

การออกแบบและพัฒนาระบบตรวจสอบสมดุลคงที่แบบพกพา

DESIGN AND DEVELOPMENT OF
PORTABLE STATIC STABILITY SYSTEMS



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมออกแบบการผลิตและวัสดุ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

DESIGN AND DEVELOPMENT OF PORTABLE STATIC STABILITY SYSTEMS



MS. PETCHARAT KAEWHANU

MR. SUNYA RATCHAWONG

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN
PRODUCTION DESIGN AND MATERIALS ENGINEERING
SCHOOL OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2020

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

การออกแบบและพัฒนาระบบตรวจสอบสมดุลคงที่แบบพกพา
DESIGN AND DEVELOPMENT OF PORTABLE
STATIC STABILITY SYSTEMS

นักศึกษา

นางสาวเพชรรัตน์ แก้วหนู

รหัสประจำตัว 60010747

นายสัญญา ราชวงศ์

รหัสประจำตัว 60011050

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมออกแบบการผลิตและวัสดุ

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

ม.ปรีชณก จงประสิทธิ์พร

(ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

หัวข้อปริญญานิพนธ์

นักศึกษา

หลักสูตร

ปีการศึกษา

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์

การออกแบบและพัฒนาระบบตรวจสอบสมดุลคงที่แบบพกพา

นางสาวเพชรรัตน์ แก้วหนู

นายสัญญา ราชวงศ์

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมออกแบบการผลิตและวัสดุ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

2563

ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์การทรงตัวด้วยเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ที่มีขนาดเล็ก พกพาสะดวก และสามารถใช้งานภาคสนามได้ แทนการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด ซึ่งมีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง (Force Plate) น้ำหนักมาก ราคาสูง และยากต่อการเคลื่อนย้าย โดยใช้โปรแกรม Arduino เขียนคำสั่งรับค่าจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ส่งข้อมูลผ่านสัญญาณบลูทูธที่สเปกตรัมความถี่ที่ 2.45 GHz เพื่อเก็บข้อมูลค่าความเร่ง แนวด้านซ้าย-ขวา (แกน X) และแนวด้านหน้า-หลัง (แกน y) จากผู้เข้าร่วมทดสอบ 5 คน เพศหญิง 3 คน เพศชาย 2 คน โดยมีค่าเฉลี่ยอายุอยู่ที่ 23 ± 1.22 ปี ส่วนสูง 167.8 ± 10.23 เซนติเมตร น้ำหนัก 60.34 ± 10.58 กิโลกรัม และมีค่าดัชนีมวลกาย 21.28 ± 1.69 อยู่ในระดับปกติ หาค่าเฉลี่ยและวิเคราะห์ความแปรปรวนใน 3 ท่าทางการทดสอบ ได้แก่ การทดสอบทำยืนสองขา สันตราบ ยืนต่อเท้า และทำยืนขาเดียว เพื่อเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ พบว่าข้อมูลไม่แตกต่างกันในแต่ละบุคคล นำข้อมูลความเร่งที่ได้ไปปรับค่าให้อยู่ในหน่วยมิลลิเมตร โดยการหาปริพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาและความเร็วกับเวลา ตรวจสอบการกระจายตัวของข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้ คือ ข้อมูลทุกชุดมีการกระจายตัวปกติ จากนั้นนำข้อมูลไปเปรียบเทียบระหว่างสองอุปกรณ์ พบว่าค่าความเร่งของอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกดอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อค่าเฉลี่ยที่ได้จากแผ่นวัดแรงกดเพิ่มมากขึ้น ค่าเฉลี่ยที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในจะเพิ่มขึ้นด้วยเช่นกัน แสดงให้เห็นถึงความสอดคล้องกันของสองอุปกรณ์ อีกทั้งแอปพลิเคชันที่พัฒนาขึ้นสามารถเก็บข้อมูลส่วนบุคคล ข้อมูลดิบ จากการทดสอบ รวมทั้งการคำนวณค่า

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Thesis Title	Design and Development of Portable Static Stability Systems
Student	Mr. Petcharat Keawhanu Mr. Sunya Ratchawong
Degree	Bachelor of Engineering Production Design and Materials Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic	2020
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Manutchanok Jongprasithporn

Abstract

The objective of this study is to develop a system for collecting data and analyzing the balance with the Inertial Measurement Unit (IMU). The device is small, easy to carry and can be used outside laboratory instead of using a Force Plate device which is heavy, expensive, and difficult to move. The Arduino was used for coding program to receive data from accelerometer and transmit data via a 2.45 GHz Bluetooth signal for data storage. To collect the acceleration data medial-lateral (x-axis) and anterior-posterior (y-axis) of the 5 participants including 3 females and 2 males (Mean aged 23 ± 1.22 years old, height 167.8 ± 10.23 cm, weight 60.34 ± 10.58 kg and BMI 21.28 ± 1.69 are normal). The mean values were calculated and analyzed of variance in 3 postures including Unipedal stance, Tandem stance, and Single leg stand were compare data between subjects. It has been not significant different between subjects. The acceleration data were adjusted into millimeters units by finding the integral between acceleration and time then check the fragmentation of the data. All sets of data have a normal distribution. The data were compared between IMU and Force Plate. Data from IMU were significantly greater than to values of Force Plate. When the average value obtained from the force plate increased, the average obtained by the IMU increased as well. Moreover, the systems can effectively collect personal data, raw data from testing as well as basic calculation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและคำแนะนำทั้งด้านวิชาการ ด้านการดำเนินงานวิจัย ชี้แนะแนวทางในการศึกษาให้ข้อมูลรายละเอียดของงานวิจัยฉบับนี้ สนับสนุนข้อมูลในการทำปริญญานิพนธ์จากคณะบุคคลต่างๆ

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาอันมีค่าในการเป็นที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ในครั้งนี้ ได้ให้คำปรึกษาคำแนะนำและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาตลอดเป็นอย่างดี ตลอดจนช่วยตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ด้วยความเอาใจใส่ จนปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ ภาควิชาวิชาอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ ให้การอบรมสั่งสอน คอยชี้แนะแนวทาง คอยให้ความช่วยเหลือในการทำปริญญานิพนธ์ในครั้งนี้

ขอขอบคุณเพื่อนนักศึกษาปริญญาตรีสาขาวิชาออกแบบการผลิตและวัสดุ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการทุกคน ที่คอยให้ความห่วงใยและคอยเป็นกำลังใจให้ผู้วิจัยมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณผู้เข้าร่วมการทดลองทุกท่าน ที่ช่วยเหลือในการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ทั้งสละเวลาอันมีค่าทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

นางสาวเพชรรัตน์ แก้วหนู

นายสัญญา ราชวงศ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ซ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา	2
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการรักษาสมดุลของการทรงตัว.....	3
2.1.1 ระบบการทรงตัว.....	3
2.1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว.....	5
2.2 แผ่นวัดแรงกด.....	7
2.2.1 หลักการทำงานของแผ่นวัดแรงกด	8
2.2.2 โปรแกรมที่ใช้ควบคุมกับแผ่นวัดแรงกด.....	8
2.3 อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน	11
2.3.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง.....	11
2.3.2 เซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม.....	12
2.3.3 เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า	13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

	หน้า
2.4 เทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth).....	14
2.4.1 ประวัติบลูทูธ	14
2.4.2 ความหมายของบลูทูธ	15
2.4.3 การทำงานของบลูทูธ.....	15
2.5 การหาค่าปริพันธ์ด้วยกฎสี่เหลี่ยมคางหมู (The Trapezoid Rule)	17
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	18
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	28
3.1 การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว	28
3.1.1 ส่วนประกอบเครื่องตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว	28
3.1.2 การวางตำแหน่งและการประกอบวงจร.....	31
3.1.3 การรับค่าข้อมูลจากเซนเซอร์และส่งข้อมูลออกผ่านบลูทูธ	32
3.2 การขอใบรับรองต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์.....	36
3.3 การออกแบบการทดลอง.....	36
3.3.1 ทำทางการทดสอบ.....	36
3.3.2 วิธีการทดสอบ	37
3.3.3 การปรับข้อมูล	37
3.3.4 การเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ	40
3.3.5 การเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์.....	41
3.4 ออกแบบส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้งาน (User Interface) และเขียนโปรแกรมประเมินค่าการทรงตัว	43
3.4.1 คำอธิบายโปรแกรม	43
3.4.2 ส่วนเก็บข้อมูล	44
3.4.3 ส่วนแสดงผล.....	48
3.4.4 วิธีฝึกการทรงตัว	49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญ

	หน้า
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน.....	52
4.1 การเชื่อมต่อและรับค่าผ่านสัญญาณบลูทูธ	52
4.2 ผลการทดสอบ	54
4.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดสอบ	54
4.2.2 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ.....	55
4.2.3 ผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล.....	59
4.3 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์	61
4.4 เกณฑ์การประเมินสมรรถผลการทรงตัว	62
4.5 การทดสอบการใช้งานโปรแกรม.....	65
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	72
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	72
5.2 ข้อจำกัดของงานวิจัย	73
5.3 ข้อเสนอแนะ	73
เอกสารอ้างอิง.....	74
ภาคผนวก.....	ผ1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 การเปรียบเทียบค่าต่างๆของบลูทูธกับการสื่อสารแบบอื่น	15
ตารางที่ 3.1 ตัวอย่างข้อมูลดิบจากการทดสอบ	39
ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดก่อนและหลังการปรับค่า	41
ตารางที่ 3.3 ตัวอย่างข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในก่อนและหลังการแปลงค่า ..	42
ตารางที่ 3.4 แบบสอบถามก่อนการทดสอบ	46
ตารางที่ 3.5 คะแนนคำตอบจากแบบสอบถาม	47
ตารางที่ 4.1 ข้อมูลเพศ อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ค่าดัชนีมวลกายของผู้เข้าร่วมการทดสอบ	55
ตารางที่ 4.2 ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด (mm)	55
ตารางที่ 4.3 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกดระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ	56
ตารางที่ 4.4 ค่าความเร่งเฉลี่ยจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน (m/s^2)	57
ตารางที่ 4.5 ผลการเปรียบเทียบความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน	58
ตารางที่ 4.6 ผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล	59
ตารางที่ 4.7 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์	61
ตารางที่ 4.8 ค่าดัชนีมวลกาย	62
ตารางที่ 4.9 ช่วงค่าความเร่งของการทรงตัวปกติ	64
ตารางที่ 4.10 เกณฑ์การประเมินสมดุลการทรงตัว	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ระบบหลอดกึ่งวงกลมในห้องหูชั้นใน	4
รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะของระบบโอโตลิธซ์ขณะเคลื่อนไหวศีรษะ.....	5
รูปที่ 2.3 ลักษณะของความสูงของจุดศูนย์ถ่วงที่เพิ่มขึ้น	6
รูปที่ 2.4 ลักษณะน้ำหนักของมวลที่เพิ่มขึ้น.....	7
รูปที่ 2.5 แผ่นวัดแรงกด Type 9260AA และกล่องรับข้อมูล	8
รูปที่ 2.6 หน้าต่างกรอกข้อมูลของโปรแกรม MARS ก่อนเริ่มการทดสอบ	9
รูปที่ 2.7 หน้าต่างโปรแกรมขณะทำการทดลอง	10
รูปที่ 2.8 Stabilogram แสดงให้เห็นถึงพิกัดจุดศูนย์กลางแรงดันระหว่างแกน x และ y.....	10
รูปที่ 2.9 แสดงผลลัพธ์จากการทดสอบเป็นกราฟระหว่างแรงกับเวลา.....	11
รูปที่ 2.10 แสดงการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่งแบบประจุไฟฟ้า.....	12
รูปที่ 2.11 ทิศทางของแรงคอริโอลิส	13
รูปที่ 2.12 โครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม.....	13
รูปที่ 2.13 โครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า	14
รูปที่ 2.14 แผนผังแสดงลำดับการเชื่อมต่ออุปกรณ์	16
รูปที่ 2.15 ก) ประมาณพื้นที่ใต้โค้งด้วยสามเหลี่ยม ข) แบ่งพื้นที่ใต้โค้งเป็นสี่เหลี่ยมคางหมู.....	17
รูปที่ 2.16 การหาค่าปริพันธ์ด้วยวิธีสี่เหลี่ยมคางหมู	17
รูปที่ 2.17 รูปสี่เหลี่ยมคางหมู	18
รูปที่ 2.18 แสดงรูปแบบการแกว่งของข้อมูล COP และ ApEn ของผู้ล้มกับผู้ที่ไม่ล้ม ในแนวด้านข้างซ้าย-ขวา (Medial-Lateral) และในด้นหน้า-หลัง (Anterior-Posterior).....	18
รูปที่ 2.19 การวางแผนแกนสำหรับแผ่นวัดแรงกดและมาตรวัดความเร่ง	20
รูปที่ 2.20 แสดง Stabilograms ที่ได้รับโดยใช้ Force Plate ภายใต้เงื่อนไขการทดสอบต่างๆดังนี้ (a) ทดสอบโดยทำยืนปกติ (b) ทดสอบโดยทำยืนปกติและหลับตา (c) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียว (d) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียวและหลับตา.....	21
รูปที่ 2.21 แสดง Stabilograms ที่ได้รับโดยใช้มาตรวัดความเร่ง ภายใต้เงื่อนไขการทดสอบต่างๆดังนี้ (a) ทดสอบโดยทำยืนปกติ (b) ทดสอบโดยทำยืนปกติและหลับตา (c) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียว (d) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียวและหลับตา.....	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น หากมีข้อผิดพลาดประการใด ผู้จัดทำขออภัยไว้ ณ ที่นี้ และขอสงวนสิทธิ์ในเอกสารฉบับนี้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.22 แสดงข้อมูลในการทดสอบการยืนและการเดิน	
(a) Stabilogram ของความเร็วศูนย์กลางของแรงดัน (COPv)	
(b) Stabilogram ของความเร่ง (Acc) (c) Stabilogram ของการเดิน Anterio-Posterior	23
รูปที่ 2.23 แสดงค่า ApEn และ COP จาก Force Plate และ IMU ของการทรงตัวในท่ายืนปกติ.....	29
รูปที่ 2.24 แสดงค่า ApEn และ COP จาก Force Plate และ IMU ในท่ายืนปกติและหลับตา.....	29
รูปที่ 2.25 ข้อมูล ApEn ของผู้เข้าร่วมเป็นเด็ก 6 คน เปรียบเทียบกับอนุกรมเวลา	
(a) จาก Force Plate (b) จาก IMU	29
รูปที่ 3.1 ลิเทียมโพลิเมอร์แบตเตอรี่.....	29
รูปที่ 3.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ NodeMCU-32S.....	29
รูปที่ 3.3 ลักษณะของเซนเซอร์ Inertial Measurement Unit โมดูลรุ่น GY-91	30
รูปที่ 3.4 กล่องบรรจุวงจรอุปกรณ์และสายรัดผ้ายืดพร้อมตัวล็อก	30
รูปที่ 3.5 วงจรรับสัญญาณจาก Inertial Measurement Unit sensor	31
รูปที่ 3.6 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์และขาเสียบของวงจรอุปกรณ์	31
รูปที่ 3.7 วงจรอุปกรณ์.....	32
รูปที่ 3.8 แผนผังโครงสร้างการบริหารงานของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์	34
รูปที่ 3.9 แผนภูมิการบริหารจัดการโครงการวิจัยเพื่อพิจารณา	35
รูปที่ 3.10 ทำทางการทดสอบแบบสองขา ยืนต่อเท้า และยืนขาเดียว	37
รูปที่ 3.11 ข้อมูลดิบจากการทดสอบ	38
รูปที่ 3.13 พื้นที่ใต้กราฟความเร่งกับเวลา	40
รูปที่ 3.14 หน้าต่างโปรแกรมมินิแทป (Minitab).....	43
รูปที่ 3.15 โลโก้โปรแกรม Static Stability Systems	44
รูปที่ 3.16 ขั้นตอนการทดสอบ.....	45
รูปที่ 3.17 ปุ่มกดเลือกท่าทางการทดสอบ	45
รูปที่ 3.18 โปรแกรมไมโครซอฟต์แอคเซส.....	48
รูปที่ 3.19 หน้าแสดงผลการทดสอบ	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 3.20 แผนภูมิการไหลของข้อมูล (ต่อ)	51
รูปที่ 4.1 การจับคู่อุปกรณ์	52
รูปที่ 4.2 รายชื่อพอร์ตที่จะคู่กับเครื่องคอมพิวเตอร์	53
รูปที่ 4.3 หน้าการใช้งานโปรแกรม Tera Term	53
รูปที่ 4.4 ชุดข้อมูลตัวเลขและกราฟค่าความเร่งจากอุปกรณ์	54
รูปที่ 4.5 ผลการจับคู่ข้อมูลจากท่าทางยื่นต่อเท้า แนวด้านข้างซ้ายขวา.....	57
รูปที่ 4.6 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในท่ายืนสองขาชิดตา	60
รูปที่ 4.7 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในท่ายืนต่อเท้า	60
รูปที่ 4.8 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในท่ายืนขาเดียว.....	61
รูปที่ 4.9 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากท่ายืนสองขาชิดตา (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหน้าหลัง ...	63
รูปที่ 4.10 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากท่ายืนต่อเท้า (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหน้าหลัง	63
รูปที่ 4.11 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากท่ายืนขาเดียว (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหน้าหลัง.....	64
รูปที่ 4.12 หน้าเริ่มต้นโปรแกรม.....	65
รูปที่ 4.13 หน้าคำอธิบายโปรแกรม.....	65
รูปที่ 4.13 หน้าคำอธิบายโปรแกรม.....	65
รูปที่ 4.14 หน้ากรอกข้อมูลส่วนตัว	66
รูปที่ 4.15 หน้าต่างแจ้งเตือนการลงทะเบียนสำเร็จ.....	66
รูปที่ 4.16 ตัวอย่างหน้าต่างแจ้งเตือน หากไม่ได้กรอกข้อมูล	67
รูปที่ 4.17 หน้าต่างแจ้งเตือนเมื่อยืนยันรหัสผ่านไม่ตรงกัน	67
รูปที่ 4.18 การลงทะเบียนและล็อกอินเข้าสู่ระบบ.....	67
รูปที่ 4.19 หน้าผู้ใช้งานที่แสดงข้อมูลส่วนบุคคล และตำแหน่งติดอุปกรณ์.....	68
รูปที่ 4.20 หน้าแบบสอบถามที่มีการเติมข้อมูลอย่างครบถ้วน	68
รูปที่ 4.21 หน้าการทดสอบแสดงกราฟข้อมูลแบบเรียลไทม์และการส่งออกไฟล์ .csv	69
รูปที่ 4.22 หน้าแสดงผลการทดสอบ และการส่งออกไฟล์ .txt	70

รูปที่ 4.23 หน้าการให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับวิธีการการทรงตัว.....	71
---	----

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ภายใต้การบังคับใช้ของกฎหมายว่าด้วยการคุ้มครองข้อมูลส่วนบุคคล และห้ามนำไปใช้เพื่อวัตถุประสงค์ทางการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดโดยรวมของปริญญานิพนธ์ เกี่ยวกับปัญหาและสาเหตุของการเลือกเก็บข้อมูลโดยใช้อุปกรณ์แผ่นวัดแรงกด (Force Plate) และเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว (Inertial Measurement Unit: IMU) รวมทั้งการเลือกวิธีวิเคราะห์ข้อมูล เพื่อนำไปจัดทำมาตรฐานสำหรับการพัฒนาซอฟต์แวร์ที่ใช้ควบคู่กับอุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัวแบบพกพา ดังแสดงในหัวข้อต่อไปนี้

1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา
2. วัตถุประสงค์
3. ขอบเขตของปริญญานิพนธ์
4. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

การพลัดตกหกล้มเป็นปัญหาสำคัญที่พบบ่อย และเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับสองในกลุ่มการบาดเจ็บโดยไม่ตั้งใจ ซึ่งในแต่ละปีมีผู้เสียชีวิตจากการพลัดตกหกล้มในทุกกลุ่มอายุปีละเกือบ 2,000 คน การพลัดตกหกล้มยังส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บ พิการเป็นผู้ป่วยติดเตียงและรุนแรงจนเสียชีวิตได้ สาเหตุของการพลัดตกหกล้มส่วนใหญ่มาจากการลื่น สะดุด หรือก้าวพลาดบนพื้นระดับเดียวกันมากถึงร้อยละ 62 และร้อยละ 6 เกิดจากการตกหรือล้มจากบันได โดยทั่วโลกมีผู้เสียชีวิตจากการพลัดตกหกล้มใน ปี พ.ศ. 2545 ประมาณ 391,000 คน และเพิ่มขึ้นเป็น 424,000 คน ในปี พ.ศ. 2555 (เฉลี่ยวันละ 1,160 คน) [1]

ความสามารถของแต่ละบุคคลในการรักษาสมดุลของการทรงตัวนั้น มีความสอดคล้องกับท่าทางการทำกิจกรรมในแต่ละวัน ซึ่งมีปัจจัยมากมายที่เกี่ยวข้องกับการรักษาสมดุล ทั้งปัจจัยภายนอกและปัจจัยภายใน ปัจจัยภายนอก ได้แก่ อุณหภูมิ เสียงรบกวน สภาพแวดล้อมในการทำงานไม่ปลอดภัย ปัจจัยภายใน ได้แก่ ความพลั่งเปลว ความประมาท รวมไปถึงปัญหาด้านสุขภาพของแต่ละบุคคล เป็นต้น โดยเฉพาะความสามารถในการรักษาตำแหน่งที่ตอบสนองโดยอัตโนมัติต่อการเปลี่ยนตำแหน่งของร่างกายและสิ่งรบกวนภายนอก ดังนั้นจึงควรมีเครื่องมือสำหรับตรวจวัดการเคลื่อนไหว เพื่อจัดเก็บข้อมูล [2] ในปัจจุบันแผ่นวัดแรงกด (Force Plate) เป็นอุปกรณ์ที่นิยมใช้วัดความสมดุลมากที่สุดในห้องทดลองแต่เป็นอุปกรณ์ที่มีราคาแพง น้ำหนักมาก และยากต่อการใช้งาน อีกทั้งแผ่นวัดแรงกดต้องอาศัยการเชื่อมต่อข้อมูลกับซอฟต์แวร์บนคอมพิวเตอร์ส่วน

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บุคคลผ่านสายรับข้อมูล การใช้เครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว (Inertial Measurement Unit: IMU) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม (Gyroscopes) และ เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetometers) บอกข้อมูลความเร่ง อัตราเร็วเชิงมุม และสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ตามลำดับ มีขนาดเล็ก พกพาสะดวก และสามารถทำงานแบบไร้สายได้ จึงเป็นอุปกรณ์ที่เหมาะสมสำหรับใช้แทนแผ่นวัดแรงกด [3] เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว อยู่ในรูปแบบของอนุกรมเวลา และมีค่าที่มารบกวนสัญญาณมาก วิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance: ANOVA) ของข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ ใช้วิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 1 ตัวประกอบ (One – Way Analysis of Variance) โดยเปรียบเทียบค่าจาก 2 แนวการเคลื่อนที่ คือ แนวหน้า-หลัง (COPx, Ax) และแนวซ้าย-ขวา (COPy, Az) ในแต่ละอุปกรณ์เพื่อนำมาใช้ในการวัดการทรงตัว วิธีนี้สามารถบอกได้ว่ามีความผิดปกติในการรักษาสสมดุลของการทรงตัวหรือไม่

จากสาเหตุข้างต้นจึงได้มีการศึกษาถึงปัจจัยที่ผลต่อการทรงตัวทั้งจากภายใน และภายนอกโดยต้องมีการเก็บข้อมูล รวมไปถึงการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ สำหรับนำไปจัดทำมาตรฐานในการพัฒนาซอฟต์แวร์ ที่ใช้ควบคุมกับอุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัวภาคสนาม เพื่อที่จะสามารถระบุค่าการทรงตัวที่ผิดปกติ

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. พัฒนาระบบการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์การทรงตัว ด้วยเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว ที่มีขนาดเล็ก พกพาสะดวก สามารถใช้งานภาคสนามได้
2. อุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัวและซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น สามารถทำงานร่วมกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีความแม่นยำ

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1. ออกแบบและปรับปรุงอุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัว ให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา พกพาสะดวก สามารถใช้งานแบบไร้สาย และส่งข้อมูลแบบเรียลไทม์ โดยปราศจากสัญญาณรบกวน
2. ออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์ที่ใช้ควบคุมกับอุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัว ที่มีความเสถียรใช้งานง่าย

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เข้าใจการทำงานของแผ่นวัดแรงกด เครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว และผู้ใช้งานอุปกรณ์
2. อุปกรณ์ตรวจวัดการทรงตัวที่สามารถนำไปใช้แทนแผ่นวัดแรงกดที่มีราคาสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารนำข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ มาศึกษาแนวโน้มและใช้วิเคราะห์ เพื่อประโยชน์ทางการศึกษาในอนาคต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของวิจัยที่นำมาศึกษา เครื่องมือและอุปกรณ์ โปรแกรมในการวิเคราะห์ข้อมูล ซึ่งทางทีมผู้วิจัยจำเป็นต้องศึกษาเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำวิจัยการเขียนโปรแกรมเพื่อรับสัญญาณและการแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง มีดังต่อไปนี้

1. การรักษาสมดุลของการทรงตัว
2. แผ่นวัดแรงกด
3. อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน
4. เทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth)
5. การประมาณค่าเอนโทรปี
6. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ปัจจัยที่มีผลต่อการรักษาสมดุลของการทรงตัว

2.1.1 ระบบการทรงตัว

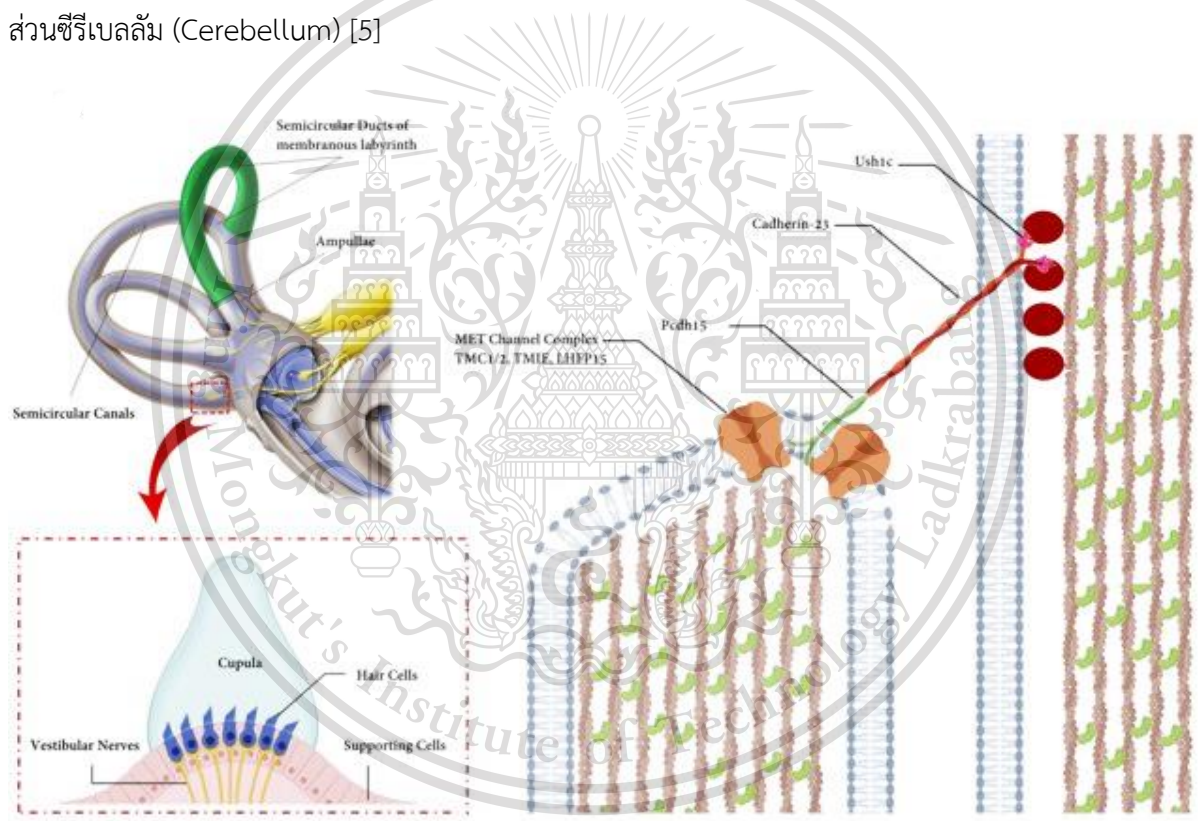
ระบบการทรงตัว (Vestibular System) เป็นระบบประสาทสัมผัสหนึ่งที่มีหน้าที่ส่งข้อมูลการเคลื่อนไหว ตำแหน่งศีรษะ และการรับรู้ทิศทางในปริภูมิให้กับสมอง นอกจากนี้ยังทำหน้าที่ควบคุมร่างกายให้สามารถรักษาสมดุล โดยให้ศีรษะกับลำตัวคงที่ในขณะที่เคลื่อนไหวและเปลี่ยนท่าทาง ดังนั้นระบบการทรงตัวจึงจำเป็นสำหรับการรักษาสมดุลของการทรงตัว เนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายมีทั้งแบบหมุนและแบบเลื่อน ระบบการทรงตัวจึงมีส่วนประกอบไปด้วยสองส่วน คือ ระบบหลอดกึ่งวงกลม (Semicircular Canal) ซึ่งบอกการเคลื่อนไหวในแนวหมุน และระบบโอโตลิธ (Otoliths) บอกการเคลื่อนไหวในแนวเส้นตรง

ระบบการทรงตัวเริ่มต้นที่ห้องหูชั้นใน (Labyrinth of The Inner Ear) ซึ่งประกอบไปด้วยหลอดครึ่งวงกลม (Semicircular Canal) 3 หลอด เชื่อมต่อกับคอเคลีย (Cochlea) โดยหลอดแต่ละหลอดจะวางอยู่ในตำแหน่งที่เป็นมุมฉากกันโดยประมาณ ซึ่งแต่ละหลอดจะตั้งอยู่ในระนาบที่ศีรษะสามารถหมุนได้ ทำให้ตรวจจับการเคลื่อนไหวของศีรษะได้ 3 รูปแบบ ได้แก่ พักหน้าขึ้นลง เอียงศีรษะไปทางซ้ายขวา และหันหน้าไป

เอกสารนี้ทางซ้ายขวา การเคลื่อนไหวของศีรษะในลักษณะนี้เป็นความเร่งของการหมุน นำไปเปรียบเทียบกับความเร่งการเคลื่อนที่เชิงเส้น ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เชิงเส้นใน 3 แกน ซึ่งเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของร่างกายด้านหน้า-หลัง (Medial – Lateral) และด้านซ้าย-ขวา (Anterior – Posterior) [4]

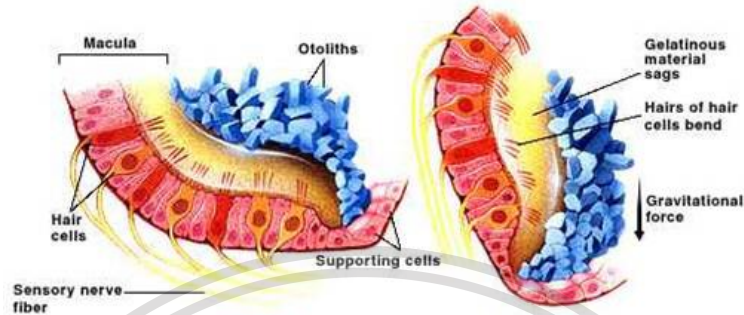
ภายในหลอดครึ่งวงกลมเต็มไปด้วยของเหลว เรียกว่า เอนโดลิมฟ์ (Endolymph Fluid) เมื่อหมุนศีรษะเอนโดลิมฟ์จะเคลื่อนที่ไปโดนกระเปาะแอมพูลา (Ampulla) ภายในกระเปาะแอมพูลามีอวัยวะรับความรู้สึก เรียกว่า คริสต้าแอมพูลาริส (Crista Ampullaris) ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์ขน (Hair Cell) ด้านบนของแต่ละเซลล์มีสเตอริโอซิเลีย (Stereocilia) หลายเส้นที่เชื่อมต่อกันด้วยเส้นใยขนาดเล็กหรือทิปลิงค์ (Tip Links) ทำหน้าที่ส่งสารสื่อประสาทในรูปแบบประจุ ดังแสดงในรูปที่ 2.1 เพื่อกระตุ้นการรับรู้การเคลื่อนไหวไปยังเส้นประสาทสมองคู่ที่แปด (Vestibulocochlear Nerve) ที่ส่งข้อมูลการเคลื่อนไหวไปยังสมองน้อย หรือสมองส่วนซีรีเบลลัม (Cerebellum) [5]



รูปที่ 2.1 ระบบหลอดกึ่งวงกลมในห้องหูชั้นใน [5]

ระบบโอโตลิธ (Otoliths) เป็นโครงสร้างที่ทำด้วยผลึกแคลเซียมคาร์บอเนตประกอบด้วยส่วนที่เรียกว่าแซคคูล (Saccule) และยูทริเคิล (Utricle) รวมกันเรียกว่าอวัยวะโอโตลิธ (Otolithic Organs) โดยแซคคูลรับรู้การเคลื่อนไหวในทิศทางแนวดิ่ง เช่น การกระโดด การเคลื่อนตัวในลิฟต์ ยูทริเคิลรับรู้ทิศทางในแนวราบและการคงสมดุลการทรงตัวตามแรงโน้มถ่วงของโลก ระบบการทรงตัวโดยหลักจะส่งข้อมูลไปยังเอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงสร้างประสาทที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของตา ซึ่งจำเป็นต่อการมองเห็นที่ชัดเจน และไปยังกล้ามเนื้อที่ทำให้สามารถทรงตัวได้ [6] ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะของระบบโอโวลีทซ์ขณะเคลื่อนไหวศีรษะ [6]

การทรงตัว (Postural Stability) คือ ความสามารถในการรักษาความสัมพันธ์ที่เหมาะสมระหว่างจุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass) กับพื้นที่ฐานรองรับ (Base of Support) ซึ่งเป็นสิ่งที่จำเป็นต่อการเคลื่อนไหวทุกอย่างในชีวิตของมนุษย์ โดยมนุษย์จะต้องทรงตัวให้ได้ก่อนที่จะเคลื่อนไหว การทรงตัวต้องอาศัยการประสานงานระหว่างสมอง ระบบหูชั้นใน การมองเห็น การรับรู้ของข้อต่อและกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะการเคลื่อนไหวของศีรษะที่ส่งผลต่อระบบรับรู้ความรู้สึก ระบบการทรงตัวมีบทบาทดังนี้ [7][8]

1. รับรู้การเคลื่อนไหวของร่างกายเทียบกับแรงโน้มถ่วง
2. รับรู้ตำแหน่งศีรษะเทียบกับแรงโน้มถ่วง
3. รับรู้ทิศทางและปริภูมิรอบ ๆ ร่างกายเทียบกับแรงโน้มถ่วง
4. ควบคุมระบบสั่งการ เพื่อสร้างเสถียรภาพต่อการเห็น ตำแหน่งศีรษะ และการทรงตัว

2.1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว

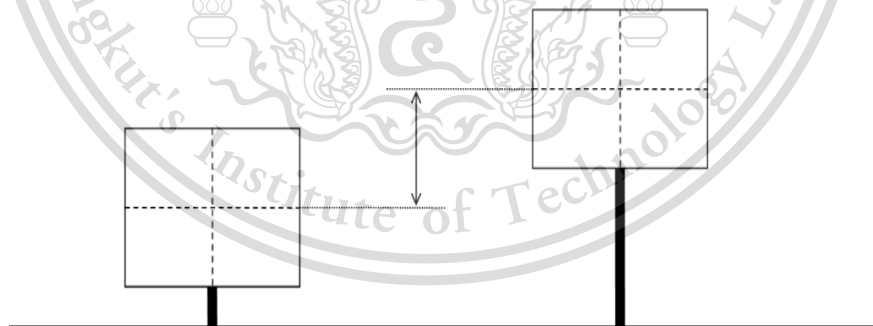
1. จุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass: COM) คือ ตำแหน่งเสมือนมวลรวมของวัตถุหนึ่งๆ โดยจุดศูนย์กลางมวลในมนุษย์ขึ้นอยู่กับลักษณะท่าทาง [9] ในทำนองตรงจุดศูนย์กลางมวลในร่างกายจะอยู่บริเวณกระดูก Lumbosacral Junction หรือประมาณร้อยละ 57 ของความสูงผู้ชาย และร้อยละ 55 ของความสูงของผู้หญิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. จุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity: COG) คือ ตำแหน่งที่แนวแรงน้ำหนักลากผ่านจุดศูนย์กลางมวล (The Vertical Projection of The COM) ในร่างกายมนุษย์เมื่อยืนในท่าปกติแขนอยู่ข้างลำตัวจะอยู่ที่ระดับ 1/3 บนของกระดูกก้น (Sacrum) ที่บริเวณกลางลำตัวระดับสะดือ จุดศูนย์ถ่วงในร่างกายของคนจะไม่เหมือนกัน ขึ้นอยู่กับโครงสร้างของร่างกาย เพศ อายุ นอกจากนี้จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายจะเปลี่ยนไปตามการจัดท่าทางของแขนขา ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายยังอยู่ใกล้ฐานมาก จะยิ่งทำให้ความสมดุลมากขึ้น

3. พื้นฐานรองรับ (Base of Support: BOS) คือ บริเวณของร่างกายที่สัมผัสกับฐานรองรับ ยิ่งมีขนาดมากความมั่นคงของการทรงตัวก็จะมีมาก ในท่ายืนพื้นฐานรองรับคือเท้าทั้งสองข้าง โดยการยืนแบบเต็มเท้าจะสามารถทรงตัวได้ดีกว่าการยืนเขย่ง และการยืนขาเดียว ที่มีพื้นฐานรองรับน้อยกว่า หากความสูงของจุดศูนย์ถ่วงและน้ำหนักของมวลที่เพิ่มขึ้น ความมั่นคงจะลดลงดังรูปที่ 2.3 และ 2.4

พื้นฐานรองรับของร่างกายในขณะยืนไม่ใช่เพียงบริเวณพื้นที่ใต้ฝ่าเท้าทั้งสองเท่านั้น แต่รวมถึงบริเวณพื้นที่ระหว่างเท้าทั้งสองข้างด้วย ดังนั้นถ้าขยายเท้าให้กว้างขึ้น พื้นฐานรองรับก็จะเพิ่มขึ้นเช่นกัน แต่การขยายเท้าให้กว้างออกมากเกินไปก็สามารถทำให้ความมั่นคงของการทรงตัวลดลงได้ เช่น การยืนต่อเท้า โดยให้เท้าข้างใดข้างหนึ่งอยู่ข้างหน้า ในสภาวะเช่นนี้ขาทั้งสองข้างจะอยู่เฉียงกับพื้นแทนที่จะเป็นแนวตั้ง ทำให้แรงประกอบในแนวเฉียงจากร่างกาย ลงไปกระทำต่อพื้นฐานรองรับผ่านบริเวณฝ่าเท้า ซึ่งแรงประกอบในแนวเฉียงจะคงที่ โดยไม่ทำให้ฝ่าเท้าไถลออกไปทางข้าง ก็ต่อเมื่อพื้นที่รอบข้างมีแรงเสียดทานสูงพอ ที่จะส่งแรงกดดันตอบโต้กับแรงประกอบในแนวเฉียงจากร่างกาย หากแรงเสียดทานมีขนาดไม่มากพอที่จะตอบโต้แรงแนวเฉียง เท้าจะไถลออกไปทางข้าง ทำให้สูญเสียการทรงตัวทันที [10]

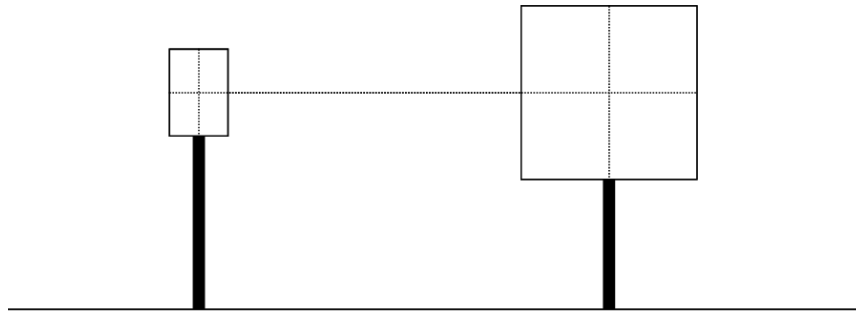


รูปที่ 2.3 ลักษณะของความสูงของจุดศูนย์ถ่วงที่เพิ่มขึ้น [10]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use⁶ only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 2.4 ลักษณะน้ำหนักของมวลที่เพิ่มขึ้น [10]

4. ความสัมพันธ์ระหว่างเส้นศูนย์ถ่วงกับฐานที่รองรับ การที่วัตถุหรือร่างกายมนุษย์มีความสมดุล เพราะเส้นศูนย์ถ่วงตกอยู่บนพื้นที่ฐานรองรับ ยิ่งจุดศูนย์ถ่วงอยู่ใกล้ศูนย์กลางของพื้นที่ฐานรองรับวัตถุหรือร่างกายก็จะยิ่งมีความสมดุลมากขึ้น หากเส้นศูนย์ถ่วงตกอยู่ไกลขอบฐานมาก ความสมดุลก็จะลดน้อยลงตามลำดับ และเมื่อเส้นศูนย์ถ่วงตกอยู่นอกฐานก็จะเสียความสมดุลทันที แต่ร่างกายจะปรับตัวไม่ให้อุบัติการทรงตัว โดยการเอียงตัวด้านตรงข้ามกับทิศทางที่จะล้มหรือยกแขนขึ้น ทำให้เส้นศูนย์ถ่วงตกใกล้จุดศูนย์กลางของฐาน เกิดความสมดุลหรือมีความมั่นคงขึ้นอีกครั้ง [11]

5. ปัจจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้องปัจจัยแรก คือ การนอนหลับ ซึ่งหากขาดการนอนหลับอย่างเพียงพอ จะทำให้เกิดอาการมึนงง เวียนศีรษะ ไปจนถึงปวดศีรษะ ที่เป็นตำแหน่งควบคุมและรับรู้การทรงตัวของร่างกาย ทำให้การทรงตัวผิดปกติ อีกปัจจัยหนึ่ง คือ สภาพจิตใจ อันได้แก่ ความเครียด ความวิตกกังวล ความกลัว เป็นต้น นอกจากปัจจัยภายในข้างต้นแล้ว ยังมีปัจจัยแวดล้อมอื่นๆ ที่มีอิทธิพลต่อการรักษาสมดุลการทรงตัว เช่น ระดับเสียงในพื้นที่ สภาพอากาศ ทิศนวิสัยการมองเห็น ซึ่งเกี่ยวข้องกับการรับรู้การมองเห็น และการเคลื่อนไหว

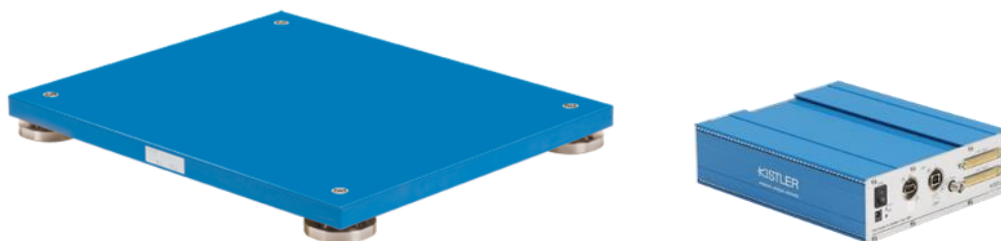
2.2 แผ่นวัดแรงกด

แผ่นวัดแรงกด คือ ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด มีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง ใช้ตรวจสอบความสมดุลของร่างกาย ใช้ในทางวิทยาศาสตร์กายภาพทางการแพทย์ในเชิงกายภาพบำบัด การฟื้นฟูสมรรถภาพ โดยใช้วัดการกระจายการทิ้งน้ำหนักตัวบนฝ่าเท้าสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการทรงตัวในการเดิน การยืน อาจเนื่องมาจากอุบัติเหตุ ความพิการ หรือการเสื่อมสภาพตามวัย ในปริณิญาณพนธ์เล่มนี้ใช้แผ่นวัดแรงกดรุ่น Portable Multicomponent Force Plate for Gait and Balance Analysis in Biomechanics Type 9260AA ดังแสดงในรูปที่ 2.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 2.5 แผ่นวัดแรงกด Type 9260AA และกล่องรับข้อมูล

2.2.1 หลักการทำงานของแผ่นวัดแรงกด

หลักการทำงานของแผ่นวัดแรงกด ด้วยรูปทรงเรขาคณิตของแผ่นแรงที่รู้จักตำแหน่งฐาน ทำให้สามารถกำหนดแรงและโมเมนต์ที่กระทำบนแผ่นได้ แรงที่วัดจะถูกส่งผ่านแผ่นด้านบน และกระจายไปในเซ็นเซอร์แรง 3 องค์ประกอบ ที่จัดเรียงระหว่างฐานติดตั้งและแผ่นปิดด้านบน เซ็นเซอร์แต่ละตัวมีแผ่นควอทซ์สามคู่ต่อหนึ่งอัน ซึ่งไวต่อแรงกดในทิศทาง Z แรงเฉื่อยในทิศทาง X และ Y

แผ่นวัดแรงกดสามารถระบุจุดตามแนวการกระทำของแรงที่ใช้ เรียกว่า จุดศูนย์กลางแรงดัน (Center of Pressure) [9] โดยใช้แรง (Force) และโมเมนต์ (Moment) ในแต่ละแกน สามารถคำนวณตำแหน่งจุดศูนย์กลางแรงดันในแนวแกน x (Center of Pressure in x axis: X_{cp}) จากสมการที่ 2.1 และตำแหน่งจุดศูนย์กลางแรงดันในแนวแกน y (Center of Pressure in y axis: Y_{cp}) ได้จากสมการที่ 2.2 โดย F_z เป็นแรงในแนวตั้ง (Force in z axis) จุดศูนย์กลางแรงดันจะเคลื่อนไหวย่างต่อเนื่อง โดยตอบสนองต่อการลงน้ำหนักที่อุปกรณ์รับแรงกด (Force Plate) เทียบกับโมเมนต์ของแรงจะได้ค่า X_{cp} และ Y_{cp}

$$X_{cp} = \frac{-M_y}{F_z} \quad (2.1)$$

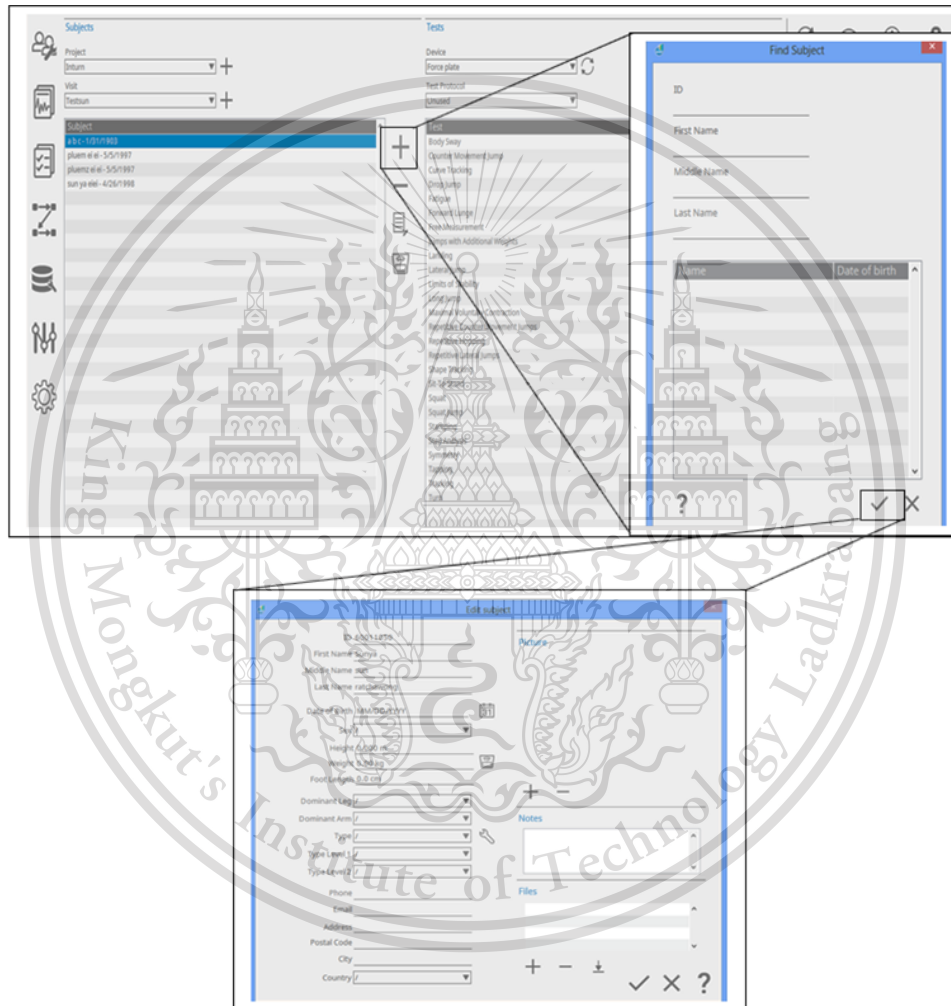
$$Y_{cp} = \frac{M_x}{F_z} \quad (2.2)$$

2.2.2 โปรแกรมที่ใช้ควบคู่กับแผ่นวัดแรงกด

โปรแกรมที่ใช้ควบคู่กับแผ่นวัดแรงกด MARS เป็นโปรแกรมที่ช่วยในการวัดค่าการทรงตัวที่ต้องใช้ควบคู่กับแผ่นวัดแรงกด โดยก่อนเริ่มการทดสอบต้องกรอกข้อมูลส่วนบุคคลของผู้เข้าร่วมการทดสอบ เช่น ชื่อ น้ำหนัก ส่วนสูง เพศ วันเดือนปีเกิด ประเภทของการทดสอบ เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ใช้แผ่นวัดแรงกดทดสอบการเคลื่อนไหวของร่างกาย (Body Sway) หลังจากนั้นจะเข้าสู่หน้าต่างของการทดสอบ ซึ่งจะแสดงตำแหน่งบนแผ่นวัดแรงกดในหน่วย มิลลิเมตร (mm) โดยหากขณะนั้นมีแรงกดบน

แผ่นวัดจะขึ้นจุดสีฟ้า ซึ่งแสดงสถานะว่าแผ่นวัดแรงกดเชื่อมต่อกับโปรแกรมและพร้อมใช้งานแล้ว ดังรูปที่ 2.7

ก่อนเริ่มการทดสอบต้องมีการระบุลักษณะท่าทางที่ใช้ในการทดสอบ โดยการทดสอบการเคลื่อนไหวของร่างกายต้องระบุท่าทางการยืน มีทั้งหมด 4 ท่าทาง ได้แก่ ยืนสองขา (Parallel Stance) ยืนต่อเท้า (Tandem Stance) ยืนขาซ้ายข้างเดียว (Single-Left leg Stance) และยืนขาขวาข้างเดียว (Single-Right Leg Stance) ระบุการมองเห็นขณะทดสอบ คือ สี่มตา (Opened Eyes) และหลับตา (Closed Eyes) นอกจากนี้ต้องกำหนดเวลาที่ใช้ในการทดสอบ

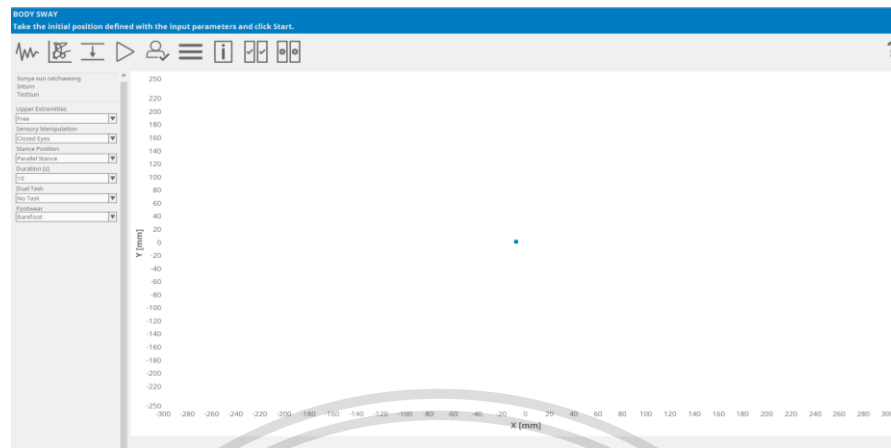


รูปที่ 2.6 หน้าต่างกรอกข้อมูลของโปรแกรม MARS ก่อนเริ่มการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

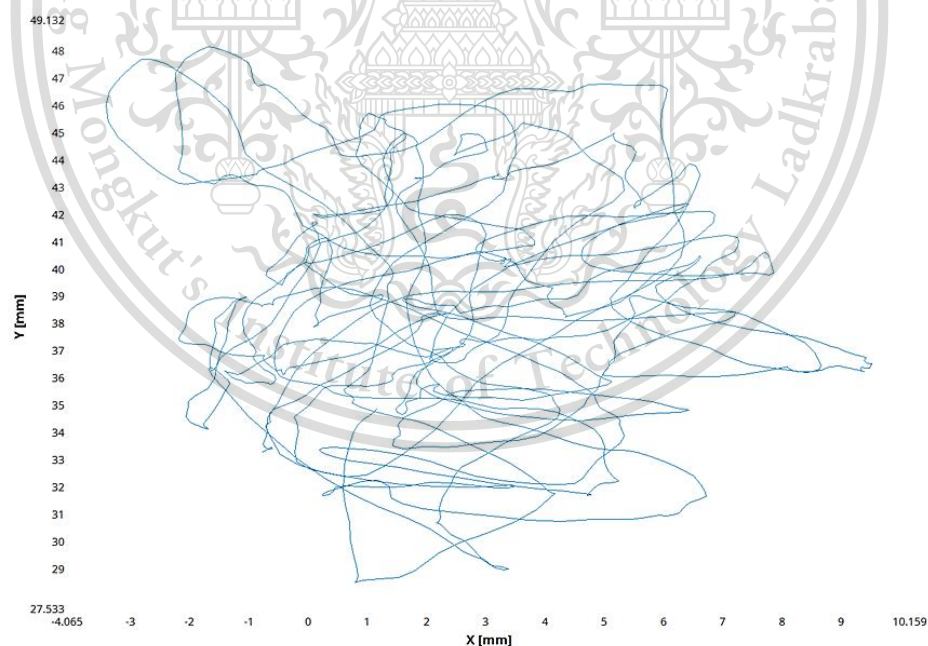
This material is reserved for educational use⁹ only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



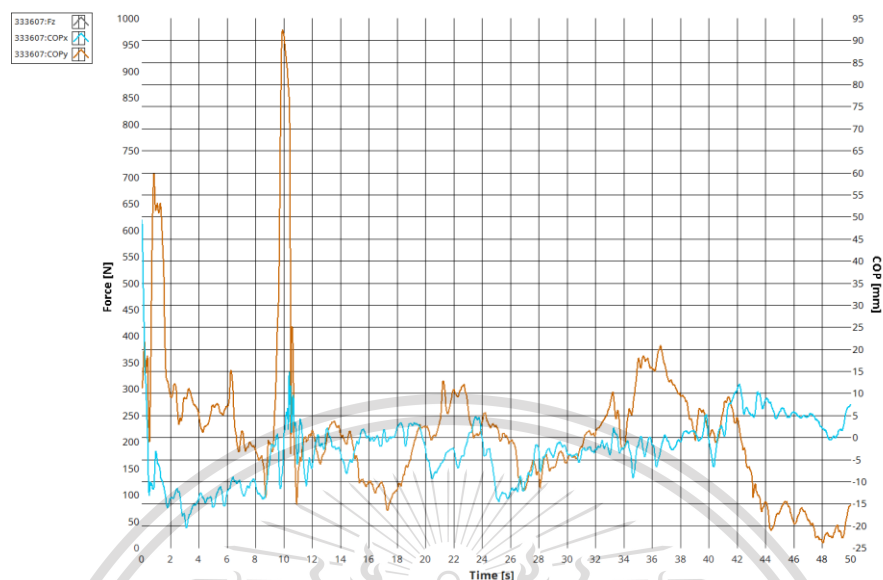
รูปที่ 2.7 หน้าต่างโปรแกรมขณะทำการทดลอง

หลังการทดสอบ โปรแกรมจะแสดงผลลัพธ์ของข้อมูลที่เก็บค่าได้ในรูปแบบกราฟ โดยเป็นกราฟของค่าของจุดศูนย์กลางแรงดัน ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ในช่วงเวลาการทดสอบที่กำหนด เรียกว่า Stabilogram ดังรูปที่ 2.8 และกราฟของแรงในแนว X และ Y กับเวลา ดังรูปที่ 2.9 นอกจากนี้โปรแกรมยังสามารถบันทึกข้อมูลในรูปแบบตัวเลข ซึ่งเป็นข้อมูลดิบที่จะนำมาใช้วิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 2.8 Stabilogram แสดงให้เห็นถึงวิถีจุดศูนย์กลางแรงดันระหว่างแกน x และ y

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 แสดงผลลัพธ์จากการทดสอบเป็นกราฟระหว่างแรงกับเวลา

2.3 อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน

อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit Sensor: IMU Sensor) เป็นอุปกรณ์ที่ประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก ได้แก่ เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม (Gyroscopes) และเซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetometers) บอกข้อมูลความเร่ง อัตราเร็วเชิงมุม และสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ในสามทิศทาง คือ X Y และ Z ตามลำดับ

2.3.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง

เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่วัดความเร่งของแรงที่กระทำต่อวัตถุ เพื่อระบุตำแหน่งและตรวจจับการเคลื่อนไหว การเร่งเป็นปริมาณเชิงเวกเตอร์ ซึ่งเป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็ว ความเร่งมีสองประเภท ได้แก่ ความเร่งสถิต (Static Acceleration) เป็นความเร่งที่มีแรงคงที่กระทำกับวัตถุตลอดเวลา เช่น แรงเสียดทาน แรงโน้มถ่วง เป็นต้น และความเร่งไดนามิก (Dynamic Acceleration) เกิดจากแรงที่ไม่คงที่กระทำกับวัตถุในอัตราต่าง ๆ ทำให้ค่าความเร่งไม่คงที่มีแตกต่างกันไปตามแรงที่กระทำเซนเซอร์วัดความเร่งมี 3 แบบ โดยแต่ละแบบได้รับการออกแบบมาให้ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพในสภาพแวดล้อมต่าง ๆ ได้แก่

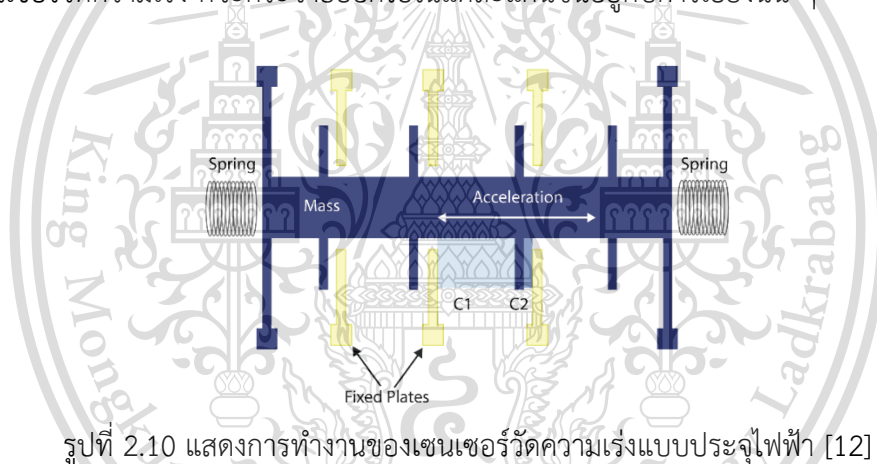
1. เซนเซอร์วัดความเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Accelerometer) ใช้คุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ที่จะผลิตกระแสไฟฟ้าเมื่ออยู่ภายใต้ความเครียดทางกายภาพ ทำให้สามารถตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงความเร่งได้ มักใช้วัดการสั่นสะเทือนของการเกิดแผ่นดินไหว

เอกสารนี้เป็นเอกสารทบทวนเนื้อหาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เซนเซอร์วัดความเร่งแบบต้านทานเพียโซอิเล็กทริก (Piezoresistance Accelerometer) มีความไวต่ำกว่าแบบเพียโซอิเล็กทริก โดยจะมีการเพิ่มความต้านทานตามแรงดันที่กระทำกับอุปกรณ์ เหมาะสำหรับใช้ทดสอบการกระแทกของยานพาหนะ

3. เซนเซอร์วัดความเร่งแบบประจุไฟฟ้า (Capacitive Accelerometer) เป็นชนิดที่นิยมนำมาใช้มากที่สุด การทำงานของเซนเซอร์ชนิดนี้ใช้การเปลี่ยนแปลงความจุไฟฟ้าในการระบุความเร่งของวัตถุ โดยเมื่อเซนเซอร์ได้รับความเร่ง ไดอะแฟรมของเซนเซอร์จะเคลื่อนที่ทำให้ระยะห่างระหว่างแผ่นเก็บประจุเปลี่ยนแปลง ดังรูปที่ 2.10 เมื่อ C1 และ C2 เป็นระยะอ้างอิง [12]

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้เซนเซอร์วัดความเร่งแบบประจุไฟฟ้า จะวัดความเร่งในแต่ละแกน เมื่อเครื่องอยู่นิ่งๆไม่มีการขยับ ค่าแต่ละแกนก็เป็น 0 แต่ในความเป็นจริงมีแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำกับเซนเซอร์อยู่ด้วย ดังนั้นค่าที่ได้จากแกน Z จะเป็น 9.8 m/s^2 ซึ่งเป็นค่าในอุดมคติ แรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำกับแต่ละแกนของเซนเซอร์วัดความเร่ง ก็จะกระจายออกไปในแต่ละแกนขึ้นอยู่กับเครื่องเอียงนั้น ๆ

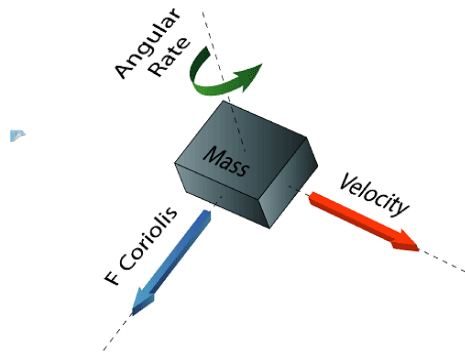


รูปที่ 2.10 แสดงการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่งแบบประจุไฟฟ้า [12]

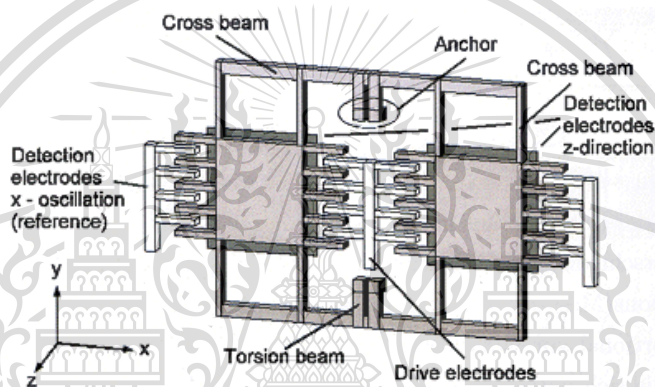
2.3.2 เซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม

เซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม (Gyroscopes) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดการเปลี่ยนแปลงของการหมุนหรือการวางแนวอุปกรณ์ ขึ้นอยู่กับค่าโมเมนตัมเชิงมุมที่กระทำต่ออุปกรณ์ ซึ่งวัดอัตราเร็วเชิงมุมโดยใช้ปรากฏการณ์คอริโอลิส (Coriolis Effect) ที่เกิดจากแรงคอริโอลิส (Coriolis Force) เป็นแรงเสมือนเกิดจากการที่โลกหมุนรอบตัวเอง เมื่อมวลเคลื่อนที่ไปในทิศทางใดทิศทางหนึ่งด้วยความเร็วเฉพาะและเกิดอัตราการหมุนเชิงมุมขึ้น จะมีแรงคอริโอลิส ซึ่งตั้งฉากกับแกนการหมุนและทิศทางการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นด้วย ทำให้เกิดการกระจัดในแนวตั้งฉากกับมวล การกระจัดนี้จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความจุไฟฟ้า ที่แปรผันตามอัตราเร็วเชิงมุม การเกิดแรงคอริโอลิส และโครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม แสดงในรูปที่ 2.1 1 และ 2.12 ตามลำดับ [13,14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 ทิศทางของแรงคอริโอลิส [13]

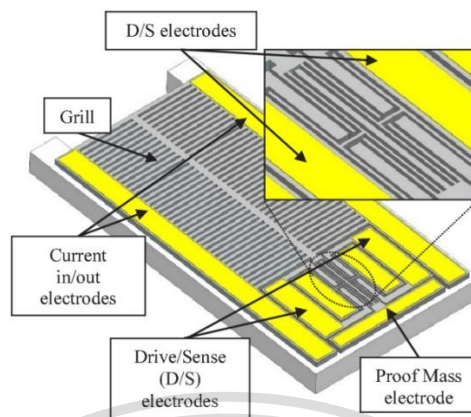


รูปที่ 2.12 โครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดอัตราเร็วเชิงมุม [14]

2.3.3 เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetometers) วัดค่าสนามแม่เหล็กโลกโดยใช้ผลกระทบฮอลล์ (Hall Effect) เป็นการสร้างแรงดันไฟฟ้าให้ตกคร่อมจากด้านหนึ่งของแผ่นตัวนำไฟฟ้าไปอีกด้านหนึ่ง แรงดันนี้จะเกิดขึ้นเมื่อสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับผิวหน้าของตัวนำ และแรงดันกระแสตรงถูกป้อนให้กับตัวนำนั้น แรงแม่เหล็กจะบังคับให้กระแสไฟฟ้าไหลไปตามขอบของตัวนำ แรงดันไฟฟ้าซึ่งขึ้นอยู่กับความแรงของสนามแม่เหล็กและทิศทาง โดยเซนเซอร์ประมาณ 90% ใช้หลักการนี้ในการทำงาน อีก 10% ใช้ผลกระทบจากความต้านทานของแม่เหล็ก (Magnetoresistive Effect) โดยทำมาจากวัสดุที่ไวต่อสนามแม่เหล็กซึ่งประกอบด้วยเหล็ก (Fe) และนิกเกิล (Ni) เมื่อวัสดุเหล่านี้สัมผัสกับสนามแม่เหล็กจะทำให้ความต้านทานเปลี่ยนแปลงไป [15] โครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [16] ดังแสดงในรูปที่ 2.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 โครงสร้างภายในเซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [16]

2.4 เทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth)

2.4.1 ประวัติบลูทูธ

คำว่า บลูทูธ หรือ ฟันสีฟ้า มาจากชื่อของกษัตริย์ประเทศเดนมาร์กที่มีชื่อว่า Harald Bluetooth (ภาษาเดนมาร์ก Harald Blatand) ในช่วงปี ค.ศ. 940-981 กษัตริย์องค์นี้ได้ปกครองประเทศเดนมาร์กและนอร์เวย์ในยุคของไวกิง นอกจากนั้นยังทรงเป็นผู้นำเอาศาสนาคริสต์เข้าสู่ประเทศเดนมาร์กอีกด้วย และเพื่อเป็นการรำลึกถึงกษัตริย์ผู้ปกครองประเทศกลุ่มสแกนดิเนเวีย ระบบบลูทูธถูกสร้างขึ้นมาเพื่อใช้กับโทรศัพท์มือถือ และเริ่มต้นจากประเทศในแถบนี้ด้วยเช่นกัน

สัญลักษณ์ของอุปกรณ์นี้คือตัวอักษร อักษรรูนส์ Rune เมื่อนำตัวหน้าของชื่อกษัตริย์มาวางซ้อนกันตัว H ถูกแทนด้วยสัญลักษณ์กากบาท ที่มีขีดพาดกลางตามแนวตั้ง หรือตัว Hagal ในอักษรรูนส์ ส่วนตัว B ถูกแทนด้วยตัว Bekano ซึ่งคล้ายตัว B เดิมอยู่แล้ว เมื่อนำสัญลักษณ์ทั้งสองตัวมาซ้อนกันจึงได้โลโก้บลูทูธ

ปี 1994 บริษัท อีริคสัน โมบาย คอมมิวนิเคชัน (Ericsson mobile communication) เริ่มต้นค้นคว้าวิจัยการนำคลื่นสัญญาณวิทยุมาใช้ระหว่างโทรศัพท์มือถือ และอุปกรณ์ต่างๆ และเป็นผู้นำชื่อ บลูทูธ มาใช้

ปี 1998 กลุ่มผู้พัฒนาวิจัยระบบบลูทูธได้ถูกก่อตั้งขึ้น โดยเกิดจากการรวมตัวของบริษัทยักษ์ใหญ่อย่าง Ericsson, Nokia, IBM, Toshiba และ Intel ในกลุ่มที่ชื่อว่า Special Interest Group (SIG) ซึ่งได้ประเมินไว้ว่าภายในปี 2002 ในอุปกรณ์สื่อสาร เครื่องใช้ไฟฟ้า คอมพิวเตอร์ จะถูกติดตั้งบลูทูธที่ใช้เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ต่างๆอย่างแพร่หลายโดยปีเดียวกัน บริษัทเหล่านี้ได้ประกาศการรวมตัวกันและเชิญชวนบริษัทอื่นๆให้เข้าร่วม ในลักษณะของการนำเทคโนโลยีไปใช้

ปี 1999 ได้ทำการเผยแพร่ Bluetooth Specification Version 1.0 และได้สมาชิกเพิ่มขึ้น ดังนี้ Microsoft, Lucent, 3Com, Motorola ปัจจุบันมีการพัฒนาถึง Bluetooth 7.0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 ความหมายของบลูทูธ

บลูทูธ คือ ข้อกำหนดทางด้านอุตสาหกรรมสำหรับโครงข่ายส่วนบุคคลไร้สาย (Wireless Personal Area Network: PANs) มีความถี่ 2.45 GHz ซึ่งอยู่ในย่านความถี่ของ ISM Band (Industrial, Scientific, and Medical Band) เป็นย่านความถี่ที่ไม่ต้องขออนุญาตก่อนการใช้งาน มีอัตราเร็วในการส่งข้อมูลประมาณ 1 Mbps และมีขอบเขตในการใช้งานอยู่ที่ระยะไม่เกิน 10 เมตร ดังจะเห็นในตาราง เปรียบเทียบต่อไปนี้ [17]

ตารางที่ 2.1 การเปรียบเทียบค่าต่างๆของบลูทูธกับการสื่อสารแบบอื่น

	Bluetooth	Wireless LAN	Home RF	Infrared
Frequency	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	1r Band
Data rate	1 Mbps	11 Mbps	1.6 Mbps	4 Mbps
Range	32 feet (10 m)	Up to 500 feet (150 m)	Up to 150 feet (45 m)	Up to 15 feet (5 m)
Standard	Bluetooth	802.11b	SWAP (Share Wireless Access Protocol)	DA
Communication Technique	FHSS	DSSS	FHSS	NA
Usage Model	Cable Replacement	High-Speed Network Access	Low-Speed, Low-Cost Voice & Data Home Networking	Point-to-Point Data Transmission

2.4.3 การทำงานของบลูทูธ

การทำงานของบลูทูธ ใช้วิธีหมอดูเลสความถี่เพื่อกำเนิดคลื่นวิทยุภายในสเปกตรัมความถี่ที่ 2.4 GHz แต่ต้องปฏิบัติอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่กำหนดโดย SIG ร่วมกับ IEEE 802.11 Wireless LAN ได้ตั้งกฎที่ใช้ย่านความถี่ 2.4 GHz ร่วมกันทุกประเทศ โดยความถี่จะถูกแบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และ Bandwidth ที่ใช้ในการส่งข้อมูล จำกัดอยู่ที่ 1 MHz ต่อช่องสัญญาณ มีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร

ระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา มีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่องทำให้การดักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น

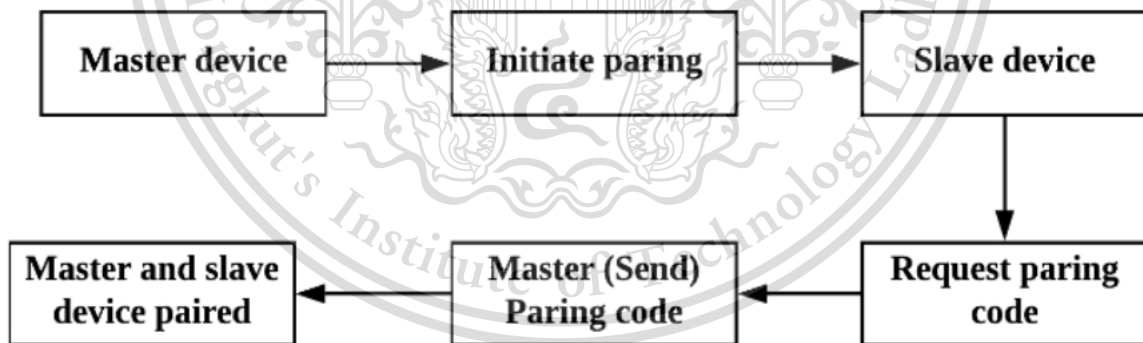
วิธีการนี้เรียกว่า Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแผ่สเปกตรัม (Spread Spectrum) คือ การแบ่งสเปกตรัมใช้งานตามความถี่ เวลา และวิธีการเข้ารหัส ซึ่งจะอยู่ภายในคลื่นวิทยุที่กำหนด โดยข้อความที่ถูกส่งจะต้องมีการแบ่งออกเป็นกลุ่มย่อย (Packet) แล้วส่งต่อไปบนสเปกตรัมที่ได้แบ่งไว้ และความถี่หลังการแผ่สเปกตรัม เรียกว่า Frequency Hopping

โดยเทคโนโลยีบลูทูธจะแบ่งสเปกตรัมออกเป็นหลายๆ ช่วงความถี่ (Channel) โดยที่แต่ละกลุ่มย่อยจะถูกส่งไปยังแต่ละช่วงความถี่จนครบ เรียกกระบวนการนี้ว่าการกระโดดเปลี่ยนความถี่ (Hopping) และการเปลี่ยนความถี่จากความถี่หนึ่งไปยังความถี่อื่นๆ อาจมีคลื่นรบกวนบ้าง ซึ่งเกิดจากการส่งชนที่กั้นบนความถี่เดียวกัน และเมื่อเกิดการชนเกิดขึ้นอาจมีผลทำให้กลุ่มย่อยเสียหาย แต่ก็สามารถส่งกลุ่มย่อยในความถี่ใหม่ได้ โดยความถี่ของการเปลี่ยนจะทำได้ 1,600 ครั้งต่อวินาที

สำหรับการเชื่อมต่อกันระหว่างอุปกรณ์ 2 อุปกรณ์นั้น บลูทูธจะทำการสร้างลิงค์เชื่อมต่อ 2 อุปกรณ์เข้าด้วยกัน โดยจะเรียกอุปกรณ์หนึ่งว่ามาสเตอร์ (Master) และที่เหลือจะให้เป็นสลาฟ (Slave) ซึ่งอุปกรณ์ที่เป็นมาสเตอร์ จะทำหน้าที่กำหนดรูปแบบความถี่และลำดับขั้นตอนการเปลี่ยนความถี่ โดยที่สลาฟทุกตัวจะสื่อสารกับมาสเตอร์ ด้วยรูปแบบที่กำหนดโดยมาสเตอร์ ซึ่งมาสเตอร์อาจสื่อสารกับสลาฟมากถึง 7 Active Slave และอาจมากถึง 255 Parked Slave โดยสลาฟทุกตัวจะสื่อสารกับมาสเตอร์เพียงตัวเดียว รูปแบบนี้เรียกว่า Pico Net [18] ลำดับการเชื่อมต่อแสดงในรูปที่ 2.14

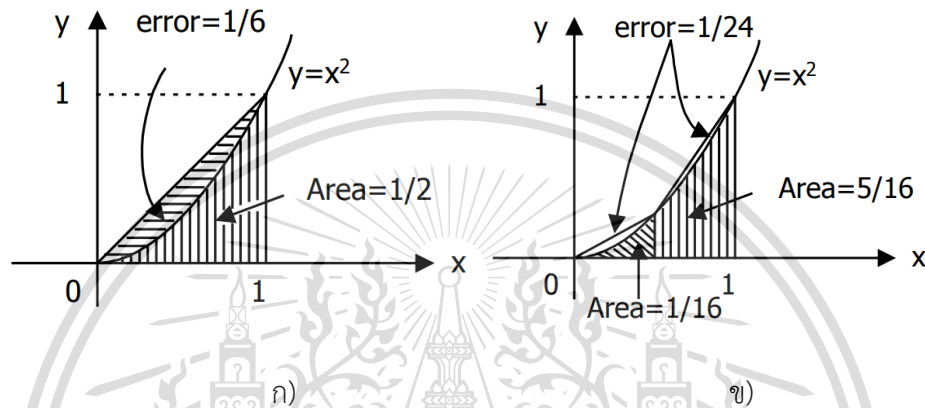


รูปที่ 2.14 แผนผังแสดงลำดับการเชื่อมต่อบลูทูธ [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การหาค่าปริพันธ์ด้วยกฎสี่เหลี่ยมคางหมู (The Trapezoid Rule)

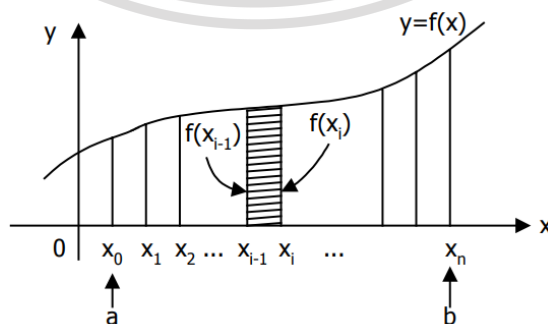
การหาค่าปริพันธ์หรือการหาพื้นที่ใต้กราฟ โดยประมาณด้วยสี่เหลี่ยมคางหมู ซึ่งได้จากการแบ่งพื้นที่ใต้กราฟออกเป็นสวณย่อย n สวณเท่าๆ กัน ดังแสดงในรูปที่ 2.15 โดยการหาพื้นที่ของสี่เหลี่ยมคางหมูแต่ละรูปแล้วนำพื้นที่ของแต่ละรูปมารวมกัน จะได้คำตอบเป็นค่าปริพันธ์ของฟังก์ชัน $f(x)$ ในช่วงตัวแปร x เปลี่ยนแปลงจาก a ถึง b



รูปที่ 2.15 ก) ประมาณพื้นที่ใต้โค้งด้วยสามเหลี่ยม ข) แบ่งพื้นที่ใต้โค้งเป็นสี่เหลี่ยมคางหมู [19]

ในรูปที่ 2.15 ก) ประมาณพื้นที่ใต้โค้งด้วยรูปสามเหลี่ยม ซึ่งมีความคลาดเคลื่อน (Error) มากกว่าที่ควรจะเป็น ถ้าแบ่งพื้นที่ใต้โค้งเป็นสี่เหลี่ยมคางหมูตามรูปที่ 2.15 ข) จะเห็นว่ามีคลาดเคลื่อนลดน้อยลง ดังนั้นถ้าแบ่งพื้นที่ใต้โค้งออกเป็นสวณย่อย ๆ มากขึ้นจะทำให้มีความถูกต้องมากกว่า ในทางทฤษฎีจะคิดจำนวนเป็นอนันต์เพื่อให้มีความถูกต้องที่สมบูรณ์ แต่ความคลาดเคลื่อนจะมาจากการปัดค่าแทน

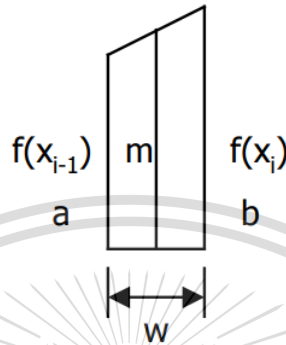
เมื่อต้องการหาค่าปริพันธ์ของฟังก์ชัน $f(x)$ จาก $x = a$ ถึง $x = b$ โดยใช้กฎสี่เหลี่ยมคางหมูเราจะแบ่งช่วงขีดจำกัดเริ่มจาก a ถึง b ออกเป็นสวณย่อย n สวณเท่า ๆ กันจะได้สี่เหลี่ยมคางหมูที่มีขอบเขตของแต่ละส่วนอยู่ที่ตำแหน่ง $x_0, x_1, x_2, \dots, x_n$ ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 การหาค่าปริพันธ์ด้วยวิธีสี่เหลี่ยมคางหมู [19]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์และบุคลากรในมหาวิทยาลัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาที่สี่เหลี่ยมลำดับที่ i ซึ่งอยู่ระหว่าง x_{i-1} และ x_i จะมีความกว้าง ความสูงด้านซ้าย และความสูงด้านขวาเป็น $w = (b - a) / n$, $f(x_{i-1})$ และ $f(x_i)$ จะคำนวณหาพื้นที่ได้จาก $A_i = w(f(x_{i-1}) + f(x_i)) / 2$ ซึ่งได้มาจากสูตรการหาพื้นที่ของรูปสี่เหลี่ยมคางหมู



รูปที่ 2.17 รูปสี่เหลี่ยมคางหมู [20]

จากรูปที่ 2.17 $A = mw$ โดยที่ $m = \frac{1}{2} (a + b)$ เมื่อแทน m จะได้ $A = \frac{1}{2} (a + b) w$ พื้นที่ทั้งหมดของสี่เหลี่ยมคางหมูจำนวน n รูปจะใช้แทนเป็นค่าปริพันธ์ตั้งนั้นเมื่อกำหนดให้ T_n เป็นผลรวมของพื้นที่สี่เหลี่ยมคางหมูแต่ละรูปจะได้ $T_n = A_1 + A_2 + A_3 + \dots + A_{n-1} + A_n$ เมื่อแทนค่า A จะได้ดังสมการที่ 2.3 [19]

$$T_n = \frac{w}{2} [f(x_0) + 2f(x_1) + 2f(x_2) + \dots + 2f(x_{n-1}) + f(x_n)] \quad (2.3)$$

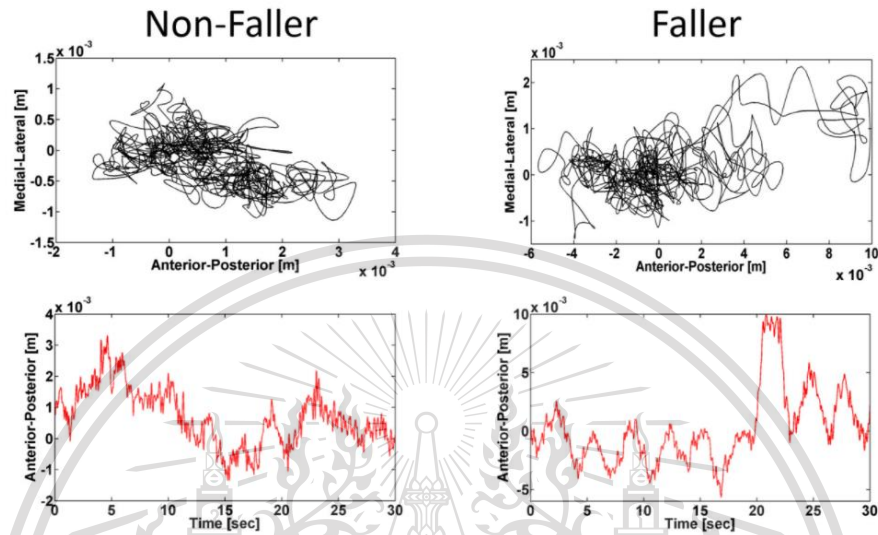
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิเคราะห์ความสมดุลจากการทรงตัวนั้น มีนักวิจัยหลายท่านได้นำเสนอรูปแบบวิธีการวัดความสมดุล ด้วยอุปกรณ์ต่างๆ ดังปรากฏในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

การหกล้มเป็นสาเหตุหลักของการเสียชีวิตจากอุบัติเหตุและแผนกฉุกเฉินในกลุ่มผู้สูงอายุ ในปี 2010 เพียงปีเดียวมีการรักษาอาการบาดเจ็บที่ไม่ร้ายแรงถึง 2.3 ล้านรายในแผนกฉุกเฉิน และมีผู้เสียชีวิตประมาณ 21,700 ราย โดยมีค่าใช้จ่ายทางการแพทย์โดยตรงรวมมูลค่า 30 พันล้านดอลลาร์ มีการใช้มาตรการความมั่นคงในการทรงตัวเพื่อกำหนดความเสี่ยงต่อการหกล้มของแต่ละบุคคลเพื่อให้การป้องกันที่ดีที่สุด การประเมินความเสี่ยงที่ได้ผลดีที่สุดคือการใช้แผ่นวัดแรงกดในห้องปฏิบัติการ แต่เนื่องจากกระยะทางที่ไกลและค่าเดินทางที่สูงจึงไม่สามารถเดินทางเพื่อใช้งานได้ ดังนั้นจึงต้องประเมินความเสี่ยงด้วยเซ็นเซอร์ไร้สายที่สวมใส่ได้ราคาไม่แพง ในการทดสอบกับอาสาสมัครผู้สูงอายุในชุมชน 100 คน (อายุ 56–90 ปี 74.3 ± 7.6 ปี) โดยทำการทดสอบให้อาสาสมัครยืนปกติด้วยเท้าเปล่าบนแผ่นวัดแรงกด มองตรงไปข้างหน้าและบางการทดสอบต้องหลับตา การทดสอบแต่ละครั้งใช้เวลา 60 วินาทีและทำซ้ำสองครั้ง IMU ที่สวมใส่จะติดอยู่ที่ข้อมือ

ข้อเท้าและลำตัว แผ่นวัดแรงกดและ IMU ถูกตั้งค่าเป็นอัตราการสุ่มตัวอย่าง 100Hz โดยการวิเคราะห์ไม่ว่ากรณีใดก็ตามหากมีค่าผิดปกติแสดงสีแดง และต้องหยุดใช้งานโดยทันทีหากมีค่าผิดปกติ

ประสิทธิภาพที่ใช้เชิงเส้น ความคงตัวแบบไม่เชิงเส้นซึ่งรวมถึงการวิเคราะห์เศษส่วนผันผวนที่ลดลง (DFA) และการวัดความสม่ำเสมอ โดยประมาณค่าเอนโทรปี (ApEn) และเอนโทรปีตัวอย่าง (SaEn)



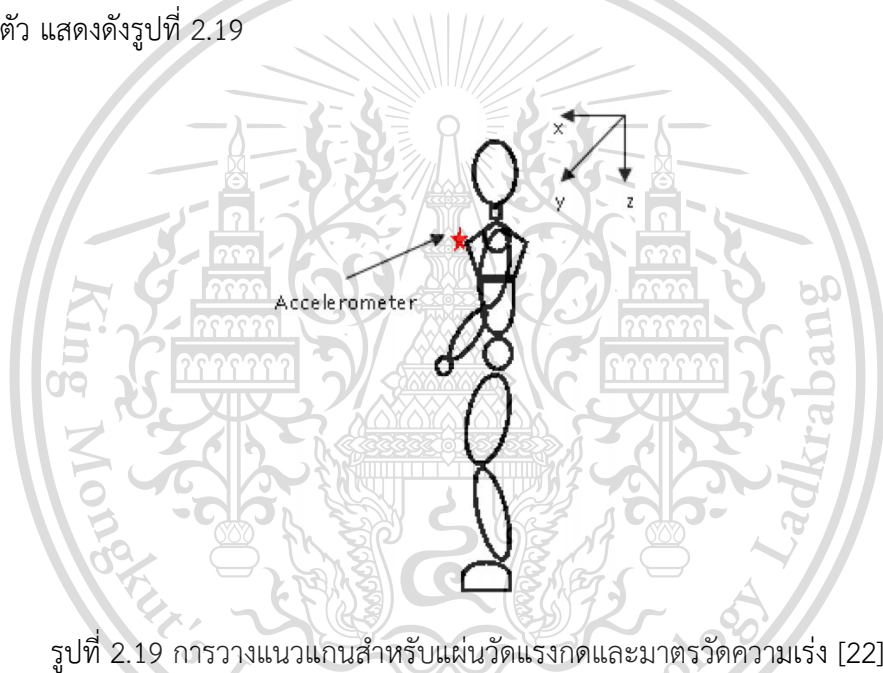
รูปที่ 2.18 แสดงรูปแบบการแกว่งของข้อมูล COP และ ApEn ของผู้ล้มกับผู้ที่ไม่ล้ม ในแนวด้านข้างซ้าย-ขวา (Medial-Lateral) และในด้นหน้า-หลัง (Anterior-Posterior) [20]

จากรูปที่ 2.18 แสดงให้เห็นความสอดคล้องกันระหว่างแผนผังกับอุปกรณ์ IMU พบว่า SaEn และ ApEn ของการเคลื่อนที่ของศูนย์กลางของความดัน (COP) มีความสัมพันธ์กับความสามารถในการรักษาสมดุลของผู้สูงอายุ ผู้เข้าร่วมที่มีพื้นที่ COP มาก จะมีความเสี่ยงในการล้มที่มากกว่า การประมาณค่าเอนโทรปีสำหรับความเสี่ยงจากการล้มไม่ได้มีนัยสำคัญ โดยเฉพาะค่า SaEn สำหรับผู้ที่มีความเสี่ยงในการล้มจะมีค่า SaEn ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับผู้ที่ไม่มีความเสี่ยง โดยสรุปพบว่าเซ็นเซอร์ไร้สายสามารถทำนายความเสี่ยงในการตกคล้ายกับเกณฑ์มาตรฐาน (แผ่นวัดแรงกด) และเซ็นเซอร์ไร้สายสามารถใช้งานได้อย่างไม่เป็นอันตราย ราคาไม่สูง และเป็นอุปกรณ์ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการประเมินความเสี่ยงการพลัดตกหกล้มในผู้สูงอายุ [20]

การวัดความสมดุลของท่าทางแต่ละบุคคล LeVeau ได้ให้คำจำกัดความของความสมดุลว่าความสามารถในการรักษาจุดศูนย์กลางมวลเหนือฐานรองรับ (BOS) ในสถานพยาบาลการทดสอบมีวิธีการตรวจสอบเชิงคุณภาพเช่น Rivermead Mobility Index, Berg Balance Test, the Functional Reach Test และ Timed Up and Go Test เป็นต้น แม้ว่าการทดสอบเหล่านี้มีอยู่ความน่าเชื่อถือและความถูกต้องของการทดสอบเป็นอย่างมาก ซึ่งแตกต่างจากการทางคลินิกหรือภาคสนามที่สามารถใช้เครื่องมือวัดในเชิงปริมาณและอื่น ๆ ได้ ปัจจุบันการวัดความสมดุลในห้องปฏิบัติการ ใช้เครื่องมือที่เรียกว่าแผ่นวัดแรงกดบ่อ

เอกสารนี้ได้รับการสนับสนุนจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา (FDA) ในการดำเนินการวิจัยและพัฒนาผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์ที่ไม่ใช่ยาเสพติด อย่างไรก็ตามมีให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สภาพแวดล้อมของคลินิกและการศึกษาทางภาคสนาม มีการศึกษาการใช้ Accelerometers ในการประเมินความสมดุล แต่ยังไม่ได้เป็นมาตรฐานของห้องปฏิบัติการเนื่องจากไม่ทราบความแม่นยำของวิธีนี้ แต่การใช้ Accelerometers วัดความเร่งทางคลินิกจะเหมาะสมอย่างยิ่งในการนำมาประเมินความสมดุล เนื่องจากมีราคาที่ไม่แพง ไม่มีอันตรายและง่ายต่อการขนย้าย เป้าหมายของการศึกษานี้คือการเปรียบเทียบการวัดความสมดุลจากเครื่องวัดความเร่งที่แนบกับลำต้นเพื่อวัดความสมดุลกับแผ่นวัดแรงกดเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของการประเมินความสมดุล ในการศึกษานี้ มีผู้ได้รับคัดเลือกให้เข้าศึกษาทั้งหมด 5 คนเป็นหญิง 3 คนและชาย 2 คน (อายุเฉลี่ย = 24.2 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย = 165.6 ซม. น้ำหนักเฉลี่ย = 58.5kg) โดยใช้แผ่นวัดแรงกด โดยรัดเครื่องวัดความเร่งแบบสามแกนอยู่ตรงกลางลำตัวโดยประมาณเหนือกระดูกอก ถูกยึดโดยใช้สายรัดเวลโครที่พันรอบๆลำตัว แสดงดังรูปที่ 2.19

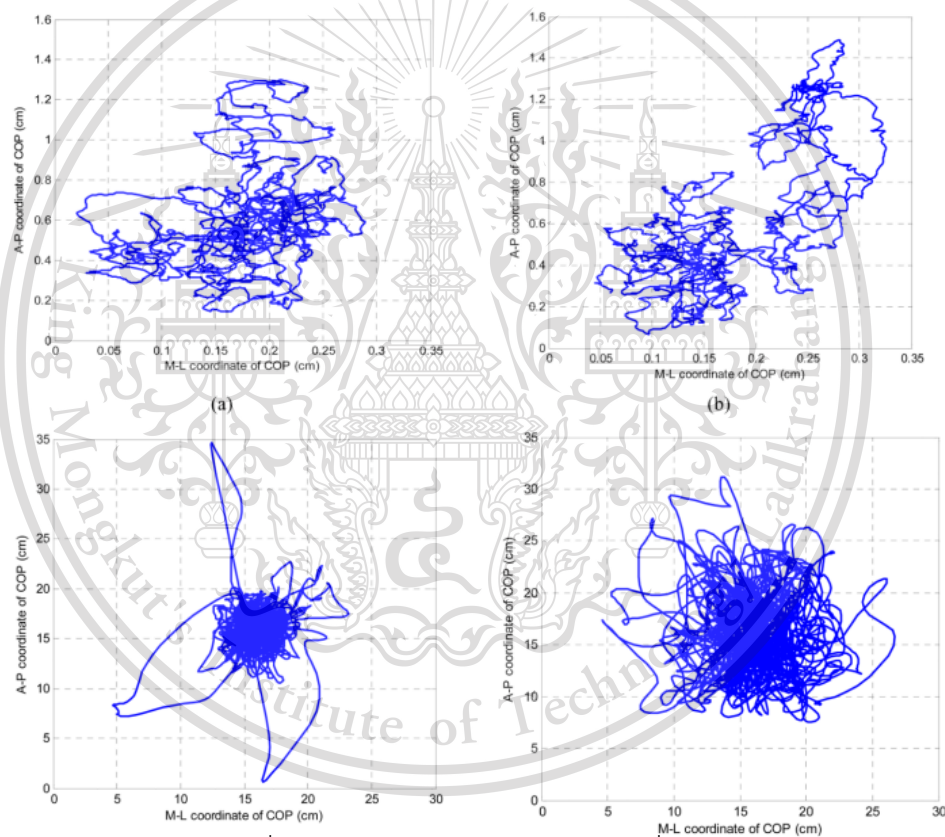


รูปที่ 2.19 การวางแผนแนวแกนสำหรับแผ่นวัดแรงกดและมาตรวัดความเร่ง [22]

ในการทดลองผู้เข้าร่วมจะยืนอยู่บนแผ่นวัดแรงกดด้วยเท้าเปล่า มือของผู้รับการทดลองผ่อนคลายที่ข้างตัว พร้อมมองตรงไปข้างหน้าและอยู่นิ่งให้มากที่สุด จากนั้นให้ผู้ทดลองให้เขย่ง ในช่วงเริ่มต้นของการทดลองแต่ละครั้ง เพื่อให้ข้อมูลแผ่นวัดแรงกดและข้อมูลจากเครื่องวัดความเร่งสัมพันธ์กัน ทำการทดลองใน 4 ท่าทางเป็นเวลา 90 วินาที หลักจากการทดลองพบว่าระบบประสาททั้งหมดปกติ แต่มีผลกระทบทางสายตา ความรู้สึกจากกล้ามเนื้อและข้อ จากผลจากการทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 2.20 และ 2.21 สำหรับแต่ละเงื่อนไขโดยใช้ข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดและข้อมูลจากเครื่องวัดความเร่งตามลำดับ มีทิศทางโดยรวมของ COP เพิ่มขึ้นทั้งในด้านซ้าย - ขวา (M-L) และทิศทางด้านหน้า - หลัง (A-P) เนื่องจากระบบประสาทสัมผัสมีความบกพร่อง พบพฤติกรรมของข้อมูลที่คล้ายคลึงกันจากทั้งวิธีการหลับตาและลืมตา เมื่อค่าความเร็วเฉลี่ย COP เพิ่มขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
พบว่ามีโอกาสสูญเสียความสมดุลเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ช่วงของการเคลื่อนที่ของ COP และความแตกต่างของ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลที่เพิ่มขึ้นในทิศทาง M-L และ A-P ซึ่งมีแนวโน้มที่คล้ายกันในการศึกษาของ Mayagoitia et al [21] พบว่าความเร็วช่วงการเคลื่อนที่ของ COP เพิ่มขึ้น และการแกว่งของข้อมูลเพิ่มขึ้นเช่นกัน ทำให้ความสามารถในการรักษาสสมดุลลดลง การวัดความสมดุลของการทรงตัวของแต่ละบุคคลนี้ เพื่อประเมินความเสี่ยงการบาดเจ็บที่เกิดจากการพลัดตกหกล้ม แม้ว่าการทดสอบจากแผ่นวัดแรงกดจะใช้กันอย่างแพร่หลาย แต่มีค่าใช้จ่ายสูง ทำให้เกิดความยากลำบากในการทดสอบ ในขณะที่เครื่องวัดความเร่งนั้นมีราคาต่ำและสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย หลังจากทำการทดสอบโดยใช้ทั้งสองวิธี ค่าความเร็วในการเอียงและการอ่านค่าจากการแกว่งของข้อมูลมาตรความเร่งได้รับการยอมรับแล้ว [22]

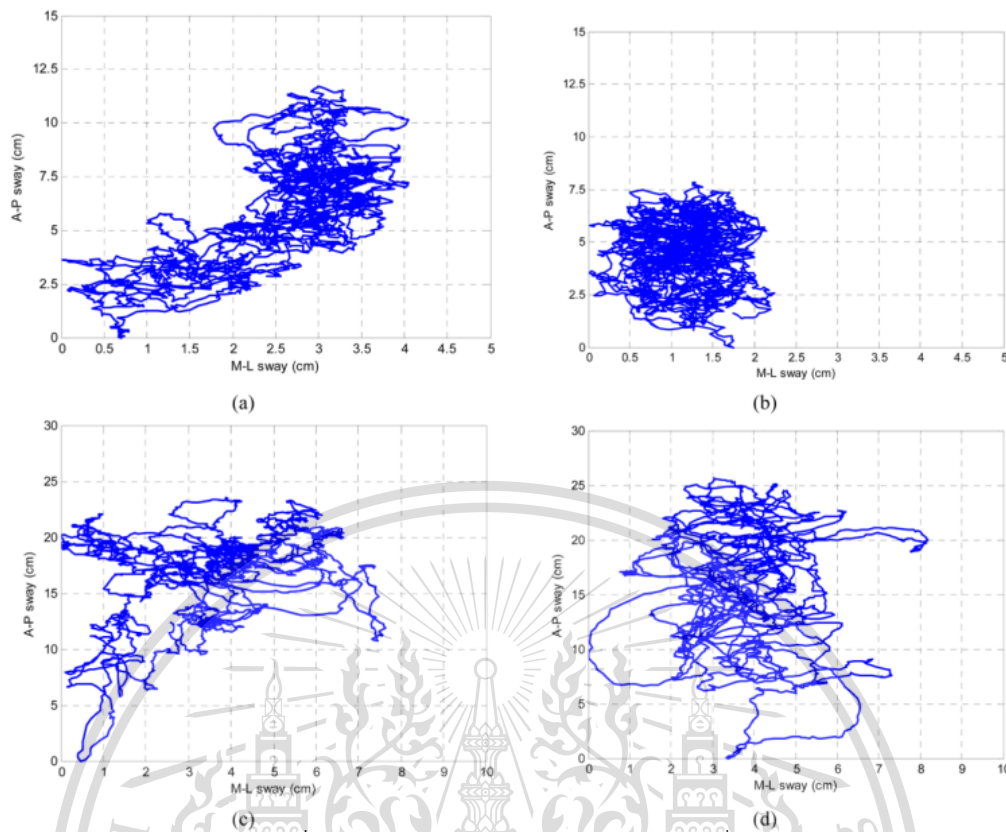


รูปที่ 2.20 แสดง Stabilograms ที่ได้รับโดยใช้ Force Plate ภายใต้เงื่อนไขการทดสอบต่างๆดังนี้ [22]

(a) ทดสอบโดยทำยืนปกติ (b) ทดสอบโดยทำยืนปกติและหลับตา

(c) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียว (d) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียวและหลับตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



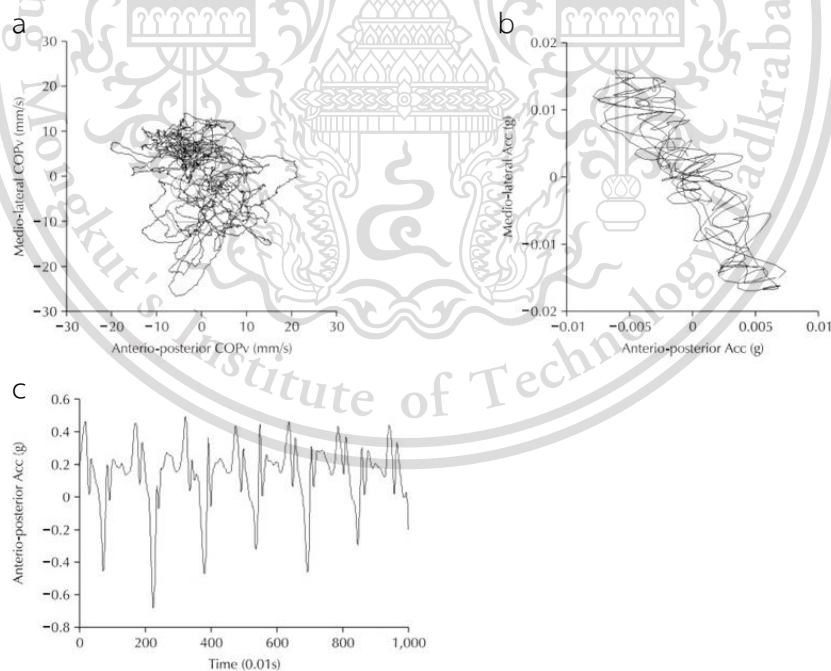
รูปที่ 2.21 แสดง Stabilograms ที่ได้รับโดยใช้มาตรวัดความเร่ง ภายใต้เงื่อนไขการทดสอบต่างๆดังนี้ [22]

- (a) ทดสอบโดยทำยืนปกติ (b) ทดสอบโดยทำยืนปกติและหลับตา
(c) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียว (d) ทดสอบโดยทำยืนที่มีความขาเดียวและหลับตา

จากความสามารถในการควบคุมการเคลื่อนไหว ที่เป็นที่ยอมรับในการศึกษาความเสี่ยงในการพลัดตก หกล้ม สำหรับการประเมินเสถียรภาพการทรงตัว ซึ่งใช้ความเร็วเฉลี่ย Center of Pressure (COPv) ในระหว่างการยืนตัวตรงปกติ COPv วัดการแกว่งของข้อมูลการทรงตัว ถูกควบคุมโดยกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และประสาทสัมผัสระบบ Lafond et al. [23] ได้ประมาณข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกด และพบ COPv ที่เป็นมาตรฐานที่น่าเชื่อถือสำหรับการประเมินท่าทางการทรงตัว อย่างไรก็ตามแม้ว่าการประเมินนี้สามารถให้ข้อมูลที่สำคัญสำหรับการคัดเลือกพนักงาน และภาระงาน แต่ก็ไม่สามารถใช้เครื่องมือที่ได้มาตรฐานได้ เนื่องจากมีราคาสูง จึงใช้อุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กและคุ้มค่าที่มีความเสถียรที่คล้ายกัน และได้รับการยอมรับ คือหน่วยวัดความเฉื่อย (IMU) ประกอบด้วย Accelerometers, Gyroscopes, Magnetometers การศึกษาการเคลื่อนไหวโดยใช้ IMU ประมาณพารามิเตอร์ของการยืนปกติและการเดินในขอบเขต มีผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 12 คน (วัยรุ่น 4 คนและวัยกลางคน 8 คน) ผู้สูงอายุถูกแบ่งออกเป็นสองกลุ่มตามระดับความเสี่ยง (สุขภาพดีและล้มง่าย) ขึ้นอยู่กับการรายงานตนเองว่าเกิดการล้มในช่วง 6 เดือนที่ผ่านมา (อย่างน้อยที่สุดหนึ่งครั้งภายใน 6 เดือนที่ผ่านมา) ไม่มีประวัติของการล้มจากกลุ่มคนวัยรุ่น โดยใช้แผ่นวัดแรงกด (BERTEC #K80102, Type 4550-08; Bertec Corporation, โคลัมบัส, โอไฮโอ, สหรัฐอเมริกา) เพื่อรวบรวมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ใช้เพื่อประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เคลื่อนไหวข้อมูลที่อัตราการส่มตัวอย่าง 100 Hz ในการทดสอบการยืนปกติ และ ใช้ IMU สามแกนหนึ่งชุด (Motion Tractor X [MTx] ; Xsens Technologies BV, Netherlands) เพื่อรวบรวมข้อมูลความเร่ง ที่ อัตราการส่มตัวอย่าง 50 Hz มีความละเอียดเชิงมุม 0.05° RMS, ความแม่นยำคงที่ $<0.5^\circ$ และความแม่นยำแบบไดนามิก <1.0 ช่วงไดนามิก สำหรับความเร่ง และความเร่งเชิงมุมคือ $\pm 50 \text{ m/s}^2$ (5 g.) และ $\pm 1,200^\circ/\text{s}$ ตามลำดับ สำหรับการทดสอบการยืนปกติ IMU ติดอยู่ที่ด้านหลังส่วนล่าง (เช่น L5 / S1) เนื่องจากตำแหน่งนี้ ใกล้กับจุดศูนย์กลางมวล สำหรับการทดสอบการเดินบนลู่วิ่งนั้น IMU จะติดที่ข้อเท้าขวา เพราะว่าเป็นบริเวณที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของความสมดุลแบบไดนามิก ส่วนแรกของการทดลองคือการทรงปกติ ผู้เข้าร่วมจะยืนอยู่บนทางเดินเชิงเส้นพร้อมกับแผ่นวัดแรงกดด้านล่าง ใช้เวลาทดสอบการยืนปกติ 3 นาที โดย 1 นาทีแรกให้ยืนเท้าชิดกัน หลังจากนั้นให้ยืนเปิดเท้า แต่หลังตา 10 วินาที ท่าเหล่านี้และระยะเวลาที่ถูกเลือกได้ถูกกำหนดไว้ใน การทดสอบการทรงตัวของ Berg ที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ส่วนของการทดลองสำหรับการเดิน คือ การทดสอบการเดินบนลู่วิ่ง ผู้เข้าร่วมต้องเดินบนลู่วิ่งด้วยความเร็วปกติก่อนเป็นเวลา 2 นาที เพื่อให้ผู้เข้าร่วมทำความคุ้นเคยกับการเดินบนลู่วิ่ง และทดสอบโดยการเดินอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 3 นาที และมีการจัดเวลาพัก่อนให้เพียงพอแก่ผู้เข้าร่วม โดยเฉพาะผู้ที่มีแนวโน้มที่จะล้มระหว่างการทดสอบทั้งสองครั้งเพื่อลดอาการรบกวนของความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 แสดงข้อมูลในการทดสอบการยืนและการเดิน [24]

(a) Stabilogram ของความเร็วศูนย์กลางของแรงดัน (COPv)

(b) Stabilogram ของความเร่ง (Acc) (c) Stabilogram ของการเดิน Antero-Posterior

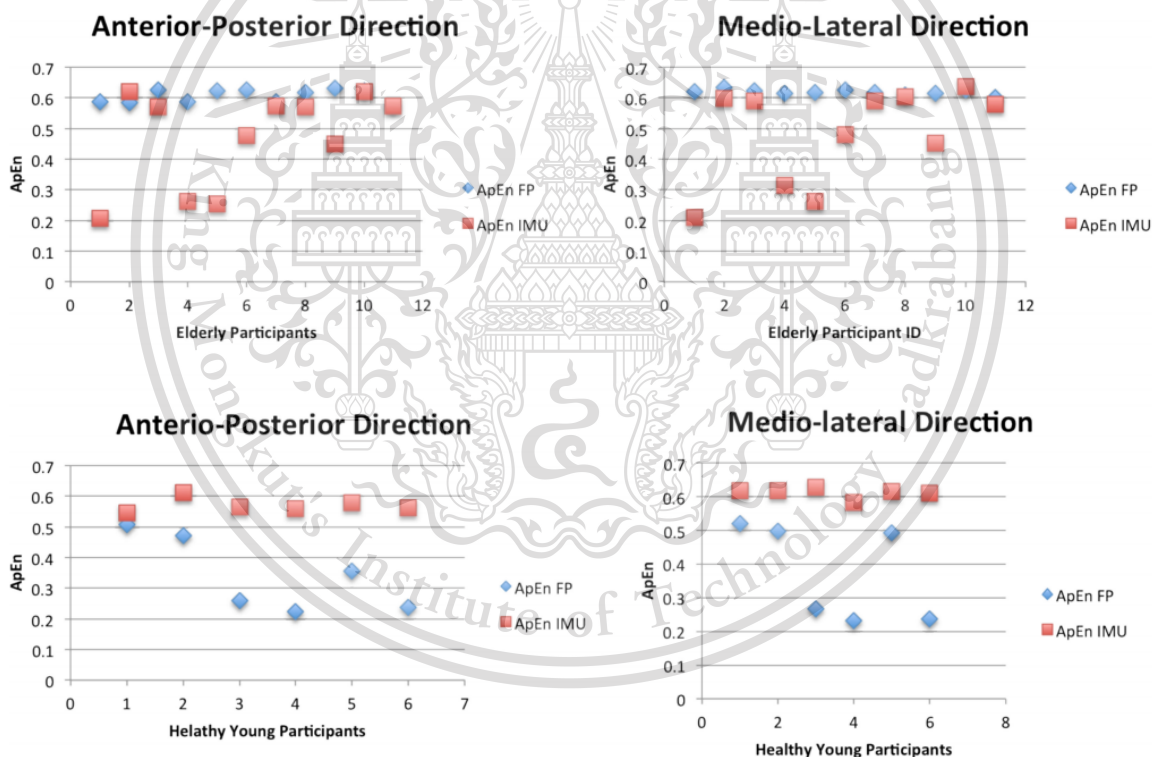
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มที่มีความเสี่ยงกับกลุ่มที่มีสุขภาพดีในค่า MaxLE ในขณะที่พารามิเตอร์ (COPv และ Acc) ไม่ได้แสดงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่ม MaxLE เป็นดัชนีที่มีแนวโน้มในการแยกความแตกต่างของการล้มง่ายของวัยกลางคนที่มีสุขภาพดี นอกจากนี้การศึกษาในปัจจุบันแสดงให้เห็นถึงความสามารถเมื่อวิเคราะห์ MaxLE ที่ข้อเท้าว่าคำนวณในการศึกษาปัจจุบันมีค่าเฉลี่ย 1.5545 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.0930 บุคคลที่มีความเสี่ยงในการล้มสูงมักจะมี MaxLE สูงกว่าทั้งพารามิเตอร์ COPv และ Acc ในระหว่างการทดสอบ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่ม ในการวัดความสมดุล เมื่อเปลี่ยนรูปแบบทดสอบ หรือเพิ่มความยากของการทดสอบ (เช่นการเปลี่ยนท่าทางหรือความผิดเพี้ยนของระบบประสาทสัมผัส) ในระหว่างการทดสอบยืนตัวตรงปกติ ไม่ได้สร้างผลกระทบที่สอดคล้องกันต่อความสมดุลในท่าต่างๆ เหตุผลหนึ่งที่เป็นไปได้ก็คือ ผลของความยากของการทดสอบทำให้ผู้เข้าร่วมสับสนในระหว่างการทดสอบ คือผู้เข้าร่วมบางคนมักจะระมัดระวังและมีสมาธิมากขึ้น และเป็นผลให้ประสิทธิภาพของพวกเขาไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ IMU สามารถใช้งานได้ดังนี้ ประการแรกเป็นเครื่องมือประเมินความเสี่ยงการหกล้ม ใช้งานง่ายและพกพาได้ สามารถพัฒนาขึ้นเพื่อการคัดกรองหรือประเมินพนักงานโดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับพนักงานเก่า ประการที่สองคือการมอบหมายงาน การพัก สามารถกำหนดได้โดยขึ้นอยู่กับการลดลงของเสถียรภาพที่ถูกตรวจสอบ เนื่องจากความเหนื่อยล้า สุดท้ายความสมดุลที่ประเมินโดย IMU สามารถใช้เป็นข้อมูลมาตรฐาน ในการตรวจสอบประสิทธิภาพของการเคลื่อนไหว โดยพัฒนาเป็นโปรแกรมที่ออกแบบและจัดให้กับพนักงานตรวจสอบการควบคุมการทรงตัว [24]

Center of Pressure (COP) เป็นวิธีการทางคลินิกเพื่อตรวจสอบระบบประสาทสัมผัส การรบกวนความสมดุล ประชากรผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดีและมีผู้ที่เป็นโรคเกี่ยวกับประสาทและกล้ามเนื้อค่า COP จะมีการแกว่งที่เพิ่มขึ้นบ่งบอกว่า มีความสมดุลไม่ดีและมีความเสี่ยงในการล้ม เช่นเซอร์วัดความเฉื่อยที่ติดตั้งบนตัวเป็นวิธีการทางคลินิกที่นำไปใช้ได้อย่างง่ายดาย จุดมุ่งหมายของการศึกษาในปัจจุบันคือการตรวจสอบว่าแผ่นวัดแรงกด และมาตรวัดความเร่งให้ความคล้ายคลึงกันหรือไม่ข้อมูลทางสรีรวิทยาเมื่อประมาณโดยเอนโทรปี (ApEn) หรือนุกรมเวลา ผู้เข้าร่วมในการศึกษานี้ เป็นเด็ก 7 คนและผู้สูงอายุ 13 คน (2 คนมีประวัติการล้ม) ในการทดสอบจะมีแตกต่างกันในเด็กและผู้สูงอายุที่แข็งแรง ผู้เข้าร่วมเมื่อได้รับการประเมินทั้งแผ่นวัดแรงกดและหน่วยวัดความเฉื่อย (IMU) ในช่วงเวลาเดียวกัน ดังนั้นกลไกการควบคุมที่แตกต่างกัน จึงทำให้การควบคุมการทรงตัวที่แกว่งไปมา โดย IMU มากกว่า COP ที่วัดโดยแผ่นวัดแรงกด การประมาณเอนโทรปี (ApEn) เป็นสถิติที่ได้พัฒนาเมื่อไม่นานมานี้ การหาปริมาณความสม่ำเสมอและความซับซ้อนที่มีศักยภาพในการประยุกต์ใช้ในวงกว้างทางสรีรวิทยา การประมาณเอนโทรปี (ApEn) เป็นแนวทางในการ หาปริมาณความซับซ้อนและความสม่ำเสมอของระบบ ซึ่งแสดงให้เห็นความมั่นคงในการทรงตัวเกิดจากการรวมกันของข้อมูล การใช้ ApEn

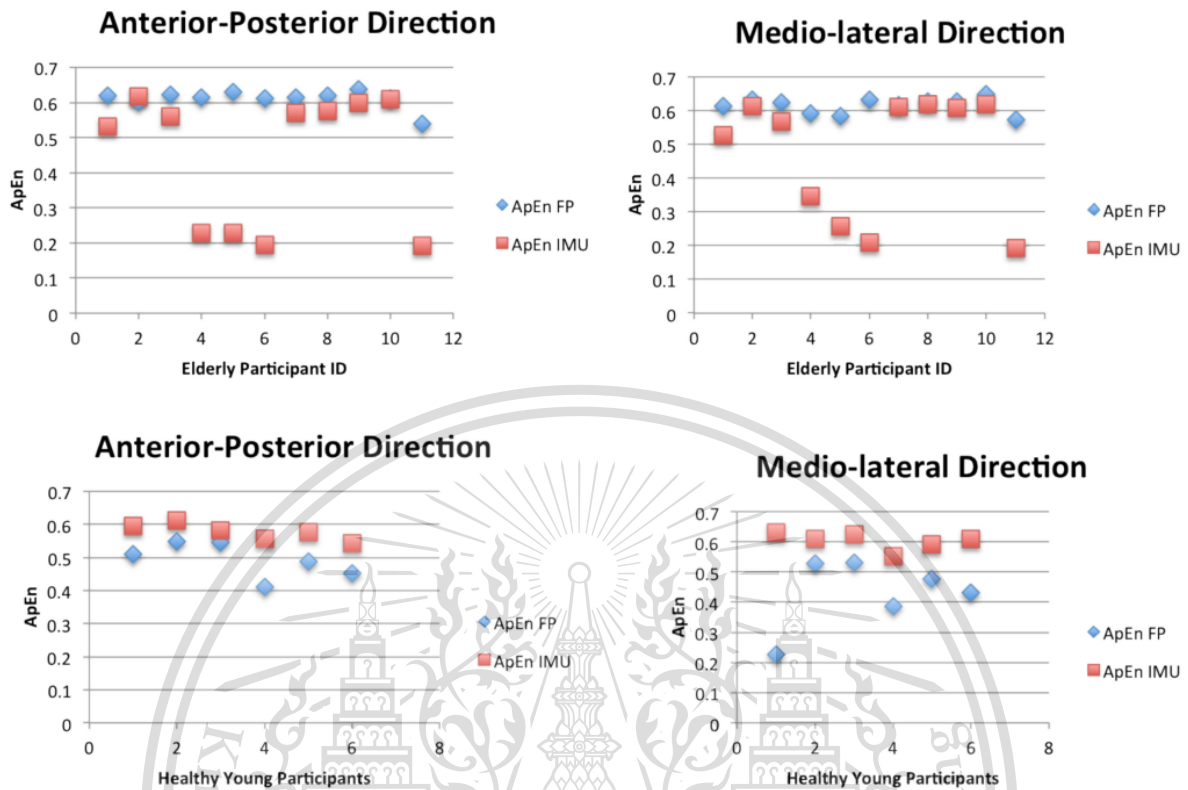
ถือว่าให้ผลโดยตรง บ่งบอกถึงความสามารถในการคาดการณ์สูงและความสม่ำเสมอของข้อมูลนุกรมเวลาที่มีค่า ApEn สูง จะบ่งบอกถึงความสามารถไม่ได้และข้อมูลมีการเปลี่ยนแปลงมาก ในการทดสอบสำหรับผู้เข้าร่วม

แต่ละคน 20 นาที IMU ถูกติดอยู่ที่ระดับกระดูกอกของผู้เข้าร่วม และยืนบนแผ่นวัดแรงกด ทำการทดลองแต่ละครั้งเป็นเวลา 75 วินาที ข้อมูลสูงสุดของ Force Plate และ IMU ถูกใช้เพื่อสัมพันธ์กับข้อมูลอนุกรมเวลา IMU ถูกติดอย่างปลอดภัยโดยใช้สายรัดเวโลโครที่พันรอบลำตัวอยู่กึ่งกลางของกระดูกอก ค่าสัมประสิทธิ์ที่กำหนดไว้ที่ 0.2% ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูล COP 7200 ข้อมูล (รวมเป็นเวลา 1 นาทีที่ความถี่การสุ่มตัวอย่าง 120Hz) ซึ่งสามารถสร้างความถูกต้องทางสถิติที่เหมาะสมของ ApEn ชุดข้อมูลของ COP ที่อยู่ติดกัน 7200 ข้อมูล ถูกแบ่งชุดข้อมูลออกเป็น ชุดความยาวที่ $m = 2$ จำนวนนี้จะได้เท่ากับ 3600 ชุดย่อยที่เล็กกว่า แล้วกำหนดจำนวนชุดย่อยที่อยู่ในเกณฑ์ของความคล้ายคลึงกัน $d = 0.2\%$ ของ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 7200 ข้อมูลจาก COP จากนั้นทำซ้ำขั้นตอนเดียวกันเป็นครั้งที่สอง จนกว่าชุดย่อยแต่ละส่วนย่อยจะถูกเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือของชุดข้อมูล แสดงข้อมูลดังรูปที่ 2.23 และ 2.24



รูปที่ 2.23 แสดงค่า ApEn และ COP จาก Force Plate และ IMU ของการทรงตัวในท่ายืนปกติ [25]

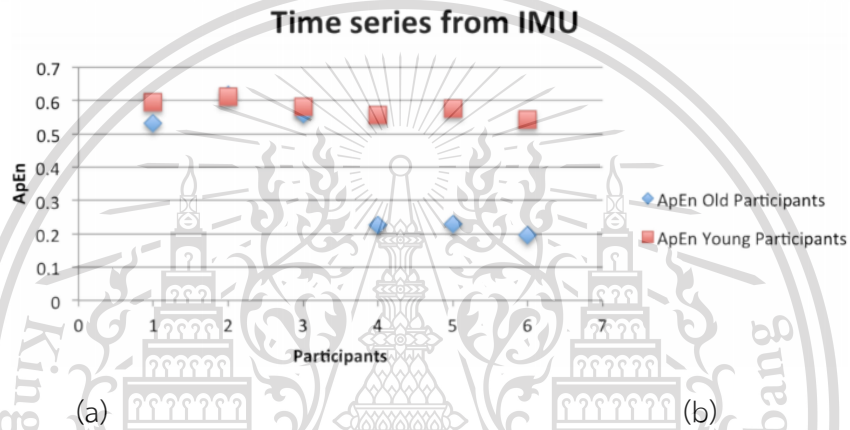
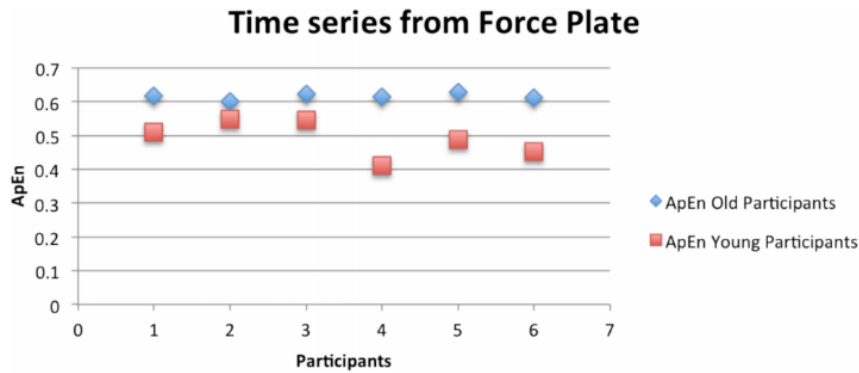
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.24 แสดงค่า ApEn และ COP จาก Force Plate และ IMU ในทำยืนปกติหลับตา [25]

จากการทดสอบแสดงให้เห็นว่าค่าการแกว่งของข้อมูลของ ApEn แต่ละคนไม่ได้ไปในทิศทางเดียวกัน กับจุดศูนย์กลางของความดัน Stabilograms จากรูปที่ 2.23 และ 2.24 ค่า ApEn ของ IMU ในผู้สูงอายุมีค่าต่ำกว่าค่า ApEn ของ IMU ของเด็ก เมื่อใดเทียบกับค่า ApEn ที่คำนวณจากอนุกรมเวลาของ COP จากแผ่นวัดแรงกด พบข้อมูลผู้เข้าร่วมเด็กและผู้สูงอายุ 6 คนดังแสดงในรูปที่ 2.25 สำหรับการทดสอบในท่าล้มตา ข้อมูลของผู้สูงอายุพบว่ามีค่า ApEn สูงกว่า (ดังที่เห็นได้จาก ApEn ที่สูงกว่าค่า) และในเด็กพบว่ามีค่า ApEn ต่ำกว่าจากอนุกรมเวลาที่วัดโดยแผ่นวัดแรงกด ในทางตรงกันข้ามเมื่อเปรียบเทียบอนุกรมเวลา IMU พบว่าในเด็กมีความซับซ้อนสูงกว่า ในผู้เข้าร่วมบางคน สิ่งนี้แสดงให้เห็นถึงสมดุลการทรงตัวที่ไม่ดีของผู้สูงอายุในการทดสอบที่วัดโดย COP โดยแผ่นวัดแรงกด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.25 ข้อมูล ApEn ของผู้เข้าร่วมเป็นเด็ก 6 คน เปรียบเทียบกับอนุกรมเวลา [25]

(a) จาก Force Plate (b) จาก IMU

จากการทดสอบการทรงตัวจากอุปกรณ์สองสิ่งที่แตกต่างกัน Force Plate และ IMU การทดลองได้รับการออกแบบมาเพื่อรวบรวมข้อมูลจากเด็กที่มีสุขภาพดี ผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดีและผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงต่อการล้มถูกรวบรวมจากเครื่องมือวัดทั้งสองพร้อมกันภายใต้เงื่อนไขคือ ลืมตาและหลับตา ค่าความซับซ้อนของเอนโทรปี (ApEn) โดยประมาณถูกนำมาใช้เพื่อหาปริมาณของความแปรปรวนของสัญญาณ COP ในทิศทาง AP และ ML ของผู้ทดลอง ผลการทดลองพบว่าสัญญาณ COP ของ Force Plate ที่วัดจากผู้สูงอายุมีความซับซ้อนมากกว่าเด็กที่มีสุขภาพดี ซึ่งในทางตรงกันข้ามพบสัญญาณ COP ของ IMU ที่วัดจากผู้สูงอายุมีความซับซ้อนน้อยกว่าเด็กที่มีสุขภาพดี สิ่งนี้ชี้ให้เห็นถึงความสามารถในการควบคุมที่เท้า COP ถูกวัดโดยแผ่นวัดแรงกดและการแกว่งของร่างกายถูกวัดโดย IMU ที่ติดลำตัว มีความสามารถในการปรับสมดุลทางกายภาพในทิศทาง AP ของผู้สูงอายุ [25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

ในการดำเนินงานผู้จัดทำปริญญานิพนธ์เรื่องการออกแบบและพัฒนาระบบตรวจสอบสมมูลการทรงตัวแบบพกพา จากการศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องทำให้ทางทีมผู้วิจัยได้รับทราบถึงข้อมูลต่างๆ ที่เป็นประโยชน์และสามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้กับการจัดทำปริญญานิพนธ์ครั้งนี้โดยภายหลังจากการศึกษานั้นทางทีมผู้วิจัยสามารถทำการแบ่งขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 4 ส่วนดังนี้

1. การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว
2. ขอใบรับรองต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (Institutional Review Board: IRB)
3. ออกแบบและเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่าง พร้อมวิเคราะห์เปรียบเทียบข้อมูล
4. ออกแบบส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้งาน (User Interface)

3.1 การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว

3.1.1 ส่วนประกอบเครื่องตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว

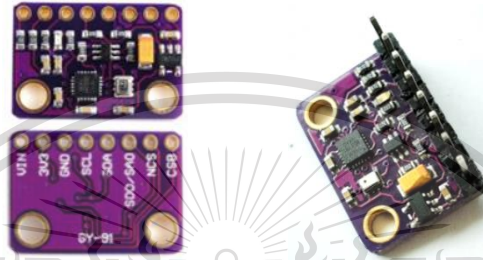
ในการดำเนินงานผู้จัดทำปริญญานิพนธ์ มีเป้าหมายที่จะพัฒนาระบบตรวจสอบสมมูลการทรงตัวแบบพกพา ให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ราคาถูก ใช้พลังงานต่ำ และไม่เป็นอันตรายต่อผู้ใช้งานขณะทดสอบ ผู้จัดทำจึงได้เลือกส่วนประกอบที่มีน้ำหนักเบา ขนาดเล็ก และใช้พลังงานต่ำ ได้แก่ แบตเตอรี่ (Battery) ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เซนเซอร์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว (Inertial Measurement Unit: IMU) สวิตช์ (Switch) กล้องเก็บอุปกรณ์ และ สายรัดผ้ายืด

แบตเตอรี่ (Battery) ใช้สำหรับให้พลังงานกับอุปกรณ์ต้นแบบโดยในการทำอุปกรณ์ต้นแบบจะใช้ ลิเทียมโพลิเมอร์แบตเตอรี่ (Lithium-Polymer Battery) 3.7 โวลต์ ขนาดกว้าง 20 มิลลิเมตรยาว 35 มิลลิเมตร หนา 8 มิลลิเมตรและความจุ 600 มิลลิแอมป์ ซึ่งแบตเตอรี่ที่ใช้มีน้ำหนักเบาเมื่อเปรียบเทียบกับความจุสามารถนำไปติดตั้งบนอุปกรณ์ได้ง่ายโดยของเหลวด้านใน ทำให้มีความปลอดภัยในการใช้งานลดความเสี่ยงในการเกิดการระเบิดรวมถึงมีแรงดันคงที่ และสามารถจ่ายกระแสได้ปริมาณมากกว่าความจุ ลักษณะของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และแบตเตอรี่ที่นำมาจัดทำเป็นอุปกรณ์ต้นแบบแสดงดังรูปที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.1 ลิเทียมโพลิเมอร์แบตเตอรี่

เซนเซอร์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหว (Inertial Measurement Unit: IMU) ในการทำอุปกรณ์ต้นแบบจะใช้โมดูล (Module) รุ่น GY-91 ขนาดกว้าง 14.3 มิลลิเมตร, ยาว 20.5 มิลลิเมตร โดยมีชิป MPU-9250 (เซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม 3 แกน, เซนเซอร์วัดความเร่งเชิงเส้น 3 แกน, เซนเซอร์วัดสนามแม่เหล็ก 3 แกน) ซึ่งเป็นชิปที่มีขนาดเล็กและใช้พลังงานต่ำ โดยลักษณะของเซนเซอร์ MPU-9250 และลักษณะแกนของ MPU-9250 เป็นดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ลักษณะของเซนเซอร์ Inertial Measurement Unit โมดูลรุ่น GY-91

สวิตช์ (Switch) แบบเลื่อนสองทาง กว้าง 10 มิลลิเมตร ยาว 13.5 มิลลิเมตร หนา 5 มิลลิเมตร กล่องบรรจุวงจรอุปกรณ์ ทำจากพลาสติก ABS สีดำ ก้นน้ำ กว้าง 40 มิลลิเมตร ยาว 75 มิลลิเมตร หนา 23.5 มิลลิเมตร มีการนำมาเจาะช่องเพิ่มสำหรับเสียบสายไมโครยูเอสบี (Micro USB) ชาร์จแบตเตอรี่ สวิตช์เปิดปิดอุปกรณ์ และสอดสายรัดผ้ายืดที่ใช้สวมติดกับร่างกายขณะทำการทดสอบ พร้อมตัวล็อกปรับขนาดความยาวสาย เพื่อให้สามารถใช้งานกับบุคคลที่มีขนาดลำตัวต่างกันได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.4

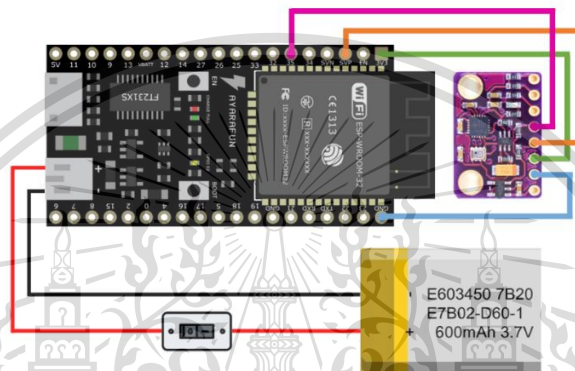


รูปที่ 3.4 กล่องบรรจุวงจรอุปกรณ์และสายรัดผ้ายืดพร้อมตัวล็อก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

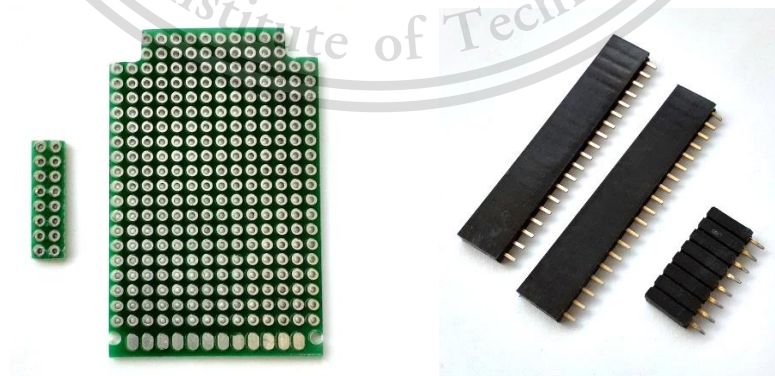
3.1.2 การวางตำแหน่งและการประกอบวงจร

การติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) กับอุปกรณ์ MPU-9250 จะใช้การเชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ I2C BUS (Inter Integrate Circuit Bus: IIC) เป็นรูปแบบการสื่อสารโดยใช้สัญญาณนาฬิกาในการกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูล ซึ่งการสื่อสารนี้จะมีการใช้จำนวนของสายสัญญาณเพียง 2 เส้น ทำให้ลดจำนวนสายสัญญาณและขนาดของอุปกรณ์ รวมถึงสามารถเพิ่มจำนวนอุปกรณ์เข้าไปได้อย่างง่ายดายและไม่ซับซ้อน เชื่อมต่อกับแบตเตอรี่ผ่านเต้ารับที่มีในบอร์ดโดยตรง มีลักษณะวงจรดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 วงจรรับสัญญาณจาก Inertial Measurement Unit sensor

การเดินวงจรของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณการเคลื่อนไหวใช้บอร์ดไขปลา (Perfboard) นำมาตัดให้มีรูปร่างที่เหมาะสมต่อการบรรจุลงกล่อง เลือกใช้สายทองแดงแข็งขนาด 1.5 มิลลิเมตร เนื่องจากทนต่อการฉีกขาด และนำกระแสได้ดีทำให้สัญญาณที่ปล่อยออกมามีความเสถียร อีกทั้งเพิ่มความสะดวกสำหรับยกไมโครคอนโทรลเลอร์ให้สูงขึ้น ทำให้สามารถถอดประกอบอุปกรณ์ได้ ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 บอร์ดไขปลาและขาเสียบของวงจรอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวางตำแหน่งอุปกรณ์ ได้นำแบตเตอรี่ไปวางไว้ระหว่างขาสองข้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อช่วยประหยัดพื้นที่ และง่ายต่อการต่อสายชาร์จ ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 วงจรอุปกรณ์

3.1.3 การรับค่าข้อมูลจากเซนเซอร์และส่งข้อมูลผ่านบลูทูธ

การรับค่าข้อมูลเซ็นเซอร์ ซอฟต์แวร์ที่ใช้โปรแกรม คือ Arduino IDE โดยเริ่มจากการติดตั้งไลบรารี MPU9250_asukiaaa สำหรับเชื่อมต่อกับเซนเซอร์ จากนั้นทำการเรียกใช้งาน BluetoothSerial ตั้งค่าชื่อสัญญาณบลูทูธสำหรับการเชื่อมต่อ เพื่อส่งข้อมูลผ่านสัญญาณบลูทูธ โดยผู้จัดทำได้ตั้งชื่อว่า SSS1 และ SSS2 อัปโหลดโปรแกรมลงบนอุปกรณ์ และตรวจสอบการเชื่อมต่อสัญญาณเพื่อรับค่า โดยพอร์ตที่ส่งค่าข้อมูลจากเซนเซอร์จะขึ้น ESP32PP ตามหลังชื่อสัญญาณ ซึ่งได้แก่พอร์ต COM6 และ COM7 ตามลำดับ ผู้จัดทำได้โปรแกรมความถี่ของการส่งข้อมูลที่ 50 Hz หรือรับข้อมูล 50 ค่าต่อหนึ่งวินาที ใช้โปรแกรมภาษา C มีส่วนประกอบดังนี้

1. พรีโพรเซสเซอร์ไดเรกทีฟ (Preprocessor Directives) ส่วนนี้เป็นส่วนที่คอมไพเลอร์ประมวลผล และทำตามคำสั่งก่อนที่จะมีการคอมไพล์โปรแกรม ซึ่งจะเริ่มต้นด้วยเครื่องหมายไดเรกทีฟ (Directive) หรือเครื่องหมายสี่เหลี่ยม # แล้วจึงตามด้วยชื่อคำสั่งที่ต้องการเรียกใช้หรือกำหนด โดยปกติแล้วส่วนนี้จะอยู่ในส่วนบนสุดหรือส่วนหัวของโปรแกรม และต้องอยู่นอกฟังก์ชันหลักใดๆก็ตาม ดังนี้

```
#include "BluetoothSerial.h"
#include <MPU9250_asukiaaa.h>
#define SDA_PIN 21
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#include เป็นคำสั่งที่ใช้อ้างอิงไฟล์ภายนอก เพื่อเรียกใช้ฟังก์ชัน หรือตัวแปรที่มีการสร้างหรือกำหนดไว้ในไฟล์นั้น รูปแบบการใช้งาน คือ #include <ชื่อไฟล์.h>

#define เป็นคำสั่งที่ใช้ในการแทนข้อความที่กำหนดไว้ ด้วยข้อความที่กำหนดไว้ ซึ่งการใช้คำสั่งนี้ จะไม่มีการอ้างอิงกับตัวโปรแกรม รูปแบบการใช้งาน คือ #define NAME VALUE

การอ้างอิงไฟล์จากภายใน หรือการอ้างอิงไฟล์ไลบรารีที่มีอยู่แล้วใน Arduino หรือเป็นไลบรารีที่เพิ่มเข้าไป จะใช้เครื่องหมาย <> ในการคร่อมชื่อไฟล์ไว้ เพื่อให้โปรแกรมคอมไพล์เลอร์ไปหาไฟล์เหล่านั้นจากในไฟล์เตอร์ไลบรารี แต่หากต้องการอ้างอิงไฟล์ที่อยู่ในไฟล์เตอร์โปรเจกต์ต้องใช้เครื่องหมาย "" คร่อมแทน ซึ่งคอมไพล์เลอร์จะไปหาไฟล์นี้โดยอ้างอิงจากไฟล์โปรแกรมที่คอมไพล์เลอร์อยู่

2. การกำหนดค่า (Global Declarations) ส่วนนี้จะเป็นส่วนที่ใช้ในการกำหนดชนิดตัวแปรแบบนอกฟังก์ชัน หรือประกาศฟังก์ชัน เพื่อให้ฟังก์ชันที่ประกาศสามารถเรียกใช้ได้จากทุกส่วนของโปรแกรม ดังนี้

```
float aX, aY, aZ ;
```

float กำหนดให้ค่าที่รับจากเซนเซอร์เป็นค่าทศนิยม aX aY และ aZ เป็นตัวแปรแทนความเร่งใน 3 ทิศทาง คือ แกน X แกน Y และแกน Z

3. ฟังก์ชัน setup() และฟังก์ชัน loop() เป็นคำสั่งที่ต้องมีในทุกโปรแกรม โดยฟังก์ชัน setup() จะเป็นฟังก์ชันแรกที่ถูกเรียกใช้ นิยมใช้กำหนดค่า หรือเริ่มต้นใช้งานไลบรารีต่างๆ ดังตัวอย่าง

```
void setup()
{
    SerialBT.begin ("SSS2"); //ตั้งชื่อบลูทูธ
    Serial.begin (115200) ; //กำหนดค่า baud rate ในการแสดงผล
}
```

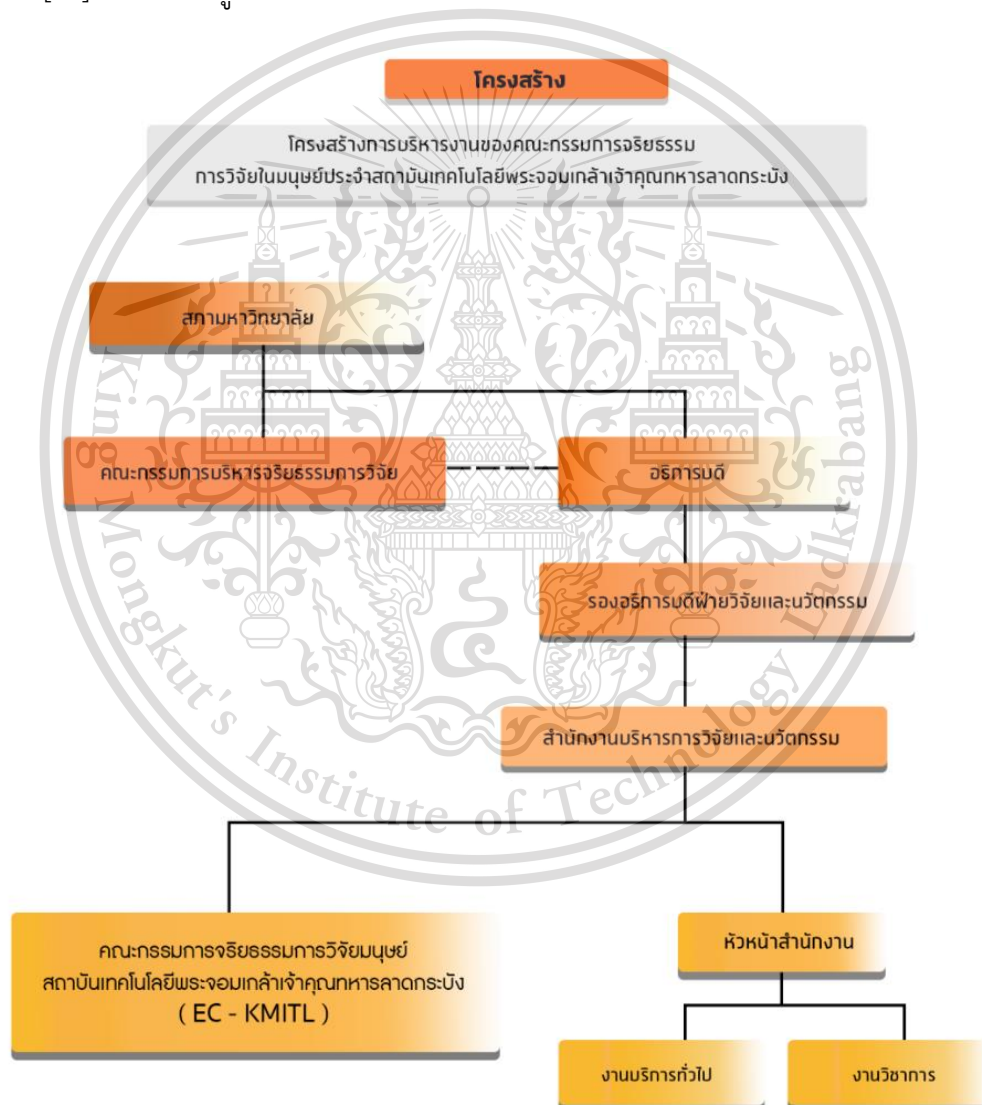
ฟังก์ชัน loop() จะเป็นฟังก์ชันที่ทำงานหลังจากฟังก์ชัน setup() ได้ทำงานเสร็จสิ้นไปแล้ว และมีการวนรอบแบบไม่รู้จบ เมื่อฟังก์ชัน loop() วนครบตามคำสั่งแล้ว ฟังก์ชัน loop() จะถูกเรียกขึ้นมาใช้อีก ดังนี้

```
void loop()
{
    SerialBT.println (String (aX) + "," + String (aY) + "," + String (aZ)) ;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การขอใบรับรองต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (Institutional Review Board : IRB)

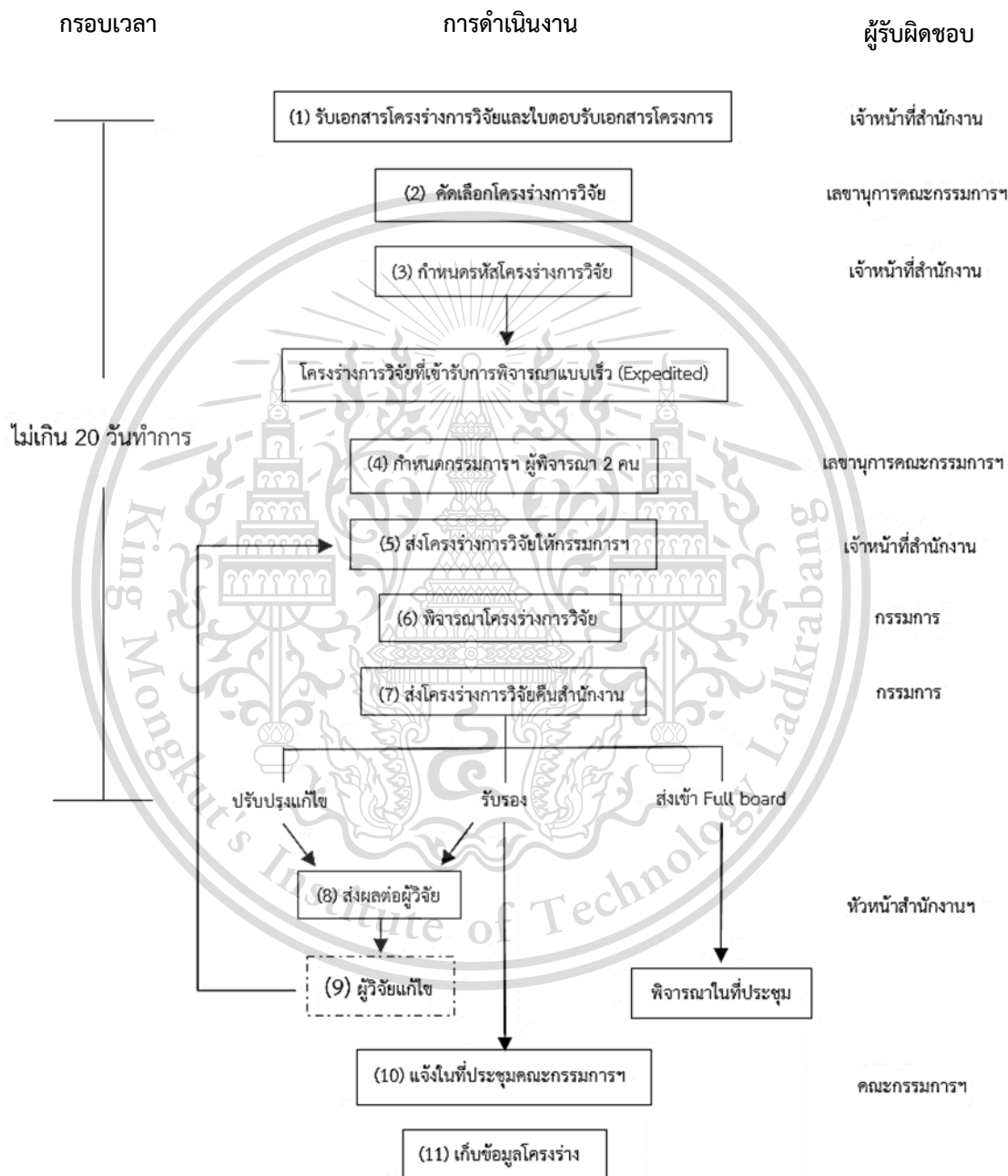
คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย หมายถึง คณะกรรมการที่แต่งตั้งขึ้นในระดับสถาบัน องค์กร หน่วยงานระดับชาติ นานาชาติ เพื่อทำหน้าที่ พิจารณาทบทวนด้านจริยธรรมการวิจัยของข้อเสนอโครงการ การวิจัย ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อปกป้อง/คุ้มครองสิทธิ ศักดิ์ศรี ความปลอดภัยและความเป็นอยู่ที่ดีของผู้เข้าร่วมการวิจัย คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยต้องมีองค์ประกอบ และวิธีดำเนินการ มาตรฐาน (Standard Operating Procedure: SOPs) ที่ชัดเจนสอดคล้องกับระเบียบข้อบังคับและแนวทาง ของประเทศ [26] ดังแสดงในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แผนผังโครงสร้างการบริหารงานของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง [26] ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การยื่นเอกสารเพื่อขอรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มีขั้นตอนการดำเนินการ ดังนี้



รูปที่ 3.9 แผนภูมิการบริหารจัดการโครงการวิจัยเพื่อพิจารณา [26]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การออกแบบการทดลอง

เก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน เพศหญิง 3 คน เพศชาย 2 คน อายุระหว่าง 20-30 ปี มีค่าดัชนีมวลกาย อยู่ในระดับปกติ ไม่เคยได้รับอุบัติเหตุร้ายแรงที่ศีรษะ ขา และเท้า ไม่ได้รับยาหรือสารเสพติด ไม่มีอาการป่วยหรือโรคประจำตัว และนอนหลับพักผ่อนเพียงพอก่อนเข้าร่วมการทดสอบ การทดสอบการทรงตัว มี 2 ลักษณะคือการทรงตัวอยู่กับที่ (Static Balance) และการทรงตัวในขณะที่เคลื่อนที่ (Dynamic Balance) โดยในปฏิญญาฉบับนี้ใช้รูปแบบการทดสอบการทรงตัวอยู่กับที่ใน 4 ลักษณะดังนี้

3.3.1 ท่าทางการทดสอบ

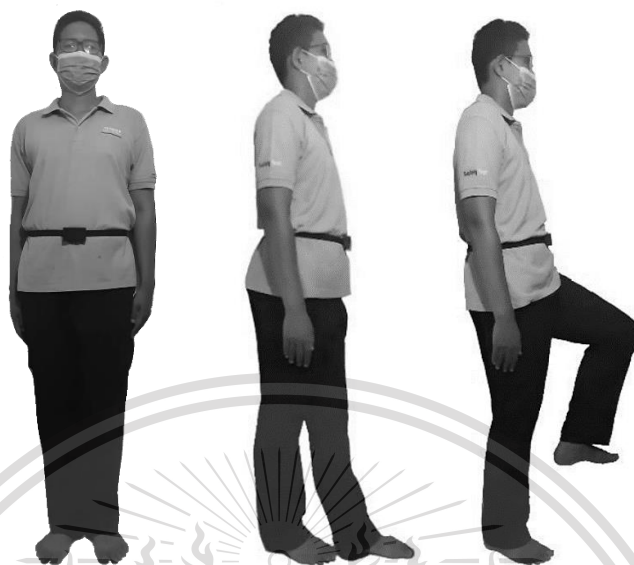
การทดสอบแบบสองขา (Unipedal Stance Test: UPST) เป็นหนึ่งในวิธีการทดสอบของ Berg Balance Scale ที่ถูกใช้อย่างแพร่หลายด้วยเป็นการทดสอบที่ง่ายใช้อุปกรณ์หรือการฝึกอบรมน้อยสามารถคัดกรองคนที่เคยมีประวัติการล้มได้เบื้องต้นโดยการทดสอบเป็นการยืนเท้าเปล่าชิดกันอาจนำแขนไว้ข้างลำตัวหรือพาดไว้ที่อก ทำการยืนและจับเวลาและจะหยุดเมื่อมีการขยับเท้าหน้าแขนออกจากอกหรือล้มตาในทำยืน หากสามารถทรงตัวได้เป็นเวลา 1 นาทีในทำยืนเท้าชิดอาจสรุปผลได้ว่าการทรงตัวที่ดี

การทดสอบแบบยืนสองขาหลับตา (Unipedal Stance Test close eye) โดยทำการยืนสองขาปกติหลับตา จากนั้นทำการจับเวลา และจะหยุดเมื่อมีการขยับเท้าหน้าแขนออกจากอกหรือล้มตา ในทำยืนหลับตา หากสามารถทรงตัวได้เป็นเวลา 1 นาทีในทำยืนเท้าชิดและ 10 วินาทีในทำยืนหลับตาอาจสรุปผลได้ว่าการทรงตัวที่ดีซึ่งการลดลงของเวลาในการทรงตัวบ่งชี้ถึงความเสี่ยงที่เพิ่มขึ้นในการล้มเนื่องจากการมองเห็นเป็นสิ่งสำคัญที่ช่วยในการทรงตัว ดังนั้นการทดสอบท่าหลับตาจึงสามารถใช้อธิบายความเสี่ยงในการล้มมากขึ้นหากการรับภาพไม่ถูกต้องหรือในช่วงเวลากลางคืน สามารถทำการทดสอบแบบสองขาและสองขาหลับตาได้

การทดสอบแบบยืนต่อเท้า (Tandem Stance Test Without Support: TST) เป็นการทดสอบการทรงตัว 1 ใน 3 ของ The Short Physical Performance Battery (SPPB) Balance Scale และ Berg Balance Scale นิยมใช้ในการแพทย์และการวิจัยโดยการยืนมีลักษณะเป็นเท้าต่อกันให้ส้นเท้าของเท้าข้างหนึ่งอยู่ข้างหน้าปลายเท้าอีกข้างหนึ่งในแนวเส้นตรง ซึ่งถือว่า จำกัด ฐานของการยืนให้แคบลงใช้วัดการทรงตัวด้านข้างโดยคนที่ยืนได้ 10 วินาทีหรือน้อยกว่านี้จะถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม

การทดสอบแบบยืนขาเดียว (Single Leg Stance Test: SLST) เป็นการทดสอบที่มีความน่าเชื่อถือ โดยได้รับการยอมรับจากบทความทางวิทยาศาสตร์ (Scientific Literature) เป็นการประเมิน การทรงตัวอย่างง่าย โดยเมื่อยืนขาเดียวผ่านไปช่วงเวลานึงแรงในขาจะลดลงส่งผลให้ยืนได้ไม่ดีและยืนได้ในเวลาที่สั้นลงซึ่งการยืนขาเดียวเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับการเดินทางทำกิจกรรมในชีวิตประจำวัน ผู้ที่ยืนขาเดียวได้ 10 วินาทีหรือน้อยกว่านี้จะถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม [27] ดังรูปที่ 3.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 ท่าทางการทดสอบแบบสองขา ยืนต่อเท้า และยืนขาเดียว

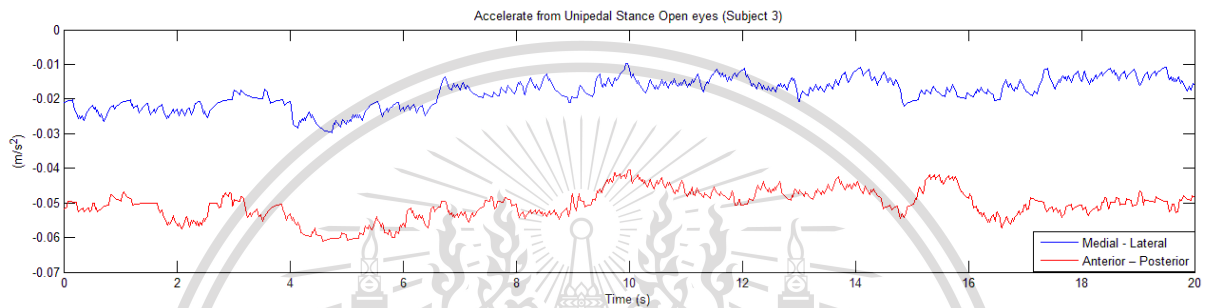
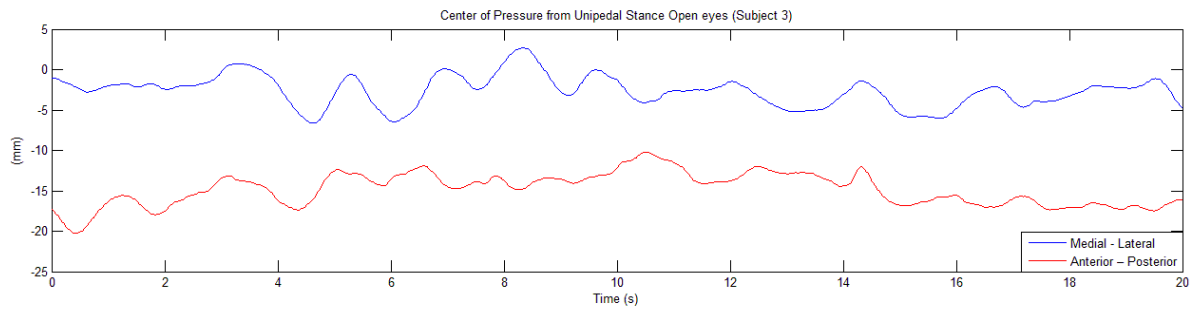
3.3.2 วิธีการทดสอบ

เก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดสอบ โดยทดสอบ 4 ท่าทาง คือ ทำยืนสองขาตัวตรงลิ้มตา ทำยืนสองขาตัวตรงหลับตา ทำยืนสองขาต่อเท้า และทำยืนขาเดียว ใช้เวลาทดสอบแต่ละรอบ 60 วินาที ความถี่ในการเก็บข้อมูล 50 Hz ทำท่าละ 3 รอบ เริ่มต้นการทดสอบด้วยการให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนเท้าเปล่าบนแผ่นวัดแรงกด แขนอยู่ข้างลำตัวมองตรงไปข้างหน้า เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองพร้อมแล้ว ผู้ทดสอบจะส่งสัญญาณให้ผู้เข้าร่วมการทดสอบเขย่งเท้า และกระแทกส้นเท้าลงมาด้วยแรงปกติ และยืนตัวตรงสองขาอีก 40 วินาที เมื่อได้ยินสัญญาณอีกครั้ง ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองหยุดและพักเป็นเวลา 60 วินาที ก่อนเริ่มทดสอบใหม่ ทำเช่นเดียวกันในท่ายืนสองขาตัวตรงหลับตา ทำยืนสองขาต่อเท้า และทำยืนขาเดียว ทดสอบท่าละสามรอบ โดยมีเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวติดที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวล

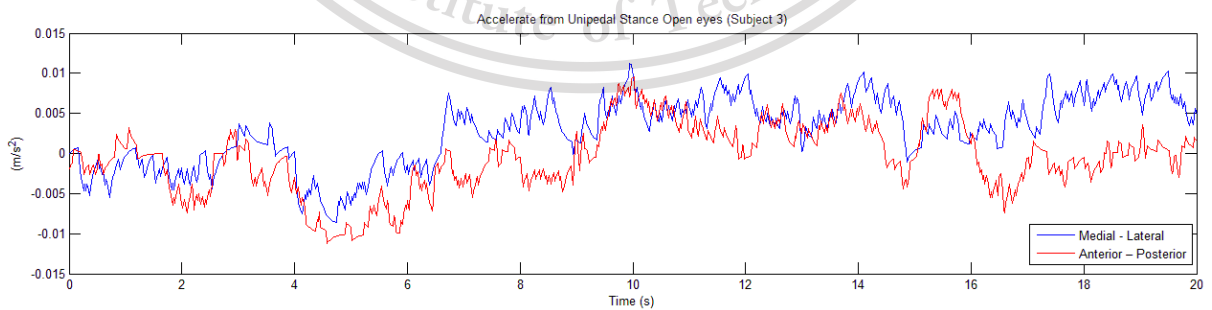
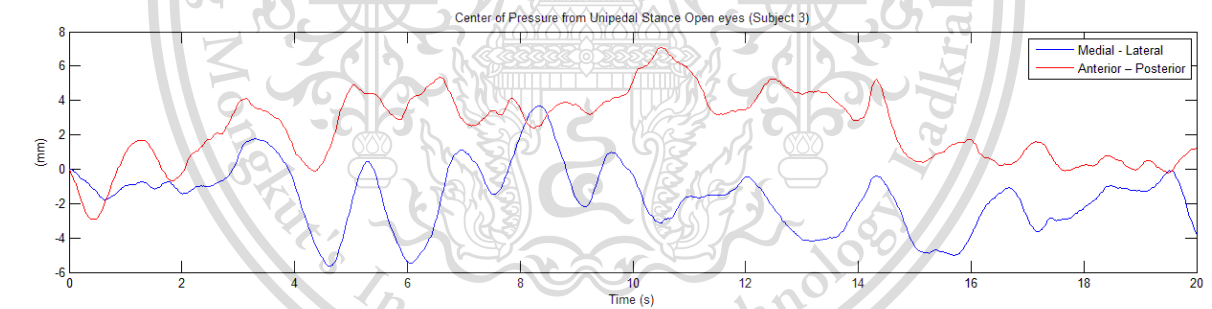
3.3.3 การปรับข้อมูล

ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบจะใช้ 1000 ค่าจากแกน X (ด้านข้างซ้าย-ขวา) และแกน Z (ด้านหน้า-หลัง) หรือ 20 วินาที ในแต่ละชุดข้อมูล ก่อนการตัดข้อมูลต้องทำการเทียบข้อมูลให้ค่าสูงสุดซึ่งเป็นค่าที่ตอนกระแทกเท้าให้อยู่ในตำแหน่งที่เท่ากัน โดยค่าที่ได้จากแผ่นวัดแรงกดเป็นค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในหน่วยมิลลิเมตร ค่าจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในเป็นค่าความเร่งในหน่วย เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง ดังแสดงในรูปที่ 3.11 ตัวอย่างข้อมูลที่เก็บค่าได้ดังแสดงในตารางที่ 3.1 ทำการปรับข้อมูลจากทั้งสองอุปกรณ์ให้ค่าเริ่มต้นเท่ากับ 0 ดังแสดงในรูปที่ 3.12 นำค่าดังกล่าวมาวิเคราะห์ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 ข้อมูลดิบจากการทดสอบ



รูปที่ 3.12 ข้อมูลหลังการปรับค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

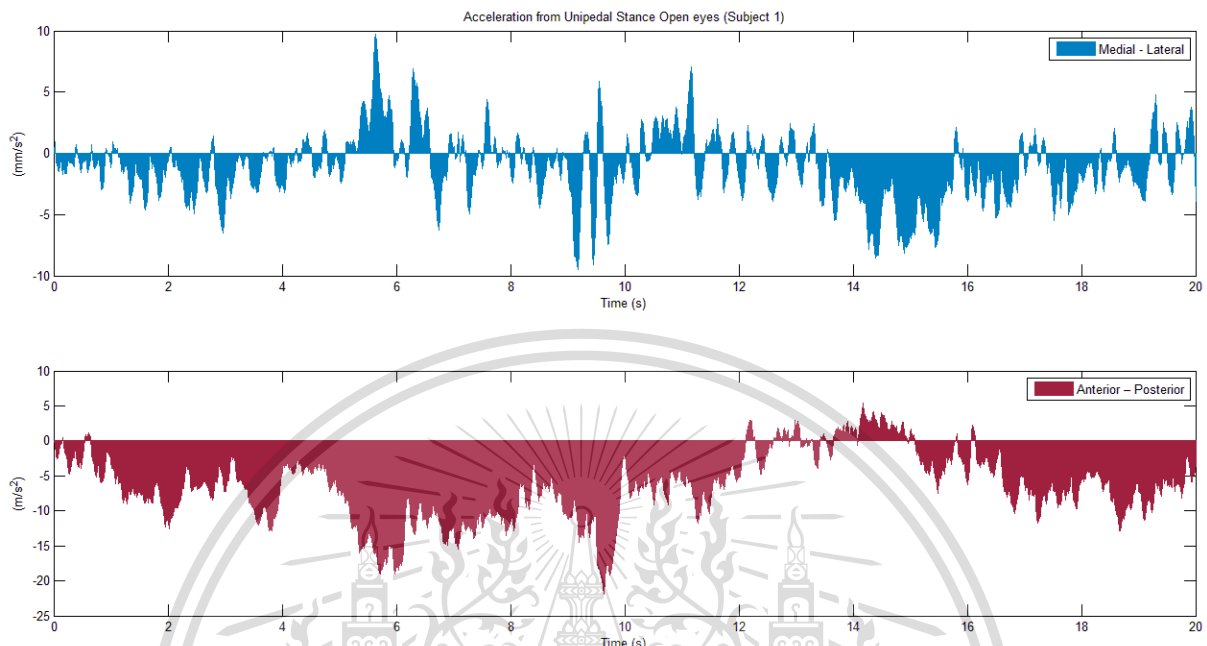
ตารางที่ 3.1 ตัวอย่างข้อมูลดิบจากการทดสอบ

จุดศูนย์กลางแรงดัน (mm)		ความเร่ง (m/s^2)	
COPx	COPy	Ax	Az
-1.01	-17.27	-0.39	-0.22
-1.00	-17.44	-0.4	-0.21
-1.01	-17.58	-0.39	-0.2
-1.06	-17.69	-0.38	-0.18
-1.09	-17.83	-0.39	-0.2
-1.16	-17.97	-0.39	-0.22
-1.23	-18.13	-0.39	-0.2
-1.32	-18.35	-0.39	-0.19
-1.37	-18.54	-0.39	-0.18
-1.43	-18.71	-0.39	-0.2
-1.50	-18.90	-0.39	-0.23
-1.57	-19.08	-0.39	-0.21
-1.60	-19.28	-0.38	-0.2
-1.62	-19.48	-0.39	-0.2
-1.67	-19.65	-0.39	-0.21
-1.71	-19.79	-0.39	-0.21
-1.81	-19.91	-0.39	-0.21

เนื่องจากค่าที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวเป็นค่าความเร่งในหน่วย เมตรต่อวินาที ยกกำลังสอง (m/s^2) จึงต้องแปลงค่าไปเป็นระยะการกระจัดในหน่วย มิลลิเมตร (mm) โดยใช้กฎสี่เหลี่ยมคางหมู (The Trapezoid Rule) ในการหาพื้นที่ใต้กราฟระหว่างความเร่งกับเวลา และความเร็วกับเวลา ใช้โปรแกรมแมตแล็บ (Matlab) แปลงค่า ซึ่งก่อนแปลงค่า ต้องทำให้อยู่ในหน่วย มิลลิเมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (mm/s^2) ใช้คำสั่ง Velocity = Cumtrapz (Time , IMU*1000) ; ตัวอย่างพื้นที่ใต้กราฟความเร่งกับเวลา

ดังแสดงในรูปที่ 3.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 พื้นที่ได้กราฟความเร่งกับเวลา

3.3.4 การเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ

ผู้เข้าร่วมการทดสอบเป็นกลุ่มตัวอย่างที่มีอิสระต่อกัน นำข้อมูลดิบจากทั้งสองอุปกรณ์มาหาค่าเฉลี่ย และนำไปวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance: ANOVA) ของข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ ใช้วิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 1 ตัวประกอบ (One – Way Analysis of Variance) โดยเปรียบเทียบค่าจาก 2 แนวการเคลื่อนที่ คือ แนวหน้า-หลัง (COPx, Ax) และแนวซ้าย-ขวา (COPy, Az) ในแต่ละอุปกรณ์ ทั้ง 3 ท่าทางการทดสอบ ได้แก่ ท่าทางการทดสอบแบบสองขาชิดตา ยืนต่อเท้า และยืนขาเดียว

ต้องการทราบว่าผู้เข้าร่วมการทดสอบแต่ละคนมีค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน และค่าความเร่งเหมือนกัน อย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ ให้ค่าเฉลี่ยข้อมูลของผู้เข้าร่วมทดสอบคนที่ 1 2 3 4 และ 5 เป็น μ_1 μ_2 μ_3 μ_4 และ μ_5 ตามลำดับ ที่ค่าความเชื่อมั่นที่ 95% ระดับนัยสำคัญ 0.05 ($\alpha = 0.05$) สมมติฐานดังนี้

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5$$

$$H_1: \mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3 \neq \mu_4 \neq \mu_5$$

H_0 : ค่าเฉลี่ยข้อมูลของผู้เข้าร่วมทดสอบ 5 คน เหมือนกันอย่างมีนัยสำคัญ และ H_1 : ค่าเฉลี่ยข้อมูลของผู้เข้าร่วมทดสอบอย่างน้อย 1 คนไม่เหมือนกัน ใช้โปรแกรมมินิแท็บ (Minitab) ในการวิเคราะห์ข้อมูล โดยหากค่า P-Value มากกว่าค่าระดับนัยสำคัญ ให้ยอมรับ H_0

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.5 การเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์

นำข้อมูลที่ได้หลังการปรับและแปลงค่าในหน่วย มิลลิเมตร (mm) จากแผ่นวัดแรงกด และอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน มาทดสอบความแตกต่างค่าเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม ที่ไม่อิสระต่อกัน (Paired Sample T-test) โดยข้อมูลที่นำมาเปรียบเทียบต้องมีการกระจายตัวแบบปกติ จึงต้องทำการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล (Normality Test) ค่าเฉลี่ยจากการทดสอบทั้งหมด 15 ครั้ง จากทั้งสองอุปกรณ์ ในแนวหน้า-หลัง และซ้าย-ขวา ทุกชุดข้อมูล ซึ่งหากค่า P-value มากกว่าค่าระดับนัยสำคัญที่ 0.05 ข้อมูลชุดนั้นมีการกระจายตัวปกติ สามารถนำมาเปรียบเทียบได้ ตัวอย่างข้อมูลหลังการปรับและแปลงค่า ดังแสดงในตารางที่ 3.2 และ 3.3

ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดก่อนและหลังการปรับค่า

ก่อน (mm)		หลัง (mm)	
COPx	COPy	COPx	COPy
-18.3	25.6	0.0	0.0
-18	25.5	0.3	-0.1
-17.9	25.3	0.4	-0.3
-17.3	25.1	1.0	-0.5
-17.5	24.8	0.8	-0.8
-17.1	24.7	1.2	-0.9
-16.9	24.6	1.4	-1.0
-17	24.3	1.3	-1.3
-16.7	24	1.6	-1.6
-16.4	23.8	1.9	-1.8
-16.4	23.5	1.9	-2.1
-16.1	23.4	2.2	-2.2
-16.1	23.1	2.2	-2.5
-16	23	2.3	-2.6
-16.1	22.7	2.2	-2.9
-16.2	22.7	2.1	-2.9
-16.2	22.4	2.1	-3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 ตัวอย่างข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในก่อนและหลังการแปลงค่า

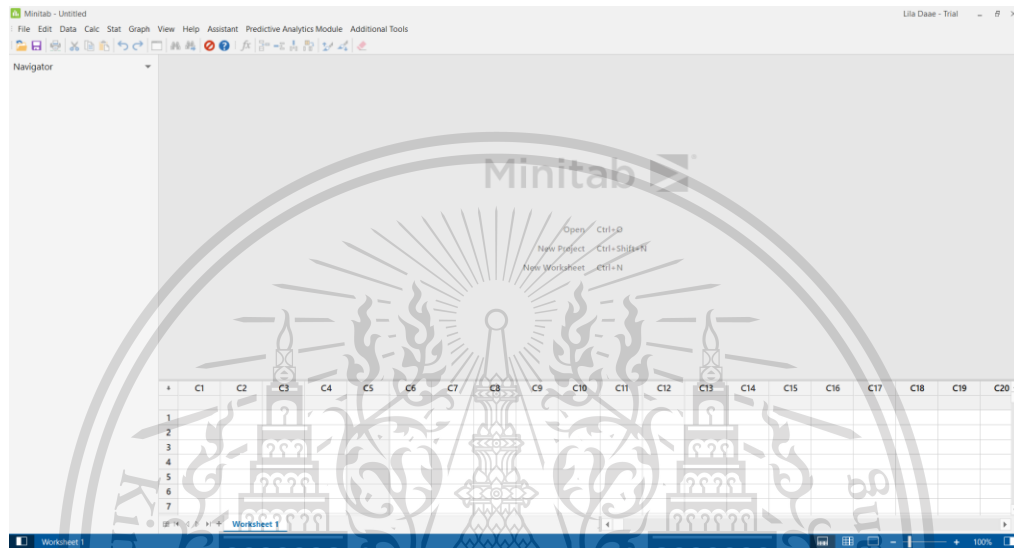
ความเร่ง (m/s ²)		จุดศูนย์กลางแรงดัน (mm)	
Ax	Az	COPx	COPy
0	0	0	0
0.0005	-0.0063	0.1917	0.7703
-0.0044	0.0020	0.3111	1.4490
-0.0044	0.0000	0.6740	1.6898
-0.0034	-0.0019	0.8937	1.6556
0.0000	-0.0019	1.0401	1.3284
-0.0059	-0.0005	1.1377	0.8499
-0.0039	-0.0049	1.1719	0.5277
-0.0010	-0.0024	1.2500	0.5570
-0.0073	0.0000	1.3622	0.8988
-0.0059	0.0000	1.3036	1.5189
-0.0049	-0.0029	1.1376	2.3587
-0.0054	-0.0029	1.0058	3.1400
-0.0005	0.0005	0.8594	3.6039
-0.0015	-0.0058	0.7520	3.7260
-0.0020	-0.0044	0.7862	3.5795
-0.0010	0.0000	0.8155	3.1498

หลังจากทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล (Normality Test) ทุกชุดแล้ว ต้องการทราบว่าค่าจากการทดสอบด้วยแผ่นวัดแรงกด และอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ในหน่วย มิลลิเมตร จากทั้ง 2 แนวทางการเคลื่อนที่เหมือนกันอย่างมีนัยสำคัญอย่างไร ให้ μ_A แทนค่าเฉลี่ยของชุดข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกด μ_B แทนค่าเฉลี่ยของชุดข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน กำหนดให้ค่าความเชื่อมั่นที่ 95% ระดับนัยสำคัญ 0.05 ($\alpha = 0.05$) สมมติฐานดังนี้

$$H_0: \mu_A \leq \mu_B$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อ $H_1: \mu_A > \mu_B$ เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

H_0 : ข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดมีค่าน้อยกว่าหรือเหมือนกับข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน H_1 : ข้อมูลจากแผ่นวัดแรงกดมีค่ามากกว่าข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ใช้โปรแกรมมินิแท็บ (Minitab) ในการวิเคราะห์ข้อมูล โดยหาค่า P-Value มากกว่าค่าระดับนัยสำคัญ ให้ยอมรับ H_0 หน้าการทดสอบโดยใช้โปรแกรมมินิแท็บ (Minitab) แสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 หน้าต่างโปรแกรมมินิแท็บ (Minitab)

3.4 ออกแบบส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้งาน (User Interface) และเขียนโปรแกรมประเมินค่าการทรงตัว

การออกแบบส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้งาน (User Interface) ออกแบบให้มีทั้งหมด 9 หน้า โดยแบ่งเป็น 4 ส่วน ได้แก่ คำอธิบายโปรแกรม ส่วนเก็บข้อมูล ส่วนประเมินผล และการให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับวิธีฝึกการทรงตัว ซึ่งช่วยเพิ่มความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัว

3.4.1 คำอธิบายโปรแกรม

หน้าเริ่มต้นโปรแกรมจะประกอบไปด้วยโลโก้โปรแกรม ชื่อโปรแกรม Static Stability Systems และปุ่มเริ่มต้น (Start) ที่เมื่อคลิกจะเข้าสู่หน้าจอ Static Stability System เป็นแอปพลิเคชันที่จะอยู่ในหมวดโปรแกรมเพื่อสุขภาพ ซึ่งจะอธิบายเกี่ยวกับการทำงานของซอฟต์แวร์ ดังนี้

1. Static Stability System เก็บรวบรวมข้อมูลส่วนบุคคล คือ ชื่อ นามสกุล น้ำหนัก ส่วนสูง อายุ และเพศ

2. Static Stability System จะเก็บข้อมูลของคุณไว้ในฐานข้อมูล ผู้พัฒนาสามารถนำข้อมูลของผู้ทดสอบมาวิเคราะห์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

3. แอปพลิเคชันนี้จะต้องเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ตรวจวัด สมดุลการทรงตัว

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. แอปพลิเคชันนี้ มีท่าทางการทดสอบสามท่า ได้แก่ ยืนสองเท้าสลับตา ยืนขาเดียว และยืนต่อเท้า
5. การทดสอบสมดุลการทรงตัว อาจทำให้ ผู้ทดสอบสูญเสีย การทรงตัวชั่วคราว ในระหว่างทดสอบ
6. หลังจาก ทดสอบ แอปพลิเคชันจะแสดงผลการวิเคราะห์ในรูปแบบร้อยละ
7. ท่านสามารถใช้ข้อมูลจากการทดสอบนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีอื่น

ผู้ใช้งานต้องคลิกที่ช่อง ฉันเข้าใจและยอมรับ (I Understand. Acept) ก่อนเข้าสู่ส่วนเก็บข้อมูล ผู้วิจัยได้ออกแบบโลโก้โปรแกรมดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 โลโก้โปรแกรม Static Stability Systems

3.4.2 ส่วนเก็บข้อมูล

หากผู้ใช้งานยอมรับเงื่อนไขของแอปพลิเคชัน จะเข้าสู่หน้ากรอกข้อมูลส่วนบุคคล (Infomation) ผู้ใช้งานจะต้องระบุ ชื่อ (First Name) นามสกุล (Last Name) น้ำหนัก (Weight) ส่วนสูง (Height) อายุ (Age) และเพศ (Sex) รวมไปถึงตั้งชื่อผู้ใช้งาน (Username) และรหัสผ่าน (Password) คลิกที่ปุ่มลงทะเบียน (Register) เมื่อลงทะเบียนสำเร็จ ให้ผู้ใช้งานคลิกที่ปุ่มเข้าสู่ระบบ (Login) จะเข้าสู่หน้าล็อกอิน ต้องกรอกชื่อผู้ใช้งาน (Username) และรหัสผ่าน (Password) ที่ตั้งไว้ในหน้าข้อมูลส่วนบุคคลสำหรับเข้าสู่หน้าผู้ใช้งาน

เมื่อเข้าสู่หน้าผู้ใช้งาน จะแสดงข้อมูลที่ได้ลงทะเบียนไว้ในตอนแรก ได้แก่ (First Name) นามสกุล (Last Name) น้ำหนัก (Weight) ส่วนสูง (Height) อายุ (Age) ที่มมบนขวา และขั้นตอนการทดสอบ (Testing Methods) ดังแสดงในรูปที่ 3.16 รวมทั้งบอกตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์ การทดสอบมีให้เลือกทั้งหมดสามท่าทาง ได้แก่ ยืนสองเท้า (Unidpdal) ยืนเท้าเดียว (Sigle Leg) และยืนต่อเท้า (Tandem) ดังแสดงในรูปที่ 3.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Testing methods

1. Wear the device in the specified position.
2. Select the posture you want to test.
3. Answer Questionnaire. Click NEXT.
4. Click Start. During the test open your eyes, looking straight, arms at the sides and hold the selected posture for 20 s.

รูปที่ 3.16 ขั้นตอนการทดสอบ

ขั้นตอนการทดสอบ (Testing Methods) ได้แก่

1. สวมอุปกรณ์ตามตำแหน่งที่ระบุ
2. เลือกท่าทางที่ต้องการทดสอบ
3. ตอบแบบสอบถาม คลิกถัดไป (NEXT)
4. คลิกเริ่ม (Start) ในขณะทดสอบให้ลืมตาทั้งสองข้าง มองตรงไปข้างหน้า แขนอยู่ข้างลำตัว ยืนในท่าทางที่เลือกค้างไว้ 20 วินาที



รูปที่ 3.17 ปุ่มกดเลือกท่าทางการทดสอบ

เมื่อกดเลือกท่าทางที่ต้องการทดสอบ จะเข้าสู่หน้าแบบสอบถาม ในหน้าแบบสอบถามมีคำถามทั้งหมด 8 ข้อ ประกอบไปด้วยคำถามเกี่ยวกับระบบการทรงตัว 5 ข้อ [28] และการประเมินการทรงตัวเบื้องต้น [29] ด้วยการท่าทางต่างๆ 3 ท่าทาง เลือกคำตอบที่ใกล้เคียงที่สุด ดังแสดงในตารางที่ 3.3 เกณฑ์คะแนนแบบสอบถามแสดงในตารางที่ 3.4 คะแนนรวมสูงสุด 18 คะแนน จากนั้นกรอกวันที่และครั้งของการทดสอบ คลิกถัดไป (NEXT) เพื่อเข้าสู่หน้าการทดสอบ

เอกสารนี้สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.4 แบบสอบถามก่อนการทดสอบ

ข้อ	คำถาม	คำตอบ		
1	คุณนอนหลับมากี่ชั่วโมงก่อนทำการทดสอบ	0-2 ชม.	3.5 ชม	>6 ชม
2	คุณได้มีการใช้ยา (บุหรี่ แอลกอฮอล์ ยานอนหลับ และ ยาแก้แพ้) ก่อนทำการทดสอบหรือไม่	ใช่ (Yes)		ไม่ (No)
3	คุณเคยได้รับบาดเจ็บอย่างรุนแรงที่ศีรษะหรือไม่	ใช่ (Yes)		ไม่ (No)
4	คุณเคยได้รับบาดเจ็บอย่างรุนแรงที่ขาหรือเท้าบ้างหรือไม่	ใช่ (Yes)		ไม่ (No)
5	คุณป่วยอยู่รึเปล่าตอนนี้	ใช่ (Yes)		ไม่ (No)
6	หยิบของจากบนพื้น และกลับม้ายืนในตำแหน่งเดิม ก. สามารถหยิบวัตถุขึ้นจากพื้นได้อย่างปลอดภัย และง่ายดาย ข. สามารถหยิบวัตถุได้ แต่ต้องมีคนดูแล ค. ไม่สามารถหยิบวัตถุขึ้นจากพื้นได้ แต่สามารถเอื้อมมือสูงจากพื้น 2-5 ซม. และรักษาการทรงตัวได้ ง. ไม่สามารถหยิบวัตถุขึ้นจากพื้นได้ และต้องการคนดูแลและขณะพยายามหยิบ จ. ไม่สามารถพยายามหยิบ/ต้องการคนช่วยไม่ให้สูญเสียการทรงตัว หรือล้ม			
7	เอี้ยวตัวไปมองข้างหลังทั้งทางด้านซ้ายและด้านขวา ก. มองข้างหลังได้จากทั้งสองด้าน และถ่ายน้ำหนักตัวได้ดี ข. มองข้างหลังได้จากด้านเดียว และถ่ายน้ำหนักตัวได้น้อยลง ค. หันไปได้แค่ด้านข้างเท่านั้น แต่ยังรักษาสมดุลได้อยู่ ง. ต้องการคนดูแลเมื่อเอี้ยวตัว จ. ต้องการคนช่วย เพื่อไม่ให้สูญเสียการทรงตัว หรือล้ม			
8	หมุนรอบตัวเอง 360 องศา หดพัก แล้วหมุนในอีกทิศทางหนึ่ง ก. สามารถหมุน 360 องศาได้อย่างปลอดภัยภายใน 4 วินาทีหรือน้อยกว่า ข. สามารถหมุน 360 องศาเพียงข้างเดียวได้อย่างปลอดภัย ภายใน 4 วินาทีหรือน้อยกว่า ค. สามารถหมุน 360 องศาได้อย่างปลอดภัย แต่หมุนช้า ง. ต้องการคนดูแลอย่างใกล้ชิด หรือแนะนำ จ. ต้องการคนช่วยเหลือขณะหมุนตัว			

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

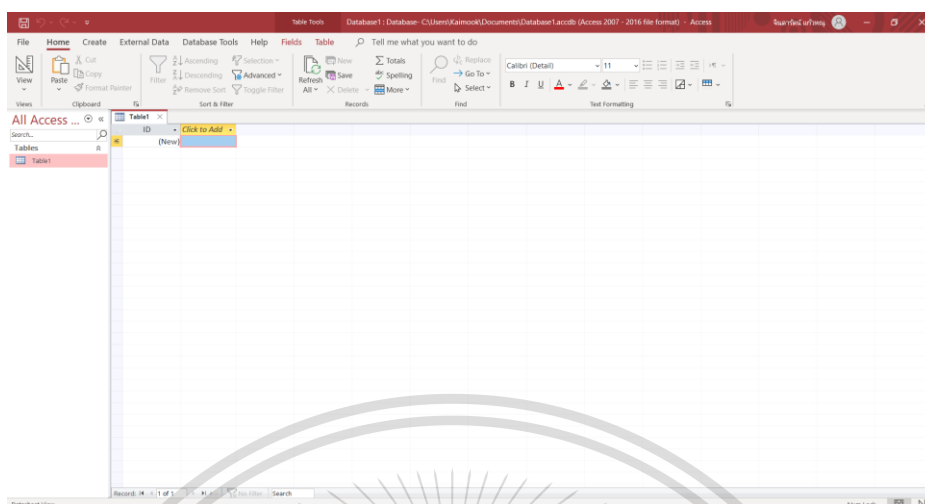
ตารางที่ 3.5 คะแนนคำตอบจากแบบสอบถาม

ข้อ	คะแนนคำตอบ				
1	0-2 ชม. (0 คะแนน)		3.5 ชม.(1 คะแนน)		>6 ชม(2 คะแนน)
2	ใช่ (0 คะแนน)			ไม่ (1 คะแนน)	
3	ใช่ (0 คะแนน)			ไม่ (1 คะแนน)	
4	ใช่ (0 คะแนน)			ไม่ (1 คะแนน)	
5	ใช่ (0 คะแนน)			ไม่ (1 คะแนน)	
6	ก (4 คะแนน)	ข (3 คะแนน)	ค (2 คะแนน)	ง (1 คะแนน)	จ (0 คะแนน)
7	ก (4 คะแนน)	ข (3 คะแนน)	ค (2 คะแนน)	ง (1 คะแนน)	จ (0 คะแนน)
8	ก (4 คะแนน)	ข (3 คะแนน)	ค (2 คะแนน)	ง (1 คะแนน)	จ (0 คะแนน)

ในการหน้าการทดสอบ ผู้ใช้งานจะต้องติดอุปกรณ์ไว้กับลำตัวตามตำแหน่งที่ระบุไว้ในหน้าผู้ใช้งาน และเปิดเครื่องให้เรียบร้อยแล้ว จากนั้นคลิกเลือกพอร์ต (Port) รับข้อมูลที่ตรงกับอุปกรณ์ โดยสังเกตจากตัวล๊อคของสายอุปกรณ์ หากเป็นสีดำให้เลือก COM 6 แต่ถ้าเป็นสีขาวให้เลือก COM7 เมื่อกดเลือกพอร์ตเรียบร้อย ให้คลิกที่เริ่มต้น (Start) แอปพลิเคชันจะแสดงผลในรูปแบบกราฟเรียลไทม์ขณะทดสอบ ในแนวด้านข้างซ้ายขวา (Medial - Lateral: ML) และในแนวด้านหน้าหลัง (Anterior - Posterior: AP) ยืนท่าทางที่ได้เลือกไว้เป็นเวลา 20 วินาที โดยดูจากตัวเลขนับถอยหลังด้านบนขวา เมื่อครบ 20 วินาที คลิกที่ปุ่มเสร็จสิ้น (Finish) ข้อมูลในรูปแบบชุดตัวเลขจะถูกบันทึกในตารางของโปรแกรมไมโครซอฟต์เอกซ์เซล (Microsoft Excle) ทั้งนี้ผู้ใช้งานต้องตั้งชื่อและนามสกุลไฟล์เป็น .csv

ข้อมูลส่วนบุคคล คะแนนจากแบบสอบถาม และค่าสูงสุด ค่าต่ำสุด ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่คำนวณจากการทดสอบ จะถูกบันทึกไว้ในโปรแกรมไมโครซอฟต์แอ็กเซส (Microsoft Access) โปรแกรมจัดการฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์ (Relational Database หรือ Database Management System: DBMS) ซึ่งเป็นฐานข้อมูลของแอปพลิเคชันนี้ ข้อมูลที่เก็บค่าได้จะนำมาเปรียบเทียบในขั้นตอนต่อไป หน้าต่างโปรแกรมไมโครซอฟต์ แอ็กเซส แสดงในรูปที่ 3.18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.18 โปรแกรมไมโครซอฟต์แอ็กเซส

3.4.3 ส่วนแสดงผล

หน้าแสดงผลลัพธ์ให้กรอกวันที่ และครั้งที่ทำการทดสอบ จากนั้นเลือกทำทางของการทดสอบ แอปพลิเคชันจะประมวลผลข้อมูลของการทดสอบในครั้งนั้นออกมา โดยจะระบุค่า สูงสุด ต่ำสุด ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าดัชนีมวลกาย คำนวณออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ และแสดงกราฟ ช่วงของการแกว่ง ผู้ใช้งานสามารถนำค่าข้อมูลดังกล่าว ออกมาในรูปแบบไฟล์สกุล .txt ดังรูปภาพที่ 3.19

Value%	Min ML:	Min AP:
	Max ML:	Max AP:
	AVG ML:	AVG AP:
	STD ML:	STD AP:

Bad Standard Good

Sway range graph

Export

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการวิจัยที่นำข้อมูลที่ได้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.4 วิธีฝึกการทรงตัว

ในส่วนสุดท้าย คือ ส่วนการให้ข้อมูลเกี่ยวกับวิธีฝึกการทรงตัว มี 3 วิธี ได้แก่ วิธีการฝึกด้วยการยืนขาเดียว การฝึกถ่ายน้ำหนัก และการเดินแบบปลายเท้าแตะส้นเท้า [30] มีวิธีการดังนี้

วิธีการฝึกด้วยการยืนขาเดียว

1. ยืนตัวตรง
2. งอเข่าข้างหนึ่ง พยายามให้น่องขนานกับพื้น (ต้นขาทำมุม 90 องศา)
3. ค้างไว้ 10 วินาที
4. กลับท่าเริ่มต้น
5. ทำซ้ำ 10-15 ครั้ง
6. สลับข้าง

หากอยากเพิ่มความยากในการฝึกการทรงตัวด้วยการยืนขาเดียว ก็สามารถทดสอบด้วยการยืนขาเดียวบนหมอน ให้เลือกหมอนที่มีขนาดใหญ่พอดี ไม่เล็กเกินไปเพราะอาจลื่นหกล้มได้ ระหว่างยืนควรหลับตานิ่งช่วยเพิ่มสมาธิ สำหรับผู้สูงอายุที่อยากฝึกการทรงตัวด้วยการยืนขาเดียว แนะนำให้จับขอบโต๊ะ ผนัง หรือเก้าอี้ เพื่อลดความเสี่ยงในการเกิดอุบัติเหตุ

วิธีการฝึกด้วยการฝึกถ่ายน้ำหนัก

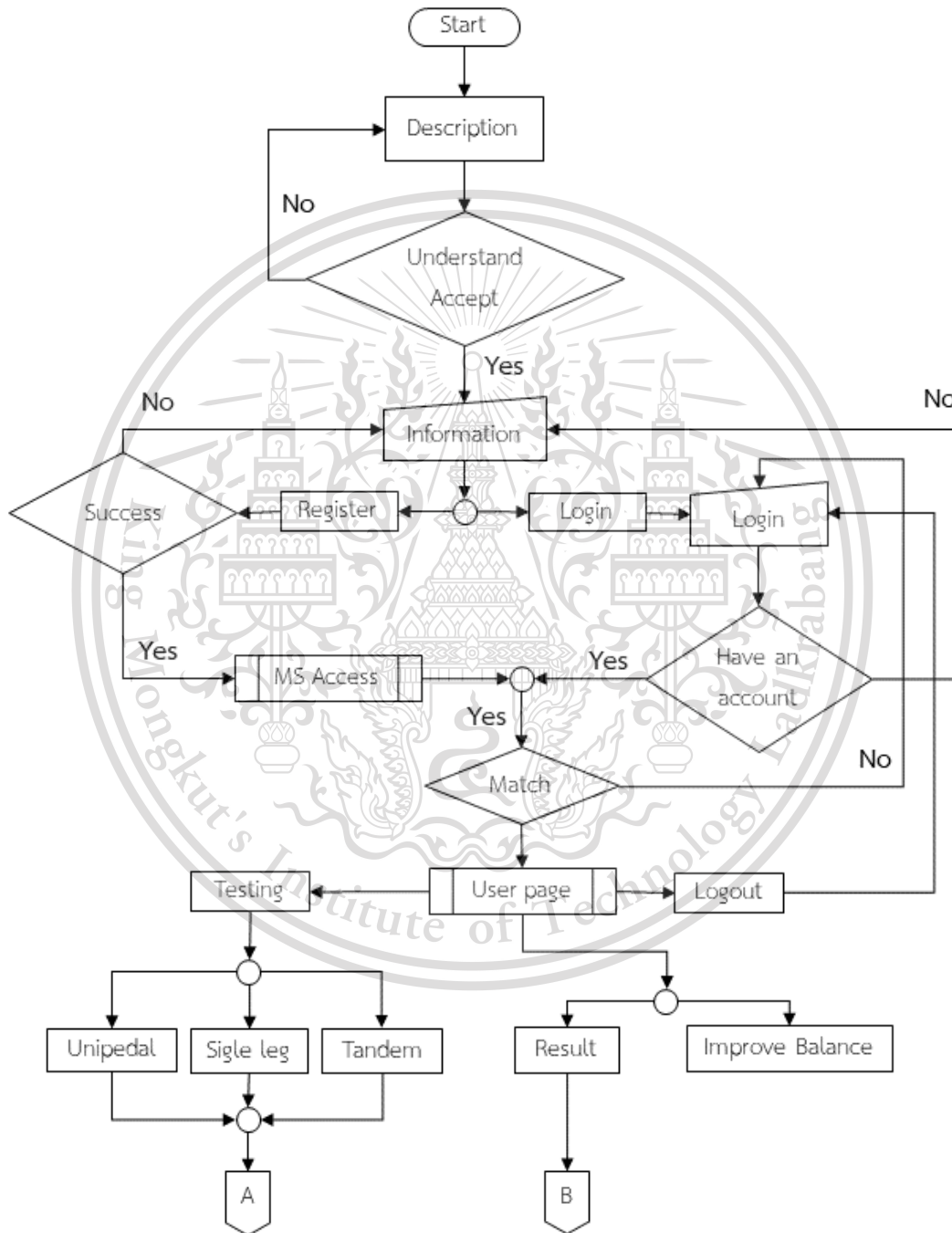
1. ยืนกางขาเท่าความกว้างของสะโพก ถ่ายน้ำหนักไปที่ขาทั้งสองข้างให้เท่ากัน
2. เทน้ำหนักตัวไปที่ร่างกายข้างขวา จากนั้นยกเท้าซ้ายขึ้นจากพื้นเล็กน้อย
3. ค้างไว้ 30 วินาที
4. กลับท่าเริ่มต้น
5. ทำซ้ำ 5-10 ครั้ง
6. สลับข้าง

วิธีการฝึกเดินแบบปลายเท้าแตะส้นเท้า

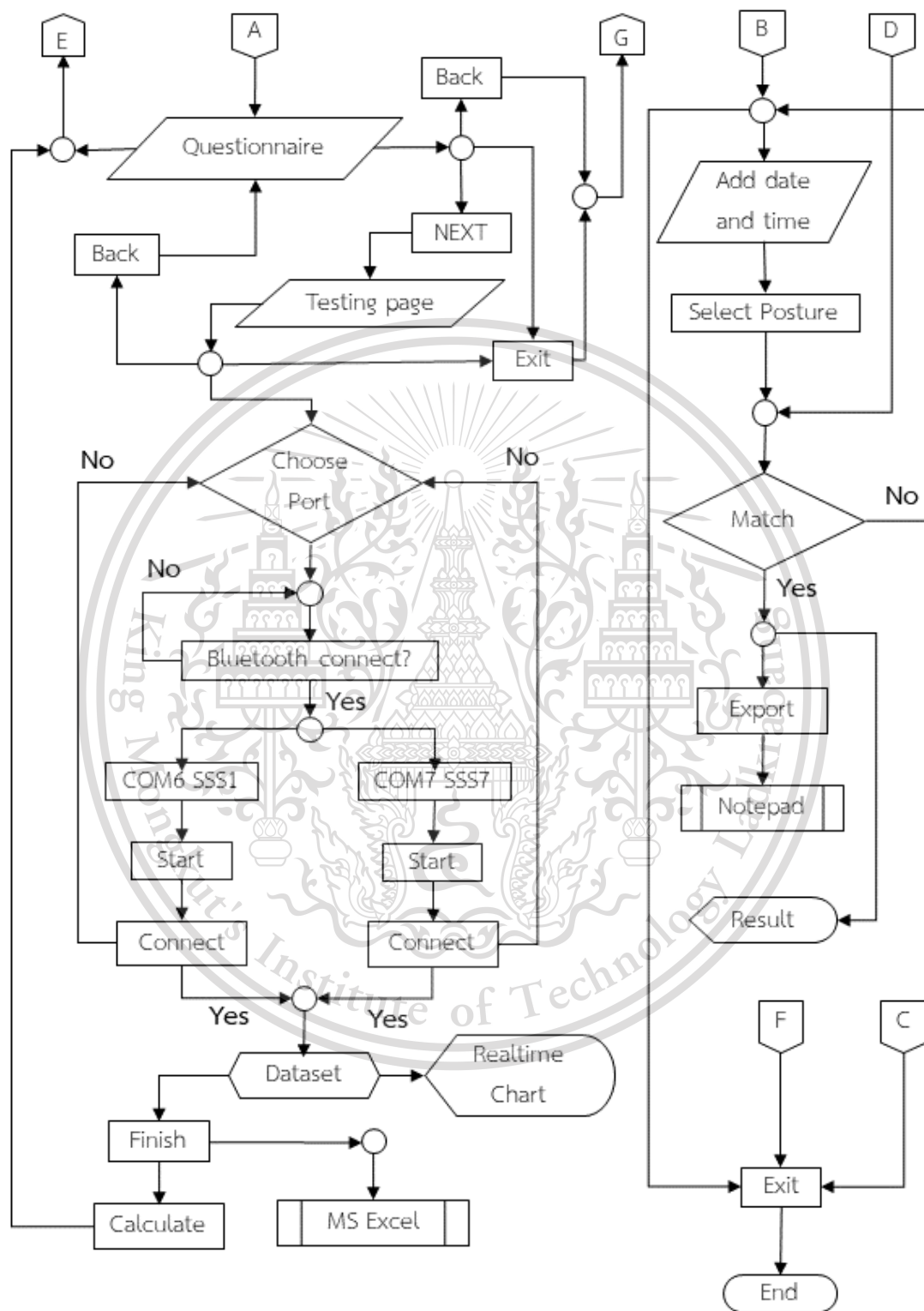
1. เดินเป็นเส้นตรง สลับเท้าซ้าย-ขวาตามปกติ แต่จังหวะเหยียบพื้น ให้ส้นเท้าข้างที่กำลังจะเหยียบพื้น แตะปลายเท้าข้างที่ยืนอยู่
2. นับไป 20 ก้าว
3. ทำซ้ำ 5-10 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้จัดทำได้เลือกใช้โปรแกรม Visual Studio 2019 ทำแอปพลิเคชัน ในรูปแบบ Windows Forms Application (.Net Framework) โดยใช้ภาษา C# เขียนโปรแกรม มีลำดับขั้นตอนโปรแกรมตามแผนภูมิการไหล ดังแสดงในรูปที่ 3.20



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ทางวิชาการเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.20 แผนภูมิการไหลของข้อมูล
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 3.20 แผนภูมิการไหลของข้อมูล (ต่อ)
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

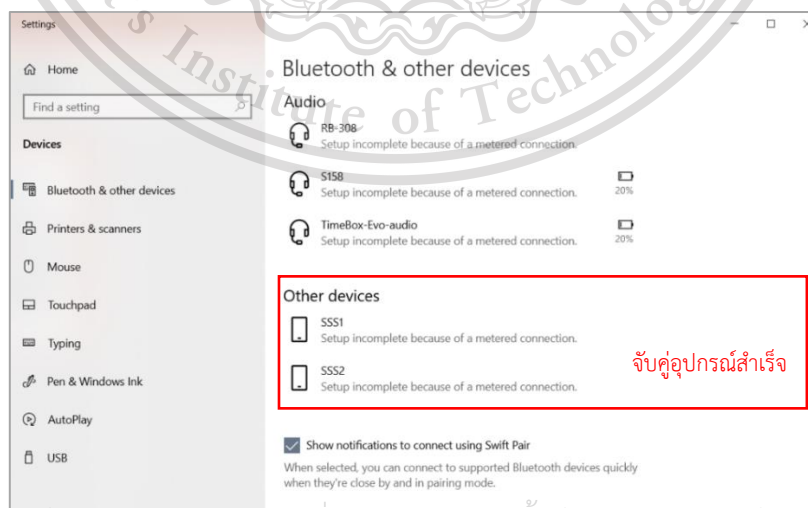
ผลการดำเนินงาน

กลุ่มผู้วิจัยได้จัดการการสร้างโปรแกรมตรวจสอบสมดุลการทรงตัวแบบพกพา โดยใช้หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (IMU) ทำการเก็บข้อมูลคู่กับชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate) ส่งผลให้ในบทนี้มีผลการดำเนินงานดังหัวข้อที่แสดงต่อไปนี้

1. การเชื่อมต่อและรับค่าผ่านสัญญาณบลูทูธ
2. ผลการทดลอง
3. ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์
4. การทดสอบการใช้งานโปรแกรม

4.1 การเชื่อมต่อและรับค่าผ่านสัญญาณบลูทูธ

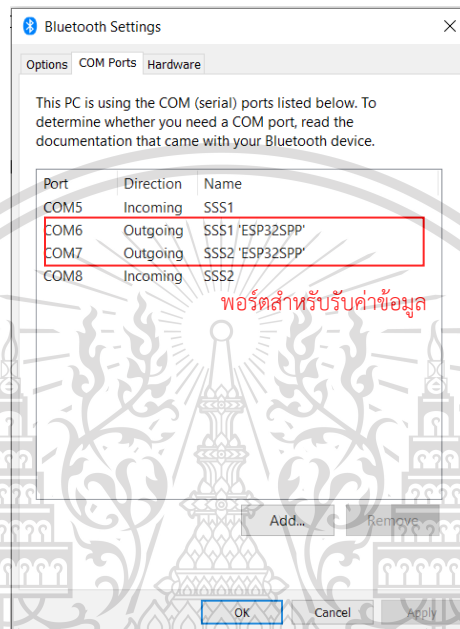
การทดสอบการเชื่อมต่อสัญญาณบลูทูธ ขั้นตอนแรกให้เข้าไปที่การตั้งค่า (Setting) เลือกอุปกรณ์ (Device) คลิกที่แท็บบลูทูธและอุปกรณ์อื่น (Bluetooth & Other Devices) เปิดบลูทูธ และค้นหาอุปกรณ์จะพบชื่ออุปกรณ์ คือ SSS1 และ SSS2 จับคู่อุปกรณ์ทั้งสอง ดังแสดงในรูปที่ 4.1 เมื่อเปิดเครื่องอุปกรณ์เครื่องคอมพิวเตอร์จะเชื่อมต่ออัตโนมัติ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

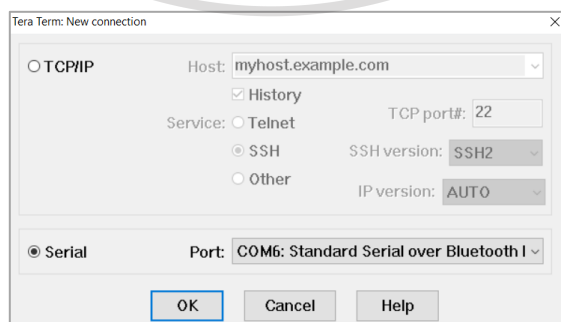
รูปที่ 4.1 การจับคู่อุปกรณ์

เมื่อจับคู่อุปกรณ์เสร็จสิ้น ให้คลิกเข้าไปที่การทำงานอื่นของบลูทูธ (More Bluetooth Options) คอมพอร์ต (COM Port) จะพบว่ามียี่ห้อพอร์ตที่เชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.2 ได้แก่ COM5 COM6 COM7 และ COM8 ซึ่งตอนเลือกพอร์ตเพื่อรับค่าข้อมูล ให้เลือกพอร์ตที่มี ESP32SPP ต่อท้ายชื่ออุปกรณ์นั้นๆ โดย SSS1 เลือก COM6 และ SSS2 เลือก COM 7



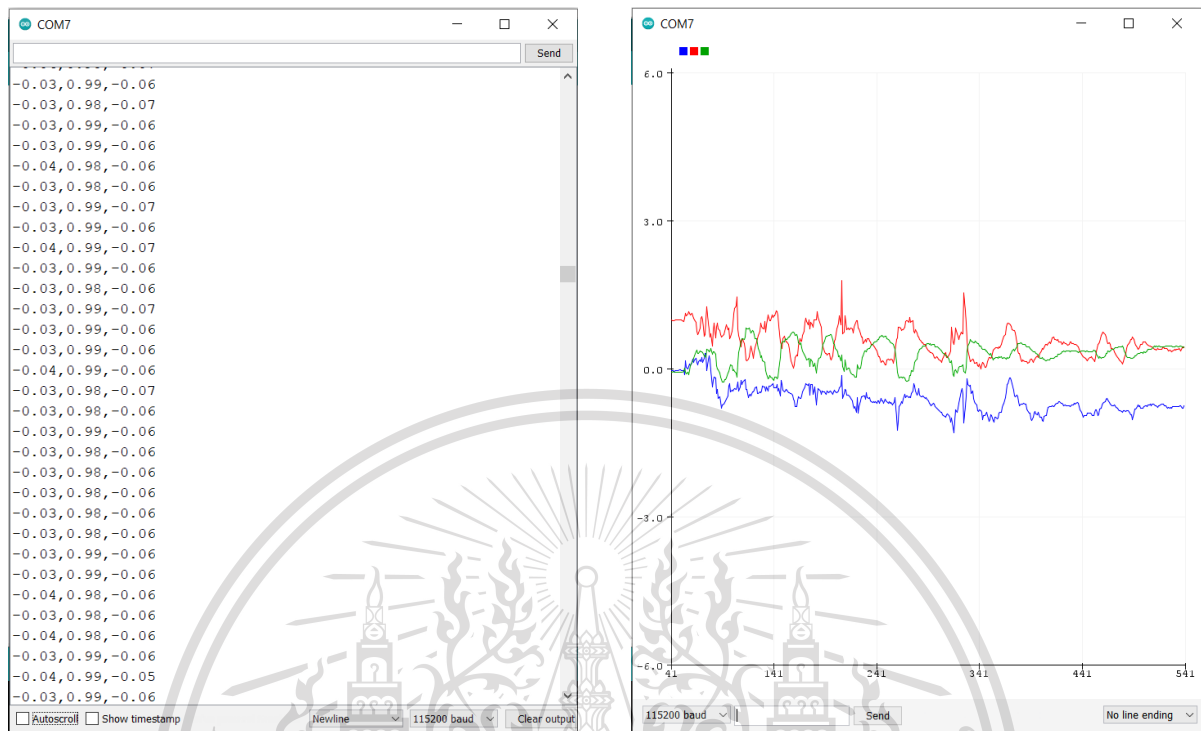
รูปที่ 4.2 รายชื่อพอร์ตที่จะคู่กับเครื่องคอมพิวเตอร์

ต่างจากตรวจสอบการเชื่อมต่ออุปกรณ์เสร็จสิ้น สามารถทดสอบการรับข้อมูลความเร่ง ได้จากโปรแกรมต่างๆ เช่น Arduino PuTTY TeraTerm เป็นต้น หน้าโปรแกรม Tera Term แสดงในรูปที่ 4.3 ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้จัดทำได้ใช้โปรแกรม Arduino ทดสอบการรับค่าข้อมูล โดยใช้ Serial Monitor ที่แสดงผลในรูปแบบของชุดข้อมูลตัวเลข และ Serial Plotter แสดงข้อมูลในรูปแบบกราฟ ดังรูปภาพที่ 4.4



รูปที่ 4.3 หน้าการใช้งานโปรแกรม Tera Term

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 ชุดข้อมูลตัวเลขและกราฟค่าความเร่งจากอุปกรณ์

จากรูปที่ 4.4 โปรแกรมแสดงทั้งชุดข้อมูลตัวเลขและกราฟที่เป็นค่าความเร่งจากอุปกรณ์ บอกได้ว่าเครื่องคอมพิวเตอร์สามารถรับข้อมูลความเร่งผ่านสัญญาณบลูทูธได้ ผู้จัดทำได้ทำการจับเวลา 30 วินาที และเก็บข้อมูลความเร่ง เพื่อตรวจสอบค่าความถี่ของจำนวนข้อมูลที่ได้รับ ซึ่งควรจะได้ข้อมูลจำนวน 1500 ค่าที่โปรแกรมความถี่ไว้ 50 Hz พบว่ามีการส่งข้อมูล เกินมาเพียง 3-5 ค่าเท่านั้น ซึ่งไม่มีความสำคัญต่อการเก็บข้อมูล จึงถือว่าอุปกรณ์นี้ มีการส่งข้อมูลที่ 50 ค่าต่อวินาที

4.2 ผลการทดลอง

4.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดสอบ

จากการเก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน เพศหญิง 3 คน เพศชาย 2 คน โดยมีค่าเฉลี่ยอายุอยู่ที่ 23 ± 1.22 ปี ส่วนสูง 167.8 ± 10.23 เซนติเมตร น้ำหนัก 60.34 ± 10.58 กิโลกรัม และมีค่าดัชนีมวลกาย 21.28 ± 1.69 ซึ่งอยู่ในระดับปกติ ผู้เข้าร่วมทดสอบทั้งหมดไม่เคยได้รับอุบัติเหตุร้ายแรงที่ศีรษะ ขา และเท้า ไม่ได้รับยาหรือสารเสพติด ไม่มีอาการป่วยหรือโรคประจำตัว และนอนหลับเพียงพอก่อนเข้าร่วมการทดสอบ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง และค่าดัชนีมวลกายรายบุคคลแสดงในตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ข้อมูลเพศ อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ค่าดัชนีมวลกายของผู้เข้าร่วมการทดสอบ

ผู้เข้าร่วมการทดสอบคนที่	เพศ	อายุ (ปี)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ค่าดัชนีมวลกาย
1	หญิง	23	165	56.15	20.62
2	หญิง	22	157	46.13	18.71
3	ชาย	23	177	67.49	21.57
4	หญิง	22	160	58.41	22.82
5	ชาย	25	180	73.5	22.69
ค่าเฉลี่ย		23	167.8	60.34	21.28
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน		± 1.22	± 10.23	± 10.58	± 1.69

4.2.2 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ

ตารางที่ 4.2 ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด (mm)

ผู้เข้าร่วมทดสอบ	ด้านข้างซ้าย-ขวา					ด้านหน้า-หลัง				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
ยืนสองขา ลิ้มตา	2.9977	2.8900	2.4503	2.3071	2.8746	4.0989	4.2339	3.0244	3.8660	3.1331
	2.7937	4.3350	2.9332	3.3509	3.1796	2.6471	2.0355	2.1057	2.2170	6.8818
	2.0324	3.1023	3.8626	2.4116	3.7732	2.6139	4.2021	2.7177	5.6321	3.3067
ยืนต่อเท้า	3.4038	3.5816	5.8023	3.5630	8.5876	6.9474	7.5261	6.4562	6.3387	8.6952
	3.4714	2.6132	4.6286	3.6210	6.5681	4.7612	7.3745	6.0366	4.7363	7.6916
	4.2234	5.1960	5.6901	3.2224	4.8479	5.0096	2.9411	3.2777	5.2855	5.4592
ยืนขาเดียว	4.4044	2.7029	5.8153	5.7054	4.1582	6.2734	7.8202	7.1090	8.3125	7.9445
	3.5860	2.5662	5.2281	4.6292	2.9149	5.2877	3.9559	6.0439	9.8587	4.2531
	5.5393	4.1183	4.8905	3.3961	3.0775	12.730	12.113	6.2544	5.9358	3.3593

จากตารางที่ 4.2 แสดงค่าจุดศูนย์กลางแรงดันเฉลี่ยจากแผ่นวัดแรงกดหลังจากปรับค่าแล้ว โดยทดสอบ เปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ 5 คน ใน 3 ท่าทาง จากทั้งสองแนวการเคลื่อนไหว ว่าเอกสารนี้เหมือนหรือแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญหรือไม่ โดยใช้วิธีวิเคราะห์ค่าความแปรปรวน ได้ผลดังตารางที่ 4.3 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกดระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ

		ด้านข้างซ้าย-ขวา					ด้านหน้า-หลัง				
ผู้เข้าร่วมทดสอบ		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
ยืน สอง ขา ล้ม	Mean	2.608	3.442	3.082	2.690	3.276	3.120	3.491	2.616	3.905	4.44
	StDev	0.509	0.780	0.718	0.575	0.457	0.848	1.260	0.468	1.708	2.12
	F-value	1.03					0.75				
	P-value	0.439					0.582				
ยืนต่อ เท้า	Mean	3.7	3.797	5.374	3.469	6.67	5.573	5.95	5.257	5.453	7.282
	StDev	0.455	1.305	0.648	0.215	1.87	1.197	2.60	1.727	0.814	1.656
	F-value	4.85					0.68				
	P-value	0.02					0.624				
ยืน ขา เดียว	Mean	4.510	3.129	5.311	4.577	3.384	8.10	7.96	6.469	8.04	5.19
	StDev	0.981	0.859	0.468	1.155	0.676	4.04	4.08	0.564	1.98	2.43
	F-value	3.32					0.58				
	P-value	0.56					0.684				

จากตารางที่ 4.3 พบว่าค่า P-Value จากท่าทางยืนสองขาล้มตา ในทิศทางด้านข้างซ้ายขวาเท่ากับ 0.439 ด้านหน้าหลัง 0.586 จากท่าทางยืนต่อเท้า ด้านหน้าหลัง 0.624 จากท่าทางยืนขาเดียว ด้านข้างซ้ายขวา 0.56 ด้านหน้าหลัง 0.684 ซึ่งมีค่าสูงกว่า ระดับนัยสำคัญที่กำหนดไว้ที่ 0.05 จึงยอมรับสมมติฐาน คือ ค่าเฉลี่ยของจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด ในแนวด้านข้างซ้ายขวา จากท่าทางยืนสองขาล้มตากับท่าทางยืนขาเดียว และแนวหน้าหลังจากทั้ง 3 ท่าทางของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน เหมือนอย่างมีนัยสำคัญ ที่ค่าความเชื่อมั่น 95% แต่ค่า P-Value ของแนวด้านข้างซ้ายขวา จากท่าทางยืนต่อเท้าเท่ากับ 0.02 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าค่าระดับนัยสำคัญที่กำหนดไว้ หมายถึง ค่าเฉลี่ยของจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด ที่เก็บค่าได้แนวด้านข้างซ้ายขวา ในท่าทางยืนต่อเท้าของผู้เข้าร่วมการทดสอบอย่างน้อย 1 คู่ แตกต่างกัน ซึ่งถ้าดูจากค่าเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน จะพบว่า ค่าเฉลี่ยของ ผู้ทดสอบลำดับที่ 3 และ 5 แตกต่างจากผู้เข้าร่วมการทดสอบคนอื่นอย่างชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำข้อมูลมาแบ่งกลุ่มพบว่า ข้อมูลของผู้ทดสอบลำดับที่ 3 และ 5 อยู่กลุ่ม A ข้อมูลของผู้ทดสอบลำดับที่ 1 2 3 และ 4 อยู่กลุ่ม B ซึ่งข้อมูลของผู้ทดสอบลำดับที่ 3 จัดอยู่ในกลุ่มทั้งสองกลุ่ม จึงสามารถประเมินได้ว่าค่าข้อมูลจากท่าทางยืนต่อเท้า แนวด้านข้างซ้ายขวาไม่แตกต่างกัน ผลการจับคู่ข้อมูลโดยใช้วิธีของ Fisher แสดงในรูปที่ 4.5

Grouping Information Using the Fisher LSD Method and 95% Confidence				
Factor	N	Mean	Grouping	
S5-ML-Tan	3	6.67	A	
S3-ML-Tan	3	5.374	A	B
S2-ML-Tan	3	3.797		B
S1-ML-Tan	3	3.700		B
S4-ML-Tan	3	3.469		B

รูปที่ 4.5 ผลการจับคู่ข้อมูลจากท่าทางยืนต่อเท้า แนวด้านข้างซ้ายขวา

ตารางที่ 4.4 ค่าความเร่งเฉลี่ยจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน (m/s²)

ผู้เข้าร่วมทดสอบ	ด้านข้างซ้าย-ขวา					ด้านหน้า-หลัง				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
ยืนสองขา สลับตา	0.2806	0.0413	0.0192	0.0520	0.4852	0.2100	0.1782	0.0981	0.1845	0.0874
	0.3890	0.0437	0.0401	0.0608	0.0784	0.2196	0.1678	0.2301	0.2542	0.2547
	0.0182	0.0804	0.0230	0.0213	0.1449	0.0506	0.2209	0.2717	0.0458	0.1113
ยืนต่อเท้า	0.3378	0.0014	0.0223	0.0561	0.1037	0.1576	0.2087	0.0737	0.0242	0.0117
	0.3082	0.0188	0.0137	0.0617	0.0174	0.1850	0.2132	0.1481	0.0144	0.1512
	0.1584	0.1855	0.0138	0.0283	0.2579	0.0976	0.0853	0.2557	0.1905	0.1973
ยืนขาเดียว	0.1244	0.06	0.02	0.0386	0.06	0.0836	0.1242	0.2169	0.1445	0.0737
	0.0380	0.03	0.01	0.0700	0.04	0.0267	0.1179	0.2181	0.0842	0.1233
	0.4455	0.38	0.03	0.0500	0.02	0.1817	0.2027	0.0896	0.0745	0.2225

จากตารางที่ 4.4 แสดงค่าความเร่งเฉลี่ยจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน โดยทดสอบเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบ 5 คน ใน 3 ท่าทาง จากทั้งสองแนวการเคลื่อนไหว ว่าเหมือนหรือแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ ได้ผลดังตารางที่ 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ผลการเปรียบเทียบความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน

		ด้านข้างซ้าย-ขวา					ด้านหน้า-หลัง				
ผู้เข้าร่วมทดสอบ		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
ยืน สอง ขา ถนัด	Mean	0.229	0.0552	0.0274	0.0447	0.236	0.16	0.189	0.2	0.1615	0.1511
	StDev	0.191	0.0219	0.0111	0.0207	0.218	0.0949	0.0281	0.0907	0.1061	0.0905
	F-value	1.93					0.18				
	P-value	0.181					0.946				
ยืน ต่อ เท้า	Mean	0.2681	0.0686	0.0165	0.0487	0.1263	0.1468	0.1691	0.1592	0.0764	0.1201
	StDev	0.0962	0.1016	0.0049	0.0178	0.1218	0.0447	0.0726	0.0915	0.099	0.0966
	F-value	4.25					0.6				
	P-value	0.029					0.673				
ยืน ขา เดียว	Mean	0.203	0.155	0.0197	0.0528	0.0394	0.0973	0.1482	0.1748	0.1011	0.1398
	StDev	0.215	0.195	0.0086	0.0159	0.021	0.0784	0.0472	0.0738	0.0379	0.0758
	F-value	1.43					0.77				
	P-value	0.394					0.568				

จากตารางที่ 4.5 พบว่าค่า P-Value จากท่าทางยืนสองขาถนัด ในทิศทางด้านข้างซ้ายขวาเท่ากับ 0.181 ด้านหน้าหลัง 0.946 จากท่ายืนต่อเท้าด้านหน้าหลัง 0.673 จากท่ายืนขาเดียว ด้านข้างซ้ายขวา 0.394 ด้านหน้าหลัง 0.568 ซึ่งมีค่าสูงกว่าระดับนัยสำคัญที่กำหนดไว้ที่ 0.05 จึงยอมรับสมมติฐาน คือ ค่าเฉลี่ยของความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ในแนวด้านข้างซ้ายขวา จากท่าทางยืนสองขาถนัดกับท่ายืนขาเดียว และแนวหน้าหลังจากทั้ง 3 ท่าทางของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน เหมือนอย่างมีนัยสำคัญ ที่ค่าความเชื่อมั่น 95% แต่ค่า P-Value ของแนวด้านข้างซ้ายขวา จากท่าทางยืนต่อเท้าเท่ากับ 0.029 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าระดับนัยสำคัญที่กำหนดไว้ หมายถึง ค่าเฉลี่ยของความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ที่เก็บค่าได้แนวด้านข้างซ้ายขวา ในท่าทางยืนต่อเท้าของผู้เข้าร่วมการทดสอบอย่างน้อย 1 คู่ แตกต่างกัน ซึ่งถ้าดูจากค่าเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมผู้เข้าร่วมการทดสอบ 5 คน จะพบว่า ค่าเฉลี่ยของ ผู้ทดสอบ ลำดับที่ 1 และ 5 แตกต่างจากผู้เข้าร่วมการทดสอบคนอื่นอย่างชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

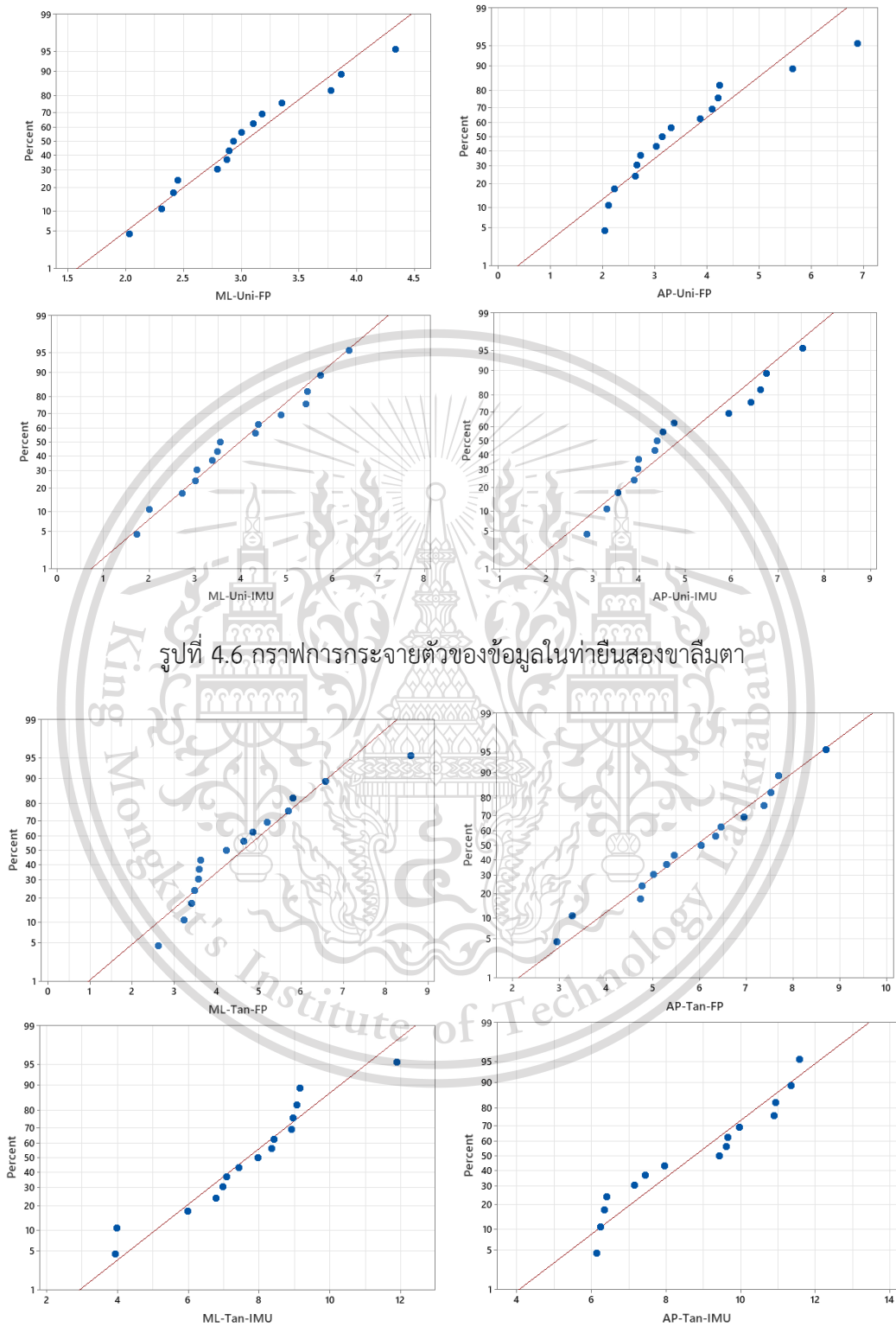
4.2.3 ผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล

ตารางที่ 4.6 ผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล

		แผ่นวัดแรงกด		IMU	
		ML	AP	ML	AP
ยืนสองขา ลิ้มตา	Mean	3.02	3.514	3.961	4.855
	StDev	0.6224	1.357	1.392	1.432
	AD	0.285	0.597	0.235	0.582
	P-value	0.586	0.099	0.747	0.109
ยืนต่อเท้า	Mean	4.601	5.902	7.656	8.738
	StDev	1.572	1.628	2.041	2.018
	AD	0.571	0.177	0.426	0.582
	P-value	0.116	0.903	0.274	0.108
ยืนขาเดียว	Mean	4.182	7.363	7.981	9.773
	StDev	1.111	2.803	2.850	1.854
	AD	0.274	0.233	0.153	0.634
	P-value	0.609	0.755	0.946	0.079

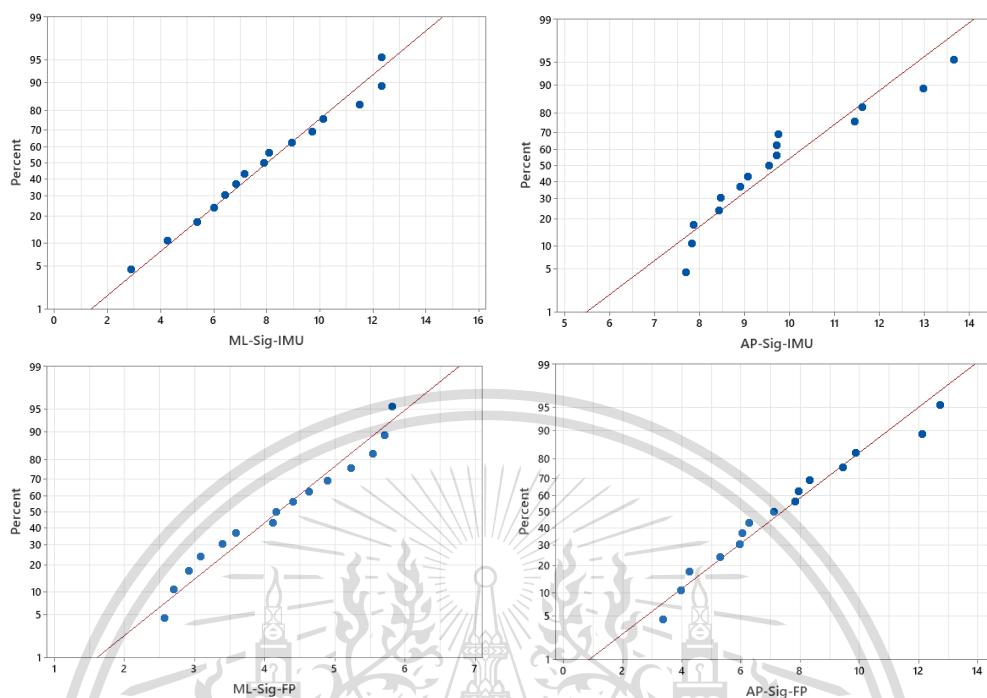
จากตารางที่ 4.6 แสดงผลการทดสอบ การกระจายตัวของข้อมูลที่มาจากทั้งสองอุปกรณ์ ในสองทิศทาง คือ แนวด้านข้างซ้ายขวา และด้านหน้าหลัง จากการทดสอบ 3 ท่าทาง พบว่าค่า P-value ของทุกชุดข้อมูล มีค่ามากกว่าค่าระดับนัยสำคัญ ซึ่งกำหนดไว้ 0.05 หมายถึง ข้อมูลทุกชุดมีการกระจายตัวแบบปกติสามารถ นำไปทดสอบด้วยวิธี Paired Sample T-test ได้ โดยค่า P-value จากการท่าทางยืนสองขาลิ้มตาของแผ่นวัดแรงกด ในแนวด้านข้างซ้ายขวา ด้านหน้าหลัง และของอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ในแนวด้านข้างซ้ายขวาและหน้าหลัง คือ 0.586, 0.099, 0.747 และ 0.109 ตามลำดับ จากท่าทางยืนต่อเท้า 0.116, 0.903, 0.274 และ 0.108 ท่ายืนขาเดียว 0.609, 0.755, 0.946 และ 0.079 ตามลำดับ กราฟการกระจายตัวของข้อมูลจากทั้ง 3 ท่าทาง แสดงในรูปที่ 4.6 4.7 และ 4.8 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในทำนีสองมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในทำยีนชาเดียว

4.3 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์

ตารางที่ 4.7 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างสองอุปกรณ์

		ยีนสองชาลิ้มดา	ยีนต่อเท้า	ยีนชาเดียว
ด้านข้าง ซ้าย-ขวา	Mean	0.941	3.055	3.799
	StDev	1.505	2.272	3.226
	T-value	2.42	-5.21	-4.56
	P-value	0.985	1.0	1.0
ด้านหน้า-หลัง	Mean	1.340	2.835	2.623
	StDev	1.977	2.704	3.360
	T-value	-2.63	-4.05	-3.02
	P-value	0.990	0.999	0.995

จากตารางที่ 4.7 พบว่าค่า P-Value พบว่าค่า P-Value ของทุกชุดข้อมูลมีค่ามากกว่าค่าระดับนัย
 เอกสารนี้สำคัญที่ 0.05 แสดงว่าค่าเฉลี่ยของจุดศูนย์กลางแรงดัน ที่ได้จากการแปลงค่าความเร่งของอุปกรณ์ตรวจวัด
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเคลื่อนไหวภายใน มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด อย่างมีนัยยะสำคัญ ที่ความเชื่อมั่น 95% โดยมีค่า P-Value จากทำยีนสองขา สีมดา ในแนวด้านข้างซ้ายขวา และแนวด้านหน้า หลังเท่ากับ 0.985 และ 0.990 จากทำยีนต่อเท้า 1.0 และ 0.999 จากทำยีนขาเดียว 1.0 และ 0.995

ช่วงห่างของค่าเฉลี่ยทำยีนสองขา สีมดา แนวด้านข้างซ้ายขวา และแนวด้านหน้าหลังอยู่ที่ 0.941 และ 1.340 ทำยีนต่อเท้า 3.055 และ 2.833 ทำยีนขาเดียว 3.799 และ 2.625 เมื่อพิจารณาจากตารางที่ 4.6 เมื่อค่าเฉลี่ยที่ได้จากแผ่นวัดแรงกดเพิ่มมากขึ้น ค่าเฉลี่ยที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ก็เพิ่มขึ้นด้วยเช่นกัน แสดงให้เห็นถึงความสอดคล้องกันของสองอุปกรณ์

ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสองอุปกรณ์จากทำยีนสองขา สีมดา ในแนวด้านข้างซ้ายขวา และแนวด้านหน้าหลังต่างกัน 1.505 และ 1.977 ทำยีนต่อเท้า 2.272 และ 2.704 ทำยีนขาเดียว 3.226 และ 3.360 จากตารางที่ 4.6 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานหรือค่าการแกว่งของข้อมูล จากทั้งสองอุปกรณ์ของทำยีนสองขา สีมดา และทำยีนขาเดียว ในแนวด้านหน้าหลังมากกว่าแนวด้านข้างซ้ายขวา แสดงว่าในท่าทางนี้ร่างกายจะมีการเคลื่อนไหวในแนวด้านหน้าหลัง มากกว่าแนวด้านข้างซ้ายขวา ส่วนในทำยีนต่อเท้าร่างกายจะมีการเคลื่อนไหว ในแนวด้านข้างซ้ายขวามากกว่าแนวด้านหน้าหลัง

4.4 เกณฑ์การประเมินสมรรถภาพทรงตัว

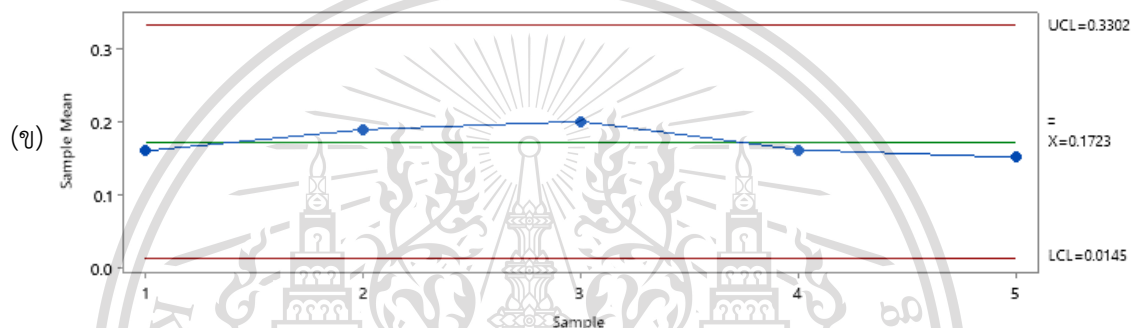
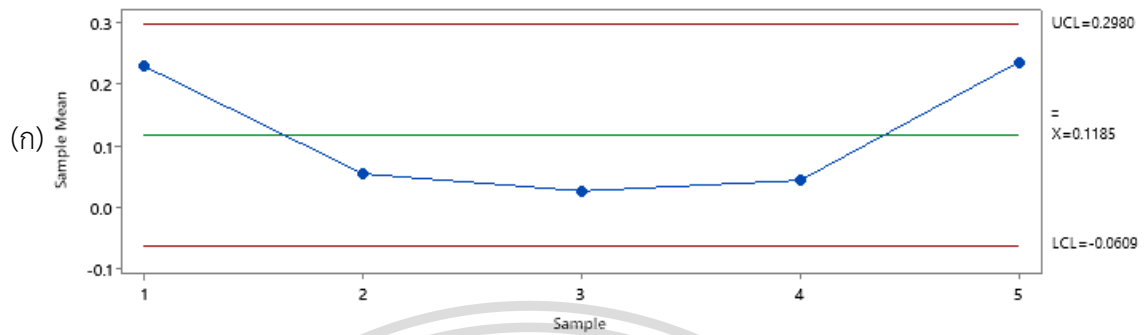
ในการทดสอบได้ทำการเก็บข้อมูล 3 ส่วน ได้แก่ ข้อมูลส่วนบุคคล แบบสอบถาม และการทดสอบโดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ได้นำข้อมูลส่วนสูงและน้ำหนัก ที่ผู้ใช้งานได้ให้ไว้ในหน้าการลงทะเบียน มาคำนวณหาค่าดัชนีมวลกาย [31] ซึ่งค่าที่คำนวณได้ของแต่ละบุคคลอ่านค่าได้ดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 ค่าดัชนีมวลกาย [31]

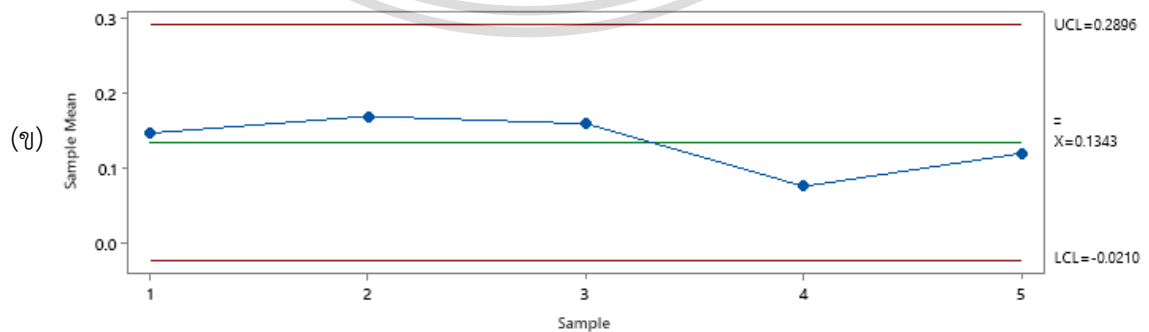
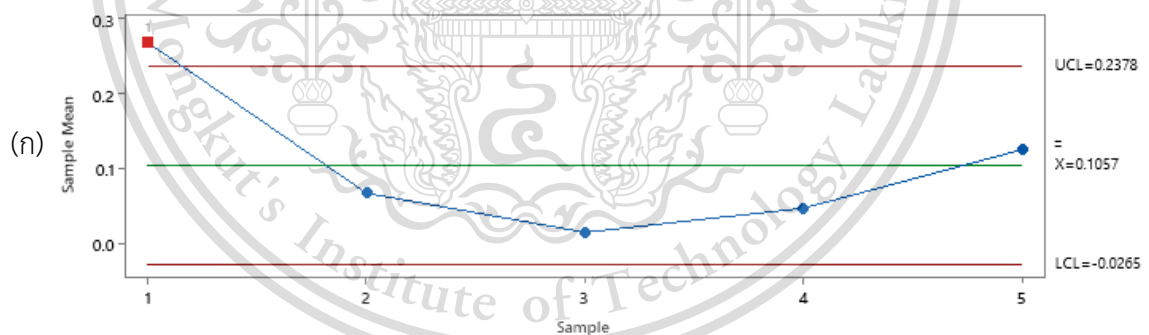
เพศชาย		เพศหญิง	
ต่ำกว่า 19	ต่ำกว่าเกณฑ์	ต่ำกว่า 18	ต่ำกว่าเกณฑ์
19-24.9	สมส่วน	18-23.9	สมส่วน
25-29.9	น้ำหนักเกิน	24-29.9	น้ำหนักเกิน
มากกว่า 30	เป็นโรคอ้วน	มากกว่า 30	เป็นโรคอ้วน

คะแนนจากแบบสอบถามก่อนการทดสอบมีคะแนนเต็ม 18 คะแนน โดยแบ่งช่วงคะแนนเป็น 3 ช่วง ได้แก่ 18-15 คะแนน อยู่ในระดับดี 14-9 คะแนน อยู่ในระดับปกติ และต่ำกว่า 9 คะแนน อยู่ในระดับแย่ คะแนนแบบสอบถามใช้ประเมินควบคู่กับการทดสอบจากอุปกรณ์เพื่อดูแนวโน้มของผลลัพธ์ ว่าสอดคล้องกันหรือไม่

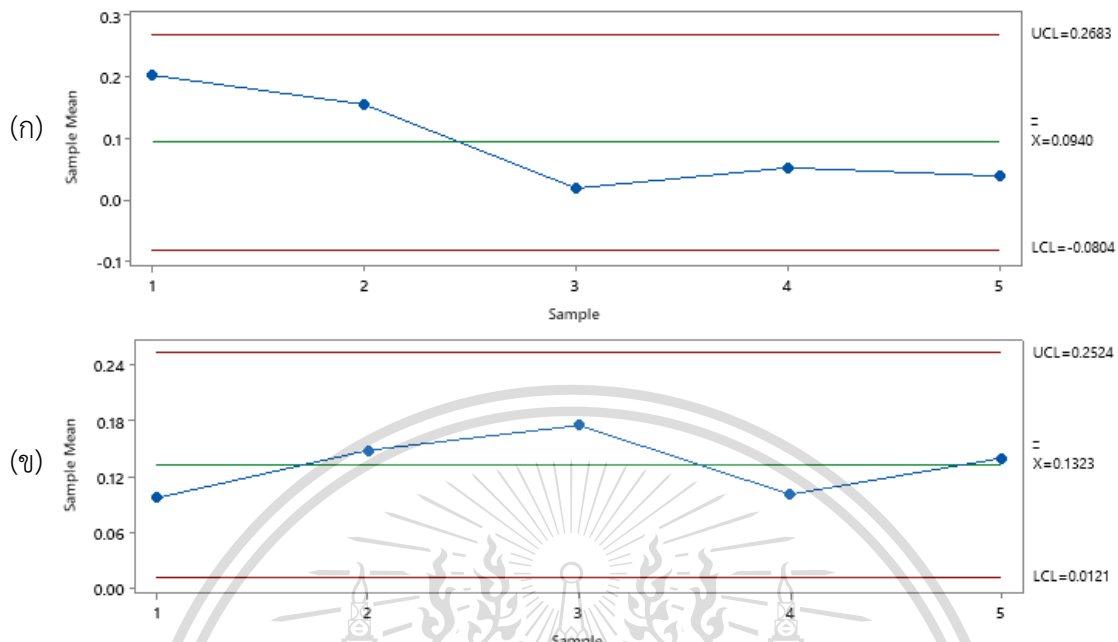
เกณฑ์ค่าความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน กำหนดโดยใช้แผ่นภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และได้แสดงค่าเฉลี่ยด้านบนรวบรวมช่วงความเร่งที่ยอมรับได้ ในตารางที่ 4.9



รูปที่ 4.9 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากทำยีนสองชาลิมตา (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหน้าหลัง



รูปที่ 4.10 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากทำยีนต่อเท้า (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหน้าหลัง



รูปที่ 4.11 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยจากทำยีนชาเดียว (ก) แนวด้านข้างซ้ายขวา (ข) แนวด้านหลัง

ตารางที่ 4.9 ช่วงค่าความเร่งของการทรงตัวปกติ

	ยีนสองขาเสื่อมตา	ยีนต่อเท้า	ยีนชาเดียว
ด้านข้างซ้าย-ขวา	[-0.06, 0.2898]	[-0.0265, 0.2378]	[-0.0804, 0.2683]
ด้านหลัง-หลัง	[0.0145, 0.3302]	[-0.021, 0.2896]	[0.0121, 0.2524]

ข้อมูลค่าความเร่งที่ได้จากการทดสอบผ่านแอปพลิเคชัน Static Stability Systems จะนำไปตรวจสอบว่าอยู่ในช่วงการทรงตัวที่ปกติหรือไม่ หากค่าอยู่ในช่วงของการทรงตัวปกติ จะนำไปคำนวณร้อยละ โดยเทียบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากค่ากลางของช่วงที่ร้อยละ 100 หากอยู่นอกช่วง จะเทียบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากค่าบนสุด หรือต่ำสุดของช่วงนั้นๆ ที่ร้อยละ 50 และนำคะแนนจากแบบสอบถามที่คำนวณเป็นร้อยละมารวมกัน นำผลรวมร้อยละจากทั้ง 2 ส่วนมาหาค่าร้อยละเฉลี่ย [32] แสดงเกณฑ์การประเมินการทรงตัวดังตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 เกณฑ์การประเมินสมดุลการทรงตัว

ร้อยละคะแนน	100 - 83	82-50	50-0
สมดุลการทรงตัว	ดี	ปกติ	ผิดปกติ

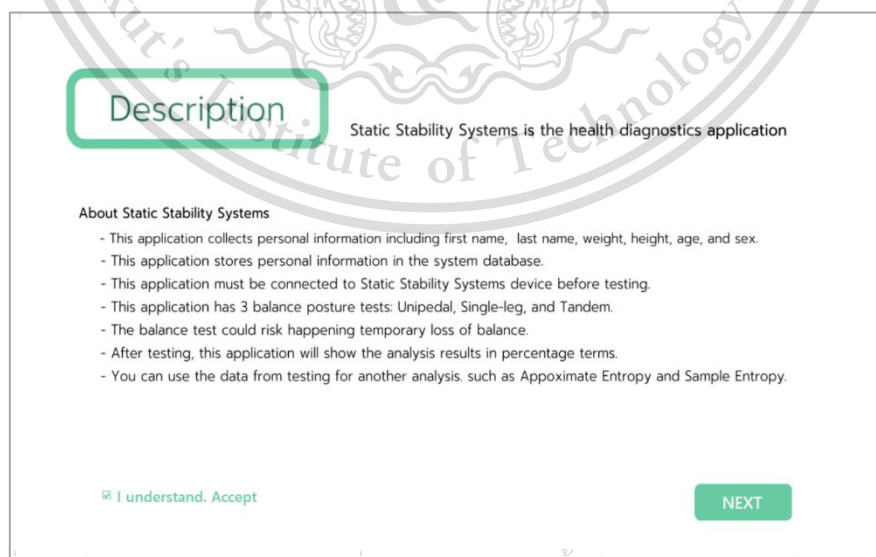
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การทดสอบการใช้งานโปรแกรม

เมื่อเปิดเข้าโปรแกรมจะพบกับโลโก้ของโปรแกรม และชื่อของโปรแกรม “Static Stability System” ซึ่งได้ชื่อของโปรแกรมนั้นจะมีปุ่ม START เพื่อเริ่มการเข้าสู่โปรแกรม ดังรูปที่ 4.12 เมื่อผ่านหน้าแรกของโปรแกรมแล้วจะพบกับหน้าที่บอกถึงคำอธิบายของโปรแกรม ดังรูปที่ 4.13 เพื่อให้ผู้ใช้ได้เข้าใจข้อมูลโปรแกรมเบื้องต้นและต้องปฏิบัติตามอธิบายเพื่อเข้าสู่การกรอกข้อมูลผู้ใช้และเข้าสู่ระบบ ดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.12 หน้าเริ่มต้นโปรแกรม

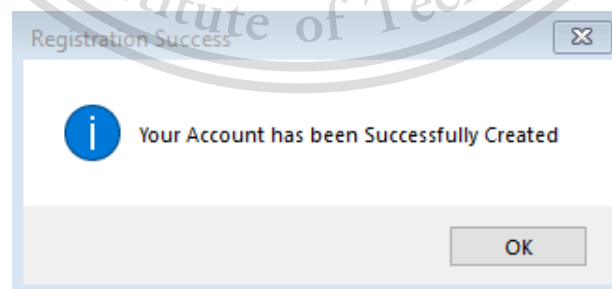


รูปที่ 4.13 หน้าคำอธิบายโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแต่งเนื้อหาใด ๆ และต้องยกย่องเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

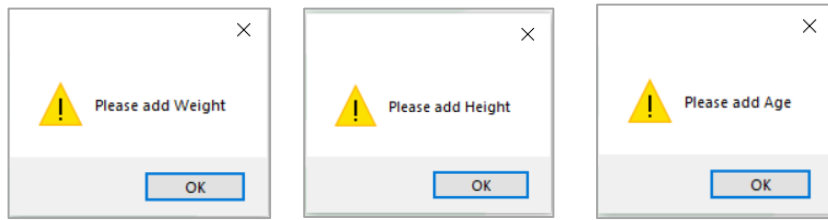
รูปที่ 4.14 หน้ากรอกข้อมูลส่วนตัว

จากรูปที่ 4.14 เมื่อกรอกข้อมูลส่วนตัว ได้แก่ชื่อ นามสกุล น้ำหนัก ส่วนสูง อายุ และเพศ คลิกที่ปุ่มลงทะเบียน หากผลการลงทะเบียนสำเร็จจะขึ้นแจ้งเตือนว่า Your Account has been Successfully Create แสดงในรูปที่ 4.15 หากลืมกรอกข้อมูลช่องใดช่องหนึ่ง จะขึ้นหน้าต่างการแจ้งเตือนในกรอกข้อมูลในช่องนั้น ดังแสดงในรูปที่ 4.16 และหากกรอกรหัสผ่าน ในช่องรหัสผ่านและยืนยันรหัสผ่านไม่ตรงกัน จะขึ้นการแจ้งเตือนให้กรอกใหม่อีกครั้งหนึ่ง แสดงในรูปที่ 4.17 ให้เข้าไปล็อกอินเพื่อเข้าสู่หน้าผู้ใช้งาน แสดงในรูปที่ 4.18 ผู้ใช้งานเป็นเพศหญิง อายุ 23 ปี น้ำหนัก 42 กิโลกรัม ส่วนสูง 157

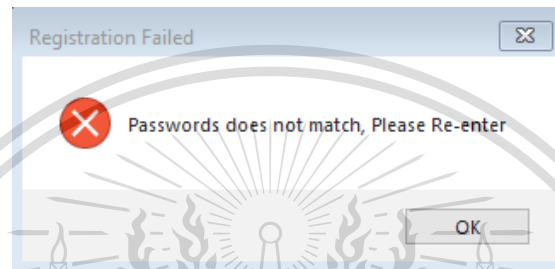


รูปที่ 4.15 หน้าต่างแจ้งเตือนการลงทะเบียนสำเร็จ

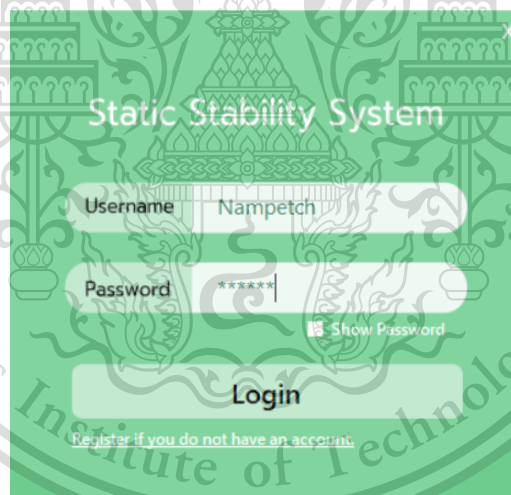
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 ตัวอย่างหน้าต่างแจ้งเตือน หากไม่ได้กรอกข้อมูล



รูปที่ 4.17 หน้าต่างแจ้งเตือนเมื่อยืนยันรหัสผ่านไม่ตรงกัน



รูปที่ 4.18 การลงทะเบียนและล็อกอินเข้าสู่ระบบ

เมื่อเข้าสู่หน้าผู้ใช้งาน จะแสดง ส่วนบุคคล น้ำหนักส่วนสูง และอายุ หน้านี้จะบอกตำแหน่งที่ต้องติดอุปกรณ์ก่อนการทดสอบ ในตัวอย่าง ดังรูปที่ 4.19 ต้องติดอุปกรณ์ที่ตำแหน่ง 87 เซนติเมตรจากพื้น หรือประมาณกึ่งกลางลำตัว เมื่อเลือกท่าทางที่ใช้ทดสอบ แอปพลิเคชันจะเข้าสู่หน้าแบบสอบถาม ต้องระบุวันที่ทำการทดสอบและครั้งที่ทดสอบทุกครั้ง ดังรูปที่ 4.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

First name: Petcharat
Last name: Keawhanu
Weight: 37 kg
Height: 156 cm
Age: 22 years

Test
Result
Improve Balance
Logout

Unipedal Single leg Tandem

Testing methods

1. Wear the device in the specified position.
2. Select the posture you want to test.
3. Answer Questionnaire. Click NEXT.
4. Click Start. During the test open your eyes, looking straight, arms at the sides and hold the selected posture for 20 s.

Please wear the device at the middle of your body from the ground 87 cm

รูปที่ 4.19 หน้าผู้ใช้งานที่แสดงข้อมูลส่วนบุคคล และตำแหน่งติดอุปกรณ์

Questionnaire

Date: 5/5/2021 Time: 3

1. How many hours did you sleep before testing?
☐ 0-2 hr ☐ 3-5 hr ☐ >6 hr
2. Have you take medicine before testing? (Narcotic, Alcohol, Sleeping Pills, Antihistamines)
☐ Yes ☒ No
3. Have you ever suffered a severe head injury?
☐ Yes ☒ No
4. Have you ever suffered a severe leg or foot injury?
☐ Yes ☒ No
5. Are you sick now? ☐ Yes ☒ No
6. PICK UP OBJECT FROM THE FLOOR FROM A STANDING POSITION. (INSTRUCTIONS: Pick up the shoe/slipper which is placed in front of your feet.)
☒ Able to pick up slipper safely and easily
7. TURNING TO LOOK BEHIND OVER LEFT AND RIGHT SHOULDERS WHILE STANDING (INSTRUCTIONS: Turn to look directly behind you over toward left shoulder. Repeat to the right.)
☒ Turns sideways only but maintains balance
8. TURN 360 DEGREES (INSTRUCTIONS: Turn completely around in a full circle. Pause. Then turn a full circle in the other direction.)
☐ Able to turn 360 degrees safely one side only in 4 seconds or less

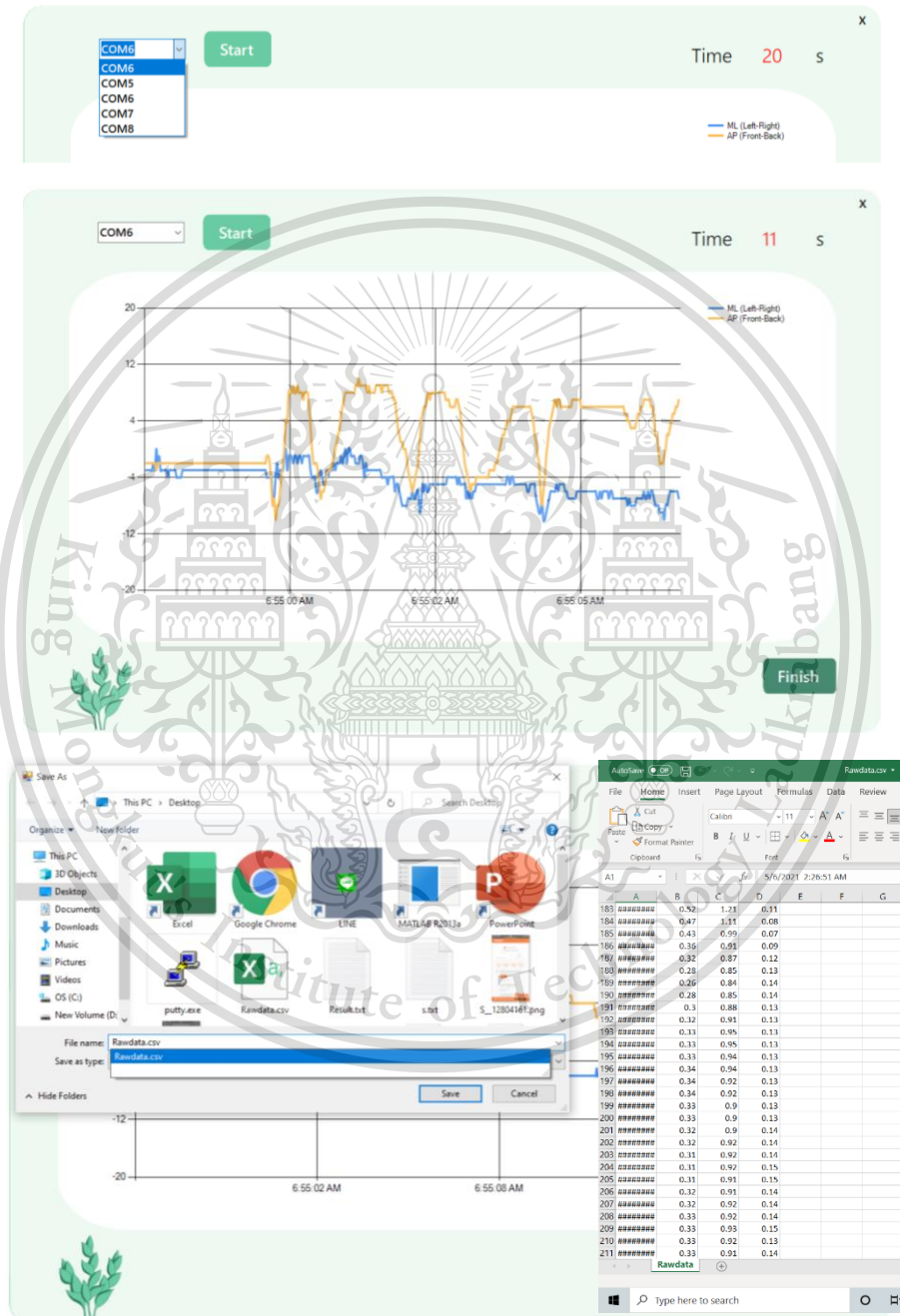
*** Please answer every Question !!!

BACK NEXT

รูปที่ 4.20 หน้าแบบสอบถามที่มีการเติมข้อมูลอย่างครบถ้วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

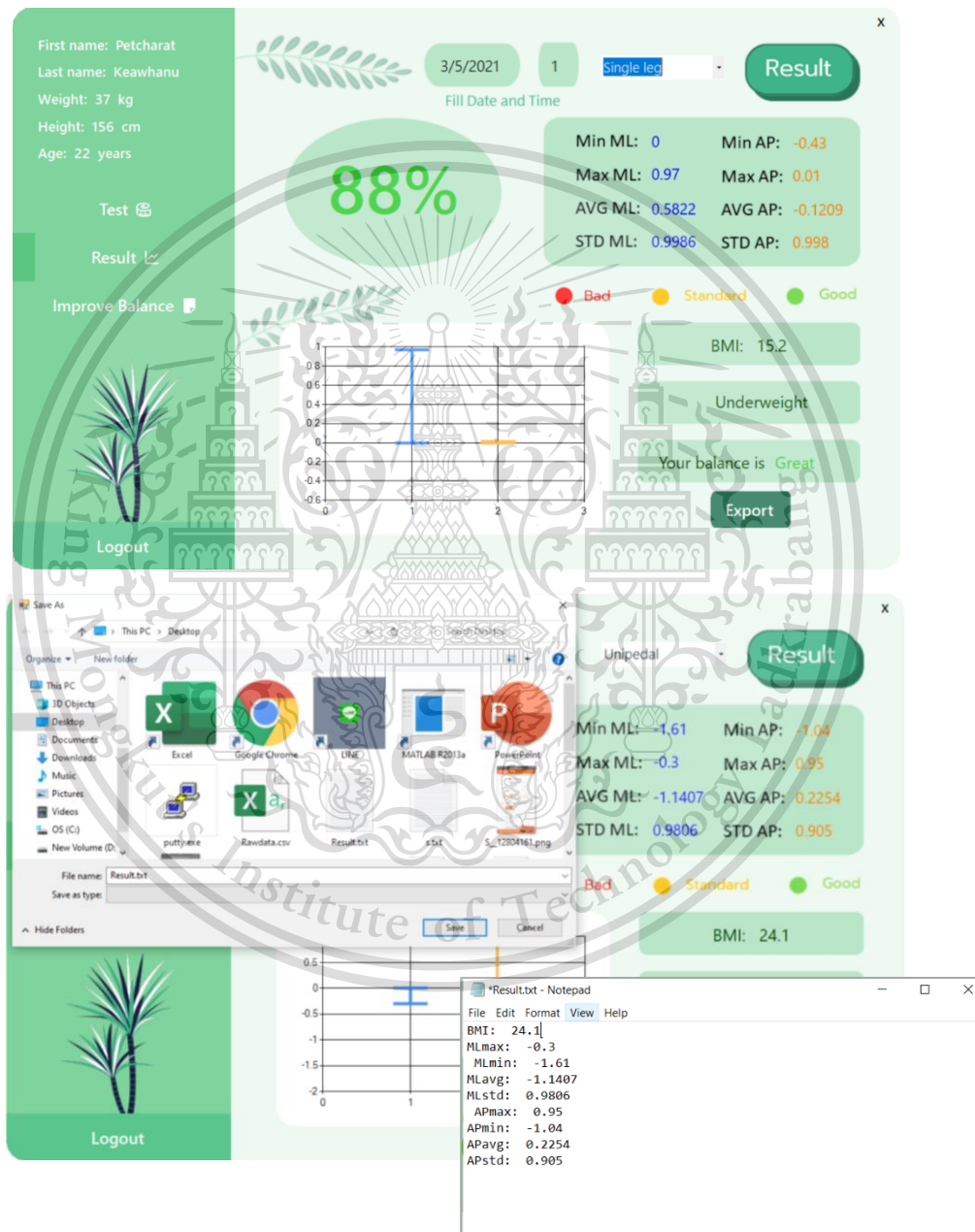
เมื่อเข้าสู่หน้าการทดสอบ แล้วทำการเลือกพอร์ต กดปุ่มเริ่มต้น หน้าการทดสอบจะแสดงกราฟข้อมูลแบบเรียลไทม์ พร้อมนับเวลาถอยหลัง เมื่อครบ 20 วินาที คลิกสำเร็จ (Finish) แอปพลิเคชันจะส่งออกข้อมูลดิบที่วัดค่าได้ แต่จะต้องบันทึกเป็นไฟล์สกุล .csv เท่านั้น ดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 หน้าการทดสอบแสดงกราฟข้อมูลแบบเรียลไทม์และการส่งออกไฟล์ .csv

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

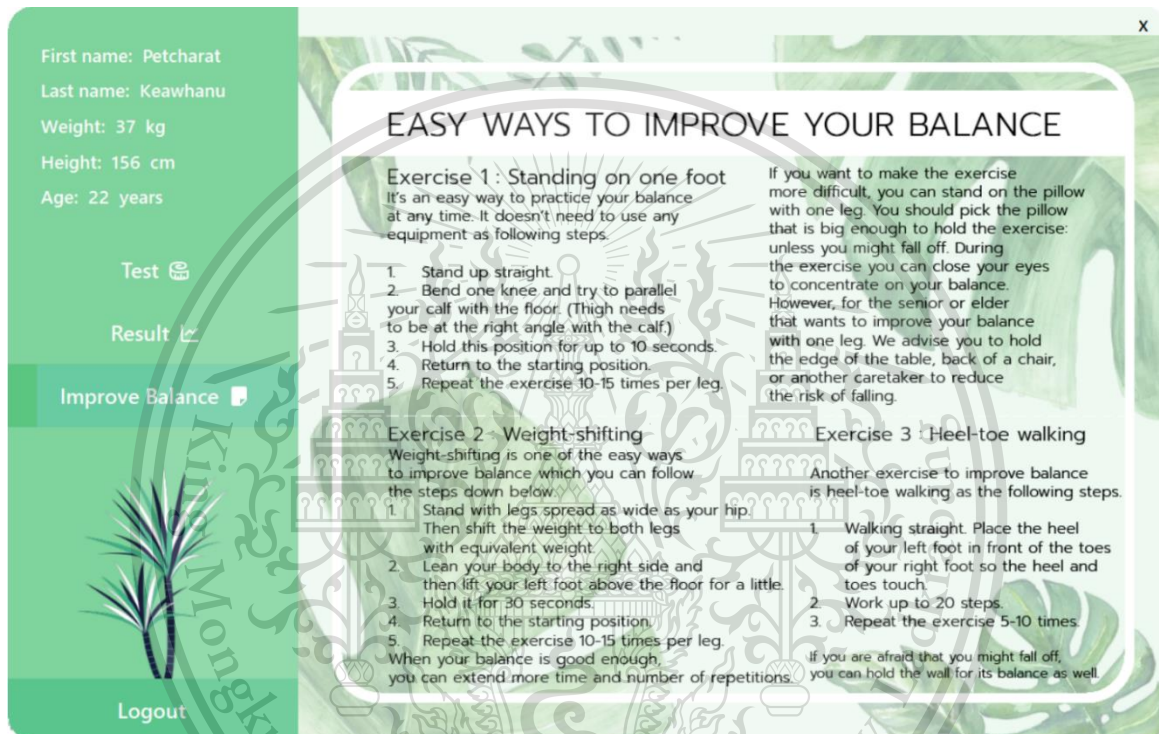
ในหน้าการแสดงผลลัพท์ เมื่อใส่วันที่และครั้งที่ทำการทดสอบ จากนั้นเลือกท่าทาง จะแสดงผลค่าการวิเคราะห์ ได้แก่ ค่าสูงสุด ค่าต่ำสุด ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าดัชนีมวลกาย รวมทั้ง บอกว่าการทรงตัวผิดปกติหรือไม่ ในรูปแบบร้อยละ และกราฟแสดงช่วงการแกว่ง เมื่อกดที่ปุ่ม Export จะบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์สกุล .txt ดังแสดงในรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.22 หน้าแสดงผลการทดสอบ และการส่งออกไฟล์ .txt

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในหน้าสุดท้ายของโปรแกรมจะแสดงวิธีการฝึกการทรงตัว ซึ่งผู้ใช้สามารถเข้าหน้าโปรแกรมนี้โดยการกดที่ปุ่ม Improve Balance ฝั่งด้านซ้ายของโปรแกรม ซึ่งวิธีการฝึกการทรงตัวมีทั้งหมด 3 วิธี ได้แก่ วิธีการฝึกด้วยการยืนขาเดียว การฝึกถ่ายน้ำหนัก และการเดินแบบปลายเท้าแตะส้นเท้า ซึ่งผู้ใช้สามารถทำการทดสอบการทรงตัวได้อีกครั้งโดยการกดปุ่ม Test ที่ฝั่งซ้ายมือ หรือสามารถออกจากระบบเพื่อทดสอบการทรงตัวกับบุคคลอื่นโดยการปุ่ม Logout ที่มุมซ้ายด้านล่าง ดังแสดงในรูปที่ 4.23



รูปที่ 4.23 หน้าการให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับวิธีฝึกการทรงตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลงานวิจัย

การออกแบบและพัฒนาระบบตรวจสอบสมดุลคงที่แบบพกพา มีวัตถุประสงค์คือพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์การทรงตัวด้วยเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ให้มีขนาดเล็กพกพาสะดวก สามารถใช้งานภาคสนาม แทนการใช้อุปกรณ์ทางการแพทย์ ซึ่งเป็นชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดมีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง (Force Plate) มีน้ำหนักมาก ราคาสูง และมีความยุ่งยากในการติดตั้ง เคลื่อนย้ายไม่สะดวก โดยใช้โปรแกรม Arduino เขียนคำสั่งรับค่าจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ส่งข้อมูลผ่านสัญญาณบลูทูธที่สเปกตรัมความถี่ 2.4 GHz เพื่อเก็บค่าความเร่งที่ 50 ค่าต่อวินาที 5 คน เพศหญิง 3 คน เพศชาย 2 คน โดยมีค่าเฉลี่ยอายุอยู่ที่ 23 ± 1.22 ปี ส่วนสูง 167.8 ± 10.23 เซนติเมตร น้ำหนัก 60.34 ± 10.58 กิโลกรัม และมีค่าดัชนีมวลกาย 21.28 ± 1.69 ซึ่งอยู่ในระดับปกติ โดยใช้ข้อมูล 1000 ค่าจากแกน X (ด้านข้างซ้าย-ขวา) และแกน Z (ด้านหน้า-หลัง) ในแต่ละชุดข้อมูล

นำค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกด และค่าความเร่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน หาค่าเฉลี่ยและวิเคราะห์ความแปรปรวนระหว่างผู้เข้าร่วมทดสอบใน 3 ท่าทาง ได้แก่ ท่ายืน สองขาชิดตา ยืนต่อเท้า และยืนขาเดียว เพื่อตรวจสอบความแตกต่างของข้อมูล ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าข้อมูลไม่แตกต่างกันในแต่ละบุคคล

เนื่องจากค่าที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในเป็นค่าความเร่งในหน่วย เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2) จึงต้องแปลงค่าไปเป็นระยะการกระจัดในหน่วย มิลลิเมตร (mm) โดยใช้กฎสี่เหลี่ยมคางหมู (The Trapezoid Rule) ในการหาพื้นที่ใต้กราฟระหว่างความเร่งกับเวลา และความเร็วกับเวลา ตรวจสอบการกระจายตัวของข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้ คือ ข้อมูลทุกชุดมีการกระจายตัวปกติ จากนั้นนำข้อมูลไปเปรียบเทียบระหว่างสองอุปกรณ์ พบว่าค่าความเร่งของอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากแผ่นวัดแรงกดอย่างมีนัยสำคัญ และเมื่อค่าเฉลี่ยที่ได้จากแผ่นวัดแรงกดเพิ่มมากขึ้น ค่าเฉลี่ยที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในก็เพิ่มขึ้นในทิศทางเดียวกัน สรุปผลได้ว่าเซ็นเซอร์วัดความเร่งสามารถประเมินความเสี่ยงในการสูญเสียสมดุลการทรงตัว ได้

คล้ายกับแผ่นวัดแรงกด กำหนดช่วงความเร่งการทรงตัวปกติได้ ดังนั้น ท่ายืนสองขาชิดตาแนวด้านซ้าย-ขวา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และแนวด้านหน้า-หลัง $[-0.06, 0.2898]$ และ $[0.0145, 0.3302]$ ยื่นต่อเท้า $[-0.0804, 0.2683]$ และ $[-0.0265, 0.2378]$ ทำยื่นขาเดียว $[-0.021, 0.2896]$ และ $[0.0121, 0.2524]$

ออกแบบและพัฒนาแอปพลิเคชันเพื่อเก็บข้อมูลส่วนบุคคล ข้อมูลดิบจากเครื่องมือตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายในของผู้ใช้งาน ประเมินผลของการทรงตัวที่ได้ขณะนั้น แสดงผลค่าสูงสุด ต่ำสุด ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าดัชนีมวลกาย ออกมาเป็นร้อยละ และแสดงกราฟช่วงการแกว่ง

แอปพลิเคชันและอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณการเคลื่อนไหวภายใน ที่ผู้วิจัยได้พัฒนาใช้งานง่าย ไม่เป็นอันตราย และเป็นอุปกรณ์ที่เหมาะสมสำหรับทำงานภาคสนาม เนื่องจากมีขนาดเล็ก พกพาสะดวก

5.2 ข้อจำกัดของงานวิจัย

จากข้อมูลที่เก็บค่าการทรงตัวพบว่าตำแหน่ง และรูปแบบการติดอุปกรณ์มีผลอย่างมากต่อค่าข้อมูลที่ได้ หากลักษณะของอุปกรณ์ไม่เป็นไปตามที่กำหนด ค่าที่ข้อมูลจะมีความคลาดเคลื่อน รวมถึงอายุการใช้งานที่ลดลงของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ทำให้ประสิทธิภาพการทำงานลดลง ข้อมูลที่เก็บไม่เป็นไปตามที่กำหนดส่งผลทำให้ตัดข้อมูลชุดนั้นออกแล้วเก็บข้อมูลใหม่บางส่วน ในช่วงแรกของงานวิจัยผู้จัดทำจะใช้วิธีการประมาณค่าเอนโทรปี เพื่อระบุสมดุลการทรงตัว แต่เนื่องจากความแปรปรวนของแต่ละชุดข้อมูล ซึ่งเป็นหนึ่งในตัวแปรที่ใช้ประมาณค่าเอนโทรปีของทั้งสองอุปกรณ์มีความแตกต่างกันมาก ค่าเอนโทรปีของแต่ละชุดข้อมูลจึงไม่เป็นไปในทิศทางเดียวกัน แม้จะทดสอบจากท่าทางและผู้เข้าร่วมทดสอบเดียวกัน ทำให้ไม่สามารถกำหนดช่วงความสมดุลในการทรงตัวได้ และด้วยสถานการณ์การแพร่ระบาดของเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 ทำให้ไม่สามารถเก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมทดสอบท่านอื่นๆเพิ่มได้ หลังจากได้พัฒนาระบบตรวจสอบสมดุลคงที่แบบพกพาเสร็จเรียบร้อยแล้ว อาจทำให้ผลการทดสอบสมดุลการทรงตัวมีความคลาดเคลื่อน เนื่องจากค่าเกณฑ์ที่กำหนดมาจากกลุ่มตัวอย่างจำนวนน้อย

5.3 ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากอายุการใช้งานที่ลดลงของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ทำให้มีประสิทธิภาพในการทำงานลดลง หากเก็บข้อมูลโดยใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่งที่มีประสิทธิภาพแล้ว จะส่งผลทำให้ค่าข้อมูลที่เป็นมาตรฐานในการทดสอบมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น ในด้านการเก็บข้อมูลนั้นควรมีการเก็บค่าข้อมูลในท่านั้นอย่างน้อย 3 ครั้งจากผู้เข้าร่วมการทดสอบมากขึ้น เพื่อที่จะสามารถนำค่าที่ได้จากการวัดมาวิเคราะห์ได้แม่นยำ ด้านของการเชื่อมต่อเพื่อรับข้อมูลจากอุปกรณ์ สามารถเชื่อมต่อผ่านระบบ WiFi หรือใช้งานผ่านสาย ควรมีการตรวจสอบความแม่นยำของค่าสัญญาณข้อมูลที่ได้รับ ด้านของการวิเคราะห์ข้อมูล หากได้ข้อมูลมาตรฐานที่มี

ประสิทธิภาพแล้วสามารถนำไปวิเคราะห์โดยใช้ข้อมูลทางสถิติอื่นๆ เช่น การประมาณค่าเอนโทรปี เพื่อสร้างมาตรฐานในการทดสอบที่มีความแม่นยำมากขึ้นในอนาคต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] สำนักงานประชาสัมพันธ์กรมควบคุมโรค. “รณรงค์ป้องกันการพลัดหกล้มในผู้สูงอายุ”, (2561). [Online]. Available : http://thainews.prd.go.th/th/website_th/news/news_detail/WNS.
- [2] Berg K. (1989). Balance and its measure in the elderly: Preliminary development of an instrument, 41:240-6.
- [3] Nyan MN, Tay FEH, Manimaran M, Seah KHW. (2006). Garmentbased detection of falls and activities of daily living using 3-axis MEMS accelerometer. J Phys Conf Ser: 34:1059.
- [4] Two novel homozygous variants in the TMC1 and CDH23 genes cause autosomal recessive non-syndromic hearing loss October 2020 Molecular Genetics & Genomic Medicine 8(3).
- [5] Khan S, Chang R. (2013). Anatomy of the vestibular system: A review NeuroRehabilitation, 32 (3), 437-443.
- [6] Hole's Human Anatomy & Physiology 14th Edition.
- [7] ผศ.พญ.ยุวติยา พลอดภัย. “Anatomy and Physiology of vestibular system”, [Online]. Available : https://meded.psu.ac.th/binlaApp/class04/388_471/Approach_vertigo.
- [8] Purves, Dale, Augustine, George J, Fitzpatrick, David; Hall, William C; Lamantia, Anthony Samuel; McNamara, James O; White, Leonard E, (2008). "14 - The Vestibular System". Neuroscience (4th ed.). Sinauer Associates. pp. 343–362.
- [9] อ.ดร.ปฐวิมา ศิลสุกศล. “การออกแบบท่าออกกำลังกายตามระดับความสามารถของบุคคลเพื่อการทรงตัว”, [Online]. Available : <http://202.28.25.187/courseware/claroline/backends>.
- [10] Base of support. [Online]. Available : <https://www.pdhpe.net/the-body-in-motion/how-do-biomechanical-principles-influence-movement/balance-and-stability/base-of-support>.
- [11] Line of gravity. [Online]. Available : <https://www.pdhpe.net/the-body-in-motion/how-do-biomechanical-principles-influence-movement/balance-and-stability/line-of-gravity>.
- [12] Danny Jost. (2019). What is an accelerometer?. [Online]. Available :

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [13] Dejan. (2018). MEMS Accelerometer Gyroscope Magnetometer & Arduino, [Online]. Available : <http://howtomechatronics.com/how-it-works/electrical-engineering/mems-accelerometer-gyroscope-magnetometer-arduino/>.
- [14] Schwarzelbach (ISIT), Semiconductor Technology. (2007). A Closer Look at a Gyro. Working Principle. pp. 1-3.
- [15] H. Sternberg, C. Schwalm, QUALIFICATION PROCESS FOR MEMS GYROSCOPES FOR THE USE IN NAVIGATION SYSTEMS.
- [16] A Lorentz force MEMS magnetometer, S. Pala, Meltem, K. Azgin.
- [17] Malik Zaka Ullah. (2009). AN ANALYSIS OF THE BLUETOOTH TECHNOLOGY. Master Thesis Computer Science Thesis no: MCS-2009-17. pp. 8-10.
- [18] อุดม รานอก. (2548). ภาษา C สำหรับงานควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51.
- [19] ระเบียบวิธีเชิงเลขสำหรับงานวิศวกรรม. “การหาค่าปริพันธ์เชิงตัวเลข”. Pp. 168-170.
- [20] Chris F, John L, Rahul S, Thurmon L. (2014). Fall Risk Prediction Using Wearable Wireless Sensors. pp. 2-5.
- [21] Mayagoitia RE, et al. (2002). Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. Gait and Posture. 16:55–59.
- [22] Christina S, Danica T, Riemann K, Thurmon L. (2013). A Comparison Between Methods Of Measuring Postural Stability: Force Plates Versus Accelerometers. pp. 386-392.
- [23] Lafond D, Coriveau H, Hébert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:896-901.
- [24] Jian L, Xiaoyue Z, Thurmon L, (2012). Fall Risk Assessments Based on Postural and Dynamic Stability Using Inertial Measurement Unit. pp. 193-197.
- [25] Christina S, Danica T, Riemann K, Thurmon L, (2013). Comparison of intra-individual physiological sway complexity from force plate and inertial measurement unit. pp. 49; 180-186.
- [26] สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช). (2562). แนวทางจริยธรรมการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ : สำนักงานมาตรฐานการวิจัยในคน กองมาตรฐานการวิจัย.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
หน้า 4-12. ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น หากมีให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [27] กัณฑ์ธิดา ปางวิสุทธิวงศ์, และธิดา ธาดาจรัสกุล. (2562). การออกแบบและพัฒนาระบบวัดค่าการทรงตัวแบบพกพา, (ปริญญานิพนธ์). คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาอุตสาหการ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [28] The Perelman Center for Advanced Medicine. The Balance Center. The Balance Center, Dept. of Otorhinolaryngology. The Perelman Center for Advanced Medicine. IMPORTANT INFORMATION CONCERNING YOUR TESTING. pp. 1-3.
- [29] Wood S, Berg K, Bravo G, Williams JI. (1997). The Balance Scale. Responding to clinically meaningful changes. Canadian Journal of Rehabilitation, 10: 35-50.
- [30] เนตรนภา ปะวะคัง. (2563). “วิธีฝึกการทรงตัว แก้ปัญหาทรงตัวไม่อยู่ ผู้สูงอายุก็ทำได้ ไม่ยาก”, [Online]. Available : <https://hellokhunmor.com/การออกกำลังกาย/การทรงตัวและความยืดหยุ่น/วิธีฝึกการทรงตัว-ฝึกบาลานซ์ของร่างกาย>.
- [31] ภัทรสิริ พจมานพงศ์. (2562). “แนวทางการสร้างเสริมสุขภาพโดยแบ่งตามลักษณะองค์ประกอบด้านร่างกายของผู้สูงอายุ”. pp. 6-7.
- [32] Ryan Z, Alex C, Jeremy A, Michael J, (2015). TEST-RETEST RELIABILITY OF THE SWAY BALANCE MOBILE APPLICATION. pp. 40-47.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ภาคผนวก

คำสั่งรับค่าความเร่งจากเซนเซอร์และส่งข้อมูลผ่านสัญญาณบลูทูธ

```
#include "BluetoothSerial.h"
#include <MPU9250_asukiaaa.h>
#ifdef _ESP32_HAL_I2C_H_
#define SDA_PIN 21
#define SCL_PIN 22
#endif

BluetoothSerial SerialBT;
MPU9250_asukiaaa mySensor;
float aX, aY, aZ;

void setup()
{
    SerialBT.begin ("SSS1"); // or SSS2
    Serial.begin (115200);

    #ifdef _ESP32_HAL_I2C_H_ // For ESP32
        Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN);
        mySensor.setWire (&Wire);
    #endif

    mySensor.setWire (&Wire);
    mySensor.beginAccel();
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

void loop()
{
    if (mySensor.accelUpdate() == 0)
    {
        aX = mySensor.accelX();
        aY = mySensor.accelY();
        aZ = mySensor.accelZ();

        SerialBT.println(String (aX) + "," + String (aY) + "," + String (aZ));
    }
    else
    {
        Serial.println ( "Cannot read accel values" );
    }

    Serial.println (""); // Add an empty line
    delayMicroseconds (18877);
}

```

คำสั่งส่งข้อมูลส่วนบุคคลไปเก็บยังฐานข้อมูลโปรแกรม

```

using System.Data.OleDb;

namespace Static_Stability_System
{
    public partial class S3 : Form
    {

        OleDbConnection con = new OleDbConnection
        ("Provider=Microsoft.Jet.OLEDB.4.0;Data Source=DB.mdb");

        OleDbCommand cmd = new OleDbCommand();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

private void B3Reg_Click(object sender, EventArgs e)
{
    con.Open();
    string register = "INSERT INTO UserInfo VALUES (' " + Uname.Text + " ',' " + Pword.Text
        + " ',' " + Fname.Text + " ',' " + Lname.Text + " ',' " + Wei.Text + " ',' "
        + Hei.Text + " ',' " + Age.Text + " ',' " + Gender + " ' )";

    cmd = new OleDbCommand(register, con);
    cmd.ExecuteNonQuery();
    con.Close();

    Uname.Text = ""; Pword.Text = ""; Fname.Text = ""; Lname.Text = "";
    CPword.Text = ""; Wei.Text = ""; Hei.Text = ""; Age.Text = "";
}
}
}

```

คำสั่งเชื่อมต่อและรับค่าจากอุปกรณ์ แสดงผลในรูปแบบกราฟเรียลไทม์

```

using System.IO;
using System.IO.Ports;

public partial class S7 : Form
{
    public class MeaDat
    {
        public string Xacc { get; set; }
        public string Yacc { get; set; }
        public string Zacc { get; set; }
        public DateTime CreationDate { get; set; }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 public List<MeaDat> readings = new List<MeaDat>();
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

System.IO.Ports.SerialPort Port;
private void ReceiveDat()
{
    while (!IsClosed)
    {
        try
        {
            string InfoSeries = Port.ReadLine();
            string[] Acc = InfoSeries.Split(',');

            if (Acc[0] != "" && Acc[1] != "" && Acc[2] != "")
            {
                double x = Convert.ToDouble(Acc[0]);
                double y = Convert.ToDouble(Acc[1]);
                double z = Convert.ToDouble(Acc[2]);

                SwayGraph.Invoke((MethodInvoker)() => SwayGraph.Series ["ML (Left-
                Right)"].Points.AddXY(DateTime.Now.ToLongTimeString(), Convert.ToInt32(x * 10)));

                SwayGraph.Invoke((MethodInvoker)() => SwayGraph.Series["AP (Front-
                Back)"].Points.AddXY(DateTime.Now.ToLongTimeString(), Convert.ToInt32(z * 10)));

                readings.Add(new MeaDat() { Xacc = Acc[0], Yacc = Acc[1], Zacc = Acc[2],
                CreationDate = DateTime.Now });
            }
        } catch { }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่งการบันทึกข้อมูลในโปรแกรม Excel

using System.Collections.Generic;

private void Finish_Save_Click_1(object sender, EventArgs e)

```
{
    try
    {
        SaveFileDialog save = new SaveFileDialog();
        if (save.ShowDialog() == DialogResult.OK)
        {
            using (Stream s = File.Open(save.FileName, FileMode.Create))
            using (StreamWriter sw = new StreamWriter(s))
            {
                foreach (var dat in readings)
                {
                    sw.WriteLine("{0:yyyy-MM-dd hh:mm:ss},{1},{2},{3}", dat.CreationDate, dat.Xacc,
                        dat.Yacc, dat.Zacc);
                }
            }
            MessageBox.Show("Data has been saved");
        }
    }
    catch (Exception exp) { MessageBox.Show(exp.Message, "Error"); }
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้