที่มีความต่างศักย์ 3.7 V แต่เซอร์โวมอเตอร์นั้นใช้ไฟเลี้ยงที่มีความต่างศักย์ 5 V ในส่วนนี้จึงใช้ voltage step-up module เพื่อแปลงค่าความต่างศักย์จาก 3.7 V เป็น 5 V เพื่อให้เซอร์โวมอเตอร์สามารถทำงานได้ และใช้ 3V to 5V Logic Level Bidirectional Converter ที่สามารถทำงานได้ทั้งสองทิศทาง เพื่อปรับระดับแรงดันของสัญญาณที่ส่งจาก MCU ไปยังเซอร์โวมอเตอร์ ในส่วนของการควบคุมแสงของเลเซอร์ไดโอดทั้ง 2 ข้าง หลังจากที่ได้ทำการพิมพ์ 3 มิติ เพื่อยึดเลเซอร์ไดโอดเข้ากับเซอร์โวมอเตอร์แล้วนั้นก็ได้ทำการต่อเลเซอร์ไดโอดเข้ากับ loader สวิตช์ โดยจะให้สัญญาณเปิดเมื่ออุปกรณ์ช่วยเดินหยุดนิ่งและระบบประมวลผลระยะก้าวแล้วเท่านั้น ในส่วนของวงจรของการควบคุมสัญญาณแสงที่ได้พัฒนาเพิ่มเติมนั้นแสดงดังรูปที่ 3.32 และสำหรับขั้นตอนการทำงาน ของ ระบบ การ ป้อน ก ลั บ แบบ ต่ า ง ๆ ได้ แ ส ด ง ใน หั ว ขั อ ต่ อ ไป



รูปที่ 3. 32 แสดงวงจรของระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางแสง

สรุปน้ำหนักรวมของระบบที่พัฒนาเพื่อติดตั้งบนอุปกรณ์ช่วยเดิน

น้ำหนักรวมของระบบคือ 259 กรัม โดยแยกออกเป็น

น้ำหนักของระบบประมวลผลระยะก้าว, ระบบควบคุมการป้อนกลับทางแสงและเสียง 104 กรัม

น้ำหนักของเซอร์โวมอเตอร์ทั้ง 2 ตัว 110 กรัม

น้ำหนักของลำโพง 45 กรัม

### 3.2.3 ขั้นตอนการทำงานของระบบการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง

หลักการทำงานของการให้สัญญาณป้อนกลับทุกรูปแบบจะแบ่งออกเป็น 4 สถานะ ดังต่อไปนี้

#### State 0

สถานะเริ่มต้น ผู้ให้การรักษาทำการตั้งค่ารูปแบบของการให้สัญญาณป้อนกลับด้วยโทรศัพท์มือถือผ่านทางสัญญาณบลูทูธ ซึ่งรูปแบบของสัญญาณป้อนกลับนั้นมีอยู่ 4 รูปแบบ และตัวอักษรภาษาอังกฤษที่ใช้แทนแต่ละรูปแบบในการตั้งค่า คือ

รูปแบบที่ 0 ไม่มีข้อมูลป้อนกลับ ใช้อักษรภาษาอังกฤษ “n”

รูปแบบที่ 1 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียง ใช้อักษรภาษาอังกฤษ “s”

รูปแบบที่ 2 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง ใช้อักษรภาษาอังกฤษ “l”

รูปแบบที่ 3 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงให้ก้าวยาวขึ้น ใช้อักษรภาษาอังกฤษ “o”

การตั้งค่าเริ่มจากการพิมพ์ตัวอักษรภาษาอังกฤษ จากนั้นตามด้วยระยะทางที่เป็นตัวเลข แล้วจึงตามด้วยเครื่องหมายที่เหลี่ยม “#” ยกตัวอย่างเช่น ผู้รักษาต้องการตั้งค่าระบบฝึกเดินให้มีการป้อนกลับทางแสงและต้องการให้ผู้รับการฝึกก้าวขาให้ได้ระยะก้าว 60 เซนติเมตร ให้พิมพ์ “l60#” ลงในแอปพลิเคชัน blueterm จากนั้นระบบปฏิบัติการของอุปกรณ์ฝึกเดินจะรับคำสั่งจากโทรศัพท์มือถือผ่านทางสัญญาณบลูทูธ และระบบประมวลผลจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU (GY87) Module เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินอยู่ในช่วงการเคลื่อนไหว ในช่วงเริ่มต้นการฝึกนั้นเมื่อผู้รับการฝึกยกอุปกรณ์ช่วยเดินไปข้างหน้าจะพบความแตกต่างของค่า IMU > 2000 หน่วยดังนั้นในโปรแกรมจึงได้เลือกใช้ค่าความเร็วเชิงมุมแกน z ของ gyroscope โดยกำหนดค่าความแตกต่างของความเร่งเชิงมุมแกน z > 2000 หน่วย เมื่อระบบประมวลผลจับค่าของความเร็วเชิงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปมากกว่า 2000 หน่วย แล้วจึงจะเริ่มเข้าสู่สถานะที่ 1 ต่อไป ดังแสดงในโปรแกรมดังต่อไปนี้

```
if (abs(Pre_GyZ - GyZ) > 2000)
    { MPU_count = 0;
      state = 1; }
else
    { Pre_GyZ = GyZ; }
```

จากโปรแกรม Pre\_GyZ คือ ค่าความเร็วเชิงมุมแกน z ของ IMU Module ขณะที่ไม่มี การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ช่วยเดิน และ GyZ คือ ค่าความเร็วเชิงมุมแกน z ในขณะปัจจุบัน ซึ่งมีหรือไม่มี การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ช่วยเดิน โดยจากการทดสอบในการยกอุปกรณ์ช่วย เดินขึ้นความแตกต่างของ Pre\_GyZ และ GyZ จะมีค่ามากกว่า 2000 หน่วย จึงนำค่าความ แตกต่างนี้มาใช้ในการตรวจสอบการยกอุปกรณ์ช่วยเดินในการฝึกเดิน

สำหรับโปรแกรมในการตั้งค่ารูปแบบของระบบป้อนกลับและระยะก้าวในการเริ่มต้นก่อนการ ฝึกเดินนั้นได้แสดงในภาคผนวก

### State 1

คือช่วงที่ผู้รับการฝึกได้ทำการยกอุปกรณ์ช่วยเดินไปข้างหน้าและวางนิ่งกับพื้นแล้ว ระบบจะ ทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU โดยใช้ IMU รุ่น MPU 6050 เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ ช่วยเดินนั้นได้หยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้ว โดยกำหนดค่าความแตกต่างของความเร่งเชิงมุมแกน z < 200 แสดงว่าอุปกรณ์ช่วยเดินหยุดนิ่ง ดังแสดงในโปรแกรมห่างต่อไปนี้

```
{ if (abs(Pre_GyZ - GyZ) < 200)
{ MPU_count++;
  if (MPU_count > 8)
  { state = 2;
    MPU_count = 0; } }
else
{ MPU_count = 1; // reset MPU_count
  Pre_GyZ = GyZ; }
```

จากโปรแกรม Pre\_GyZ คือ ค่าความเร่งเชิงมุมแกน z ขณะที่ไม่มี การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ ช่วยเดิน

GyZ คือ ค่าความเร่งเชิงมุมแกน z ในขณะปัจจุบัน ซึ่งมีหรือไม่มี การเคลื่อนไหวของอุปกรณ์ ช่วยเดิน

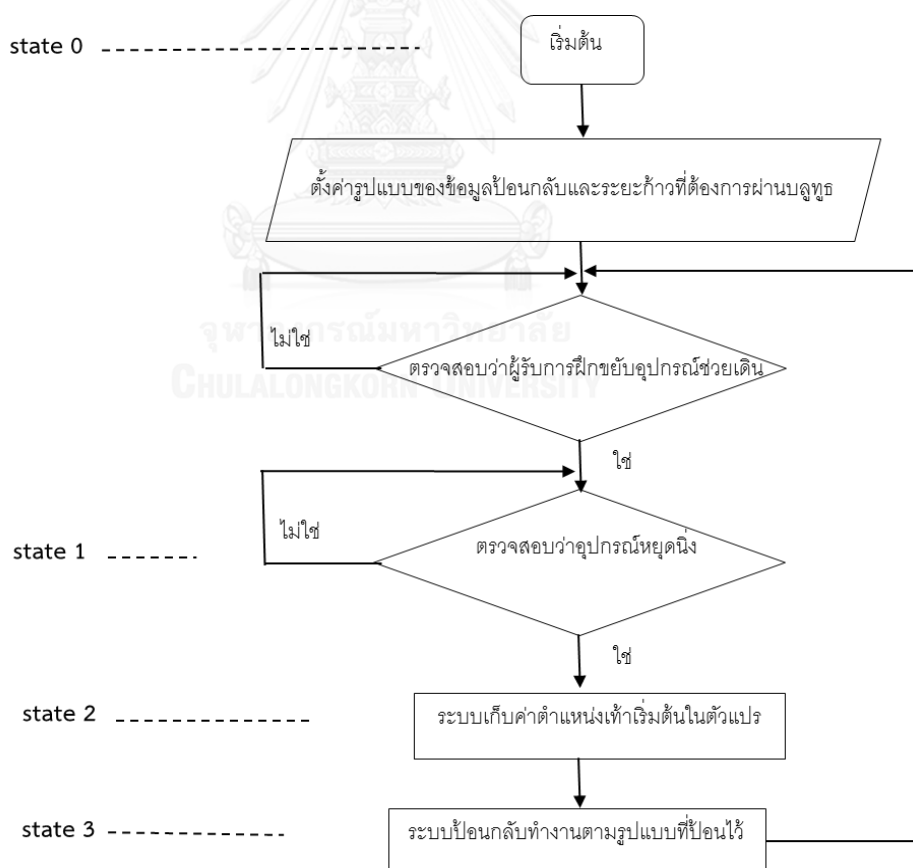
### State 2

เมื่ออุปกรณ์ช่วยเดินได้รับการยืนยันว่าหยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้ว ระบบประมวลผลจะทำการหาตำแหน่งของเท้าข้างซ้ายและเท้าข้างขวาจากกล้องอินฟราเรด ในขณะที่เท้าทั้ง 2 ข้างยังหยุดนิ่งไม่มีการก้าวขา จากนั้นทำการเก็บค่าตำแหน่งของเท้าแต่ละข้างในตัวแปร Start\_Rightfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างขวา และ Start\_Lefttfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างซ้าย ซึ่งตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างนี้จะใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการให้สัญญาณป้อนกลับต่อไป

### State 3

ระบบจะทำงานตามรูปแบบที่ผู้ให้การรักษาได้เลือกไว้ในแต่ประเภทของระบบป้อนกลับ ซึ่งในสถานะที่ 3 นี้จะอธิบายการทำงานอย่างละเอียดในแต่ละหัวข้อของระบบป้อนกลับต่อไป

### แผนผังการทำงานของระบบการให้ข้อมูลป้อนกลับ



### 3.2.3.1 รูปแบบที่ 0 ไม่มีข้อมูลป้อนกลับ

สำหรับการเลือกรูปแบบนี้จะเป็นการฝึกเดินเพื่อวัตรยะก้าวแต่ไม่มีการป้อนกลับข้อมูลการเดิน โดยผู้ให้การรักษาคำรูปแบบผ่านโทรศัพท์มือถือโดยการพิมพ์ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็ก “n” ตามด้วยเครื่องหมายสี่เหลี่ยม “#” คือ “n#” เมื่อได้รับคำสั่งแล้วหน้าจอโทรศัพท์มือถือจะแสดงคำว่า “No Cueing” และระบบจะทำงานตามปกติ คือ กล้องอินฟราเรดจะทำการจับตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้าง แล้วทำการประมวลผลระยะก้าวจากนั้นจะส่งผ่านระยะก้าวไปยังโทรศัพท์มือถือแอนดรอยด์ผ่านแอปพลิเคชัน blueterm โดยคำสั่งที่ให้ในโปรแกรมนี้จะให้เฉพาะคำสั่ง bluetooth.print เท่านั้นดังแสดงดังต่อไปนี้

```
case 0:
    {bluetooth.print("No Cueing");
    break;}
```

### 3.2.3.2 รูปแบบที่ 1 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าว

โดยหลักการทำงานของการให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียงนี้แบ่งออกเป็น 4 สถานะดังต่อไปนี้

#### State 0

ผู้ให้การรักษาคำรูปแบบของการให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียง โดยการพิมพ์ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็ก “s”ตามด้วยระยะทางที่เป็นตัวเลข ตามด้วยเครื่องหมายสี่เหลี่ยม “#” ในระยะนี้ระบบประมวลผลจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินยังอยู่ในช่วงการเคลื่อนไหว

#### State 1

ในช่วงที่ผู้รับการฝึกได้ทำการยกอุปกรณ์ไปข้างหน้าและวางนิ่งกับพื้นแล้วนั้น ระบบจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินนั้นได้หยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้ว

#### State 2

คือ ช่วงที่อุปกรณ์ฝึกเดินได้รับการยืนยันว่าหยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้วหลังจากการยกไปข้างหน้า ระบบประมวลผลจะทำการหาตำแหน่งของเท้าข้างซ้ายและเท้าข้างขวาในขณะที่ยังหยุดนิ่งไม่มีการก้าวขา จากนั้นทำการเก็บค่าตำแหน่งของเท้าแต่ละข้างในตัวแปร Start\_Rightfoot

สำหรับตำแหน่งเท้าข้างขวา และ Start\_Leftfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างซ้าย ซึ่งตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างนี้จะใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการให้สัญญาณป้อนกลับต่อไป

### State 3

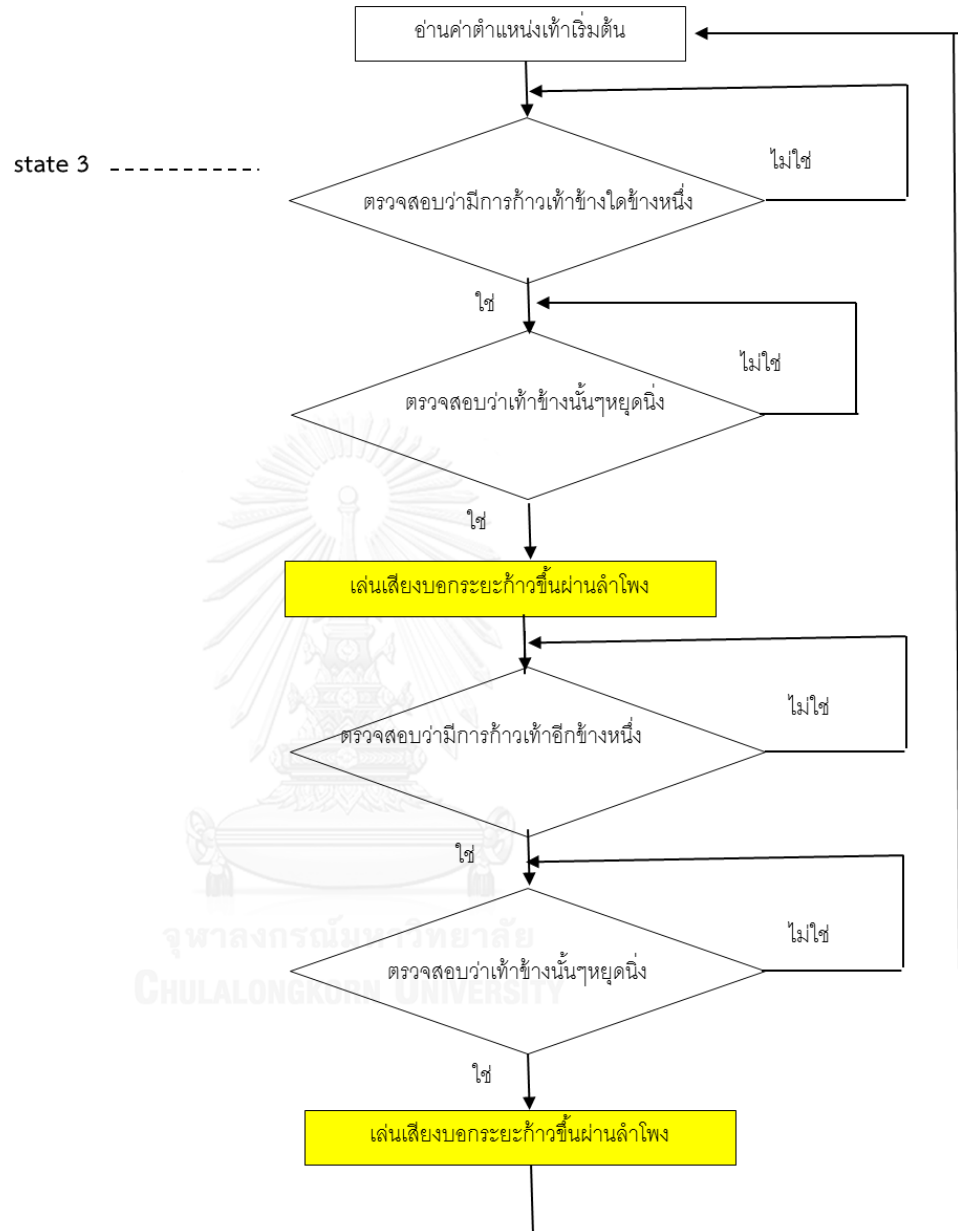
ระบบจะทำงานตามรูปแบบที่ผู้ให้การรักษาได้เลือกไว้ ซึ่งก็คือรูปแบบที่ 1 การให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียง ในส่วนของหลักการทำงานของขั้นตอนนี้จะมีการตรวจสอบว่ามีการก้าวเดินของขาหรือยัง โดย ที่นำค่าตำแหน่งของเท้าณ ปัจจุบัน (Rightfoot) ลบด้วยตำแหน่งของเท้าในเวลาก่อนหน้า (Previous\_Rightfoot) หากพบว่าค่าที่ได้น้อยกว่า 1 ซม.แสดงว่ายังไม่มีมีการก้าว จากนั้นจึงจะเข้าสู่เงื่อนไขที่ผู้รับการฝึกต้องก้าวให้ได้ ระยะทางมากกว่า 6 เซนติเมตร ระบบจึงจะแสดงสัญญาณเสียงออกมา ซึ่งโปรแกรมการทำงานของการให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียงแสดงดังต่อไปนี้

case 1: // Sound

```
if ((abs(Rightfoot - Previous_Rightfoot) < 1) && (Walk_Rightfoot == false))
// Gait Stopped
    { if (abs(Rightfoot - Start_Rightfoot) > 6) {
        bluetooth.println("");
        bluetooth.print("Right Move Detected: ");
        Right_Step_length = abs(Rightfoot - Start_Rightfoot);
        bluetooth.print(Right_Step_length);
        soundgen(Right_Step_length, true);
        Walk_Rightfoot = true; // Play sound } }
```

จากโปรแกรมคือการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงของเท้าข้างขวา โดยการเล่นเสียงจะเกิดเมื่อมีความต่างค่าของตำแหน่งของเท้าก่อนหน้ากับตำแหน่งของเท้าปัจจุบันมากกว่า 6 ซม. ( $\text{abs}(\text{Rightfoot} - \text{Start\_Rightfoot}) > 6$ ) จากนั้นโปรแกรมจะเก็บค่าระยะความยาวก้าวในตัวแปร Right\_Step\_length และระบบจะแสดงเสียงระยะความยาวก้าวที่ได้  $\text{soundgen}(\text{Right\_Step\_length}, \text{true}); \text{Walk\_Rightfoot} = \text{true}$

ขั้นตอนการทำงานของระบบการป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณ  
ทางเสียงบอกระยะก้าว





### 3.2.3.3 รูปแบบที่ 2 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง

โดยหลักการทำงานของการทำงานให้สัญญาณป้อนกลับทางแสงนี้แบ่งออกเป็น 4 สถานะดังเช่นเดียวกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแต่ละจะแตกต่างกันใน state ที่ 3 ดังต่อไปนี้

#### State 0

ผู้ให้การรักษาตั้งค่ารูปแบบของการให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียง โดยการพิมพ์ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็ก “l” ตามด้วยระยะทางที่เป็นตัวเลข ตามด้วยเครื่องหมายสี่เหลี่ยม “#” ในระยะนี้ระบบประมวลผลจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินยังอยู่ในช่วงการเคลื่อนไหว

#### State 1

ในช่วงที่ผู้รับการฝึกได้ทำการยกอุปกรณ์ไปข้างหน้าและวางนิ่งกับพื้นแล้วนั้น ระบบจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินนั้นได้หยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้ว

#### State 2

คือ ช่วงที่อุปกรณ์ฝึกเดินได้รับการยืนยันว่าหยุดนิ่งอยู่กับพื้นแล้วหลังจากการยกไปข้างหน้า ระบบประมวลผลจะทำการหาตำแหน่งของเท้าข้างซ้ายและเท้าข้างขวาในขณะที่ยังหยุดนิ่งไม่มีการก้าวขา จากนั้นทำการเก็บค่าตำแหน่งของเท้าแต่ละข้างในตัวแปร Start\_Rightfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างขวา และ Start\_Lefttfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างซ้าย ซึ่งตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างนี้จะใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการให้สัญญาณป้อนกลับต่อไป

#### State 3

ระบบจะทำงานตามรูปแบบที่ผู้ให้การรักษาได้เลือกไว้ ซึ่งก็คือรูปแบบที่ 2 ระบบจะทำงานตามรูปแบบที่ผู้ให้การรักษาได้เลือกไว้ ซึ่งก็คือรูปแบบที่ 2 การให้สัญญาณป้อนกลับทางแสงในส่วนหลักการทำงานของขั้นตอนนี้จะมีการตรวจสอบว่ามีการก้าวเดินของขาหรือยัง โดยที่นำค่าตำแหน่งของเท้า ณ ปัจจุบัน (Rightfoot) ลบด้วยตำแหน่งของเท้าในเวลาก่อนหน้า (Previous\_Rightfoot) หากพบว่าค่าที่ได้น้อยกว่า 1 ซม. แสดงว่ายังไม่มีมีการก้าว จากนั้นระบบจะทำการฉายแสงเลเซอร์ลงบนพื้นราบตามระยะก้าวที่ได้ตั้งค่าเอาไว้ใน state 0 เมื่อผู้รับการฝึกได้ก้าวขาไปด้านหน้าแล้วโดยกำหนดให้ระยะก้าว >6 ซม. จึงจะถือว่ามีการก้าวขาแล้วและแสงเลเซอร์จึงจะดับลง แล้วจึงกลับเข้าสู่ state 0 ในรอบถัดไป ดังแสดงในโปรแกรมดังต่อไปนี้

```

case 2: // Laser
// Rightfoot
    if (Laser_Right_position > 0) {
        digitalWrite(4, HIGH);
        myservo1.writeMicroseconds(500);
        delay(500);

        gen_pulse = PulseRight(Laser_Right_position);
        myservo1.writeMicroseconds(gen_pulse);
        delay(500);
        digitalWrite(4, LOW) }
// Leftfoot
    if (Laser_Left_position > 0) {
        digitalWrite(7, HIGH);
        myservo2.writeMicroseconds(1500);
        delay(1000);
        gen_pulse = PulseLeft(Laser_Left_position);
        myservo2.writeMicroseconds(gen_pulse);
        delay(1000);
        digitalWrite(7, LOW);}

    analogWrite(3, 255);
    analogWrite(6, 120);

```

จากโปรแกรมข้างต้นนี้แสดงคำสั่งในการฉายแสงเลเซอร์ในฝั่งขวาโดย สั่งให้เซอร์โวมอเตอร์ฝั่งขวาเริ่มทำงาน ด้วยคำสั่ง High แก่ pin 4 โดยให้หมุนไปที่ตำแหน่งเริ่มต้น 0 ซม. โดยให้พัลส์ 500 us เมื่อระบบคำนวณตำแหน่งของเท้าแล้วจึงทำการฉายแสงเลเซอร์

ตามพัลส์ที่ปรับเทียบตามระยะที่ต้องการ myservo1.writeMicroseconds(gen\_pulse); เมื่อฉายเซอร์โวมอเตอร์หมุนไปยังพัลส์ที่กำหนดแล้ว ให้คำสั่ง Low เพื่อให้เซอร์โวมอเตอร์หยุดหมุน สำหรับการฉายแสงเลเซอร์ในฝั่งซ้ายนั้นให้คำสั่งเช่นเดียวกับข้างขวาเพียงแต่ จะสั่งให้เซอร์โวมอเตอร์ฝั่งซ้ายหมุนไปที่ตำแหน่งเริ่มต้น 0 ซม. โดยให้พัลส์ 1500 us และให้คำสั่ง High, Low แก่ pin 7 นอกจากนี้ยังสามารถปรับพัลส์เพื่อปรับความเข้มของแสงเลเซอร์ทั้ง 2 ข้างโดยที่ให้คำสั่ง analogWrite(3, 255); สำหรับเลเซอร์สีแดงฝั่งขวา และ analogWrite(6, 120); สำหรับเลเซอร์สีเขียวฝั่งซ้าย ซึ่งพัลส์สูงสุดที่ให้คือ 255 ซึ่งเลเซอร์สีแดงได้ให้พัลส์สูงสุด และเลเซอร์สีเขียวให้พัลส์ 120 เพื่อให้แสงที่เหมาะสมแก่การให้ข้อมูลป้อนกลับเนื่องจากเลเซอร์สีเขียวมีกำลังวัตต์ที่สูงกว่า

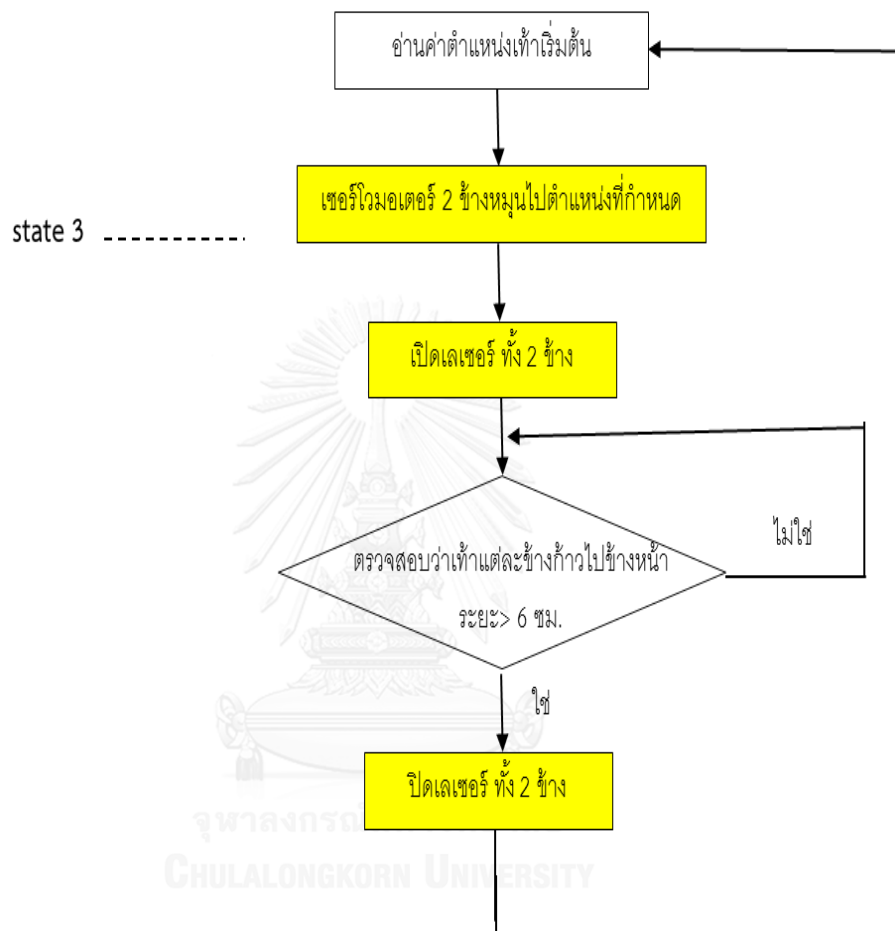
```

if (abs(Leftfoot - Previous_Leftfoot) < 1) // Left Foot Stopped
    { if (abs(Leftfoot - Start_Leftfoot) > 6) { // After Move
        Serial.println("Left Move Detected");
        Walk_Leftfoot = true; } }
if ((Walk_Rightfoot == true) && (Walk_Leftfoot == true))
{ digitalWrite(3, LOW); // Turn Off Right Laser
  digitalWrite(6, LOW); // Turn Off Left Laser
  MPU_count = 0;
  Walk_Rightfoot = false;
  Walk_Leftfoot = false;
state = 0; // Back to waiting for moving walker }

```

หลังจากมีการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์แล้วโปรแกรมจะมีการคำนวณค่าระยะความยาวก้าว หากพบว่าค่าที่ได้ไม่น้อยกว่า 1 ซม. แสดงว่ายังไม่มีการก้าว (Rightfoot - Previous\_Rightfoot) < 1) แต่เมื่อค่าระยะห่างของเท้าแตกต่างกันมากกว่า 6 ซม. if (abs(Leftfoot - Start\_Leftfoot) > 6) จึงจะมีการให้คำสั่ง Low แก่ pin 3 และ pin 6 เมื่อให้แสงเลเซอร์สีแดงของฝั่งขวา และแสงเลเซอร์สีเขียวของฝั่งซ้ายดับลงตามลำดับ จากนั้นจึงจะเริ่มเข้าสู่ state 0 ของวงจรการเดินถัดไป

ขั้นตอนการทำงานของระบบการป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณ  
ทางแสง



### 3.2.3.4 รูปแบบที่ 3 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงโดยบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวขายาวขึ้น

โดยหลักการการทำงานของ การให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียงโดยบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวขายาวขึ้น นี้ จะมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงคำว่า “ก้าวเท้าซ้าย/ก้าวเท้าขวา ยาวขึ้นคะ” โดยจะแสดงเสียงเมื่อผู้รับการฝึกก้าวไม่ถึงระยะที่กำหนดเท่านั้น รูปแบบนี้แบ่งการทำงานออกเป็น 4 สถานะดังเช่นเดียวกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะและแสงแต่จะแตกต่างกันใน state ที่ 3 ดังต่อไปนี้

#### State 0

ผู้ให้การรักษาตั้งค่ารูปแบบของการให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียง โดยการพิมพ์ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็ก “o” ตามด้วยระยะทางที่เป็นตัวเลข ตามด้วยเครื่องหมายสี่เหลี่ยม “#” ในระยะนี้ระบบประมวลผลจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินยังอยู่ในช่วงการเคลื่อนไหว

#### State 1

ในช่วงที่ผู้รับการฝึกได้ทำการยกอุปกรณ์ไปข้างหน้าและวางนึ่งกับพื้นแล้วนั้น ระบบจะทำการอ่านค่าการเคลื่อนไหวของ IMU เพื่อตรวจสอบว่าอุปกรณ์ช่วยเดินนั้นได้หยุดนึ่งอยู่กับพื้นแล้ว

#### State 2

คือ ช่วงที่อุปกรณ์ฝึกเดินได้รับการยืนยันว่าหยุดนึ่งอยู่กับพื้นแล้วหลังจากการยกไปข้างหน้า ระบบประมวลผลจะทำการหาตำแหน่งของเท้าข้างซ้ายและเท้าข้างขวาในขณะที่ยังหยุดนึ่งไม่มีการก้าวขา จากนั้นทำการเก็บค่าตำแหน่งของเท้าแต่ละข้างในตัวแปร Start\_Rightfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างขวา และ Start\_Lefttfoot สำหรับตำแหน่งเท้าข้างซ้าย ซึ่งตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างนี้จะใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการให้สัญญาณป้อนกลับต่อไป

#### State 3

ระบบจะทำงานตามรูปแบบที่ผู้ให้การรักษาได้เลือกไว้ ซึ่งก็คือรูปแบบที่ 3 การให้สัญญาณป้อนกลับทางเสียงโดยบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวขายาวขึ้น ในส่วนของหลักการการทำงานของ ขั้นตอนนี้จะมีการตรวจสอบว่ามีการก้าวเดินของขาหรือยัง โดย  $(Rightfoot - Previous\_Rightfoot) < 1$  หรือ  $(Lefttfoot - Previous\_Lefttfoot) < 1$  แสดงว่ายังไม่มี การก้าวเดินของเท้าขวาหรือซ้ายตามลำดับ เมื่อผู้รับการฝึกได้ก้าวขาไปด้านหน้าแล้วโดยกำหนดให้ ระยะก้าว  $> 6$  ซม. จึงจะถือว่ามีการก้าวขาแล้วและเสียง “ก้าวเท้าซ้าย/ก้าวเท้าขวา ยาวขึ้นคะ” จะแสดงก็ต่อเมื่อระยะก้าวสั้นกว่าระยะก้าวที่ตั้งค่าเอาไว้  $(Right\_Step\_length <$

gait\_setting) หรือ (Left\_Step\_length < gait\_setting) แล้วจึงกลับเข้าสู่ state 0 ในรอบถัดไป ดังแสดงในโปรแกรมดังต่อไปนี้

```

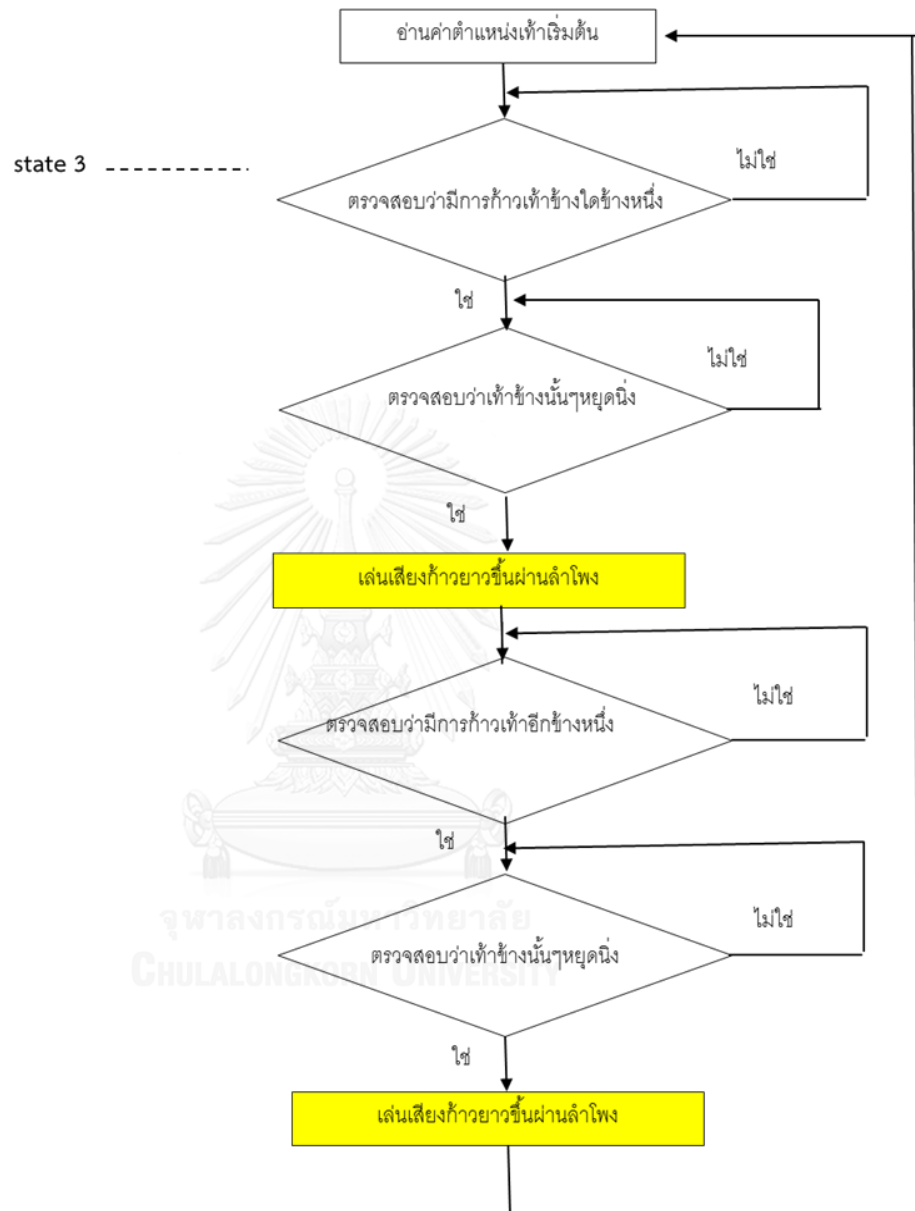
if ((abs(Rightfoot - Previous_Rightfoot) < 1) && (Walk_Rightfoot == false))
    // Gait Stopped
    { if (abs(Rightfoot - Start_Rightfoot) > 6) {
        bluetooth.println("");
        bluetooth.print("Right Move Detected: ");
        Right_Step_length = abs(Rightfoot - Start_Rightfoot);
        bluetooth.print(Right_Step_length);

        if (Right_Step_length < gait_setting) {
            mp3_play (21);
            delay(1500); }
    }

```

จากโปรแกรมข้างต้น แสดงการให้ข้อมูลป้อนกลับของเท้าขวาจากที่ได้อธิบายไปข้างต้นนั้น จะแสดงเสียง “ก้าวเท้าซ้าย/ก้าวเท้าขวายาวขึ้นค่ะ” ก็ต่อเมื่อระยะก้าวสั้นๆ น้อยกว่าระยะก้าวที่ตั้งค่าเอาไว้ if (Right\_Step\_length < gait\_setting) โดยสำหรับเสียง “ก้าวเท้าขวายาวขึ้นค่ะ” จะเล่นไฟล์เสียงที่ 21 mp3\_play (21); และสำหรับเสียง “ก้าวเท้าซ้ายยาวขึ้นค่ะ” จะเล่นไฟล์เสียงที่ 22

ขั้นตอนการทำงานของระบบการป้อนกลับข้อมูลการเดินทางแบบตามเวลาจริงด้วยสัญญาณทางเสียงก้าวยาวขึ้น



โดยหลังจากการพัฒนาาระบบป้อนที่ประกอบด้วยการป้อนกับทั้งทางแสงและเสียงในหัวข้อ 3.2 นี้เสร็จสิ้นแล้ว จะนำระบบป้อนกลับนี้ไปทำการทดสอบเพื่อหาประสิทธิภาพในการฝึกเดิน ดังที่ได้กล่าวต่อไปในบทที่ 4

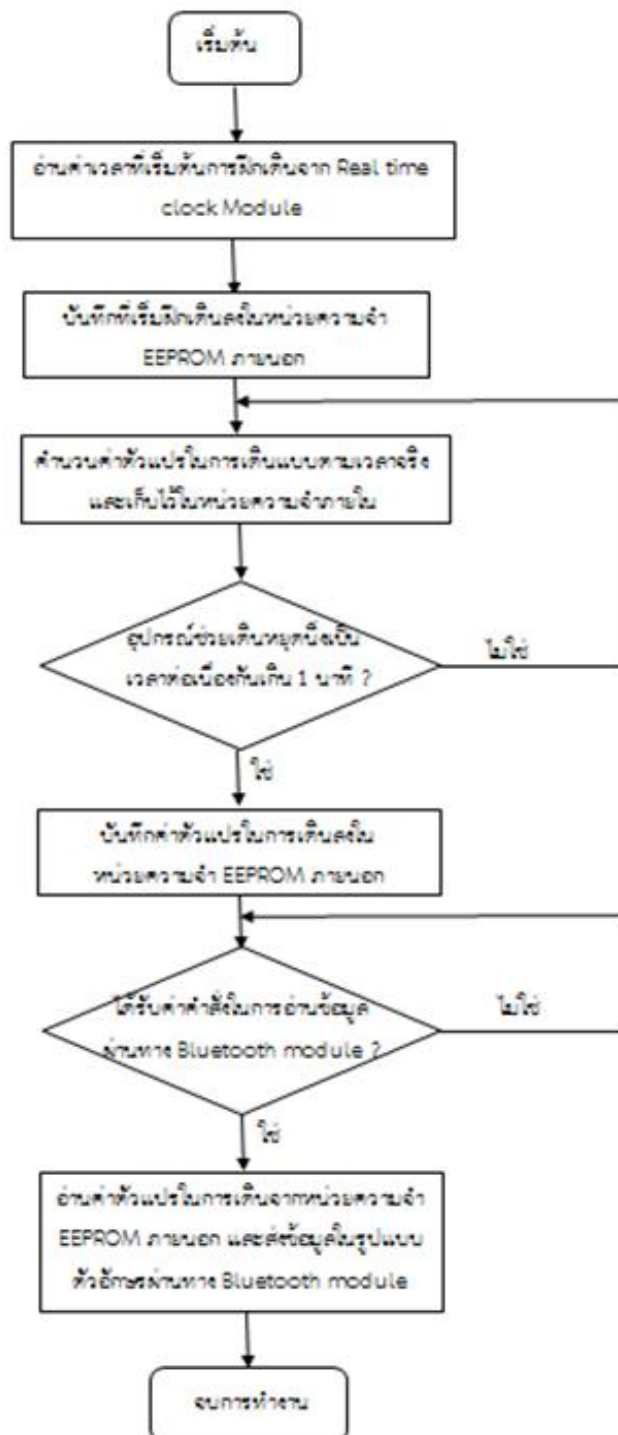
### 3.3 การคำนวณ บันทึกลง และส่งข้อมูลตัวแปรในการเดิน

#### 3.3.1 ขั้นตอนการทำงาน

จากการพัฒนาระบบตรวจวัดระยะก้าวและผลการทดสอบความถูกต้องของการวัดระยะ ความยาวก้าวดังแสดงในหัวข้อที่ 3.1 พบว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจวัดระยะก้าวได้ถูกต้อง โดยมีความผิดพลาดประมาณ 2 % ดังนั้นจึงสามารถใช้ค่าความยาวก้าวที่ได้นี้มาคำนวณเป็นค่าตัวแปรต่าง ๆ ในการเดินได้อย่างเหมาะสม โดยเมื่อเริ่มทำการเดิน MCU ของระบบฝึกเดินจะทำการอ่านค่าเวลาที่เริ่มฝึกเดินจาก Real-time clock module ผ่านทางการเชื่อมต่อแบบ I2C และบันทึกเวลานี้ลงในหน่วยความจำ EEPROM ภายนอกดังแสดงในรูปที่ 3.1 จากนั้นระบบจะทำการคำนวณค่าตัวแปรในการเดินต่าง ๆ แบบตามเวลาจริง เมื่อไม่มีการขยับอุปกรณ์ช่วยเดินเป็นเวลาต่อเนื่องกัน 1 นาทีจะถือว่าการฝึกเดินสิ้นสุดและ MCU ของระบบฝึกเดินจะทำการส่งค่าตัวแปรในการเดินต่าง ๆ ที่เก็บไว้ในหน่วยความจำภายในไปบันทึกในหน่วยความจำ EEPROM ภายนอก โดยเมื่อต้องการเข้าถึงข้อมูลการฝึกเดินที่ได้บันทึกไว้นี้ จะทำได้โดยการเชื่อมต่อโทรศัพท์มือถือเข้ากับ Bluetooth module ที่ต่อกับ MCU ของระบบฝึกเดินและส่งอักษร 'd' (ย่อมาจาก data) ให้กับ MCU จากนั้น MCU จะทำการอ่านข้อมูลการฝึกเดินที่ได้บันทึกไว้จากหน่วยความจำ EEPROM ภายนอก และส่งข้อมูลในรูปแบบของตัวอักษรไปยังโทรศัพท์มือถือที่เชื่อมต่ออยู่ผ่าน Bluetooth module ซึ่งข้อมูลนี้สามารถส่งต่อจากโทรศัพท์มือถือไปยังฐานข้อมูลกลางหรือส่งต่อไปยังโทรศัพท์มือถือหรือคอมพิวเตอร์ของแพทย์ผู้ดูแลการฝึกเดินผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ต่อไป



### ขั้นตอนในการบันทึกและส่งข้อมูลในการฝึกเดิน



โดยตัวแปรในการเดินต่าง ๆ และขั้นตอนในการคำนวณตัวแปรในการเดินเป็นดังที่จะกล่าวต่อไป

### 3.3.2 ตัวแปรในการเดินและการคำนวณ

#### 3.3.2.1 ความยาวก้าว (stride length)

ในระบบฝีกเดินที่พัฒนาขึ้นนี้จะใช้ระยะระหว่างปลายเท้าข้างหนึ่งถึงปลายเท้าของเท้าข้างเดียวกันในการคำนวณ stride length (มีหน่วยเป็น เมตร) เนื่องจากในระบบที่พัฒนาขึ้นได้ติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรดไว้ที่ตำแหน่งปลายเท้า ซึ่งค่าที่คำนวณได้นี้จะมีค่าใกล้เคียงกับค่า stride length ในทางการแพทย์ที่นิยมไว้ในบทที่ 1 โดยเมื่อเริ่มฝีกเดินจะนำค่าระยะก้าวที่ได้จากการคำนวณได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.1 แบบตามเวลาจริงมาใช้ในการคำนวณ ซึ่งจะอ่านค่าตำแหน่งของเท้าขวาและซ้ายทุก ๆ 100 ms (10 Hz) โดยจะกำหนดนิยามของก้าวในการคำนวณดังนี้

- เมื่อก้าวเท้าและหยุดนิ่งเป็นเวลาตั้งแต่ 1500 ms ขึ้นไป (15 รอบของการอ่านค่า) จะถือว่าเป็นสิ้นสุดการก้าว
- ระยะก้าวจะคำนวณเมื่อเท้าหยุดนิ่งแล้วระยะก้าวที่ได้มีค่ามากกว่า 6 cm ขึ้นไป ทั้งนี้เพื่อป้องกันการนับก้าวผิดพลาดเมื่อเกิดการขยับเท้าเพียงเล็กน้อย

ซึ่งระบบจะทำการคำนวณค่า stride length โดยตรงจากค่าระยะก้าวจากหัวข้อ 3.1 แบบตามเวลาจริงในแต่ละก้าวของทั้งเท้าขวาและเท้าซ้าย และส่งข้อมูล stride length ของแต่ละก้าวผ่านทาง Bluetooth module ตลอดช่วงการฝีกเดิน โดยเมื่อการฝีกเดินเสร็จสิ้น (ตามที่แสดงในหัวข้อ 3.3.1) ระบบจะทำการหาค่าเฉลี่ยของ stride length ของเท้าแต่ละข้างจากการคำนวณตามสมการที่ (3.4)

$$\text{ค่าเฉลี่ยของ stride length} = \text{ผลรวมของ stride length แต่ละก้าว/จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมด} \quad (3.4)$$

นอกจากนี้ระบบจะทำการนับจำนวนก้าวที่ผู้ฝีกก้าวเดินได้น้อยกว่าระยะที่กำหนดไว้ตลอดช่วงของการฝีกเดินและคำนวณออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ก้าวสั้นของเท้าแต่ละข้าง ดังแสดงในสมการที่ 3.5

$$\text{เปอร์เซ็นต์ก้าวสั้น} = \text{จำนวนก้าวที่ก้าวได้น้อยกว่าระยะที่กำหนด/จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมด} \quad (3.5)$$

จากนั้นระบบจะทำการบันทึกค่าเฉลี่ยของ stride length , เปอร์เซ็นต์ก้าวสั้น และจำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมดของเท้าทั้งสองข้างไปเก็บที่หน่วยความจำ EEPROM ภายนอก เพื่อเป็นข้อมูลที่ได้จากการฝีกเดินในแต่ละครั้งต่อไป

### 3.3.2.2 ความยาวก้าว (step length)

ในระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นนี้จะใช้ระยะระหว่างปลายเท้าข้างหนึ่งถึงปลายเท้าของเท้าอีกข้างหนึ่งในการคำนวณ step length (มีหน่วยเป็น เมตร) โดยในการคำนวณจะคล้ายกับการคำนวณ stride length ในหัวข้อ 3.3.2.1 แต่จะแตกต่างกันตรงที่จะนำค่าตำแหน่งของเท้าทั้งสองข้างที่อ่านได้จากระบบมาลบกันเพื่อคำนวณออกมาเป็น step length ของเท้าแต่ละข้าง หลังจากการคำนวณจะส่งข้อมูล step length ของแต่ละก้าวผ่านทาง Bluetooth module ตลอดช่วงการฝึกเดิน โดยเมื่อการฝึกเดินเสร็จสิ้น (ตามที่แสดงในหัวข้อ 3.3.1) ระบบจะทำการหาค่าเฉลี่ยของ step length ของเท้าแต่ละข้างจากการคำนวณตามสมการที่ (3.6)

$$\text{ค่าเฉลี่ยของ step length} = \frac{\text{ผลรวมของ step length แต่ละก้าว/จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมด}}{\text{จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมด}} \quad (3.6)$$

หลังจากการคำนวณ ระบบจะส่งข้อมูล step length ของแต่ละก้าวผ่านทาง Bluetooth module ตลอดช่วงการฝึกเดิน และเมื่อสิ้นสุดการฝึกเดินระบบจะทำการบันทึกค่าเฉลี่ยของ step length ของเท้าทั้งสองข้างไปเก็บที่หน่วยความจำ EEPROM ภายนอก เพื่อเป็นข้อมูลที่ได้จากการฝึกเดินในแต่ละครั้งต่อไป

### 3.3.2.3 จำนวนก้าว (cadence)

จากนิยามของ cadence (มีหน่วยเป็น ก้าว/นาที) ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 1 คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ซึ่งระบบจะมีการคำนวณ cadence ดังนี้คือ เมื่อเริ่มฝึกเดินจะเริ่มนับครั้งของรอบในการอ่านค่าตำแหน่งของเท้าขวาและซ้าย โดย 1 รอบของการอ่านค่าใช้เวลา 100 ms จากนั้นจะนับจำนวนครั้งที่ก้าวเดินเช่นเดียวกับที่กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.3.2.1 เมื่อรอบของการอ่านครบ 600 รอบซึ่งเท่ากับเวลา 1 นาที และจะทำการคำนวณค่า cadence ตามสมการที่ (3.7)

$$\text{cadence} = \frac{\text{จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมดใน 600 รอบล่าสุดของการอ่านค่า}}{\text{จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมดใน 600 รอบล่าสุดของการอ่านค่า}} \quad (3.7)$$

หลังจากการคำนวณ ระบบจะส่งข้อมูล cadence ผ่านทาง Bluetooth module ทุก ๆ 1 นาทีตลอดช่วงการฝึกเดิน และเมื่อสิ้นสุดการฝึกเดินระบบจะทำการคำนวณค่าเฉลี่ยของ cadence ตามสมการที่ 3.8

$$\text{ค่า cadence เฉลี่ย} = (\text{จำนวนครั้งที่ก้าวทั้งหมด} * \text{จำนวนรอบของการอ่านค่าทั้งหมด})/600 \quad (3.8)$$

จากนั้นจะทำการบันทึกค่าเฉลี่ยของ cadence ไปเก็บที่หน่วยความจำ EEPROM ภายนอก เพื่อเป็นข้อมูลที่ได้จากการฝึกเดินในแต่ละครั้งต่อไป

### 3.3.2.4 ความเร็วในการเดิน (speed)

จากนิยามของ speed (มีหน่วยเป็น เมตร/วินาที) ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 1 คือ ระยะที่ก้าวได้ใน 1 วินาที เนื่องจากระบบนี้มีจุดประสงค์ในการพัฒนาเพื่อใช้กับผู้สูงอายุ ผู้ป่วย หรือผู้ที่อยู่ในระหว่างการพักฟื้น ซึ่งในกลุ่มผู้ใช้นี้จะมีความเร็วในการก้าวไม่สูงนัก ดังนั้นในการคำนวณค่า speed และแสดงออกมาตามเวลาจริงตลอดการฝึกนั้นจะคำนวณและแสดงออกมา ทุก ๆ 3 วินาที โดยเมื่อเริ่มฝึกเดิน ระบบจะเริ่มนับครั้งของรอบในการอ่านค่าตำแหน่งของเท้าขวาและซ้าย โดย 1 รอบของการอ่านค่าใช้เวลา 100 ms จากนั้นจะทำการคำนวณระยะก้าวเช่นเดียวกับที่กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.3.2.1 เมื่อรอบของการอ่านครบ 30 รอบ ซึ่งเท่ากับเวลา 30 วินาที และจะทำการคำนวณค่า speed ตามสมการที่ (3.9)

$$\text{speed} = \text{ผลรวมของระยะก้าวทั้งหมดใน 30 รอบของการอ่านค่า}/3 \quad (3.9)$$

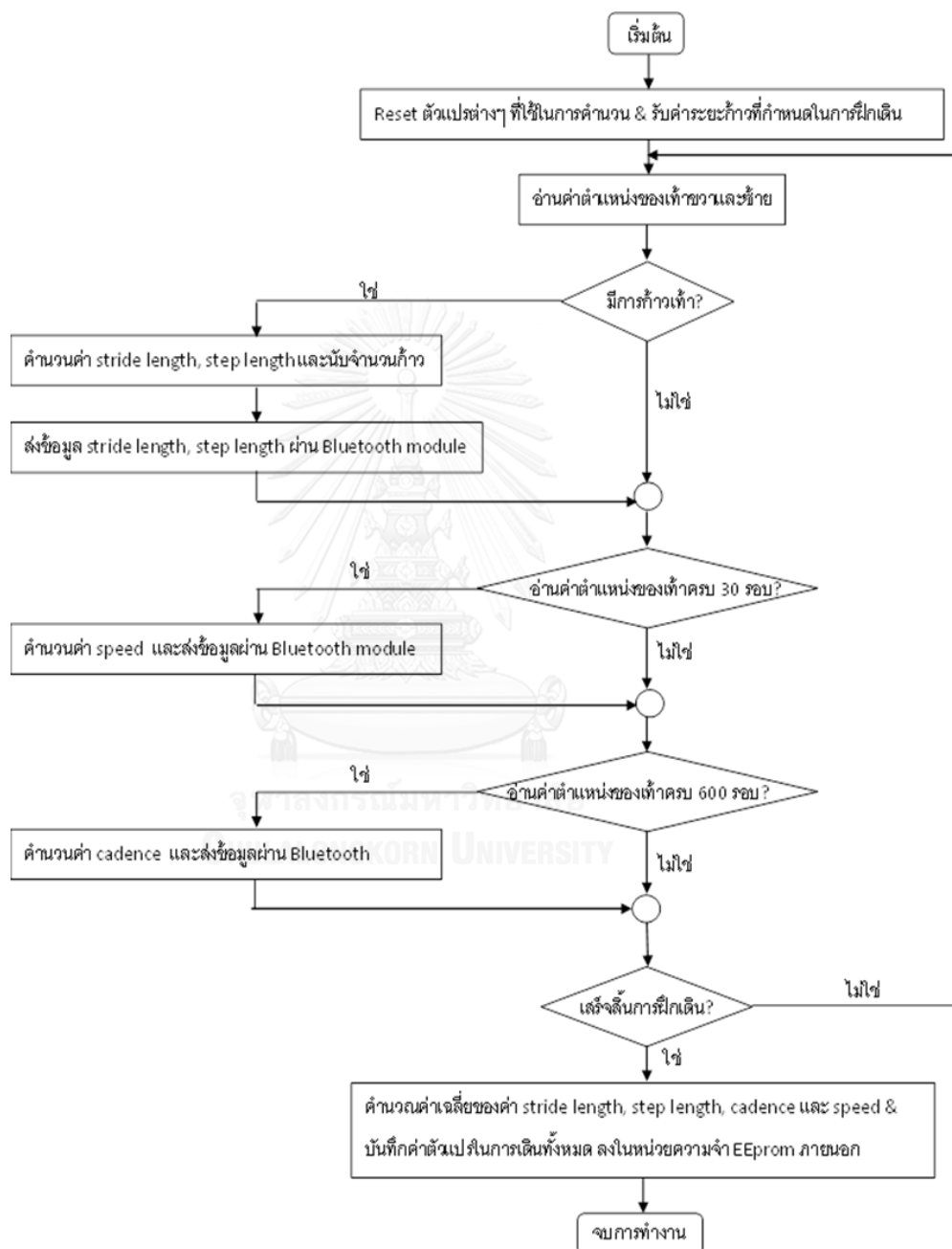
หลังจากการคำนวณ ระบบจะส่งข้อมูล speed ผ่านทาง Bluetooth module ทุก ๆ 3 วินาที ตลอดช่วงการฝึกเดิน และเมื่อสิ้นสุดการฝึกเดินระบบจะทำการคำนวณค่าเฉลี่ยของ speed ตามสมการที่ (3.10)

$$\text{ค่า speed เฉลี่ย} = (10 * \text{ผลรวมของระยะก้าวทั้งหมด})/\text{จำนวนรอบของการอ่านค่าทั้งหมด} \quad (3.10)$$

จากนั้นจะทำการบันทึกค่าเฉลี่ยของ speed ไปเก็บที่หน่วยความจำ EEPROM ภายนอก เพื่อเป็นข้อมูลที่ได้จากการฝึกเดินในแต่ละครั้งต่อไป โดยกำหนดให้ MCU (Atmega328) ที่ใช้ในระบบจัดเก็บข้อมูลจำนวนรอบของการอ่านอยู่ในตัวแปรประเภท unsigned integers ซึ่งมีขนาด 2 byte จึงสามารถเก็บค่าจำนวนรอบการอ่านได้ถึง 65,535 รอบ ซึ่งคิดเป็นระยะเวลาประมาณ 109 นาที จึงน่าจะเพียงพอต่อการฝึกเดินในแต่ละครั้ง

จากการคำนวณค่าตัวแปรในการเดินต่าง ๆ แบบตามเวลาจริงดังที่ได้กล่าวมาทั้งหมดข้างต้นสามารถสรุปรวมการทำงานของระบบเป็นดังขั้นตอนต่อไปนี้

### ขั้นตอนการคำนวณตัวแปรในการฝึกเดินแบบตามเวลาจริง



### 3.3.3 การสังเคราะห์และการทดสอบโปรแกรมในการคำนวณตัวแปรในการเดิน

ได้นำขั้นตอนการคำนวณตัวแปรในการฝึกเดินแบบตามเวลาจริงดังแสดงข้างต้น มาทำการสังเคราะห์เป็นโปรแกรมบน MCU และทำการทดสอบความถูกต้องในการคำนวณค่าตัว

แปรในการเดินต่าง ๆ ซึ่งจากผลการทดสอบปรากฏว่า ค่า stride length, step length สามารถคำนวณและแสดงได้อย่างถูกต้อง โดยมีความผิดพลาดประมาณ 2% (เนื่องจากใช้วิธีอ่านค่าตำแหน่งของเท้าวิธีเดียวกันกับที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.1)

ในส่วนความถูกต้องในการคำนวณ speed และ cadence นั้น จะขึ้นอยู่กับความแม่นยำของเวลาในรอบของการอ่านค่า ซึ่งโดยปกติรอบการอ่านจะมีค่า 100 ms แต่ถ้าในรอบการอ่านนั้น ๆ ต้องมีการส่งค่าตัวแปรในการเดินผ่าน Bluetooth module ก็จะทำให้มีความคลาดเคลื่อนไป โดยตัวอักษรที่ใช้ในการส่งค่าตัวแปรในการเดินมีทั้งหมดอย่างมากประมาณ 15 ตัวอักษร ซึ่ง MCU (Atmega328) จะใช้หน่วยความจำ 1 byte การเก็บดังนั้นจำนวนบิตที่ใช้ในการส่งตัวแปรในการเดินจะเท่ากับ  $15 \times 8 = 120 \text{ bit}$

โดยในเบื้องต้นได้กำหนดค่าอัตราบอด (Baud rate) ของ Bluetooth module ให้เท่ากับ 9600 bps ดังนั้นจะใช้เวลาสูงสุดที่ถูกใช้ในการส่งข้อมูลตัวแปรการเดินจะเท่ากับ  $(120 \times 1000) / 9600 = 12 \text{ ms}$  ซึ่งจะทำให้รอบในการอ่านค่าเพิ่มขึ้น ประมาณ 12%

ดังนั้นจึงได้เปลี่ยนค่าอัตราบอด (Baud rate) ของ Bluetooth module ให้เท่ากับ 57600 bps ซึ่งจะทำให้เวลาสูงสุดที่ถูกใช้ในการส่งข้อมูลตัวแปรการเดินจะเท่ากับ  $(120 \times 1000) / 57600 = 2.08 \text{ ms}$  ซึ่งแตกต่างจากรอบในการอ่านปกติที่มีค่า 100 ms เพียงเล็กน้อย จึงทำให้การคำนวณและแสดงค่า speed และ cadence สามารถทำได้ถูกต้อง

## บทที่ 4

### ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ในงานวิจัยครั้งนี้ได้แบ่งการแสดงผลการทดสอบออกเป็น 3 ช่วงการทดลอง โดยในช่วงแรกจะเป็นผลการทดสอบความถูกต้องในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินด้วยระบบที่ได้พัฒนาขึ้น ซึ่งจะแบ่งย่อยออกเป็นผลการทดสอบความถูกต้องใน static phase และ dynamic phase ส่วนผลการทดสอบในช่วงที่สองจะเป็นผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบป้อนกลับที่ได้พัฒนาขึ้นในการใช้ฝึกเดิน โดยใช้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและทางแสงในการบอกระยะการก้าวเดิน และช่วงที่สามจะเป็นการทดสอบโดยการใช้อุปกรณ์ป้อนกลับด้วยเสียงเพื่อจำลองการฝึกเดินเสมือนการร่วมฝึกเดินกับแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด โดยผลการทดสอบทั้งหมดนี้นั้นเป็นผลการทดสอบที่ได้มาจากการใช้ระบบ Qualisys ซึ่งเป็นระบบที่ใช้ประเมินการเคลื่อนไหวที่ได้มาตรฐานทางคลินิกเป็นระบบอ้างอิง

#### 4.1 การทดสอบความถูกต้องในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินของระบบที่ได้พัฒนาขึ้น

ในการทดสอบความถูกต้องของการวิเคราะห์การตัวแปรในการเดินนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ช่วงคือ static phase และ dynamic phase ดังอธิบายในหัวข้อที่ 3.1.4.1 และ 3.1.4.2 ตามลำดับ โดยผลการทดสอบจะนำระยะทางที่ได้จากระบบมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากระบบ Qualisys โดยใช้โปรแกรม Matlab ในการคำนวณ ซึ่งผลการทดสอบเป็นดังต่อไปนี้

##### 4.1.1 ผลการทดสอบใน static phase

ตารางที่ 4.1 ผลของการทดสอบความถูกต้องใน static phase

ตำแหน่งเท้า (ซม.)	การเดินฝั่งเท้าซ้าย			การเดินฝั่งเท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้น (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้น (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
30	30.1	30.0	0.30	30.72	30.7	0.18
40	40.0	40.0	0.11	40.7	40.5	<b>0.36</b>
50	50.0	50.2	0.18	50.1	50.3	0.33
60	59.7	60.0	<b>0.53</b>	60.2	60.2	0.03

ผลการทดสอบความถูกต้องของระบบฝึกเดินใน static phase เป็นดังแสดงในดังตารางที่ 4.1 โดยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนคำนวณได้จากการนำค่าสัมบูรณ์ของผลต่างระหว่างระยะทางที่คำนวณได้จากระบบ Qualisys กับระบบที่พัฒนาขึ้นมาหารด้วยค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบ Qualisys แล้วคูณด้วย 100

จากตารางที่ 4.1 พบว่า ค่าสูงสุดของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินระยะทางของเท้าซ้ายและเท้าขวาคือ 0.53% และ 0.36% ตามลำดับ จึงแสดงว่าการวัดระยะก้าวโดยใช้กล้องอินฟราเรดด้วยวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นนี้มีความแม่นยำในการประเมินระยะก้าว

#### 4.1.2 ผลการทดสอบใน dynamic phase

ตารางที่ 4.2 ผลของการทดสอบความถูกต้องใน dynamic phase

ระยะก้าว (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของระยะที่ได้จากระบบที่พัฒนาขึ้น (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)
30	29.7	29.7	1.70
40	39.8	39.6	1.14
50	49.3	49.0	1.21
60	59.1	59.3	1.75

ผลการทดสอบความถูกต้องใน dynamic phase สามารถแสดงสรุปได้ดังตารางที่ 4.2 ซึ่งจากตารางที่ 4.2 พบว่าค่าสูงสุดของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินความยาวก้าวมีค่าน้อยกว่า 2% ซึ่งเป็นค่าที่สามารถยอมรับได้สำหรับการฝึกเดิน [29] ซึ่งทำให้น่าจะนำระบบที่พัฒนาขึ้นนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินที่คำนวณได้จากระยะก้าวแบบตามเวลาจริงได้อย่างถูกต้อง



## 4.2 ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้อนกลับที่ในการให้ข้อมูลระยะก้าวในการฝึกเดิน

สำหรับการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้อนกลับในการให้ข้อมูลระยะก้าวเดินในระหว่างการฝึกเดินนั้น ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบแบ่งออกเป็น 2 แบบดังนี้

**แบบที่ 1:** จะเป็นการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงในการบอกระยะความยาวก้าว โดยเมื่อเริ่มทำการทดสอบผู้รับการฝึกจะถูกบอกถึงระยะก้าวเป้าหมายที่ต้องการให้ผู้รับการฝึกก้าว เมื่อผู้รับการฝึกก้าวเท้าแต่ละก้าวจะมีเสียงบอกระยะก้าวในทุก ๆ ก้าวแยกระหว่างเท้าซ้ายและเท้าขวาในระหว่างการฝึกเดิน ซึ่งผู้รับการฝึกจะนำข้อมูลระยะก้าวที่บอกโดยระบบมาทำการปรับระยะก้าวด้วยตนเองให้ใกล้เคียงกับระยะก้าวเป้าหมายที่ได้กำหนดไว้

**แบบที่ 2:** จะเป็นการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงในการบอกตำแหน่งการก้าว โดยเมื่อเริ่มทำการทดสอบผู้ควบคุมการฝึกจะตั้งค่าระยะก้าวเป้าหมายที่ต้องการให้ผู้รับการฝึกก้าวผ่านทางโทรศัพท์มือถือ และส่งเข้าไปบันทึกในระบบผ่านการเชื่อมต่อแบบ Bluetooth โดยในขณะที่ทำการฝึกเดิน ระบบจะอ่านตำแหน่งเท้าทั้งสองข้างของผู้รับการฝึกและแสดงเส้นเลเซอร์ตามระยะก้าวที่ต้องการ จากนั้นให้ผู้รับการฝึกก้าวเท้าแต่ละข้างไปที่ตำแหน่งที่แสดงเส้นเลเซอร์ไว้

โดยในการทดสอบทั้งสองแบบข้างต้นจะแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ช่วงระยะของการก้าวเดิน คือ ระยะความยาวก้าวสั้น คือระยะทาง 10, 15 และ 20 ซม และระยะความยาวก้าวยาว คือ ระยะทาง 40, 45 และ 50 ซม ในการวัดระยะก้าวของผู้รับการฝึกนั้นจะทำการติด marker สะท้อนแสงของระบบ Qualisys ที่ตำแหน่งเหนือกล้องทั้ง 4 ตัวของระบบฝึกเดิน และบริเวณเหนือต่อหลอดแอลอีดีอินฟราเรดบนรองเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยจะนำข้อมูลที่ได้จากระบบ Qualisys มาแปลงผลออกมาเป็นความยาวของระยะก้าว

ก่อนที่จะเริ่มทำการทดสอบการฝึกเดินร่วมกับระบบป้อนกลับ ผู้วิจัยจะทำการทดสอบหา ระยะก้าวที่ผู้รับการฝึกจะเดินตามระยะเป้าหมายที่กำหนดและทำการประมาณการก้าวด้วยตนเองโดยไม่ใช้ข้อมูลการป้อนกลับ เพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลอ้างอิง โดยในการทดลองนี้จะทำการบอกระยะเป้าหมาย เช่น 50 ซม. ให้ผู้รับการฝึกทราบและให้ผู้รับการฝึกจะเดินระยะความยาวก้าวและก้าวเท้าด้วยตนเอง โดยผลการทดสอบที่ระยะเป้าหมายต่าง ๆ เป็นดังแสดงในตารางที่ 4.3 สำหรับการก้าวเท้าซ้าย และตารางที่ 4.4 สำหรับการก้าวเท้าขวา

ตารางที่ 4.3 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีกรให้  
ข้อมูลป้อนกลับในระยะทางต่างๆ

ระยะทาง ก้าวที่	10 ซม.	15 ซม.	20 ซม.	40 ซม.	45 ซม.	50 ซม.
1	15.1	24.7	18.6	49.6	51.4	62.9
2	19.9	22.4	20.9	35.7	54.7	60
3	21.4	19.3	22	47.4	57.3	48.1
4	15.6	11.5	26.9	50.8	55.1	50.9
5	16	16.7	28.9	45.8	53.3	52.3
6	10.5	17.5	35.7	39.7	51.4	60.9
7	16.2	11.3	29.1	33	54.7	60.2
8	23.5	17.4	26.9	39.7	57.4	50.9
9	17.4	18	24.8	35.1	55.7	53
10	18.1	16.2	24.2	45.3	34.9	58.9
11	22.5	19	26.5	41.1	53.2	57
12	15.6	13.1	15.2	31.5	31.6	54.1
13	12.6	18.2	16.1	45.9	54.7	39.6
14	15.4	15.6	20.2	52.8	53.8	55.8
15	15.	18.7	24.6	44	52	58.5
16	17.4	19.4	25.9	49.1	53.8	55.7
17	19	19.3	24.8	35.7	55.1	53.2
18	18.7	11.5	17.8	47.4	54.3	57.5
19	18.5	16.7	27.3	32.6	52.2	58.6
20	21.2	19.7	20.8	44	45.8	61.2
ค่าเฉลี่ยระยะก้าว (ซม.)	17.5	17.3	23.8	42.3	51.6	55.5
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	3.25	3.48	4.98	6.58	6.76	5.47
ค่าเฉลี่ย %error	74.8	23.80	25.45	15.03	19.93	13.39
ค่า % C.V.*	18.57	20.12	20.92	15.56	13.10	9.86

\* สัมประสิทธิ์ของการแปรผัน

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้  
ข้อมูลป้อนกลับในระยะทางต่างๆ

ระยะทาง ก้าวที่	10 ซม.	15 ซม.	20 ซม.	40 ซม.	45 ซม.	50 ซม.
1	8.54	18	19.78	35.54	48.263	62.11
2	15.47	21.65	19.66	35.53	24.24	52.34
3	18.3	18.84	17.6	43.76	42.21	54.01
4	16.07	21.89	21.16	38.86	47.74	60.54
5	11.66	20.02	28.49	48.73	47.95	54.85
6	24.74	25.46	20.83	46.3	45.55	62.11
7	20.01	20.79	21.05	46.37	38.033	52.34
8	16.53	16.75	18.19	20.4	31.2	54.01
9	15.76	35.53	28.81	45.85	46.19	60.54
10	20.39	23.27	25.16	37.84	32.57	54.85
11	9.9	22.94	24.04	43.11	36.54	53.47
12	12.31	19.38	17.02	47.76	45.55	61.38
13	17.03	18.89	18.96	37.45	44.3	55.41
14	18.38	37.46	12.49	28.96	39.93	53.45
15	17.72	22.28	14.49	37.68	31.3	33.97
16	19.5	21.18	19.97	45.17	46.19	55.62
17	18.1	22.34	20.33	48.73	45.06	53.51
18	21.81	20.27	21.08	52.71	39.1	59.79
19	18.11	18.92	28.47	43.36	40.53	57.64
20	15.07	25.46	29.72	49.89	48.47	49.13
ค่าเฉลี่ยระยะก้าว (ซม.)	16.7	22.56	21.37	41.7	41	55.05
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	3.53	5.28	6.75	7.79	6.89	6.21
ค่าเฉลี่ย %error	69.26	50.44	17.75	16.19	12.34	13.49
ค่า % C.V.	21.14	23.40	31.59	18.68	16.80	11.28

จากตารางที่ 4.3 และ 4.4 นั้นสรุปได้ว่า ระยะความยาวก้าวโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับในที่ระยะความยาวก้าวสั้น (10, 15, 20 ซม.) มีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%error) อยู่ในช่วง 17.75 - 74.8% และมีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 18.75 - 31.59% ส่วนที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) นั้นมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%error) อยู่ในช่วง 12.34 - 16.19% มีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 9.86 - 18.68%

#### 4.2.1 ผลการทดสอบระบบป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าว

ในการทดลองนี้ การให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงจะเกิดขึ้นหลังจากที่ผู้รับการฝึกก้าวขาไปข้างหน้าเพื่อบอกระยะก้าวให้แก่ผู้รับการฝึก ทำให้ผู้รับการฝึกสามารถรับรู้ความยาวก้าวของตัวเองแล้วนำมาปรับความยาวก้าวด้วยตนเองได้ ในการทดสอบความถูกต้องนั้นผู้รับการฝึกจะต้องเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมด้วยการได้รับข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางจนสุดทางเดินของระบบ Qualisys โดยให้ผู้รับการฝึกทำการฝึกเดินในระยะความยาวก้าวสั้นในที่นี่คือระยะทาง 10, 15 และ 20 ซม. และระยะความยาวก้าวยาวซึ่งก็คือ ระยะทาง 40, 45 และ 50 ซม. ทำการเดินซ้ำ 3 รอบจากนั้นสุ่มค่าความยาวก้าวมาจำนวน 20 ค่า และนำข้อมูลระยะก้าวที่ได้จากจากระบบ Qualisys (สดมภ์ Qualisys ในตารางที่ 4.5) มาทำการวิเคราะห์ผลการทดสอบเพื่อหาค่าความผิดพลาดของระยะก้าวเมื่อเทียบกับระยะเป้าหมาย (สดมภ์ Error ในตารางที่ 4.5) และ เปอร์เซนต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ของระยะก้าวเมื่อเทียบกับระยะเป้าหมาย ( $|\%Error|$ ) (สดมภ์  $|\%Error|$  ในตารางที่ 4.5)

ผลการทดสอบเป็นดังแสดงในตารางที่ 4.5, 4.6 สำหรับความยาวก้าวของ**เท้าซ้าย** และตารางที่ 4.7, 4.8 สำหรับความยาวก้าว**เท้าขวา**



ตารางที่ 4.5 แสดงความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลย้อนกลับทางเสียงแบบออกฤทธิ์ก้าวในระยะความยาวก้าวสั้น

ครั้งที่	10 กม.				15 กม.				20 กม.			
	System (cm.)	จุดประสงค์ (cm.)	Error (cm.)	% Error	System (cm.)	จุดประสงค์ (cm.)	Error (cm.)	% Error	System (cm.)	จุดประสงค์ (cm.)	Error (cm.)	% Error
1	14.0	13.5	3.5	35	15.0	15.6	0.6	4.00	23.0	23.7	3.7	18.5
2	10.0	10.6	0.6	6	14.0	14.5	1.5	10.00	20.0	20.0	0	0
3	12.0	11.6	1.6	16	18.0	18.7	3.7	24.67	23.0	24.5	4.5	22.5
4	11.0	11.9	1.3	13	15.0	15.4	0.4	2.67	24.0	23.8	5.8	29
5	11.0	11.6	1.6	16	18.0	19.4	4.4	29.33	19.0	19.0	-1	5
6	11.0	11.9	1.3	13	13.0	13.5	-1.5	10.00	18.0	18.7	-1.3	6.5
7	11.0	11.4	1.4	14	15.0	15.6	0.6	4.00	21.0	21.8	1.8	9
8	15.0	14.9	4.3	43	16.0	16.3	1.3	8.67	20.0	21.0	1	5
9	12.0	13.1	3.1	31	15.0	16.3	1.3	8.67	23.0	23.7	3.7	18.5
10	13.0	10.6	0.6	6	17.0	18.0	3	20.00	21.0	21.7	1.7	8.5
11	10.0	9.7	-0.3	3	15.0	15.3	0.3	2.00	20.0	20.9	0.3	1.5
12	10.0	11.2	1.2	12	14.0	14.6	-0.4	2.67	19.0	19.0	-1	5
13	10.0	12.9	2.5	25	13.0	13.4	-1.6	10.67	23.0	23.8	3.8	19
14	10.0	11.9	1.3	13	16.0	16.8	1.8	12.00	21.0	21.4	1.4	7
15	13.0	13.0	3	30	17.0	17.5	2.5	16.67	22.0	23.8	3.8	19
16	10.0	11.1	1.1	11	13.0	13.5	-1.5	10.00	24.0	24.7	4.7	23.9
17	13.0	12.9	2.3	23	15.0	15.4	0.4	2.67	21.0	21.5	1.5	7.5
18	11.0	11.5	1.5	15	16.0	16.4	1.4	9.33	23.0	23.5	3.5	17.5
19	13.0	12.7	2.7	27	19.0	19.4	4.4	29.33	19.0	19.9	-0.1	0.5
20	11.0	12.4	2.4	24	20.0	20.5	3.3	36.67	17.0	18.3	-1.7	8.5
ค่าเฉลี่ย	11.6	11.8	-	18.8	15.8	16.4	-	12.70	21.1	21.8	-	11.875
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	1.5	1.1	-	-	1.9	2.1	-	-	2.0	2.5	-	-
ค่า % C.V.	12.93	9.32	-	-	12.03	12.80	-	-	9.48	10.59	-	-

ตารางที่ 4.6 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวสั้น

ก้าวที่	10 ซม.			15 ซม.			20 ซม.					
	System (ซม.)	Quotient (ซม.)	Error (ซม.)	%Error	System (ซม.)	Quotient (ซม.)	Error (ซม.)	%Error	System (ซม.)	Quotient (ซม.)	Error (ซม.)	%Error
1	14.0	14.9	4.9	49	15.0	16.3	1.3	8.67	24.0	24.8	4.8	24
2	10.0	9.9	-0.1	1	16.0	14.3	-0.7	4.67	20.0	20.7	0.7	3.5
3	11.0	10.8	0.8	8	14.0	15.3	0.3	2.00	19.0	20.0	0	0
4	11.0	10.6	0.6	6	16.0	16.8	1.8	12.00	18.0	17.5	-2.5	12.5
5	12.0	11.4	1.4	14	17.0	17.5	2.5	16.67	20.0	20.0	0	0
6	11.0	11.3	1.3	13	15.0	16.3	1.3	8.67	21.0	21.8	1.8	9
7	11.0	11.2	1.2	12	16.0	16.8	1.8	12.00	22.0	22.8	2.8	14
8	14.0	13.9	3.9	39	14.0	14.3	-0.7	4.67	20.0	20.7	0.7	3.5
9	13.0	12.6	2.6	26	16.0	16.4	1.4	9.33	21.0	21.2	1.2	6
10	11.0	11.3	1.3	13	14.0	14.8	-0.2	1.33	23.0	24.9	4.9	24.5
11	11.0	11.3	1.3	13	15.0	15.8	0.8	5.33	25.0	25.5	5.5	27.5
12	8.0	8.4	-1.6	16	16.0	16.9	1.9	12.67	19.0	20.0	0	0
13	11.0	12.6	2.6	26	17.0	17.9	2.9	19.33	23.0	24.7	4.7	23.5
14	11.0	11.1	1.1	11	18.0	18.7	3.7	24.67	20.0	20.4	0.4	2
15	12.0	13.3	3.3	33	14.0	14.9	-0.1	0.67	21.0	21.5	1.5	7.5
16	11.0	11.9	1.9	19	16.0	16.8	1.8	12.00	24.0	24.7	4.7	23.5
17	13.0	11.2	1.2	12	19.0	20.2	5.2	34.67	21.0	21.4	1.4	7
18	11.0	11.1	1.1	11	15.0	15.6	0.6	4.00	19.0	19.5	-0.5	2.5
19	13.0	11.4	1.4	14	14.0	14.5	-0.5	3.33	21.0	21.5	1.5	7.5
20	11.0	11.5	1.5	15	15.0	15.6	0.6	4.00	20.0	20.5	0.5	2.5
ค่าเฉลี่ย	11.5	11.58	-	17.55	15.6	16.3	-	10.03	21.0	21.71	-	10.03
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	1.4	1.40	-	-	1.40	1.52	-	-	1.90	2.17	-	-
ค่า % C.V.	12.13	12.06	-	-	8.92	9.31	-	-	9.05	10.03	-	-

ตารางที่ 4.7 แสดงค่าความยาวก้าวของเข้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบอกรยะกึ่งในระยะเวลาความยาวก้าวยาว

ก้าวที่	40 ซม.			45 ซม.			50 ซม.		
	ความยาว (ซม.)	ความถี่ (Hz)	อัตรา (%)	ความยาว (ซม.)	ความถี่ (Hz)	อัตรา (%)	ความยาว (ซม.)	ความถี่ (Hz)	อัตรา (%)
1	50.0	32.1	-7.9	36.0	37.9	-7.1	56.0	46.8	-3.2
2	42.0	42.5	2.5	43.0	40.9	-4.1	48.0	49.8	-0.2
3	40.0	40.1	0.1	44.0	43.8	-1.2	49.0	50.9	0.9
4	40.0	40.9	0.9	48.0	49.8	4.8	50.0	50.0	0
5	42.0	43.9	3.9	48.0	50.0	5	52.0	53.9	3.9
6	36.0	37.4	-2.6	61.0	62.0	17	44.0	45.9	-4.1
7	37.0	37.8	-2.2	43.0	43.9	-1.1	47.0	48.6	-1.4
8	46.0	46.9	6.9	42.0	42.5	-2.5	49.0	49.8	-0.2
9	37.0	37.6	-2.4	38.0	39.8	-5.2	48.0	48.5	-1.5
10	38.0	39.8	-0.2	41.0	42.3	-2.7	45.0	45.5	-4.5
11	29.0	30.5	-9.7	46.0	46.6	1.6	51.0	51.9	1.9
12	39.0	40.4	0.4	43.0	43.6	-1.4	47.0	48.0	-2
13	39.0	39.7	-0.3	45.0	45.8	0.8	40.0	40.3	-9.7
14	41.0	42.1	2.1	46.0	46.8	1.8	52.0	52.4	2.4
15	41.0	42.0	2	45.0	45.3	0.3	54.0	55.0	5
16	40.0	41.0	1	48.0	48.6	3.6	48.0	48.7	-1.3
17	45.0	45.3	3.3	43.0	43.7	-1.3	49.0	49.5	-0.5
18	38.0	39.6	-0.4	44.0	45.7	0.7	53.0	53.5	3.5
19	44.0	44.3	4.3	45.0	46.4	1.4	55.0	56.8	6.8
20	35.0	35.9	-4.1	48.0	48.0	3	56.0	57.0	7
ค่าเฉลี่ย	38.95	39.98	-	44.90	45.67	-	49.15	50.14	-
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	4.32	4.08	-	4.96	4.99	-	3.91	4.03	-
ค่า 96 C.V.	11.09	10.21	-	11.14	10.94	-	7.96	8.04	-

ตารางที่ 4.8 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้โปรแกรมช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้องกันความเสี่ยงแบบอกระยะก้าวในระยะความยาวก้าวกาย

ก้าวที่	40 ซม.			45 ซม.			50 ซม.			
	Summ. (cm)	Subjct. (cm)	Error (cm)	Summ. (cm)	Subjct. (cm)	Error (cm)	Summ. (cm)	Subjct. (cm)	Error (cm)	
1	30.0	30.5	-9.5	54.0	55.4	10.4	46.0	46.0	-4	
2	42.0	44.0	4	45.0	46.7	1.7	36.0	37.4	-12.6	
3	42.0	43.5	3.5	45.0	46.5	1.5	45.0	45.3	-4.7	
4	43.0	44.2	4.2	49.0	49.5	4.5	43.0	43.5	-6.5	
5	44.0	44.0	4	50.0	50.4	5.4	43.0	44.3	-5.7	
6	39.0	39.4	-0.6	47.0	48.6	3.6	45.0	45.7	-4.3	
7	38.0	39.9	-0.1	41.0	41.3	-3.7	47.0	47.5	-2.5	
8	48.0	49.5	9.5	23.75	45.0	0	49.0	49.5	-0.5	
9	35.0	36.0	-4	43.0	44.0	-1	51.0	51.2	1.2	
10	39.0	39.5	-0.5	43.0	44.4	-0.6	46.0	46.9	-3.1	
11	39.0	39.7	-0.3	42.0	43.0	-2	53.0	53.1	3.1	
12	40.0	40.2	0.2	39.0	39.0	-6	50.0	50.4	0.4	
13	44.0	44.6	4.6	46.0	47.8	2.8	41.0	42.4	-7.6	
14	39.0	39.5	-0.5	46.0	46.6	1.6	47.0	47.0	-3	
15	42.0	42.4	2.4	43.0	43.9	-1.1	41.0	43.0	-7	
16	45.0	46.9	6.9	46.0	43.2	-1.8	47.0	49.0	-1	
17	54.0	55.6	15.6	39	45.8	0.8	45.0	43.5	-6.5	
18	39.0	38.9	-1.1	2.75	48.0	48.9	3.9	50.0	50.5	0.5
19	48.0	48.9	8.9	22.25	47.0	47.9	2.9	46.0	47.5	-2.5
20	35.0	34.0	-6	15	46.0	46.3	1.3	2.89	60.4	10.4
ค่าเฉลี่ย	41.25	42.06	-	10.8	45.50	46.21	-	6.29	46.50	47.21
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	5.23	5.66	-	-	5.35	5.57	-	-	4.88	4.78
ค่า S.D. C.V.	12.80	13.45	-	-	7.52	7.72	-	-	10.50	10.15



จากผลการทดลองทั้งหมดสามารถแสดงสรุปได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 สรุปผลการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอก  
ระยะก้าว

ระยะทาง (ซม.)	เท้าซ้าย			เท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของ ระยะทางที่ได้ จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของ % Error  (ซม.)	ค่า % C.V.	ค่าเฉลี่ยของ ระยะทางที่ได้ จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของ % Error  (ซม.)	ค่า % C.V.
10	11.8	<b>18.8</b>	9.32	11.5	17.55	12.06
15	16.4	12.7	12.8	16.5	<b>10.03</b>	9.31
20	21.8	11.5	10.55	21.7	10.03	10.03
40	39.9	7.4	10.21	42.1	<b>10.80</b>	13.45
45	45.6	7.4	10.94	46.2	6.29	7.72
50	50.1	<b>6.0</b>	8.04	47.2	8.71	10.13
ค่าเฉลี่ย		10.6	10.31	ค่าเฉลี่ย	10.57	10.45

จากตารางที่ 4.9 ผลของระยะความยาวก้าวโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าวที่ระยะความยาวก้าวสั้น (10, 15, 20 ซม.) มีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%|error|) อยู่ในช่วง 10.03 - 18.80 % และมีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 9.31-12.8% ส่วนที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) นั้นมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%|error|) อยู่ในช่วง 6.0 - 10.80% มีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 7.72- 13.45%

#### 4.2.2 ผลการทดสอบระบบป้อนกลับทางแสง

สำหรับการทดสอบในส่วนนี้ ผู้รับการฝึกจะได้รับการฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมกับการป้อนกลับทางแสงโดยจะให้ผู้ควบคุมการฝึกเป็นผู้กำหนดระยะความยาวก้าวเป้าหมาย โดยระยะก้าวเป้าหมายจะแบ่งออกเป็นระยะความยาวก้าวสั้นในคือระยะ 10, 15 และ 20 ซม. และระยะความยาวก้าวยาวคือ ระยะ 40, 45 และ 50 ซม. โดยในขณะที่ผู้รับการฝึกยกอุปกรณ์ช่วยเดินไปข้างหน้าแล้ววางนึ่งระบบจะทำการประมวลผลตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้าง จากนั้นจึงทำการฉายเลเซอร์ไปยังตำแหน่งของระยะความยาวก้าวที่กำหนดไว้ เมื่อผู้รับการฝึกได้ก้าวเท้าไปจนถึงระยะที่กำหนดแสงเลเซอร์จึงจะดับลงและจะแสดงขึ้นมาใหม่เพื่อที่จะกำหนดระยะก้าวต่อ ๆ ไปจนจบการฝึก ผลการทดสอบโดยใช้การป้อนกลับทางแสงนี้เป็นดังแสดงในตารางที่ 4.17-4.21



ตารางที่ 4.10 แสดงค่าความยาวก้าวของเข้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลก่อนกลับทางแสงในระยะเวลายาวก้าวสั้น

ก้าวที่	10 ซม.			15 ซม.			20 ซม.		
	ความ (ซม.)	Subj. (ซม.)	Err. (ซม.)	ความ (ซม.)	Subj. (ซม.)	Err. (ซม.)	ความ (ซม.)	Subj. (ซม.)	Err. (ซม.)
1	11.5	11.2	1.2	15.6	15.5	0.5	20.0	19.1	-0.9
2	11.5	11.8	1.8	15.4	15.6	0.6	19.5	19.1	-0.9
3	12.8	12.6	2.8	15.9	15.6	0.6	19.8	19.7	-0.3
4	12.6	12.9	2.9	16.1	16.4	1.4	20.9	20.1	0.1
5	12.6	12.7	2.7	15.2	15.1	0.1	20.1	21.0	1
6	11.8	11.4	1.4	15.1	15.3	0.3	20.0	20.0	0
7	12.2	12.4	2.4	15.9	15.6	0.6	20.0	20.2	0.2
8	10.7	10.1	0.1	15.3	15.2	0.2	20.1	19.8	-0.2
9	10.9	10.7	0.7	15.1	15.1	0.1	21.3	21.0	1
10	9.3	9.8	-0.2	17.4	17.6	2.6	20.2	19.9	-0.1
11	9.7	9.8	-0.2	16.0	15.1	0.1	18.2	18.8	-1.2
12	11.1	11.8	1.8	14.5	15.3	0.3	21.5	21.9	1.9
13	10.5	10.9	0.9	16.1	16.4	1.4	20.9	20.6	0.6
14	10.9	10.6	0.6	15.1	15.4	0.4	19.9	20.1	0.1
15	10.8	10.9	0.9	14.2	14.5	-0.5	18.3	18.2	-1.8
16	10.2	10.1	0.1	16.7	16.1	1.1	21.5	21.3	1.3
17	10.7	10.7	0.7	14.5	14.6	-0.4	21.7	21.2	1.2
18	8.7	8.8	-1.2	14.7	14.3	-0.7	20.3	19.8	-0.2
19	12.9	12.6	2.6	15.8	15.7	0.7	20.2	20.9	0.9
20	13.2	13.0	3	9.0	9.3	-5.7	38.00	21.4	1.8
ค่าเฉลี่ย	11.21	11.25	--	14.1	15.18	-	6.10	20.27	20.22
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	1.24	1.22	-	1.65	1.60	-	-	1.0	-
ค่า S.D.V.	11.06	10.83	-	10.86	10.34	-	-	4.73	4.90

ตารางที่ 4.11 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลย้อนกลับทางแสงในระยะเวลายาวก้าวสั้น

ก้าวที่	10 ซม.			15 ซม.			20 ซม.					
	จำนวน (คน)	Qual (cm)	Error (cm)	จำนวน (คน)	Qual (cm)	Error (cm)	จำนวน (คน)	Qual (cm)	Error (cm)			
1	11.3	10.4	0.4	4.1	14.5	14.4	-0.6	4	21.2	21.9	1.9	9.7
2	14	14.1	4.1	41.3	15.6	14.8	-0.2	1.2	20.8	20.2	0.2	0.9
3	11	11	1	10.2	14.6	15	0	0.1	20.3	19.7	-0.3	1.4
4	10.5	10.5	0.5	5.1	15.4	16	1	6.7	21.9	21.9	1.9	9.4
5	10.2	10.2	0.2	1.7	15.1	15.8	0.8	5.5	20.6	20.3	0.3	1.5
6	11.2	10.6	0.6	5.7	16.3	16.2	1.2	8	20.1	20	0	0.2
7	9.5	9.5	-0.5	5.1	15.6	15.9	0.9	6.5	19.9	20.6	0.6	2.8
8	10.2	10	0	0.1	16.2	16.2	1.2	8.1	21	20.6	0.6	5.2
9	9.4	9.9	-0.1	1.1	14.1	13.2	-1.8	11.9	20.4	20.9	0.9	4.7
10	9.7	9.6	-0.4	4	16.6	16.5	1.5	9.9	20.7	20.9	0.9	4.4
11	10.8	10.8	0.8	8	15.1	15.5	0.5	3.3	20.4	20.7	0.7	3.6
12	9.7	9.9	-0.1	1.1	15.3	15.9	0.9	5.9	20.4	20.8	0.8	4.2
13	10.5	10.2	0.2	1.8	15.2	15	0	0.1	21.9	21.1	1.1	5.5
14	9.3	10.3	0.3	2.8	15.4	15.5	0.5	3.2	20.3	20.2	0.2	1.1
15	9.3	9.9	-0.1	0.9	15.3	15.1	0.1	0.7	20.8	20.2	0.2	1.1
16	10.4	10	0	0.3	15.7	15.5	0.5	3.1	19.4	19.5	-0.5	2.5
17	9.7	10	0	0.3	16.1	16.6	1.6	10.6	21.6	21.8	1.8	9.1
18	10.1	10.7	0.7	6.7	15.1	15.2	0.2	1.3	19.4	19.8	-0.2	0.8
19	11.1	11.3	1.8	18.1	15.7	15.2	0.2	1.4	20.9	20.1	0.1	0.5
20	11.1	11.2	1.2	11.5	15.5	15.3	0.3	2.1	19.8	19.2	-0.8	3.9
ค่าเฉลี่ย	10.45	10.53	-	6.49	15.41	15.44	-	4.67	20.59	20.52	-	3.5
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	1.07	1.01	-	-	0.61	0.78	-	-	0.71	0.76	-	-
ค่า S.E.V.	10.23	9.60	-	-	3.96	5.07	-	-	3.46	3.70	-	-

ตารางที่ 4.12 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลย้อนกลับทางแสงในระยะความยาวก้าวยาว

ก้าวที่	40 ซม.			45 ซม.			50 ซม.		
	Summ (cm)	Stride (cm)	Err (cm)	Summ (cm)	Stride (cm)	Err (cm)	Summ (cm)	Stride (cm)	Err (cm)
1	41.6	41.4	1.4	45.8	45.9	0.9	52.2	53.1	3.1
2	41.0	40.4	0.4	45.8	46.4	1.4	50.1	49.7	-0.3
3	40.6	40.5	0.3	46.6	47.2	2.2	51.5	52.1	2.1
4	41.2	41.0	1	45.1	44.2	-0.8	52.0	52.5	2.5
5	42.0	41.4	1.4	45.5	45.0	0	50.5	49.7	-0.3
6	41.1	41.3	1.5	46.7	47.0	2	51.7	51.3	1.3
7	40.6	40.2	0.2	45.9	46.2	1.2	48.3	48.7	-1.3
8	41.2	40.5	0.5	47.3	48.0	3	50.2	50.7	0.7
9	41.0	41.9	1.9	46.4	47.2	2.2	51.4	52.1	2.1
10	42.5	42.3	2.3	49.3	49.8	4.8	54.0	54.9	4.9
11	45.2	45.0	5	52.2	53.0	8	51.1	50.3	0.3
12	40.3	39.8	-0.2	45.1	45.3	0.3	50.0	50.9	0.9
13	40.5	39.8	-0.2	47.9	48.8	3.8	47.3	46.9	-0.1
14	39.2	40.0	0	43.7	44.4	-0.6	50.4	50.7	0.7
15	41.7	41.9	1.9	48.3	48.4	3.4	51.1	51.7	1.7
16	41.8	42.4	2.4	48.5	49.4	4.4	50.8	51.0	1
17	40.8	40.3	0.3	43.0	43.3	-1.7	50.7	50.1	0.1
18	42.2	42.9	2.9	47.6	48.4	3.4	49.8	50.5	0.5
19	42.0	41.2	1.2	46.3	46.4	1.4	50.9	51.4	1.4
20	40.5	39.7	-0.3	46.4	46.4	1.4	50.2	50.0	0
ค่าเฉลี่ย	41.35	41.19	-	46.67	47.04	-	50.71	50.91	-
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	1.19	1.31	-	2.02	2.25	-	1.39	1.67	-
ค่า 96 C.V.	2.89	3.17	-	4.32	4.78	-	2.74	3.28	-

ตารางที่ 4.13 แสดงค่าความยาวก้าวของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีกรงข้อมูลก่อนกลับทางแสงในระยะความยาวก้าวยาว

ก้าวที่	40 ซม.			45 ซม.			50 ซม.					
	Summ (mm)	Substep (mm)	Error (mm)	Summ (mm)	Substep (mm)	Error (mm)	Summ (mm)	Substep (mm)	Error (mm)			
1	38.7	39	-1	2.5	45.4	45.7	0.7	1.62	50.5	50.9	0.9	1.8
2	40	40.3	0.3	0.75	45.3	45.4	0.4	0.96	49.9	50.6	0.6	1.2
3	39.1	39.4	-0.6	1.5	45.7	45.3	0.3	0.71	50.8	51.8	1.8	3.6
4	39.2	39.6	-0.4	1	45.3	45.9	0.9	1.98	46.3	46.3	-3.7	7.4
5	40.9	40.3	0.5	0.75	44.6	44.7	-0.4	0.78	50.8	51.7	1.7	3.4
6	42	43	3	7.5	45	45.1	0.1	0.13	50.8	51.5	1.5	3
7	41.5	41.3	1.3	3.25	44.8	44.9	-0.1	0.29	50.9	51.6	1.6	3.2
8	40.4	40.4	0.4	1	46.5	46.1	1.1	2.4	50.9	51.8	1.8	3.6
9	41.4	41	1	2.5	43.5	43.2	-1.8	3.96	49.6	50.3	0.3	0.6
10	40.6	40.3	0.3	0.75	45.7	45.4	0.4	0.96	50.7	50.8	0.8	1.6
11	40.9	40.4	0.4	1	44.9	44.5	-0.5	1.18	53	53.2	3.2	6.4
12	39.7	39.9	-0.1	0.25	45.9	45.4	0.4	0.82	51	52	2	4
13	40.3	40.1	0.1	0.25	47	48	3	6.58	50.2	50.3	0.3	0.6
14	40.4	41	1	2.5	45.6	45.8	0.8	1.84	49.4	49.4	-0.6	1.2
15	39.9	39.9	-0.1	0.25	44.4	45	0	0.04	49.3	49.4	-0.6	1.2
16	40.9	41.2	1.2	3	46.3	46.5	1.5	3.42	49.9	50.4	0.4	0.8
17	41.3	42	2	5	46.1	46.8	1.8	4.09	50.9	51.3	1.3	2.6
18	40.7	41.3	1.3	3.25	45.2	45.5	0.5	1.18	49.2	49.3	-0.7	1.4
19	40.9	41.2	1.2	3	46.1	46	1	2.24	50.3	49.4	-0.6	1.2
20	40.6	41.1	1.1	2.75	45.8	45.1	0.1	0.2	49.4	49.6	-0.4	0.8
ค่าเฉลี่ย	40.47	40.64	-	2.14	45.46	45.51	-	1.77	50.19	50.58	-	2.48
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	0.85	0.93	-	-	0.8	0.97	-	-	1.26	1.47	-	-
80 % C.V.	2.09	2.29	-	-	1.77	2.15	-	-	2.51	2.9	-	-

ตารางที่ 4.14 สรุปผลการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง

ระยะทาง (ซม.)	เท้าซ้าย			เท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของ ระยะทางที่ได้ จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของ % Error	ค่า % C.V.	ค่าเฉลี่ยของ ระยะทางที่ได้ จากระบบ Qualisys (ซม.)	ค่าเฉลี่ยของ % Error	ค่า % C.V.
10	11.2	14.1	10.83	10.5	6.49	9.60
15	15.1	6.10	10.34	15.4	4.67	5.07
20	20.2	3.93	4.9	20.5	3.5	3.70
40	41.1	3.14	3.17	40.6	2.14	2.29
45	47.0	5.21	4.78	45.5	1.77	2.13
50	50.42	3.81	5.83	50.5	2.48	2.9
ค่าเฉลี่ย		6.04	6.64	ค่าเฉลี่ย	3.51	4.12

จากตารางที่ 4.14 จากผลของระยะความยาวก้าวโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงในระยะทางต่างๆพบว่าที่ระยะความยาวก้าวสั้นนั้น (10, 15, 20 ซม.) ระยะก้าวที่คะแนนโดยผู้รับการฝึกมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%|error|) อยู่ในช่วง 3.5 - 14.1 % และมีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 3.70-10.83% ส่วนที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) มีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ (%|error|) อยู่ในช่วง 1.77-5.21% มีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 2.13-5.83

#### 4.2.3 ผลการทดสอบระบบป้อนกลับทางเสียงแบบบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวเท้ายาวขึ้น

ในการทดสอบนี้ผู้รับการฝึกจะได้รับการฝึกเดินโดยอุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกให้ผู้รับการฝึกก้าวเท้ายาวขึ้นหากผู้รับการฝึกก้าวได้ระยะต่ำกว่าระยะเป้าหมายที่กำหนด โดยที่ผู้ให้การรักษา ซึ่งขณะฝึกเดินนั้นระบบจะแสดงเสียง “ก้าวเท้าซ้ายขึ้นคะ” หรือ “ก้าวเท้าขวาขึ้นคะ” เสมือนว่ามีผู้ควบคุมการฝึกดูแลการฝึกอยู่กับผู้รับการฝึกด้วย โดยทดสอบที่ระยะความยาวก้าวสั้น คือระยะทาง 10, 15 และ 20 ซม. และระยะความยาวก้าวยาว คือ ระยะทาง 40, 45 และ 50 ซม. ดังนั้นในการทดสอบนี้จึงแสดงค่าความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นหลังจากผู้รับการฝึกได้ยินเสียงของข้อมูลป้อนกลับแล้ว และเพื่อเป็นการทดสอบว่าเมื่อมีการก้าวไม่ถึงระยะที่กำหนดระบบจะแสดงเสียงบอกได้อย่างถูกต้องสำหรับการก้าวเท้าทั้งสองข้างทุกครั้งหรือไม่ ซึ่งผลของการทดสอบนี้ได้แสดงในตารางที่ 4.15-4.16 ตารางที่ 4.15 แสดงค่าความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นของเท้าซ้ายโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบก้าวเท้ายาวขึ้น

ก้าวที่	ระยะทางความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นหลังจากได้ยินเสียงบอกให้ก้าวเท้ายาวขึ้น											
	มีเสียง	10 (ซม.)	มีเสียง	15 (ซม.)	มีเสียง	20 (ซม.)	มีเสียง	40 (ซม.)	มีเสียง	45 (ซม.)	มีเสียง	50 (ซม.)
1	✓	9.6	✓	10.9	✓	7.5	✓	6.5	✓	10.3	✓	7.5
2	✓	10.4	✓	10.4	✓	12.5	✓	6.5	✓	9.3	✓	8.8
3	✓	7.6	✓	7.6	✓	12.0	✓	8.7	✓	5.5	✓	9.6
4	✓	5.5	✓	5.5	✓	12.0	✓	10.3	✓	7.7	✓	10.3
5	✓	9.3	✓	9.3	✓	14.0	✓	15.5	✓	10.3	✓	10.3
6	✓	10.5	✓	10.5	✓	13.0	✓	12.4	✓	10.3	✓	9.5
7	✓	10.7	✓	10.7	✓	12.0	✓	10.3	✓	14.5	✓	7.9
8	✓	7.9	✓	7.9	✓	7.9	✓	8.5	✓	10.3	✓	8.0
9	✓	10.5	✓	9.4	✓	15.0	✓	9.7	✓	9.3	✓	10.5
10	✓	14.5	✓	10.5	✓	15.0	✓	20.5	✓	8.4	✓	10.5
11	✓	15.4	✓	15.4	✓	12.0	✓	10.3	✓	7.5	✓	9.5
12	✓	13.2	✓	13.2	✓	12.0	✓	12.5	✓	9.3	✓	7.6
13	✓	14.6	✓	14.0	✓	3.0	✓	6.8	✓	10.4	✓	10.5
14	✓	16.4	✓	9.0	✓	5.0	✓	15.3	✓	15.3	✓	11.6
15	✓	17.7	✓	11.0	✓	12.0	✓	12.0	✓	12.0	✓	9.5
16	✓	15.4	✓	7.9	✓	14.0	✓	14.0	✓	13.2	✓	7.5
17	✓	9.4	✓	13.0	✓	21.0	✓	12.4	✓	12.3	✓	7.6
18	✓	10.3	✓	10.0	✓	12.0	✓	13.5	✓	10.3	✓	9.4
19	✓	8.2	✓	9.1	✓	14.0	✓	15.6	✓	10.2	✓	9.3
20	✓	7.4	✓	9.8	✓	12.0	✓	13.5	✓	12.3	✓	10.3
ค่าเฉลี่ย	-	11.2	-	10.2	-	11.8	-	11.7	-	10.4	-	9.2



ตารางที่ 4.16 แสดงค่าความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นของเท้าขวาโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบก้าวเท้ายาวขึ้น

ก้าวที่	ระยะทางความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้นหลังจากได้ยินเสียงบอกให้ก้าวเท้ายาวขึ้น											
	มีเสียง	10 (ซม.)	มีเสียง	15 (ซม.)	มีเสียง	20 (ซม.)	มีเสียง	40 (ซม.)	มีเสียง	45 (ซม.)	มีเสียง	50 (ซม.)
1	✓	14.8	✓	7.0	✓	9.4	✓	10.3	✓	9.3	✓	7.3
2	✓	13.8	✓	9.3	✓	10.3	✓	15.4	✓	10.2	✓	9.3
3	✓	15.8	✓	6.0	✓	14.2	✓	10.3	✓	10.2	✓	10.3
4	✓	14.7	✓	12.4	✓	12.5	✓	10.3	✓	9.3	✓	10.4
5	✓	12.6	✓	14.0	✓	10.3	✓	16.5	✓	9.4	✓	7.3
6	✓	10.7	✓	15.3	✓	9.3	✓	13.5	✓	10.3	✓	7.4
7	✓	9.0	✓	9.3	✓	10.3	✓	10.3	✓	15.4	✓	10.4
8	✓	14.7	✓	10.6	✓	12.4	✓	10.4	✓	7.2	✓	9.1
9	✓	12.8	✓	14.6	✓	11.3	✓	10.5	✓	9.2	✓	9.1
10	✓	9.7	✓	14.5	✓	10.4	✓	10.3	✓	10.2	✓	10.2
11	✓	8.0	✓	15.4	✓	12.3	✓	8.5	✓	10.2	✓	8.3
12	✓	15.9	✓	13.2	✓	13.5	✓	10.5	✓	9.3	✓	9.3
13	✓	10.8	✓	14.6	✓	12.7	✓	12.5	✓	10.3	✓	7.6
14	✓	10.0	✓	16.4	✓	12.8	✓	6.8	✓	16.4	✓	8.5
15	✓	13.7	✓	17.7	✓	12.8	✓	10.5	✓	12.4	✓	9.3
16	✓	10.4	✓	15.4	✓	10.3	✓	10.3	✓	10.2	✓	10.5
17	✓	9.7	✓	9.4	✓	8.1	✓	18.7	✓	14.4	✓	9.4
18	✓	16.0	✓	10.3	✓	10.4	✓	12.7	✓	13.4	✓	9.8
19	✓	7.9	✓	8.2	✓	5.1	✓	5.3	✓	12.3	✓	10.3
20	✓	8.9	✓	7.4	✓	10.3	✓	7.3	✓	15.2	✓	9.3
ค่าเฉลี่ย	-	11.9	-	12.1	-	10.9	-	11.0	-	11.2	-	9.2

จากตารางที่ 4.15 และ 4.16 จากผลของระยะความยาวก้าวโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกให้ก้าวยาวขึ้นในระยะทางต่างๆพบว่าการแสดงสัญญาณเสียงบอกให้ก้าวยาวขึ้นเตือนทุกครั้งที่ได้รับภารกิจมีการก้าวในระยะความยาวก้าวที่ไม่ถึงระยะที่กำหนด โดยการแสดงเครื่องหมายถูกในตารางแสดงว่าที่ก้าวนั้นๆได้รับการฝึกก้าวไม่ถึงระยะความยาวก้าวที่กำหนดและมีเสียงบอกให้ก้าวยาวขึ้นแสดงออกมา และเมื่อมีเสียงเตือนให้ก้าวยาวขึ้นแล้วนั้นผู้รับการฝึกจะทำการปรับการเดินโดยการก้าวขาเพิ่มขึ้นต่อจากก้าวเดินที่ผ่านมา โดยระยะความยาวก้าวที่ผู้รับการฝึกได้ก้าวเพิ่มขึ้นหลังจากได้ยินสัญญาณเสียงบอกให้ก้าวยาวขึ้นได้สำหรับขาซ้ายและขาขวาแสดงในตารางที่ 4.15 และ 4.16 ตามลำดับ โดยที่ระยะความยาวก้าวสั้นนั้น (10, 15, 20 ซม.) มีค่าเฉลี่ยระยะทางความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้น 10.2-12.1 ซม. และที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) มีค่าเฉลี่ยระยะทางความยาวก้าวที่เพิ่มขึ้น 9.2-11.7 ซม. โดยระบบมีการแสดงเสียงได้อย่างถูกต้องทุกครั้งเมื่อผู้ฝึกก้าวเท้าทั้งสองข้างได้ระยะต่ำกว่าระยะเป้าหมายที่กำหนด

## บทที่ 5

### สรุปผล อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

#### สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษา ออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินโดยประยุกต์ใช้อุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง โดยใช้สัญญาณทางเสียง (auditory feedback) และสัญญาณทางแสง (visual feedback) ในการป้อนกลับและสามารถบันทึกและส่งข้อมูลการเดินไปยังผู้ให้การรักษาผ่านทางไกลได้ซึ่งสามารถสรุปได้ดังต่อไปนี้

1. ทดสอบความถูกต้องในการคำนวณของระบบวัดระยะก้าว (gait assessment) ที่พัฒนาขึ้นโดยการประยุกต์ใช้ IR Camera Array

ได้ทำการทดสอบความถูกต้องของการคำนวณระยะก้าวของระบบฝึกเดินที่พัฒนาขึ้นโดยแบ่งย่อยออกเป็นการทดสอบความถูกต้องใน static phase และ dynamic phase เพื่อทดสอบความแม่นยำของการคำนวณหาตำแหน่งของเท้าขณะอยู่กับที่และความแม่นยำของการนำตำแหน่งของเท้าที่คำนวณได้มาหาระยะก้าวในขณะที่มีการก้าวเท้า ซึ่งจากการทดสอบความถูกต้องในการทำงานของระบบพบว่าระบบมีความแม่นยำในการประเมินระยะก้าว โดยพบว่าค่าสูงสุดของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินความยาวก้าวมีค่าน้อยกว่า **2%** ซึ่งเป็นค่าที่สามารถยอมรับได้สำหรับการฝึกเดิน และต่อมาได้นำวิธีการคำนวณตำแหน่งที่พัฒนาขึ้นนี้ไปประยุกต์ใช้ในการคำนวณค่าตัวแปรในการเดินคือ ความยาวก้าว (step length), ความยาวก้าว (stride length), จำนวนก้าว (cadence) และ ความเร็วในการเดิน (speed) แบบตามเวลาจริงได้อย่างถูกต้อง ซึ่งทำให้มีความเป็นไปได้ในการนำระบบที่พัฒนาขึ้นนี้ไปใช้ในการฝึกเดินของผู้ป่วย ผู้สูงอายุ หรือผู้ที่อยู่ในระหว่างการฟื้นฟูได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2. พัฒนาระบบป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง โดยใช้สัญญาณทางเสียง (auditory feedback) ทางสัญญาณทางแสง (visual feedback) และในการป้อนกลับ โดยมีรูปแบบในการให้ข้อมูลป้อนกลับ 3 รูปแบบคือ

2.1 รูปแบบที่ 1 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงโดยการบอกระยะก้าว โดยส่วนนี้จะใช้ Module เครื่องเล่น MP3 ขนาดเล็กเชื่อมต่อกับลำโพงขนาดเล็กเพื่อแสดงข้อมูลป้อนกลับทาง

เสียงแก่ผู้รับการฝึก ซึ่งในขณะที่ฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ฝึกเดิน เมื่อยกอุปกรณ์ฝึกเดินไปข้างหน้า และวางนึ่งแล้วระบบจะเริ่มทำการประมวลผลเพื่อคำนวณตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างก่อนที่จะมีการก้าวเดิน และตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างหลังจากที่มีการก้าวเดินไปแล้วและจะทำการประมวลผลระยะความยาวก้าวและแสดงผลข้อมูลป้อนกลับทางเสียงเป็นระยะความยาวก้าวที่ผู้รับการฝึกก้าวได้

2.2 รูปแบบที่ 2 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง ในส่วนนี้จะใช้แสงเลเซอร์ฉายไปบนพื้นเป็นเส้นแนวขวางเพื่อบอกระยะความยาวก้าวที่ผู้ให้การรักษากำหนด โดยแสงเลเซอร์นั้นจะแบ่งออกเป็น 2 สี คือสีเขียวสำหรับขาซ้ายและสีแดงสำหรับขาขวา และทำการติดตั้งเลเซอร์ไดโอดบนเซอร์โวมอเตอร์ซึ่งสามารถหมุนไปยังองศาที่ให้ระยะทางที่กำหนดได้ ซึ่งในขณะที่ฝึกเดินนั้นผู้รับการฝึกเดินจะต้องเดินด้วยอุปกรณ์ฝึกเดิน โดยเมื่อยกอุปกรณ์ฝึกเดินไปข้างหน้าและวางนึ่งแล้วระบบจะเริ่มทำการประมวลผลตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างก่อนที่จะมีการก้าวเดินและทำการฉายแสงเลเซอร์ลงบนพื้นตามระยะความยาวก้าวที่กำหนด และให้ผู้รับการฝึกก้าวไปยังระยะของแสงเลเซอร์นั้นๆ

2.3 รูปแบบที่ 3 ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงโดยการบอกให้ก้าวยาวขึ้น ในส่วนนี้จะใช้อุปกรณ์เครื่องเล่นเสียงเดียวกันกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงโดยการบอกระยะก้าว แต่จะต่างกันตรงหลักการให้ข้อมูลป้อนกลับซึ่งในขณะที่ฝึกเดินนั้นผู้รับการฝึกเดินจะต้องเดินด้วยอุปกรณ์ฝึกเดิน โดยเมื่อยกอุปกรณ์ฝึกเดินไปข้างหน้าและวางนึ่งแล้วระบบจะเริ่มทำการประมวลผลตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างก่อนที่จะมีการก้าวเดิน และตำแหน่งของเท้าทั้ง 2 ข้างหลังจากการก้าวเดิน ระบบจะทำการประมวลผลระยะความยาวก้าวและจะแสดงเสียงป้อนกลับ “ก้าวเท้าซ้าย/ก้าวเท้าขวายาวขึ้นคะ” เมื่อผู้รับการฝึกก้าวสั้นกว่าระยะที่ได้กำหนดไว้ ซึ่งในรูปแบบนี้จะเสมือนกับเป็นการจำลองการฝึกเดินโดยผู้ควบคุมการฝึกที่ใช้ในทางคลินิก

3. ศึกษาผลของการใช้ระบบฝึกเดินพร้อมกับระบบป้อนกลับที่ได้พัฒนาขึ้น ในการทดสอบประสิทธิภาพของการใช้ข้อมูลป้อนกลับต่อการเดิน

สำหรับผลการทดสอบความถูกต้องของระบบป้อนกลับนั้นผู้วิจัยได้แบ่งการทดสอบออกเป็นผลการทดสอบความถูกต้องของระบบป้อนกลับทางเสียงและทางแสงทั้ง 3 แบบตามที่ได้กล่าวข้างต้น และจะทำการทดสอบที่ระยะทางต่างๆโดยแบ่งเป็นระยะทางก้าวสั้น ซึ่งก็คือระยะ 10, 15 และ 20 ซม. และระยะทางก้าวยาวคือ 40, 45 และ 50 ซม.

โดยก่อนที่จะมีการทดสอบผลของระบบป้อนกลับทั้ง 3 แบบนั้น ผู้วิจัยได้ทำการเก็บผลการฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีระบบป้อนกลับโดยให้เดินในระยะก้าวที่กำหนดคือ

ระยะทางก้าวสั้น (10, 15, 20 ซม.) และระยะทางก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) โดยให้ผู้รับการฝึกคะเนระยะเอง หลังจากนั้นจึงทำการทดสอบการฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีระบบป้อนกลับทางเสียงและเสียงต่อไป ซึ่งผลการทดสอบดังกล่าวได้สรุปในตารางที่ 5.1 ซึ่งแสดงค่าเฉลี่ยของระยะความยาวก้าวในการฝึกเดินแบบต่างๆ ตารางที่ 5.2 สรุปผลค่าเฉลี่ยของ %|Error| ในการฝึกเดินแบบต่างๆ ตารางที่ 5.3 สรุปค่า% |CV| ในการฝึกเดินแบบต่างๆ และสุดท้ายคือตารางที่ 5.4 แสดงผลจำนวนก้าวที่มีระยะความยาวก้าวที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม. ของการฝึกเดินโดยมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้าวกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง



ตารางที่ 5.1 สรุปผลค่าเฉลี่ยระยะทางความยาวก้าวในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง

ระยะทาง (ซม.)	เท้าซ้าย			เท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้ (ซม.)			ค่าเฉลี่ยของระยะทางที่ได้ (ซม.)		
	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง
10	17.5	11.8	11.2	16.7	11.5	10.5
15	17.3	16.4	15.1	22.5	16.5	15.4
20	23.8	21.8	20.2	21.3	21.7	20.5
40	42.3	39.9	41.1	41.7	42.1	40.6
45	51.6	45.6	46.5	41	46.2	45.5
50	55.5	50.1	50.4	55.1	47.2	50.5

จากตารางที่ 5.1 ซึ่งแสดงค่าเฉลี่ยระยะความยาวก้าวในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง พบว่าค่าเฉลี่ยระยะความยาวก้าวจากการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงนั้นมีความใกล้เคียงระยะที่กำหนดมากกว่าการคะเนด้วยตนเอง

ตารางที่ 5.2 สรุปผลค่าเฉลี่ยของ %|Error|การใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูล  
ป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทาง  
แสง

ระยะทาง (ซม.)	เท้าซ้าย			เท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของ % Error			ค่าเฉลี่ยของ % Error		
	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง
10	74.8	<b>18.8</b>	14.1	69.26	17.55	6.49
15	23.8	12.7	6.10	50.44	10.03	4.7
20	25.45	11.58	3.93	17.75	10.03	3.5
40	15.03	7.40	3.14	16.19	10.80	<b>2.14</b>
45	19.93	7.40	5.21	12.34	6.29	<b>1.77</b>
50	13.39	<b>6.0</b>	3.81	13.49	8.71	<b>2.48</b>

จากตารางที่ 5.2 ซึ่งแสดงค่าเฉลี่ยของ %|Error|ของการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง พบว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงมีค่าเฉลี่ยของ %|Error| ต่ำกว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการไม่มีข้อมูลป้อนกลับ และยังพบว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม. ) นั้นมีค่าเฉลี่ยของ %|Error| ของเท้าขวาต่ำกว่า 2.5 % ซึ่งสามารถนำไปใช้เป็นค่าอ้างอิงในการทดสอบต่อไป

ตารางที่ 5.3 สรุปผลค่าเฉลี่ยค่าเฉลี่ยของ ค่า % C.V.ในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง

ระยะทาง (ซม.)	เท้าซ้าย			เท้าขวา		
	ค่าเฉลี่ยของ % C.V.			ค่าเฉลี่ยของ % C.V.		
	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง	ไม่มีข้อมูล ป้อนกลับ	ระบบเสียง	ระบบแสง
10	18.57	9.32	10.83	21.14	12.06	9.68
15	20.12	12.8	10.34	23.4	9.31	5.09
20	20.92	10.55	4.9	31.59	10.03	3.79
40	15.56	10.21	3.17	18.68	13.45	2.29
45	13.1	10.94	7.69	16.8	7.72	2.13
50	9.86	8.04	5.83	11.28	10.13	2.9

จากตารางที่ 5.3 ซึ่งแสดงค่าเฉลี่ยค่าเฉลี่ยของ ค่า % C.V.ในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับ แบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะทางและการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง พบว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสงมีค่า % C.V.ที่ต่ำกว่าการฝึกเดินโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบไม่มีการให้ข้อมูลป้อนกลับซึ่งแสดงให้เห็นว่าการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสงสามารถทำให้ระยะความยาวก้าวในแต่ละก้าวมีความสม่ำเสมอ

ตารางที่ 5.4 แสดงผลจำนวนก้านที่มีระยะความยาวก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม. ของการฝึกเดินโดยมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้านกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง

ชนิดการให้ข้อมูลป้อนกลับ	จำนวนก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม.						รวมจำนวนก้าน	%จำนวนระยะความยาวก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม.
	10 (ซม.)	15 (ซม.)	20 (ซม.)	40 (ซม.)	45 (ซม.)	50 (ซม.)		
เสียงบอกระยะก้าน	1	3	5	10	15	22	56	20%
แสง	1	2	1	1	2	3	10	4%

จากตารางที่ 5.4 ซึ่งแสดงผลจำนวนระยะความยาวก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม. จากจำนวนก้านทั้งหมด 240 ก้าน ของการฝึกเดินโดยมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้านกับการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง ซึ่งสรุปมาจากในตารางที่ 4.5-4.8 และ 4.10-4.13 ในบทที่ 4 พบว่าจำนวนก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม. ของการฝึกเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้านมีจำนวน 56 ก้าน โดยคิดเป็น 20% ของจำนวนก้านทั้งหมด 240 ก้าน ส่วนผลของการฝึกเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงนั้นพบจำนวนก้านที่ต่ำกว่าระยะทางที่กำหนด 1 ซม. ทั้งหมด 10 ก้าน โดยคิดเป็น 4% ของจำนวนก้านทั้งหมด 240 ก้าน ซึ่งจากผลนี้แสดงให้เห็นว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงมีจำนวนก้านที่มีระยะทางความยาวก้านที่มากกว่าระยะทางที่กำหนดมากกว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้าน ซึ่งน่าจะมีแนวโน้มทำให้ผู้รับการฝึกสามารถเพิ่มระยะความยาวก้านได้มากกว่าเมื่อฝึกเดินโดยให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง



### อภิปรายผล

ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ต้องการออกแบบและประดิษฐ์ระบบฝึกเดินโดยประยุกต์ใช้อุปกรณ์ช่วยเดินพร้อมด้วยการป้อนกลับข้อมูลการเดินแบบตามเวลาจริง โดยใช้สัญญาณทางแสง (visual feedback) และเสียง (auditory feedback) ซึ่งระบบนี้ได้นำเสนอวิธีที่สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินได้อย่างถูกต้องโดยไม่จำเป็นต้องมีการปรับเทียบโดยผู้ใช้งานก่อนการใช้ฝึกเดิน อีกทั้งอุปกรณ์ที่นำมาประดิษฐ์และติดตั้งเพิ่มเติมเข้ากับอุปกรณ์ช่วยเดินนั้นมีน้ำหนักที่เบาโดยไม่เพิ่มความหนักให้กับอุปกรณ์ช่วยเดินโดยมีน้ำหนักรวมเพียงแค่ 259 กรัม นอกจากนี้ยังสามารถใช้หน่วยประมวลผล MCU ผลเพียงหน่วยเดียวที่ทำงานด้วยไฟเลี้ยงต่ำ (3.3 V) ในการควบคุมการทำงานของทั้งระบบได้

โดยในการศึกษาครั้งนี้เริ่มจากการศึกษาวิธีวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินโดยใช้กล้องอินฟราเรดขนาดเล็กเพื่อจับตำแหน่งของรองเท้าที่ติดหลอดแอลอีดีอินฟราเรด เพื่อที่จะนำมาวิเคราะห์เพื่อหาระยะความยาวก้าวต่อไป โดยที่กล้องอินฟราเรดนี้สามารถส่งออกข้อมูลตำแหน่งของหลอดแอลอีดีอินฟราเรด เป็นพิกัด (X,Y) ได้ซึ่งทำให้ไม่ต้องมีภาระในการคำนวณหาพิกัดอีกครั้ง โดยระบบที่ได้พัฒนาขึ้นนี้ได้ทำการติดตั้งอยู่บนอุปกรณ์ช่วยเดิน ซึ่งอุปกรณ์ช่วยเดินที่เลือกใช้ในการศึกษานี้คือ โครงเหล็กช่วยเดินแบบมาตรฐาน (standard walker) ซึ่งถือว่าเป็นอุปกรณ์ช่วยเดินที่มีการใช้เป็นจำนวนมากมีการใช้งานง่าย [30] และมีความมั่นคงมากที่สุด [31] อีกทั้งยังมีจุดอ้างอิงที่แน่นอนทำให้สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินได้อย่างถูกต้องแม่นยำ และเมื่อศึกษาจนได้วิธีในการวิเคราะห์การเดินที่ถูกต้องแล้วจึงได้มีการปรับเทียบระบบวิเคราะห์การเดินเพื่อให้สามารถวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินได้อย่างถูกต้องแม่นยำก่อนที่จะนำระบบที่พัฒนาขึ้นนี้ไปทดสอบกับระบบการประเมินการเคลื่อนไหวที่ได้มาตรฐานทางคลินิก (Qualisys) เพื่อหาความถูกต้องของการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินก่อนที่จะมีการพัฒนาระบบป้อนกลับเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินต่อไป

#### การทดสอบความถูกต้องของระบบฝึกเดินในการวิเคราะห์การเดินแบบไม่มีระบบป้อนกลับ

การทดสอบนี้เป็นการทดสอบความถูกต้องของการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินของระบบที่พัฒนาขึ้นกับระบบ Qualisys ซึ่งเป็นระบบวิเคราะห์การเดินมาตรฐานทางคลินิก โดยตัวแปรในการเดินที่ได้นำมาวิเคราะห์คือ ระยะความยาวก้าว (stride length) เนื่องจากเป็นตัวแปรที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินที่สามารถเป็นตัวชี้วัดลักษณะการเดินของมนุษย์ได้ [32] และเป็นที่ยอมรับใช้ในการวิเคราะห์การเดินโดยทั่วไป สำหรับวิธีวิเคราะห์การเดินนั้นเนื่องจากการวัดระยะความยาวก้าวของระบบ Qualisys อ้างอิงจากขาข้างที่อยู่ข้างหน้าและขาข้างที่อยู่ข้างหลัง ซึ่ง

แตกต่างจากการวัดระยะความยาวก้าวของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นโดยอ้างอิงจากระยะของอุปกรณ์ช่วยเดินกับเท้า เพื่อปรับการวัดระยะของทั้งสองระบบให้ตรงกันผู้วิจัยจึงได้ทำการติด marker ของระบบ Qualisys ที่บริเวณเหนือข้อเข่าและข้อเท้า และบริเวณรองเท้าเหนือหลอดแอลอีดีอินฟราเรด ด้วยวิธีนี้จึงทำให้ระยะความยาวก้าวที่ได้จากระบบ Qualisys ตรงกับระบบที่ได้พัฒนาขึ้น จากนั้นผู้วิจัยจึงได้แบ่งวิธีการการทดสอบความถูกต้องออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วง static phase (ช่วงวางนึ่งกับที่) และ dynamic phase (ช่วงที่มีการเดิน) โดยผลการทดสอบความถูกต้องของระบบฝึกเดินในช่วง static phase พบว่า ค่าสูงสุดของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินระยะทางของเท้าซ้ายและเท้าขวาคือ 0.53% และ 0.36% ตามลำดับ จึงแสดงว่าการวัดระยะก้าวโดยใช้กล้องอินฟราเรดด้วยวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นนี้มีความแม่นยำในการประเมินระยะก้าว แต่เนื่องจากการทดสอบช่วง static phase นี้เป็นเพียงการทดสอบความถูกต้องในขณะหยุดนิ่งซึ่งไม่สามารถนำไปอ้างอิงเมื่อใช้งานจริงได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้ทำการทดสอบความถูกต้องในช่วง dynamic ด้วย เพื่อให้สอดคล้องกับการใช้งานจริง ผู้วิจัยได้ให้การฝึกเดินด้วยอุปกรณ์ช่วยเดินที่พัฒนาขึ้นนี้จนสุดระยะทางเดินของระบบ Qualisys โดยผลการทดสอบในช่วง dynamic phase นี้พบว่าค่าสูงสุดของค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการประเมินความยาวก้าวมีค่าน้อยกว่า 2% ซึ่งเป็นค่าที่สามารถยอมรับได้สำหรับการฝึกเดิน [29]

### การพัฒนาบบป้อนกลับทางสัญญาณเสียงและแสง

เมื่อพบว่าระบบที่พัฒนาขึ้นนี้มีความถูกต้องในการวิเคราะห์ตัวแปรในการเดินแล้วนั้นผู้วิจัยจึงได้ทำการพัฒนาระบบป้อนกลับเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกเดิน โดยในการศึกษาครั้งนี้ได้เลือกที่จะศึกษาการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสง เนื่องจากมีการศึกษาถึงผลของการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสงถึงการเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินในผู้ที่มีความบกพร่องในการเดินมากมาย เช่น ผู้ป่วยพาร์กินสัน ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก เป็นต้น โดยการศึกษาพบว่าสิ่งกระตุ้นทางแสงที่เป็นตัวชี้ตำแหน่งการวางเท้าสามารถช่วยให้ผู้ป่วยวางเท้าในตำแหน่งที่เหมาะสมได้ [33] นอกจากนี้การให้สิ่งกระตุ้นทางแสงและเสียงนั้นยังสามารถกระตุ้นการรับรู้ของร่างกาย ทำให้เกิดการกระตุ้นของทางเดินเส้นประสาทสมองและไขสันหลัง โดยส่งผลในการเสริมแรงต่อระบบประสาทสั่งการส่วนปลาย ซึ่งกระตุ้นให้ผู้ป่วยนั้นสามารถเคลื่อนไหวได้ถูกต้องเพิ่มขึ้น [34, 35] และยังพบว่าการกระตุ้นด้วยเสียงในทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูนั้นมีประสิทธิภาพต่อการเดินมากกว่าการกระตุ้นด้วยตัวชี้ตำแหน่งประสาทสัมผัสอื่นๆอีกด้วย [36] ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้พัฒนาระบบป้อนกลับโดยใช้สัญญาณทางเสียงและแสง โดยเชื่อมต่อเข้ากับ

หน่วยประมวลผลหลักที่ทำหน้าที่วิเคราะห์การเดิน โดยระบบฝึกเดินจะประมวลผลระยะความยาวก้าวแล้วจึงจะแสดงข้อมูลป้อนกลับแบบเวลาจริงทางเสียงหรือแสงโดยขึ้นอยู่กับข้อกำหนดของผู้ให้การรักษา ซึ่งผู้รักษาสามารถกำหนดระยะทางความยาวก้าวได้อย่างง่ายดาย โดยผ่านทางหน้าจอโทรศัพท์มือถือซึ่งจะส่งสัญญาณผ่านการเชื่อมต่อแบบบลูทูธไปควบคุมระบบได้ทันที

โดยที่การให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงนั้นแบ่งเป็น 2 แบบ คือ การให้ข้อมูลป้อนกลับแบบเสียงบอกระยะความยาวก้าวโดยการให้ข้อมูลป้อนกลับแบบนี้จะเกิดขึ้นเมื่อผู้รับการฝึกได้ก้าวเดินไปข้างหน้าและระบบประมวลผลความยาวก้าวเรียบร้อยแล้วจึงจะแสดงเสียงระยะความยาวก้าวที่ก้าวได้ของขาแต่ละข้าง และสัญญาณป้อนกลับทางเสียงอีกแบบหนึ่งคือ แบบบอกให้ก้าวยาวขึ้นโดยการให้ข้อมูลป้อนกลับแบบนี้ผู้ให้การรักษาคือเป็นผู้กำหนดระยะความยาวก้าวที่ต้องการให้กับผู้รับการฝึก โดยจะแสดงข้อมูลป้อนกลับก็ต่อเมื่อผู้รับการฝึกไม่สามารถก้าวไปถึงระยะที่กำหนดเท่านั้น โดยการแสดงเสียง “ก้าวเท้าซ้าย/ก้าวเท้าขวายาวขึ้นค่ะ” ซึ่งเมื่อผู้รับการฝึกได้ยินเสียงนี้ก็จะสามารถปรับการเคลื่อนไหวให้ก้าวเท้ายาวขึ้นได้

ในส่วนของ การให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงจะเป็นการฉายแสงเลเซอร์ลงบนพื้นราบเพื่อบอกระยะความยาวก้าวที่ต้องการโดยที่ผู้ให้การรักษาคือเป็นผู้กำหนดระยะความยาวก้าวนี้โดยประเมินจากความสามารถในการเดินของผู้รับการฝึก ในการศึกษาครั้งนี้ได้ใช้เลเซอร์ไดโอดสองสีสำหรับการแสดงระยะความยาวก้าวของขาแต่ละข้าง โดยที่สีเขียวใช้สำหรับเท้าข้างซ้าย และสีแดงใช้สำหรับเท้าข้างขวา เนื่องจากในการเดินในชีวิตจริงนั้นการก้าวขาในแต่ละข้างจะเป็นอิสระต่อกันผู้รับการฝึกสามารถที่จะก้าวขาข้างใดข้างหนึ่งไปข้างหน้าก่อนก็ได้ ดังนั้นเพื่อไม่ให้ผู้รับการฝึกสับสนผู้วิจัยจึงได้ทำการแยกสีเลเซอร์ในแต่ละข้าง

### ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้อนกลับทางเสียงบอกระยะก้าว

จากผลของระยะความยาวก้าวโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินแบบให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกระยะก้าวในระยะทางต่างๆพบว่าที่ระยะความยาวก้าวสั้นนั้น (10, 15, 20 ซม.) ระยะก้าวที่คะแนนโดยผู้รับการฝึกมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ ( $|\%error|$ ) อยู่ในช่วง 10.03 – 18.80 % และมีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 9.31-12.8% ส่วนที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) มีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ ( $|\%error|$ ) อยู่ในช่วง 6.0 – 10.80% มีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันอยู่ในช่วง 7.72–13.45% และเมื่อเปรียบเทียบกับกรฝึกเดินแบบไม่มีการป้อนกลับแล้วพบว่า การป้อนกลับด้วยเสียงสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของการฝึกเดินได้ โดยผู้ฝึกสามารถก้าวตามระยะเป้าหมาย

ได้ดีขึ้นดังแสดงในตารางที่ 5.1- 5.2 และเนื่องจากการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอก  
ระยะก้าวจะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อมีการก้าวขาไปข้างหน้าแล้วดังนั้นจึงมีความคลาดเคลื่อนที่เกิดจาก  
การคะเนระยะของผู้รับการฝึก ซึ่งก็ขึ้นอยู่กับความแม่นยำในการกะระยะของแต่ละบุคคล ซึ่ง  
ในการทดสอบนี้เป็นเพียงการทดสอบเพื่อดูแนวโน้มของผลการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมกับการ  
ให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงและแสงจึงเป็นผลการทดสอบที่ได้จากผู้ทดสอบเพียงคนเดียว ซึ่งก็  
อาจมีข้อผิดพลาดจากการทดสอบได้ง่ายกว่าการทดสอบในจำนวนหลายคน

### ผลการทดสอบความถูกต้องและประสิทธิภาพของระบบป้อนกลับทางแสง

ผลการทดสอบอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสงนั้นพบว่า ที่ระยะความ  
ยาวก้าวสั้นนั้น (10, 15, 20 ซม.) ระยะก้าวที่คะเนโดยผู้รับการฝึกมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์  
ความผิดพลาดสัมบูรณ์ ( $|\%error|$ ) อยู่ในช่วง 3.5 – 14.1 % และมีค่าสัมประสิทธิ์ของการ  
แปรผันอยู่ในช่วง 3.70-10.83% ส่วนที่ระยะความยาวก้าวยาว (40, 45, 50 ซม.) มีค่าเฉลี่ย  
ของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสัมบูรณ์ ( $|\%error|$ ) อยู่ในช่วง 1.77-5.21% มีค่าสัมประสิทธิ์  
ของการแปรผันอยู่ในช่วง 2.13-5.83% ซึ่งผลนี้แสดงให้เห็นว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับทางแสง  
เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่ให้ข้อมูลป้อนกลับหรือการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแล้วนั้น  
การใช้การป้อนทางแสงสามารถทำให้ระยะความยาวก้าวที่ใกล้เคียงกับระยะก้าวเป้าหมายที่  
กำหนดไว้มากกว่า และสามารถให้ระยะก้าวที่มีความสม่ำเสมอมากกว่า แต่ก็ยังพบว่าในการฝึก  
เดินร่วมด้วยการป้อนกลับทางแสงนี้ยังมีความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจาก 2 ปัจจัย คือ  
ความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากระบบเองเช่น ความคลาดเคลื่อนในช่วงการปรับเทียบตำแหน่งใน  
การฉายของแสงเลเซอร์ทำให้บางครั้งอาจมีการฉายระยะทางที่คลาดเคลื่อนจากระยะที่  
ต้องการ และความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากตัวผู้รับการฝึกเองเนื่องจากในการเก็บผลการทดลอง  
ในครั้งนี้เป็นการศึกษาเพื่อดูแนวโน้มของผลการใช้อุปกรณ์ฝึกเดินร่วมกับการให้ข้อมูลป้อนกลับ  
ซึ่งใช้ผู้ทดสอบเพียงคนเดียวซึ่งทำให้ผลการทดสอบมีความคลาดเคลื่อน เช่น ในบางจังหวะที่  
ผู้รับการฝึกกะระยะตำแหน่งการวางเท้าไม่ตรงกับตำแหน่งที่แสงเลเซอร์ฉายลงบนพื้น และ  
ความถนัดในการก้าวขาเช่นผู้วิจัยมีความถนัดขาข้างขวามากกว่าจึงอาจส่งผลทำให้ค่าระยะทาง  
ในการก้าวขาของข้างขวามีค่า  $|\%Error|$  ที่ต่ำกว่าขาซ้าย เป็นต้น

### ผลการทดสอบความถูกต้องของระบบป้อนกลับทางเสียงบอกให้ก้าวยาวขึ้น

ผลของการทดสอบนี้จะแสดงระยะก้าวที่เพิ่มขึ้นหลังจากมีการป้อนกลับทางเสียงป้อนกลับอุปกรณ์ช่วยเดินแบบมีการให้ข้อมูลป้อนกลับทางเสียงแบบบอกให้ก้าวยาวขึ้นนั้น พบว่ามีเสียงเตือนให้ก้าวยาวขึ้นแสดงทุกครั้งเมื่อผู้รับการฝึกก้าวได้ระยะทางที่ไม่ถึงระยะก้าวที่กำหนด แสดงว่าระบบป้อนกลับทางเสียงสามารถให้ข้อมูลป้อนกลับได้ถูกต้องและมีรูปแบบในการใช้งานที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้จริงทางคลินิกในกรณีที่ไม่ต้องการความถูกต้องของระยะก้าวมากนักแต่เพียงต้องการให้ผู้ป่วยฝึกการก้าวให้ยาวขึ้นเท่านั้น ซึ่งจะทำให้สามารถลดอุปกรณ์และความซับซ้อนของระบบโดยรวมลงได้ โดยหากใช้การป้อนกลับทางเสียงเพียงอย่างเดียวจะทำให้น้ำหนักของอุปกรณ์ที่ติดตั้งเหลือเพียง 149 กรัมเท่านั้น

### ปัญหาและข้อเสนอแนะอื่น ๆ

1. ทำการทดสอบการใช้งานระบบที่พัฒนาขึ้นในการฝึกเดินโดยคนปกติที่มีจำนวนผู้ฝึกมากเพียงพอต่อการประเมินประสิทธิภาพของระบบที่พัฒนาขึ้นทางสถิติ
2. ทำการศึกษาในการนำระบบที่พัฒนาขึ้นนี้ไปใช้งานจริงในผู้ที่มีความบกพร่องในการเดินต่าง ๆ
3. เพิ่มความสามารถของระบบในการสื่อสารโต้ตอบกันแบบตามเวลาจริงในขณะที่ฝึกเดินระหว่างผู้ป่วยและแพทย์

### รายการอ้างอิง

1. Fried, L.P., et al., *Preclinical mobility disability predicts incident mobility disability in older women*. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2000. **55**(1): p. M43-52.
2. Bennett, D., et al., *Temporospatial parameters of hip replacement patients ten years post-operatively*. Int Orthop, 2009. **33**(5): p. 1203-7.
3. Gabell, A. and U.S. Nayak, *The effect of age on variability in gait*. J Gerontol, 1984. **39**(6): p. 662-6.
4. Tas, S., et al., *Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis*. Acta Orthop Traumatol Turc, 2014. **48**(6): p. 635-41.
5. Hadizadeh, M., et al., *Assessment of Gait Symmetry Improvements in National Athletes after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction during Rehabilitation*. Int J Sports Med, 2016. **37**(12): p. 997-1002.
6. Balasubramanian, C.K., et al., *Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2007. **88**(1): p. 43-49.
7. Laufer, Y., et al., *The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study*. J Rehabil Res Dev, 2001. **38**(1): p. 69-78.
8. Barclay-Goddard, R., et al., *Force platform feedback for standing balance training after stroke*. Cochrane Database Syst Rev, 2004(4): p. CD004129.
9. Giggins, O.M., U.M. Persson, and B. Caulfield, *Biofeedback in rehabilitation*. J Neuroeng Rehabil, 2013. **10**: p. 60.
10. Palacios-Navarro, G., S. Albiol-Perez, and I. Garcia-Magarino Garcia, *Effects of sensory cueing in virtual motor rehabilitation. A review*. J Biomed Inform, 2016. **60**: p. 49-57.

11. Byl, N., et al., *Clinical impact of gait training enhanced with visual kinematic biofeedback: Patients with Parkinson's disease and patients stable post stroke*. *Neuropsychologia*, 2015. **79, Part B**: p. 332-343.
12. Chee, J.N., et al., *Development of a video-based technique for ambulatory monitoring of foot placement with an instrumented rollator*. *J Rehabil Med*, 2015. **47(3)**: p. 273-7.
13. Kim, A., et al., *A wearable smartphone-enabled camera-based system for gait assessment*. *Gait Posture*, 2015. **42(2)**: p. 138-44.
14. Levine, D., Richards., and W.M. Whittle., *Whittle's gait analysis*. Vol. Fifth. 2012: Elsevier Ltd.
15. อมตฉายา, ส., ความเป็นไปได้ของความแตกต่างระหว่างความเร็วปกติและความเร็วสูงสุดใน การบ่งชี้การเสื่อมถอยความสามารถ: การศึกษาเบื้องต้น. วารสารเทคนิคการแพทย์และ กายภาพบำบัด, 2554. **23(1)**.
16. White, S.C. and R.M. Lifeso, *Altering Asymmetric Limb Loading After Hip Arthroplasty Using Real-Time Dynamic Feedback When Walking*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005. **86(10)**: p. 1958-1963.
17. Hatzitaki, V., et al., *Direction-Induced Effects of Visually Guided Weight-Shifting Training on Standing Balance in the Elderly*. *Gerontology*, 2009. **55(2)**: p. 145-152.
18. Bateni, H. and B.E. Maki, *Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005. **86(1)**: p. 134-45.
19. Faruqi, S.R. and T. Jaeblo, *Ambulatory assistive devices in orthopaedics: uses and modifications*. *J Am Acad Orthop Surg*, 2010. **18(1)**: p. 41-50.
20. Bradley, S.M. and C.R. Hernandez, *Geriatric assistive devices*. *Am Fam Physician*, 2011. **84(4)**: p. 405-11.
21. Cetin, E., et al., *Impact of different types of walking aids on the physiological energy cost during gait for elderly individuals with several pathologies and dependent on a technical aid for walking*. *Ann Phys Rehabil Med*, 2010. **53(6-7)**: p. 399-405.

22. Moreland, J.D., M.A. Thomson, and A.R. Fuoco, *Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis*. Arch Phys Med Rehabil, 1998. **79**(2): p. 134-40.
23. McCandless, P.J., et al., *Effect of three cueing devices for people with Parkinson's disease with gait initiation difficulties*. Gait Posture, 2016. **44**: p. 7-11.
24. Lunenburger, L., G. Colombo, and R. Riener, *Biofeedback for robotic gait rehabilitation*. J Neuroeng Rehabil, 2007. **4**: p. 1.
25. Pesenti, A., et al., *Subthalamic somatosensory evoked potentials in Parkinson's disease*. Mov Disord, 2003. **18**(11): p. 1341-5.
26. Thaut, M.H. and M. Abiru, *Rhythmic Auditory Stimulation in Rehabilitation of Movement Disorders: A Review Of Current Research*. Music Perception: An Interdisciplinary Journal, 2010. **27**(4): p. 263-269.
27. Casamassima, F., et al., *A wearable system for gait training in subjects with Parkinson's disease*. Sensors (Basel), 2014. **14**(4): p. 6229-46.
28. Kuiken, T.A., H. Amir, and R.A. Scheidt, *Computerized biofeedback knee goniometer: acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee arthroplasty rehabilitation*. Arch Phys Med Rehabil, 2004. **85**(6): p. 1026-30.
29. McGinley, J.L., et al., *The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review*. Gait Posture, 2009. **29**(3): p. 360-9.
30. Wang, T., et al., *Walking analysis of young and elderly people by using an intelligent walker ANG*. Robotics and Autonomous Systems, 2016. **75**: p. 96-106.
31. Goldberg B and Hsu JD, *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, ed. e. 3. 1997, Philadelphia,PA, Mosby.
32. Danion, F., et al., *Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length*. Gait Posture, 2003. **18**(1): p. 69-77.
33. Vitorio, R., et al., *Visual cues and gait improvement in Parkinson's disease: which piece of information is really important?* Neuroscience, 2014. **277**: p. 273-80.



34. Huang, H., S.L. Wolf, and J. He, *Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation*. J Neuroeng Rehabil, 2006. **3**: p. 11.
35. Basmajian, J.V., *Clinical use of biofeedback in rehabilitation*. Psychosomatics, 1982. **23**(1): p. 67-73.
36. Thaut, M.H. and M. Abiru, *Rhythmic auditory stimulation in rehabilitation of movement disorders: a review of current research*. Music perception, 2010. **27**(4): p. 263-269.





## อุปกรณ์ที่ใช้ในการประดิษฐ์ระบบฝีกเดินร่วมกับการป้อนกลับทางชีวภาพ

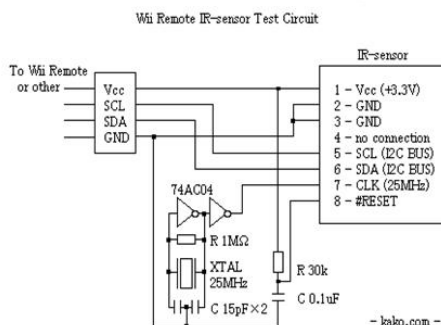
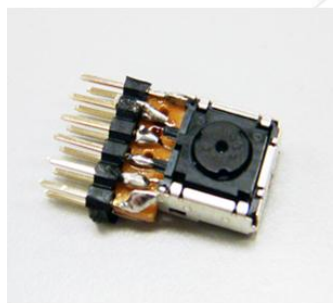
อุปกรณ์ที่ใช้จะแบ่งออกตามวงจรหลักของระบบฝีกเดิน ซึ่งแบ่งได้เป็น 3 ส่วนหลักคือ

### 1. วงจรวิเคราะห์ตัวแปรในการเดิน

#### 1.1 กล้องอินฟราเรด (Pixart Infrared Cameras, Pixart, Taiwan)

ซึ่งมีขนาด  $1.3 \times 1.3 \times 0.5$  ซม. ดังแสดงในรูป ก1 โดยกล้องอินฟราเรดนี้มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- แสดงผลที่ความละเอียด  $1024 \times 768$  พิกเซล
- ข้อมูลส่งออก (output) เป็นพิกัด (X,Y) สามารถบ่งบอกความเข้ม (intensity) ของแหล่งกำเนิดได้ 6 ระดับ
- สื่อสารแบบ I2C
- มุมการมอง  $40^\circ$
- สามารถจับแหล่งกำเนิดอินฟราเรดได้ 4 จุดสำหรับกล้องหนึ่งตัว
- สามารถจับภาพที่ระยะไกลสุดประมาณ 150 ซม.



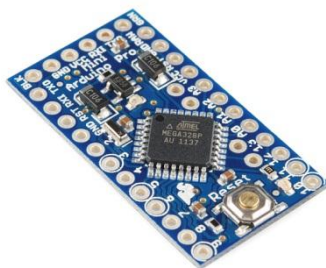
รูป ก1 แสดงลักษณะของกล้องอินฟราเรด และวงจรที่เชื่อมต่อให้กล้องสามารถทำงานได้

(ที่มา: <http://williametter.com/portfolio/projects/wii-ir-camera-system/>)

## 1.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino Pro Mini 328)

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นอุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู, หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถังเดียวกัน Arduino Pro Mini 328 เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source โดยเป็นบอร์ด Arduino ขนาดเล็กที่ใช้ IC Atmega328 โดยลักษณะของ Arduino Pro Mini 328 แสดงในรูปที่ ก2

- Arduino Pro Mini ATmega328 รั้นที่ 16 MHz พร้อม resonator (0.5% tolerance)
- PCB ขนาดบาง 0.8mm
- ขนาด 33.3 \* 18.0mm ,น้ำหนักน้อยกว่า 2 กรัม
- ไม่มีพอร์ต USB
- สามารถรองรับ auto-reset เวลาโปรแกรมไม่ต้องกดรีเซตเอง
- ใช้ไฟ 5 โวลต์
- กระแสเอาต์พุตสูงสุด 150mA มีวงจรถ่วงกันกระแสเกิน
- DC อินพุต สูงสุด 12V
- มีไฟบอกสถานะบนบอร์ด Arduino Pro Mini
- ขาอะนาล็อก 8 ขา
- ขาดิจิตอล I/O 14 ขา
- Flash Memory ขนาด 32 KB
- SRAM 2 KB
- EEPROM 1 KB



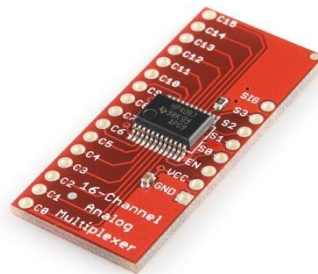
รูปที่ ก2 แสดงลักษณะของ Arduino Pro Mini 328

ที่มา : <http://www.thaieasyelec.com/products/development-boards/arduino-pro-mini-328-5v-16mhz-detail.html>

### 1.3 มัลติเพล็กซ์เซอร์ (CD74HC4067)

เป็นตัวที่ทำหน้าที่เลือกช่องสัญญาณที่มีข้อมูลช่องหนึ่งจากหลายๆช่องสัญญาณมาเป็นอินพุต และต่อช่องสัญญาณที่มีข้อมูลนั้นเข้าเป็นสัญญาณเอาต์พุตเพียงเอาต์พุตเดียว โดยมัลติเพล็กซ์เซอร์ ลักษณะของมัลติเพล็กซ์เซอร์แสดงดังรูปที่ ก3 มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- ใช้ไฟเลี้ยง 2 ถึง 6 โวลต์
- การใช้พลังงานต่ำของมาตรฐาน CMOS
- สามารถปฏิบัติการได้ในช่วงอุณหภูมิที่กว้าง: -55 องศาเซลเซียส ถึง 125 องศาเซลเซียส



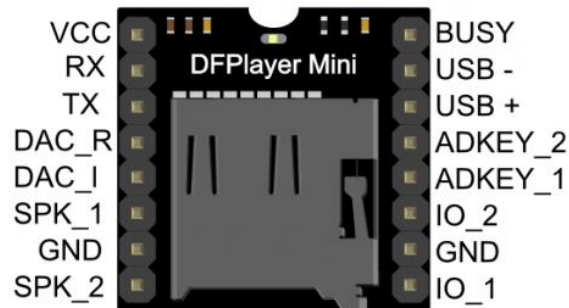
รูปที่ ก3 แสดงลักษณะของมัลติเพล็กซ์เซอร์ (CD74HC4067)

## 2. วงจรระบบป้อนกลับทางสัญญาณเสียง

### 2.1 อุปกรณ์เล่นเสียง

อุปกรณ์เล่นไฟล์ MP3 ขนาดเล็ก DFPlayer Mini โดยลักษณะของอุปกรณ์เล่นเสียงได้แสดง ดังรูปที่ ก4 ซึ่งคุณสมบัติของ DFPlayer Mini มีดังต่อไปนี้

- ทำงานที่แรงดัน 3.2V ถึง 5V
- สามารถรองรับการควบคุมผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านโปรโตคอล UART
- มีช่องสำหรับการต่อสวิตช์เพื่อควบคุมการเล่นได้โดยตรง
- รองรับการเชื่อมต่อกับลำโพงโดยตรง (Mono) หรือต่อเข้าวงจรขยายเสียงก่อน (Stereo)
- รองรับ Micro SD Card ความจุสูงสุด 32GB
- 24-bit DAC output
- รองรับ sampling rates (kHz): 8/11.025/12/16/22.05/24/32/44.1/48
- สามารถปรับเสียงได้ 30 ระดับ



รูปที่ ก4 แสดงลักษณะของอุปกรณ์เล่นเสียง DFPlayer Mini Mp3

ที่มา : [https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/DFPlayer\\_Mini\\_SKU:DFR0299#Pin\\_Map](https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/DFPlayer_Mini_SKU:DFR0299#Pin_Map)

### 3. วงจรระบบป้อนกลับทางสัญญาณแสง

#### 3.1 เซอร์โวมอเตอร์รุ่น MG 995 high speed (Tower pro) แสดงในรูปที่ ก5

เป็นมอเตอร์ที่มีการควบคุมการเคลื่อนที่ โดยใช้การควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback control) เป็นอุปกรณ์ที่สามารถควบคุมระบบการทำงานนั้นๆ ให้เป็นไปตามความต้องการ เช่น ควบคุมความเร็ว (Speed), ควบคุมแรงบิด (Torque), ควบคุมแรงตำแหน่ง (Position), ระยะทางในการเคลื่อนที่(หมุน) (Position Control) ของตัวมอเตอร์ได้ ซึ่งมอเตอร์ทั่วไปไม่สามารถควบคุมในลักษณะงานเบื้องต้นได้ โดยให้ผลลัพธ์ตามความต้องการที่มีความแม่นยำสูง โดยมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

-Weight: 55 g

-Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.

-Stall torque: 8.5 kgf-cm (4.8 V ), 10 kgf-cm (6 V)

-Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)

-Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V

-Dead band width: 5  $\mu$ s

-Stable and shock proof double ball bearing design

-Temperature range: 0 °C – 55 °C



รูปที่ 65 ลักษณะของเซอร์โวมอเตอร์ MG 995 High speed (Tower pro)

ที่มา : [http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995\\_Tower-Pro.pdf](http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf)

### 3.2 เลเซอร์ไดโอด

เลเซอร์ไดโอด LD เป็นเลเซอร์ที่มีขนาดกลางที่เกิดขึ้นจากรอยต่อ p-n ของสารกึ่งตัวนำที่คล้ายกันกับที่พบในไดโอดเปล่งแสงที่มีใช้งานกันอยู่ เลเซอร์ไดโอดจะเกิดขึ้นได้จากการฉีดกระแสไฟฟ้าเข้าไป เลเซอร์ไดโอดควรจะแตกต่างจากเลเซอร์ไดโอดปั๊มออปติคส์ (optically pumped laser diodes), ซึ่งจะให้กำลังขับด้วยลำแสงซึ่งมักจะกระตุ้นให้เกิดขึ้นได้โดยเลเซอร์ไดโอด โดยเลเซอร์ไดโอดที่ใช้ในงานวิจัยนี้มี 2 สีคือ เลเซอร์ไดโอดสีแดง และสีเขียว โดยลักษณะของเลเซอร์ไดโอดแสดงดังรูปที่ 66



เลเซอร์ไดโอดสีแดง



เลเซอร์ไดโอดสีเขียว

รูปที่ 66 แสดงเลเซอร์ไดโอดสีแดงและสีเขียว

ที่มา: <https://thai.alibaba.com/product-detail/525nm-5mw-3v-d8mm-green-laser-diode-module-glass-lens-small-green-diode-laser-module-for-aiming-measure-tools-60029584826.html>

### ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

น.ส.อาภาวรรณ วิศิษฐ์เวคิน เกิดวันที่ 1 เมษายน พ.ศ. 2531 จบการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาตอนปลาย ปีการศึกษา 2548 รร.แก่นนครวิทยาลัย จบปริญญาตรีวิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขา กายภาพบำบัด ปีการศึกษา 2552 จากมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จากนั้นได้ทำงานเป็นนักกายภาพบำบัด จนถึงปัจจุบันได้ศึกษาต่อ ปริญญาโท สหสาขาวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

