เครื่องวิเคราะห์การเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

A GAIT ANALYSIS DEVICE FOR HEMIPLEGIC PATIENTS

กวิสสรา คองอินทร์

อัปสรสันต์ ดำโอ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A GAIT ANALYSIS DEVICE FOR HEMIPLEGIC PATIENTS

KAWISSARA KHONGIN
APSORNSAN DAM-O

THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN CONTROL ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2019

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2562

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวิเคราะห์การเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

A GAIT ANALYSIS DEVICE FOR HEMIPLEGIC PATIENTS

ผู้จัดทำ นางสาวกวิสสรา คองอินทร์ 59010049

นางสาวอัปสรสันต์ ดำโอ 59011551

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวิเคราะห์การเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

โดย

นางสาวกวิสสรา คองอินทร์ 59010049

นางสาวอัปสรสันต์ ดำโอ 59011551

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ

ปีการศึกษา 2562

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและพัฒนาเครื่องวิเคราะห์การเดิน สำหรับติดตามผลการกายภาพบำบัดในผู้ป่วย ที่มีความผิดปกติทางการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (Hemiplegic Gait) ซึ่งมีลักษณะการเดินแบบแกว่งขาไปด้านข้าง ทางคณะผู้จัดทำจึงได้ออกแบบอุปกรณ์ให้สามารถวัดช่วงการแกว่งขาโดยใช้เครื่องวัดความเร่ง (Accelerometer) มาวัดผลความเร่งที่ข้อเท้าขณะผู้ป่วยทำการเดิน และส่งค่าที่ได้ไปยังแอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟนผ่านการสื่อสารด้วยบลูทูธพลังงานต่ำ (Bluetooth Low Energy) ผลที่ได้จะถูกนำไปแสดงในรูปแบบของกราฟบนแอปพลิเคชัน และถูกคำนวณเพื่อหามุมเฉลี่ยเวลาเดิน เมื่อทำการตรวจวัดที่ขาทั้งสองข้างแล้วข้อมูลของมุมเฉลี่ยที่ขาทั้งสองข้าง จะถูกนำมาเปรียบเทียบกันในลักษณะของกราฟแท่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A GAIT ANALYSIS DEVICE FOR HEMIPLEGIC PATIENTS

By

Ms. Kawissara Khongin 59010049

Ms. Apsornsan Dam-O 59011551

Advisor

Asst. Prof. Dr. Pitcha Prasitmeeboon

Academic Year 2019

ABSTRACT

The objective of this research is to study and develop a gait analysis device for tracking walking performance of patients with hemiplegic gait, which have lateral leg swing. Therefore, the device has been designed to have a function for swing range measurement by using an accelerometer to measure acceleration at the patient ankle. The data is sent and displayed on the application on a smartphone via Bluetooth low energy communication. The swing ranges are displayed in the form of graphs and processed to find the average angle. After taking measurements of both legs, the average angle data on both legs are compared and displayed in the form of a bar graph.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ประสบความสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี อันเนื่องจากความกรุณาของอาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตราจารย์ ดร.พิชชา ประสิทธิ์มีบุญ ที่ได้ให้ความรู้ คำปรึกษาเกี่ยวกับแนวทางในการทำงาน วิธีการนำข้อมูลมาวิเคราะห์ ชี้แนะแนวทางในการแก้ปัญหา และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้าตลอดระยะเวลาที่ได้ทำการศึกษาจัดทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณผู้แต่งหนังสือ เอกสารอ้างอิง และเว็บไซต์ต่างๆ ที่คณะผู้จัดทำได้นำมาใช้อ้างอิงประกอบการศึกษา และจัดทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ผู้จัดทำ

กวิสสรา คองอินทร์

อัปสรสันต์ ดำโอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	**I**
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	**II**
กิตติกรรมประกาศ	**III**
สารบัญ	**IV**
สารบัญรูป	**VI**
สารบัญตาราง	**VII**
บทที่ 1 บทนำ	**1**
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงงาน	2
1.4 ขั้นตอนการศึกษาและจัดทำโครงงาน	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	**3**
2.1 ไมโครบิต (Microbit)	3
2.1.1 คุณสมบัติทางเทคนิค	4
2.2 เครื่องวัดความเร่ง (Accelerometer)	5
2.3 App Inventor	6
2.4 ความผิดปกติในการเดิน (Gait Disorders)	7
2.5 การคำนวณมุม Pitch มุม Roll จาก Accelerometer	12
2.6 ตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter)	13
2.7 วิธีการวิเคราะห์การเดิน	14
2.7.1 การสังเกตด้วยตาเปล่า (Observation Gait Analysis)	14
2.7.2 ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติ (3D Motion Analysis System)	15
บทที่ 3 วิธีการทดลอง	**19**
3.1 โครงสร้างของระบบ	20
3.2 อุปกรณ์เก็บข้อมูล	21
3.2.1 อุปกรณ์เบื้องต้น	21
3.2.2 ขั้นตอนการทำงาน	21
3.2.3 การพัฒนาอุปกรณ์เก็บข้อมูล	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3 การพัฒนาแอปพลิเคชัน	24
3.3.1 การโปรแกรมตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter)	25
บทที่ 4 ผลการทดลอง	**27**
4.1 การตั้งค่าอุปกรณ์	28
4.2 การแสดงผลข้อมูลแบบเรียลไทม์	29
4.2.1 การแสดงค่าเป็นตัวเลข	29
4.2.2 การแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟ	30
4.3 การแสดงผลข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างขาขวาและขาซ้าย	33
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง	**37**
5.1 สรุปผลการทดลอง	37
5.2 ปัญหาและอุปสรรค	37
5.3 แนวทางแก้ไขปัญหา	37
5.4 แนวทางการพัฒนา	38
เอกสารอ้างอิง	39
ภาคผนวก	**41**
ภาคผนวก ก โปรแกรมของอุปกรณ์เก็บข้อมูล	42
ภาคผนวก ข โปรแกรมแอปพลิเคชัน	45
ภาคผนวก ค ลักษณะของแอปพลิเคชัน	51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ส่วนประกอบของไมโครบิต	4
2.2 MIT App Inventor	6
2.3 แนวระนาบ 3 มิติ	13
2.4 แนวคิดพื้นฐานของตัวกรองคาลมาน	14
2.5 ตัวอย่างการวิเคราะห์ผลด้วยอุปกรณ์ G-WALK	15
2.6 ตัวอุปกรณ์ G-WALK และตำแหน่งติดอุปกรณ์	16
2.7 ระบบ Clinical 3DMA	17
2.8 ตัวอย่างการวิเคราะห์ผลด้วย Clinical 3DMA	17
3.1 โครงสร้างของระบบ	20
3.2 การลงพื้นที่เพื่อศึกษาปัญหาที่สนใจ	21
3.3 การโปรแกรมไมโครบิตผ่าน Microsoft Makecode	23
3.4 ผังการทำงานของอุปกรณ์	24
3.5 MIT App Inventor	24
3.6 การพัฒนาแอปพลิเคชัน	25
3.7 ขั้นตอนการออกแบบตัวกรองคาลมาน	26
3.8 โปรแกรมตัวกรองคาลมาน	26
4.1 ผังการทำงานของระบบ	27
4.2 การแสดงสถานะการเชื่อมต่อ เมื่อมีการเชื่อมต่อและเมื่อปลดการเชื่อมต่อ	28
4.3 หน้าต่างการตั้งค่าอุปกรณ์บนแอปพลิเคชัน ตัวเลือกคาบเวลาในการส่งข้อมูล	28
4.4 หน้าต่างการแสดงผลเป็นตัวเลขแบบเรียลไทม์	29
4.5 การแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟของแอปพลิเคชัน	31
4.6 หน้าต่างแสดงผลข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างขาซ้ายและขาขวา	33
4.7 การแสดงผลเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยมุมของขาซ้ายและขวาในการเดินแบบปกติ และแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 สรุปการดำเนินงานในภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2562	19
3.2 สรุปการดำเนินงานในภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2562	20
4.1 กราฟความเร่งในแต่ละทิศทางระหว่างการเดินปกติและการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก	32
4.2 ค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุดของมุม Pitch และมุม Roll ระหว่างขาซ้ายและขาขวา	34
4.3 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์ของมุม Pitch ระหว่างขาซ้ายและขวาในการเดินปกติ	35
4.4 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์ของมุม Roll ระหว่างขาซ้ายและขวาในการเดินปกติ	35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การเดินที่ผิดปกติเป็นการแสดงอาการอย่างหนึ่งของภาวะ หรือโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบกระดูก ข้อ กล้ามเนื้อ และระบบประสาท ซึ่งในส่วนของความผิดปกติทางการเดินของผู้ป่วยอัมพฤกษ์ครึ่งซีก มีสาเหตุจากระบบประสาทส่วนกลางผิดปกติ กล้ามเนื้อที่งอขาอ่อนแรงขณะกล้ามเนื้อที่เหยียดขาแข็งเกร็ง ทำให้มีลักษณะการเดินแบบขาเหยียด แขนงอ ใช้การบิดเอวเพื่อแกว่งขาก้าวไปข้างหน้า ในการฟื้นฟูผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินผิดปกตินั้นแพทย์ต้องระบุสาเหตุของปัญหา เพื่อนำไปปรับใช้กับการกายภาพบำบัดด้วยการออกกำลังกายและใช้อุปกรณ์พิเศษ ซึ่งการที่จะได้มาซึ่งผลลัพธ์ที่ดีของผู้ป่วยนั้นต้องใช้ทั้งทักษะความชำนาญของผู้ทำการรักษา และอุปกรณ์พิเศษที่มีการคิดค้นมาเพื่อช่วยในการรักษา การติดตามผลกายภาพบำบัดจึงเป็นขั้นตอนสำคัญ ที่มีส่วนช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลับมาใช้ชีวิตได้อย่างปกติ ในการติดตามผลดั้งเดิมจะใช้การสังเกตของนักกายภาพบำบัดทำให้มีความไม่แน่นอนสูง จึงได้มีผู้นำเทคโนโลยีเข้ามาประยุกต์ใช้กับการติดตามผลการเดิน เช่น การใช้เทคโนโลยีการประมวลผลภาพ (Image Processing) การผสมผสานเซนเซอร์หลายชนิดสำหรับตรวจสอบมุมขณะทำการเดิน ซึ่งยังไม่แพร่หลายมากในไทยและมีราคาค่อนข้างสูง

ปริญญานิพนธ์นี้จึงได้นำเสนอเทคนิคการวิเคราะห์และติดตามผลการเดินของผู้ป่วยที่มีความผิดปกติแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก โดยใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เพื่อติดตามผลผู้ป่วยขณะทำการเดินและนำข้อมูลความเร่ง ที่ได้มาวิเคราะห์หามุมเฉลี่ยที่ทำการแกว่งขาไปด้านข้าง และด้านหน้าและเปรียบเทียบอ้างอิงระหว่างขาซ้ายและขาขวา

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน

เพื่อสร้างอุปกรณ์ที่สามารถติดตามผลการกายภาพบำบัด สำหรับผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก โดยการนำข้อมูลความเร่งในสามแนวแกนขณะทำการเดินมาวิเคราะห์ลักษณะการเดินเพื่อใช้งานทางแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของโครงงาน

1. พัฒนาอุปกรณ์และแอปพลิเคชันสามารถประเมินและติดตามผลผู้ป่วยกายภาพบำบัดได้
2. สามารถนำข้อมูลมาวิเคราะห์ผลได้
3. พัฒนาระบบรับ-ส่งข้อมูลผ่านบลูทูธพลังงานต่ำได้

1.4 ขั้นตอนการศึกษาและจัดทำโครงงาน

1. ศึกษาเอกสารและงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์การเดิน
2. ออกแบบระบบวิเคราะห์การเดิน และเลือกอุปกรณ์
3. พัฒนาโปรแกรมสำหรับเก็บข้อมูลและวิเคราะห์การเดิน
4. ทดสอบการทำงานของระบบ
5. ทำการเก็บข้อมูล และวิเคราะห์ผล
6. แก้ไขและปรับปรุงระบบวิเคราะห์การเดิน

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เครื่องวิเคราะห์การเดินสามารถช่วยนักกายภาพบำบัดในการติดตาม และประเมินผลผู้ป่วยที่มีการเดินผิดปกติแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ไมโครบิต (Microbit)

ไมโครบิต (Microbit) เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อการศึกษา ที่เริ่มโครงการโดยสถานีโทรทัศน์ BBC (จากอังกฤษ) ผลิตโดย Element14 โดยในโครงการได้จัดทำบอร์ดไมโครบิตขึ้นมาแจกให้กับนักเรียนในประเทศอังกฤษจำนวน 1 ล้านบอร์ด ก่อนหน้านี้สถานีโทรทัศน์ BBC ได้จัดทำคอมพิวเตอร์ที่ชื่อว่า ไมโคร (Micro) ที่ผลิตโดย Acore แล้วแจกให้กับเด็กๆ ในปี ค.ศ. 1980 แล้วผลการดำเนินโครงการทำให้เด็กๆ เหล่านั้นโตขึ้นมาทำธุรกิจด้าน IT ที่ขับเคลื่อนเศรษฐกิจของประเทศอังกฤษในขณะนี้ ในครั้งนี้ทางสถานีโทรทัศน์ BBC จึงหวังว่าบอร์ดไมโครบิตจะให้ผลแบบเดียวกัน

ไมโครบิตเป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่มีจุดเด่นด้านการเขียนโปรแกรมที่ง่ายโดยใช้ภาษาบล็อก แล้วแปลงออกมาเป็นภาษา JavaScript หรือ Python ตัวบอร์ดมาพร้อมกับชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีบลูทูธในตัว มีเซนเซอร์วัดความเอียง (Accelerometer) และเซนเซอร์แม่เหล็กโลก หรือเข็มทิศ (Magnetometer) มีหลอดไฟ LED 25 ดวง แสดงผลแบบ Dot Matrix และสวิตช์กดติดปล่อยดับ 3 ตัว ใช้การอัพโหลดโปรแกรมผ่านคอมพิวเตอร์ หรือแอปพลิเคชันบนแอนดรอยและ iOS

บอร์ดไมโครบิตนั้น มีส่วนประกอบด้วยกันหลายอย่าง โดยโครงการได้ผู้สนับสนุนมากมาย มีรายละเอียดผู้สนับสนุนดังนี้

1. Microsoft สนับสนุนด้านซอฟแวร์เขียนโปรแกรม โดยเป็นผู้จัดทำออนไลน์ IDE ขึ้นมาให้

2. Lancaster University ออกแบบ และพัฒนาบอร์ด

3. Farnell Element14 ผลิตบอร์ด

4. Nordic Semiconductor สนับสนุนชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ Nordic nRF51822 32-Bit ARM Cortex-M0

5. NXP Semiconductors สนับสนุนชิปเซนเซอร์ และชิปอัพโหลดโปรแกรมผ่าน USB

6. Samsung จัดทำแอปพลิเคชันบนแอนดรอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

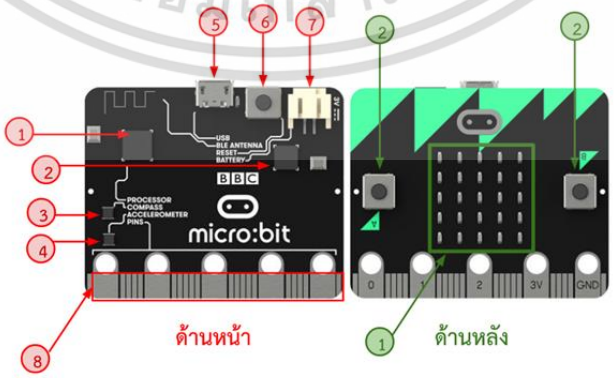
7. ScienceScope จัดทำแอปพลิเคชันบน IOS

8. Kitronik จัดส่งสินค้าให้กับครูสอนพิเศษทั่วประเทศ

ไมโครบิตมีจุดเด่นด้านการเขียนโปรแกรมสั่งงานที่ง่าย สามารถเลือกใช้ได้ทั้งภาษา JavaScript และภาษา Python โดยในภาษา JavaScript จะเหมาะสำหรับผู้ที่เริ่มหัดเขียนโปรแกรมมาก เนื่องจากการใช้งานจะใช้การลากบล็อก (Block) มาวางเพื่อเขียนโปรแกรม แล้วสามารถสลับหน้าไปดูโปรแกรมในภาษา JavaScript ได้ ซึ่งจะทำให้เขียนโปรแกรมสามารถเข้าใจเทียบกันได้ หากสามารถเขียนโปรแกรมในรูปบล็อกได้ ก็จะสามารถเขียนโปรแกรมในรูปของภาษา JavaScript ได้ด้วย

2.1.1 คุณสมบัติทางเทคนิค

- ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM Cortex 32 บิต
- หน่วยความจำแรม 16 กิโลไบต์
- รองรับการเชื่อมต่อไร้สายแบบบลูทูธ 4.0 ใช้พลังงานต่ำ
- มี LED บนบอร์ด 25 ดวง (5×5)
- มีสวิตช์แบบปุ่มกดบนบอร์ด 2 ตัว
- มีโมดูลเข็มทิศ
- มีโมดูลตรวจจับความเอียง
- มีพอร์ตอะนาลอกและดิจิตอล 3 พอร์ต
- มีจุดต่อจ่ายไฟบนบอร์ดและคอนเน็กเตอร์สำหรับต่อกะบะถ่าน 3 โวลต์
- ใช้แหล่งจ่ายไฟตรง 3 โวลต์



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของไมโครบิต (Microbit)

ที่มา : https://sites.google.com/a/web1.dara.ac.th/microbit/micro-bit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้านหน้า

1. หมายเลข 1 ชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มาพร้อมบลูทูธ 4.0 ใช้ชิป Nordic nRF51822 32-Bit ARM Cortex-M0 ความถี่ 16MHz พื้นที่ภายใน 265KB แรม 16KB

2. หมายเลข 2 ชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้อัพโหลดโปรแกรมให้ชิปหลักผ่าน USB ใช้ชิป NXP/Freescale KL26Z สถาปัตยกรรม ARM Cortex-M0+ รองรับการเชื่อมต่อแบบ USB 2.0

3. หมายเลข 3 ชิปเซนเซอร์สนามแม่เหล็ก หรือเข็มทิศดิจิตอล (Magnetometer) ใช้ชิป NXP/Freescale MAG3110 จาก NXP/Freescale สามารถวัดค่าได้ 3 แกน เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านบัส I²C

4. หมายเลข 4 ชิปเซนเซอร์สำหรับวัดความเอียง/ความเร่ง (Accelerometer) ใช้ชิป NXP/Freescale MMA8652 จาก NXP/Freescale สามารถวัดค่าได้ 3 แกน เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านบัส I²C

5. หมายเลข 5 ช่อง MicroUSB สำหรับจ่ายไฟ หรือเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

6. หมายเลข 6 ปุ่ม Reset

7. หมายเลข 7 ช่องเสียบแบตเตอรี่ รองรับไฟ 2.8 – 5 โวลต์

8. หมายเลข 8 ช่อง GPIO

ด้านหลัง เป็นส่วนแสดงผล มีส่วนประกอบดังนี้

1. หมายเลข 1 หลอด LED สีแดง จำนวน 25 ดวง เรียงแบบ 5x5 แสดงผลแบบเมตริกสำหรับเป็นหน้าจอแสดงผล

2. หมายเลข 2 สวิตช์กดติดปล่อยดับ เชื่อมต่อกับ GPIO ทดลองเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

2.2 เครื่องวัดความเร่ง (Accelerometer)

ตัววัดความเร่งคือ อุปกรณ์ไฟฟ้าเชิงกลที่ใช้เพื่อวัดแรงในการเร่ง แรงนี้อาจเป็นแรงคงที่ เช่น แรงโน้มถ่วงที่ดึงขาไว้ หรืออาจเป็นแรงพลวัตที่เกิดจากการเคลื่อนที่หรือการสั่นสะเทือนตัววัดความเร่ง ตัววัดความเร่งบางชนิดจะใช้เอฟเฟกต์เพียโซอิเล็กทริก ซึ่งอยู่ในโครงสร้างผลึกขนาดเล็กพิเศษที่ได้รับแรงเครียดจากแรงในการเร่ง ซึ่งทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้น วิธีในการวัดอีกอย่างหนึ่งคือการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของความจุไฟฟ้า หากมีโครงสร้างขนาดเล็กสองชุดอยู่ใกล้กันก็จะมีความจุไฟฟ้า หากแรงในการเร่งเคลื่อนโครงสร้างชุดหนึ่ง ความจุไฟฟ้าจะเปลี่ยนไป เมื่อเพิ่มวงจรลงไปเพื่อเปลี่ยนความจุไฟฟ้าเป็นแรงดันก็จะได้ตัววัดความเร่ง

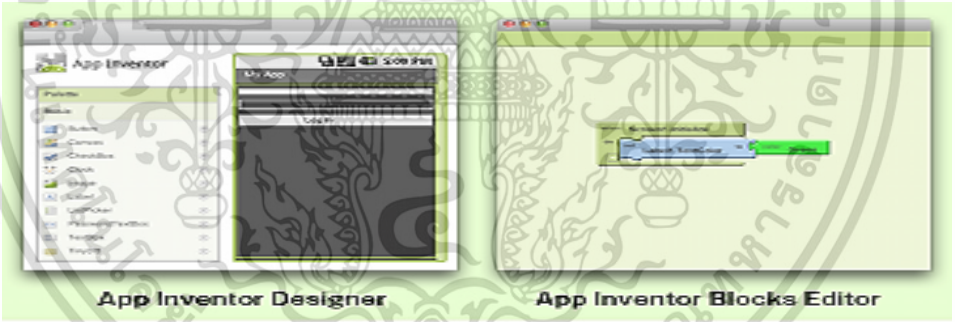
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัววัดความเร่งอาจทำเป็นแบบอะนาล็อกหรือดิจิตอลก็ได้ ตัววัดความเร่งแบบอะนาล็อกจะเอาต์พุตแรงดันต่อเนื่องตามความเร่ง เช่น 2.5 โวลต์ สำหรับ 0 g 2.6 โวลต์ สำหรับ 0.5 g 2.7 โวลต์ สำหรับ 1 g ตัววัดความเร่งดิจิตอลจะใช้การมอดูเลตความกว้างพัลส์ (PWM) สำหรับเอาต์พุต ทำให้ความถี่บางช่วงมีรูปเคลื่อนสี่เหลี่ยม และจำนวนครั้งที่มีแรงดันสูงจะเป็นไปตามปริมาณความเร่ง

ตัววัดความเร่งมีสองชนิด ได้แก่ ชนิดไซส์มิกแมส และเพียโซอิเล็กทริก ตัววัดความเร่งชนิดไซส์มิกแมสมีพื้นฐานบนความเคลื่อนไหว ที่สัมพันธ์กันระหว่างมวลและโครงสร้างรองรับ ความถี่ตามธรรมชาติของมวลไซส์มิกแมสจะจำกัดการใช้งานสำหรับความถี่ต่ำและความถี่ปานกลางเท่านั้น ส่วนตัววัดความเร่งเปียโซอิเล็กทริกจะมีขนาดที่เล็กและเหมาะกับการใช้งานในความถี่สูง

2.3 App Inventor

App Inventor เป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับสร้างแอปพลิเคชันสำหรับสมาร์ทโฟน และแท็บเล็ต ที่เป็นระบบปฏิบัติการ Android ซึ่งบริษัท Google ร่วมมือกับ MIT พัฒนาโปรแกรม App Inventor ขึ้น ต่อมา Google ถอนตัวออกมาและยกให้ MIT พัฒนาต่อเองโดยเน้นกลุ่มผู้ใช้ด้านการศึกษามากกว่า ในนาม MIT App Inventor ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 MIT App Inventor

ที่มา : https://kidsangsan.com/2012/07/04/mit-app-inventor-เขียนโปรแกรมบนมือถือ/

App Inventor ใช้หลักการคล้ายๆ กับ Scratch แต่ซับซ้อนกว่า โดยลักษณะการเขียนโปรแกรมแบบ Visual Programming คือ เขียนโปรแกรมด้วยการต่อบล็อกคำสั่ง เน้นการออกแบบเพื่อแก้ปัญหา (Problem Solving) ด้วยการสร้างโปรแกรมที่ผู้เรียนสนใจ บนโทรศัพท์มือถือสมาร์ทโฟน

App Inventor จึงเป็นอีกโปรแกรมหนึ่ง ที่เหมาะสำหรับใช้ในการสอนเขียนโปรแกรม ให้นักเรียนในระดับมัธยมปลาย หรือระดับมหาวิทยาลัย โดยเฉพาะผู้ที่ไม่เคยเขียนโปรแกรมมาก่อนหรือไม่ได้เรียนอยู่ในสายคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

App Inventor Servers เป็นเครื่องที่ให้บริการและเก็บงานโปรเจคต่างๆ ที่ผู้ใช้สร้างขึ้นมา ผู้ใช้พัฒนาโปรแกรมมือถือ Android โดยสร้างโปรเจคและเขียนโปรแกรมบนเว็บเบราว์เซอร์ ที่เชื่อมต่อไปยัง App Inventor Servers เมื่อได้โปรแกรมมาก็สามารถทดสอบกับโปรแกรมมือถือจำลอง (Android Emulator) หรือโทรศัพท์มือถือแอนดรอยจริงๆ ก็ได้

ขั้นตอนการสร้างโปรแกรม เริ่มจากออกแบบหน้าตาโปรแกรมบนมือถือ ด้วยโปรแกรม App Inventor Designer ซึ่งใช้สำหรับสร้างส่วนโปรแกรมต่างๆ (Components) เพื่อใช้งานในโปรแกรมมือถือที่จะสร้างขึ้น จากนั้นเขียนโปรแกรมให้แต่ละส่วนโปรแกรม ด้วยโปรแกรม App Inventor Blocks Editor ซึ่งใช้วิธีการต่อบล็อกคำสั่ง เพื่อให้ส่วนโปรแกรมนั้นๆ ทำหน้าที่ของมัน ตามที่ออกแบบเอาไว้ ระหว่างเขียนโปรแกรมอาจมีการแก้ไข เพิ่มเติม หรือลบบางส่วนโปรแกรมออกไป ทำให้ต้องแก้ไขโปรแกรม (Debug) จนกว่าจะได้โปรแกรมตามที่ออกแบบไว้ เมื่อทุกส่วนโปรแกรมถูกสร้างเสร็จแล้วก็สามารถทดสอบใช้งานจริง โดยการติดตั้งโปรแกรมลงไปบนมือถือแอนดรอยด์แล้วทดสอบการใช้งานผ่านมือถือจริงๆ แต่ถ้าไม่มีมือถือก็ยังสามารถทดสอบได้ ผ่านโปรแกรมมือถือจำลอง (Android Emulator) ในคอมพิวเตอร์แทน

2.4 ความผิดปกติในการเดิน (Gait Disorders)

การเดินของมนุษย์เป็นการทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อ ลำตัว ขา เท้า และแขนทั้งสองข้าง ซึ่งสั่งการมาจากสมองและไขสันหลังร่วมกับประสาทรับภาพ ประสาทรับสัมผัสและประสาทการทรงตัว ความผิดปกติในการเดินจึงอาจเกิดจากความเจ็บปวดของกระดูกกล้ามเนื้อ และอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการเดิน การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ รอยโรคที่สมองหรือไขสันหลัง รวมทั้งการเสียประสาทรับความรู้สึกที่จำเป็นต่อการเดิน

ความผิดปกติในการเดินสามารถพบได้ทุกวัย แต่ที่สำคัญคือ ความผิดปกติในเด็กและคนชรา เพราะผู้ป่วยมักจะอธิบายรายละเอียดไม่ได้และส่วนใหญ่ไม่มีอาการปวด หากผู้ดูแลไม่สังเกตก็อาจทำให้พบแพทย์ล่าช้า

ลักษณะการเดินที่ผิดปกติ มีดังนี้

1. เดินกระเผลก (Antalgic Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่พยายามเลี่ยงการลงน้ำหนักขาข้างที่ปวด โดยขาข้างที่ปวดจะมีระยะการยกลอยขึ้น จากพื้นนานกว่าข้างที่ไม่ปวดและระยะที่เหยียบพื้นสั้นลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เดินทรงตัวไม่ดี (Ataxic Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เท้ากะจังหวะก้าวไม่ได้ เพราะเสียการทรงตัวทั้งลำตัวและแขนจะเหวี่ยงไปมาเพื่อกันไม่ให้ล้ม การหันหลังกลับจะทำได้ยากเวลายืนผู้ป่วยจะยืนกางเท้า (Broad-based Posture) ถ้าให้ยืนเท้าชิดกันจะเอียงซ้ายขวา และไม่สามารถเดินต่อเท้าเป็นเส้นตรงได้ (Walk heel-to-toe)

การเดินในลักษณะนี้ให้คิดถึงพยาธิสภาพที่สมองน้อย (Cerebellum) ซึ่งเป็นสมองส่วนที่ควบคุมการทรงตัวผู้ป่วยมักมีอาการอย่างอื่นร่วมด้วย เช่น ปวดศีรษะ อาเจียน ตากระตุก พูดลำบาก มือสั่นเวลาหยิบจับสิ่งของ อาจมีคอแข็งความรู้สึกตัวลดลง

สาเหตุของพยาธิสภาพอาจเกิดจากเคยมีการบาดเจ็บที่ศีรษะมาก่อน มีเนื้องอกที่สมองส่วนหลัง การติดเชื้อไวรัสโรคปลอกประสาทอักเสบหรือเป็นความผิดปกติมาแต่กำเนิด หากอาการเป็นมากตอนเช้า และดีขึ้นตอนเย็นอาจเป็นจากความดันในกะโหลกศีรษะสูง (Increased Intracranial Pressure) การเดินแบบทรงตัวไม่ดีนี้จำเป็นต้องได้รับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยด่วน

3. เดินแบบพาร์กินสัน (Parkinsonian Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่พบบ่อยในคนสูงอายุคือ เดินลากเท้าก้าวสั้นแขนไม่แกว่งและโน้มตัวไปข้างหน้า การกลับหลังหันทำได้ลำบากต้องขยับเท้าหลายจังหวะ การลุกขึ้นจากเก้าอี้ก็ทำได้ลำบาก อาจล้มกลับไปนั่งอย่างเก่า

สาเหตุอาจเกิดจากโรคพาร์กินสัน (Parkinson's Disease) หรือที่คนทั่วไปเรียกว่าโรคสันนิบาต ซึ่งมักมีมือสั่นขณะพัก (Resting Tremor) ตัวแข็ง (Rigidity) ทำอะไรช้า (Dyskinesia) และสีหน้าไร้อารมณ์ (Apathy) ร่วมด้วยหรือเป็นจากภาวะอื่นที่แสดงอาการคล้ายโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism) เช่น ภาวะหลอดเลือดฝอยที่สมองอุดตันซ้ำๆ ภาวะที่ได้รับสารพิษหรือยาทางจิตเวช โรคความเสื่อมของสมองชนิดต่างๆ เป็นต้น

ลักษณะการเดินแบบนี้สามารถรักษาได้ด้วยยา แต่ต้องแยกความแตกต่างกับการเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้าให้ได้ก่อน เพราะมีลักษณะคล้ายกัน ถ้าไม่แสดงอาการประกอบร่วมให้เห็นจะแยกความแตกต่างได้ยากต้องอาศัยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองช่วย

4. เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า (Magnetic Gait/Frontal Disorder Gait)

เป็นลักษณะการเดินลากเท้าก้าวสั้นหันหลังกลับลำบากเหมือนแบบพาร์กินสัน แต่ที่สำคัญคือจะมีการเริ่มต้นก้าวเท้าที่ลำบาก เมื่อผู้ป่วยเดินไปได้สักพักจะเกิดอาการเท้าติดเหมือนมีแม่เหล็กที่พื้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดูดเท้าเอาไว้ ผู้ป่วยจะพยายามที่จะงอเข่าเพื่อยกเท้าก้าวต่อไปแต่ทำไม่ได้ การเดินไปยังจุดหมายจึงสะดุดเป็นระยะ จะเคลื่อนตัวได้ช้าคล้ายการเดินแบบพาร์กินสันมาก แต่ความช้าจะอยู่เฉพาะตอนเดิน ถ้าให้ผู้ป่วยนั่งหรือนอนการยกขาขยับเท้าจะทำได้ปกติที่ต่างกันอีกอย่างคือ ผู้ป่วยเหล่านี้จะทรงตัวไม่ดีการเดินจึงมีลักษณะเหมือนเดินบนน้ำแข็งคือ แขนขากาง (Wide-based Gait) แขนแกว่งได้ตามปกติ แต่มักจะไปเกาะสิ่งที่อยู่ใกล้ๆ เพื่อกันล้ม ลำตัวก็จะตรงกว่าไม่ได้โน้มไปข้างหน้าอย่างเดียว

เมื่อเปรียบเทียบกับการเดินแบบพาร์กินสันอาการประกอบจะต่างกัน โดยผู้ป่วยที่เดินแบบแม่เหล็กดูดเท้าจะพูดเสียงเบาลง ขาดการดื่มน้ำมักไอเพราะสำลัก ตามัวลง กลั้นปัสสาวะไม่ค่อยได้ล้มบ่อยเพราะทรงตัวไม่ดี การกลับหลังหันมักหงายหลังบ่อย และหลงๆ ลืมๆ (ไม่มีอาการมือสั่นตัวแข็งไร้อารมณ์ เว้นแต่จะมีโรคหรือภาวะพาร์กินสันผสมอยู่ด้วยในวัยชราภาพ) ลักษณะการเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้าแสดงถึงรอยโรคที่สมองกลีบหน้า (Frontal Lobe) พยาธิสภาพอาจเกิดจากการบาดเจ็บที่ศีรษะมาก่อน มีเนื้องอกที่สมอง ภาวะน้ำเป็นในโพรงสมอง (Hydrocephalus) ทั้งแบบที่ความดันเพิ่มและความดันไม่เพิ่ม (Normal Pressure Hydrocephalus) ภาวะหลอดเลือดฝอยที่สมองส่วนหน้าตีบตันหรือเป็นจากความเสื่อมของสมองส่วนหน้า การวินิจฉัยที่แน่ชัดต้องพบรอยโรคที่สมองส่วนหน้าจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือการตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI)

ผู้สูงอายุหลายรายมีอาการทับซ้อนกันทั้งพาร์กินสันและเดินแบบแม่เหล็กดูดเท้า โดยเฉพาะผู้ป่วยเบาหวานและ/หรือความดันโลหิตสูงที่เป็นมานานรอย โรคที่กลีบสมองส่วนหน้าจากการตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีลักษณะเป็นจุดขาดเลือดเล็กๆ หลายจุดร่วมกับความเสื่อมของเนื้อสมอง อายุรแพทย์มักเรียกภาวะนี้ว่า "Vascular Parkinsonism" การรักษาจะใช้ยาแบบเดียวกับโรคพาร์กินสัน แต่ผลการรักษาจะไม่ดีเท่าโรคพาร์กินสันโดยตรง

5. เดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (Hemiparetic Gait)

ผู้ป่วยที่เป็นอัมพฤกษ์ครึ่งซีกหลายรายกลับมาใช้ชีวิตได้ตามปกติ แต่การเดินจะบ่งบอกว่าพวกเขาเคยประสบเหตุการณ์เลวร้ายในชีวิตมาก่อน ลักษณะการเดินของข้างที่เป็นอัมพฤกษ์จะเป็นแบบขาเหยียด แขนงอ เพราะกล้ามเนื้อที่งอขาอ่อนแรงขณะที่กล้ามเนื้อที่เหยียด ขาแข็งเกร็งข้อเท้าที่คว่ำลงเล็กน้อยประกอบกับขาที่เหยียดตรง จึงทำให้ต้องแกว่งขาไปด้านข้างถึงจะก้าวไปข้างหน้าได้ ส่วนกล้ามเนื้อแขนจะตรงกันข้ามกล้ามเนื้อส่วนที่หุบหัวไหล่งอศอก และกำมือจะแข็งเกร็งขณะที่กล้ามเนื้อส่วนที่คลายแขน และเหยียดศอกจะอ่อนแรงผู้ป่วยบางรายอาจฝึกทำกายภาพจนสามารถเหยียดแขนได้ แต่เวลาเดินแขนก็ยังแข็งเกร็งและหนีบไว้กับตัวบางคนอาจเก่งกว่านั้นถึงกับงอเข่าได้ แต่ความแข็งของขาข้างที่เป็นอัมพฤกษ์ก็ยังคงมีให้เห็นอยู่ สาเหตุของการเป็นอัมพฤกษ์ครึ่งซีกที่พบเห็นกันทั่วไปเกิดจากเส้นเลือดในสมองแตกหรืออุดตัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. เดินแบบอัมพฤกษ์ท่อนล่าง (Paraparetic Gait)

อัมพฤกษ์ของขาทั้งสองข้างอาจเกิดจากรอยโรคที่ไขสันหลังหรือที่สมองทั้งสองข้าง หากเป็นที่ไขสันหลังชาจะอ่อนแรงและปวกเปียก หากเป็นที่สมองทั้งสองข้างขาจะเหยียดตรงและแข็งเกร็ง การเดินด้วยขาจึงทำไม่ได้ ผู้ป่วยต้องใช้รถเข็นและกำลังแขนช่วยในการเคลื่อนที่ ผู้ป่วยที่เป็นอัมพฤกษ์ท่อนล่างตั้งแต่อายุยังน้อยจะมีวัฒนาการในการใช้แขนดีกว่าผู้ป่วยที่อายุมาก แม้จะต้องใช้รถเป็นในการเดินทาง แต่หลายคนก็สามารถทำงานและอยู่ในสังคมได้ตามปกติ

7. เดินแบบขาไขว้เหมือนกรรไกร (Scissor Gait/CP Gait)

เด็กที่มีความพิการทางสมอง การทำงานของกล้ามเนื้อต่างๆ ในร่างกายจะไม่สัมพันธ์กัน ขาทั้งสองข้างจะเกร็งและหนีบเข้าหากัน การก้าวเดินจึงมีแนวโน้มจะไขว้กันตลอดเวลา เด็กที่ได้รับการฝึกกายภาพจะสามารถแยกขาออกจากกันได้บ้าง แต่หัวเข่าและปลายเท้าทั้งสองข้างก็มักจะมาชนกันตรงกลาง

8. เดินแบบเวสติบูลาร์เสีย (Vestibular Gait)

เป็นลักษณะการเดินแบบเดียวกับการเดินทรงตัวไม่ดี (Ataxic Gait) แต่จะเอียงไปทางด้านที่อวัยวะรับการทรงตัวในหูชั้นในเสียไปเท่านั้น ผู้ป่วยจะมีอาการวิงเวียนบ้านหมุนกะระยะไม่ได้ตาจึงต้องช่วยมองพื้นตลอดเวลา ศีรษะจะเอียงไปทางด้านที่เสียและมีแนวโน้มจะเดินชนวัตถุข้างนั้น บางรายจะเสียการได้ยินและการรับภาพด้วย บางรายได้ยินเสียงดังฟังคล้ายมีผึ้งบินอยู่ในหูตลอดเวลา

สาเหตุอาจเป็นจากเนื้องอกของเส้นประสาทหู เนื้องอกในหูชั้นกลาง ภาวะแพ้ภูมิตัวเอง การติดเชื้อไวรัสโรคน้ำในหูไม่เท่ากัน (Meniere's Disease) โรคไมเกรน โรคหินปูนเกาะกระดูกหู (Otosclerosis) ได้รับสารพิษหรือยาที่มีพิษต่อประสาทหูภาวะน้ำในอวัยวะ การทรงตัวเกิน/ขาด/เสียสมดุล กระดูกหูชั้นในแตก

9. เดินแบบเทรนเดเลนเบอร์ก (Trendelenburg Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อกลูเตียสมีเดียส (Gluteus Medius) ข้างใดข้างหนึ่งอ่อนแรง กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่กดกระดูกเชิงกรานลงให้คงระดับเดียวกับอีกด้านเวลาที่ลงน้ำหนักเท้าข้างนั้น และทำหน้าที่กางขาออกไปด้านข้าง ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้อ่อนแรงเวลาที่นอนตะแคงจะไม่สามารถกางขาข้างนั้นขึ้นไปให้ตั้งฉากกับเตียงได้ และถ้าให้ยืนบนขาข้างนั้นสะโพกด้านตรงข้ามจะตกลง ลำตัวจึงต้องเอียงไปทางด้านที่กล้ามเนื้ออ่อนแรงเพื่อรักษาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อกลูเตียสมีเดียสถูกเลี้ยงด้วยเส้นประสาทกล้ามเนื้อกลูเตียลส่วนบน (Superior Gluteal Nerve) สาเหตุของการอ่อนแรงอาจเกิดจากเส้นประสาทไขสันหลัง L5 ถูกกดทับ โรคโปลิโอ เอ็นกล้ามเนื้ออักเสบหรือฉีกขาดจากการเล่นกีฬา เอ็นฉีกขาดระหว่างการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพก ส่วนใหญ่มักเป็นข้างเดียวหากเป็นทั้งสองข้างจะทำให้การเดินมีการเอียงสะโพก และลำตัวไปมาซึ่งต้องแยกเป็นการเดินในแบบเตาะแตะ

10. เดินแบบเตาะแตะ (Waddling Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่คล้ายเด็กเพิ่งหัดเดินคือ กางแขนกางขาและเอียงตัวไปมาเกิดจากกล้ามเนื้อต้นขา โดยทั่วไปอ่อนแรง (Proximal Muscle Weakness) ซึ่งอาจเกิดจากโรคปลอกประสาทอักเสบหรือโรคเอ็มเอส (MS หรือ Multiple Sclerosis) โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงทั้งหลาย (Myopathies) ภาวะโปแตสเซียมต่ำในเลือด ภาวะที่มีการแยกของกระดูกหัวเหน่าในคนท้อง หรือในโรคเรื้อรังต่างๆ สังเกตว่าสะโพกข้างตรงข้ามขาที่ลงน้ำหนักไม่ได้ตกลงเหมือนในการเดินแบบเทรนเดเลนเบอร์ก และการกางแขนกางขาไม่ได้เกิดจากเสียการทรงตัว

11. เดินแบบแอ่นหลัง (Gluteus Maximus Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อกลูเตียสแม็กซิมัส (Gluteus Maximus) ข้างใดข้างหนึ่งอ่อนแรง กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่ดึงให้ต้นขาเหยียดตรงขณะเท้ารับน้ำหนัก ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้อ่อนแรงผู้ป่วยจะไม่สามารถทรงลำตัวตรง เมื่อขาข้างนั้นลงน้ำหนักได้ตัวจะล้มไปข้างหน้า

สาเหตุของกล้ามเนื้อกลูเตียสแม็กซิมัสอ่อนแรง อาจเกิดจากการบาดเจ็บของเส้นประสาทกล้ามเนื้อกลูเตียลส่วนล่าง (Inferior Gluteal (LS, S1, S2)) หรือการอุดตันของเส้นเลือดในกล้ามเนื้อกลูเตียลส่วนล่างและบนที่มาเลี้ยงมัน

12. เดินแบบควอไตรเซปส์อ่อนแรง (Quadriceps Weakness Gait/Back Knee Gait)

เป็นลักษณะการเดินที่เกิดจากกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) ข้างใดข้างหนึ่งเป็นอัมพาต กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่ตรึงเข่าไว้ไม่ให้พับ ขณะที่ส้นเท้าแตะพื้นและเริ่มถ่ายน้ำหนักตัว ถ้ากล้ามเนื้อมัดนี้เป็นอัมพาตผู้ป่วยจะไม่สามารถเตะขาขึ้นให้เข่าเหยียดตรงได้ ในการเดินผู้ป่วยจะใช้กล้ามเนื้อกลูเตียสแม็กซิมัส (Gluteus Maximus) และกล้ามเนื้อโซลีอุส (Soleus) ช่วยแทน พร้อมกับตรึงเข่าให้เหยียดมากกว่าปกติขณะลงน้ำหนักตัว เพื่อให้แน่ใจว่าเขาจะไม่งอพับลงมาโดยทั่วไปจะมองความผิดปกติไม่ออก แต่เวลาขึ้นบันไดจะต้องก้าวขึ้นด้วยขาข้างที่ดี และเวลาลงบันไดจะต้องก้าวลงด้วยขาข้างที่เสียเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในบางโรคกล้ามเนื้อกลูเตียสแม็กซิมัส (Gluteus Maximus) และกล้ามเนื้อโซลีอุส (Soleus) จะอ่อนแรงด้วยผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องใช้มือช่วยกดที่ต้นขาให้เข่าเหยียดตรงไว้เวลาถ่ายน้ำหนักตัว หรืออาจหมุนปลายเท้าไปทางด้านข้างจนแนวข้อเข่าอยู่ในระนาบซ้ายขวา เพื่อช่วยล็อกเข่าไว้ไม่ให้พับ

สาเหตุของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) อ่อนแรงข้างใดข้างหนึ่งอาจเกิดจากข้อเข่าเสื่อม การฉีกขาดของกล้ามเนื้อหรือเย็นจากการเล่นกีฬา การบาดเจ็บของเส้นประสาทกระดูกต้นขา (Femoral (L2, 3, L4)) หมอนรองกระดูกเคลื่อน (L3-L4) หรือเนื้องอกที่บริเวณข่ายประสาทลัมโบซาครัล (Lumbosacral Plexus) ถ้าอ่อนแรงทั้งสองข้างมักเกิดจากโรคเบาหวาน โรคแอดดิสันหรือโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงอื่นๆ

13. เดินแบบปลายเท้าตก (Neuropathic/High Stepping/Steppage/Foot-drop Gait)

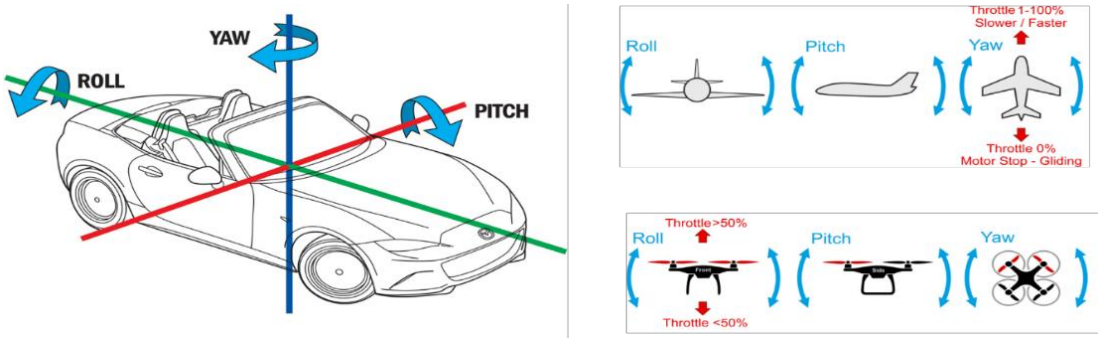
เป็นลักษณะการเดินของเส้นประสาทเท้าเป็นอัมพาตซึ่งมีหลายระดับ หากเป็นในส่วนต้นกล้ามเนื้อต้นขาจะอ่อนแรงด้วย หากเป็นเส้นประสาทส่วนปลายผู้ป่วยจะไม่สามารถกระดกข้อเท้าขึ้นได้เวลาก้าวเดินจึงต้องยกเข่าข้างนั้นให้สูงขึ้น เพื่อให้ปลายเท้าที่ตกลอยพ้นพื้นเมื่อเหยียบพื้นส่วนปลายเท้าจะแตะพื้นก่อนแทนที่จะเป็นส่วนส้นเท้าตามปกติ และเท้าข้างนั้นมีแนวโน้มจะหันออกทางด้านข้าง

การเดินแบบปลายเท้าตกส่วนใหญ่จะเป็นข้างเดียวซึ่งเกิดจากการบาดเจ็บ การขาดเลือดไปเลี้ยง (Compartment Syndrome) โรคโปลิโอ การกดทับจากหมอนรองกระดูกเคลื่อน หรือจากการฉีดยาที่สะโพกอย่างไม่ถูกวิธีที่พบเป็นทั้งสองข้างมักเกิดจากโรคเบาหวาน พิษจากสุรา สารพิษจากยาบางชนิด การขาดวิตามินบี 12 โรคปลอกประสาทอักเสบหรือโรคเอ็มเอส (MS หรือ Multiple Sclerosis) โรคเกี่ยวกับความเสื่อมพิการของมอร์เตอร์นิวโรน (Motor Neuron Disease) และโรคที่มีผลต่อเส้นประสาทส่วนปลายอื่นๆ

2.5 การคำนวณมุม Pitch มุม Roll จากตัววัดความเร่ง (Accelerometer)

การวางตัวเชิง 3 มิติ (Orientation หรือ Attitude) คือ ตำแหน่งการวางตัวของวัตถุในระนาบ 3 มิติ โดยนิยมบอกด้วยมุม Roll มุม Pitch และมุม Yaw ที่มีหน่วยเป็น องศา (Degree) หรือ เรเดียน (Radian) ดังรูปที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แนวระนาบ 3 มิติ

ที่มา : https://www.arduitronics.com/article/68/arduino-uno-wifi-rev2-

มุม Roll มุม Pitch และมุม Yaw สามารถคำนวณได้จากค่าความเร่งเพียงอย่างเดียว หรือใช้ทั้งค่าความเร่งและค่าความเร็วเชิงมุมนำมาผสมกันก็ได้ แต่เนื่องจากข้อจำกัดของตัววัดความเร่ง (Accelerometer) ค่า Yaw ที่วัดได้จะมีความคลาดเคลื่อนสูงจนนำมาใช้ไม่ได้ โดยทั่วไปถ้าใช้แค่ค่าความเร่งที่วัดได้จากตัววัดความเร่งเพียงอย่างเดียวมุม Yaw จะไม่ถูกนำมาใช้

ตามธรรมชาติของตัววัดความเร่ง ค่าความเร่งที่วัดได้ในแต่ละแกน (Ax, Ay, Az) จะมีสัญญาณรบกวนผสมอยู่ จึงควรทำการลดปริมาณสัญญาณรบกวนนี้ โดยใช้การกรองข้อมูล (Filter) หลังจากที่ความเร่งของทั้ง 3 แกน ได้ถูกกรองแล้ว สามารถคำนวณหามุม Pitch และมุม Roll ได้ดังสมการที่ (1) และ (2)

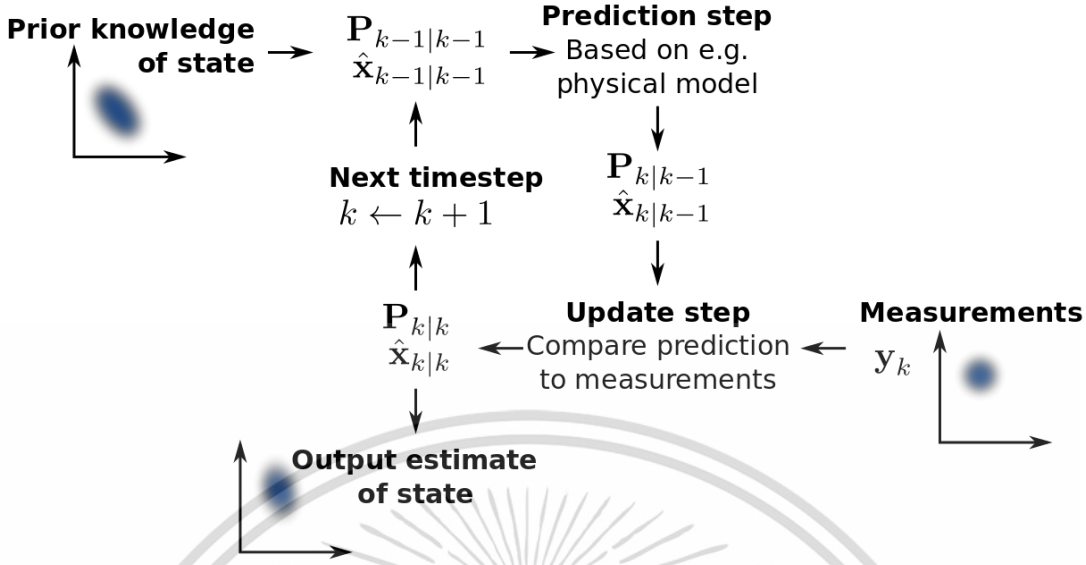
มุม Pitch $$\theta = \tan^{-1}\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2+A_z^2}} \quad (1)$$

มุม Roll $$\Psi = \tan^{-1}\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2+A_z^2}} \quad (2)$$

2.6 ตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter)

ตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter) เป็นที่รู้จักกันว่าคือ การประมาณค่าของสมการกำลังสองเชิงเส้น (Linear Quadratic Estimation หรือ LQE) เป็นขั้นตอนวิธีแบบเวียนบังเกิดในการประมาณตัวแปรสถานะของระบบพลวัต โดยการประมาณตัวแปรสถานะของระบบพลวัตนี้อาจจะประยุกต์ใช้ในกรณีที่ต้องการประมาณตัวแปรสถานะที่ถูกสัญญาณรบกวน หรือเกิดจากข้อจำกัดในการตรวจวัดตัวแปรสถานะนั้นๆ หรือในบางกรณีก็ใช้ร่วมกับข้อมูลของตัวแปรสถานะที่ได้รับมาจากเซนเซอร์ ซึ่งทำให้ข้อมูลของตัวแปรสถานะมีความแม่นยำมากขึ้นกว่า การเลือกใช้ข้อมูลจากเซนเซอร์เพียงอย่างเดียว ดังรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แนวคิดพื้นฐานของตัวกรองคาลมาน

ที่มา : https://th.wikipedia.org/wiki/

ตัวกรองคาลมานสามารถประมาณสถานะของระบบ และความคาดเคลื่อนของค่าประมาณได้ โดย $\hat{x}_{k|k-1}$ แทนค่าสถานะที่ถูกประมาณ ณ เวลา k ก่อนที่สัญญาณขาออกที่ได้จากการตรวจวัด y_k จะถูกนำมาพิจารณา และ $P_{k|k-1}$ แทนความไม่แน่นอนในตัวระบบ

2.7 วิธีการวิเคราะห์การเดิน

วิธีการวิเคราะห์การเดินที่ได้ถูกนำมาใช้ในการแพทย์แบ่งเป็น 2 วิธีการ ได้แก่

2.7.1 การสังเกตด้วยตาเปล่า (Observation Gait Analysis)

วิธีการสังเกตด้วยตาเปล่าเป็นวิธีการที่ไม่ต้องลงทุนในด้านอุปกรณ์ แต่ต้องอาศัยบุคลากรผู้เชี่ยวชาญในการวิเคราะห์ผล ซึ่งมีหลักการดังนี้

1. บุคลากรต้องมีความรู้เรื่องเฟสการเดินปกติ และความผิดปกติที่เกิดขึ้นในแต่ละเฟสการเดิน

2. บุคลากรต้องนำความรู้มาเปรียบเทียบกับสิ่งที่ได้จากการสังเกต และระบุความผิดปกติที่เกิดขึ้นในการเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

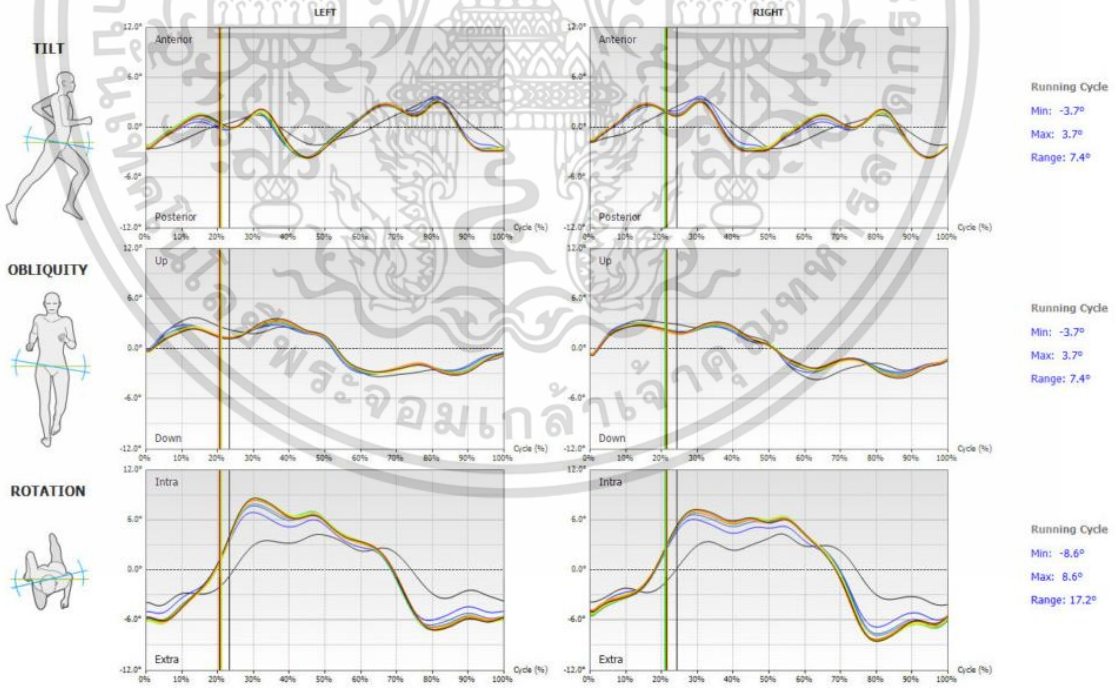
3. แปลผลความผิดปกติของการเดินนั้นว่ามาจากสาเหตุใด

2.7.2 ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติ (3D Motion Analysis System)

ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ เป็นการนำเทคโนโลยีมาประยุกต์ใช้เพื่อแก้ไขปัญหาและเพิ่มข้อมูลที่ไม่สามารถสังเกตด้วยตาได้ ซึ่งเทคโนโลยีที่ถูกนำมาพัฒนาใช้กับระบบโดยทั่วไปจะมีอยู่ 2 แบบ

1. การใช้เซนเซอร์ผสมสำหรับวัดระบบแรงเฉื่อยในการเคลื่อนไหว 3 มิติ

ตัวอย่างการนำเทคนิคดังกล่าวมาใช้ที่เห็นได้ชัดคือ ผลิตภัณฑ์ G-WALK ซึ่งได้ผสมผสานเซนเซอร์ 3 ชนิด ได้แก่ ตัววัดความเร่ง (Accelerometer) ตัววัดความเร็วมุม (Gyroscope) ตัววัดแรงแม่เหล็ก (Magnetometer) มาทำการวัดผลการเคลื่อนไหวทั้ง 3 มิติ และใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการเปรียบเทียบและแสดงผลข้อมูลในรูปแบบกราฟ นอกจากนี้ยังมีการเพิ่มจีพีเอส (GPS) ระดับตารางเซนติเมตรเข้ามาเพื่อแก้ข้อผิดพลาดจากการวัดและเพิ่มความแม่นยำของข้อมูล ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการวิเคราะห์ผลด้วยอุปกรณ์ G-WALK

ที่มา : https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

G-WALK จะติดตั้งอยู่ในสายคาดพิเศษ ทำให้ผู้ใช้งานสามารถที่จะเดินวิ่งและกระโดดอย่างอิสระ โดยในการใช้งานผู้ใช้จะต้องติดสายคาดไว้ที่บริเวณสะโพก เซนเซอร์จะส่งข้อมูลทั้งหมดไปยังคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อผ่านบลูทูธ และแสดงผลพารามิเตอร์ทั้งหมดที่ได้บันทึกไว้ระหว่างการทดสอบ ดังรูปที่ 2.6

รูปที่ 2.6 ตัวอุปกรณ์ G-WALK และตำแหน่งติดอุปกรณ์

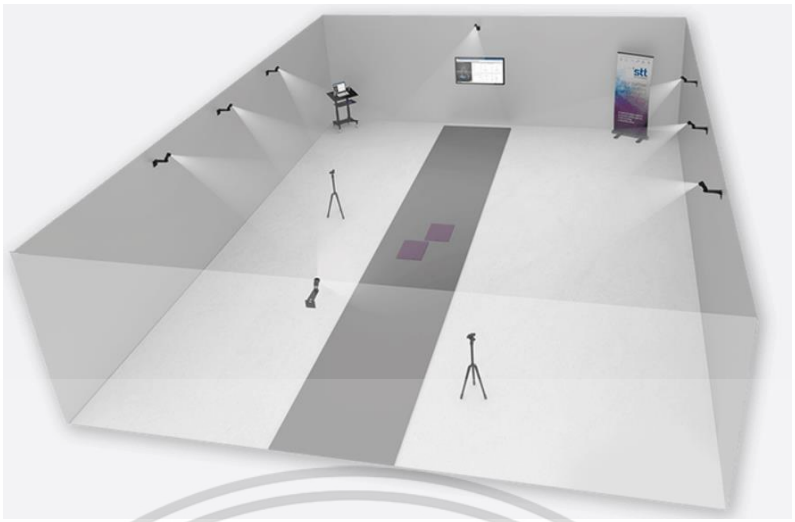
ที่มา : https://www.htfo.com.au/wholesale

2. เทคนิคการประมวลผลภาพ

เทคนิคการประมวลผลภาพสามารถช่วยในการวัดระยะทาง แรงและเวลา นอกจากนี้ยังสามารถระบุมุมที่ข้อต่อต่างๆ ขณะทำการเดินได้ ซึ่งเทคนิคนี้อาศัยกล้องเป็นตัวรับข้อมูลหลักเพื่อนำมาประมวลผล และอาจมีการนำอุปกรณ์วัดแรงกดมาใช้ประกอบด้วย

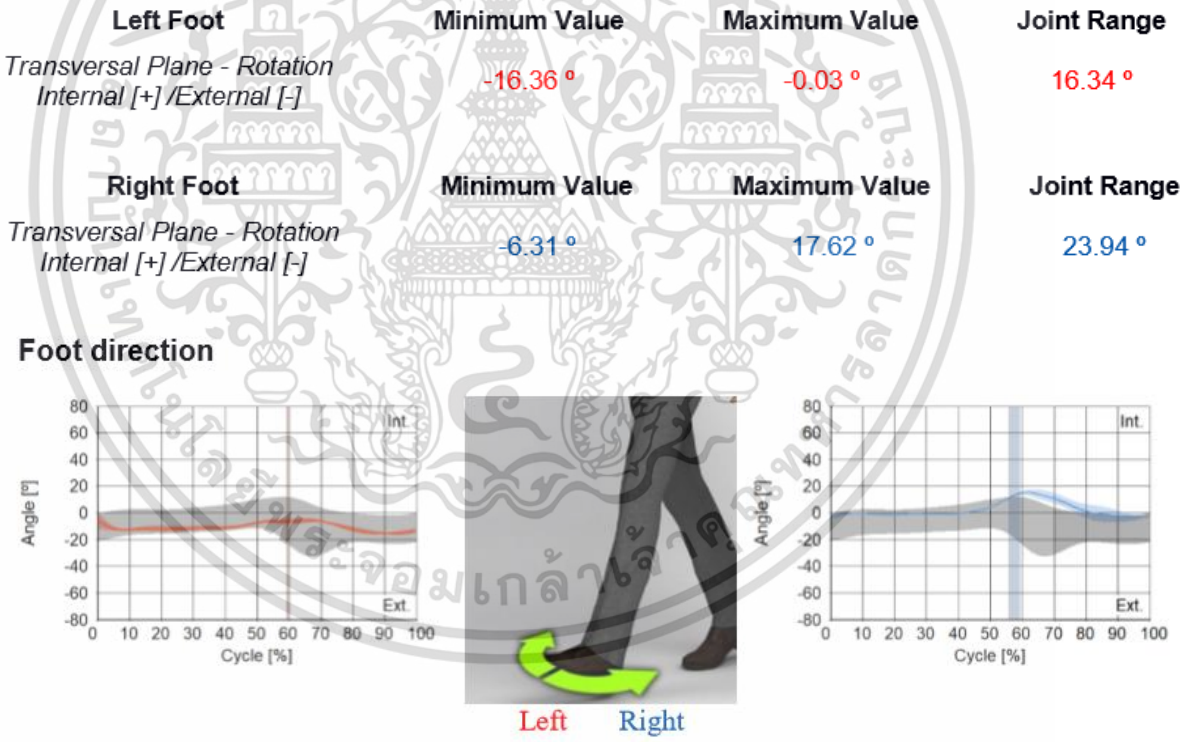
ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ที่ใช้เทคนิคการประมวลผลภาพมาวิเคราะห์การเดินคือ Clinical 3DMA ซึ่งเป็นเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นสำหรับการฟื้นฟูการตรวจทางระบบประสาท และชีวกลศาสตร์ทั่วไป Clinical 3DMA ง่ายต่อการใช้งานสำหรับแพทย์ในการดูข้อมูลจลนศาสตร์ 3 มิติ พร้อมคำนวณข้อมูลได้ทันทีและแสดงในรูปแบบที่แตกต่างกันผ่านกราฟเวลา แผงควบคุมตัวเลข และรายงาน Clinical 3DMA มีการตั้งกล้องไว้ตามมุมต่างๆ และมีการใช้แผ่นรับแรงกดประกอบกัน ดังรูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 ระบบ Clinical 3DMA

ที่มา : https://www.stt-systems.com/motion-analysis/3d-optical-motion-capture/clinical-3dma/



รูปที่ 2.8 ตัวอย่างการวิเคราะห์ผลด้วย Clinical 3DMA

ที่มา : https://www.stt-systems.com/downloads/clinical-3dma/STT_Clinical3DMA_gait_report_en.pdf

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.8 ระบบ Clinical 3DMA จะสามารถวิเคราะห์และแสดงผลได้ในทันที ตัวอย่างผลการวิเคราะห์นี้เป็นของผู้ที่สามารถเดินได้อย่างปกติ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเท้าซ้ายมีมุมเลี้ยวเข้าที่ 16.34 องศา และเท้าขวามีมุมเลี้ยวเข้าที่ 23.94 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการทดลอง

ในการทำปริญญานิพนธ์เพื่อพัฒนาเครื่องวิเคราะห์และติดตามผลการเดินของผู้ป่วย ที่มีความผิดปกติแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกนั้น มีการดำเนินงานเป็นระยะเวลา 1 ปีการศึกษา ซึ่งการดำเนินงานจะแบ่งออกเป็น 2 ระยะคือ ภาคการศึกษาที่ 1 และภาคการศึกษาที่ 2 และมีแนวทางการดำเนินงาน ดังตารางที่ 3.1 และตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.1 สรุปการดำเนินงานในภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2562

เดือน	สิงหาคม				กันยายน				ตุลาคม				พฤศจิกายน			
สัปดาห์ที่	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
เลือกหัวข้อหรือปัญหาที่สนใจ																
ออกแบบอุปกรณ์ และเลือกอุปกรณ์ที่เหมาะสมกับงาน																
ศึกษาการทำงานของอุปกรณ์																
พัฒนาโปรแกรมสำหรับอุปกรณ์เก็บข้อมูล																
ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์เก็บข้อมูล																
ศึกษาการพัฒนาแอปพลิเคชัน																
ออกแบบและสร้างแอปพลิเคชัน																
ทดสอบใช้แอปพลิเคชันร่วมกับอุปกรณ์																
รวบรวมข้อมูลและสรุปผลการทำงาน																

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 สรุปการดำเนินงานในภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2562

เดือน	มกราคม				กุมภาพันธ์				มีนาคม				เมษายน			
สัปดาห์ที่	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ศึกษาโมดูลอื่นๆ เพื่อนำมาปรับใช้กับอุปกรณ์																
พัฒนาอุปกรณ์เก็บข้อมูล																
ทดสอบใช้งานอุปกรณ์เก็บข้อมูล																
พัฒนาระบบวิเคราะห์ข้อมูลเบื้องต้น																
เก็บข้อมูลโดยการทดสอบกับผู้ใช้จริง																
ศึกษาและพัฒนาฟังก์ชันอื่นๆ																

3.1 โครงสร้างของระบบ

รูปที่ 3.1 โครงสร้างของระบบ

วิธีการดำเนินงานการวัดความผิดปกติในการเดิน ได้แบ่งส่วนที่ต้องพัฒนาเป็น 2 ส่วน คือ

1. อุปกรณ์เก็บข้อมูล ในส่วนของอุปกรณ์เก็บข้อมูลต้องสามารถวัดความเร่งในแนวแกน X, Y และ Z ได้ นอกจากนี้ ต้องสามารถเชื่อมต่อและรับส่งข้อมูลกับสมาร์ทโฟนได้ และต้องมีน้ำหนักที่เบาเพื่อไม่สร้างภาระให้กับตัวผู้ใช้งานอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. แอปพลิเคชัน ในส่วนของแอปพลิเคชันจะมีหน้าที่เชื่อมต่อกับอุปกรณ์เก็บข้อมูล สั่งการอุปกรณ์ และรับค่าที่ได้มาสร้างเป็นไฟล์เก็บไว้ รวมถึงทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลในเบื้องต้น

3.2 อุปกรณ์เก็บข้อมูล

3.2.1 อุปกรณ์เบื้องต้น

1. อุปกรณ์เก็บข้อมูลการเดิน (ในที่นี้ใช้ไมโครบิต)

2. โมดูลสำหรับจ่ายพลังงานแก่อุปกรณ์

3. ถ่านลิเทียม

4. สายรัดอุปกรณ์

5. ซอฟต์แวร์สำหรับโปรแกรมไมโครบิต (ในที่นี้ใช้ Microsoft Makecode)

6. ซอฟต์แวร์สำหรับสร้างแอปพลิเคชัน (ในที่นี้ใช้ MIT App Inventor)

7. สมาร์ทโฟน

3.3.2 ขั้นตอนการทำงาน

1. เลือกหัวข้อปัญหาที่สนใจ โดยจากการลงพื้นที่เพื่อศึกษาปัญหาเกี่ยวกับการกายภาพบำบัด ได้เลือกหัวข้อที่สนใจเกี่ยวกับผู้มีปัญหาด้านการเดิน ดังรูปที่ 3.2

รูปที่ 3.2 การลงพื้นที่เพื่อศึกษาปัญหาที่สนใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. วิเคราะห์เงื่อนไขในการสร้างอุปกรณ์ และเลือกใช้อุปกรณ์ให้เหมาะสมกับเงื่อนไขที่ต้องการ ได้แก่

- ขนาดเล็ก น้ำหนักน้อย
- สามารถวัดความเร่งได้ 3 แนวแกน
- มีโมดูลที่สามารถเชื่อมต่อกับสมาร์ทโฟนได้

ด้วยเงื่อนไขดังกล่าวจึงเลือกใช้งานอุปกรณ์ไมโครบิต

3. ศึกษาและทำความเข้าใจหลักการทำงานของอุปกรณ์ไมโครบิต รวมทั้งโมดูลต่างๆ ในไมโครบิต เช่น เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) บลูทูธพลังงานต่ำ (Bluetooth Low Energy) การทำงานของปุ่มกดบนไมโครบิต การใช้งานขาพินต่างๆ

4. ออกแบบระบบ และเลือกรูปแบบที่เหมาะสมในการโปรแกรมอุปกรณ์

5. พัฒนาโปรแกรมสำหรับส่วนอุปกรณ์เก็บข้อมูล

6. ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์เก็บข้อมูล

7. ออกแบบและพัฒนาแอปพลิเคชัน

8. ทดสอบการทำงานของฟังก์ชันต่างๆ ในแอปพลิเคชัน เช่น การเชื่อมต่อกันระหว่างสมาร์ทโฟนกับอุปกรณ์เก็บข้อมูล การรับค่าความเร่งจากอุปกรณ์ การเก็บข้อมูลลงในสมาร์ทโฟน การตั้งค่าความถี่ในการรับส่งข้อมูล และอื่นๆ

3.2.3 การพัฒนาอุปกรณ์เก็บข้อมูล

ในการเก็บข้อมูลจำเป็นต้องติดอุปกรณ์ไว้กับขาของผู้ใช้งานเพื่อวัดค่า ดังนั้นอุปกรณ์จึงควรมีขนาดเล็กและน้ำหนักไม่มากเพื่อให้สะดวกต่อการเคลื่อนไหว จึงเลือกใช้ไมโครบิตเป็นอุปกรณ์หลัก

ไมโครบิตใช้ไฟเลี้ยงขนาด 3 โวลต์ จึงสามารถใช้ถ่านลิเทียมเป็นตัวจ่ายไฟได้ ซึ่งทำให้น้ำหนักของอุปกรณ์ไม่มากเกินไป นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์วัดความเร่ง และบลูทูธพลังงานต่ำในตัวทำให้สะดวกและง่ายต่อการใช้งาน แต่มีข้อเสียคือ ไม่สามารถใช้ตัวบลูทูธพลังงานต่ำที่มีอยู่เดิมกับการโปรแกรมในภาษา MicroPython ได้ เนื่องจากไมโครบิตมีขนาดหน่วยความจำชั่วคราวเพียง 16 กิโลไบต์ เมื่อต้องการใช้บลูทูธตัวบลูทูธนั้นจะใช้พื้นที่หน่วยความจำชั่วคราวไป 12 กิโลไบต์ ทำให้ไม่มีพื้นที่พอหรับการสนับสนุนโปรแกรมในภาษา MicroPython ดังนั้นจึงมีโมดูลการรับส่งข้อมูลแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลื่นวิทยุเพิ่มเข้ามาเพื่อตอบสนองการรับส่งข้อมูลแบบไร้สาย โดยการโปรแกรมเป็นภาษา MicroPython

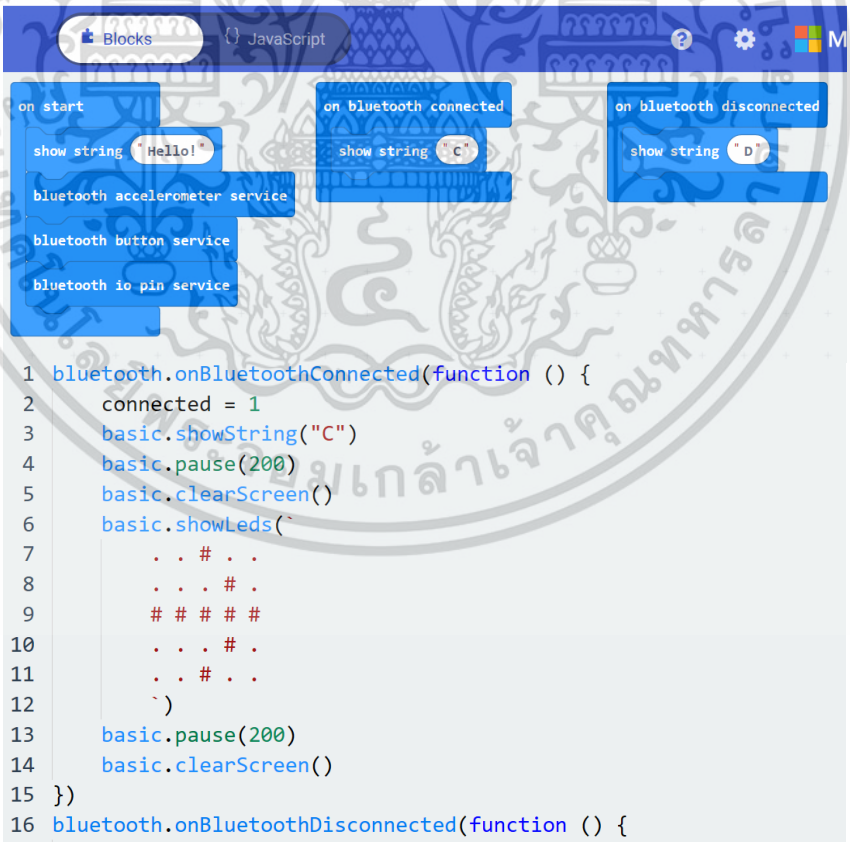
การโปรแกรมไมโครบิต สามารถใช้ได้หลายภาษา เช่น

- Python (MicroPython)
- Javascript
- C/C++

โดยเบื้องต้นเมื่อพิจารณาจากเงื่อนไขที่ต้องการใช้งาน คือ

- สามารถเชื่อมต่อกับสมาร์ทโฟน
- สามารถวัดความเร่งและส่งข้อมูลไปยังสมาร์ทโฟนได้

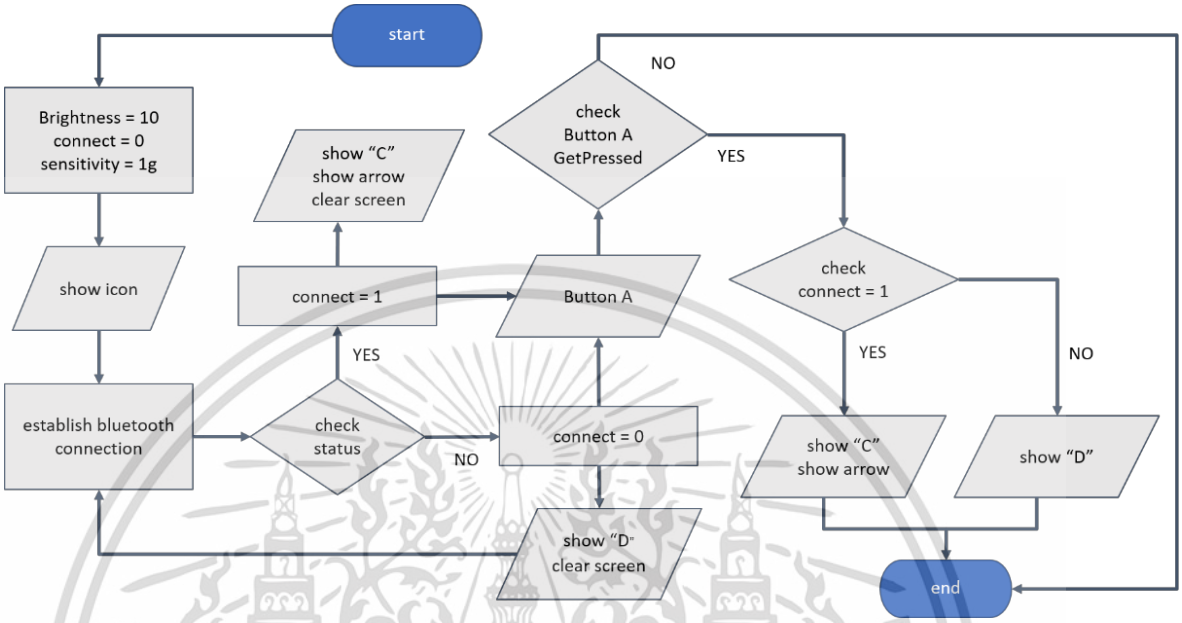
จึงเลือกใช้การโปรแกรมในภาษา Javascript ซึ่งสามารถโปรแกรมออนไลน์ผ่าน Microsoft Makecode for Microbit ได้ และมีส่วนขยายสำหรับเรียกใช้คำสั่งบลูทูธซึ่งเชื่อมต่อกับเซนเซอร์วัดความเร่งในตัวอุปกรณ์ ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 การโปรแกรมไมโครบิตผ่าน Microsoft Makecode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์เก็บข้อมูลจะมีการทำงานที่สำคัญอยู่ 2 ส่วนคือ สร้างการเชื่อมต่อกับสมาร์ทโฟนผ่านบลูทูธเพื่อส่งข้อมูลไปแสดงในแอปพลิเคชัน และการแสดงผลเพื่อแจ้งสถานะบนตัวอุปกรณ์เก็บข้อมูลเอง ในการโปรแกรมไมโครบิตจึงมีผังการทำงานของโปรแกรมเป็นดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ผังการทำงานของอุปกรณ์

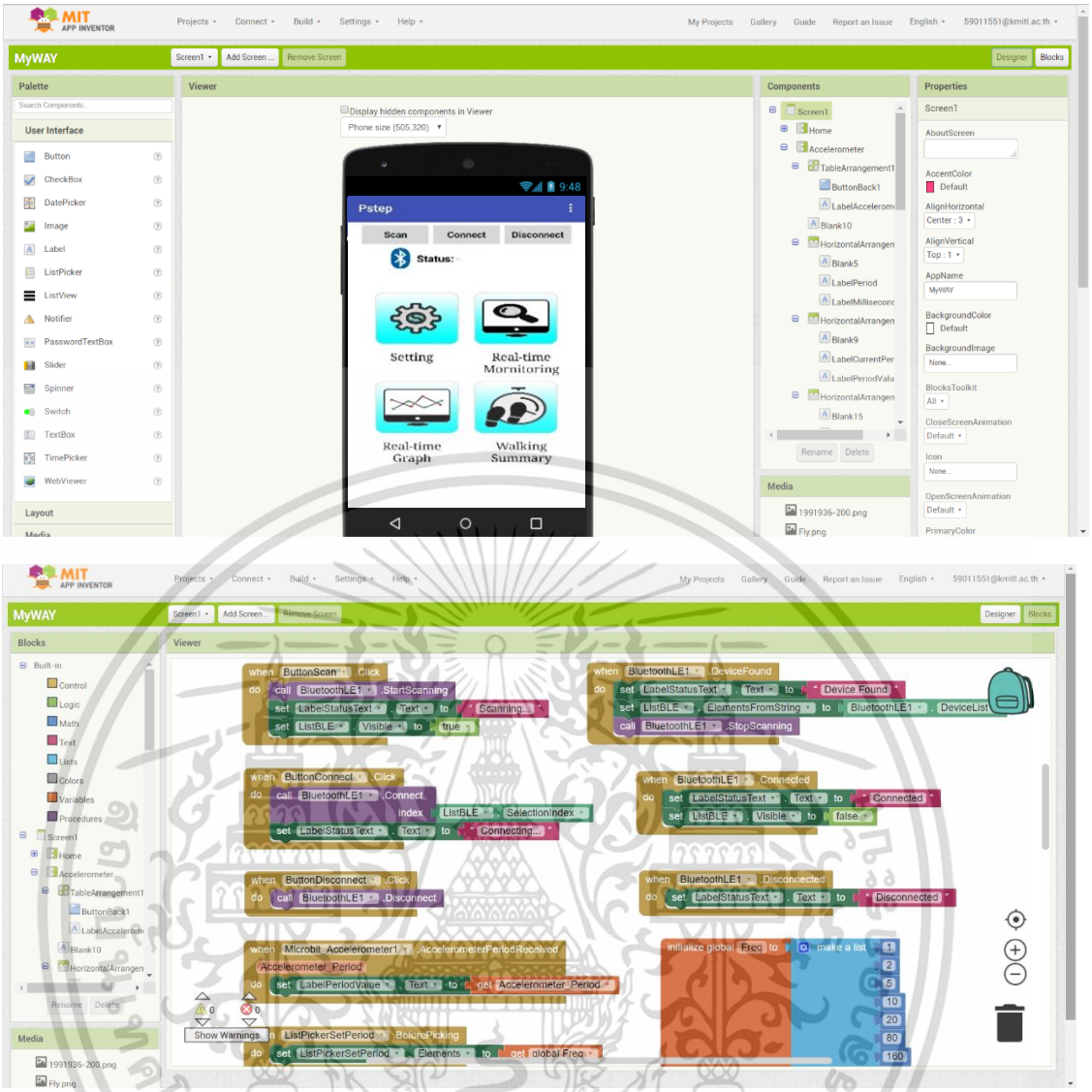
3.3 การพัฒนาแอปพลิเคชัน

ในการพัฒนาแอปพลิเคชันได้ใช้ MIT App Inventor ซึ่งเป็นตัวพัฒนาแอปพลิเคชันออนไลน์ ดังรูปที่ 3.5

รูปที่ 3.5 MIT App Inventor

แอปพลิเคชันนี้ถูกออกแบบเพื่อเชื่อมต่อกับตัวอุปกรณ์เก็บข้อมูลผ่านบลูทูธ และรับค่าจากอุปกรณ์เพื่อมาแสดงผลในแอปพลิเคชัน นอกจากนี้ยังสามารถเก็บข้อมูลเป็นไฟล์ .csv ลงในสมาร์ทโฟนได้ ทำให้ง่ายต่อการนำไปวิเคราะห์ต่อ และมีการพัฒนาในส่วนของการวิเคราะห์เบื้องต้นเกี่ยวกับการเดิน ดังรูปที่ 3.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

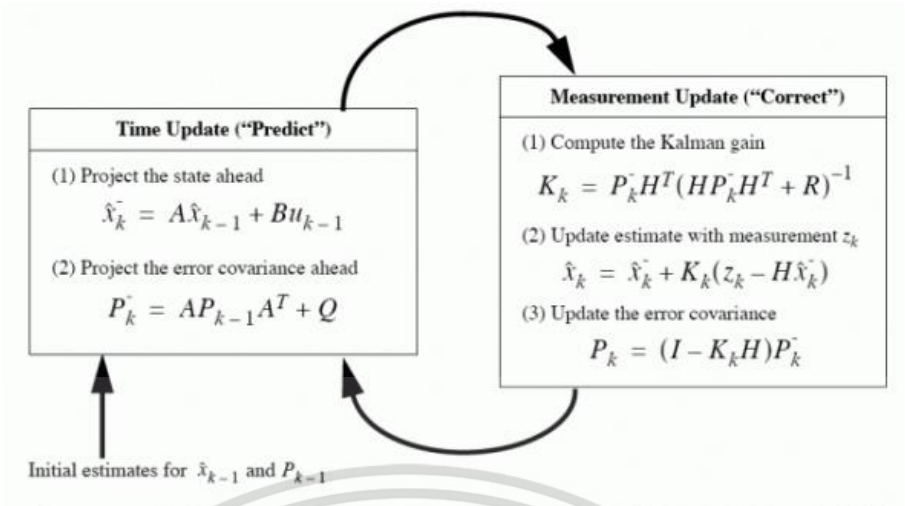


รูปที่ 3.6 การพัฒนาแอปพลิเคชัน

3.3.1 การโปรแกรมตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter)

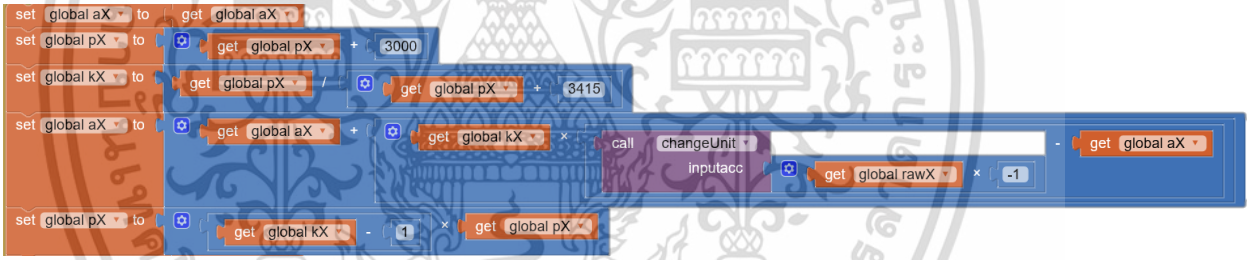
ในการรับค่าจากอุปกรณ์มาแสดงผลบนแอปพลิเคชันได้มีการออกแบบให้สามารถเลือกได้ว่าจะทำการกรองข้อมูลจากสัญญาณรบกวนก่อนหรือไม่ ซึ่งตัวกรองในที่นี้จะใช้ตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter) ในการลดสัญญาณรบกวน โดยการโปรแกรมตัวกรองคาลมานจะมี 5 ขั้นตอน ดังรูปที่ 3.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการออกแบบตัวกรองคาลมาน

ในแอปพลิเคชันการโปรแกรมตัวกรองคาลมานจะมีลักษณะดังรูปที่ 3.8 ซึ่งค่าของตัวแปร R สามารถหาได้จากการเก็บตัวอย่างข้อมูลขณะอุปกรณ์อยู่นิ่ง และนำข้อมูลมาคำนวณหาความแปรปรวน



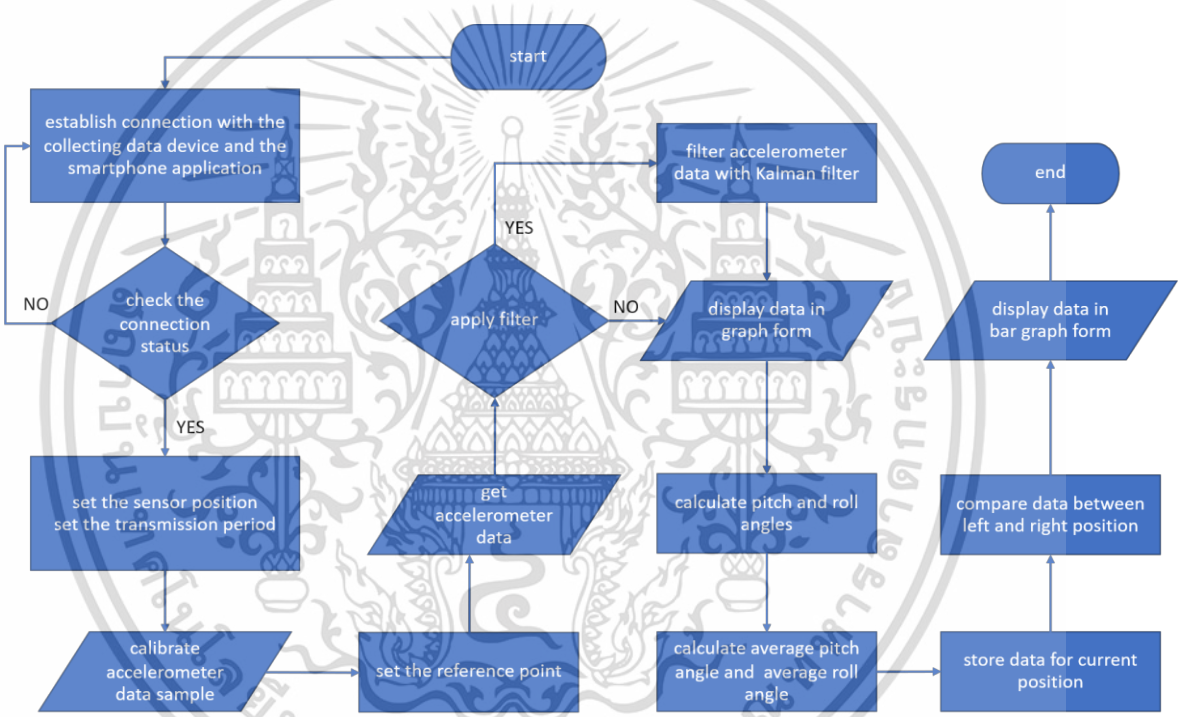
รูปที่ 3.8 โปรแกรมตัวกรองคาลมาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

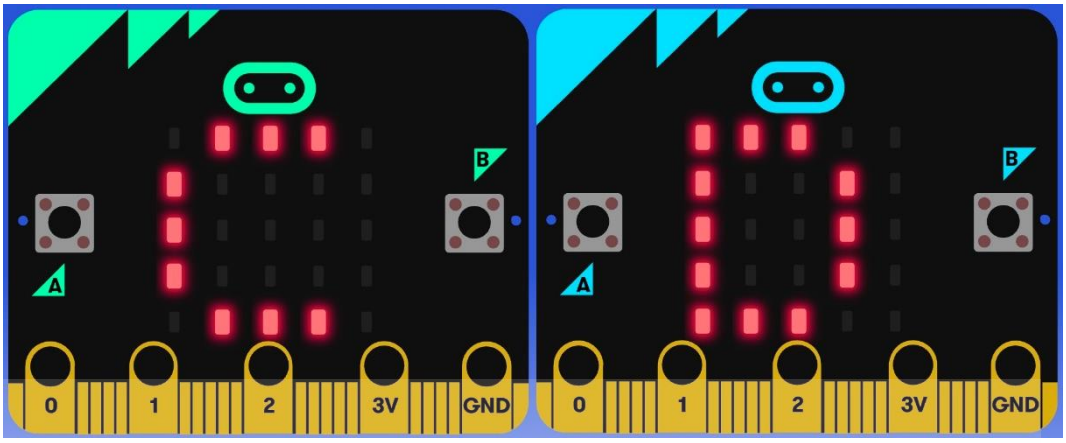
ในการสร้างโปรแกรมสำหรับอุปกรณ์นั้นได้มีการตั้งค่าความไว (Sensitivity) ไว้ที่ 1 g หรือประมาณ 9.81 m/s^2 เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานในการเดิน ดังนั้น ค่าความเร่งที่วัดได้จะอยู่ระหว่าง -9.81 ถึง 9.81 m/s^2 เมื่อเริ่มการใช้งานจะต้องทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์เก็บข้อมูลกับแอปพลิเคชันผ่านการเชื่อมต่อแบบบลูทูธ โดยการทำงานของระบบจะเป็นไปดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ผังการทำงานของระบบ

เมื่อทำการเชื่อมต่อสำเร็จแล้วที่อุปกรณ์จะแสดงตัวอักษร “C” และแสดงลูกศรชี้ทิศทางในการใส่อุปกรณ์ แต่เมื่อทำการปลดการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์และแอปพลิเคชันจะแสดงตัวอักษร “D” ดังรูปที่ 4.2

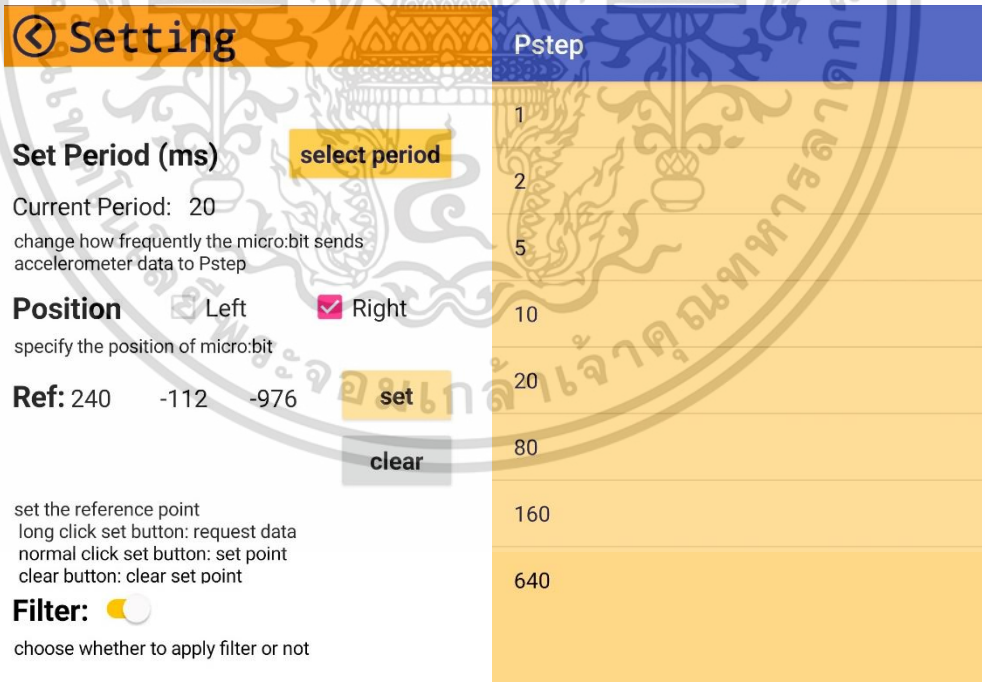
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 การแสดงสถานะการเชื่อมต่อ เมื่อมีการเชื่อมต่อ (ซ้าย) และเมื่อปลดการเชื่อมต่อ (ขวา)

4.1 การตั้งค่าอุปกรณ์

เมื่อเชื่อมต่อสำเร็จแล้วจะต้องทำการตั้งค่าอุปกรณ์ผ่านแอปพลิเคชัน โดยสิ่งที่ต้องทำการตั้งค่ามีอยู่ 4 อย่าง คือ คาบเวลาในการส่งข้อมูล ตำแหน่งที่ใส่อุปกรณ์ จุดอ้างอิง การใช้งานตัวกรองดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 หน้าต่างการตั้งค่าอุปกรณ์บนแอปพลิเคชัน (ซ้าย) ตัวเลือกคาบเวลาในการส่งข้อมูล (ขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการตั้งค่าดังกล่าวสำเร็จแล้วจะทำให้การวัดความเร่งเริ่มต้นจากจุด 0 บนพิกัดฉาก ดังนั้นค่าความเร่งที่วัดได้ระหว่างการเดินจะเป็นผลมาจากการเคลื่อนที่อย่างเดียว โดยที่ผลจากแรงโน้มถ่วงจะถูกหักออกไป

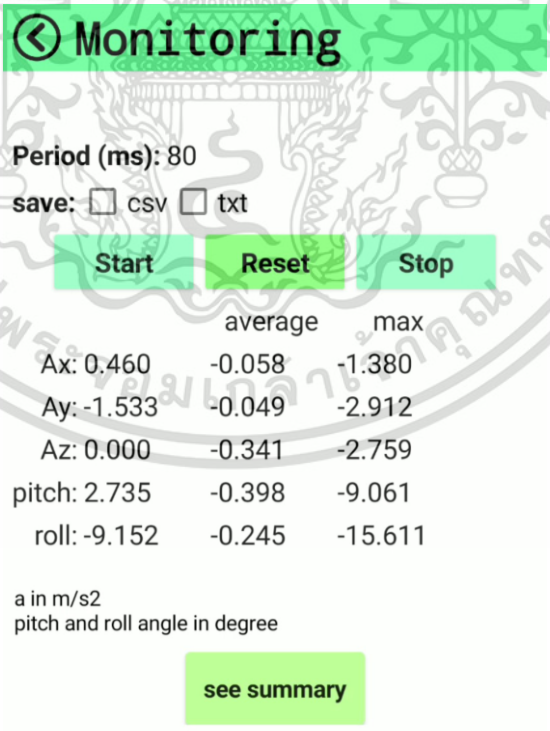
นอกจากนี้เมื่อเปิดใช้งานตัวกรอง (Filter) ข้อมูลที่ส่งเข้ามาจะถูกนำไปผ่านตัวกรอง ซึ่งในที่นี้ใช้ตัวกรองเป็นตัวกรองคาลมาน (Kalman Filter) เพื่อทำการลดสัญญาณรบกวนก่อนนำไปแสดงผล

4.2 การแสดงผลข้อมูลแบบเรียลไทม์

การแสดงผลข้อมูลแบบเรียลไทม์แบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ การแสดงค่าเป็นตัวเลข ซึ่งจะมีการคำนวณหาค่ามุม ค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุดจากตอนที่เริ่มวัดค่าออกมา และการแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟ ซึ่งจะแบ่งเป็นทิศทางการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ด้านข้าง และแนวดิ่ง

4.2.1 การแสดงค่าเป็นตัวเลข

ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์จะถูกส่งขึ้นมาแสดงผลแบบเรียลไทม์บนแอปพลิเคชัน และนำมาคำนวณหาค่ามุมในขณะนั้น พร้อมทั้งคำนวณหาค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุดตั้งแต่เริ่มการวัดค่า ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 หน้าต่างการแสดงผลเป็นตัวเลขแบบเรียลไทม์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยการคำนวณหามุมสามารถทำได้จากการคำนวณตามสูตรต่อไปนี้

มุม Pitch $$\theta = \tan^{-1} \frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}$$

มุม Pitch คือ มุมที่แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเอียงในด้านข้างตามแนวแกน X

มุม Roll $$\Psi = \tan^{-1} \frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}$$

มุม Roll คือ มุมที่แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเอียงในการยกขาไปข้างหน้าตามแกน Y

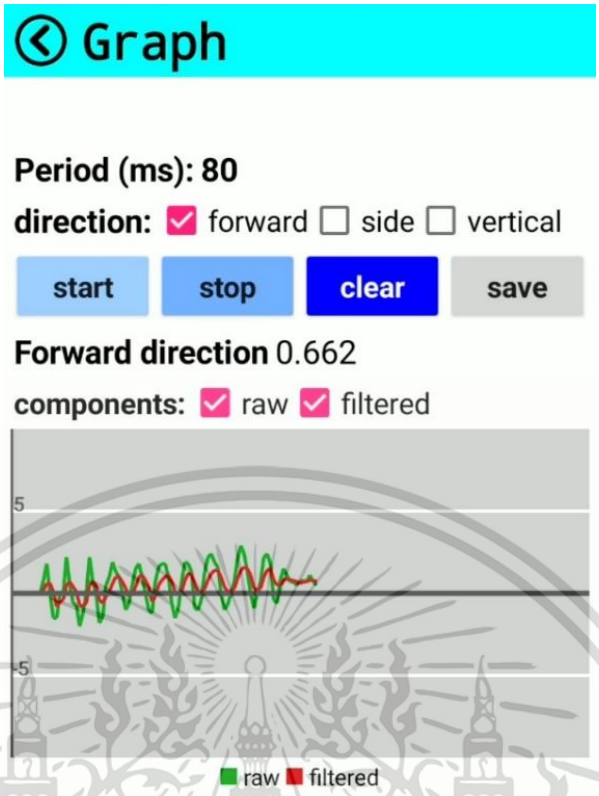
การทำงานในส่วนนี้จะไม่มีการลดทอนผลจากแรงโน้มถ่วง เพื่อทำให้มุมที่วัดได้มีค่าเริ่มต้นที่ 0 องศา ดังนั้นมุม Pitch และมุม Roll ที่วัดได้จะมีค่าไม่เกิน ±90 องศา เนื่องมาจากผลของแรงโน้มถ่วง

นอกจากนี้ในการวัดค่าแบบเรียลไทม์ จะสามารถเลือกเก็บข้อมูลเป็นไฟล์ได้สองประเภท คือ ไฟล์ .csv และไฟล์ .txt ซึ่งจะถูกบันทึกไว้ในสมาร์ทโฟน

4.2.2 การแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟ

การแสดงผลเป็นกราฟจะเป็นการนำค่าจากอุปกรณ์ มาแสดงเป็นกราฟตามทิศทางการเคลื่อนที่ ซึ่งสามารถเลือกว่าจะแสดงผลข้อมูลแบบที่ผ่านตัวกรองแล้ว หรือแบบที่ยังไม่ผ่านตัวกรอง ดังรูปที่ 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



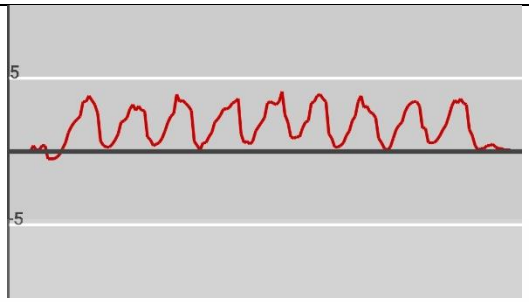
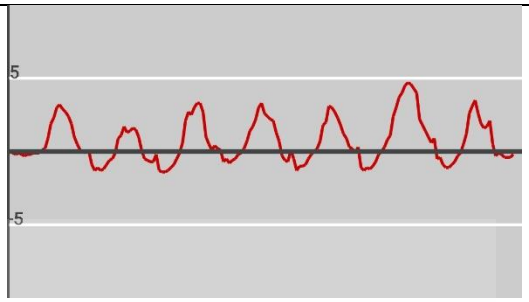
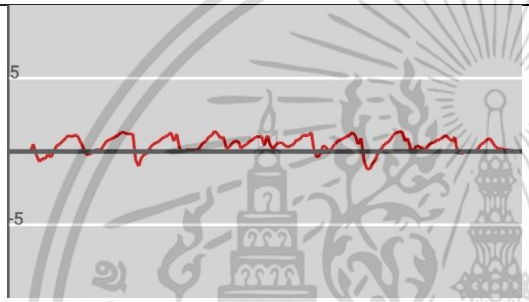
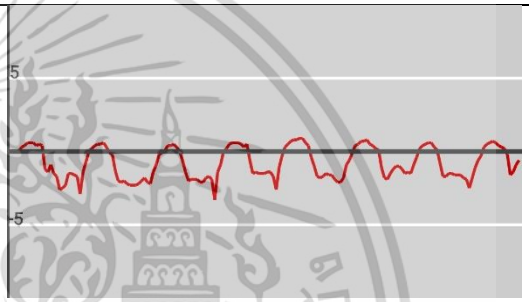
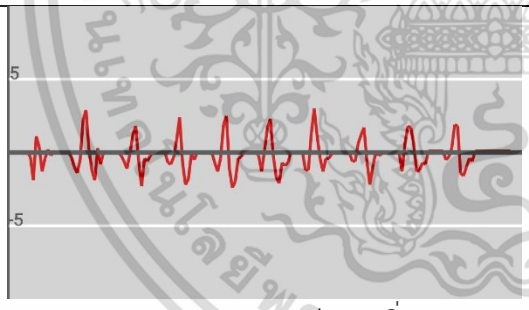
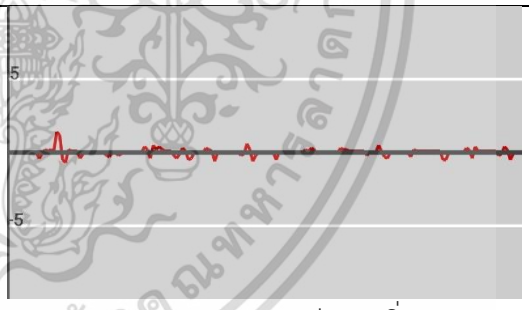
รูปที่ 4.5 การแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟของแอปพลิเคชัน

เมื่อนำการแสดงผลข้อมูลแบบกราฟมาใช้ติดตามผลการเดินแบบปกติ และแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก จะสังเกตได้ว่าในกราฟแสดงความเร่งทิศทางด้านข้าง และแนวดิ่งระหว่างการเดินแบบปกติ และแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกจะมีความแตกต่างกันที่ชัดเจน

ตามทฤษฎีการเดินแบบปกติจะมีความเร่งเกิดขึ้นได้ 2 ทิศทางคือ ด้านหน้าและแนวดิ่งจากการยกเท้าขึ้นลงและการก้าวขาไปข้างหน้า จึงไม่มีความเร่งในทิศทางด้านข้าง ขณะที่การเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกจะมีการแกว่งขาไปด้านข้าง และกล้ามเนื้องอขาอ่อนแรงทำให้ไม่สามารถยกขาได้ ทำให้เกิดความเร่งในทิศทางด้านข้างแทนแนวดิ่ง ซึ่งตรงข้ามกับการเดินปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 กราฟความเร่งในแต่ละทิศทางระหว่างการเดินปกติและการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

การเดินปกติ	การเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก
 กราฟแสดงความเร่งทิศทางด้านหน้า (Forward Direction)	 กราฟแสดงความเร่งทิศทางด้านหน้า (Forward Direction)
 กราฟแสดงความเร่งทิศทางด้านข้าง (Side Direction)	 กราฟแสดงความเร่งในทิศทางด้านข้าง (Side Direction)
 กราฟแสดงความเร่งแนวดิ่ง (Vertical Direction)	 กราฟแสดงความเร่งแนวดิ่ง (Vertical Direction)

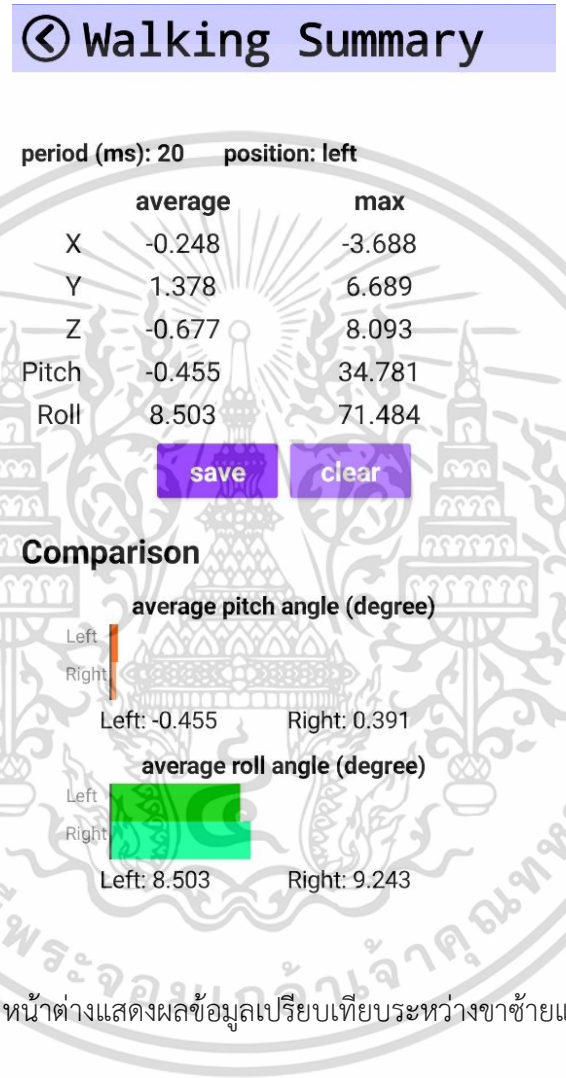
จากตารางที่ 4.1 ในการเดินปกติกราฟความเร่งทิศทางด้านข้างจะมีการแกว่งเป็นช่วงโดยไม่ออกห่างจากแกน X มากเกินไป ขณะที่ในการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกจะมีการแกว่งออกจากแกน X มากกว่าในการเดินแบบปกติ ซึ่งแสดงถึงลักษณะการเดินที่มีการแกว่งขาไปด้านข้าง

ในกราฟแสดงความเร่งแนวดิ่ง เนื่องจากผู้มีปัญหาการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกจะมีลักษณะเท้าตก และกล้ามเนื้อที่ใช้งอขาอ่อนแรงทำให้การเคลื่อนที่ในแนวดิ่งทำได้ยาก กราฟความเร่งที่ออกมาจึงมีลักษณะใกล้เคียงกับเส้นแกน X ต่างจากการเดินปกติที่มีการยกขาทำให้กราฟแสดงความเร่งในแนวแกนดิ่งของคนปกติมีการแกว่งขึ้นลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การแสดงผลข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างขาขวาและขาซ้าย

จากการคำนวณหามุม ค่าเฉลี่ย และค่าสูงสุดในส่วนของการแสดงค่าเป็นตัวเลข ค่าที่วัดได้ครั้งล่าสุดจะถูกนำมาสรุป และเก็บค่าเฉลี่ยมุมที่ได้จากการคำนวณไว้ เพื่อนำมาเปรียบเทียบดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 หน้าต่างแสดงผลข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างขาซ้ายและขาขวา

ข้อมูลล่าสุดที่ได้จากการวัดแบบเรียลไทม์จะถูกนำมาแสดงในหน้านี้ ซึ่งสามารถเลือกบันทึกค่าเป็นไฟล์ .csv ไว้ได้ โดยข้อมูลจะถูกบันทึกต่อเนื่องกันไปเมื่อกดปุ่ม “Save” และข้อมูลล่าสุดระหว่างขาซ้ายและขาขวาจะถูกนำมาเปรียบเทียบในลักษณะกราฟแท่ง

เมื่อใช้อุปกรณ์เก็บข้อมูลการเดินแบบปกติ ค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุดของมุม Pitch และมุม Roll ให้ผลดังตารางที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุดของมุม Pitch และมุม Roll ระหว่างขาซ้ายและขาขวา

ตำแหน่ง	ค่าเฉลี่ย (องศา)		ค่าสูงสุด (องศา)	
	มุม Pitch	มุม Roll	มุม Pitch	มุม Roll
ซ้าย	-1.581	9.443	30.885	54.475
	-1.688	10.111	44.924	57.705
	-0.455	8.503	34.781	71.484
	-0.971	8.341	46.042	85.009
	0.307	10.849	46.218	69.909
	-0.229	9.949	49.859	58.183
	-1.004	10.467	27.733	50.585
	-0.837	10.876	28.683	46.965
	-0.455	9.619	43.355	46.899
	-0.395	10.126	43.840	60.481
ขวา	-2.846	12.938	32.664	79.016
	-2.709	12.656	30.512	60.383
	-2.162	11.602	36.651	56.763
	0.287	11.491	36.777	74.888
	0.144	11.026	29.485	71.756
	0.537	10.812	24.595	59.007
	0.496	10.687	26.608	54.278
	0.391	9.243	34.924	43.095
	0.099	10.765	29.339	49.255
	-0.955	11.013	25.699	49.382

เนื่องจากมุม Pitch คือ มุมที่หมุนรอบแกน Y ในการเดินหากมีการเอียงขาไปทางซ้ายหรือขวามุม Pitch จะมีค่าเปลี่ยนแปลง ซึ่งในการเดินปกติจะไม่มีการเอียงขาไปทางด้านข้าง ดังนั้นมุม Pitch จึงควรมีค่าใกล้เคียงกับ 0 องศา แต่ในการเก็บข้อมูลจะเห็นว่าในความเป็นจริงระหว่างการเดินอาจมีการเอียงไปด้านข้างเกิดขึ้นได้ แต่ค่าเฉลี่ยที่ได้จากการคำนวณควรมีค่าใกล้เคียงกับ 0 องศาเช่นเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางพบว่า ค่าเฉลี่ยมุม Pitch จะไม่เกิน 3 องศา (ทั้งทวนและตามเข็มนาฬิกา) ซึ่งค่ายังคงใกล้เคียงกับ 0 องศา และเมื่อพิจารณาข้อมูลเทียบกันระหว่างขาสองข้างค่าที่วัดได้จะมีค่าใกล้เคียงกัน โดยค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์ระหว่างขาสองข้างสูงสุดจะอยู่ที่ 1.707 องศา

ตารางที่ 4.3 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์ของมุม Pitch ระหว่างขาซ้ายและขวาในการเดินปกติ

มุม Pitch ที่ขาซ้าย (องศา)	มุม Pitch ที่ขาขวา (องศา)	ความผิดพลาดสัมบูรณ์
-1.581	-2.846	1.265
-1.688	-2.709	1.021
-0.455	-2.162	1.707
-0.971	0.287	0.684
0.307	0.144	0.163
-0.229	0.537	0.308
-1.004	0.496	0.508
-0.837	0.391	0.446
-0.455	0.099	0.356
-0.395	-0.955	0.560

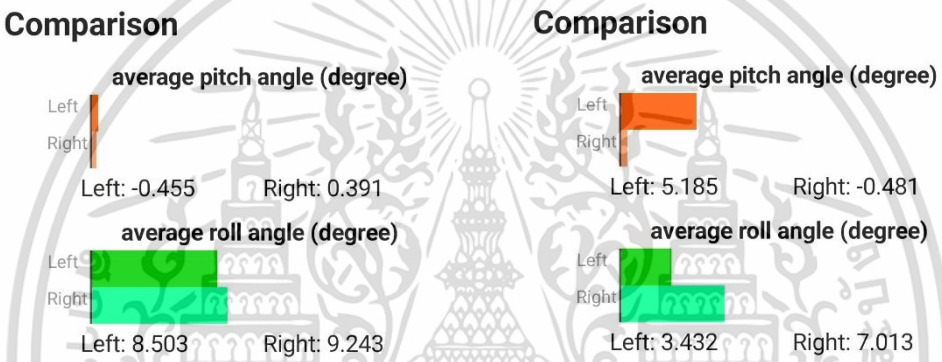
ตารางที่ 4.4 ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์ของมุม Roll ระหว่างขาซ้ายและขวาในการเดินปกติ

มุม Roll ที่ขาซ้าย (องศา)	มุม Roll ที่ขาขวา (องศา)	ความผิดพลาดสัมบูรณ์
9.443	12.938	3.495
10.111	12.656	2.545
8.503	11.602	3.099
8.341	11.491	3.150
10.849	11.026	0.177
9.949	10.812	0.863
10.467	10.687	0.220
10.876	9.243	1.633
9.619	10.765	1.146
10.126	11.013	0.887

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อพิจารณามุม Roll พบว่าค่าเฉลี่ยมุม Roll ที่น้อยที่สุดคือ 8.341 องศา และความผิดพลาดสัมบูรณ์ที่มากที่สุดระหว่างขาทั้งสองข้างคือ 3.495 องศา ตามทฤษฎีในการเดินปกติค่าเฉลี่ยมุม Roll ควรมีค่ามากกว่า 0 องศาที่ระดับหนึ่ง ซึ่งจากข้อมูลข้างต้นมุม Roll จะไม่ต่ำกว่า 8 องศาขึ้นไป

หลังจากได้ข้อมูลค่าเฉลี่ยมุมของขาทั้งสองข้างแล้ว ข้อมูลจะถูกนำมาเปรียบเทียบในรูปแบบกราฟแท่ง จึงสามารถวิเคราะห์การเดินเบื้องต้นได้ หากการเดินเป็นปกติค่าเฉลี่ยมุม Pitch ระหว่างขาทั้งสองข้างจะมีค่าใกล้เคียงกันและค่านั้นจะใกล้เคียงกับ 0 องศา แต่ถ้ามีการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีกมุม Pitch เฉลี่ยจะมีค่ามากขึ้นเนื่องจากการแกว่งขาไปด้านข้างทำให้มุม Pitch ที่ขาข้างที่ไม่ปกติสูงกว่าอีกข้างดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 การแสดงผลเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยมุมของขาซ้ายและขวาในการเดินแบบปกติ (ซ้าย) และแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก (ขวา)

นอกจากนี้มุม Roll เองก็สามารถใช้สังเกตได้เช่นกัน เนื่องจากการยกขาก้าวเดินในผู้เป็นอัมพฤกษ์ครึ่งซีกทำได้ยาก เพราะมีลักษณะเท้าตก กล้ามเนื้อยืดขาแข็งเกร็ง ขณะกล้ามเนื้องอขาอ่อนแรง ทำให้การเปลี่ยนแปลงของมุม Roll ที่ขาข้างที่มีความผิดปกติอาจน้อยกว่าขาข้างที่ปกติได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

การพัฒนาเครื่องวิเคราะห์การเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพฤกษ์ครึ่งซีก มีส่วนช่วยนักกายภาพบำบัดในการติดตามผลผู้ป่วย ซึ่งสามารถสังเกตผลได้จากกราฟในทิศทางด้านข้างและแนวดิ่ง หากมีการเดินแบบปกติกราฟในทิศทางด้านข้างจะต้องไม่แกว่งห่างจากแกน X จนเกินไป และในกราฟแนวดิ่งจะต้องมีการแกว่งที่แสดงถึงการยกขาเกิดขึ้น

ในกราฟแท่งที่แสดงการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยมุมระหว่างขาซ้ายและขวา หากมีการเดินปกติค่าที่แสดงบนกราฟแท่งของขาทั้งสองข้างจะต้องมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งจากการทดลองค่าความผิดพลาดสัมบูรณ์สูงสุดของค่าเฉลี่ยมุม Pitch ระหว่างขาทั้งสองข้างในการเดินปกติจะอยู่ที่ 1.707 องศา และค่าเฉลี่ยมุม Pitch จะมีค่าไม่เกิน 3 องศา ขณะที่ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์สูงสุดของค่าเฉลี่ยมุม Roll ระหว่างขาทั้งสองข้างในการเดินปกติจะอยู่ที่ 3.495 องศา และค่าเฉลี่ยมุม Roll จะไม่ต่ำกว่า 8 องศา

5.2 ปัญหาและอุปสรรค

1. อุปกรณ์ที่ใช้เก็บข้อมูลมี Sampling Time ไม่ตรงกัน ทำให้การเชื่อมต่อบลูทูธกับอุปกรณ์สองตัวพร้อมกันไม่เสถียร

2. ไม่สามารถเข้าเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยได้

3. การบริหารเวลาไม่เป็นไปตามแผนที่วางไว้

5.3 แนวทางแก้ไขปัญหา

1. เลือกใช้ Sampling Time ที่มีค่าใกล้เคียงกัน และเขียนโปรแกรมให้แอปพลิเคชันมีการตั้งค่าอุปกรณ์ทั้งสองตัวแยกกัน

2. เก็บข้อมูลจากการเดินโดยพยายามเลียนแบบผู้มีการเดินแบบอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

3. ปรับการดำเนินงานให้เหมาะกับสถานการณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 แนวทางการพัฒนา

1. ควรศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องเพิ่มเติม

2. เก็บตัวอย่างข้อมูลเพิ่มขึ้นและคัดเลือกข้อมูลให้มีความหลากหลายมากขึ้น

3. ใช้เทคนิคในการวิเคราะห์ที่หลากหลายมากขึ้น

4. พัฒนาระบบฐานข้อมูลให้ดีขึ้น เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้อย่างเป็นระบบ

5. พัฒนาอุปกรณ์เก็บข้อมูลให้มีการเก็บค่าที่ครอบคลุมมากขึ้นกว่าเดิม เช่น อาจเลือกใช้อุปกรณ์ตัวอื่นที่สามารถวัดค่าระยะทางได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] กฤษฎา แสงเพ็ชร์ส่อง. **แนะนำ Kalman Filter Algorithm**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.aimagin.com/downloads/dl/file/id/64/kalman_filter.pdf. (วันที่ค้นข้อมูล : 20 สิงหาคม 2562).

[2] ทวีป นวคุณานนท์. **App Inventor คืออะไร**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://programmingappinventor.wordpress.com/รู้จักกับ-app- inventor/app-inventor-คืออะไร/. (วันที่ค้นข้อมูล : 20 สิงหาคม 2562).

[3] พิมลพรรณ พิทยานุกูล. **วิธีสืบค้นวัสดุสารสนเทศ**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.lib.buu.ac.th. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2546).

[4] อดิศักดิ์ มหาวรรณ. **Micro:bit**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://sites.google.com/a/web1.dara.ac.th/microbit/micro-bit. (วันที่ค้นข้อมูล : 15 สิงหาคม 2562).

[5] อาทมะ วิเชียรฉาย. **Vicon ประกอบด้วยอะไรบ้าง**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://storylog.co/story/56ca9e27cecf454055b33740. (วันที่ค้นข้อมูล : 20 สิงหาคม 2562).

[6] BTS Bioengineering. **G-WALK**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/. (วันที่ค้นข้อมูล : 21 สิงหาคม 2562).

[7] MutualSelfcare.Org. **ความผิดปกติในการเดิน (Gait disorders)**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.mutualselfcare.org/medicine/clinical/gait_disorders_in_children.aspx?G=s&M=k. (วันที่ค้นข้อมูล : 19 สิงหาคม 2562).

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง (ต่อ)

[8] STT Systems. **Clinical 3DMA**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.stt-systems.com/motion-analysis/3d-optical-motion-capture/clinical-3dma. (วันที่ค้นข้อมูล : 21 สิงหาคม 2562).

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

โปรแกรมของอุปกรณ์เก็บข้อมูล

- ฟังก์ชันการแสดงผลของอุปกรณ์เมื่ออุปกรณ์มีการเชื่อมต่อผ่านทางบลูทูธ

```
bluetooth.onBluetoothConnected(function () {
    connected = 1                   //ให้ตัวแปร connected = 1
    basic.showString("C")           //แสดงไฟ LED เป็นตัวอักษร C
    basic.pause(200)                //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 200 มิลลิวินาที
    basic.clearScreen()             //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
    basic.showLeds(`                //แสดงไฟ LED รูปลูกศรชี้บอกด้านบนของอุปกรณ์
        . . # . .
        . . . # .
        # # # # #
        . . . # .
        . . # . .
    `)
    basic.pause(200)                //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 200 มิลลิวินาที
    basic.clearScreen()             //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
})
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ฟังก์ชันการแสดงผลของอุปกรณ์เมื่ออุปกรณ์มีการปลดการเชื่อมต่อผ่านทางบลูทูธ

```
bluetooth.onBluetoothDisconnected(function () {
    connected = 0                   //ให้ตัวแปร connected = 0
    basic.showString("D")           //แสดงไฟ LED เป็นตัวอักษร D
    basic.pause(200)                //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 200 มิลลิวินาที
    basic.clearScreen()             //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
})
```

- ฟังก์ชันการแสดงผลของอุปกรณ์เมื่อมีการกดปุ่ม A ฟังก์ชันนี้มีไว้เพื่อตรวจสอบสถานะการเชื่อมต่อ โดยตรวจสอบจากค่าตัวแปร connected ซึ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อฟังก์ชันการแสดงผลเมื่อมีการเชื่อมต่อทำงาน หากค่าเท่ากับ 1 หมายถึงมีการเชื่อมต่อ หากเท่ากับ 0 หมายถึงไม่มีการเชื่อมต่อ

```
input.onButtonPressed(Button.A, function () {
    if (connected == 1) {           //เมื่อค่าตัวแปร connected = 1
        basic.showString("C")       //แสดงไฟ LED เป็นตัวอักษร C
        basic.pause(200)            //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 200 มิลลิวินาที
        basic.clearScreen()         //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
        basic.showLeds(`        //แสดงไฟ LED รูปลูกศรชี้บอกด้านบนของอุปกรณ์
            . . # . .
            . . . # .
            # # # # #
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            . . . # .
            . . # . .
    `       )
            basic.pause(1000)           //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 1000 มิลลิวินาที
            basic.clearScreen()         //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
    } else {                            //ในกรณีที่ค่าตัวแปร connected เป็นค่าอื่นนอกจาก 1
            basic.showString("D")       //แสดงไฟ LED เป็นตัวอักษร D
            basic.pause(200)            //ให้แสดงตัวอักษรค้างไว้ 200 มิลลิวินาที
            basic.clearScreen()         //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
    }
})
```

- ฟังก์ชันหลักและการทำงานของอุปกรณ์เมื่อเริ่มต้นเปิดอุปกรณ์

```
let connected = 0                       //ประกาศตัวแปร connected ให้มีค่าเริ่มต้นเท่ากับ 0
led.setBrightness(10)                   //ตั้งค่าความสว่างของ LED ไปที่ 10 (ความสว่าง 1-255)
basic.showString(“Hello”)               //แสดงข้อความไฟ LED เป็นคำว่า Hello
basic.clearScreen()                     //ทำให้ไฟ LED ดับทั้งหมด
input.setAccelerometerRange(AcceleratorRange.OneG)      //ตั้งค่าความไวเป็น 1 g
bluetooth.startAccelerometerService()   //เรียกใช้ฟังก์ชันส่งข้อมูลความเร่งผ่านบลูทูธ
```

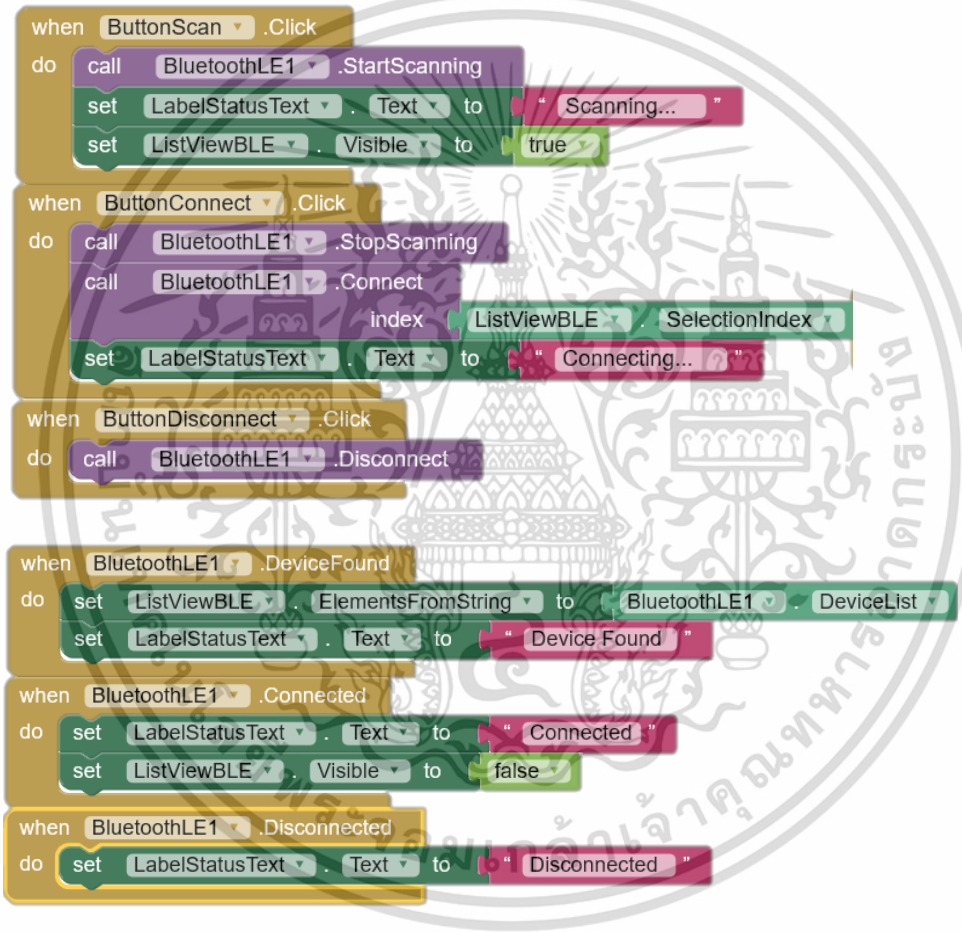
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

โปรแกรมแอปพลิเคชัน

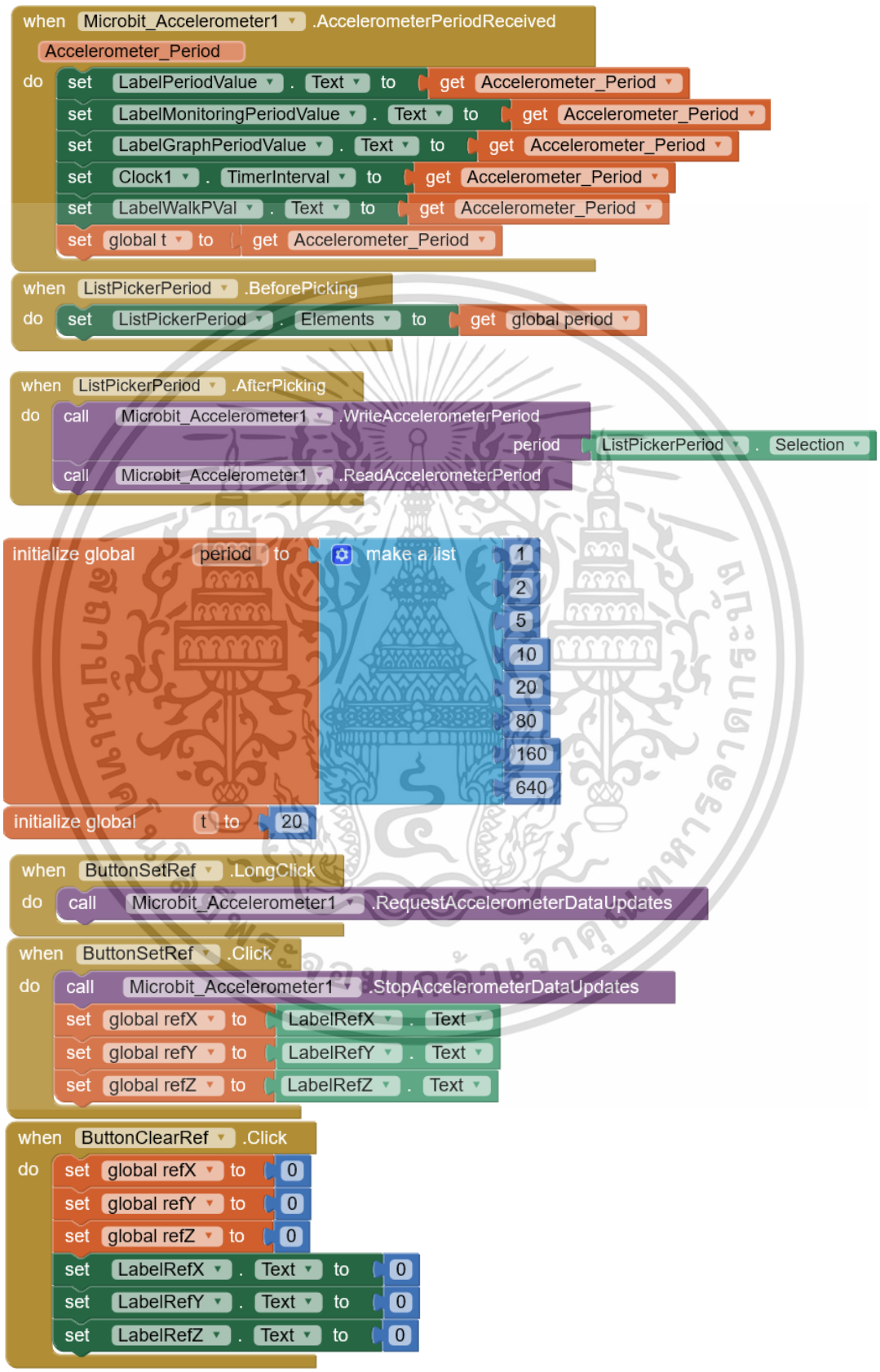
ตัวอย่างการโปรแกรมแอปพลิเคชันด้วย MIT App Inventor

- การเชื่อมต่ออุปกรณ์กับแอปพลิเคชัน

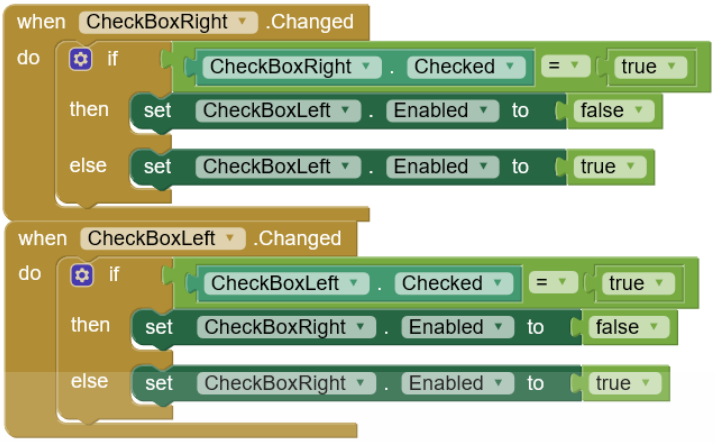


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

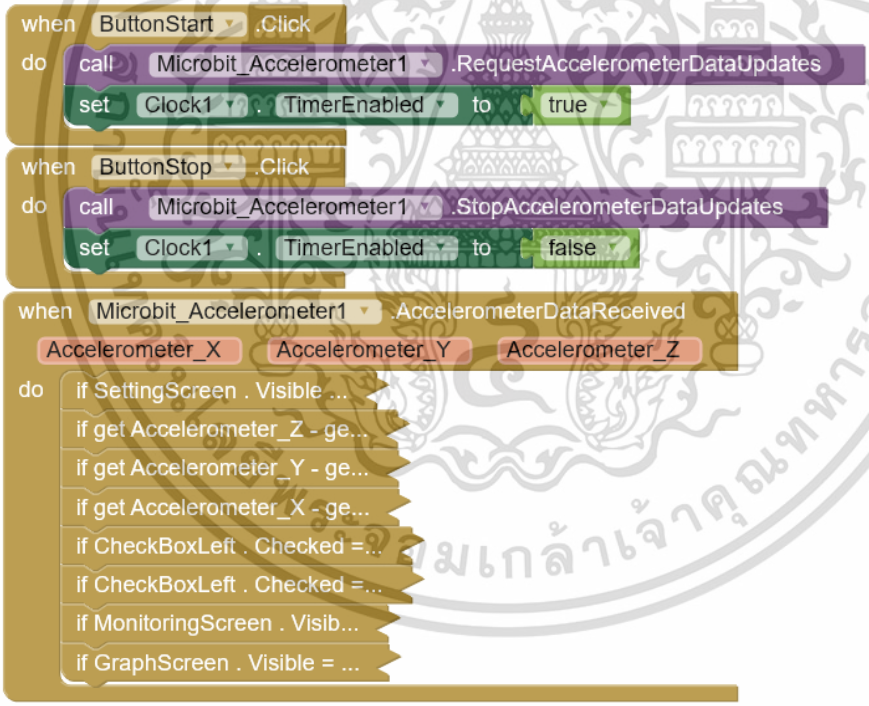
- การตั้งค่าอุปกรณ์และการรับข้อมูล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

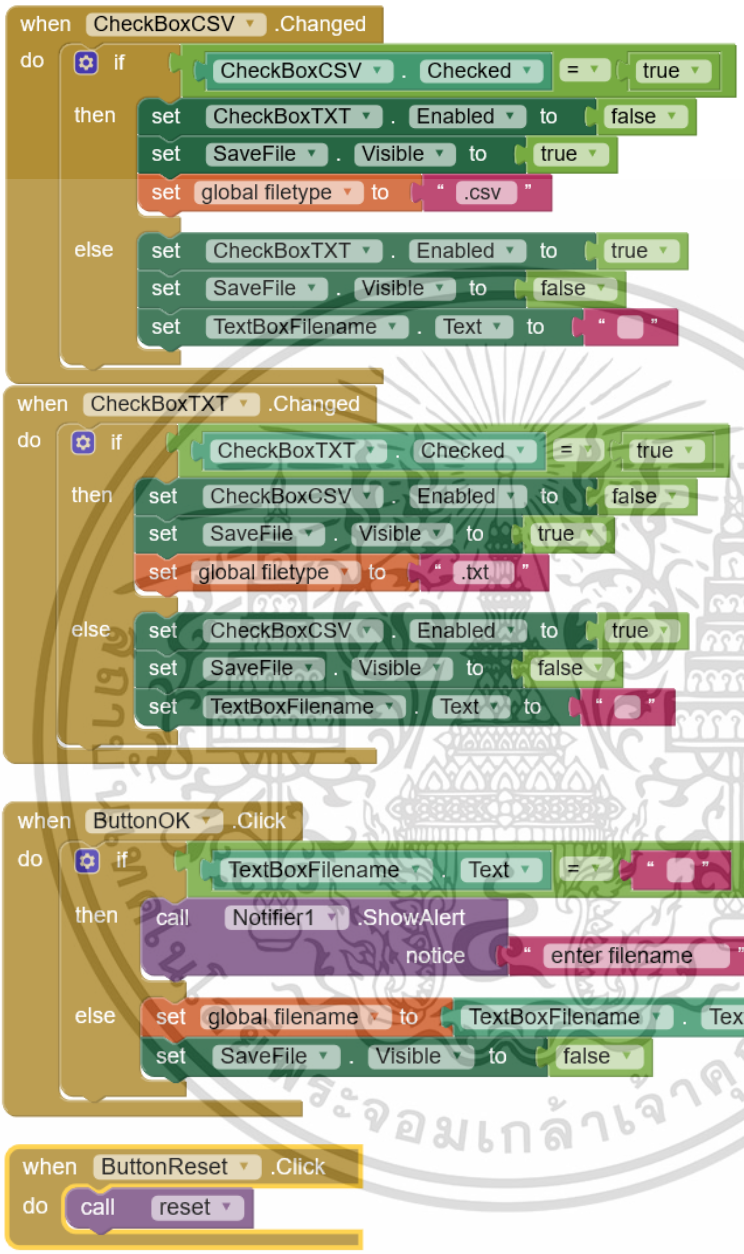


- การแสดงข้อมูลเป็นตัวเลขแบบเรียลไทม์ การคำนวณมุม ค่าเฉลี่ย และค่าสูงสุดในรอบการเดิน พร้อมเก็บค่าที่ดังกล่าวไว้สำหรับเปรียบเทียบ เก็บเป็นไฟล์ข้อมูลชั่วคราวเมื่อปิดแอปพลิเคชันข้อมูลจะหายไป และการดึงค่าที่เก็บไว้ชั่วคราวไปแสดงในหน้าสรุปผล



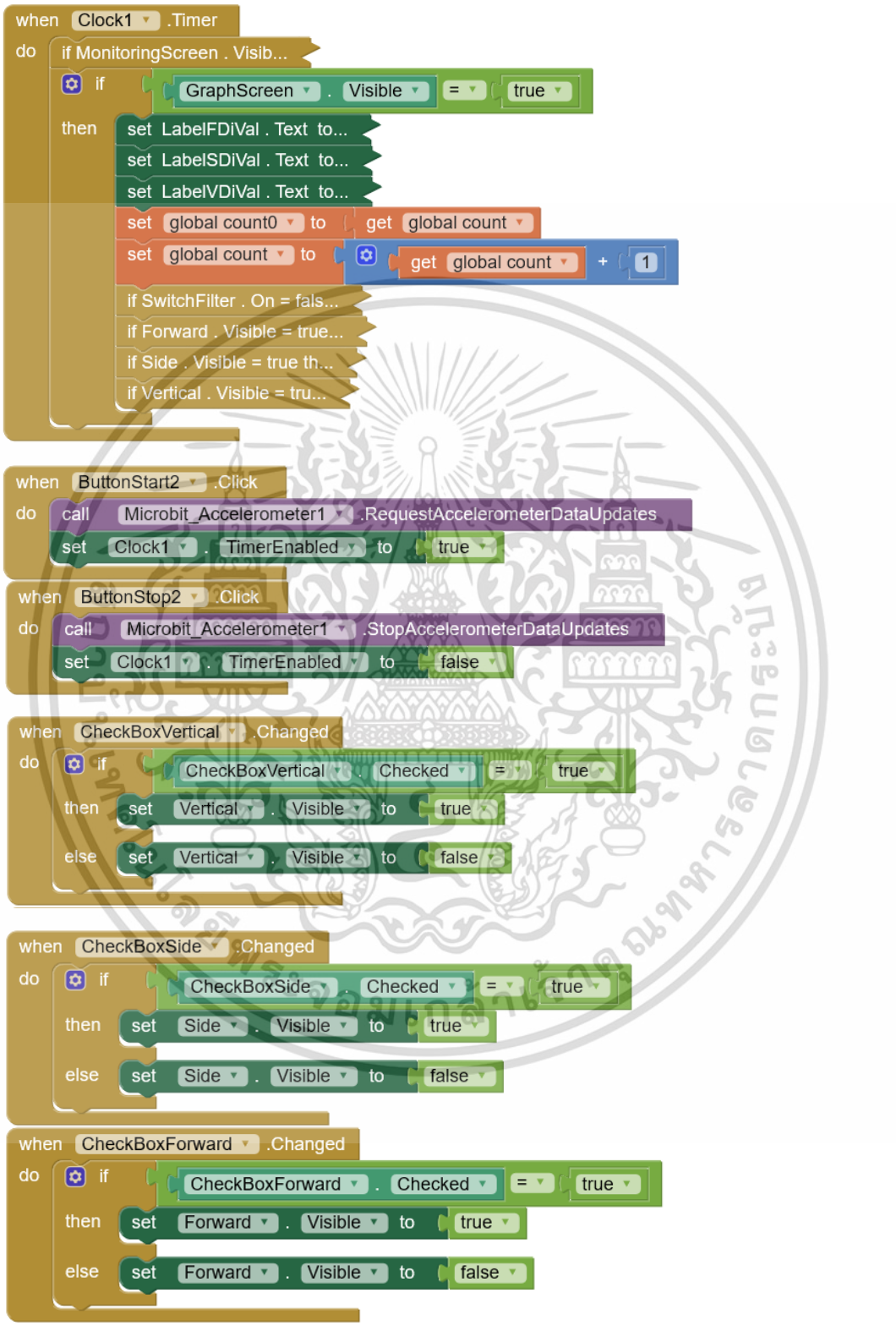
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์ถาวรโดยมี 2 ตัวเลือก คือ ไฟล์ .csv และไฟล์ .txt และโปรแกรมให้มีการแจ้งเตือนหากไม่ได้ตั้งชื่อไฟล์



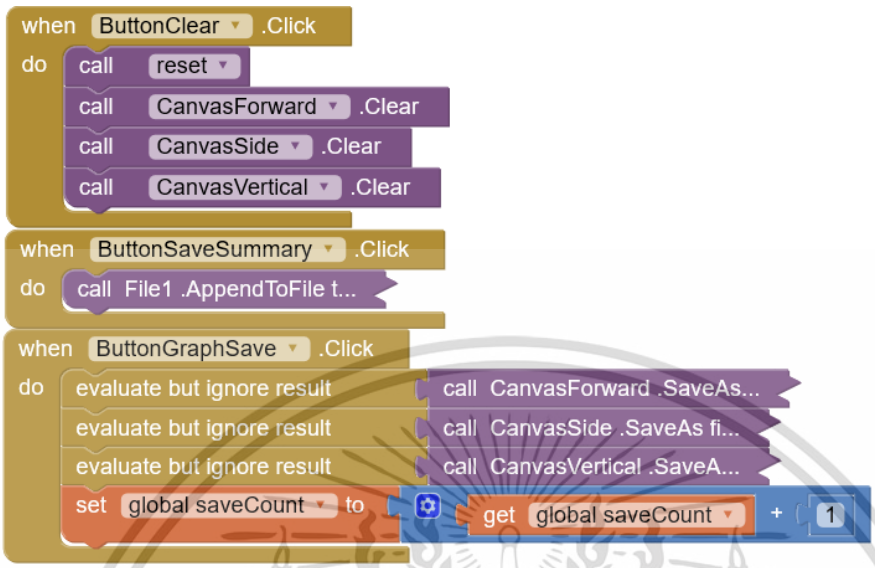
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การจับเวลาให้มีการเก็บค่าตามคาบการส่งข้อมูลที่ได้ตั้งไว้ และการแสดงผลแบบกราฟ

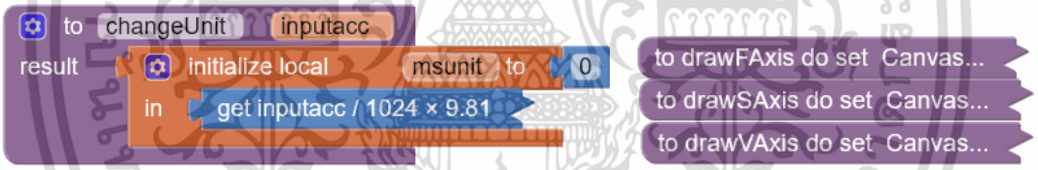


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การบันทึกไฟล์รูปภาพกราฟ



- ฟังก์ชันแปลงหน่วยความเร่งจาก mG เป็น m/s^2 และฟังก์ชันวาดแกนของกราฟ

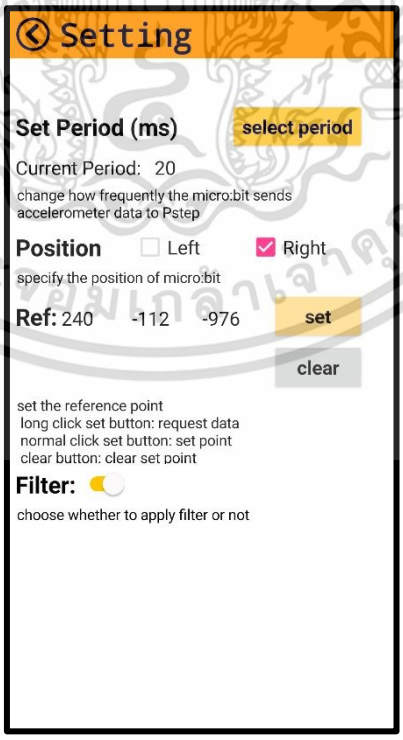


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค

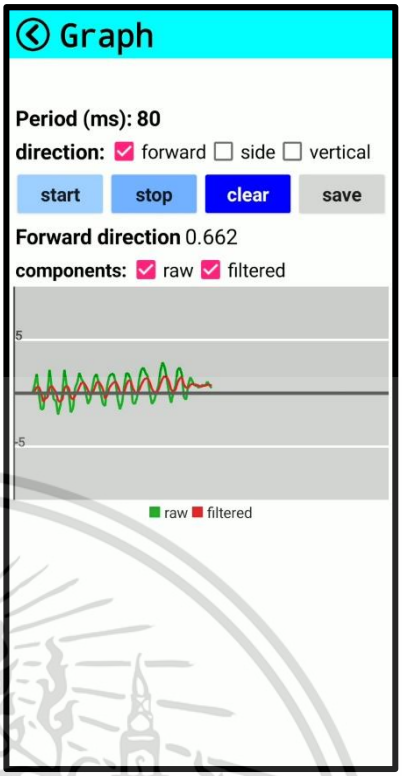
ลักษณะของแอปพลิเคชัน

หน้าจอเริ่มต้น

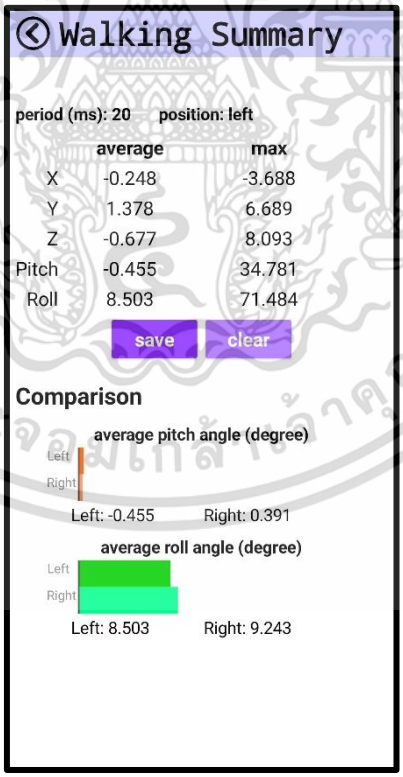


หน้าจอฟังก์ชันตั้งค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



หน้าแสดงผลเป็นตัวเลขแบบเรียลไทม์ (ซ้าย) หน้าแสดงผลแบบกราฟ (ขวา)



หน้าจอฟังก์ชันเปรียบเทียบค่าระหว่างขาสองข้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้