

การออกแบบและพัฒนาระบบวัดค่าการทรงตัวแบบพกพา
DESIGN AND DEVELOPMENT OF A PORTABLE BALANCE
MEASUREMENT SYSTEM



นางสาวกัณฑ์ธิตา ปางวิสุทธิวงศ์
MS. KANTITA PANGVISUTTIWONG

นางสาวธีรดา ธาดาจิรสกุล
MS. THIRADA THADAJIRASAKUL

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND DEVELOPMENT OF A PORTABLE BALANCE MEASUREMENT SYSTEM



MS. KANTITA PANGVISUTTIWONG
MS. THIRADA THADAJIRASAKUL

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN INDUSTRIAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2019

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

การออกแบบและพัฒนาระบบวัดค่าการทรงตัวแบบพกพา
DESIGN AND DEVELOPMENT OF A PORTABLE
BALANCE MEASUREMENT SYSTEM

นักศึกษา

นางสาวกนต์ธิดา ปางวิสุทธิวงศ์
นางสาวธิดา ธาดาจิรสกุล

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์



(ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร)

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การออกแบบและพัฒนาระบบวัดค่าการทรงตัวแบบพกพา
นักศึกษา	นางสาวกัณฑ์ธิดา ปางวิสุทธิวงศ์ นางสาวธิดา ธาดาศิริสกุล
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา	2562
อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้สามารถเข้าใจคลื่นสัญญาณที่ถูกส่งออกมาจากอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (IMU) รวมถึงออกแบบ และพัฒนาโปรแกรมให้รองรับการใช้งานกับอุปกรณ์ IMU โดยโปรแกรมถูกออกแบบให้สามารถวิเคราะห์ และบอกผลการทรงตัวเป็นค่าออกมาได้ โดยปกติอุปกรณ์ที่ทางการแพทย์ใช้เป็นชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate) มีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรงซึ่งมีน้ำหนักมาก และมีความยุ่งยากในการติดตั้ง ทำให้เคลื่อนย้ายไม่สะดวก เพื่อที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้นำอุปกรณ์ IMU มาใช้แทน เพราะใช้งานง่าย ราคาไม่แพง และมีน้ำหนักเบาพกพาง่าย ทั้งยังสามารถวัดความเร่ง และสภาพการเอียงได้ จึงนำมาใช้วัดการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ ทำการทดสอบคลื่นสัญญาณจากค่าความเร่งของ IMU ในทิศทางแนวด้านซ้าย-ขวา (x-axis) และทิศทางแนวด้านหน้า-หลัง (y-axis) แล้วเปรียบเทียบกับค่าจุดศูนย์กลางความดันที่วัดได้จาก Force Plate ของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คนเมื่อวิเคราะห์หสัมพันธ์อย่างง่าย พบว่าทำยีนที่ทำให้คลื่นสัญญาณของอุปกรณ์ IMU และ Force Plate มีความสัมพันธ์กันในระดับปานกลางถึงมาก (0.6-1.0) ได้แก่ ทำยีนหลับตา และทำยีนต่อเท้า จากนั้นวิเคราะห์ค่าการทรงตัวโดยใช้แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย (\bar{X} - R Chart) ด้วยการกำหนดค่าความน่าจะเป็นอยู่ในช่วง $\pm 3\sigma$ หรือเท่ากับ 0.9974 และจากแผนภูมิค่าเฉลี่ย ผู้เข้าร่วมทดสอบทั้ง 10 คนมีการทรงตัวที่ดี

Thesis Title	Design and Development of a Portable Balance Measurement System
Student	MS. Kantita Pangvisuttiwong MS. Thirada Thadajirasakul
Degree	Bachelor of Engineering in Industrial Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic Year	2019
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr.Manutchanok Jongprasithporn

ABSTRACT

The objective of this study is to design and develop the interface program to support the Inertial Measurement Unit (IMU) device. The IMU interface program was designed to collect and analyze IMU data (acceleration and angular velocity) as body sway to interpret as individual static stability.

The traditional balance measurement device is a force plate that is expensive, heavy, complicated to set up, and difficult to implement outside a laboratory. On the other hand, the IMU is inexpensive, lightweight, and portable so it is easy to use in any place. The X-axis and Y-axis acceleration from IMU and the Center of Pressure (CoP) from the Force Plate were collected from 10 participants during performing 4 poses including unipedal stance with eyes opened, unipedal stance with eyes closed, single-leg-stance, and tandem stance. To understand the relationship between both signals, the simple correlation analysis was used to analyze the correlation between the IMU and force plate signals.

The results showed that the signals from both devices have a medium to a very high level (0.6-1.0) of correlation. The unipedal stance with eyes closed and tandem stance had a strong relationship of both signals so they were chosen to use in implementing a balance measurement system. The balance values were analyzed by using the control chart (\bar{x} -R Chart), determine the probability in the range $\pm 3\sigma$ (0.9974).

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เรื่องการสร้างอุปกรณ์วัดการทรงตัวแบบพกพาสามารถเสร็จจุล่งไปได้ด้วยดี กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคลที่มีส่วนเกี่ยวข้องเพื่อให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์

ผศ.ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับการให้แนวทางความรู้ คำแนะนำ ตลอดจนการตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ จนกระทั่งปริญญาานิพนธ์สามารถเสร็จจุล่งด้วยดี

นายเทพภากร สิทธิวันชัย ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับความรู้ การช่วยเหลือ และคำแนะนำในทุกๆ ด้าน

รศ.ดร.ภรณ์ชัย กัลยาศิริ และผศ.ดร.อุดม จันทร์จรัสสุข กรรมการที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับการให้คำแนะนำเพื่อนำมาปรับปรุงการทำงาน คำแนะนำสำหรับการทำโปรแกรมวัดการทรงตัว กระทั่งปริญญาานิพนธ์สามารถเสร็จจุล่งด้วยดี

นายสหัช จินดารัตน์ รุ่นพี่ที่ให้คำปรึกษาด้านการทำโปรแกรม กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับการชี้แนะแนวทางการทำโปรแกรม การตรวจทานความถูกต้องของโค้ดโปรแกรม ตลอดจนให้กำลังใจกลุ่มผู้วิจัย กระทั่งสามารถทำโปรแกรมเสร็จจุล่งด้วยดี

ผู้เข้าร่วมการทดลอง ไม่ว่าจะเพื่อน และรุ่นน้องคณะวิศวกรรมศาสตร์ กลุ่มผู้วิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงที่ให้ความร่วมมือ และช่วยเหลือในการทดลอง

คณาจารย์ในภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ที่ช่วยให้คำแนะนำในการทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ รวมถึงการเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำการทดลองจนเสร็จจุล่งด้วยดี

สุดท้ายปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้จะสำเร็จไม่ได้ ถ้าไม่ได้บิดา มารดา รวมถึงคนในครอบครัวที่คอยให้ความรัก ความห่วงใย คอยสนับสนุน และให้กำลังใจในการทำงาน กลุ่มผู้วิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

นางสาวกัญติธิตา ปางวิสุทธีวงศ์

นางสาวธิดา ธาดาจิรสกุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญรูป.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	
2.1 IMU.....	3
2.1.1 ความหมายของเซนเซอร์.....	3
2.1.2 เซนเซอร์ Inertial Measurement Unit.....	4
2.1.3 เซนเซอร์เพียโซอิเล็กทริก.....	5
2.2 แผ่นรับแรงกด.....	6
2.2.1 จุดศูนย์กลางแรงดัน.....	7
2.3 การทรงตัว.....	9
2.3.1 ระบบการทรงตัว.....	9
2.3.2 รูปแบบการทดสอบการทรงตัว.....	15

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.3 ค่ามาตรฐานการทรงตัว.....	17
2.4 สหสัมพันธ์.....	18
2.4.1 วิธีการดูลักษณะความสัมพันธ์.....	18
2.5 โปรแกรม Microsoft Visual Studio.....	21
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	23
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	
3.1 ศึกษาโปรแกรมและอุปกรณ์.....	25
3.1.1 ส่วนของชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด.....	25
3.1.2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน.....	26
3.1.3 การสื่อสารระหว่างอุปกรณ์.....	27
3.2 วิธีการดำเนินงานเพื่อเก็บข้อมูล.....	27
3.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง.....	27
3.2.2 รูปแบบการทดสอบการทรงตัวอยู่กับที่.....	28
3.2.3 การเก็บข้อมูลการทรงตัว.....	29
3.3 หลักเกณฑ์และวิธีการคำนวณ.....	32
3.4 การเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ในการวัดค่าการทรงตัว.....	39
3.4.1 การออกแบบหน้าผู้ใช้งาน.....	39
3.4.2 การเขียนโปรแกรมในหน้าวัดการทรงตัว.....	42
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	
4.1 ผลของการเก็บข้อมูล.....	45
4.1.1 ข้อมูลการทรงตัว.....	45
4.1.2 การดูทิศทางความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูล.....	48

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.1.3 เกณฑ์ในการเลือกใช้ท่าทางการยืน.....	49
4.2 ผลการทดสอบ.....	49
4.3 การใช้งานโปรแกรมวัดการทรงตัว.....	50
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปผล.....	56
5.2 ข้อจำกัด.....	57
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	57
เอกสารอ้างอิง.....	58
ภาคผนวก.....	ผ1

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ที่ความกว้าง (mm) ในท่ายืนนิ่งในกลุ่มคนอายุ 18-22 ปี	18
ตารางที่ 3.1 แบบสอบถามก่อนการทดสอบการทรงตัว	28
ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างข้อมูลดิบที่ได้จากการทดลองใช้ IMU และอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด	31
ตารางที่ 3.3 ค่าคงที่สำหรับคำนวณพิกัดควบคุมแผนภูมิ $\bar{X} - R$ และ $\bar{X} - S$	34
ตารางที่ 3.4 ค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ IMU ในแนวด้านหน้า-หลัง.....	35
ตารางที่ 4.1 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนด้านข้างที่ความกว้าง (mm)	46
ตารางที่ 4.2 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวด้านหน้า-หลังที่ความกว้าง (mm)	47
ตารางที่ 4.3 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอุปกรณ์ IMU กับชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดของคนอายุ 18-22 ปี ..	48
ตารางที่ 4.4 ค่าพิสัยเฉลี่ยในแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยและพิสัยของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คน ในแนวแกนด้านหน้า-หลัง.....	49
ตารางที่ 4.5 ค่าพิสัยเฉลี่ยในแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยและพิสัยของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คน ในแนวแกนด้านข้าง.....	50

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ทิศทางการเอียงในแกนต่างๆ	4
รูปที่ 2.2 เวกเตอร์ลัพท์ของแรงโน้มถ่วงโลก	5
รูปที่ 2.3 เพียโซอิเล็กทริกเปลี่ยนแรงกดเป็นพลังงานไฟฟ้า.....	5
รูปที่ 2.4 เซนเซอร์แรง 3 องค์ประกอบ.....	7
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งโหลดเพียโซอิเล็กทริกส์ที่อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด.....	7
รูปที่ 2.6 CoP กำหนดโดยใช้แรงและโมเมนต์ที่วัดได้จากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด.....	8
รูปที่ 2.7 ความมั่นคง (Stabilogram) แสดงให้เห็นถึงพิกัด X และ Y ของ CoP ในช่วงระยะเวลาหนึ่ง.....	8
รูปที่ 2.8 ระบบการทรงตัว (Balance system).....	10
รูปที่ 2.9 ส่วนประกอบของตา.....	10
รูปที่ 2.10 กล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัวโดยส่งสัญญาณไปยังสมอง.....	11
รูปที่ 2.11 ระบบทรงตัวในหูชั้นในรวมถึงเส้นประสาทที่เชื่อมต่อไปยังสมองส่วนกลาง	11
รูปที่ 2.12 องค์ประกอบของมีสคูลล่า (Mucula).....	12
รูปที่ 2.13 องค์ประกอบของสันกระเปาะ (Crista ampullaris) รับความรู้สึกในการหมุน.....	13
รูปที่ 2.14 Neuroanatomy of balance แสดงลำดับชั้นของ การควบคุมสมดุลการทรงตัวของร่างกาย.....	14
รูปที่ 2.15 Vestibular pathways จาก Peripheral vestibular system เชื่อมต่อไปยัง Central vestibular system เกิดเป็น Reflex ต่างๆ.....	15
รูปที่ 2.16 ลักษณะการยืนแบบเท้าชิด UPST.....	16
รูปที่ 2.17 ลักษณะการยืนแบบขาเดียว SLST.....	16
รูปที่ 2.18 รูปแบบการยืนแบบต่อเท้า TST.....	17
รูปที่ 2.19 แผนภาพกระจายที่มีความสัมพันธ์ของข้อมูลโดยตรง.....	19
รูปที่ 2.20 แผนภาพกระจายที่มีความสัมพันธ์ของข้อมูลในเชิงตรงกันข้าม.....	19
รูปที่ 2.21 แผนภาพกระจายที่ทั้ง 2 ตัวแปรไม่มีความสัมพันธ์กัน.....	19
รูปที่ 2.22 หน้าตาโปรแกรม Visual C#.....	21

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 2.23 โค้ดโปรแกรม Visual C#.....	23
รูปที่ 3.1 ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force plate).....	25
รูปที่ 3.2 โมดูลรุ่น GY-91.....	26
รูปที่ 3.3 บอร์ด NodeMCU-32S.....	27
รูปที่ 3.4 ข้อมูลสูงสุดก่อนปรับข้อมูล.....	30
รูปที่ 3.5 ข้อมูลสูงสุดหลังปรับข้อมูล.....	30
รูปที่ 3.6 กราฟแสดงองค์ประกอบแผนภูมิควบคุม.....	33
รูปที่ 3.7 แผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในแนวด้านหน้า-หลัง.....	36
รูปที่ 3.8 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ในแนวด้านหน้า-หลัง.....	38
รูปที่ 3.9 แผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในแนวด้านข้าง.....	38
รูปที่ 3.10 แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ในแนวด้านข้าง.....	39
รูปที่ 3.11 การสร้างโปรเจกต์ C#.....	40
รูปที่ 3.12 การสร้างหน้าต่างโปรแกรม.....	41
รูปที่ 3.13 หน้าต่างโค้ดโปรแกรม.....	41
รูปที่ 3.14 โค้ดโปรแกรมอ่านค่าจากอุปกรณ์.....	42
รูปที่ 3.15 โค้ดโปรแกรมเก็บค่าข้อมูลที่อ่านได้.....	43
รูปที่ 3.16 โค้ดโปรแกรมนำค่าที่เก็บมาคำนวณ.....	44
รูปที่ 3.17 โค้ดโปรแกรมการกำหนดคุณลักษณะและค่าของกราฟ.....	44
รูปที่ 4.1 หน้าต่างอธิบายโปรแกรม.....	51
รูปที่ 4.2 หน้าต่างอธิบายการติดอุปกรณ์.....	52
รูปที่ 4.3 หน้าต่างเลือกท่าวัดการทรงตัว.....	52
รูปที่ 4.4 เลือก COM PORT เพื่อเชื่อมกับอุปกรณ์.....	53
รูปที่ 4.5 ตั้งค่าจำนวนข้อมูลที่เก็บ.....	53
รูปที่ 4.6 บันทึกค่าหลังตั้งค่าข้อมูล.....	54
รูปที่ 4.7 ผลการทดสอบการทรงตัว.....	55
รูปที่ 4.8 กราฟพิสัยการทรงตัว.....	55

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดโดยรวมของปริญญาณิพนธ์ ความเป็นมาของการทำปริญญาณิพนธ์ และขอบเขตที่กลุ่มผู้วิจัยได้ทำ โดยมีรายละเอียดดังหัวข้อต่อไปนี้

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

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การทรงตัว (Balance) หรือภาวะสมดุลของการทรงตัว ซึ่งทำให้คนเราสามารถนั่ง ยืน เดิน วิ่ง ปฏิบัติกิจวัตรประจำวัน และปฏิบัติกิจกรรมนอกเหนือจากกิจวัตรประจำวัน เช่น การเล่นกีฬา ว่ายน้ำ ขับรถและกิจกรรมอื่นๆ ที่เป็นเรื่องเฉพาะตัวได้อย่างปกติ นั้น ต้องอาศัยกลไกของการทรงตัวหลายอย่างทำงานประสานกันอย่างสมดุล [1] ผลดีของการทรงตัวที่ถูกสุขลักษณะนอกจากการเคลื่อนไหวและทำกิจกรรมในชีวิตประจำวันแล้ว ยังทำให้ไม่เกิดการเมื่อยล้าหรือปวดกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะอาการปวดหลัง ป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นกับกระดูก ข้อต่อ กล้ามเนื้อ เอ็นและเส้นประสาทอีกด้วย

จากการศึกษาวิจัยของภาควิชาวิศวกรรมชีวภาพและระบบสุขภาพ [2] พบว่าในการทดสอบการทรงตัวของผู้ป่วยและการทำกายภาพบำบัดนั้น แพทย์จะใช้ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดในการทดสอบ ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดมีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง (Force Plate) ใช้ตรวจวิเคราะห์การกระจายน้ำหนักแรงกดและความสมดุลของร่างกาย ใช้ในทางวิทยาศาสตร์กายภาพ ทางกายภาพบำบัด การฟื้นฟูสมรรถภาพ โดยใช้วัดการกระจายการทิ้งน้ำหนักตัวบนสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการทรงตัวในการเดิน การยืน อาจเนื่องมาจากอุบัติเหตุ ความพิการ หรือการเสื่อมสภาพตามวัย [3] ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามีหลายหน่วยงานจำเป็นต้องเป็นใช้ แต่มีข้อจำกัดของงบประมาณ เพราะมีราคาแพง ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ มีน้ำหนักมากทำให้เคลื่อนย้ายไม่สะดวก และบางครั้งการซ่อมบำรุงไม่สามารถหาอะไหล่ทดแทนได้

ด้วยเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้นทำให้ทางผู้จัดทำเล็งเห็นถึงความสำคัญของการศึกษาเกี่ยวกับอุปกรณ์ที่สามารถใช้งานทดแทนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดได้ ซึ่ง IMU ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง

และอุปกรณ์วัดสภาพการเอียง โดยทั้งสองจะใช้สำหรับการวัดแรงเฉื่อย ทำให้สามารถวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ นอกจากนี้ IMU ยังใช้งานได้สะดวก ราคาไม่แพง น้ำหนักเบาสามารถพกพาได้ง่าย และยังสามารถส่งผ่านข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณบลูทูธได้อีกด้วย [4] จึงได้ศึกษาสัญญาณของอุปกรณ์ IMU เพื่อนำมาใช้แทนอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด และเพื่อสนับสนุนให้ผู้ใช้งานมีการทรงตัวที่ดีขึ้น จึงได้ทำปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้ขึ้นมา

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อเข้าใจการทำงานของอุปกรณ์ IMU เข้าใจคลื่นสัญญาณที่ส่งออกมาจากอุปกรณ์ IMU และนำมาทดแทนกับค่าจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดได้
2. เพื่อนำโปรแกรมที่สร้างไปใช้ในการวัดการทรงตัวแบบพกพาได้

1.3 ขอบเขตของปฏิญานิพนธ์

1. ศึกษาการทำงานของสัญญาณ IMU โดยนำข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) ที่ได้จากอุปกรณ์ IMU มาวิเคราะห์เปรียบเทียบกับค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (Center of Pressure: CoP) ที่ได้จากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด ของผู้เข้าร่วมการทดลองในท่ายืนตรง
2. ประเมินสมรรถนะการทรงตัวจากข้อมูลดิบที่ได้มาสร้างกราฟเปรียบเทียบกัน ทดสอบกับบุคคลที่มีสุขภาพดี ไม่มีผู้เข้าร่วมที่มีปัญหาาระบบประสาทส่วนกลาง ตา ระบบหูชั้นใน ปัญหาทางการแพทย์หรือโรคที่เกี่ยวข้องกับโครงกระดูกหรือกล้ามเนื้อ
3. สร้างโปรแกรมเพื่อรองรับสัญญาณ IMU มาใช้ในการวัดการทรงตัวในกลุ่มคนช่วงอายุ 18-22 ปี ที่มีร่างกายที่สมบูรณ์แข็งแรง ไม่พบว่าเป็นโรคเกี่ยวข้องกับระบบประสาท

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เข้าใจการทำงานและเข้าใจค่าสัญญาณที่ส่งออกมาจากอุปกรณ์ IMU
2. ผู้ใช้งานสามารถเข้าถึงเครื่องมือได้ง่ายเนื่องจากอุปกรณ์ราคาไม่สูง และพกพาง่าย

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ปริญญาโทฉบับนี้เป็นการศึกษาอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit: IMU) เพื่อเข้าใจสัญญาณโดยการเปรียบเทียบกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน (CoP) ของชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด และพัฒนาโปรแกรมสำหรับใช้สัญญาณจาก IMU ในการวัดค่าการทรงตัว โดยทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับปริญญาโท มีดังต่อไปนี้

1. IMU
2. แผ่นรับแรงกด
3. การทรงตัว
4. สหสัมพันธ์

2.1 IMU

2.1.1 ความหมายของเซนเซอร์

เซนเซอร์ (Sensor) หมายถึง อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณหรือปริมาณทางฟิสิกส์และเปลี่ยนเป็นสัญญาณออกหรือปริมาณเอาต์พุตที่ได้จากการวัดในอีกรูปแบบหนึ่งที่สามารถนำไปประมวลผลต่อได้ ซึ่งข้อมูลที่รับเข้าได้แก่ อุณหภูมิเสียง แสง แรงทางกล ความดันบรรยากาศ ระยะกระจัด ความเร็ว อัตราเร่ง ระดับของเหลว และอัตราการไหล โดยเซนเซอร์ได้ถูกนำไปใช้เป็นองค์ประกอบหลักที่สำคัญในลักษณะงาน 2 ประเภท ได้แก่

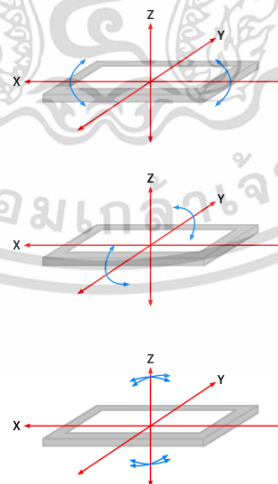
1. ใช้ตรวจวัดปริมาณทางฟิสิกส์ เพื่อนำไปแสดงผลการตรวจวัดหรือจัดเก็บบันทึกเป็นข้อมูลในระบบการวัด
2. ใช้ตรวจสอบสภาพกระบวนการในระบบการควบคุม สำหรับการตรวจวัดข้อมูลที่เป็นตัวแปรทางฟิสิกส์ส่วนมากจะถูกนำไปใช้เป็นข้อมูลเพื่อแสดงสถานะสภาพของระบบในขณะนั้น เช่น เซนเซอร์วัดความเร็วในรถยนต์ และมีเตอร์วัดความเร็ว เป็นต้น แต่ในบางครั้งเซนเซอร์อาจจะใช้สำหรับการบันทึกข้อมูลเพื่อใช้สำหรับการบันทึกข้อมูลแสดงสมรรถนะของระบบได้เช่นกัน เช่น ทาโคกราฟ ที่บันทึกข้อมูลแสดงเป็นกราฟของความเร็วเทียบกับเวลาในรถยนต์ หรือรถบรรทุก เป็นต้น [5]

2.1.2 เซนเซอร์ Inertial Measurement Unit

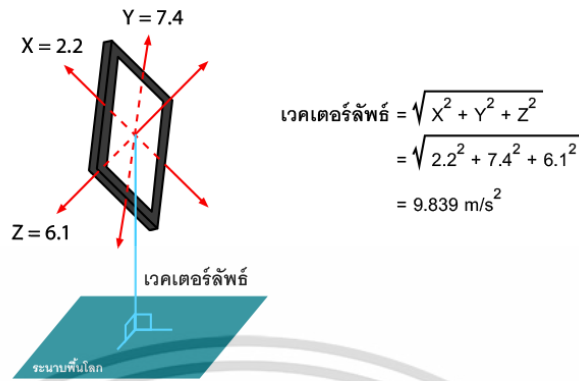
เซนเซอร์ Inertial Measurement Unit หรือ เซนเซอร์ IMU เป็นเซนเซอร์หรืออุปกรณ์ที่ใช้ใน Inertial Navigation System (INS) ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักของ INSs ที่ใช้ในเครื่องบิน ยานอวกาศและเรือ รวมถึงการกำหนดทิศทางในระบบ GPS การติดตามการเคลื่อนไหวในระบบอิเล็กทรอนิกส์อาทิเช่น โทรศัพท์มือถือ วีดีโอเกม และการเคลื่อนไหวของผู้ใช้ในระบบ Augmented reality (AR) และ Virtual Reality (VR) ซึ่งเซนเซอร์ IMU ประกอบด้วย 2 ส่วนหลักคือ เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometers) 3 ทิศทาง และ อุปกรณ์วัดสภาพการเอียง (Gyroscopes) 3 ทิศทาง ซึ่งรับความเร่งและความเร็วเชิงมุมตามลำดับ นอกจากนี้ยังสามารถเพิ่ม Magnetometer 3 ทิศทาง รวมเป็นทั้งหมด 9 ทิศทาง โดยองค์ประกอบต่างๆ ของเซนเซอร์ IMU จะมีหน้าที่ดังนี้ [6] [7]

2.1.2.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง

เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดความเร่งเพิ่มขึ้นหรือลดลงหรือวัดความเร่งในการเอียง โดยสามารถวัดได้ 3 ทิศทางคือแกน x y และ z โดยมีรูปแบบการวัดดังรูปที่ 2.1 โดยแกนที่ตั้งฉากกับพื้นโลกจะมีแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำ ทำให้ค่าในแกนนี้เท่ากับแรงโน้มถ่วงของโลกขณะที่หยุดนิ่ง แต่ถ้าหากมีการเคลื่อนที่สวนทางกับแรงโน้มถ่วงโลก ค่าที่ได้ก็จะน้อยกว่าค่าแรงโน้มถ่วงโลก (แรงโน้มถ่วงโลก - ความเร่งจากเครื่อง) โดอนแกนที่เหลือที่ไม่ได้ตั้งฉากกับโลกก็จะมีค่าเท่ากับศูนย์ในกรณีที่ไม่มีแกนใดตั้งฉากกับโลกแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำกับแต่ละแกนของ Accelerometer ก็จะกระจายออกไปในแต่ละแกน ขึ้นอยู่กับการเอียงนั้นๆ โดยเมื่อคิดเวกเตอร์ลัพธ์ที่ตั้งฉากกับพื้นโลกจะได้ค่าความเร่งประมาณ 9.8 เมตรต่อวินาทีกำลังสอง ดังรูปที่ 2.2 [8]



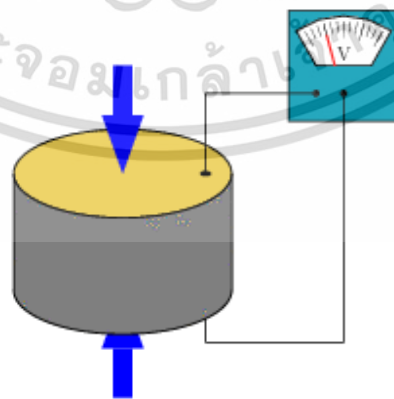
รูปที่ 2.1 ทิศทางการเอียงในแกนต่างๆ



รูปที่ 2.2 เวกเตอร์ลัพธ์ของแรงโน้มถ่วงโลก

2.1.3 เซนเซอร์เพียโซอิเล็กทริก

เซนเซอร์เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric) เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกลต่างๆ เช่น แรงดัน ความเร่ง การสั่น แรงเครียด หรือแรงกระทำอื่นๆ โดยเปลี่ยนพลังงานกลต่างๆ เหล่านี้ให้เป็นพลังงานไฟฟ้าดังรูปที่ 2.3 ในทางกลับกันเมื่อให้พลังงานไฟฟ้าแก่วัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นเพียโซอิเล็กทริก วัสดุนั้นก็จะเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกลได้เช่นกัน วัสดุเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Material) เป็นเซรามิกประเภทหนึ่งที่มีสมบัติพิเศษ กล่าวคือ เมื่อได้รับแรงกล (Mechanical Force) จะให้แรงดันไฟฟ้า (Voltage) ที่เรียกว่า ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Effect) ในทางกลับกันเมื่อวัสดุได้รับแรงดันไฟฟ้าจะทำให้มีการเปลี่ยนรูปร่าง (Deformation) เกิดแรงกลซึ่งเรียกว่า ปรากฏการณ์อินเวอร์สเพียโซอิเล็กทริก (Inverse Piezoelectric Effect) การเปลี่ยนไปมา ระหว่างพลังงานกล และพลังงานไฟฟ้า สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ [9]



รูปที่ 2.3 เพียโซอิเล็กทริกเปลี่ยนแรงกลเป็นพลังงานไฟฟ้า

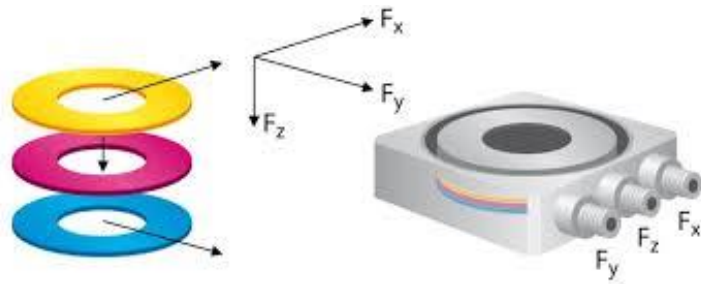
2.1.3.1 ทรานสดิวเซอร์

ทรานสดิวเซอร์ชนิดเพียโซอิเล็กทริกทำได้จากวัสดุหลายชนิดแต่ละชนิดมีค่าความไว (Sensitivity) ต่อการรับแรงที่ไม่เท่ากัน โดยควอตซ์ เป็นวัสดุที่นิยมใช้ทำเพียโซอิเล็กทริกมากที่สุด เนื่องจากมีเสถียรภาพการทำงานสูง มีความเป็นเชิงเส้น (Linearity) สูง ฮิสเตอร์รีซิส (Hysteresis) ต่ำ มีพิสัยการวัด (Range) ความดันที่กว้าง มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ (Temperature) ต่ำ ให้แรงดันไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตสูงกว่าแบบอื่น สำหรับเซรามิก เป็นวัสดุที่ให้ความไวในการวัดสูงกว่าแบบอื่น สามารถดัดแปลงรูปร่างและขนาดได้อย่างหลากหลาย

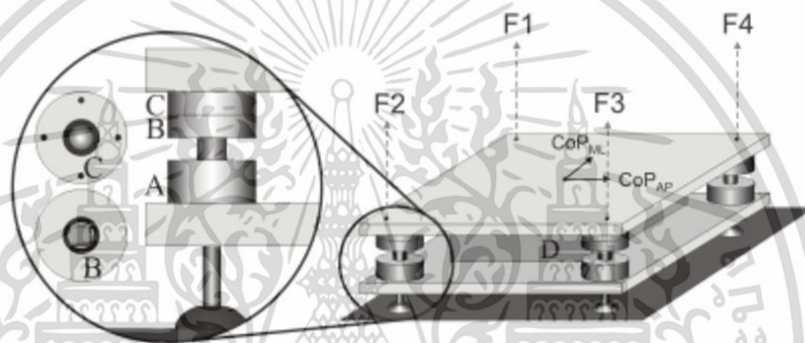
ตัวอย่างการประยุกต์ใช้งานในด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เช่น การนำเซนเซอร์เพียโซอิเล็กทริกส์ไปใช้ในงานทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เช่น ตัววัดคลื่นเสียงของหัวใจ (ไมโครโฟน), ตัวรับสัญญาณของเครื่องอัลตราซาวด์ Quartz Crystal Microbalance (QCM) ที่มีการประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดสารชีวโมเลกุลจำนวนมาก ตัวตรวจวัดแรง เครื่องวัดความดันลูกตา (IOP) แจ้งเตือนการหกล้ม (Knock Screen) ตามห้างสรรพสินค้า เป็นต้น [10] ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate) เป็นอุปกรณ์วัดแรงแบบสามมิติที่สามารถใช้ในการศึกษาวิธีการวัดแรงถูกนำไปใช้กับพื้นผิว โดยแผ่นวัดแรงกดถูกออกแบบมาเพื่อประเมินแรงในแกนตั้งฉาก 3 แกนคือ F_x F_y และ F_z และโมเมนต์ โหลดบนแผ่นเหล็กจะเปลี่ยนรูปร่างไปตามแต่ละแทนในปริมาณที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับทิศทางและตำแหน่งของโหลดเพียโซอิเล็กทริก Piezoelectric หรือเกจทรานสดิวเซอร์เกจที่ติดอยู่กับฐานวัดความผิดปกติที่เกิดขึ้น

2.2 แผ่นรับแรงกด

หลักการการทำงานของแผ่นรับแรงกด ด้วยรูปทรงเรขาคณิตของแผ่นแรงที่รู้จักและตำแหน่งของฐานทำให้สามารถกำหนดแรงและโมเมนต์ที่กระทำบนแผ่นได้ แรงที่จะวัดถูกนำเสนอผ่านแผ่นด้านบนและกระจายระหว่างเซนเซอร์แรง 3 องค์ประกอบที่จัดเรียงระหว่างฐานติดตั้งและแผ่นปิดด้านบน เซนเซอร์แต่ละตัวมีแผ่นควอตซ์สามคู่ต่อหนึ่งอันดังรูปที่ 2.4 ความไวต่อแรงกดในทิศทาง z และอีกสองคือแรงเฉือนในทิศทาง x และ y ตามลำดับ การวัดนั้นแทบจะไม่มีภาระจัดในเซนเซอร์แรงสี่ตัวโดยมีการติดตั้งโหลดเพียโซอิเล็กทริกส์ไว้ที่แผ่นรับแรงทั้ง 2 ด้านดังรูปที่ 2.5 [11]



รูปที่ 2.4 เซนเซอร์แรง 3 องค์ประกอบ



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งโหลดเพียโซอิเล็กทริกส์ที่อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด

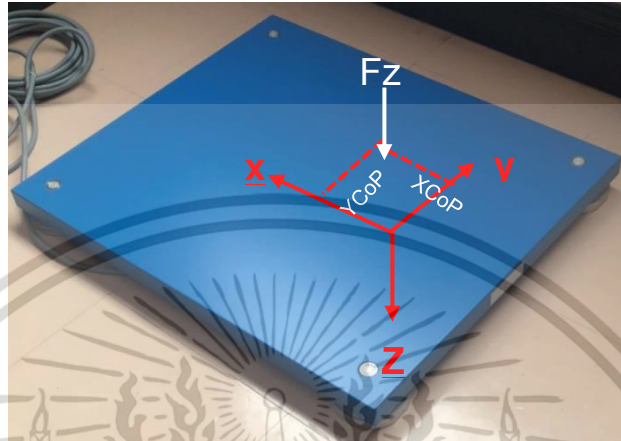
2.2.1 จุดศูนย์กลางแรงดัน

จุดศูนย์กลางแรงดัน (Center of Pressure) สามารถระบุจุดตามแนวการกระทำของแรงที่ใช้ โดยใช้แรงและโมเมนต์ที่วัดโดยอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด โดยแรงในแนวตั้ง F_z จะใช้เป็นระยะทาง x_{CoP} และ y_{CoP} จากจุดศูนย์กลางของระบบพิกัดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด ดังรูปที่ 2.5 โดย force plate จะวัดแรง F_x และ M_x ที่เกี่ยวข้อง สามารถคำนวณตำแหน่ง CoP_x จากสมการที่ 2.1 และ CoP_y ได้จากสมการที่ 2.2

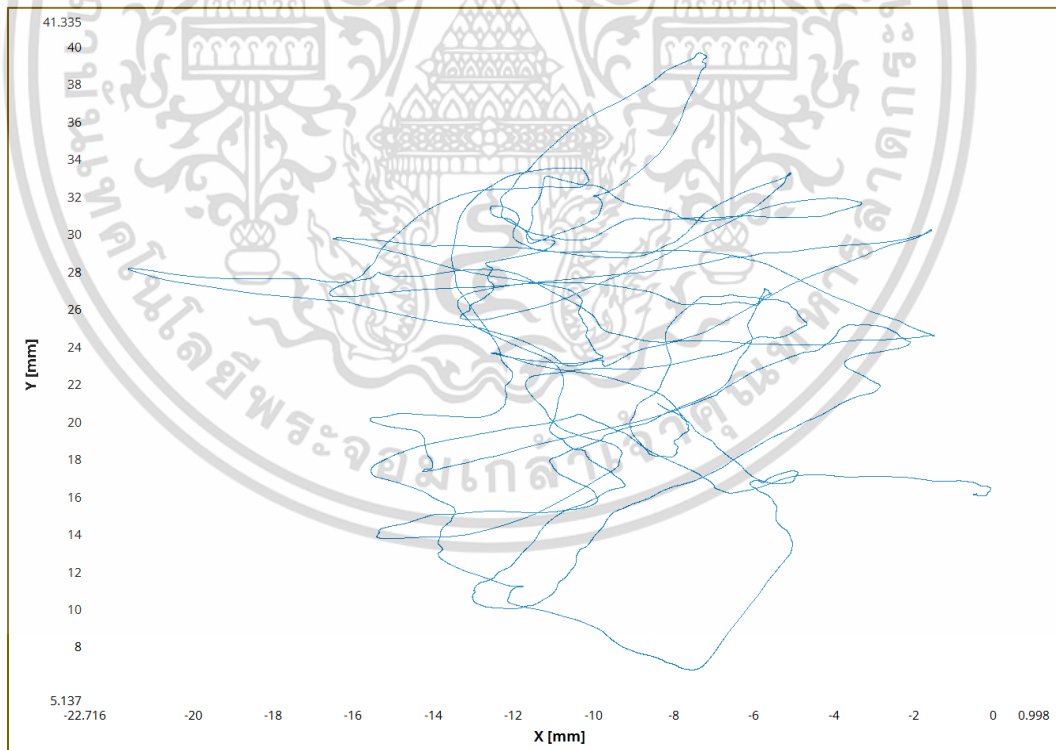
$$x_{cp} = \frac{-M_y}{F_z} \quad (2.1)$$

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

โดย CoP จะเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่องโดยตอบสนองต่อการลงน้ำหนักเท้าที่อุปกรณ์รับแรงกด (Force Plate) เทียบกับโมเมนต์ของแรงจะได้ $CoPx$ และ $CoPy$ ดังรูปที่ 2.6 และแสดงค่าออกมาเป็นกราฟดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.6 CoP กำหนดโดยใช้แรงและโมเมนต์ที่วัดได้จากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด



รูปที่ 2.7 ความมั่นคง (Stabilogram) แสดงให้เห็นถึงพิกัด X และ Y ของ CoP ในช่วงระยะเวลาหนึ่ง

2.3 การทรงตัว

การทรงตัว (Postural Stability) คือ ความสามารถในการรักษาความสัมพันธ์ที่เหมาะสมระหว่างจุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass) กับพื้นที่ฐานรองรับ (Base of Support) ซึ่งเป็นสิ่งที่จำเป็นต่อการเคลื่อนไหวทุกอย่างในชีวิตของมนุษย์ ส่วนการเดินเป็นการเคลื่อนไหวที่มนุษย์ต้องการมากที่สุด ซึ่งมนุษย์ต้องทรงตัวให้ได้ก่อนการเคลื่อนไหวต่างๆ และในขณะที่เคลื่อนไหวก็ต้องคงท่าทางนั้นๆ ได้เพื่อให้ร่างกายมีความต่อเนื่องและไม่ล้ม การทรงตัวต้องอาศัยการประสานงานระหว่างสมอง ระบบหูชั้นใน การมองเห็น และการรับรู้ของข้อต่อและกล้ามเนื้อระหว่างการมองเห็น การรับความรู้สึก และการทรงตัวของหูชั้นในจะถ่ายทอดข้อมูลของท่วงท่าและการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยเฉพาะการเคลื่อนไหวของศีรษะสัมพันธ์กับสิ่งแวดล้อม ระบบประสาทและกระดูก ข้อ และกล้ามเนื้อ จะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวตอบสนองต่อระบบรับความรู้สึกของร่างกายและการเปลี่ยนท่วงท่าต่างๆ [12] [13]

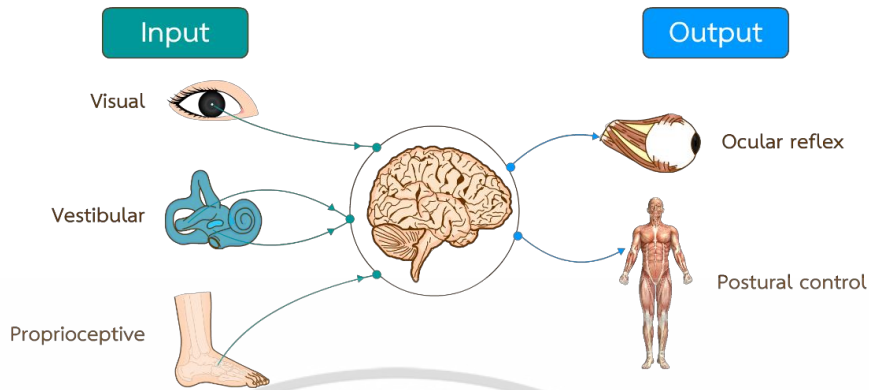
จุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass) คือ ตำแหน่งเสมือนมวลรวมของวัตถุทั้งก้อนขึ้นอยู่กับลักษณะท่าทาง โดยในท่ายืนตรงจุดศูนย์กลางมวลจะอยู่บริเวณกระดูก Lumbosacral Junction หรือประมาณร้อยละ 57 ของความสูงสำหรับผู้ชาย ร้อยละ 55 ของความสูงสำหรับผู้หญิง [13]

พื้นที่รองรับ (Base of Support) คือ บริเวณของร่างกายที่สัมผัสกับฐานรองรับยังมีขนาดมาก ความมั่นคงของการทรงตัวก็จะมีมาก เช่น ขณะยืนพื้นที่ฐานรองรับคือบริเวณเท้าทั้งสองข้าง ซึ่งสามารถทรงตัวได้ดีกว่าการยืนเขย่งที่มีพื้นที่ฐานรองรับขนาดเล็กกว่า [13]

ขอบเขตของความมั่นคง (Limits of Stability) คือบริเวณที่ร่างกายสามารถทรงตัวอยู่ได้โดยไม่มี การเคลื่อนไหวพื้นที่รองรับ (Base of Support) [13]

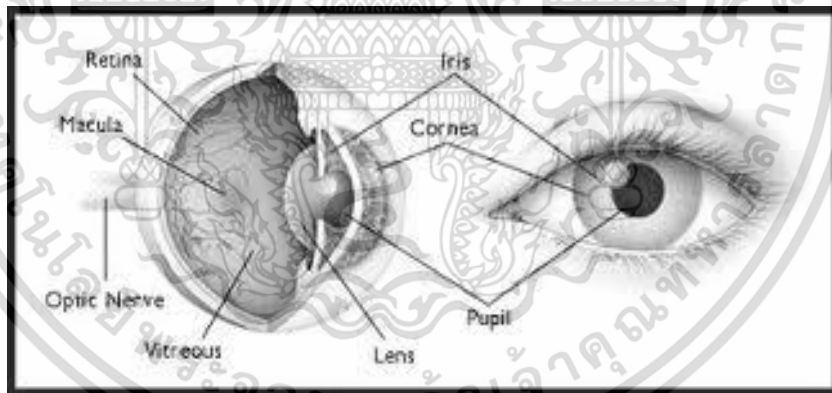
2.3.1 ระบบการทรงตัว

ระบบการทรงตัว (Balance System) ซึ่งมนุษย์มีอวัยวะที่ทำงานร่วมกัน 3 ระบบเพื่อใช้สำหรับรักษาสมดุลการทรงตัว โดยระบบการทรงตัวแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.8 ซึ่งระบบการทรงตัวเกิดจากการรับสัญญาณ 3 ระบบผ่านการประมวลผลโดยระบบประสาทส่วนกลาง ส่งผลควบคุมการทรงตัวของร่างกาย มีรายละเอียดดังต่อไปนี้ [14]



รูปที่ 2.8 ระบบการทรงตัว (Balance system)

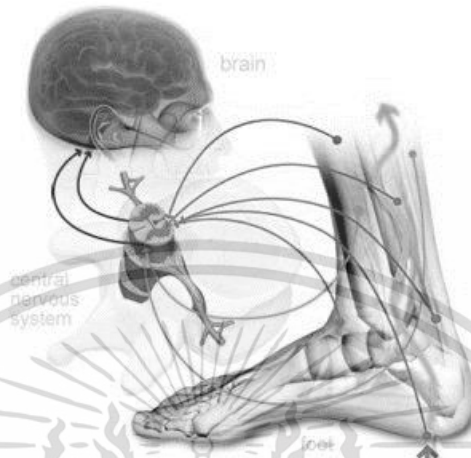
1. ระบบสายตาและการมองเห็น (Visual System) ใช้หลักการมองเห็นภาพแล้วนำไปเปรียบเทียบกับอ้างอิงกับสิ่งแวดล้อม (Visual References) เช่น พื้นดิน พื้นน้ำ ภูเขา ต้นไม้แล้วนำมากำหนดรับรู้สภาพของการทรงตัวหรือการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นตามความเคยชินหรือการเรียนรู้ มนุษย์ใช้ตาในการกำหนดรับรู้การทรงตัวถึงกว่าร้อยละ 80 ของความสามารถในการรับรู้การทรงตัวทั้งหมดโดยส่วนประกอบของตาแสดงดังรูปที่ 2.9 [12] [15]



รูปที่ 2.9 ส่วนประกอบของตา

2. ระบบกล้ามเนื้อ เอ็น และข้อต่อ (Proprioceptive System) เป็นระบบรับรู้ความรู้สึกที่บอกถึงการเคลื่อนไหวตำแหน่งต่างๆของร่างกาย โดยจะทำงานร่วมกับระบบปรับสัมผัส และการรับรู้ความรู้สึกสมดุลการทรงตัว โดยการเคลื่อนไหวและแรงโน้มถ่วงของโลกเป็นสิ่งกระตุ้นการทำงานของระบบการรับรู้ความรู้สึกชนิดนี้ [16] ซึ่งใช้แรงกด (Pressure) และแรงดึง (Tension) ที่เกิดขึ้นกับร่างกายส่วนต่างๆ โดยความรู้สึกจากปลายประสาทที่อยู่บริเวณดังกล่าวจะส่งข้อมูลไปยังสมองให้รับรู้การทรงตัว ดังรูปที่ 2.10

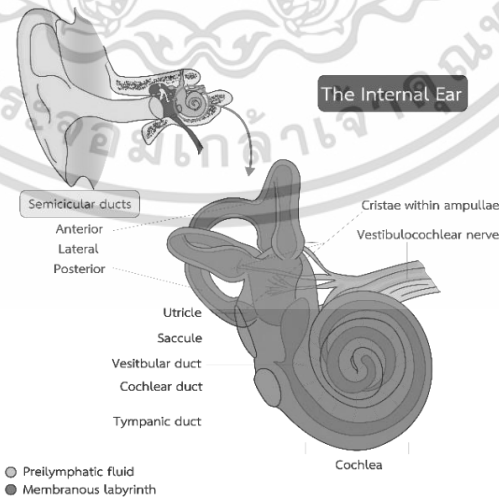
เช่น ถ้าหากว่าเรานั้นจะรู้สึกถึงแรงกดที่มีมากบริเวณกัน หากกำลังจะล้มลงทางข้างขวาจากการเทน้ำหนักตัวไปทางขวาจะทำให้รู้สึกตั้งที่ขาข้างขวามากกว่าขาซ้าย เป็นต้น



รูปที่ 2.10 กล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัวโดยส่งสัญญาณไปยังสมอง

3. ระบบรับรู้การทรงตัวในหูชั้นใน และประสาทส่วนกลาง (Vestibular System) แบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ระบบประสาทการทรงตัวส่วนปลาย (Peripheral Vestibular System) และ ระบบประสาทการทรงตัวส่วนกลาง (Central Vestibular System)

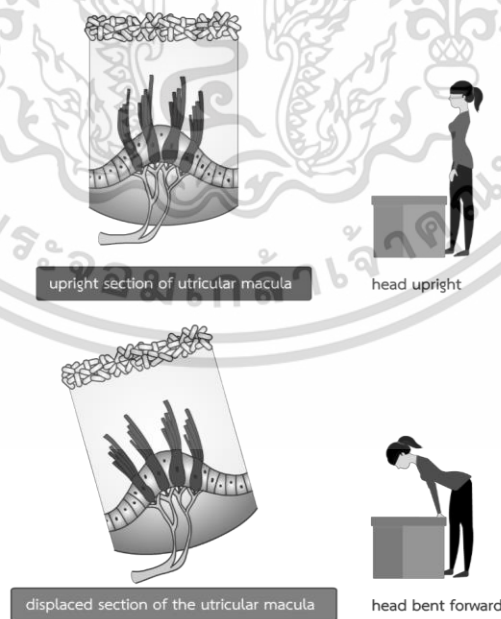
3.1 Peripheral Vestibular System ประกอบด้วย 1) เซมิเซอร์คิวลาร์แคแนล (Semicircular Canal) 2) ยูลทริเคิล (Utricle) 3) แซคคูล (Saccule) 4) เส้นประสาทการทรงตัว (Vestibular Nerve) โดยมีรายละเอียดดังรูปที่ 2.11 [14]



รูปที่ 2.11 ระบบทรงตัวในหูชั้นในรวมถึงเส้นประสาทที่เชื่อมต่อไปยังสมองส่วนกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อวัยวะรับรู้การทรงตัว นั้นจะอยู่ภายในหูชั้นในซึ่งประกอบไปด้วยหลายส่วน ได้แก่ ส่วนที่เป็นกระดูก เป็นผนังส่วนนอกของหูชั้นในโดยมีเพอริลิมฟ์ฟลูอิด (Perilymph Fluid) เป็นของเหลวที่บรรจุอยู่ภายใน ภายในของกระดูกห้องหูชั้นใน (Bony Labyrinth) จะมีเยื่อห้องหูชั้นใน (Membranous Labyrinth) เป็นองค์ประกอบหนึ่งซึ่งแขวนลอยอยู่ในเพอริลิมฟ์ (Perilymph Fluid) หรือก็คือของเหลวที่มาจากน้ำหล่อไขสันหลัง ของเหลวที่อยู่ภายใน เยื่อห้องหูชั้นในจะเรียกว่า เอ็นโดลิมฟ์ (Endolymph Fluid) บริเวณยูติเคิล และซัคเคิลจะมีตัวรับสัญญาณ อยู่ในนั้นคือมีสคูล่า (Macula) ทำหน้าที่ในการรับรู้และควบคุมการเคลื่อนไหวในแนวราบและแนวตั้ง (ตามแรงโน้มถ่วงของโลก) องค์ประกอบชั้นบนสุดเป็นผลึกหินปูนในหู (Otoconia) ที่วางบนเยื่อเมือก (gelatinous Membrane) ซึ่งเป็นที่มีการรวมกันของส่วนปลายซีเรียของตัวรับสัญญาณเซลล์ขน (Hair Cell) ดังรูปที่ 2.12 โดยผลึกหินปูนในหูมีความหนาแน่นมากกว่าเอ็นโดลิมฟ์ ทำให้เกิดแรงกดตามแรงโน้มถ่วงของโลกต่อส่วนที่หุ้มกระดูกหู (Otolithic Membrane) เมื่อมีการเคลื่อนไหวของผลึกหินปูนในหู จะทำให้เกิดการกระตุ้นสัญญาณเซลล์ขน (Sensory Hair Cells) ที่อยู่ด้านล่าง เกิดเป็นสัญญาณประสาทส่งไปตามเส้นประสาทต่อไป โดย มีสคูล่า (Macula) ภายใน ยูติเคิล (Utricule) มีบทบาทสำคัญในการรับรู้ทิศทางแนวราบและการคงสมดุลการทรงตัวตามแรงโน้มถ่วงของโลก สำหรับจอบประสาทตาภายในแซกคูล (Saccule) มีองค์ประกอบภายในเช่นเดียวกับ ยูติเคิล (Utricule) คล้ายกับแซกคูลแต่จะเป็นถุงใหญ่กว่าและมีการวางตัวอยู่ในแนวตั้ง หน้าที่ของแซกคูลคือการรับรู้การเคลื่อนไหวตามความเร่งในทิศทางแนวตั้ง เช่น การเคลื่อนไหวตัวในลิฟท์ การกระโดด เป็นต้น [14]



รูปที่ 2.12 องค์ประกอบของมีสคูล่า (Macula)

เซมิเซอร์คิวลาร์แคนแนล (Semicircular Canals) ทำหน้าที่ในการรับรู้การเคลื่อนไหวของศีรษะตามแนวหมุน (Angular Acceleration) คือ ในแนวการพยักหน้าขึ้นหรือลง (Pitch) แนวการส่ายศีรษะไปทางซ้ายขวา (Yaw) และแนวการตะแคงคอและศีรษะซ้ายขวา (Roll) ส่วนปลายแต่ละอันของเซมิเซอร์คิวลาร์แคนแนล (Semicircular Canal) ในด้านที่ถูกเชื่อมต่อกับยูทริเคิล (Utricule) คือ แอมพูลล่า (Ampulla) จะมีรูปร่างโป่งเป็นกระเปาะ ดังรูปที่ 2.13 ภายในแอมพูลล่าจะมีส่วนประกอบของสันกระเปาะ (Cristae Ampullaris) ซึ่งเป็นตัวรับสัญญาณ (Sensory Receptors) ที่ชั้นบนสุดของสันกระเปาะเป็นชั้นเยื่อเมือก (Gelatinous membrane) กินพื้นที่ของแอมพูลล่า (Ampulla) จนเกือบเต็ม ลักษณะเป็นเจลนุ่มเรียกว่า คิลพูลล่า (Cupula) ล้อมรอบด้วยเอ็นโดลิมฟ์ฟลูอิด (Endolymph Fluid) [14] ซึ่งสันกระเปาะ (Cristae Ampullaris) เป็นอวัยวะรับรู้ความรู้สึกในการหมุน สรุปว่ามีทั้งหมด 3 หน้าที่ คือการรับรู้การเร่ง ความเร็วเชิงมุม และการลดความเร็ว [17]



รูปที่ 2.13 องค์ประกอบของสันกระเปาะ (Crista Ampullaris) รับความรู้สึกในการหมุน

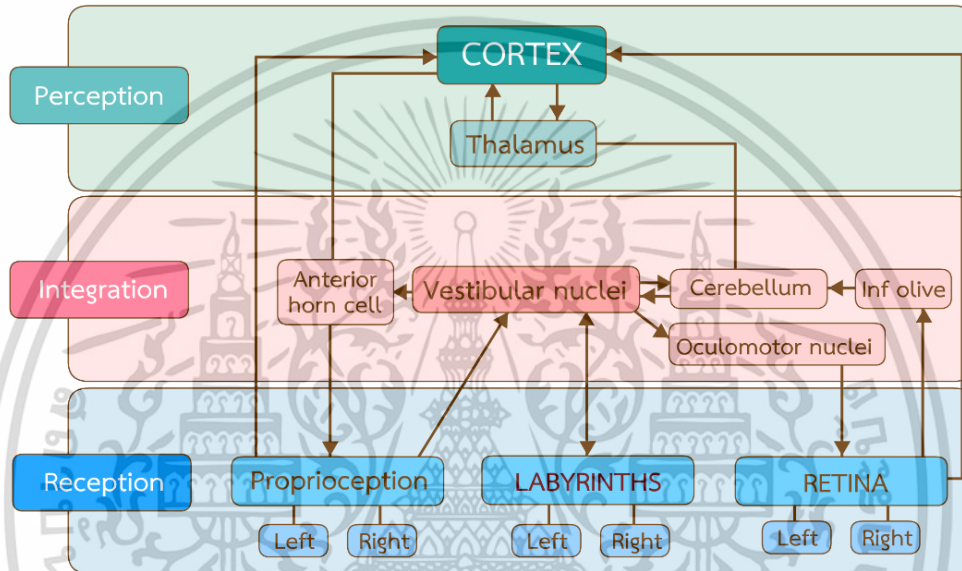
3.2 ระบบประสาทการทรงตัวส่วนกลาง (Central Vestibular System) เมื่อเส้นประสาทที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการควบคุมการทรงตัว (Vestibular) วิ่งออกจากช่องหูชั้นใน (Internal Auditory Canal) ก็จะเชื่อมต่อกับเวสตีบูล่า (Vestibular Nuclei) ที่อยู่ในก้านสมองในส่วนของพอนส์ (Pon) โดยเวสตีบูล่า (Vestibular Nuclei) ทำหน้าที่เป็นสถานีถ่ายทอดสัญญาณที่รับมาจากส่วนที่อยู่ในหูชั้นในหรือเรียกว่าเซ

มิเซอร์คิวลาร์แชนแนล (Semicircular Canals) และเชื่อมต่อไปยังเยื่อประสาทตา (Ocular Nucleus), โขสันหลัง (Spinal Cord) , สมอง (Cerebellum) และ เยื่อหุ้มสมอง (Cortex) ดังรูปที่ 2.14 แสดงลำดับขั้นของการควบคุมสมดุลการทรงตัวของร่างกาย ดังนี้

ขั้นที่ 1 ระบบการรับรู้ (Reception)

ขั้นที่ 2 ระบบศูนย์กลางรับข้อมูลและการประมวลผลขั้นต้น (Intregation)

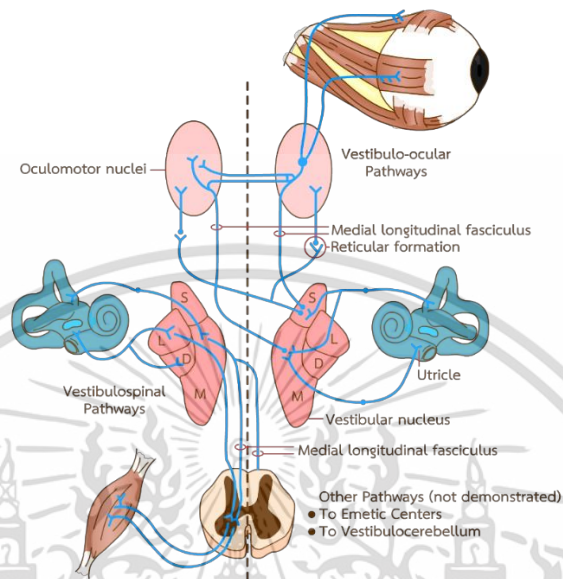
ขั้นที่ 3 ระบบประสาทส่วนกลาง (Perception)



รูปที่ 2.14 Neuroanatomy of Balance แสดงลำดับขั้นของการควบคุมสมดุลการทรงตัวของร่างกาย

จากรูปที่ 2.14 สรุปได้ดังนี้ ภายในหูชั้นในมีตัวรับสัญญาณ (Sensory Receptors) ซึ่งทำหน้าที่ในการรับรู้การเคลื่อนไหวของศีรษะตามความเร่งในแนวราบและแนวตั้ง (Linear Acceleration) และความเร่งในแนวหมุนทั้ง 3 ทิศทาง (Angular Acceleration) โดยเปรียบเทียบกับตำแหน่งของร่างกายและแรงโน้มถ่วงของโลก กระแสประสาทของอวัยวะที่มีขนตรงปลาย (Vestibular End Organ) ที่เกิดจากการรับรู้การเคลื่อนไหวของศีรษะถูกส่งไปตามเส้นประสาทเวสติบูลูลาร์ (Vestibular) เป็นเส้นทางแรกไปยังเยื่อประสาทการทรงตัวส่วนกลาง (Central Vestibular Nuclei) ที่ก้านสมองซึ่งกลายเป็นทางผ่านที่สองโดยเยื่อประสาทการทรงตัวส่วนกลางซึ่งอยู่ที่ก้านสมองถือเป็นศูนย์กลางการควบคุมโดยทำหน้าที่รับข้อมูลและประมวลผลขั้นต้นร่วมกับข้อมูลที่ได้รับมาจากการมองเห็นและการรับรู้การสัมผัสต่างๆ (Proprioceptive Sensors) ทำให้เกิดเป็นรีเฟล็กซ์การเคลื่อนไหวของตา (Vestibulo-Ocular Reflex: VOR), Vestibulospinal reflex และ Vestibulocerebellum reflex ดังรูปที่ 2.15 โดย VOR เป็น

Reflex ที่มีหน้าที่ที่สำคัญที่สุดอันหนึ่งของระบบ Vestibular ทำหน้าที่ในการควบคุมให้ภาพที่เกิดจากการมองเห็นตกอยู่บนเรตินาตลอดเวลาเมื่อมีการเคลื่อนไหวของศีรษะ [14] [18]

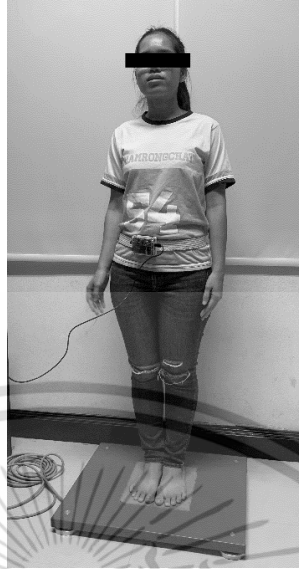


รูปที่ 2.15 Vestibular Pathways จาก Peripheral Vestibular System เชื่อมต่อไปยัง Central Vestibular System เกิดเป็น Reflex ต่างๆ

2.3.2 รูปแบบการทดสอบการทรงตัว

การทดสอบการทรงตัวมี 2 ลักษณะ คือ การทรงตัวอยู่กับที่ (Static Balance) และ การทรงตัวในขณะที่เคลื่อนที่ (Dynamic Balance) โดยในปริญญานิพนธ์เล่มนี้ใช้รูปแบบการทดสอบการทรงตัวอยู่กับที่ใน 3 ลักษณะดังนี้

1. การทดสอบแบบสองขา (Unipedal Stance Test: UPST) เป็นหนึ่งในวิธีการทดสอบของ Berg Balance Scale ที่ถูกใช้อย่างแพร่หลาย ด้วยเป็นการทดสอบที่ง่าย ใช้อุปกรณ์หรือการฝึกอบรมน้อย สามารถคัดกรองคนที่เคยมีประวัติการล้มได้เบื้องต้น โดยการทดสอบเป็นการยืนเท้าเปล่าชิดกัน อาจนำแขนไว้ข้างลำตัวหรือพาดไว้ที่อกดังรูปที่ 2.16 ทำการยืนและจับเวลา และจะหยุดเมื่อมีการขยับเท้า นำแขนออกจากอก หรือล้มตาวินาทีในท่ายืนหลังตา หากสามารถทรงตัวได้เป็นเวลา 1 นาทีในท่ายืนเท้าชิด และ 10 วินาทีในท่ายืนหลังตา อาจสรุปผลได้ว่ามีการทรงตัวที่ดี ซึ่งการลดลงของเวลาในการทรงตัวบ่งถึงความเสี่ยงที่เพิ่มขึ้นในการล้ม เนื่องจากการมองเห็นเป็นสิ่งสำคัญที่ช่วยในการทรงตัว ดังนั้นการทดสอบท่าหลังตาจึงสามารถใช้อธิบายความเสี่ยงในการล้มมากขึ้น หากการรับภาพไม่ถูกต้อง หรือในช่วงเวลา กลางคืน [19]



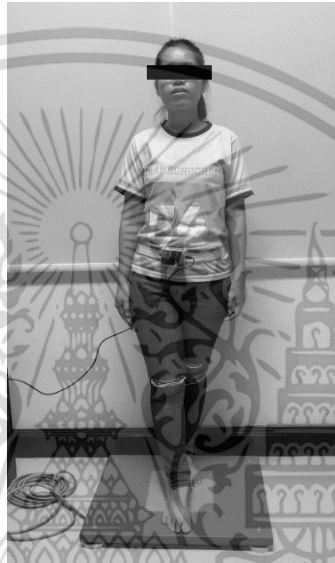
รูปที่ 2.16 ลักษณะการยืนแบบเท้าชิด UPST

2. การทดสอบแบบยืนขาเดียว (Single-Leg-Stance Test: SLST) เป็นการทดสอบที่มีความน่าเชื่อถือโดยได้รับการยอมรับจากบทความทางวิทยาศาสตร์ (Scientific Literature) เป็นการประเมินการทรงตัวอย่างง่าย เป็นการทดสอบแรงของขา โดยเมื่อยืนขาเดียวผ่านไปช่วงเวลาหนึ่ง แรงในขาจะลดลง ส่งผลให้ยืนได้ไม่ดีและยืนได้ในเวลาที่สั้นลง ซึ่งการยืนขาเดียวเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับการเดิน การทำกิจกรรมในชีวิตประจำวันไม่ว่าจะเป็นการหมุนตัว การเดินขึ้นบันได และการแต่งตัว เป็นต้น โดยผู้ที่ยืนขาเดียวได้ 10 วินาทีหรือน้อยกว่านี้ จะถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม [20] ลักษณะการยืนดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ลักษณะการยืนแบบขาเดียว SLST

3. การทดสอบแบบยืนต่อเท้า (Tandem Stance Test Without Support: TST) เป็นการทดสอบการทรงตัว 1 ใน 3 ของ the Short Physical Performance Battery (SPPB) Balance Scale และ Berg Balance Scale นิยมใช้ในการแพทย์และการวิจัย โดยการยืนมีลักษณะเป็นเท้าต่อกัน ให้ส้นเท้าของเท้าข้างหนึ่งอยู่ข้างหน้าปลายเท้าอีกข้างหนึ่งในแนวเส้นตรงตั้งรูปที่ 2.18 ซึ่งถือว่ามีพื้นฐานของการยืนให้แคบลง ใช้วัดการทรงตัวด้านข้าง โดยคนที่ยืนได้ 10 วินาทีหรือน้อยกว่านี้ จะถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม [21]



รูปที่ 2.18 รูปแบบการยืนแบบต่อเท้า TST

2.3.3 ค่ามาตรฐานการทรงตัว

ทีมผู้ทำวิจัยได้หาข้อมูลอ้างอิงตามรูปแบบทดสอบที่ใช้ในปริญญาณิพนธ์ โดยใช้ข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจรับแรงกดที่แสดงค่าความกว้างของค่าจุดศูนย์กลางความดัน จากงานวิจัย Yi-Wen Chang ที่ศึกษาเรื่องการตอบสนองทางท่าทางในฐานรองรับ (Base of Support) และสภาพการมองเห็นที่แตกต่างกันของอาสาสมัครที่ยืนไม่มั่นคงโดยได้ทำการเปรียบเทียบการยืนจากคนที่ยืนได้ปกติ 6 คนกับคนที่มีการผิดปกติบริเวณข้อเท้า 6 คน ทำการวัดจุดศูนย์กลางความดัน (Center of Pressure) ด้วยแผ่นสมดุล (Balance Plate) โดยมีท่ายืนทางขาให้ความกว้างเท่ากับไหล่ ท่ายืนเท้าชิด (Unipedal Stance Test: UPST) ยืนขาเดียว (Single-Leg-Stance Test: SLST) และยืนแบบต่อขา (Tandem Stance Test Without Support: TST) ทำในสถานะที่มองเห็นและมองไม่เห็นจึงได้ค่าศูนย์กลางความดันออกมา [22] ทางผู้จัดทำจึงได้กำหนดให้ค่าที่ได้นี้เป็นค่ามาตรฐานที่จะใช้ปริญญาณิพนธ์นี้ ซึ่งแสดงค่าดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ที่ความกว้าง (mm) ในท่ายืนนิ่งในกลุ่มคน อายุ 18-22 ปี

		UPST (open eyes)	UPST (close eyes)	SLST	TST
ML	Normal	12.9±7	17±2	32.5±16	72±45
AP	Normal	18±3	18±3	31.1±15	52±43

ML = Medial-Lateral Direction; AP = Anterior-Posterior Direction; UPST = Unipedal Stance Test; SLST = Single-Leg-Stance Test; TST = Tandem Stance Test Without Support

2.4 สหสัมพันธ์

ค่าสหสัมพันธ์ (Correlation) เป็นการดูทิศทางความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลหรือตั้งแต่ 2 ตัวแปรขึ้นไป โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ หรือ Correlation Coefficient(r) เป็นตัวบ่งชี้ถึงความสัมพันธ์นั้นว่าอยู่ในระดับใด ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์นี้มีค่าอยู่ระหว่าง -1.0 ถึง +1.0 การวิเคราะห์สหสัมพันธ์แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ

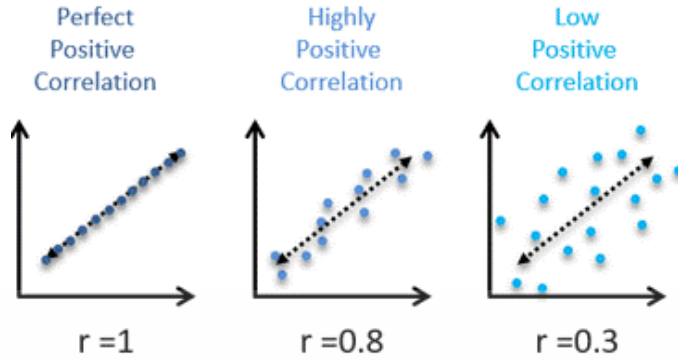
1. การวิเคราะห์สหสัมพันธ์อย่างง่าย (Simple Correlation Analysis) คือ การหาความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลหรือตัวแปร 2 ตัว
2. การวิเคราะห์สหสัมพันธ์เชิงซ้อน (Multiple Correlation Analysis) คือ การหาความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลหรือตัวแปรมากกว่า 2 ตัว [23]

2.4.1 วิธีการดูลักษณะความสัมพันธ์

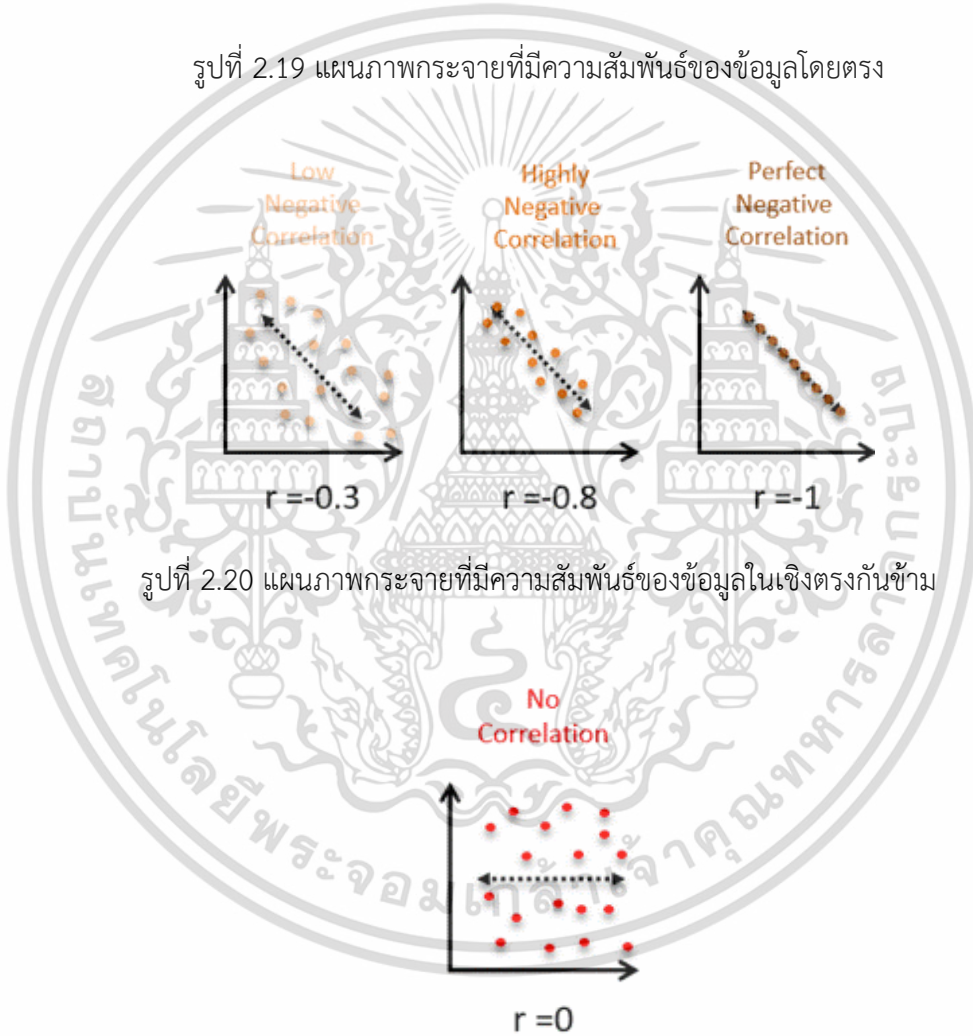
การดูลักษณะความสัมพันธ์ของข้อมูลหรือตัวแปรทำได้หลายวิธี ดังนี้

2.4.1.1. แผนภาพกระจาย

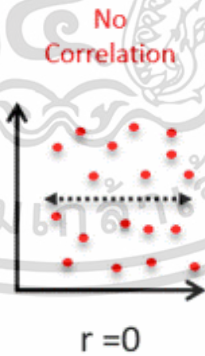
แผนภาพกระจาย (Scatter Diagram) คือ ผังที่ใช้แสดงค่าของข้อมูลที่เกิดจากความสัมพันธ์ของ 2 ตัวแปร โดยดูจากลักษณะการกระจายหรือแนวโน้มของจุดเมื่อเทียบกับเส้นตรง ซึ่งจะสามารถบอกความสัมพันธ์ของข้อมูลหรือตัวแปรทั้ง 2 ตัวได้อย่างคร่าวๆ หากแนวโน้มของจุดมีการกระจายตัวขึ้นไปทางขวาเป็นแนวเส้นตรงมากๆ หมายความว่าข้อมูลหรือตัวแปรทั้ง 2 ตัวมีความสัมพันธ์กันโดยตรงอย่างมากดังรูปที่ 2.19 แต่หากแนวโน้มของจุดมีการกระจายตัวเป็นแนวเส้นตรงลงไปทางขวา หมายความว่าข้อมูลหรือตัวแปรทั้ง 2 ตัวมีความสัมพันธ์กันในเชิงตรงกันข้ามดังรูปที่ 2.20 แต่หากข้อมูลไม่มีความสัมพันธ์กันเลยการกระจายตัวของจุดจะไม่เป็นเส้นตรงดังรูปที่ 2.21 [24]



รูปที่ 2.19 แผนภาพกระจายที่มีความสัมพันธ์ของข้อมูลโดยตรง



รูปที่ 2.20 แผนภาพกระจายที่มีความสัมพันธ์ของข้อมูลในเชิงตรงกันข้าม



รูปที่ 2.21 แผนภาพกระจายที่ทั้ง 2 ตัวแปรไม่มีความสัมพันธ์กัน

2.4.1.2 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient) เป็นสถิติที่ใช้วัดสหสัมพันธ์อย่างง่ายว่ามีความสัมพันธ์มากหรือน้อยเพียงใด ซึ่งในที่นี้เรียกสถิตินี้ว่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์อย่างง่าย (Simple Correlation Coefficient)

วิธีการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีหลายวิธีโดยขึ้นอยู่กับประเภทของข้อมูลหรือตัวแปร เช่น สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สเปียร์แมน สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์พี สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สัน เป็นต้น โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะกล่าวเฉพาะการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน ซึ่งใช้หาความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลเชิงปริมาณ หรือตัวแปรแบบต่อเนื่อง สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันเขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ ρ หรือ ρ_{xy} ในกรณีที่เป็นพารามิเตอร์ หรือแทนด้วย r หรือ r_{xy} ในกรณีที่เป็นค่าสถิติ โดยที่ ρ หรือ r จะไม่มีหน่วยและมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 โดยมีสูตรในการคำนวณหาค่า ρ [25] ดังสมการที่ 2.3

$$\rho = \frac{\text{cov}(xy)}{\sigma_x \sigma_y} \quad \text{หรือ} \quad \rho = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y}$$

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2 (y_i - \mu_y)^2}} \quad (2.3)$$

โดยที่ ρ แทนสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สัน
 $\text{cov}(xy)$ หรือ σ_{xy} แทนความแปรปรวนร่วมกันของตัวแปร x และ y
 σ_x, σ_y แทนส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวแปร x และ y
 μ_x, μ_y แทนค่าเฉลี่ยของตัวแปร x และ y

แต่ในทางปฏิบัติการทำการทดสอบได้เก็บรวบรวมข้อมูลจากตัวอย่าง ดังนั้นจะประมาณ ρ ด้วย r ดังสมการที่ 2.4 [25]

$$r = \frac{\text{cov}(x,y)}{S_x S_y}$$

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2.4)$$

โดยที่ r แทนสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สัน
 $\text{cov}(xy)$ หรือ σ_{xy} แทนความแปรปรวนร่วมกันของตัวแปร x และ y

S_x, S_y

แทนส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวแปร x และ y

\bar{x}, \bar{y}

แทนค่าเฉลี่ยของตัวแปร x และ y

n

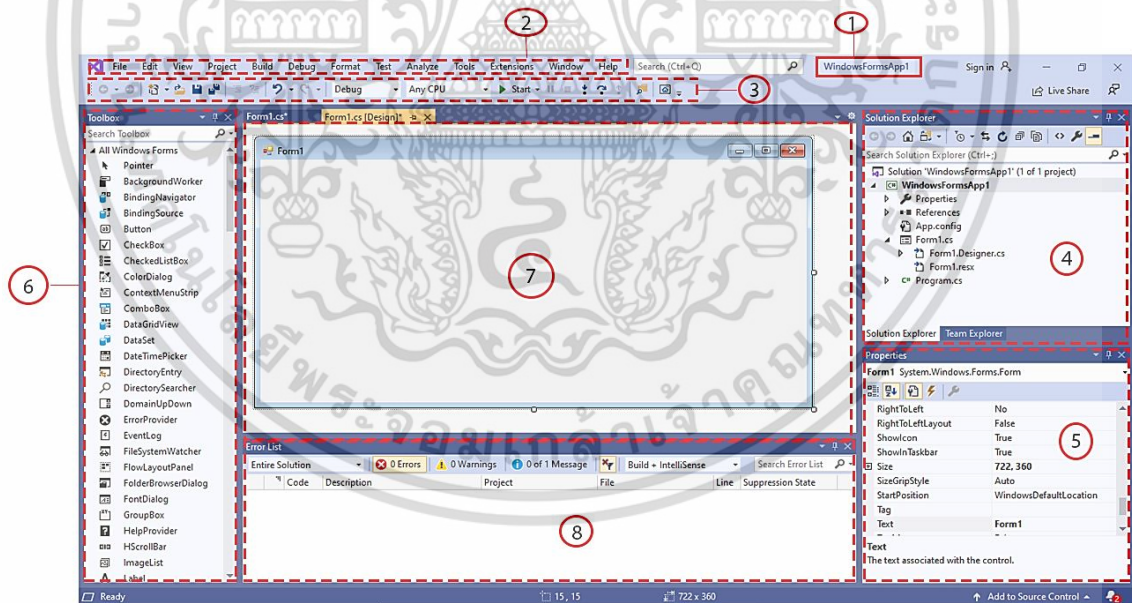
แทนจำนวนตัวอย่าง

2.5 โปรแกรม Microsoft Visual Studio

โปรแกรม Microsoft Visual Studio คือ โปรแกรมที่ช่วยพัฒนาซอฟต์แวร์และระบบ โดยตัวโปรแกรมสามารถสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ได้ แต่ก็ยังไม่สามารถพัฒนาเป็นระบบเองได้ มีการรวบรวมเครื่องมือสำหรับพัฒนาแอปพลิเคชันไว้ด้วยกัน ตัวอย่างเช่น Visual C# ซึ่งช่วยอำนวยความสะดวก และลดเวลาทำงานให้แก่ผู้พัฒนา

2.5.1 Visual C#

Visual C# เป็นโปรแกรมหรือเครื่องมือที่ช่วยในการเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยภาษา C# โดยถูกพัฒนาขึ้นจากภาษา C และ C++ สามารถนำมาใช้เขียนโปรแกรมได้หลายรูปแบบ เช่น การเขียนโปรแกรมเชิงโครงสร้าง การเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุและการเขียนโปรแกรมโดยใช้เหตุการณ์ควบคุมการทำงาน โดยส่วนประกอบสำคัญของหน้าต่างโปรแกรมเป็นไปดังรูปที่ 2.22 [26]



รูปที่ 2.22 หน้าตาโปรแกรม Visual C#

จากรูปที่ 2.22 มีส่วนประกอบ และรายละเอียดดังนี้

ส่วนหมายเลข 1 เป็นส่วนบอกชื่อโปรเจกต์ที่กำลังเปิดอยู่

ส่วนหมายเลข 2 Menu Bar แถบแสดงรายการคำสั่งสำหรับควบคุมการทำงานทั้งหมด โดยจัดแยกตามการใช้งาน

ส่วนหมายเลข 3 Standard Toolbar แถบเครื่องมือที่แสดงคำสั่งที่ใช้บ่อยจากเมนูบาร์ เพื่อเรียกใช้งานได้สะดวกขึ้น

ส่วนหมายเลข 4 Solution Explorer หน้าต่างแสดงรายการที่มีอยู่ในโปรเจกต์ เช่น Form Component และ Class เป็นต้น ควบคุมการทำงานในส่วนของหน้าจอในพื้นที่ส่วนหมายเลข 7

ส่วนหมายเลข 5 Properties Window ใช้กำหนดคุณสมบัติในส่วนของการออกแบบ เช่น ขนาด ตำแหน่งและสี เป็นต้น

ส่วนหมายเลข 6 Toolbox หน้าต่างแสดงคอนโทรล และคอมโพเนนต์ ใช้สำหรับการออกแบบวัตถุต่างๆในส่วนของหมายเลข 7 โดยจัดออกเป็นกลุ่มตามลักษณะการใช้งาน เพื่อสะดวกในการสร้างและออกแบบแอปพลิเคชัน

ส่วนหมายเลข 7 Form Designer หน้าต่างสำหรับการออกแบบแอปพลิเคชัน ทั้งในส่วนของโปรแกรมและการออกแบบ

ส่วนหมายเลข 8 Error List แสดงความผิดพลาดของโปรแกรมว่ามีความผิดพลาดหรือไม่ แล้วมีที่บรรทัดใด

2.5.2 ภาษา C# (C Sharp)

ภาษา C# เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ที่ถูกพัฒนาโดย Microsoft ภายใต้ .NET Framework ใช้สำหรับการเขียนโปรแกรมแบบ Multi-Paradigm ซึ่งมีคุณสมบัติในการเขียนแบบฟังก์ชัน การเขียนทั่วไป และการเขียนโปรแกรมแบบออบเจ็ค โดยภาษาถูกออกแบบให้เขียนง่าย ทันสมัยและเป็นที่เข้าใจง่ายกับโปรแกรมเมอร์ที่คุ้นเคยกับภาษา C และ C++ นอกจากนี้ยังถูกออกแบบให้เขียนโปรแกรมแบบ GUI (Graphical User Interface) สำหรับทำงานบน Windows Form [27]

2.5.3 โครงสร้างภาษา C#

คำสั่ง Using ใช้เพื่อ Include ไลบรารี และฟังก์ชันทั้งฟังก์ชันมาตรฐาน และฟังก์ชันที่ผู้ใช้สร้างขึ้นเองในภาษา C# จากรูปที่ 2.23 โค้ด Using System หมายถึงการ Include คลาส และฟังก์ชันทั้งหมดภายใต้ System Namespace

ฟังก์ชัน Main ใช้เพื่อเริ่มต้น และสิ้นสุดโปรแกรม โดยสามารถเขียนโค้ดในฟังก์ชัน Main และเรียกใช้ฟังก์ชันย่อยอื่นๆ ซึ่งสามารถสร้างได้โดยใช้คำสั่ง Void, Int และอื่นๆ ตัวอย่างการใช้ฟังก์ชัน Main ดังรูปที่ 2.23

คำสั่ง Namespace ใช้สำหรับประกาศ Namespace สำหรับคลาส ซึ่งสามารถมีคลาสเดียวหรือหลายคลาสก็ได้

การสร้างคลาส คลาสเปรียบเหมือนโค้ดที่สามารถขยายหรือปรับแต่งได้ เป็นรูปแบบสำหรับเอาไว้สร้างออบเจ็ค หรือกำหนดค่าเริ่มต้น ดังรูปที่ 2.23 คำสั่ง Class Program ให้เพื่อสร้างคลาสที่มีชื่อว่า Program [28]

```
using System;

namespace Hello
{
    class Program
    {
        static void Main()
        {
            // print text to the screen
            Console.WriteLine("Hello World!");
        }
    }
}
```

รูปที่ 2.23 โค้ดโปรแกรม Visual C#

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ทางคณะผู้จัดทำได้อ้างอิงงานวิจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับงานปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ เพื่อให้สามารถเข้าใจงานที่ต้องทำ และเพื่อให้งานปริญญานิพนธ์ฉบับนี้มีความถูกต้องมากที่สุด โดยจากการศึกษาทำให้ทราบได้ว่า ปัจจุบันมีการนำประโยชน์จากอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit: IMU) มาใช้อย่างแพร่หลาย ทั้งการแยกกิจกรรมของมนุษย์ การวัดพลังงานที่ใช้ โดยการศึกษาส่วนใหญ่มักเน้นไปทางคลินิก การแก้ไขปัญหาสุขภาพเนื่องจากอุปกรณ์ IMU นั้นมีประสิทธิภาพที่ดีในการแยกแยะระดับความเสี่ยงจากการล้มมากกว่าการวัดด้วยวิธีอื่นๆ เช่น การตรวจสอบความเป็นไปได้ในการประเมินการยืน การเดิน รวมถึงความเสี่ยงที่จะล้มในทางอุตสาหกรรม โดยจากการศึกษาอุปกรณ์ IMU คู่กับแผ่นวัดแรงกด เพื่อทดสอบการทรงตัวโดยการติดอุปกรณ์ IMU ไว้บริเวณหลังที่ใกล้กับจุดศูนย์กลางมวล และทดสอบการทรงตัวบนแผ่นวัดแรงกด [29] โดยท่าที่ใช้ในการทดสอบการทรงตัวมีหลายประเภทได้แก่ Static Postural Control, Dynamic-

Anticipatory และReactionary- Postural Control โดยในการทดสอบแบบ Static Postural Control เป็นการทดสอบที่สามารถทำได้ง่าย มีการตั้งค่าได้หลากหลาย ต้องการอุปกรณ์หรือการฝึกอบรมน้อย ตัวอย่างเช่น ท่ายืนสองเท้า (UPST) ,ท่ายืนขาเดียว (SLST) และท่ายืนเท้าต่อเท้า (TST) เป็นต้น โดยในท่ายืนสองเท้า แบบลึ้มตามีความสัมพันธ์กับเส้นประสาทส่วนปลาย และความเสี่ยงในการล้ม ส่วนในท่าสองเท้า แบบหลับตาจะบอกถึงปัจจัยการทรงตัวอื่นเพิ่มเติม เนื่องจากการทรงตัวต้องอาศัยการมองเห็น เป็นไปได้ว่าอาจมีความเสี่ยงในการล้มมากขึ้นถ้าได้รับภาพไม่ถูกต้องเช่นในเวลากลางคืน และความสามารถในการยืนทานี้จะลดลงเมื่ออายุ 40 ปีขึ้นไป โดยจะสามารถยืนท่าลึ้มตาได้ดีกว่าการยืนหลับตา [19]ท่ายืนขาเดียว มีความสัมพันธ์กับความอดทนของกล้ามเนื้อ มักใช้ในการประเมินการทรงตัวของผู้สูงอายุ เนื่องจากผู้สูงอายุมีความยากลำบากในการรักษาสมดุลการทรงตัวในช่วงระยะเริ่มต้นของท่ายืนหนึ่งขา จึงทำให้การทดสอบในท่านี้มีการใช้อย่างกว้างขวาง เนื่องจากการยืนขาเดียวได้เป็นสิ่งจำเป็นสำหรับการเดิน กิจกรรมในชีวิตประจำวัน การหมุนตัว การเดินขึ้นบันได และการแต่งตัว โดยหากยืนขาเดียวได้เป็นระยะเวลา 10 วินาทีหรือน้อยกว่านี้ถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม [20]ในท่ายืนแบบเท้าต่อเท้า เป็นการทรงตัวด้านข้างโดยการจำกัดฐานของเท้า ซึ่งการลดลงของการทรงตัวด้านข้างก็เป็นปัจจัยหนึ่งในการล้ม โดยคนที่ยืนได้น้อยกว่า 10 วินาที ถือว่ามีความเสี่ยงในการล้ม โดยหากทำการทดสอบควรทดสอบเป็นเวลา 30 วินาที เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่มีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มที่สามารถยืนทานี้ได้แต่มีความจำเป็นต้องจับวัตถุเพื่อทรงตัว จะมีความสามารถในการเดินช้า และมีการทรงตัวน้อย [21]

ในท่ายืนที่ได้กล่าวถึงในขั้นต้นนั้นมีความแตกต่างกันในด้านของฐานรองรับการยืน และการมองเห็น โดยทั้งสองปัจจัยนี้มีผลต่อการทรงตัวทั้งในแนวด้านข้าง (Medial-Lateral) และแนวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior) โดยจะมีความสามารถในการยืนลึ้มตาได้ดีกว่าการหลับตา [30]

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

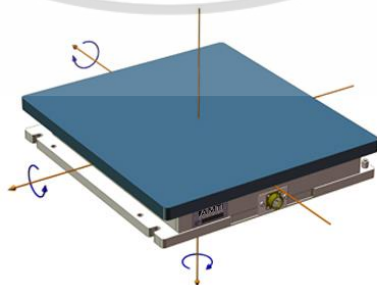
ในการดำเนินงานจัดทำวิทยานิพนธ์เรื่องการนำอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายในมาใช้ทดแทนแผ่นรองรับแรงเพื่อการอบรมการทรงตัว จากทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ทำให้ทางทีมผู้วิจัยได้รับทราบถึงข้อมูลต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ และสามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้กับการจัดทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้ โดยหลังจากการศึกษานั้น ทางทีมผู้วิจัยสามารถทำการแบ่งขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 4 ส่วน ดังนี้

1. การศึกษาโปรแกรม และอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการดำเนินงานวิจัย
2. วิธีการดำเนินงานเพื่อเก็บข้อมูล
3. วิธีคำนวณเพื่อวัดค่าการทรงตัว
4. การเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ในการวัดค่าการทรงตัว

3.1 ศึกษาโปรแกรม และอุปกรณ์

3.1.1 ส่วนของชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด

ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate) เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดแรงปฏิกิริยาทางพื้นดินระหว่างการยืน เดิน กระโดด หรือเคลื่อนไหวประเภทอื่นๆ [31] ดังแสดงในรูปที่ 3.1 การทำงานของชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดมีการบังคับใช้สัญญาณเพื่อวัดแรงสามมิติหรือแนวตั้งที่กระทำในแนวแกนตั้งฉากกับพื้นโลก โดยการกำหนดค่าต่างๆ ในชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดช่วยให้ผู้ใช้สามารถตรวจสอบความไม่สมดุลของร่างกายชาย-ขวาได้ [32]



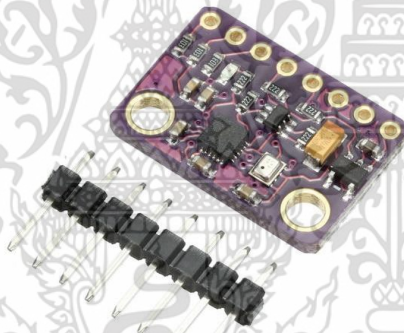
รูปที่ 3.1 ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate)

Kistler MARS เป็นซอฟต์แวร์ที่ครอบคลุม และใช้งานง่ายสำหรับการวิเคราะห์การวัดแผ่นดินไหวอย่างสมบูรณ์ สนับสนุนการวินิจฉัยตามปกติ และงานวิจัยได้รับการพัฒนาโดยกลุ่มผู้เชี่ยวชาญ และนักวิจัยแบบสหวิทยาการ ความรู้จากวิทยาการคอมพิวเตอร์วิศวกรรมซอฟต์แวร์วิทยาศาสตร์การกีฬา การแพทย์ทางกายภาพ และวิทยาศาสตร์การฟื้นฟูสมรรถภาพได้หลอมรวมเป็นเครื่องมือวินิจฉัยที่ทรงพลัง MARS ประกอบด้วยโมดูลทดสอบเฉพาะยี่ห้อ ซึ่งครอบคลุมการวัด GRF 4 สาขา ได้แก่ ความสมดุลแบบคงที่ และแบบไดนามิก การเคลื่อนที่ และการถ่ายโอนของร่างกาย การเคลื่อนไหวแบบสลับ ความแข็งแรง และพลังงาน [33]

3.1.2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน

3.1.2.1 เซนเซอร์ IMU

เซนเซอร์ IMU ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งเชิงเส้น (Accelerometer) และเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม (Gyroscope) ซึ่งในเซนเซอร์แต่ละตัวจะสามารถวัดความเร่งและความเร็วได้ 3 แนวแกน ซึ่งในการทำอุปกรณ์ต้นแบบจะใช้โมดูลรุ่น GY-91 ดังรูปที่ 3.2 โดยมีขนาดกว้าง 14.3 มิลลิเมตร ยาว 20.5 มิลลิเมตร โดยมีชิป MPU-9250 ซึ่งเป็นชิปที่มีขนาดเล็ก และให้พลังงานต่ำ [34]



รูปที่ 3.2 โมดูลรุ่น GY-91

3.1.2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ใช้สำหรับบรรจุคำสั่งต่างๆ ที่ต้องการเพื่อรับข้อมูลจากเซนเซอร์ IMU และนำข้อมูลที่ได้ออกไปประมวลผล โดยอุปกรณ์ต้นแบบนี้ใช้บอร์ด NodeMCU-32S ซึ่งมีชิปไอซีรุ่น ESP-WROOM-32 ดังรูปที่ 3.3 ที่สามารถรองรับการเชื่อมต่อไร้สาย (Wi-Fi) และบลูทูธ (Bluetooth) รองรับการพัฒนาอุปกรณ์ผ่านอาดูโน้ (Arduino) รวมถึงมีการติดต่อสื่อสารผ่านพอร์ตไมโครยูเอสบี (Micro USB) [35]



รูปที่ 3.3 บอร์ด NodeMCU-32S

3.1.3 การสื่อสารระหว่างอุปกรณ์

การรับค่าความเร่งเชิงเส้นจากตัวอุปกรณ์ต้นแบบได้ใช้โปรแกรม Arduino ในการเขียนโปรแกรม โดยใช้ภาษาซีพลัสพลัส (C++) โดยมีการติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) กับอุปกรณ์ MPU-9250 จะใช้ การเชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ I2C BUS (Inter Integrate Circuit Bus : IIC) เป็นรูปแบบการสื่อสารโดยใช้ สัญญาณนาฬิกาในการกำหนดจังหวะการรับส่งข้อมูล ซึ่งการสื่อสารนี้จะมี การใช้จำนวนของสายสัญญาณ เพียง 2 เส้น ซึ่งมีข้อดีคือทำให้การรับส่งข้อมูลมีความผิดพลาดน้อยหรือไม่มีความผิดพลาดเลย [36]

3.2 วิธีการดำเนินงานเพื่อเก็บข้อมูล

3.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง

ผู้เข้าร่วมการทดลองเป็นเพศหญิงหรือชายอายุเฉลี่ย 21 ปี (พิสัย 18-22) ส่วนสูงเฉลี่ย 164.25 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 59.7 กิโลกรัม จำนวน 10 คน มีเกณฑ์การคัดเลือกผู้ร่วมการทดลองคือ ไม่มีปัญหาสุขภาพเกี่ยวกับระบบประสาทในการควบคุมร่างกาย ลมชัก หรือปัญหาเกี่ยวกับการทรงตัว ไม่มีปัญหาสุขภาพเกี่ยวข้องกับหู และระบบหูชั้นใน เป็นผู้มีความสามารถด้านร่างกายปกติ ไม่ใช่ นักกีฬา ไม่มีประวัติความเจ็บป่วยทางจิตหรือความผิดปกติของกล้ามเนื้อกระดูกเท้า และไม่ได้ผ่าตัดเท้าหรือขา ก่อนเข้าร่วมการทดลอง โดยก่อนทำการทดลองให้ผู้เข้าทำการทดลองตอบคำถามในแบบสอบถามทางการแพทย์เกี่ยวกับการทรงตัวดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 แบบสอบถามก่อนการทดสอบการทรงตัว

ชื่อ :		
อายุ :		
เพศ :		
น้ำหนัก :	กก.	
ส่วนสูง :	ซม.	
คำถาม	ใช่	ไม่ใช่
มีการออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ (3-4 ครั้งต่อสัปดาห์)		
ไม่ได้นอนติดต่อกันเป็นเวลา 20 ชั่วโมงขึ้นไป		
ไม่มีโรคประจำตัวเกี่ยวกับระบบประสาทในการควบคุมร่างกาย เช่น ลมชัก		
ไม่มีปัญหาเกี่ยวข้องกับหู และระบบหูชั้นใน		
มีปัญหาปวด บาดเจ็บ หรือผ่าตัดขา และเท้าในช่วงระยะเวลา 6 เดือนที่ผ่านมา		
เคยมีประวัติการล้มในช่วง 6 เดือนที่ผ่านมา		

3.2.2 รูปแบบการทดสอบการทรงตัวอยู่กับที่

ก่อนเริ่มการทดสอบ ผู้เข้าร่วมการทดลองฟังการสาธิตวิธีการทดสอบจากทีมผู้ทำวิจัยทั้ง 4 แบบ ได้แก่ แบบทดสอบ Unipedal Stance Test (UPST) แบบสลิมาตา และหลับตา , Single-Leg-Stance Test (SLST) และ Tandem Stance Test Without Support (TST) ผู้เข้าร่วมการทดลองทราบถึงการคงสภาพการทรงตัวที่ลดลงเล็กน้อยในบางแบบทดสอบ ดิฉันอุปกรณ์ในตำแหน่งที่เหมาะสม และยืนอยู่บนแผ่นวัดแรงกด

3.2.2.1 การทรงตัวอยู่กับที่โดยใช้แบบทดสอบ Unipedal Stance Test (UPST)

ในการทดสอบผู้เข้าร่วมการทดลองทดสอบด้วยแบบทดสอบUPST ทั้งแบบสลิมาตา และแบบหลับตา

การทดสอบUPSTแบบสลิมาตา เริ่มต้นด้วยการยืนเท้าเปล่า แขนอยู่ข้างลำตัว มองตรงไปข้างหน้า เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองพร้อมแล้ว และได้ยินสัญญาณ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเขย่งเท้า และกระแทกส้นเท้าลงมาด้วยแรงปกติ และยืนดังรูปที่ 2.11 เป็นเวลา 35 วินาที เมื่อได้ยินสัญญาณจากทีมผู้ทำวิจัย ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองหยุดและ พักเป็นเวลา 60 วินาที จึงเริ่มทำใหม่อีกครั้ง

การทดสอบUPSTแบบหลับตา เริ่มต้นด้วยการยืนเท้าเปล่า แขนอยู่ข้างลำตัว มองตรงไปข้างหน้า เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองพร้อมแล้ว และได้ยินสัญญาณ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเขย่งเท้า และกระแทกส้น

เท้าลงมาด้วยแรงปกติ หลับตา และยืนดังรูปที่ 2.11 เป็นเวลา 35 วินาที เมื่อได้ยินสัญญาณจากทีมผู้ทำวิจัย ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองหยุด และลืมตาซ้ำๆ พักเป็นเวลา 60 วินาที จึงเริ่มทำใหม่อีกครั้ง

3.2.2.2 การทรงตัวอยู่กับที่โดยใช้แบบทดสอบ Single-Leg-Stance Test (SLST)

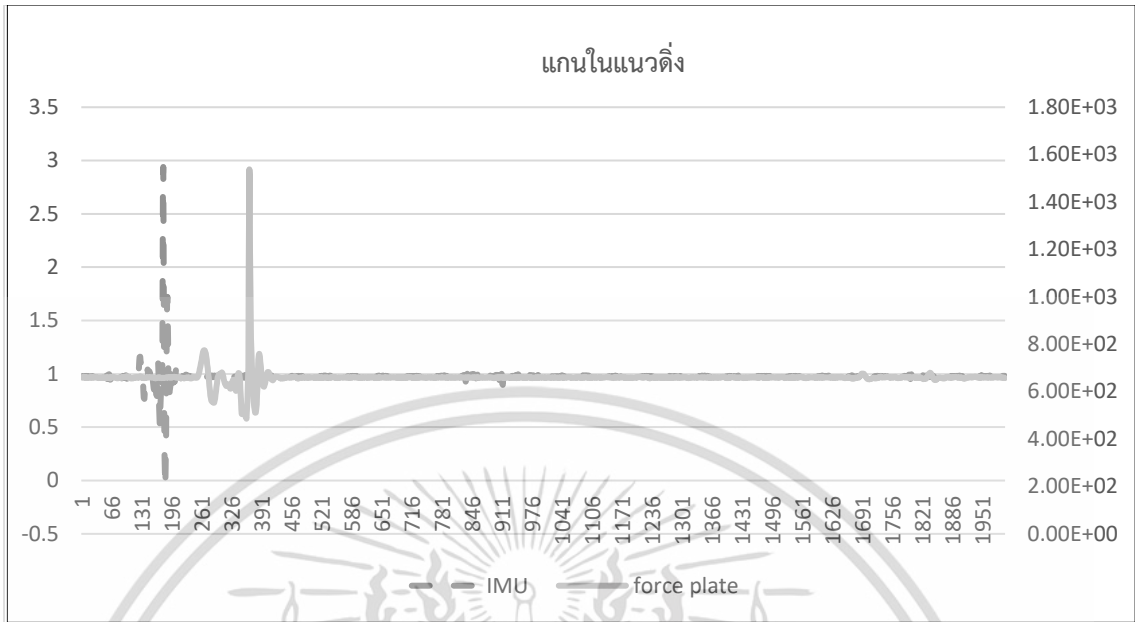
การทดสอบแบบSLSTเริ่มต้นด้วยการยืนเท้าเปล่า แขนอยู่ข้างลำตัว มองตรงไปข้างหน้า เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองพร้อมแล้ว และได้ยินสัญญาณ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเขย่งเท้า และกระแทกส้นเท้าลงมาด้วยแรงปกติ จากนั้นให้ยกขาข้างที่ทีมผู้ทำวิจัยสังเกตจากการเริ่มเดินแล้วว่าเป็นข้างที่ไม่ถนัดขึ้นดังรูปที่ 2.12 เป็นเวลา 35 วินาที เมื่อได้ยินสัญญาณจากทีมผู้ทำวิจัย ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองหยุด เอาขาลง และพักเป็นเวลา 60 วินาที จึงเริ่มทำใหม่อีกครั้ง

3.2.2.3 การทรงตัวอยู่กับที่โดยใช้แบบทดสอบ Tandem Stance Test Without Support (TST)

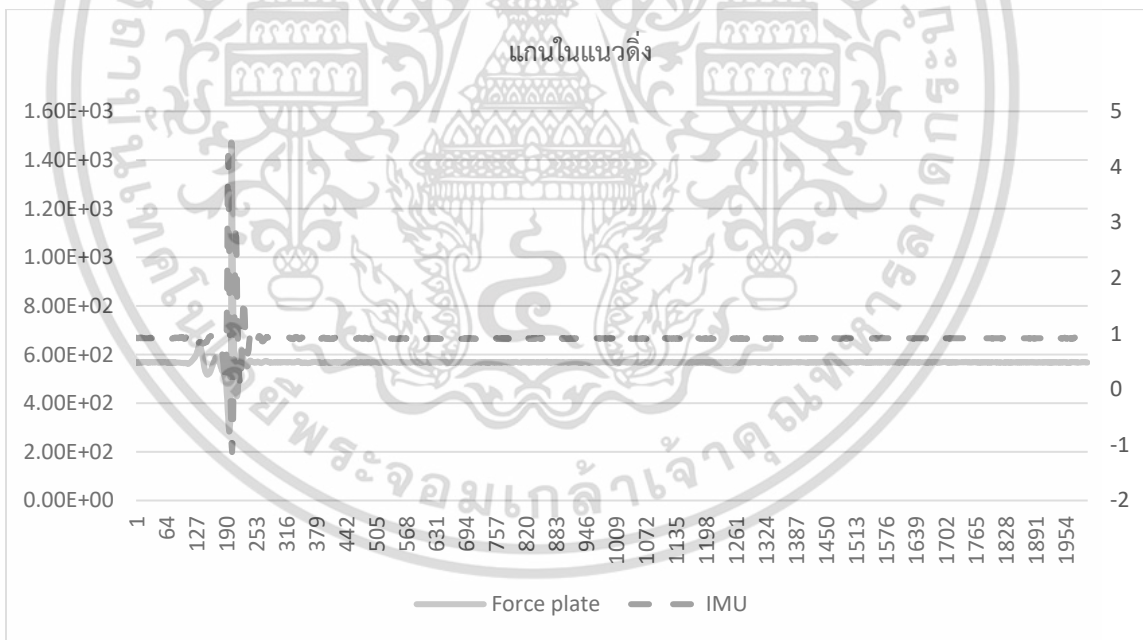
การทดสอบแบบTST เริ่มต้นด้วยการยืนเท้าเปล่า แขนอยู่ข้างลำตัว มองตรงไปข้างหน้า เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองพร้อมแล้ว และได้ยินสัญญาณ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเขย่งเท้า และกระแทกส้นเท้าลงมาด้วยแรงปกติ จากนั้นให้ก้าวเท้าข้างที่ถนัดมาไว้ข้างหน้าเท้าอีกข้าง โดยปลายเท้าของข้างที่ไม่ถนัดอยู่ต่อจากส้นเท้าของข้างที่ถนัดดังรูปที่ 2.13 เป็นเวลา 35 วินาที เมื่อได้ยินสัญญาณจากทีมผู้ทำวิจัย ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองหยุด และพักเป็นเวลา 60 วินาที จึงเริ่มทำใหม่อีกครั้ง

3.2.3 การเก็บข้อมูลการทรงตัว

นำอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit: IMU) มาติดไว้บริเวณที่ใกล้กับตำแหน่งศูนย์กลางมวลมากที่สุด โดยอุปกรณ์ IMU และแผ่นวัดแรงกดใช้อัตราการเก็บข้อมูลที่ 50 Hz เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองได้ติดอุปกรณ์ IMU และยืนอยู่บนแผ่นวัดแรงกดแล้ว หลังจากทีมผู้ทำวิจัยได้รับสัญญาณจากผู้เข้าร่วมการทดลองแล้วจึงกดเริ่มโปรแกรมเพื่อรับค่าข้อมูลจากทั้ง 2 อุปกรณ์ และบอกผู้เข้าร่วมการทดลองให้เริ่มทำการทดสอบตามรูปแบบที่กำหนด โดยการทดสอบแต่ละรูปแบบเริ่มต้นด้วยการเขย่งเท้า และกระแทกเท้าลงมาด้วยแรงปกติ เพื่อเป็นสร้างค่าความเร่งสูงสุดในแนวตั้ง หรือก็คือแกน y ของอุปกรณ์ IMU และค่าแรงสูงสุดในแนวตั้ง หรือก็คือแกน z ของแผ่นวัดแรงกด (Force Plate) และการนำข้อมูลมาใช้ จากนั้นจะทำการปรับให้ค่าสูงสุดในแนวตั้งที่กล่าวมาข้างต้นของทั้ง 2 อุปกรณ์ให้ตรงกันจะได้ดังรูปที่ 3.4 และ 3.5 และใช้ข้อมูลที่อยู่หลังจากจุดสูงสุดตั้งแต่วินาที 4 จนถึงวินาทีที่ 34 มาทำการวิเคราะห์ โดยข้อมูลดิบที่ได้จากการอุปกรณ์ IMU และ แผ่นวัดแรงกด เป็นไปตามตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.4 กราฟแสดงข้อมูลสูงสุดก่อนปรับข้อมูล



รูปที่ 3.5 กราฟแสดงข้อมูลสูงสุดหลังปรับข้อมูล

ตารางที่ 2.2 ตัวอย่างข้อมูลดิบที่ได้จากการทดลองใช้ IMU และอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด

ความเร่งแนว ด้านข้าง (Ax)	ความเร่งแนวหน้า- หลัง (Az)	ตำแหน่งจุด ศูนย์กลางความดัน แนวด้านข้าง (CoPx)	ตำแหน่งจุด ศูนย์กลางความดัน แนวหน้า-หลัง (CoPy)
0.09	0.25	2.60E+01	1.88E+01
0.09	0.26	2.58E+01	2.00E+01
0.1	0.25	2.55E+01	2.13E+01
0.1	0.26	2.53E+01	2.30E+01
0.1	0.26	2.51E+01	2.50E+01
0.1	0.26	2.50E+01	2.68E+01
0.1	0.25	2.50E+01	2.83E+01
0.1	0.25	2.50E+01	2.98E+01
0.1	0.25	2.49E+01	3.08E+01
0.1	0.27	2.52E+01	3.12E+01
0.1	0.26	2.53E+01	3.14E+01
0.1	0.25	2.51E+01	3.14E+01
0.1	0.26	2.47E+01	3.15E+01
0.1	0.26	2.50E+01	3.16E+01
0.09	0.26	2.46E+01	3.16E+01
0.1	0.25	2.41E+01	3.15E+01
0.09	0.25	2.41E+01	3.16E+01
0.09	0.25	2.60E+01	1.88E+01

3.3 หลักเกณฑ์ และวิธีการคำนวณ

หลักเกณฑ์ที่จะใช้บอกค่าที่เหมาะสมของผู้ทดสอบว่ามีการยืงดีหรือยืงไม่ดีนั้น ทางผู้จัดทำได้เลือกใช้เครื่องมือทางสถิติในการควบคุมคุณภาพ คือ แผนภูมิควบคุม (Control Chart) มาใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ IMU และทำการสุ่มตัวอย่างเพื่อการยอมรับ (Acceptance Sampling) โดยแผนภูมิควบคุมนี้จะช่วยให้รู้ว่ากระบวนการนี้หรือในที่นี้คือผู้ทดลองคนนี้อยู่ภายใต้การควบคุม (ภายใต้การควบคุม คือ ความผันแปรที่เกิดขึ้นเป็นไปอย่างปกติ) หรืออยู่นอกเหนือการควบคุม (นอกเหนือการควบคุม คือ ความผันแปรผิดปกติ อาจเกิดมาจากสาเหตุหรือเหตุการณ์ที่ไม่เป็นปกติ) วิธีการนี้สามารถนำมาใช้เพื่อแยกคนที่ยืงนึ่ง และยืงไม่นึ่งออกจากกันได้

เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากกลุ่มทดลองเป็นข้อมูลเชิงปริมาณแบบต่อเนื่อง (Continuous Data) หรือ ข้อมูลวัด ทางผู้จัดทำจึงได้เลือกใช้แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย (\bar{X} - R Chart) ซึ่งมีขั้นตอนในการสร้างดังนี้

1. กำหนดสิ่งที่ต้องการควบคุม ซึ่งต้องเป็นข้อมูลที่วัดได้ ในที่นี้คือความเร่งในการเคลื่อนไหวแนวหน้า-หลัง (Anterior-Posterior: AP) หรือแกน x และการเคลื่อนไหวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) หรือแกน y ที่ใช้อุปกรณ์ IMU วัดค่าออกมาได้

2. ทำการรวบรวมข้อมูล โดยข้อมูลที่อุปกรณ์ IMU วัดค่าออกมาใน 30 วินาที มีทั้งหมด 1500 ค่า ทางผู้จัดทำได้ทำการสุ่มเก็บตัวอย่างเพื่อการยอมรับ (Acceptance Sampling) โดยภายใน 1 วินาที จะสุ่มค่าออกมา 5 ค่า หรือเรียกว่าขนาดกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n) ดังนั้นเมื่อทำการวัดค่าจากกลุ่มผู้ทดลองเป็นเวลา 30 วินาที จะได้ค่าที่สุ่มออกมาทั้งหมด 150 ค่า

3. ทำการคำนวณความแตกต่างของข้อมูลหรือค่าพิสัย (Range: R) ของแต่ละกลุ่มย่อย (Subgroup: k) ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.1 โดยในที่นี้มีจำนวนกลุ่มย่อยทั้งหมด 30 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ค่า

$$\text{พิสัย (Range: R)} = \text{ค่าสูงสุดในกลุ่มย่อย (X}_{\max}) - \text{ค่าต่ำสุดในกลุ่มย่อย (X}_{\min}) \quad (3.1)$$

4. ทำการคำนวณหาค่าเฉลี่ยของพิสัย (Average Range: \bar{R}) คือค่าเฉลี่ยของพิสัยในแต่ละกลุ่มย่อย คำนวณได้จากสมการที่ 3.2

$$\bar{R} = \frac{R_1 + R_2 + R_3 + \dots + R_n}{k} \quad (3.2)$$

โดยที่ $R_1, R_2, R_3, \dots, R_n$

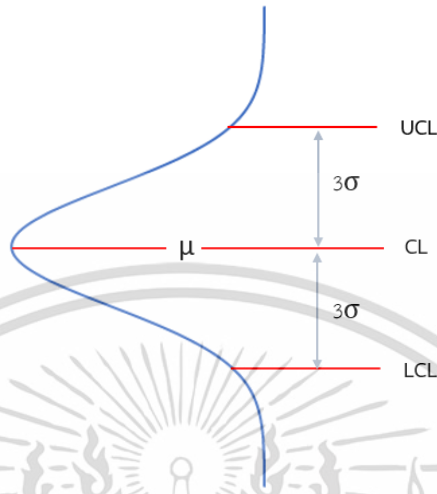
แทนค่าพิสัย (Range: R) ของแต่ละกลุ่มย่อย

k

แทนจำนวนกลุ่มย่อย (Subgroup)

5. คำนวณขีดจำกัดควบคุมของแผนภูมิพิสัย: R Chart จากหลักสถิติ ข้อมูลที่วัดได้จะมีการแจกแจงแบบปกติ (Normal Distribution) ซึ่งมีค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้อง 2 ค่า คือ ค่าเฉลี่ย (μ) และส่วน

เบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) โดยความน่าจะเป็นจะอยู่ในช่วง $\pm 3\sigma$ หรือเท่ากับ 0.9974 และสามารถนำหลักการดังกล่าวมาสร้างแผนภูมิควบคุม ซึ่งมีเส้นสำคัญ 3 เส้น ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 กราฟแสดงองค์ประกอบแผนภูมิควบคุม

เส้นสำคัญทั้ง 3 เส้นอธิบายได้ดังนี้ [37]

เส้นแกนกลาง (Center Line: CL) บอกค่าเฉลี่ยของกระบวนการนั้น คำนวณโดยนำกลุ่มตัวอย่างทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ยจะได้เส้นแกนกลางออกมา

ขีดจำกัดควบคุมด้านบน (Upper Control Limit: UCL) เป็นเส้นที่มีระยะห่างจากเส้นแกนกลางเท่ากับ $+3\sigma$

ขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (Lower Control Limit: LCL) เป็นเส้นที่มีระยะห่างจากเส้นแกนกลางเท่ากับ -3σ โดยเส้นขีดจำกัดควบคุมด้านบนและเส้นขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง จะบอกว่าการบวนการนั้นอยู่ในการควบคุมหรือไม่ หากอยู่ภายใต้การควบคุม (In control) คือการผลิตมีคุณภาพตามมาตรฐานซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้หมายความว่า ผู้ทดลองยืนนิ่งหรือมีการทรงตัวที่ดี แต่หากกระบวนการที่ทำนี้อยู่ นอกเหนือการควบคุม (Out of Control) คือผู้ทดลองคนนั้นยืนไม่นิ่งหรือมีการทรงตัวที่ไม่ค่อยดีนั่นเอง โดยมีวิธีการคำนวณดังสมการที่ 3.3

$$\begin{array}{lcl}
 \text{ขีดจำกัดควบคุมด้านบน (Upper Control Limit: UCL}_R) & = & \bar{R} + 3\sigma_R \\
 \text{เส้นแกนกลาง (Center Line: CL}_R) & = & \bar{R} \\
 \text{ขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (Lower Control Limit: LCL}_R) & = & \bar{R} - 3\sigma_R
 \end{array} \quad (3.3)$$

ทำการแปลงค่าดังนี้

เมื่อ σ_R คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพิสัย

$$\text{เนื่องจาก } \sigma_R = d_3\sigma$$

เมื่อ σ คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของกระบวนการ

d_3 คือค่าคงที่ที่ขึ้นกับจำนวนตัวอย่างในกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n)

$$\text{เนื่องจาก } \sigma = \frac{\bar{R}}{d_2}$$

เมื่อ d_2 คือค่าคงที่ที่ขึ้นกับจำนวนตัวอย่างในกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n)

$$\text{ดังนั้นจะได้ } \sigma_R = \frac{d_3 \bar{R}}{d_2}$$

ดังนั้นเมื่อแทน σ_R ลงในสมการที่ 3.3 จะสามารถหาค่าขีดจำกัดควบคุมของเส้นสำคัญทั้ง 3 เส้นของแผนภูมิพิสัยได้ และเพื่อง่ายต่อการคำนวณ จึงมีค่าคงที่ $(1 + \frac{3d_3}{d_2})$ และ $(1 - \frac{3d_3}{d_2})$ ซึ่งมีค่าเท่ากับ D_4 และ D_3 ตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าคงที่โดยขึ้นกับขนาดตัวอย่างในกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n) อ่านค่าได้จากตารางที่ 3.3 [38]

ตารางที่ 3.3 ค่าคงที่สำหรับคำนวณพิกัดควบคุมแผนภูมิ $\bar{X} - R$ และ $\bar{X} - S$

ขนาดข้อมูลในกลุ่มย่อย	D_3	D_4	A_2	A_3	d_2	B_3	B_4
2	-	3.267	1.880	2.659	1.128	0	3.267
3	-	2.574	1.023	1.954	1.693	0	2.568
4	-	2.282	0.729	1.628	2.059	0	2.266
5	-	2.114	0.577	1.427	2.326	0	2.089
6	-	2.004	0.483	1.287	2.534	0.030	1.970
7	0.076	1.924	0.419	1.182	2.704	0.118	1.882
8	0.136	1.864	0.373	1.099	2.847	0.185	1.815
9	0.184	1.816	0.337	1.032	2.970	0.239	1.761
10	0.223	1.777	0.308	0.975	3.078	0.284	1.716

ดังนั้นขีดจำกัดควบคุมของแผนภูมิควบคุมพิสัย (R) คือ

$$\text{ขีดจำกัดควบคุมด้านบน (UCL}_R) = D_4 \bar{R}$$

$$\text{เส้นแกนกลาง (CL}_R) = \bar{R}$$

$$\text{ขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (LCL}_R) = D_3 \bar{R}$$

เมื่อทำการสุ่มตัวอย่างจากกลุ่มตัวอย่าง (Subgroup: k) ที่มีทั้งหมด 30 กลุ่ม โดยมีจำนวนตัวอย่างในกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n) เท่ากับ 5 ค่าจะได้ค่าดังแสดงในตารางที่ 3.4 นำค่าที่ได้ไปคำนวณหาค่าขีดจำกัดควบคุมของเส้นสำคัญทั้ง 3 เส้นของแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย $\bar{X} - R$ ต่อไป

ตารางที่ 3.4 แสดงค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ IMU ในแนวด้านหน้า-หลัง

กลุ่มตัวอย่าง	ค่า IMU แขนหน้า-หลัง						
	1	2	3	4	5	\bar{X}_i	R_i
1	0.9970	0.9956	0.9970	0.9962	0.9967	0.99650	0.0014
2	0.9958	0.9966	0.9956	0.9968	0.9956	0.99608	0.0012
3	0.9969	0.9964	0.9957	0.9958	0.9970	0.99636	0.0013
4	0.9961	0.9956	0.9965	0.9964	0.9965	0.99622	0.0009
5	0.9963	0.9987	0.9975	0.9967	0.9964	0.99712	0.0024
6	0.9958	0.9961	0.9972	0.9970	0.9971	0.99664	0.0014
7	0.9944	0.9954	0.9971	0.9948	0.9966	0.99566	0.0027
8	0.9957	0.9962	0.9964	0.9961	0.9967	0.99622	0.0010
9	0.9970	0.9950	0.9956	0.9970	0.9962	0.99616	0.0020
10	0.9996	0.9970	0.9969	0.9978	0.9961	0.99748	0.0035
11	0.9972	0.9954	0.9954	0.9962	0.9945	0.99574	0.0027
12	0.9976	0.9962	0.9961	0.9950	0.9970	0.99638	0.0026
13	0.9987	0.9971	0.9973	0.9963	0.9962	0.99712	0.0025
14	0.9968	0.9955	0.9957	0.9969	0.9974	0.99646	0.0019
15	0.9970	0.9968	0.9945	0.9963	0.9969	0.9963	0.0025
16	0.9970	0.9961	0.9966	0.9974	0.9970	0.99682	0.0013
17	0.9971	0.9954	0.9970	0.9969	0.9949	0.99626	0.0022
18	0.9963	0.9966	0.9969	0.9963	0.9970	0.99662	0.0007
19	0.9959	0.9987	0.9970	0.9970	0.9968	0.99708	0.0028
20	0.9964	0.9971	0.9974	0.9970	0.9949	0.99656	0.0025
21	0.9957	0.9956	0.9963	0.9970	0.9955	0.99602	0.0015
22	0.9970	0.9969	0.9963	0.9972	0.9970	0.99688	0.0009
23	0.9959	0.9954	0.9963	0.9976	0.9950	0.99604	0.0026

24	0.9961	0.9969	0.9962	0.9969	0.9969	0.99660	0.0008
25	0.9964	0.9965	0.9972	0.9970	0.9964	0.99670	0.0008
26	0.9972	0.9955	0.9965	0.9963	0.9964	0.99638	0.0017
27	0.9987	0.9968	0.9970	0.9968	0.9972	0.99730	0.0019
28	0.9981	0.9978	0.9970	0.9993	0.9957	0.99758	0.0036
29	0.9963	0.9968	0.9956	0.9952	0.9960	0.99598	0.0016
30	0.9965	0.9950	0.9951	0.9971	0.9972	0.99618	0.0022
					$\Sigma \bar{X}_i = 29.89544$	$\Sigma R_i = 0.0571$	
					$\bar{\bar{X}} = 0.996515$	$\bar{R} = 0.001903$	

6. สร้างแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) โดยสร้างเส้นสำคัญทั้ง 3 เส้นจากค่าที่คำนวณมาได้ตามสมการที่ 7 จะได้ค่าแกนกลางของแผนภูมิควบคุมพิสัยดังนี้

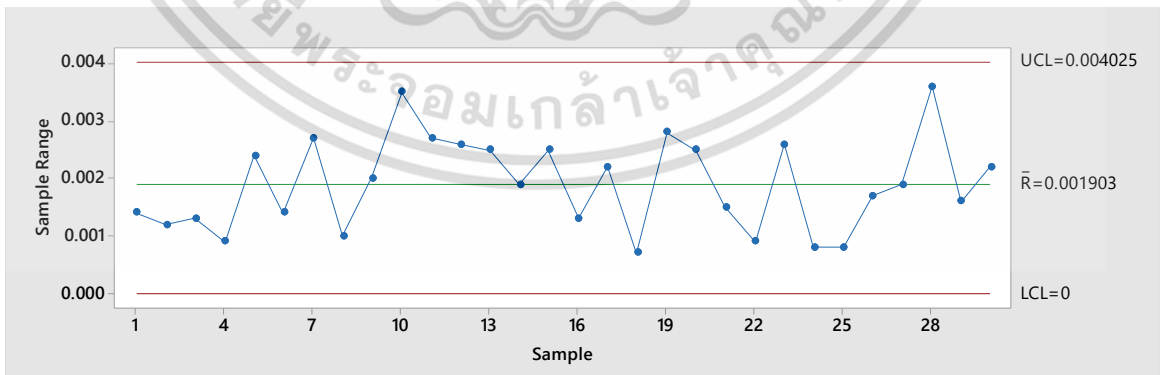
$$CL_R = \bar{R} = \Sigma R_i / k = 0.0571/30 = 0.001903$$

โดยกลุ่มตัวอย่างนี้มีขนาดกลุ่มย่อย (Subgroup Size: n) เท่ากับ 5 ไปดูตารางที่ 4 จะได้ค่า $D_3 = 0$ และ $D_4 = 2.114$ นำไปคำนวณหาค่าขีดจำกัดควบคุมด้านบน (UCL_R) และขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (LCL_R) ได้ดังนี้

$$UCL_R = D_4 \bar{R} = 2.114 \times 0.001903 = 0.004025$$

$$LCL_R = D_3 \bar{R} = 0$$

จากนั้นพล็อตค่าข้อมูลลงในแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) โดยจะใช้ค่าพิสัยแต่ละกลุ่มย่อยมาพล็อตลงในแผนภูมิควบคุมแล้วลากเส้นต่อจุดแสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แสดงแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในแนวด้านหน้า-หลัง

แผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) สร้างจากโปรแกรม Minitab18 ทั้ง 30 จุดของค่าพิสัยแต่ละกลุ่มตัวอย่างถูกพล็อตลงบนแผนภูมิควบคุมพิสัย ผลจากการสังเกตพบว่าไม่มีจุดใดบ่งชี้ว่าออกนอกเหนือจากการควบคุม ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าผู้เข้าทดสอบนั้นอยู่ภายใต้การควบคุมหรือมีการทรงตัวที่ดีนั่นเอง จากนั้นเราทำการสร้างแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ได้ดังนี้

1. ทำการหาค่าเฉลี่ย (Mean: \bar{X}) โดยการหาค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มย่อย (Subgroup: k) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.4

$$\bar{X} = \frac{\sum X}{n} \quad (3.4)$$

โดยที่ n แทนขนาดของกลุ่มย่อย (Subgroup Size)

2. คำนวณหาค่าเฉลี่ยของค่าเฉลี่ย ($\bar{\bar{X}}$) โดยการหาค่าเฉลี่ย (\bar{X}) ของทุกกลุ่มย่อย (Subgroup: k) จะได้ดังสมการที่ 3.5

$$\bar{\bar{X}} = \frac{\sum \bar{X}}{k} \quad (3.5)$$

โดยที่ k แทนจำนวนกลุ่มย่อย (Subgroup)

วิธีการคำนวณหาค่าขีดจำกัดควบคุมด้านบนของค่าเฉลี่ย (Upper Control Limit: $UCL_{\bar{X}}$) เส้นแกนกลางของค่าเฉลี่ย (Center Line: $CL_{\bar{X}}$) และขีดจำกัดควบคุมด้านล่างของค่าเฉลี่ย (Lower Control Limit: $LCL_{\bar{X}}$) สามารถหาได้โดยง่ายดังนี้

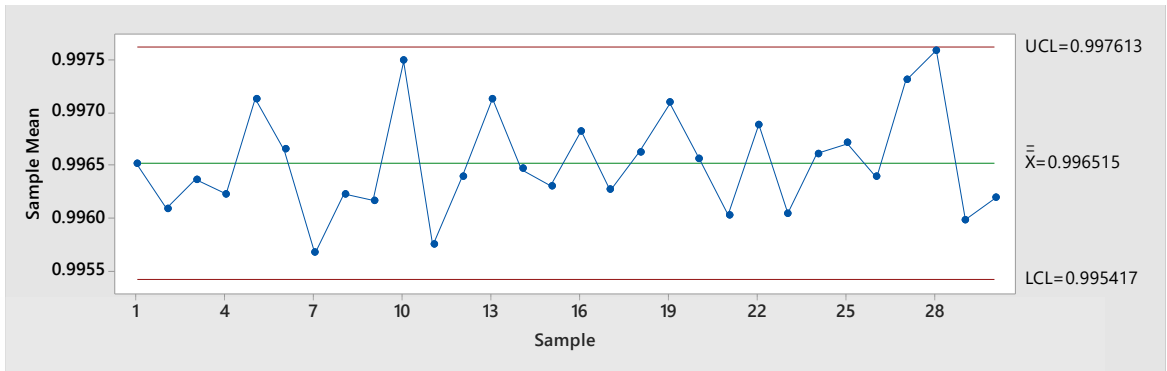
$$CL_{\bar{X}} = \bar{\bar{X}} = \sum \bar{X}_i / k = 29.89544 / 30 = 0.996515$$

ในการกำหนดขอบเขตควบคุมของแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ในกลุ่มตัวอย่างนี้มีขนาดของกลุ่มย่อย (Subgroup size: n) เท่ากับ 5 ดังนั้นจึงใช้ค่า $A_2 = 0.577$ เพื่อนำไปคำนวณหาค่าขีดจำกัดควบคุมด้านบนของค่าเฉลี่ย (Upper Control Limit: $UCL_{\bar{X}}$) และค่าขีดจำกัดควบคุมด้านล่างของค่าเฉลี่ย (Lower Control Limit: $LCL_{\bar{X}}$) ดังต่อไปนี้

$$UCL_{\bar{X}} = \bar{\bar{X}} + A_2 \bar{R} = 0.996515 + (0.577 \times 0.001903) = 0.997613$$

$$LCL_{\bar{X}} = \bar{\bar{X}} - A_2 \bar{R} = 0.996515 - (0.577 \times 0.001903) = 0.995417$$

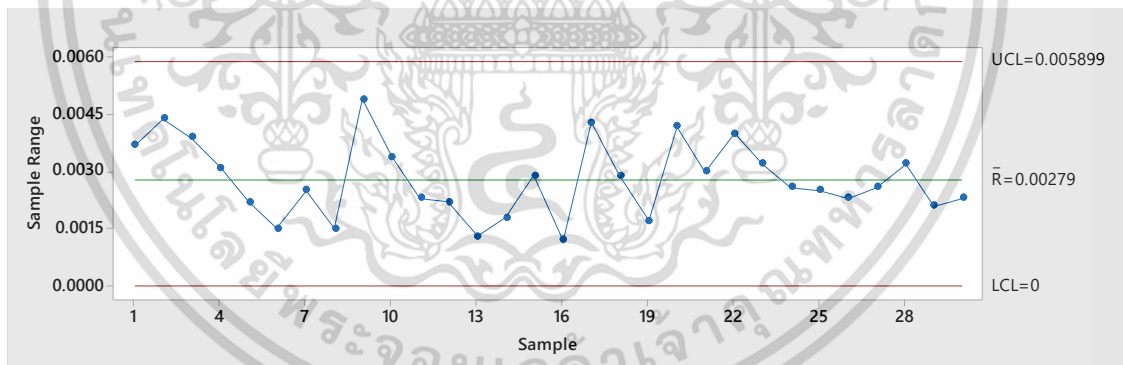
จากนั้นนำค่าที่คำนวณได้มาสร้างแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) โดยจะนำค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มตัวอย่าง (Subgroup: k) มาพล็อตลงบนแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ดังแสดงในรูปที่ 3.8



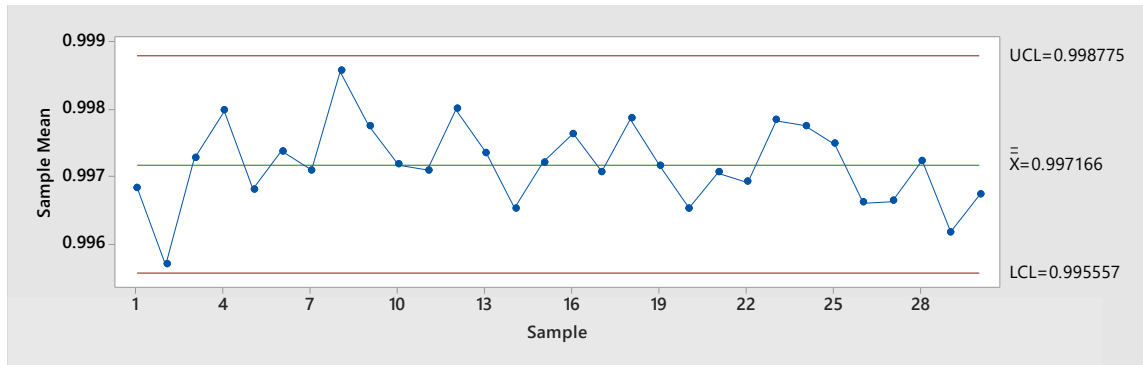
รูปที่ 3.8 แสดงแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ในแนวด้านหน้า-หลัง

แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) จะเห็นว่าทั้ง 30 จุดของค่าเฉลี่ยแต่ละกลุ่มตัวอย่างถูกพล็อตลงบนแผนภูมิควบคุมพิสัย ผลจากการสังเกตพบว่าไม่มีจุดใดบ่งชี้ว่าออกนอกเหนือจากการควบคุม ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าผู้เข้าทดสอบนั้นอยู่ภายใต้การควบคุมหรือมีการทรงตัวที่ตนเอง

จากนั้นทำแบบเดียวกันกับค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์ IMU ในแนวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) โดยหลังจากทำการคำนวณค่าออกมาแล้วจะได้แผนภูมิควบคุมค่าพิสัยดังรูปที่ 3.9 และแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ยดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.9 แสดงแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในแนวด้านข้าง



รูปที่ 3.10 แสดงแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย (\bar{X} Chart) ในแนวด้านข้าง

จะเห็นได้ว่าจากแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย ($\bar{X} - R$ Chart) ของผู้เข้าการทดสอบคนนี้ ค่าของข้อมูลแต่ละกลุ่มนั้นไม่เกินเส้นขีดจำกัดควบคุมด้านบน (Upper Control Limit: UCL) และขอบของเส้นขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (Lower Control Limit: LCL) แสดงว่าอยู่ในสถานะเสถียรภาพ (ข้อมูลส่วนใหญ่จะมีความผันแปรจากสาเหตุธรรมชาติ) โดยถ้าข้อมูลอยู่ระหว่าง 25-30 กลุ่มแล้ว ควรมีข้อมูลที่เกินเส้นขอบบน และขอบล่างไม่เกิน 3 กลุ่ม [39] จึงจะถือได้ว่ากระบวนการนี้มีความเสถียรอยู่ จึงสรุปได้ว่าผู้เข้าร่วมการทดสอบคนนี้ไม่มีปัญหาด้านการทรงตัวหรือเรียกว่าเป็นผู้ที่มีการทรงตัวที่ดีทั้งในแนวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior: AP) และแนวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) นั่นเอง

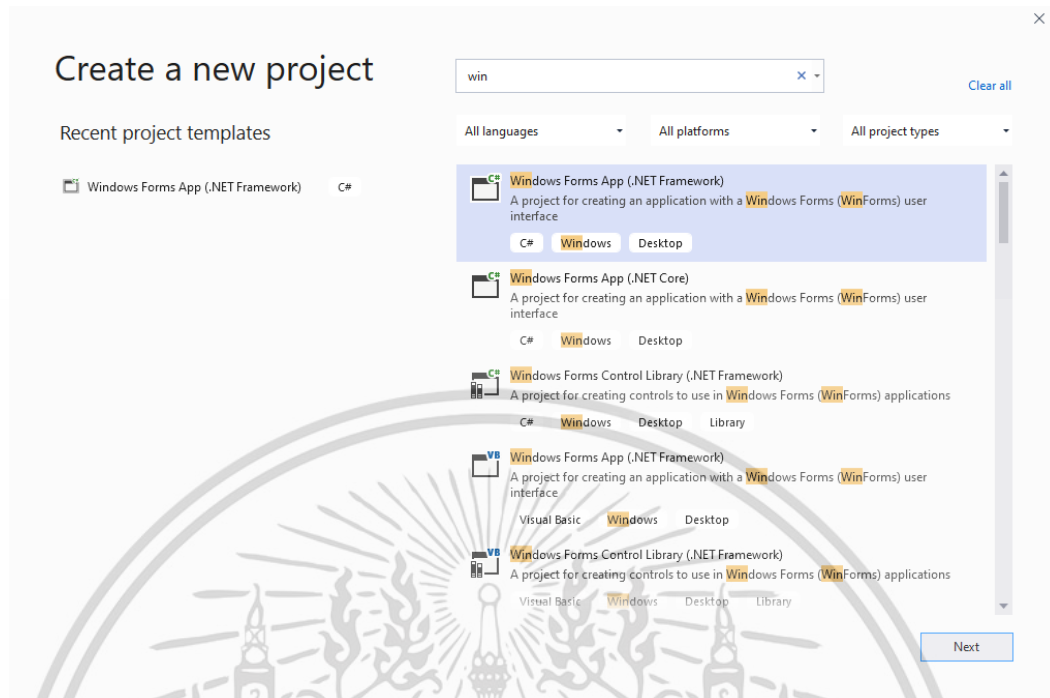
3.4 การเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ในการวัดค่าการทรงตัว

หลังจากศึกษาข้อมูลอุปกรณ์ และได้นำอุปกรณ์มาใช้เพื่อเก็บข้อมูล ไปจนถึงนำข้อมูลมาคำนวณเพื่อหาค่าการทรงตัว ทีมผู้วิจัยยังได้ทำการออกแบบโปรแกรมสำหรับผู้ใช้ เพื่อให้สะดวกต่อการวัดค่าการทรงตัว โดยโปรแกรมที่ทีมผู้วิจัยใช้คือ Visual Studio 2019 ซึ่งทีมผู้วิจัยได้แบ่งเนื้อหาในหัวข้อนี้ไว้ 2 ส่วนได้แก่

1. การออกแบบหน้าผู้ใช้งาน
2. การเขียนโปรแกรมในหน้าวัดการทรงตัว

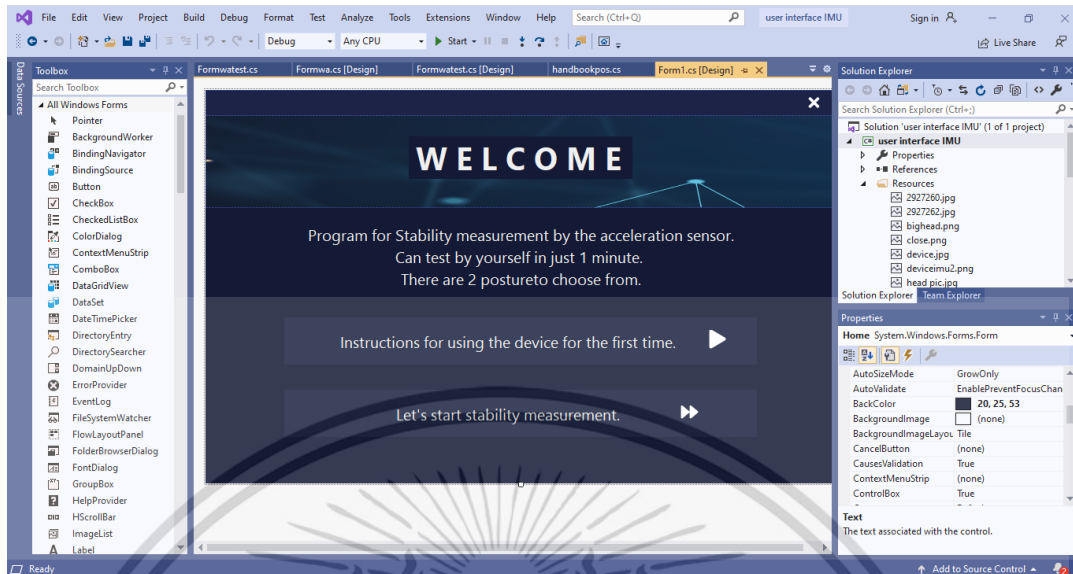
3.4.1 การออกแบบหน้าผู้ใช้งาน

ทีมผู้วิจัยได้เลือกใช้ Windows Forms App (.NET Framework) ดังรูปที่ 3.11 ในการเขียนโดยเลือกเขียนด้วยภาษา C# ซึ่งเป็นโปรเจกต์พื้นฐานที่ทำได้ง่าย และรวดเร็ว สามารถออกแบบ GUI (Graphical User Interface) และการกำหนดลักษณะของเหตุการณ์ก็ทำได้จาก Properties ของ Control



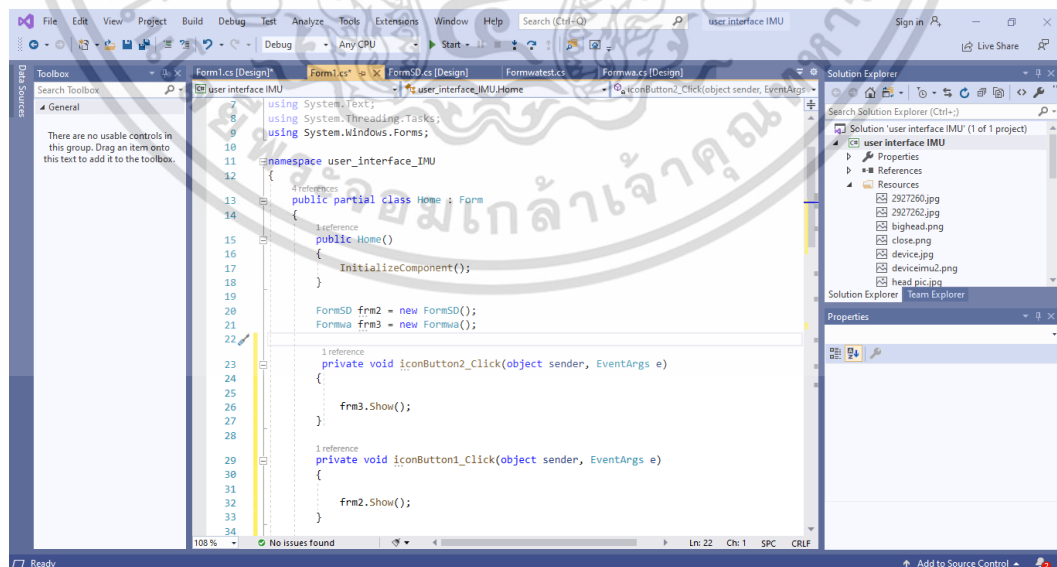
รูปที่ 3.11 การสร้างโปรเจกต์ C#

หลังจากสร้างโปรเจกต์แล้วหน้าต่างของโปรแกรมจะแสดงลักษณะดังรูปที่ 2.22 โดยที่ผู้วิจัยได้เลือกใช้เครื่องมือจาก Toolbox หลักๆ ได้แก่ การใช้เครื่องมือ Label ในการแสดงข้อความ, เครื่องมือ Button ในการทำปุ่มเพื่อกดเชื่อมโยงไปยังหน้าอื่นๆ รวมถึงการทำปุ่มกากบาทเพื่อออกจากโปรแกรมอีกด้วย และเครื่องมือ PictureBox ในการใส่รูปภาพ ส่วนทางด้านของการกำหนดคุณลักษณะ ที่ผู้วิจัยได้กำหนดคุณลักษณะหลักๆ ดังนี้ คุณลักษณะ Name ใช้เพื่อกำหนดชื่อของเครื่องมือที่ใช้ เพื่อให้เข้าใจง่ายเมื่อนำไปเขียนโปรแกรม, คุณลักษณะ BackColor เพื่อกำหนดสีของเครื่องมือนั้นโดยสามารถเลือกสีที่ทางโปรแกรมมีให้ หรือ ใส่รหัสของสีก็ได้, คุณลักษณะ Font เพื่อกำหนดลักษณะของตัวอักษรที่ใช้ เช่น สี ขนาด การขีดเส้น การทำตัวเอียง เป็นต้น, คุณลักษณะ Location เพื่อกำหนดตำแหน่งของเครื่องมือ, คุณลักษณะ Size เพื่อกำหนดขนาดของเครื่องมือ, คุณลักษณะ StartPosition เพื่อกำหนดตำแหน่งที่ปรากฏของหน้าต่างเวลาใช้งาน, คุณลักษณะ Text เพื่อพิมพ์ข้อความที่แสดงบนหน้าต่าง รูปที่ 3.12 แสดงตัวอย่างของส่วนผู้ใช้งานที่ผู้วิจัยได้ออกแบบ



รูปที่ 3.12 การสร้างหน้าต่างโปรแกรม

หลังจากออกแบบหน้าต่างผู้ใช้งานเสร็จเรียบร้อยแล้ว ทีนี้ผู้วิจัยต้องทำการโปรแกรมใส่เครื่องมือ Button เพื่อเวลากดปุ่ม โปรแกรมจะได้ทำงานตามที่เราต้องการ โดยการโปรแกรมนั้นสามารถทำได้การใช้เมาส์คลิก 2 ครั้งบนเครื่องมือที่ทำไว้ จากนั้นจะปรากฏหน้าต่างขึ้นมาดังรูปที่ 3.13 โดยสังเกตว่าชื่อของแบบฟอร์มจะตรงกับหน้าต่างที่ได้ออกแบบไว้ โดยหน้าต่างที่ออกแบบจะมี [Design] ต่อหลังชื่อฟอร์ม จากนั้นจึงโปรแกรมภายในเครื่องหมาย { (ปีกกา) ในชื่อของเครื่องมือที่ได้กำหนดไว้



รูปที่ 3.13 หน้าต่างโค้ดโปรแกรม

3.4.2 การเขียนโปรแกรมในหน้าวัดการทรงตัว

ในหน้าต่างของโปรแกรมที่วัดการทรงตัว ทีมผู้วิจัยได้โปรแกรมการทำงานโดยมีหลักการทำงาน คือ การเปิดการสื่อสารของตัวอุปกรณ์ โดยทีมผู้วิจัยได้ใส่ข้อมูลของอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อไว้แล้ว ยกเว้น Comport เนื่องจากการใช้งานในแต่ละเครื่องนั้นใช้ไม่เหมือนกัน ทางทีมผู้วิจัยจึงทำเป็นลักษณะให้เลือก Comport ก่อนการใช้งาน โดยตัวอย่างโค้ดโปรแกรมเป็นไปตามรูปที่ 3.14

```
1 reference
private void startArduinoRead()
{
    //ทำการอ่านค่าจาก MCU
    if (cbcomport.Text != null && cbcomport.Text != "")
    {
        IsClosed = false;
        Port = new System.IO.Ports.SerialPort();
        Port.PortName = cbcomport.Text;
        Port.BaudRate = 115200;
        Port.ReadTimeout = 500;

        try
        {
            Port.Open();
        }
        catch { }

        Thread MCU32s = new Thread(ListenSerial);
        MCU32s.Start();
    }
    else
    {
        MessageBox.Show("Please, select port");
    }
}
}
```

รูปที่ 3.14 โค้ดโปรแกรมอ่านค่าจากอุปกรณ์

หลังจากที่เปิดการสื่อสารแล้ว ทีมผู้วิจัยได้เขียนโค้ดการอ่านค่าจากตัวอุปกรณ์ และนำค่าที่ได้จากตัวอุปกรณ์มาเก็บค่าไว้ เนื่องจากต้องการนำค่าที่ได้นั้นไปคำนวณก่อนดังรูปที่ 3.15 คือการนำค่าที่ได้มาเก็บไว้ใน Measure_Data ส่วนการนำค่าใน Measure_Data มาใช้นั้น ทำได้ดังรูปที่ 3.16 โดยที่ tmp_x คือค่าของตัวแปรที่ผ่านการคำนวณแล้ว โดยการคำนวณของตัวอย่างนั้นอยู่ในรูปของ For Loop เมื่อทีม

ผู้วิจัยได้นำค่าทั้งหมดมาคำนวณเสร็จเรียบร้อยแล้ว จึงได้นำค่าดังกล่าวมาแสดงในรูปแบบกราฟ ตัวอย่างโค้ดที่ใช้วาดกราฟ และการกำหนดค่าต่างๆ ภายในกราฟ แสดงดังรูปที่ 3.17

```
while (!IsClosed)
{
    try
    {
        //read to data from arduino

        string AString = Port.ReadLine();

        //write data เพื่อเก็บค่าที่ได้มา
        MethodInvoker write_date =
            delegate
            {
                string[] tmp = AString.Split(',');
                if (tmp[0] != "" && tmp[1] != "" && tmp[2] != "")
                {
                    //genData(tmp[0]);
                    double x = Convert.ToDouble(tmp[0]);
                    double y = Convert.ToDouble(tmp[1]);
                    double z = Convert.ToDouble(tmp[2]);

                    measure_data_list.Add(new Measure_Data()
                    {
                        value_x_record = x,
                        value_y_record = y,
                        value_z_record = z,
                    });
                }
            };
        this.Invoke(write_date);
    }
    catch { }
}
```

รูปที่ 3.15 โค้ดโปรแกรมเก็บค่าข้อมูลที่อ่านได้

```

1 reference
private void CreateChart()
{
    List<double> tmp_x = new List<double>();
    tmp_x.AddRange(measure_data_list.Select(p => p.value_x_record).ToList());
    for(int i = 1; i < tmp_x.Count; i++)
    {
        tmp_x[i] = (tmp_x[i] * 0.15) + (tmp_x[i-1]*0.85);
    }
}

```

รูปที่ 3.16 โค้ดโปรแกรมนำค่าที่เก็บมาคำนวณ

```

var coulumnDataX = new ChartValues<double>();
coulumnDataX.AddRange(tmp_x);

cartesianChart1.Series.Clear();
cartesianChart1.Series = new SeriesCollection
{
    new LineSeries
    {
        Title = "",
        Values = coulumnDataX,
        //DataLabels = true,
        LabelPoint = point => point.Y + "",
        PointGeometrySize = 2,
        StrokeThickness = 1,
        LineSmoothness = 0, //straight lines, 1 really smooth lines,
        Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent
    },
};

```

รูปที่ 3.17 โค้ดโปรแกรมการกำหนดคุณลักษณะ และค่าของกราฟ

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

เมื่อกลุ่มผู้วิจัยได้จัดการนำอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (IMU) มาทำการเก็บข้อมูลคู่กับชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด (Force Plate) และนำค่าจากทั้งสองอุปกรณ์ที่ได้มาวิเคราะห์เพื่อหาลักษณะของค่าความสัมพันธ์ของข้อมูล รวมถึงการหารูปแบบของการคำนวณการทรงตัวเพื่อนำรูปแบบการคำนวณนั้นมาสร้างโปรแกรมวัดการทรงตัว ส่งผลให้ในบทนี้มีผลการดำเนินงานดังหัวข้อที่แสดงต่อไปนี้

1. ผลการเก็บข้อมูล
2. ผลการทดสอบ
3. การใช้งานโปรแกรมวัดการทรงตัว

4.1 ผลของการเก็บข้อมูล

4.1.1 ข้อมูลการทรงตัว

จากการเก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดลองเพศหญิงหรือชายอายุเฉลี่ย 21 ปี (พิสัย 18-22) ส่วนสูงเฉลี่ย 164.25 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 59.7 กิโลกรัม จำนวน 10 คน โดยการวัดการทรงตัวนั้นมี 4 ท่าทางได้แก่ ทำยืนสองขาลืมตา (UPST Open Eyes) ทำยืนสองขาหลับตา (UPST Close Eyes) ทำยืนขาเดียว (SLST) และทำยืนต่อเท้า (TST) โดยในแต่ละท่ายืนทั้งหมด 2 ครั้ง ในแต่ละครั้งมีการยืนเป็นระยะเวลา 35 วินาที พักเป็นเวลา 60 วินาที และทำการนำข้อมูลมาวิเคราะห์ 30 วินาที ดังนั้นจึงมีค่าข้อมูลจากการทดลองทั้งหมด 80 ค่าการทดลอง และเมื่อแบ่งดูแต่ละแกนทั้งในแนวแกนด้านข้าง (Medial-Lateral) และแนวแกนหน้าหลัง (Anterior-Posterior) จะได้ข้อมูลทั้งหมด 160 ค่า โดยมีค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนด้านข้าง (Medial-Lateral) ที่ความกว้าง (mm) ในท่ายืนต่างๆ ดังตารางที่ 4.1 และค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนหน้า-หลัง (Anterior-Posterior) ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.1 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนด้านข้างที่ความกว้าง (mm)

การทดลอง(ครั้ง)	UPST Open Eyes	UPST Close Eyes	SLST	TST
1	12.0097	14.5628	25.7330	14.3102
2	12.9269	12.8689	14.5807	20.7195
3	12.7894	18.7040	19.1540	22.3980
4	16.9055	20.8163	22.4250	18.0057
5	18.1440	15.6956	21.0780	21.1030
6	24.0480	15.0431	19.3668	19.3270
7	14.4202	21.1821	18.6827	23.3204
8	15.7675	19.0040	16.9788	29.2510
9	11.1963	11.2424	16.6938	16.2459
10	16.4962	11.4611	13.4840	15.4565
11	18.1351	23.0147	24.2630	19.0794
12	17.8950	19.8910	27.7930	17.9730
13	16.9299	18.1463	24.4310	19.4168
14	22.9729	19.8301	29.8690	20.1954
15	16.0150	23.6700	15.1705	20.0308
16	18.2259	18.5191	20.2031	14.8563
17	20.0500	19.8898	22.4111	21.9739
18	13.4558	18.4558	25.1250	19.0865
19	16.2839	12.8461	22.3927	18.4440
20	19.8900	17.8290	17.7804	17.0115

ตารางที่ 4.2 ค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวด้านหน้า-หลังที่ความกว้าง (mm)

การทดลอง(ครั้ง)	UPST Open eyes	UPST Close eyes	SLST	TST
1	17.4700	18.2670	36.0290	15.9840
2	10.5250	15.7230	30.9570	14.3120
3	11.2510	16.1534	29.4900	15.3680
4	8.5640	14.3310	31.0330	12.9230
5	15.4480	28.9944	25.9240	15.5995
6	10.3800	18.9464	17.0900	13.4900
7	9.9420	10.0653	29.9900	13.2144
8	12.9170	18.3370	30.3960	16.4470
9	16.7280	16.4420	31.1790	43.3863
10	10.2638	17.2463	29.5540	17.1850
11	17.6340	23.1603	27.3160	14.4510
12	12.6480	22.7640	32.4230	12.4815
13	21.6260	26.1247	34.4996	17.2251
14	21.4326	32.5490	32.7130	21.5363
15	21.4353	18.1690	41.3815	17.6541
16	18.0900	20.6479	27.9663	17.7317
17	17.8200	12.9750	27.9316	11.3521
18	18.4490	29.0270	24.9520	17.1747
19	17.1240	12.8390	24.1787	23.1830
20	25.4200	23.4860	22.7073	16.2155

จากข้อมูลการทรงตัวที่วัดได้จากแผ่นวัดแรงกด พบว่าผลของค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนด้านข้าง (Medial-Lateral) ที่ความกว้าง (mm) อยู่ภายในมาตรฐานการทรงตัวจากตารางที่ 1 ร้อยละ 87.5 และ พบว่าผลของค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) ในแนวแกนหน้า-หลัง

(Anterior-Posterior) ที่ความกว้าง (mm) อยู่ในมาตรฐานการทรงตัวร้อยละ 86.25 โดยทำที่ค่าจุดศูนย์กลางความดัน (CoP) อยู่ในมาตรฐานมากที่สุดคือ ทำยืนขาเดียว (SLST) และทำยืนต่อเท้า (TST) รองลงมาคือทำยืนสองขาสีมตา (UPST Open Eyes) และทำยืนสองขาหลับตา (UPST Close Eyes) ตามลำดับ

4.1.2 การดูทิศทางความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูล

ทีมผู้วิจัยดูความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลด้วยค่าสหสัมพันธ์ โดยการเคลื่อนไหวแนวด้านข้าง (Medio-Lateral) ใช้ข้อมูลในแกน x ของอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit: IMU) เทียบกับค่า CoPx ของแผ่นวัดแรงกด และการเคลื่อนไหวแนวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior) ใช้ข้อมูลในแกน z ของอุปกรณ์ IMU เทียบกับค่า CoPy ของแผ่นวัดแรงกด โดยค่าสหสัมพันธ์ของทำยืนแต่ละท่าเป็นไปตามตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอุปกรณ์ IMU กับชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดของคนอายุ 18-22 ปี

	ค่าสหสัมพันธ์			
	UPST Open Eyes	UPST Close Eyes	SLST	TST
ML	0.810	0.837	0.456	0.662
AP	0.461	0.524	0.447	0.555

ML = Medial-Lateral Direction; AP = Anterior-Posterior Direction; UPST = Unipedal Stance Test; SLST = Single-Leg-Stance Test; TST = Tandem Stance Test Without Support

จากตารางที่ 4.3 พบว่าข้อมูลทุกค่าที่ได้มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ หรือ Correlation Coefficient (r) ของข้อมูลไปในทิศทางเดียวกัน แบบทดสอบท่าทางการยืน (Unipedal Stance Test: UPST) การเคลื่อนไหวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) มีความสัมพันธ์กันอย่างมาทั้งในลักษณะสีมตา และหลับตามีค่า 0.810 และ 0.837 ตามลำดับ ส่วนการเคลื่อนไหวแนวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior: AP) ของทำยืนสองขาพร้อมหลับตามีค่า 0.524 ถือว่ามีความสัมพันธ์กันปานกลาง แต่การยืนสองขาพร้อมสีมตามีค่า 0.461 ถือว่าค่อนข้างน้อย แบบทดสอบยืนขาเดียวพร้อมสีมตา (Single-Leg-Stance Test: SLST) และ แบบทดสอบยืนต่อขา (Tandem Stance Test Without Support: TST) มีความสัมพันธ์กันปานกลางทั้งสองแนวการเคลื่อนไหว

4.1.3 เกณฑ์ในการเลือกใช้ท่าทางการยืน

ทีมวิจัยได้ใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เป็นเกณฑ์ในการเลือกท่าทางที่เหมาะสม โดยเลือกใช้ท่าทางที่มีค่าความสัมพันธ์ของข้อมูลระดับปานกลางถึงสูง คือ มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ตั้งแต่ 0.5 ขึ้นไป [24] ทั้งในทิศทางการเคลื่อนไหวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) และการเคลื่อนไหวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior: AP)

จากข้อมูลที่ได้เทียบกันเกณฑ์ในการเลือกนี้ทีมผู้ทำวิจัยได้เห็นสมควรว่าอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (IMU) มีความเหมาะสมที่จะใช้วัดค่าการทรงตัวด้วยแบบทดสอบแบบยืนสองขาพร้อมหลับตา (UPST Close Eyes) และการยืนต่อขา (Tandem Stance Test Without Support: TST) เนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ได้มานั้นมีความสัมพันธ์กันในระดับปานกลางถึงสูงในแนวด้านข้าง และด้านหน้า-หลัง

4.2 ผลการทดสอบ

จากการทดสอบมีผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คน โดยวัดค่าการทรงตัวด้วยอุปกรณ์ IMU ได้ค่าความเร่งที่วัดได้ในทั้งแนวด้านหน้า-หลัง และแนวด้านข้าง ทางผู้จัดทำได้นำค่าที่ทดสอบได้มาวิเคราะห์โดยใช้แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย ($\bar{X} - R$ Chart) เพื่อดูการทรงตัวของผู้เข้าทดสอบทั้งหมดว่ามีการทรงตัวที่ดีหรือไม่ โดยในการทดสอบจะให้ผู้เข้าร่วมทั้งหมดทำซ้ำท่าละ 2 ครั้ง โดยทางผู้จัดทำได้สรุปค่าพิสัยเฉลี่ย (\bar{R}) ผู้เข้าร่วมการทดสอบการทรงตัวในแนวแกนหน้า-หลัง (Anterior-Posterior: AP) ออกมาดังตารางที่ 4.4 และสรุปค่าพิสัยเฉลี่ย (\bar{R}) ของผู้เข้าร่วมการทดสอบการทรงตัวในแนวด้านข้าง (Medio-Lateral: ML) ดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.4 ค่าพิสัยเฉลี่ยใน $\bar{X} - R$ Chart ของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คน ในแนวแกนด้านหน้า-หลัง

ผู้เข้าร่วมคนที่	ค่าพิสัยเฉลี่ย (\bar{R})			
	ยืนหลับตาครั้งที่ 1	ยืนหลับตาครั้งที่ 2	ยืนต่อเท้าครั้งที่ 1	ยืนต่อเท้าครั้งที่ 2
1	0.004025	0.002425	0.000159	0.00258
2	0.00007758	0.00006308	0.0001008	0.0000977
3	0.00007615	0.00005144	0.0001585	0.00013
4	0.0000837	0.00007279	0.0001244	0.0001081
5	0.0001444	0.0001219	0.0000961	0.0000942
6	0.0001282	0.00005846	0.0001523	0.0001385
7	0.0000857	0.00006517	0.0001149	0.0001046

8	0.00004641	0.00004554	0.0000963	0.00008089
9	0.00003927	0.00004507	0.000109	0.00006628
10	0.00004372	0.0000813	0.0000942	0.0001247

ตารางที่ 4.5 ค่าพิสัยเฉลี่ยใน $\bar{X} - R$ Chart ของผู้เข้าร่วมการทดสอบ 10 คน ในแนวแกนด้านข้าง

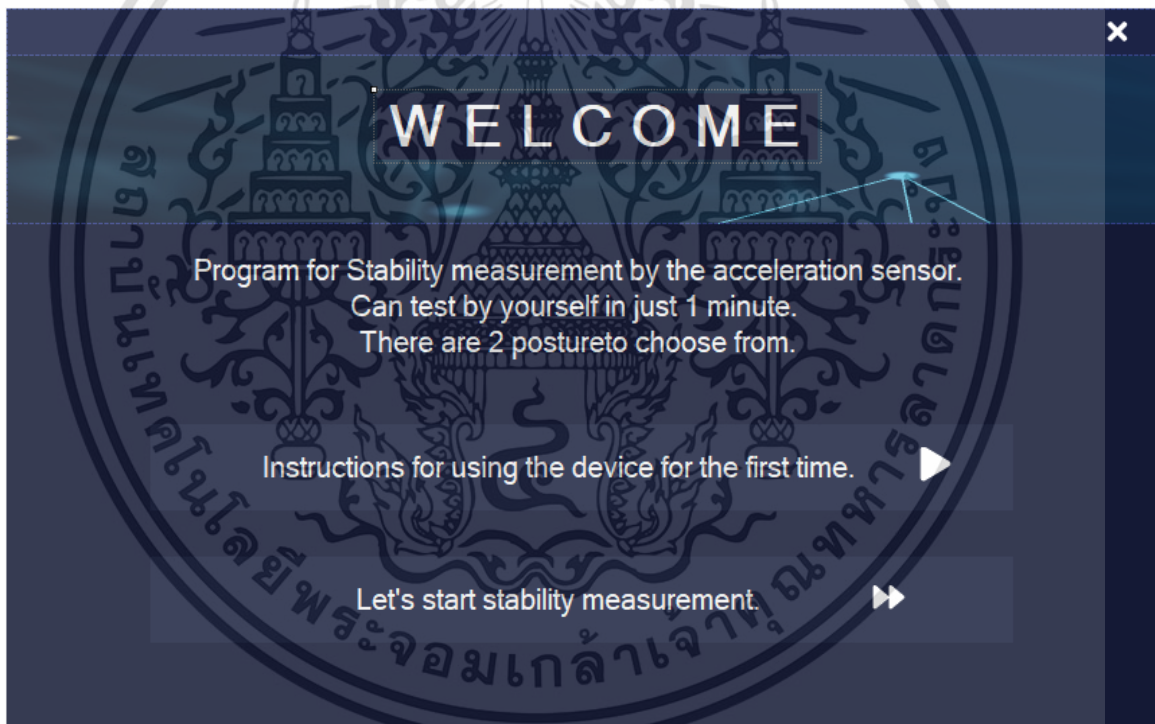
ผู้เข้าร่วมคนที่	ค่าพิสัยเฉลี่ย (\bar{R})			
	ยื่นหลักตาครั้งที่ 1	ยื่นหลักตาครั้งที่ 2	ยื่นต่อเท้าครั้งที่ 1	ยื่นต่อเท้าครั้งที่ 2
1	0.005899	0.006097	0.0001345	0.002047
2	0.0001043	0.0000868	0.00006701	0.00008531
3	0.0001541	0.00007	0.00008717	0.0001314
4	0.0000932	0.0000939	0.0001288	0.0000838
5	0.0001986	0.0002107	0.00007427	0.000098
6	0.000178	0.00007847	0.000138	0.0000989
7	0.00006351	0.0000905	0.0001226	0.0001157
8	0.00006372	0.0000773	0.00005782	0.00006635
9	0.00007429	0.00007161	0.0000882	0.0001075
10	0.0002152	0.0001879	0.0001564	0.0001805

จากพิสัยเฉลี่ย (\bar{R}) ที่คำนวณออกมาจากค่าสัญญาณ IMU ของผู้เข้าร่วมการทดสอบทั้งหมด 10 คนนั้นพบว่าในการทดลองทั้งหมด ผู้เข้าร่วมการทดสอบคนที่ 10 มีค่าพิสัย (Range) เกินค่าพิสัยเฉลี่ย (\bar{R}) ทั้งหมด 2 ค่า ซึ่งยังถือว่าอยู่ในสถานะที่เสถียรอยู่จึงสรุปว่า ผู้เข้าทดสอบทุกคนที่ทำการทดสอบการทรงตัวโดยใช้อุปกรณ์ IMU และวิเคราะห์ค่าที่ได้โดยใช้แผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย ($\bar{X} - R$ Chart) พบว่าทุกคนมีการทรงตัวที่ดีนั่นเอง

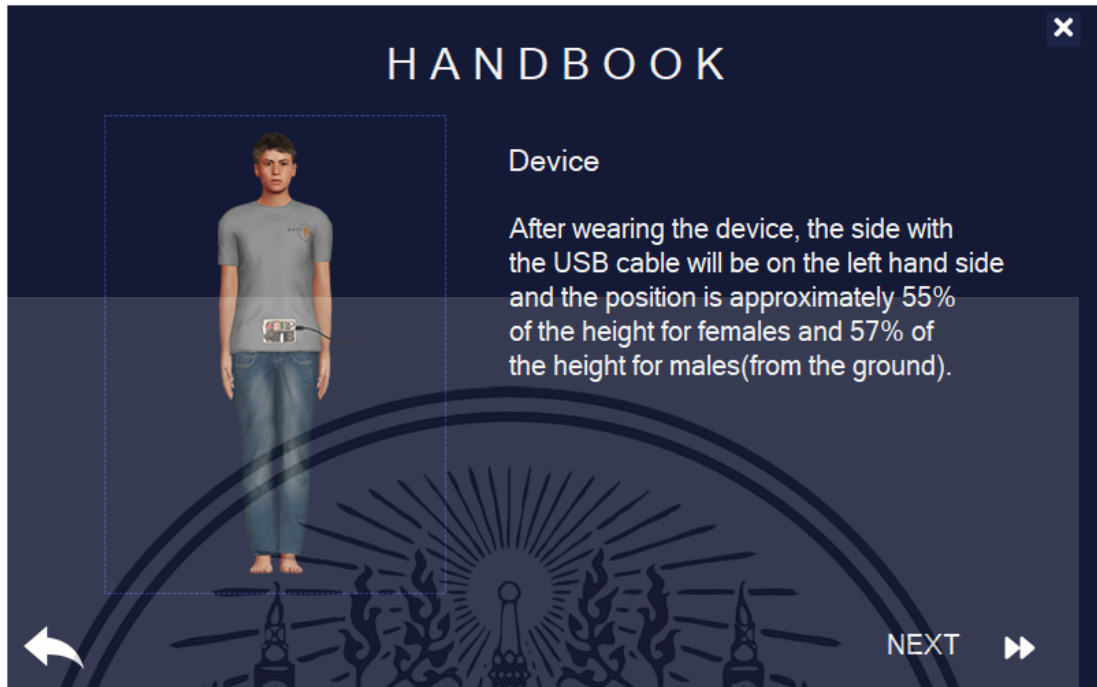
4.3 การใช้งานโปรแกรมวัดการทรงตัว

ในการใช้งานนั้นของโปรแกรม เริ่มจากในหน้าต่างแรกที่มีการอธิบายลักษณะโปรแกรมว่าใช้สำหรับวัดอะไร และมีลักษณะการทำงานแบบใดบ้าง ดังรูปที่ 4.1 โดยมีตัวเลือก 2 ตัวเลือกได้แก่ ตัวเลือกข้างบนซึ่งจะเชื่อมโยงไปยังคู่มือการใช้งานโปรแกรมดังรูปที่ 4.2 มีการอธิบายลักษณะการสวมอุปกรณ์ ความสูงของตำแหน่งของอุปกรณ์พร้อมรูปภาพประกอบ และเมื่อกดปุ่ม NEXT ก็将与กับหน้าต่างที่อธิบายลักษณะของท่ายืน ซึ่งประกอบด้วย 2 ท่าทางสำหรับเลือกวัดการทรงตัว ได้แก่ ท่ายืนสองขาหลังตา

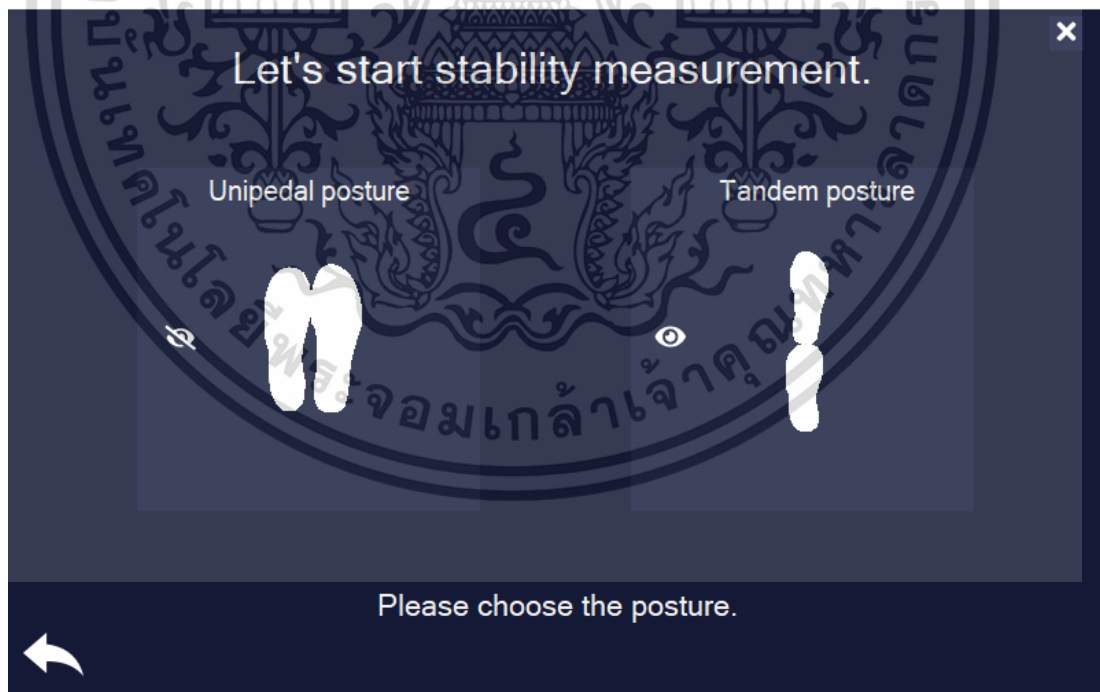
(UPST) และทำยืนต่อเท้า (TST) และเมื่อกด NEXT อีกครั้งหนึ่งจะพบกับหน้าต่างสำหรับเลือกท่าที่ให้ทดสอบดังรูปที่ 4.3 ซึ่งหน้าในหน้าต่างแรกนั้นเลือกตัวเลือกข้างล่างนั้น ก็จะเข้ามาหน้าต่างนี้ด้วยเช่นกัน เพื่อให้ผู้ที่เคยใช้โปรแกรมนี้แล้วสามารถเลือกการทดสอบได้เลย โดยไม่ต้องอ่านคู่มือการใช้งานก่อน โดยในหน้าต่างนี้มีให้เลือก 2 ท่ายืน ด้านซ้ายมือจะเป็นท่ายืนสองขาแบบหลังตา (UPST) และด้านขวามือเป็นท่ายืนต่อเท้า (TST) เมื่อผู้ใช้งานเลือกท่าใดท่าหนึ่ง โปรแกรมจะเชื่อมโยงไปยังหน้าวัดการทรงตัวดังรูปที่ 4.4 ในหน้าต่างวัดการทรงตัว ก่อนผู้ใช้งานจะวัดการทรงตัวนั้นต้องทำการเลือก COM PORT (ช่อง USB ที่เสียบอุปกรณ์) ซึ่งหมายเลขที่เลือกก็ขึ้นอยู่กับช่องที่ผู้ใช้งานเสียบอุปกรณ์ หากช่องนั้นไม่ได้มีการใช้งานก็จะไม่ขึ้นตัวเลขให้เลือก จากนั้นให้ผู้ใช้งานเลือกจำนวนข้อมูลที่ต้องการทดสอบโดยการทำงานของอุปกรณ์นั้นอยู่ที่ประมาณ 50 ข้อมูลต่อวินาที ดังรูปที่ 4.5 และเมื่อตั้งค่าเสร็จแล้วให้ทำการบันทึกค่า ดังรูปที่ 4.6 คลิกปุ่มโอเค และคลิกปุ่ม Start เพื่อเริ่มทดสอบตามท่าทาง และเวลาที่ได้เลือกไว้



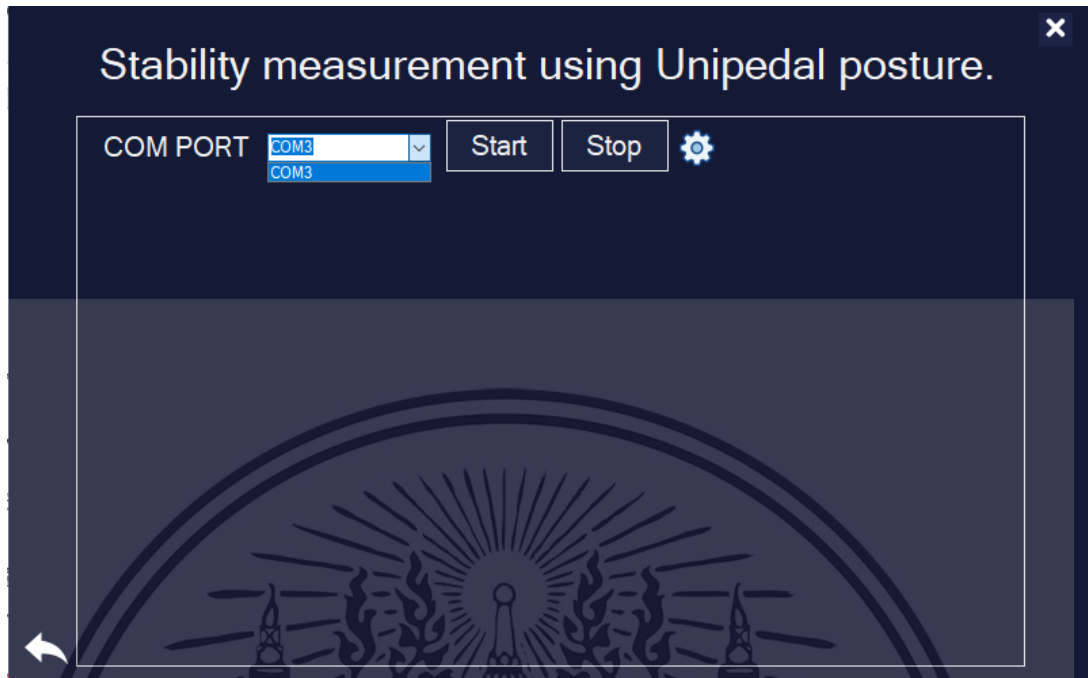
รูปที่ 4.1 หน้าต่างอธิบายโปรแกรม



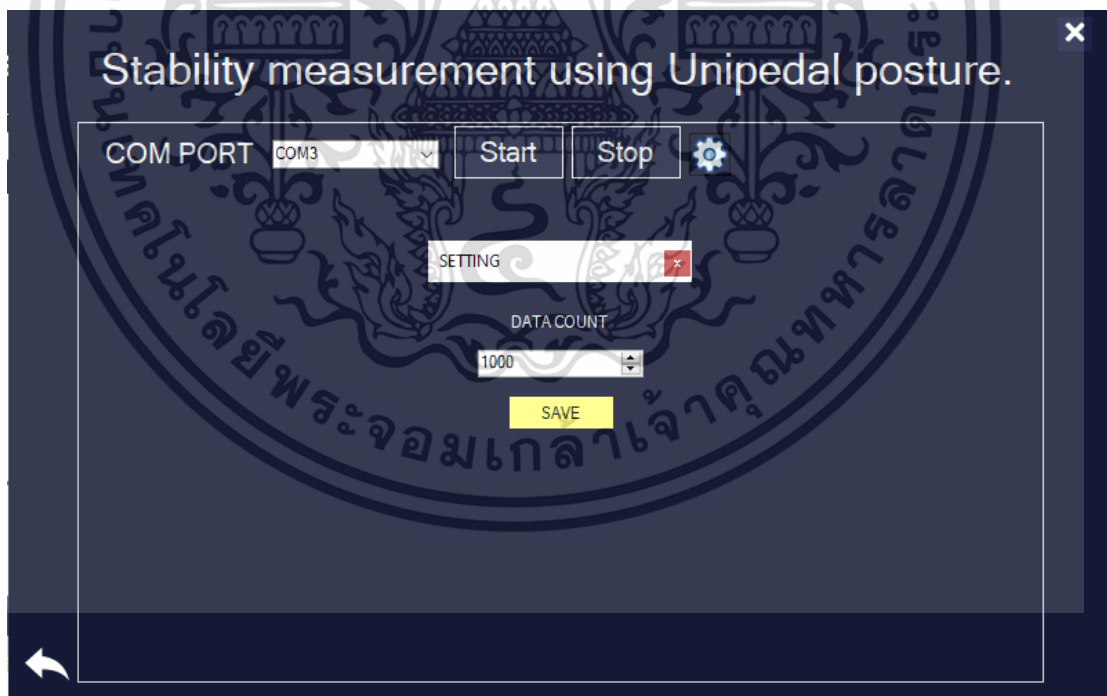
รูปที่ 4.2 หน้าต่างอธิบายการติดอุปกรณ์



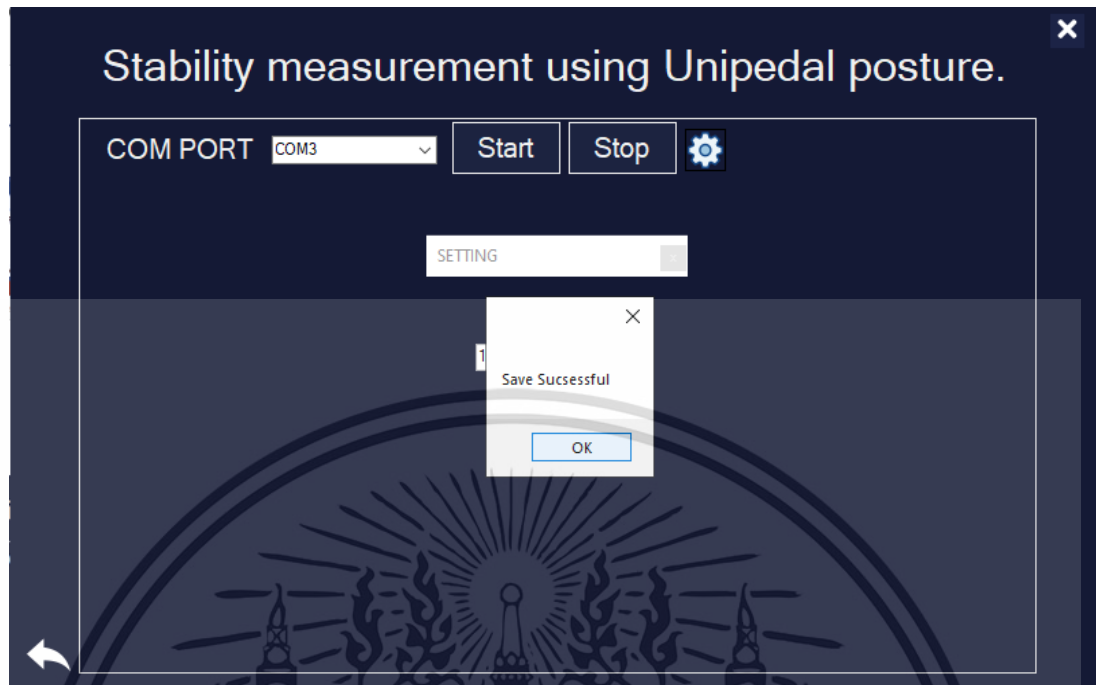
รูปที่ 4.3 หน้าต่างเลือกท่าวัดการทรงตัว



รูปที่ 4.4 เลือก COM PORT เพื่อเชื่อมกับอุปกรณ์

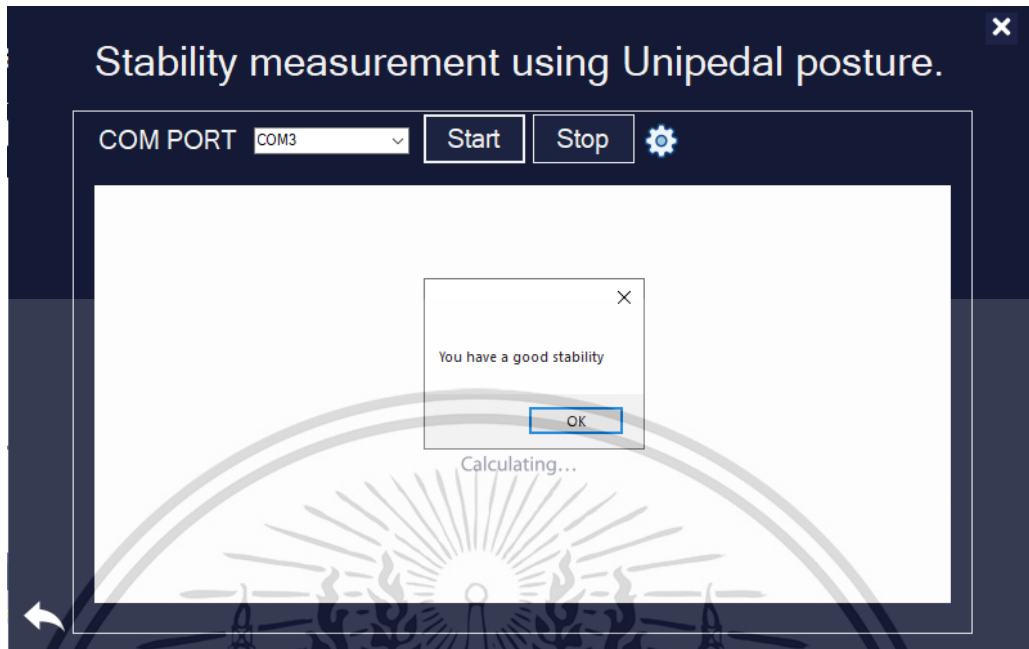


รูปที่ 4.5 ตั้งค่าจำนวนข้อมูลที่เก็บ

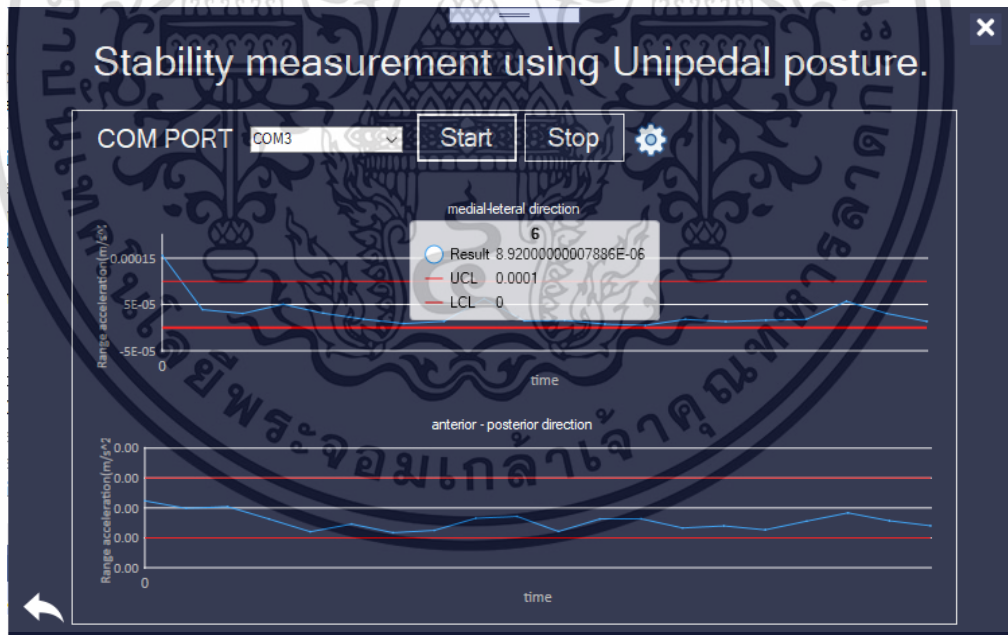


รูปที่ 4.6 บันทึกค่าหลังตั้งค่าข้อมูล

หลังทำการทดสอบเสร็จแล้ว ตัวโปรแกรมจะขึ้นข้อความผลของการทดสอบ โดยผลของการทดสอบนั้นมี 2 แบบคือ หากการทดสอบนั้นค่าของพิสัยการทรงตัวมีการออกนอกขีดจำกัดด้านบน และด้านล่างไม่เกิน 3 ค่า ผลที่ได้จะแสดงข้อความว่า You have a good stability แต่ถ้าค่าพิสัยที่วัดได้นั้นมีการออกนอกขีดจำกัดด้านบน และด้านล่างเกิน 3 ค่า ผลที่ได้จะแสดงข้อความว่า You have an unusual stability ดังรูปที่ 4.7 จากนั้นเมื่อคลิก ปุ่ม OK หรือ กากบาท โปรแกรมจะแสดงกราฟข้อมูลการทรงตัวดังรูปที่ 4.8 โดยเส้นสีแดงคือค่าขีดจำกัดด้านบน และด้านล่าง ส่วนเส้นสีน้ำเงินคือค่าพิสัยการทรงตัวที่วัดได้ และเมื่อนำเมาส์มาไว้บริเวณเส้น โปรแกรมก็จะแสดงค่าข้อมูลที่จุดนั้นๆ



รูปที่ 4.7 ผลการทดสอบการทรงตัว



รูปที่ 4.8 กราฟพิสัยการทรงตัว

บทที่ 5

สรุปผล และข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลของปฏิญาณิพนธ์ และรูปแบบการนำปฏิญาณิพนธ์ไปต่อยอดในอนาคต โดยมีหัวข้อดังที่แสดงดังนี้

1. สรุปผล
2. ข้อจำกัด
3. ข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปฏิญาณิพนธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อให้สามารถนำอุปกรณ์หน่วยตรวจวัดความเคลื่อนไหวภายใน (Inertial Measurement Unit: IMU) ไปใช้ในการวัดค่าการทรงตัว และสร้างโปรแกรมวัดค่าการทรงตัว เพื่อให้สะดวกต่อผู้ใช้งานด้วย เนื่องจากกการทดสอบการทรงตัวนั้นแพทย์ที่ตรวจต้องมาประเมินการทรงตัวด้วยตัวเองทำให้เสียเวลามาก และมีความยุ่งยาก หรือหากเป็นอุปกรณ์ที่ทางการแพทย์ใช้ซึ่งเป็นชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดมีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง (Force Plate) ที่มีน้ำหนักมาก และมีความยุ่งยากในการติดตั้ง ทำให้เคลื่อนย้ายไม่สะดวก และมีราคาแพง เพื่อที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้ใช้อุปกรณ์ IMU ที่สามารถใช้งานง่าย ราคาไม่แพง ทั้งยังมีน้ำหนักเบาทำให้สามารถพกพาได้ง่ายนอกจากนี้ IMU สามารถวัดความเร่ง และวัดสภาพการเอียงได้ ทำให้สามารถนำมาใช้วัดการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ และเพื่อทำความเข้าใจการทำงาน และคลื่นสัญญาณของอุปกรณ์ IMU จึงทำการทดสอบค่าที่วัดได้จากเซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometers) ทั้ง 2 ทิศทางของอุปกรณ์ IMU ซึ่งประกอบด้วยทิศทางแนวด้านซ้าย-ขวา (แกน x) และทิศทางแนวด้านหน้า-หลัง (แกน y) เปรียบเทียบกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน (Center of Pressure: CoP) โดยวิธีการวิเคราะห์สหสัมพันธ์อย่างง่าย (Simple Correlation Analysis) ใช้ค่าสหสัมพันธ์ (Correlation) ดูทิศทางความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลทั้ง 2 ข้อมูล พบว่าข้อมูลทั้ง 2 ข้อมูล มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient: r) ระหว่าง 0.6 ถึง 1.0 หมายความว่ามีความสัมพันธ์กันปานกลางถึงมาก จึงสรุปได้ว่าสามารถใช้ข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ IMU มาใช้วัดค่าการทรงตัวได้ จากการทดสอบได้ทำยื่นที่เหมาะสม 2 ท่าได้แก่ ท่ายืนหลับตา และท่ายืนต่อเท้า ให้ผู้เข้าร่วมการทดสอบทั้งหมด 10 คน ติดอุปกรณ์ IMU ไว้ที่จุดศูนย์กลางร่างกายแล้วยืนนิ่งเป็นเวลา 30 วินาที โดยให้ทำซ้ำ 2 ครั้ง จากนั้นนำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย และพิสัยเพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้ออกมาว่าผู้เข้าร่วมการ

ทดสอบนั้นมีการทรงตัวแบบไหน โดยใช้ค่าจากเส้นขีดจำกัดควบคุมด้านบน (UCL) และขีดจำกัดควบคุมด้านล่าง (LCL) ในแผนภูมิควบคุมค่าเฉลี่ย และพิสัย (\bar{X} - R Chart) เป็นเกณฑ์ของแต่ละคน เมื่อพิจารณาค่าพิสัยของแต่ละคน ได้ผลสรุปว่าผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 10 คนมีการทรงตัวที่ดี

5.2 ข้อจำกัด

จากข้อมูลที่เก็บค่าการทรงตัวพบว่าตำแหน่ง และรูปแบบการติดอุปกรณ์มีผลอย่างมากต่อค่าข้อมูลที่ได้ หากลักษณะของอุปกรณ์ไม่เป็นไปตามที่กำหนดค่าที่ได้มาก็จะมีความคลาดเคลื่อนได้ ส่วนด้านของข้อมูลที่เกี่ยวข้องนั้น ในคนหนึ่งยังมีค่าข้อมูลที่ต่างกันของการทรงตัวใน 2 ครั้งทำให้การวิเคราะห์ข้อมูลนั้นทำได้ยาก นอกจากนี้ทางด้านการเชื่อมต่อเพื่อรับข้อมูลจากอุปกรณ์นั้นยังคงส่งผ่านสายยูเอสบี (USB) เนื่องจากทำให้ค่าที่ได้รับนั้นมีความแม่นยำ แต่ก็มีความสะดวกในการใช้น้อยลงทั้งด้านที่ต้องมีสายยูเอสบี (USB) ถึงจะสามารถวัดการทรงตัวได้ และต้องวัดการทรงตัวในพื้นที่ที่จำกัดตามความยาวของสายยูเอสบี (USB) และจากสถานการณ์โรคติดเชื้อไวรัสโคโรนา 2019 ทำให้การใช้โปรแกรมวัดการทรงตัวนั้นยังไม่อาจจะทำการสรุปผลได้แน่ชัด อาจจะต้องทำการวัดการทรงตัวหลายรอบ

5.3 ข้อเสนอแนะ

ส่วนของอุปกรณ์ หากทำให้สายรัดมีความยืดหยุ่น เกาะพื้นผิวของบริเวณที่รัดได้ดี ก็จะส่งผลกับค่าข้อมูลที่มีความแม่นยำมากขึ้น ด้านของการเก็บข้อมูลนั้น ควรมีการเก็บค่าข้อมูลในท่านั้นอย่างน้อย 3 ครั้ง เพื่อที่จะสามารถนำค่าที่ได้จากการวัดมาวิเคราะห์ได้มากขึ้น ส่วนด้านของการเชื่อมต่อเพื่อรับข้อมูลจากอุปกรณ์นั้น สามารถเชื่อมต่อผ่านบลูทูธได้แต่อาจจะต้องมีการทดลองเพื่อดูความแม่นยำของข้อมูลที่ได้รับ และหาแนวทางการใช้ข้อมูลเพื่อได้ค่าการวิเคราะห์ที่ถูกต้อง นอกจากนี้หากมีการพัฒนาโปรแกรมเพิ่มเติมให้มีการติดตามความสามารถในการทรงตัว ควรที่จะการส่งผลข้อมูลดิบของการทรงตัวออกมาเก็บไว้เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ในอนาคต

เอกสารอ้างอิง

- [1] วิศาล มหาสิทธิวัฒน์, 2561. การประเมินระบบควบคุมการทรงตัว ภาควิชาโสต ศอ นาสิก วิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. บทความปริทัศน์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.
- [2] Thurmon Lockhart, 2012. A comparison between methods of measuring postural stability: Force plates versus accelerometers.
- [3] Marcos Duarte and Sandra M S F Freitas, 2010. Revision of Posturography Based on Force Plate for Balance Evaluation. National Library of Medicine.
- [4] Saba Bakhshi Khayani, 2011. Development of Wearable Sensors for Body Joint Angle Measurement. A Thesis of the faculty of Engineering and Computer Science University of Denver.
- [5] <https://sites.google.com/site/hciit8/physical-control-and-sensors>. (กันยายน,2562)
- [6] <https://www.slideshare.net/hunchxx/inertial-measurement-unit> (กันยายน,2562)
- [7] <https://www.ceva-dsp.com/ourblog/what-is-an-imu-sensor/> (กันยายน,2562)
- [8] <http://www.akexorcist.com/2013/03/android-code-accelerometer.html>. (กันยายน,2562)
- [9] <https://navapadol.files.wordpress.com/2016/01/chapter-02-02.pdf> (กันยายน,2562)
- [10] http://www.rmuti.ac.th/user/kittiwut/company_files/measure_pdf/unit_5.pdf (กันยายน,2562)
- [11] [https://bit.ly/2XHcFey/2019/09/20/Kristler Instruction Manual](https://bit.ly/2XHcFey/2019/09/20/Kristler%20Instruction%20Manual) (กันยายน,2562)
- [12] <https://bit.ly/2qGedto/2012/09/21/อวัยวะรับรู้การทรงตัว> (กันยายน,2562)
- [13] <https://2www.me/XqXhr/2019/09/22/การออกแบบท่ากำลังกายตามระดับความสามารถของบุคคลเพื่อการทรงตัว> (กันยายน,2562)
- [14] Ashley C. Zaleski-King and Wanda Lai, 2019. Anatomy and Physiology of the Vestibular System. Diagnosis and Treatment of Vestibular Disorders.

- [15] <https://so02.tci-thaijo.org/index.php/jica/article/view/5761>/ระบบประสาทการรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อในนาฏศิลป์ไทย (กันยายน,2562)
- [16] <https://2www.me/a1OGa/> The Proprioceptive Sense ระบบกล้ามเนื้อ เอ็น และข้อต่อ (เมษายน,2563)
- [17] https://en.wikipedia.org/wiki/Crista_ampullaris/2008 (เมษายน,2563)
- [18] https://en.wikipedia.org/wiki/Vestibulo%E2%80%93ocular_reflex/Vestibuloocular_system/2018 (เมษายน,2563)
- [19] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19839175/> Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed/2007 (กันยายน,2562)
- [20] Taylor Chomisk and Fernando Vieira Pereira, 2014. The Single-Leg-Stance Test in Parkinson's Disease. Journal of Clinical Medicine Research.
- [21] Elizabeth S. Hile and Jennifer S. Brach, 2012. Interpreting the Need for Initial Support to Perform Tandem Stance Tests of Balance. Journal of American Physical Therapy Association.
- [22] Yi-Wen Chang and Hong-Wen Wu, 2009. Postural Responses in Various Bases of Support and Visual Conditions in the Subjects with Functional Ankle Instability. International Journal of Sport and Exercise Science.
- [23] <http://www.stvc.ac.th/elearning/stat/mainstat.html>/การวิเคราะห์สหสัมพันธ์(Correlation Analysis) (กันยายน,2562)
- [24] <https://bit.ly/37ulAnj>/2017/12/3/สถิติเบื้องต้นง่ายๆ ที่จะช่วยให้คุณเข้าใจการวิเคราะห์มากขึ้น (กันยายน,2562)
- [25] <https://bit.ly/2sf2PVX>/สหสัมพันธ์และการวิเคราะห์การถดถอย (กันยายน,2562)
- [26] <http://kts.ac.th/kts/kanghan/vb/chp4.pdf>/2012/เรื่องพื้นฐานการพัฒนาโปรแกรมแบบวิซวล (พฤษภาคม,2563)
- [27] <http://marcuscode.com/lang/csharp/2016/02/11/>ภาษา C# (พฤษภาคม,2563)
- [28] <http://marcuscode.com/lang/csharp/program-struct/2016/02/11/>โครงสร้างภาษา C# (พฤษภาคม,2563)

[29] Jian Liu and Xiaoyue Zhang, 2012. Fall Risk Assessments Based on Postural and Dynamic Stability Using Inertial Measurement Unit. US National Library of Medicine National Institutes of Health.

[30] Yi-Wen Chang, 2009. Postural Responses in Various Bases of Support and Visual Conditions in the Subjects with Functional Ankle Instability. Journal of Sport and Exercise Science.

[31] <https://www3.rdi.ku.ac.th/?p=23830/2016/02/16/ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกาย> (กันยายน,2562)

[32] <https://www.amti.biz/fps-guide.aspx/Force Plate> (กันยายน,2562)

[33] <http://mars.s2p.si/about-mars.html/> Kistler MARS (กันยายน,2562)

[34] <https://www.arduitronics.com/product/1464/gy-91-mpu9250-bmp280-10dof-acceleration-gyro-compass-9-axis-sensor-module>. (กันยายน,2562)

[35] <http://www.arduino.codemobiles.com/product/255/nodemcu-32s-wifibluetooth-development-board-esp-wroom-32> (กันยายน,2562)

[36] <https://www.ioxhop.com/article/68/esp32-เบื้องต้น-บทที่-7-การสื่อสารแบบอนุกรม>. (กันยายน,2562)

[37] <http://www.math.cmru.ac.th/web56/option/blog/blogdata/200417002643.pdf> /การควบคุมคุณภาพเชิงสถิติ (พฤษภาคม,2563)

[38] http://oservice.skru.ac.th/ebookft/768/chapter_4.pdf/แผนภูมิควบคุมแบบข้อมูลผันแปร (พฤษภาคม,2563)

[39] เกษม พิพัฒน์ปัญญาคุณ, 2541. การควบคุมคุณภาพ. พิมพ์ครั้งที่ 9 สำนักพิมพ์ประกิบเมไต,กรุงเทพฯ

ภาคผนวก

โค้ดโปรแกรมในการทำโปรแกรมวัดทรงตัว ประกอบด้วย 3 ส่วนคือหน้าต่างทั่วไป และหน้าต่างวัดการทรงตัว และหน้าต่างหน้าต่างตั้งค่า

1. หน้าต่างทั่วไปได้แก่ หน้าอธิบายโปรแกรม หน้าอธิบายการติดอุปกรณ์ หน้าลักษณะท่ายืน และ หน้าเลือกท่ายืนเพื่อวัดการทรงตัว

```
using System;
using System.Windows.Forms;
namespace user_interface_IMU
{
    public partial class Home : Form
    {
        public Home()
        {
            InitializeComponent();
        }
        private void iconButton2_Click(object sender, EventArgs e)
        {
            Formwa frm3 = new Formwa();
            frm3.Show();
        }
        private void iconButton1_Click(object sender, EventArgs e)
        {
            FormSD frm2 = new FormSD();
            frm2.Show();
        }
        private void close_Click(object sender, EventArgs e)
```

```

    { Application.Exit(); }
}
}

```

2.หน้าต่างวัดการทรงตัว

```

using System;

using System.Collections.Generic;

using System.Data;

using System.Linq;

using System.Windows.Forms;

using System.IO.Ports;

using System.Threading;

using LiveCharts;

using LiveCharts.Wpf;

using System.IO;

namespace user_interface IMU
{

    public partial class Formwatest : Form

    {

        public ChartValues<MeasureModel> ChartValues { get; set; }

        public System.Windows.Forms.Timer Timer { get; set; }

        public Random R { get; set; }
    }
}

```

```

public List<Measure_Data> measure_data_list = new List<Measure_Data>();

public int count = 0;

System.IO.Ports.SerialPort Port;

//variable to check if arduino is connect

bool IsClosed = false;

public Formwatest()
{
    InitializeComponent();
    //InitChart();
}

private void closewatest_Click(object sender, EventArgs e)
{
    Application.Exit();
}

private void Formwatest_Load(object sender, EventArgs e)
{
    string[] ports = SerialPort.GetPortNames();

    cbcomport.Items.AddRange(ports);

    cbcomport.Enabled = true;

    cbcomport.SelectedIndex = 0;
}

```

```

private void startArduinoRead()
{
    //ทำการอ่านค่าจาก MCU

    if (cbcomport.Text != null && cbcomport.Text != "")
    {
        IsClosed = false;

        Port = new System.IO.Ports.SerialPort();
        Port.PortName = cbcomport.Text;
        Port.BaudRate = 115200;
        Port.ReadTimeout = 500;
        try
        {
            Port.Open();
        }
        catch {}
        Thread MCU32s = new Thread(ListenSerial);
        MCU32s.Start();
    }

    else
    {
        MessageBox.Show("Please, select port");
    }
}

```

```

}

private void ListenSerial()

{

    //อ่านค่าเรื่อยๆ

    while (!IsClosed)

    {

        try

        {

            //read to data from arduino
            string AString = Port.ReadLine();
            //write data เพื่อเก็บค่าที่ได้มา
            MethodInvocation write_date =
                delegate
                {
                    string[] tmp = AString.Split(',');
                    if (tmp[0] != "" && tmp[1] != "" && tmp[2] != "")
                    {

                        //genData(tmp[0]);

                        double x = Convert.ToDouble(tmp[0]);

                        double y = Convert.ToDouble(tmp[1]);

                        double z = Convert.ToDouble(tmp[2]);

                        measure_data_list.Add(new Measure_Data)

```

```

    {
        value_x_record = x,
        value_y_record = y,
        value_z_record = z,
    });
}
if(measure_data_list.Count >= count)
{
    try
    {
        IsClosed = true;
        if (Port.IsOpen)
            Port.Close();
        //MessageBox.Show(value_record.Count.ToString());
        CreateChart();
        Hide_Show_Chart(true);
    }
    catch {}
}
};

this.Invoke(write_date);
}

```

```

        catch { }
    }
}

private void start_Click(object sender, EventArgs e)
{
    loadconfig();

    Hide_Show_Chart(false);

    measure_data_list.Clear();

    startArduinoRead();
}

private void loadconfig()
{
    string path = Directory.GetCurrentDirectory() + "\\config.txt";
    string[] tmp = File.ReadAllLines(path);
    int count_data = Convert.ToInt32(tmp[1]);

    timer_run.Interval = 60*1000; // 30 วินาที

    count = count_data;
}

private void timer_run_Tick(object sender, EventArgs e)
{
    stop_bt_Click(sender, e);
}

```

```

timer_run.Stop();
}

private void stop_bt_Click(object sender, EventArgs e)
{
try
{
IsClosed = true;
if (Port.IsOpen)
Port.Close();
//MessageBox.Show(value_record.Count.ToString());
CreateChart();
Hide_Show_Chart(true);
}
catch { }
}

private void CreateChart()
{
List<double> tmp_x = new List<double>();

tmp_x.AddRange(measure_data_list.Select(p => p.value_x_record).ToList());

for(int i = 1; i < tmp_x.Count; i++)
{

tmp_x[i] = Math.Round(((tmp_x[i] * 0.15) + (tmp_x[i-1]*0.85)),8);
}
}
}

```

```

}

List<double> plus_x = new List<double>();

plus_x.AddRange(tmp_x);

for (int i = 0; i < plus_x.Count; i++)
{
    plus_x[i] = Math.Round(plus_x[i] +200 , 8);
}

double plus_xmax = plus_x.Max();
List<double> norm_x = new List<double>();
norm_x.AddRange(plus_x);
for (int i = 0; i < norm_x.Count; i++)
{
    norm_x[i] = Math.Round(norm_x[i] /plus_xmax, 8);
}

List<double> range_list_x = new List<double>();
double run = norm_x.Count / 50;
run = Math.Ceiling(run);
for (int j = 0; j < run; j++)
{
    List<double> random_five = new List<double>();

    List<double> norm_x_50 = new List<double>();

    norm_x_50.AddRange(norm_x.Skip(j*50).Take(50));
}

```

```

while(random_five.Count < 5)
{
    Random rand = new Random();

    int toSkip = rand.Next(0, norm_x_50.Count);

    if(!random_five.Contains(norm_x_50[toSkip]))

        random_five.Add(norm_x_50[toSkip]);
}

double range = random_five.Max() - random_five.Min();
range_list_x.Add(range);
}

double avg_range_x = range_list_x.Average();
double UCL_X = Math.Round(avg_range_x * 2.114,4);
List<double> tmp_z = new List<double>();
tmp_z.AddRange(measure_data_list.Select(p => p.value_z_record).ToList());
for (int i = 1; i < tmp_z.Count; i++)
{
    tmp_z[i] = Math.Round((tmp_z[i] * 0.15) + (tmp_z[i - 1] * 0.85),8);
}

List<double> plus_z = new List<double>();

plus_z.AddRange(tmp_z);

for (int i = 0; i < plus_z.Count; i++)
{

```

```

        plus_z[i] = Math.Round(plus_z[i] + 200, 8);
    }

    double plus_zmax = plus_z.Max();

    List<double> norm_z = new List<double>();

    norm_z.AddRange(plus_z);

    for (int i = 0; i < norm_z.Count; i++)
    {
        norm_z[i] = Math.Round(norm_z[i] / plus_zmax, 8);
    }

    List<double> range_list_z = new List<double>();
    double run_z = norm_z.Count / 50;
    run_z = Math.Ceiling(run_z);
    for (int j = 0; j < run_z; j++)
    {
        List<double> random_five = new List<double>();
        List<double> norm_z_50 = new List<double>();
        norm_z_50.AddRange(norm_z.Skip(j * 50).Take(50));
        while (random_five.Count < 5)
        {
            Random rand = new Random();

            int toSkip = rand.Next(0, norm_z_50.Count);

            if (!random_five.Contains(norm_z_50[toSkip]))

```

```

        random_five.Add(norm_z_50[toSkip]);
    }

    double range_z = random_five.Max() - random_five.Min();

    range_list_z.Add(range_z);
}

double avg_range_z = range_list_z.Average();

double UCL_Z = Math.Round(avg_range_z * 2.114,4);

int over_z_UCL = range_list_z.Where(p => p > UCL_Z).Count();

int over_x_UCL = range_list_x.Where(p => p > UCL_X).Count();

if (over_z_UCL>3 || over_x_UCL>3)
    MessageBox.Show("You have an unusual stability.");
else
    MessageBox.Show("You have a good stability.");

cartesianChart1.DisableAnimations = true;

var coulumnDataX = new ChartValues<double>();

coulumnDataX.AddRange(range_list_x);

var coulumnDataX_LIMIT_UCL = new ChartValues<double>();

var coulumnDataX_LIMIT_LCL = new ChartValues<double>();

foreach (double t in range_list_x)
{

    coulumnDataX_LIMIT_UCL.Add(UCL_X);

    coulumnDataX_LIMIT_LCL.Add(0);
}

```

```

}

cartesianChart1.Series.Clear();

cartesianChart1.Series = new SeriesCollection
{
    new LineSeries
    {
        Title = "Result",
        Values = coulumndataX,
        //DataLabels = true,
        LabelPoint = point => point.Y + "",
        PointGeometrySize = 2,
        StrokeThickness = 1,
        LineSmoothness = 0, //straight lines, 1 really smooth lines,
        Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent
    },
    new LineSeries
    {
        Title = "UCL",

        Values = coulumndataX_LIMIT_UCL,

        StrokeThickness = 1,

        PointGeometry = null,

```

```

        Stroke = new
System.Windows.Media.SolidColorBrush(System.Windows.Media.Color.FromRgb(248, 0, 0)),

        Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent

    },

    new LineSeries

    {

        Title = "LCL",

        Values = couolumnDataX_LIMIT_LCL,

        StrokeThickness = 1,

        PointGeometry = null,

        Stroke = new
System.Windows.Media.SolidColorBrush(System.Windows.Media.Color.FromRgb(248, 0, 0)),

        Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent

    },

};

cartesianChart1.AxisX.Clear();

cartesianChart1.AxisX.Add(new Axis()

{

    //Title = "acceleration(m/s^2)",

    Title = "time",

    FontSize = 12,

    MinValue = 0,

```

```

        ShowLabels = true,

        Separator = new LiveCharts.Wpf.Separator { Step = 100 },

    });

    cartesianChart1.AxisY.Clear();

    cartesianChart1.AxisY.Add(new Axis
    {
        Title = "Range acceleration(m/s^2)",
    });

    cartesianChart2.DisableAnimations = true;

    var coulumndataZ = new ChartValues<double>();
    coulumndataZ.AddRange(range_list_z);
    var coulumndataZ_LIMIT_UCL = new ChartValues<double>();
    var coulumndataZ_LIMIT_LCL = new ChartValues<double>();
    foreach (double t in range_list_z)
    {
        coulumndataZ_LIMIT_UCL.Add(UCL_Z);
        coulumndataZ_LIMIT_LCL.Add(0);
    }

    cartesianChart2.Series = new SeriesCollection
    {
        new LineSeries

```

```

{
    Title = "Series 1",
    Values = coulumndataZ,
    //DataLabels = true,
    LabelPoint = point => point.Y + "",
    PointGeometrySize = 2,
    StrokeThickness = 1,
    LineSmoothness = 0 ,//straight lines, 1 really smooth lines
    Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent
},
new LineSeries
{
    Title = "UCL",
    Values = coulumndataZ_LIMIT_UCL,
    StrokeThickness = 1,
    PointGeometry = null,
    Stroke =
        =
        new
        System.Windows.Media.SolidColorBrush(System.Windows.Media.Color.FromRgb(248, 0, 0)),
    Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent
},
new LineSeries

```

```

{
    Title = "LCL",
    Values = coulumnDataZ_LIMIT_LCL,
    StrokeThickness = 1,
    PointGeometry = null,
    Stroke = new
System.Windows.Media.SolidColorBrush(System.Windows.Media.Color.FromRgb(248, 0, 0)),
    Fill = System.Windows.Media.Brushes.Transparent
},
};
cartesianChart2.AxisX.Clear();
cartesianChart2.AxisX.Add(new Axis()
{
    //Title = "acceleration(m/s^2)",
    Title = "time",
    FontSize = 12,
    MinValue = 0,
    ShowLabels = true,
    Separator = new LiveCharts.Wpf.Separator { Step = 100 },
});
cartesianChart2.AxisY.Clear();

```

```

cartesianChart2.AxisY.Add(new Axis
{
    Title = "Range acceleration(m/s^2)",
    LabelFormatter = value => value.ToString("0.00")
});
}

public void Hide_Show_Chart(bool show)
{
    if (show)
    {
        load_img.Visible = false;
        title_chart1_lb.Visible = true;
        title_chart2_lb.Visible = true;
        cartesianChart1.Show();
        cartesianChart2.Show();
    }
    else
    {
        load_img.Visible = true;
        title_chart1_lb.Visible = false;
        title_chart2_lb.Visible = false;
    }
}

```

```

        cartesianChart1.Hide();

        cartesianChart2.Hide();

    }

}

private void back_bt_Click(object sender, EventArgs e)
{
    this.Close();
}

private void setting_time_bt_Click(object sender, EventArgs e)
{
    settingTime st = new settingTime();
    st.ShowDialog();
}
}
}

```

3. หน้าต่างหน้าต่างค่า

```

using System;
using System.IO;
using System.Windows.Forms;
namespace user_interface_IMU
{
    public partial class settingTime : Form
    {
        private string path = Directory.GetCurrentDirectory() + "\\config.txt";

```

```

public settingTime()
{
    InitializeComponent();
    loadconfig();
}
private void loadconfig()
{
    string[] tmp = File.ReadAllLines(path);
    time_nm.Value = Convert.ToInt16(tmp[1]);
}
private void save_bt_Click(object sender, EventArgs e)
{
    string time = time_nm.Value.ToString();
    StreamWriter sw = new StreamWriter(path);
    sw.WriteLine("DATA_COUNT");
    sw.WriteLine(time);
    sw.Close(); sw.Dispose();
    MessageBox.Show("Save Successful");
    this.Close();
}
}
}

```