



การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวในขณะอยู่กับที่

โดย

นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม

คุณิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมทางการแพทย์

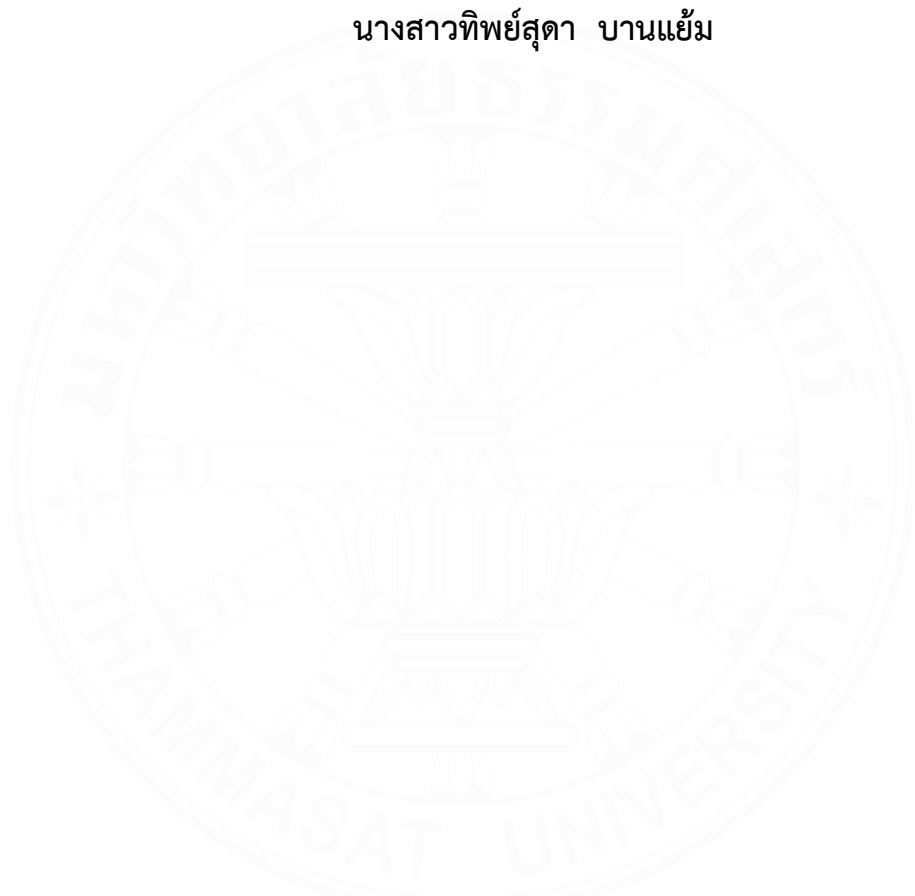
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2566

การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวในขณะอยู่กับที่

โดย

นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม



ดุษฎีนิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมทางการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2566

THE DEVELOPMENT OF BALANCE INSTRUMENT FOR STATIC MOVEMENT

BY

MISS THIPSUDA BANYAM



A DISSERTATION SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE  
REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY

MEDICAL ENGINEERING

THAMMASAT SCHOOL OF ENGINEERING

THAMMASAT UNIVERSITY

ACADEMIC YEAR 2023

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์

คุณวุฒินิพนธ์

ของ


นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม

เรื่อง


การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวในขณะอยู่กับที่  
ได้รับการตรวจสอบและอนุมัติ ให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต

เมื่อ วันที่ 7 มิถุนายน พ.ศ. 2567


ประธานกรรมการสอบคุณวุฒินิพนธ์

  
(รองศาสตราจารย์ ดร.วรรณะ ชลาายนเดชะ)

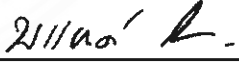
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาคุณวุฒินิพนธ์

  
(รองศาสตราจารย์ ดร.เกษรา รักษาพงษ์ศิริ)


กรรมการสอบคุณวุฒินิพนธ์

  
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรอนงค์ ยืนยงชัยวัฒน์)


กรรมการสอบคุณวุฒินิพนธ์

  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ)

กรรมการสอบคุณวุฒินิพนธ์

  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธีรพันธ์ แก้วดอก)

คณบดี

  
(ศาสตราจารย์ ดร.สัญญา มิตรเอม)

หัวข้อคุณูปนิพนธ์	การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว ในขณะที่อยู่กับที่
ชื่อผู้เขียน	นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม
ชื่อปริญญา	ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชา/คณะ/มหาวิทยาลัย	สาขาวิศวกรรมทางการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
อาจารย์ที่ปรึกษาคุณูปนิพนธ์	รองศาสตราจารย์ ดร.เกษรา รัชพงษ์ศิริ
ปีการศึกษา	2566

### บทคัดย่อ

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่มีความเที่ยงตรง ใช้งานได้ง่ายและราคาถูก โดยสามารถวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของเท้าได้ ทำการสร้างและทดสอบเครื่องมือตามหลักการทางวิศวกรรม และทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในอาสาสมัครเพศชายและหญิงขณะเปิดตาและปิดตา จำนวน 15 คนการศึกษาพบว่าผลทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างค่าน้ำหนักที่วัดได้จากเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้นและขนาดของแท่งน้ำหนักที่ให้ผ่านทางตัวตรวจวัดมีความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (linearity) พร้อมทั้งประเมินประสิทธิภาพของเครื่องมือโดยผู้เชี่ยวชาญและความพึงพอใจต่อเครื่องมือในผู้ใช้งานอยู่ในระดับดี จึงสรุปได้ว่าเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวมีความเที่ยงตรง สามารถนำไปใช้ประเมินการทรงตัวขณะอยู่กับที่ในทางคลินิกได้ เพื่อให้คำแนะนำที่เหมาะสม การบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นในอนาคต เครื่องมือนี้สามารถต่อยอดนำไปใช้ในคนกลุ่มใหญ่ ช่วงวัยต่างๆ ทั้งคนสุขภาพดีทั่วไป ผู้ป่วย และนักกีฬาประเภทต่างๆ เพื่อประเมิน ให้คำแนะนำ และส่งเสริมให้เกิดการทรงตัวที่เหมาะสมต่อไป

**คำสำคัญ :** เครื่องประเมินการทรงตัว , แรงปฏิกิริยาจากพื้น, จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า, การกระจายแรงกดของเท้า

Dissertation Title	The Development of Balance Instrument for Static Movement
Author	Miss Thipsuda Banyam
Degree	Doctor of Philosophy
Major Field/Faculty/University	Medical Engineering Thammasat school of Engineering Thammasat University
THESIS Advisor	Associate Professor Kedsara Rakpong Siri
Academic Year	2023

## ABSTRACT

**Introduction:** This research was aimed to develop a prototype tool of a force platform with valid balance assessment, ease of use and low cost which can measure Ground reaction force, center of pressure and plantar pressure distribution. **Methods:** The equipment was built and tested according to the engineering principles and test the validity of the prototype tool for evaluating balance. Assessment of balance in fifteen male and female volunteers with eyes open and eyes closed. **Results:** The correlation between the weight measured by the developed prototype and the size of the weight bar given through the detector have linearity. Evaluation of the effectiveness of the tool by experts and satisfaction with the tool in Users are at a good level. **Conclusions:** Based on the validation results, the prototype for assessing balance is accurate. It can be used as a device to measure postural control and balance in clinical to injuries that may occur in the future. This tool can be extended to large groups of various ages, including generally healthy people, patients and athletes. To assess, advise and promote proper balance.

**Keywords:** Force platform, Ground reaction force, Center of pressure, Plantar pressure distribution

## กิตติกรรมประกาศ

ดุขุฎินิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความสะดวกตากรุณาช่วยเหลือ และความเอาใจใส่อย่างดียิ่งตลอดจนคำแนะนำและข้อคิดเห็นที่เป็นประโยชน์อย่างสูง สำหรับการปรับแก้ไขข้อบกพร่องจากคณะกรรมการสอบดุขุฎินิพนธ์ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ

รองศาสตราจารย์ ดร.เกษรา รัชัษพงษ์ศิริ ที่ได้ให้ความสะดวกตากรุณาเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา และให้ความช่วยเหลือชี้แนะแนวทางในสิ่งที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษาและการทำดุขุฎินิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่เป็นอย่างดี รวมถึงคอยให้กำลังใจที่ดีตลอดมา รวมทั้ง

รองศาสตราจารย์ ดร.วรรณชะ ชลาชนเดชะ รองศาสตราจารย์ ดร.กรอนงค์ ยืนยงชัยวัฒน์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธีรพันธ์ แก้วดอก ที่กรุณาให้ข้อเสนอแนะต่างๆเพิ่มเติมแก่ผู้วิจัย ทำให้ดุขุฎินิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ผู้วิจัยกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยผู้วิจัย และอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัยครั้งนี้ทุกท่าน ที่ได้สละเวลาในการให้ข้อมูลกับผู้วิจัย และทำให้งานวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบิดา มารดา ที่คอยเป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนกับผู้วิจัยด้วยดีมาโดยตลอด ผู้วิจัยหวังว่าดุขุฎินิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่สนใจศึกษา หรือเป็นแนวทางในการศึกษาเพิ่มเติม หากดุขุฎินิพนธ์เล่มนี้มีข้อผิดพลาดประการใด ผู้วิจัยขอน้อมรับไว้เพื่อการปรับปรุงแก้ไขและพัฒนาให้ดีขึ้นในโอกาสต่อไป

นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	(1)
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	(2)
กิตติกรรมประกาศ	(3)
สารบัญตาราง	(8)
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย	1
1.2 คำถามงานวิจัย	3
1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	3
1.5 สมมติฐานงานวิจัย	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.7 นิยามคำศัพท์	5
1.8 กรอบแนวความคิด	5
บทที่ 2 วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 ความหมายของการทรงตัว	7
2.2 ระบบที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว	7
2.3 กลไกการทรงตัว	13
2.4 การควบคุมและสมดุลในการทรงท่า	14

2.5 ปฏิบัติการควบคุมท่าทางอัตโนมัติในขณะยื่น	17
2.6 ปัจจัยที่มีผลต่อการทรงท่า	19
2.7 เกจความเครียด	20
2.8 โหลดเซลล์	22
2.9 การใช้งานเกจความเครียด	24
2.10 การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา	25
2.11 การอ่านค่าแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา	28
2.12 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	29

### บทที่ 3 วิธีการวิจัย

3.1 การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว	33
3.1.1 การสร้างเครื่องมือ (Hardware)	33
3.1.2 การสร้างเครื่องมือ (Software)	35
3.1.2.1 หลักการทำงานของโปรแกรม	36
3.2 การทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือ	36
3.2.1 การทดสอบการทำซ้ำ	36
3.2.2 การสอบเทียบความแม่นยำ	37
3.3 วิธีการใช้เครื่องมือ	39
3.4 การจัดเก็บข้อมูลและการคัดกรองข้อมูล	41
3.5 การประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว	41
3.5.1 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ทรงคุณวุฒิ	41
3.5.2 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ใช้	42
3.6 ทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์	42

3.7	ที่มาของข้อมูลและกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบ	42
3.8	เกณฑ์การคัดเข้า	42
3.9	เกณฑ์การคัดออก	43
3.10	วัสดุและเครื่องมือที่ใช้ทดสอบ	43
3.11	ตัวแปรที่ใช้ในการทดสอบ	44
3.12	วิธีการดำเนินการเก็บรวบรวมข้อมูล	44
3.13	การวิเคราะห์ข้อมูล	46
บทที่ 4 ผลการวิจัย		
4.1	ผลการวิจัย	47
4.1.1	ผลการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว	47
4.1.2	ผลการทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว	48
4.2	ผลทดสอบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์	52
4.2.1	คุณสมบัติและลักษณะของอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัย	52
4.2.2	ผลการศึกษาเครื่องมือประเมินการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นในอาสาสมัครสุขภาพดี	53
4.2.2.1	แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force: GRF)	53
4.2.2.2	จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า (Center of pressure: COP)	55
4.2.2.3	การกระจายแรงกดของเท้า (Plantar pressure distribution)	56
4.2.3	ผลการศึกษาการประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว (แบบสอบถาม)	61
4.2.3.1	ผลการศึกษาความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ทรงคุณวุฒิ	61

4.2.3.2 ผลการศึกษาความพึงพอใจเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงาน ของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการ ทรงตัวโดยผู้ใช้	63
บทที่ 5 อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	65
5.1 การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว	65
5.2 การทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว	65
5.3 การทดสอบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงใน มนุษย์	66
5.4 การประยุกต์ใช้ทางคลินิก	69
5.5 สรุปผลการวิจัย	70
5.6 ข้อจำกัดในการวิจัย	70
5.7 ข้อเสนอแนะ	70
เอกสารอ้างอิง	71
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก	77
ภาคผนวก ข	80
ภาคผนวก ค	81
ภาคผนวก ง	83
ภาคผนวก จ	85
ประวัติผู้เขียน	87

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 การทดสอบความแม่นยำของโพลดเซลล์ ที่ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านซ้าย	49
4.2 การทดสอบความแม่นยำของโพลดเซลล์ ที่ตำแหน่ง LR1,LR2,LRL3,LR4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านขวา	50
4.3 ข้อมูลทั่วไปของ อาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัย	52
4.4 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเปิดตาและปิดตา	53
4.5 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเปิดตา	53
4.6 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะปิดตา	54
4.7 จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้าขณะเปิดตาและปิดตา	55
4.8 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา	57
4.9 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา	57
4.10 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา	58
4.11 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา	58
4.12 ข้อมูลเฉลี่ยของแบบสอบถามประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบ การประเมินการทรงตัว (แบบสอบถามผู้ทรงคุณวุฒิ)	62
4.13 ข้อมูลเฉลี่ยของแบบสอบถามการใช้งานเครื่องมือต้นแบบการประเมิน การทรงตัวในอาสาสมัคร	64

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

การเดินเป็นกิจกรรมที่มนุษย์ต้องทำอยู่ในชีวิตประจำวันค่อนข้างมากที่สุด ซึ่งการเดินเป็นการกระทำที่ซับซ้อนต้องใช้การทรงตัว (balance) และการรับรู้ทิศทางของร่างกายต่อสิ่งแวดล้อม (spatial orientation) ต้องอาศัยการทำงานที่ประสานสัมพันธ์กันของระบบต่าง ๆ เช่น ระบบการมองเห็น ระบบการรับรู้ของข้อต่อ ระบบประสาทรับสัมผัสทางกาย และระบบการทรงตัว (vestibular system) และดำเนินการ (processing) และผสมผสาน (integration) ระหว่างข้อมูลของระบบประสาทสัมผัส ต่าง ๆ และระบบประสาทควบคุมการเคลื่อนไหว (motor system) จึงทำการประมวลผลให้ได้การปรับตัวของการทรงตัวโดยระบบประสาทยนต์ จะทำการประมวลผล ให้ได้การรับรู้ทิศทางจากสิ่งแวดล้อม การทรงตัว การทรงท่าและการเคลื่อนที่ (locomotion) ของร่างกายทั้งระบบ (Jahn, 2010)

การรักษาสมดุลและการทรงท่าของร่างกายในขณะยืนเป็นสิ่งสำคัญในการทำกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวันไปจนถึงการเคลื่อนไหวทางกีฬา ซึ่งในทางวิทยาศาสตร์การกีฬาให้ความสำคัญกับการเคลื่อนไหวในนักกีฬาที่ทำให้เกิดปัจจัยเสี่ยงในการเกิดการบาดเจ็บน้อยที่สุด การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา(force plate) จึงเป็นหนึ่งในเครื่องมือที่นำมาใช้วิเคราะห์รูปแบบการเดินในระยะสั้นๆ ในเด็กสมองพิการ (cerebral palsy) ผู้สูงอายุ ผู้ป่วยอัมพาต ในนักกีฬา เพื่อดูถึงจลนพลศาสตร์ (kinetic) , จลนศาสตร์ (kinematic) แรงปฏิกิริยา (ground reaction force) , จุดศูนย์กลางแรงดัน (center of pressure) ของเท้าแต่ละข้างที่แปรผันไปตามการสัมผัส สามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหว การทรงท่าของมนุษย์ขณะยืน เดิน วิ่ง และกระโดดได้ (Silva, 2017) ผลจากการวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา(force plate) แสดงถึงประสิทธิภาพในการทรงตัว (balance performance) ซึ่งมีความสำคัญในงานวิจัยที่เกี่ยวกับการป้องกันการล้มในผู้สูงอายุ การฟื้นฟูผู้ป่วยทางระบบประสาท ระบบกระดูก การเพิ่มประสิทธิภาพของนักกีฬาในการเล่นกีฬาและลดความเสี่ยงในการเกิดการบาดเจ็บ แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) มีประโยชน์ในการตรวจสอบลักษณะการเคลื่อนไหวของนักกีฬา สามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับแรงภายนอกที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่สามารถช่วยโค้ชหรือนักวิทยาศาสตร์การกีฬาในการจัดโปรแกรมการฝึกและสามารถประเมินพัฒนาการทางร่างกายของนักกีฬาได้ (Beckham, 2014) แรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force, GRF) เกี่ยวข้องกับการ

เจริญเติบโตของกระดูก ดังนั้นจึงมีความสำคัญต่อกิจกรรมทางกายที่มีผลต่อกระดูกในเด็ก การทดสอบการวัดความแรงเพื่อคาดการณ์แรงปฏิกิริยาจากพื้น แนวตั้งในเด็ก 40 คน (อายุเฉลี่ย 8.6 ปี) ระหว่างการเดินช้า เดินเร็ว วิ่งและกระโดด ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างจำนวนการเคลื่อนไหวที่ได้จากการวัดความแรงและแรงปฏิกิริยาจากพื้น อยู่ในระดับปานกลางถึงสูงและมีความสำคัญระหว่างการเดินและวิ่ง สัดส่วนการออกกำลังกายในแต่ละวันของเด็ก การประเมินค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น ขณะทำกิจกรรมทางกายจึงมีความสำคัญในการสร้างกระดูกของเด็ก (Kathleen, 2003) จะเห็นได้ว่าแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาสามารถนำมาใช้ในงานวิจัยได้หลายด้าน อย่างไรก็ตามการวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Force plate) ที่ใช้ในปัจจุบันมีราคาแพง ใช้งานยาก และมีข้อจำกัดในการเคลื่อนย้ายไปภายนอก จึงมีการพัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาที่ราคาต่ำลงและสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย โดย (Paola, 2015) ทำการออกแบบแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีโครงสร้างที่เรียบง่าย และต้นทุนในการผลิตต่ำ โดยออกแบบแพลตฟอร์ม 2 ขนาดคือ 0.4 เมตร x 0.4 เมตร x 0.12 เมตร และ 0.8 เมตร x 0.4 เมตร x 0.12 เมตร แต่แพลตฟอร์มใช้เกจความเครียด (Strain gauges) เป็นตัวรับแรงในการลงน้ำหนัก โดยวิเคราะห์การเดินขณะหยุดนิ่งและมีการเคลื่อนไหว สามารถใช้วิเคราะห์การเดินได้ในเด็กและผู้ป่วยระบบประสาท

Wardoyo (2016) พัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่า 100 เหรียญสหรัฐฯ น้ำหนักเบา เคลื่อนย้ายง่าย โดยแปลงสัญญาณแรงอยู่ภายในแผ่นยางมีเซ็นเซอร์หนึ่งตัวติดตั้งที่ด้านล่าง โดยออกแบบให้มีขนาด 250 มิลลิเมตร x 150 มิลลิเมตร x 10 มิลลิเมตร มีขนาดเล็กกว่าเชิงพาณิชย์ประมาณ 50 % แต่สามารถวางเท้าทั้งสองข้างได้พอดี รับน้ำหนักได้สูงสุด 60 กก. ได้รับการทดสอบทางชีวกลศาสตร์การวิเคราะห์การยืนและการเดิน ทำการทดสอบในนักศึกษาภาควิชาพลศึกษาสุขภาพและนันทนาการ ซึ่งสามารถทำให้ทราบค่าของแรงที่เกิดขึ้นขณะเดินและวิ่ง เพื่อใช้ในการออกแบบโปรแกรมการฝึกในนักกีฬา และยังสามารถเป็นข้อมูลในงานวิจัยต่างๆ ได้ (Silva, 2017) พัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่าเชิงพาณิชย์สิบเท่า (ประมาณ 1000 เหรียญสหรัฐฯ) ใช้วิเคราะห์ค่าต่างๆทางชีวกลศาสตร์ โดยออกแบบให้มีขนาด 500 มิลลิเมตร x 500 มิลลิเมตร x 10 มิลลิเมตร ใช้เกจความเครียด (Strain gauges) เป็นตัวรับสัญญาณแรง รับน้ำหนักสูงสุดได้ 3600 นิวตัน แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ที่พัฒนาขึ้นสามารถทำให้ทราบถึง stabilometric การทรงตัวและการควบคุมการทรงตัว

Raphaela (2011) ได้ทำการพัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ที่มีราคาถูกลง เพื่อประเมินการทรงตัวในมนุษย์ โดยออกแบบโพลดเซลล์ให้เป็นรูปวงแหวน เพื่อให้ทำงานและลด

ค่าใช้จ่าย ใช้เกจความเครียด(strain gauge) จำนวน 4 ชิ้น ติดที่อยู่ด้านในท่ามุม 0, 90, 180, 270 องศา ใช้เหล็ก 1020 เป็นฐานสำหรับยื่น เนื่องจากมีความแข็งแรง ราคาไม่แพง มีขนาด 500 x 500 x 6 มิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดใกล้เคียงเชิงพานิชย์ ทำการทดสอบความแม่นยำโดยการวัดมวลของอุปกรณ์ที่ทราบค่า ขณะมีน้ำหนักและไม่มีน้ำหนัก เป็นเวลา 10 วินาที โดยเทียบกับการใช้เครื่องชั่งดิจิทัล (Filizola ®) ที่มีความแม่นยำหลัก เพื่อเป็นการทดสอบความแม่นยำและเที่ยงตรงของเครื่องมือ

ผู้วิจัยจึงเห็นความสำคัญในการประเมินการทรงตัว ที่ส่งผลกระทบต่อการบิน และการเดิน ที่ควรได้รับการฟื้นฟูรักษาโดยการฝึกการลงน้ำหนักและการทรงตัว การเดิน แต่ปัจจุบันนี้อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินการลงน้ำหนัก การทรงตัว มีเฉพาะในต่างประเทศ ราคาค่อนข้างแพง ต้องนำเข้าจากต่างประเทศเท่านั้น และวิธีการใช้ที่มีความยุ่งยาก ซับซ้อน ต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการใช้เครื่องมือ และการแปลผลเครื่องมือ ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องการพัฒนาประดิษฐ์เครื่องมือประเมินการทรงตัว เพื่อใช้ในการทำวิจัยและใช้ในโรงพยาบาลที่สามารถใช้ได้ง่าย เคลื่อนย้ายสะดวก ราคาต้นทุนต่ำ

## 1.2 คำถามงานวิจัย

1.2.1 เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่พัฒนาขึ้น มีความเชื่อมั่น และความเที่ยงตรงหรือไม่

1.2.2 เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่พัฒนาขึ้น สามารถใช้งานได้ง่ายหรือไม่

## 1.3. วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.3.1 เพื่อพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว ที่สามารถวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของเท้า ที่มีความเชื่อมั่น ความเที่ยงตรง และสามารถใช้งานได้ง่าย

## 1.4 ขอบเขตงานวิจัย

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเชิงทดลอง ที่ศึกษาการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว โดยมีขั้นตอนการศึกษา ดังนี้

ตอนที่ 1 การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่สามารถวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของเท้า

ตอนที่ 2 การประเมินประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

ตอนที่ 3 ทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์

1.4.1 ขอบเขตเกี่ยวกับเนื้อหาที่ศึกษา การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว ที่เหมาะสมกับการใช้งานวิจัยและในโรงพยาบาล และศึกษาประสิทธิผลของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว ในขณะหยุดนิ่ง

1.4.2. ขอบเขตด้านประชากร คือ อาสาสมัครกลุ่มปกติ 15 คน

1.4.3. ขอบเขตด้านระยะเวลาที่ใช้ในการศึกษาวิจัย คือ 12 เดือน

## 1.5 สมมุติฐานงานวิจัย

1.5.1 เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวสามารถประเมินการทรงตัวได้เที่ยงตรง ที่สามารถวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของฝ่าเท้า

1.5.2 เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว สามารถนำไปใช้ประเมินการทรงตัวได้

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 สามารถได้เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว ที่สามารถใช้ได้ง่ายราคาถูก เคลื่อนย้ายได้ง่าย และมีน้ำหนักเบา

1.6.2 สามารถนำข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว ไปประยุกต์ใช้ในการฝึกหรือการรักษาผู้ป่วยในระบบประสาท ระบบกระดูก ผู้สูงอายุ เด็ก ทางกีฬาได้

1.6.3 โรงพยาบาลมีเครื่องมือในการประเมินการทรงตัว ที่ราคาถูก ใช้งานง่าย และเคลื่อนย้ายสะดวก ในการประเมินผู้ป่วย

## 1.7 นิยามคำศัพท์

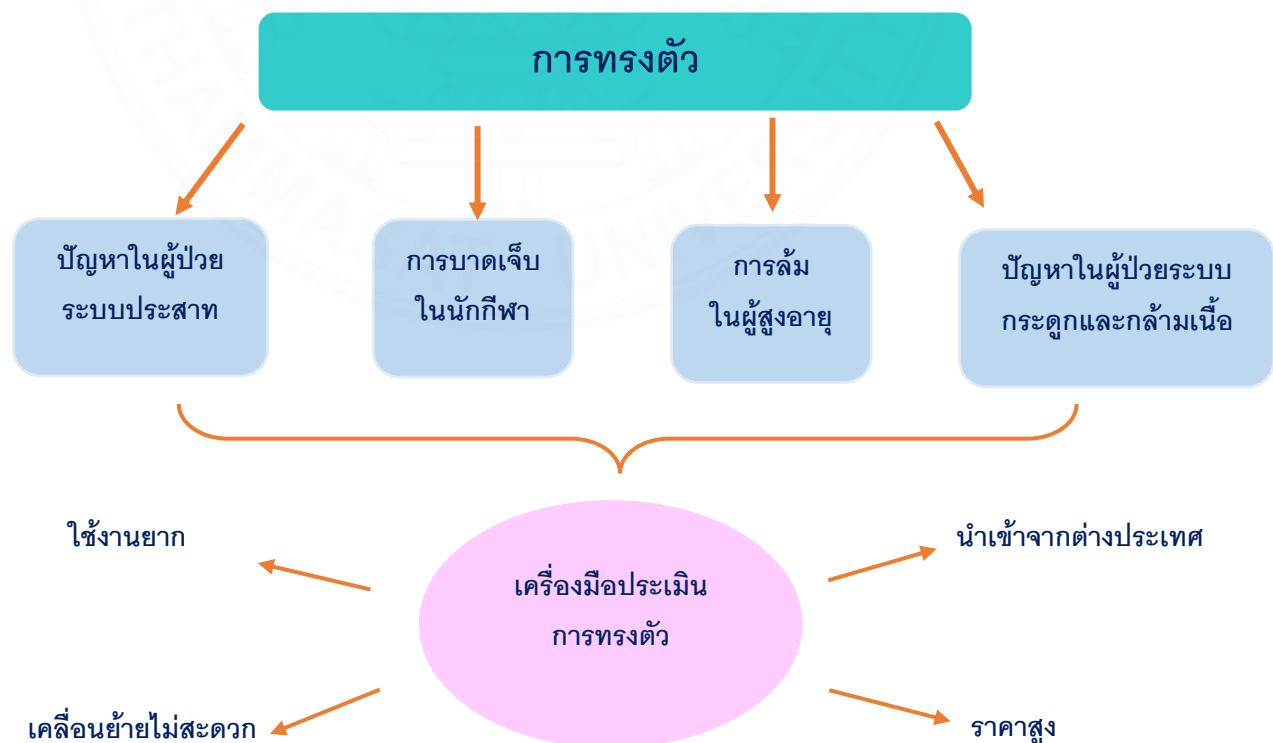
1.7.1 แรงปฏิกิริยา (ground reaction force) คือ คือแรงสะท้อนกลับที่เกิดจากแรงกดของน้ำหนัก ร่างกายโดยรวมที่กระทำกับพื้นผ่านเท้าทั้งสองข้าง และมีหน้าที่ในการสร้างความสมดุลของโมเมนต์ระหว่างแรงดึงดูดของโลกที่กระทำกับน้ำหนักร่างกายกับแรงของพื้นที่กระทำกับร่างกายผ่านจุดหมุนจากเท้าทั้งสองข้าง

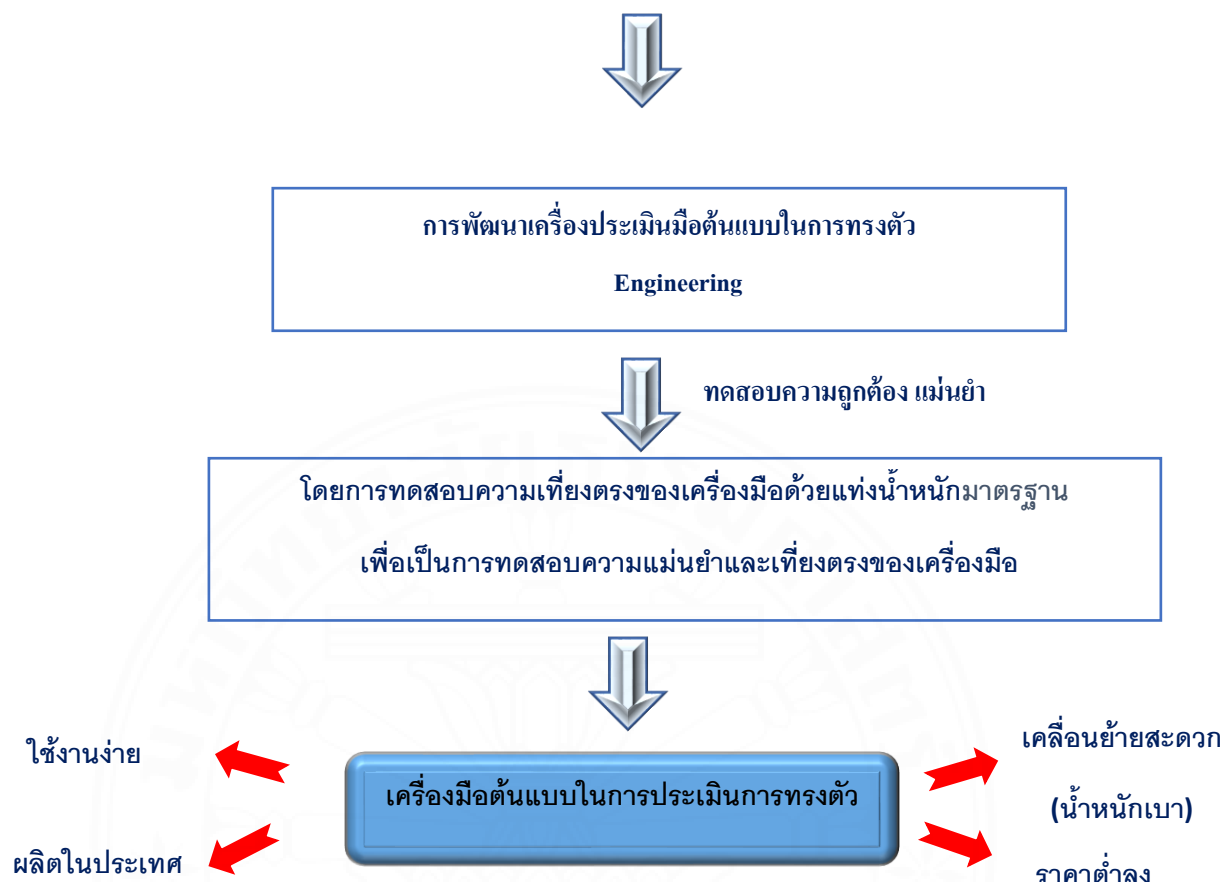
1.7.2 จุดศูนย์กลางแรง (center of pressure) คือ ตำแหน่งที่เป็นศูนย์รวมของแรงที่กระทำต่อวัตถุ (the center of the distribution of the total forced applied to the supporting surface)

1.7.3 การประเมินการทรงตัว คือ การประเมินความสามารถของร่างกายในการควบคุมและรักษาจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย ให้อยู่ภายในบริเวณฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย ทำให้ร่างกายอยู่ในภาวะสมดุล

1.7.4 การประเมินการทรงตัวในขณะที่อยู่กับที่ คือ การประเมินการควบคุมร่างกายให้อยู่ในภาวะสมดุลขณะร่างกายอยู่นิ่งไม่มีการเคลื่อนไหว

## 1.8 กรอบแนวความคิด





## บทที่ 2

### วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 ความหมายของการทรงตัว (รัฐชานา หน่อคำ, 2559)

การทรงตัวคือความสามารถของร่างกายในการควบคุมและรักษาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย (center of gravity, COG) ให้อยู่ในฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย (base of support, BOS) จึงทำให้ร่างกายอยู่ในภาวะสมดุล ทั้งขณะอยู่กับที่และขณะเคลื่อนไหว (Shumway Cook & Woollacott, 2007) จุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย คือจุดสมมติที่น้ำหนักร่างกายทั้งหมดรวมกันเป็นจุดเดียวและมีทิศทางเข้าสู่จุดศูนย์กลางของโลก โดยแรงดึงดูดของโลกที่กระทำต่อร่างกายที่ของแต่ละคนจะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับโครงสร้างของร่างกาย อายุ เพศ ฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย คือพื้นที่ภายในเส้นขอบระหว่างร่างกายกับพื้นสัมผัส เช่น เมื่ออยู่ในท่ายืน ฐานรองรับน้ำหนักของร่างกายคือเส้นขอบระหว่างเท้าสองข้างกับพื้น เป็นต้น (Trew & Everett, 2001) การทรงตัวแบ่งได้เป็น 2 ลักษณะ ได้แก่ การทรงตัวขณะอยู่กับที่ (static balance) คือการควบคุมร่างกายให้อยู่ในภาวะสมดุลขณะร่างกายอยู่นิ่งไม่มีการเคลื่อนไหว เช่น การยืน การนั่ง เป็นต้น และการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (dynamic balance) เป็นการควบคุมร่างกายให้อยู่ในภาวะสมดุลขณะร่างกายมีการเคลื่อนไหว เช่น การเดิน การนั่งลง การยืนขึ้น การก้มยกของ เป็นต้น (กานดา ใจภักดี, 2542)

#### 2.2 ระบบที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว

การทรงตัวเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้ร่างกายมีความมั่นคงและสามารถทำกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันได้อย่างปกติ เช่น การนั่ง การนอน การยืน การเดิน การวิ่ง เป็นต้น ซึ่งการทรงตัวจะอาศัยการทำงานร่วมกันของระบบต่างๆ ในร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว 2 ระบบใหญ่ (ประเสริฐ อัสสันตชัย, 2552) ดังนี้

##### 2.2.1. ระบบประสาท

การเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกายและการทรงตัวอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทได้แก่ ระบบประสาทส่วนกลาง และระบบประสาทส่วนปลาย

### 2.2.1.1 ระบบประสาทส่วนกลาง (central nervous system)

ประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง ทำหน้าที่สั่งการและควบคุมการเคลื่อนไหว และบันทึกความทรงจำที่เกี่ยวกับการเรียนรู้และการเคลื่อนไหว (พริชชี วีระพงศ์, 2554) สมองส่วนที่มีความเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวและการทรงตัว (Shumway Cook & Woollacott, 2007) ได้แก่

#### 1. เปลือกสมอง (cerebral cortex)

คือ เนื้อประสาทสีเทาชั้นนอกสุดที่ปกคลุมสมองชั้นใน (cerebral medulla) ใว้อยู่ เปลือกสมองมีบทบาทที่สำคัญในการควบคุมการเคลื่อนไหวที่อยู่ภายใต้อำนาจของจิตใจ (voluntary movement) และมีหน้าที่ในการเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลที่ได้รับจากระบบประสาทอื่นๆ โดยเปลือกสมองสามารถแบ่งเป็น 3 ส่วนตามหน้าที่ คือ บริเวณที่ควบคุมเกี่ยวกับการเคลื่อนไหว (motor area) บริเวณที่รับรู้ความรู้สึก (sensory area) จากอวัยวะรับรู้ความรู้สึกต่างๆ และบริเวณเชื่อมโยง (association area) ซึ่งเชื่อมโยงบริเวณรับรู้ความรู้สึกและบริเวณควบคุมการเคลื่อนไหว

#### 2. สมองน้อย (cerebellum)

มีหน้าที่สำคัญในการควบคุมการเคลื่อนไหวช่วยให้กล้ามเนื้อทำงานประสานกันได้ดี รักษาความตึงตัวของกล้ามเนื้อ และช่วยในการทรงตัวโดยแต่ละส่วนของสมองน้อยจะมีบทบาทในการควบคุมลักษณะการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกันได้แก่ เวสติบูลโลเซรีเบลลัม (vestibulocerebellum) มีหน้าที่ในการควบคุมการทรงตัว ควบคุมตำแหน่งของศีรษะและควบคุมการเคลื่อนไหวของตาให้สัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของร่างกายสไปโนเซรีเบลลัม (spinocerebellum) มีหน้าที่ในการรับรู้ความแตกต่างของการเคลื่อนไหวและการแก้ไขการเคลื่อนไหวที่กำลังเกิดขึ้นให้มีความถูกต้อง ซีรีโบเซรีเบลลัม (cerebrocerebellum) มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมให้มีการเคลื่อนไหวอย่างประสานสัมพันธ์กัน

#### 3. เบซิลแกงเกลีย (basal ganglia)

เป็นกลุ่มของเซลล์ประสาทที่อยู่ใต้เปลือกสมองมีหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณประสาทจากแหล่งต่างๆ ได้แก่ความรู้สึกของการเคลื่อนไหวของข้อต่อ คำสั่งควบคุมการเคลื่อนไหวจากเปลือกสมอง ลำดับการเคลื่อนไหว ความตึงตัวของกล้ามเนื้อและแรงหดตัวของกล้ามเนื้อ และทำงานร่วมกับสมองน้อยในการควบคุมการเคลื่อนไหวให้มีการประสานสัมพันธ์ที่เหมาะสมของกล้ามเนื้อและข้อต่อ

### 2.2.1.2 ระบบประสาทส่วนปลาย (peripheral nervous system)

ประกอบด้วยระบบประสาทสั่งการ (motor nervous system) และระบบประสาทรับความรู้สึก (sensory nervous system) โดยระบบรับความรู้สึกจะรับกระแสประสาทจากสิ่งเร้าและส่งกระแสประสาทไปสู่ระบบประสาทส่วนกลางผ่านทางเส้นประสาทรับความรู้สึก (afferent nerve fibers) เพื่อให้สมองส่วนกลางตอบสนองต่อสิ่งเร้าได้อย่างเหมาะสม จากนั้นระบบประสาทสั่งการจะนำกระแสประสาทที่ออกจากระบบประสาทส่วนกลางไปควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อทั่วร่างกายผ่านทางเส้นประสาทสั่งการ (efferent nerve fibers)

### 1. ระบบประสาทสั่งการ (motor nervous system)

ประกอบด้วยเซลล์ประสาทสั่งการ (motor neurons) มีหน้าที่นำส่งกระแสประสาทจากระบบประสาทส่วนกลางไปยังกล้ามเนื้อทำให้กล้ามเนื้อเกิดการตอบสนองโดยการหดตัว โดยเซลล์ประสาทสั่งการประกอบด้วย ตัวเซลล์ (cell body) เป็นส่วนที่มีนิวเคลียสอยู่ภายใน ซึ่งจะอยู่ที่บริเวณไขสันหลังส่วนที่มีสีเทา (gray matter) หรือรวมกันเป็นกลุ่มอยู่นอกไขสันหลัง และใยประสาท (nerve fiber) ซึ่งมีอยู่ 2 ลักษณะ คือ เดนไดรต์ (dendrite) เป็นส่วนที่ยื่นออกไปอยู่รอบๆ ตัวเซลล์ ทำหน้าที่รับกระแสประสาทเข้าสู่ตัวเซลล์ และแอกซอน (axon) เป็นใยประสาทที่นำกระแสประสาทออกจากตัวเซลล์จะมีขนาดใหญ่เนื่องจากถูกห่อหุ้มด้วยเยื่อไมอีลิน (myelin sheath) ทำให้สามารถนำกระแสประสาทได้เร็วโดยใยประสาทจะแยกออกจากไขสันหลังทางส่วนรากล่าง (ventral root) ไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อตั้งแต่กระดูกสันหลังส่วนคอไปจนถึงกระดูกก้นกบ (พรรัชนี วีระพงศ์, 2554)

### 2. ระบบประสาทรับความรู้สึก (sensory nervous system)

ประกอบด้วยเซลล์ประสาทรับความรู้สึก (sensory neurons) มีหน้าที่นำกระแสประสาทจากตัวรับความรู้สึก (receptors) ที่อยู่บริเวณผิวหนังและอวัยวะรับความรู้สึกไปยังระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งระบบรับความรู้สึกที่มีความสำคัญต่อการเคลื่อนไหวและการทรงตัว ได้แก่ การรับความรู้สึกของตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ของร่างกาย (proprioceptive sense) ระบบการมองเห็น (visual system) และระบบเวสติบูลาร์ (vestibular system) (ประเสริฐ อัสสันตชัย, 2552)

การรับความรู้สึกของตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ของร่างกาย อาศัยตัวรับความรู้สึกที่เรียกว่า โพรพริโอเซพเตอร์ (proprioceptors) ซึ่งอยู่ภายในส่วนลึกของร่างกาย ได้แก่ กล้ามเนื้อ เอ็น และข้อต่อ โดยทำหน้าที่รับรู้การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของกล้ามเนื้อหรือข้อต่อ หรือลักษณะของร่างกายที่ปรากฏอยู่ในขณะนั้น ความตึงตัวการคลายตัวของกล้ามเนื้อ ความตึงตัวของเอ็น มุมของข้อต่อในการเคลื่อนไหว และส่งข้อมูลไปยังระบบประสาทส่วนกลางตลอดเวลา เพื่อให้ร่างกายมี

การทรงตัวที่ดีหรือมีการเคลื่อนไหวที่สัมพันธ์กันอย่างเหมาะสม (พริชชี วีระพงศ์, 2554) โพรพรีโอเซพเตอร์แบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่

1) ตัวรับความรู้สึกที่มัดของกล้ามเนื้อ (muscle spindle) เป็นตัวรับรู้การเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อเมื่อกกล้ามเนื้อถูกยืดออกหรือหดสั้นเข้า พบมากในกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเคลื่อนไหว

2) ตัวรับความรู้สึกที่เอ็น (golgi tendon organs) เป็นตัวรับรู้การเปลี่ยนแปลงความตึงและการยืดตัวของเอ็น เมื่อกกล้ามเนื้อมีการหดตัวมากเกินไป จะไปยืดส่วนของเอ็นให้ยืดยาวออก แรงตึงที่เกิดขึ้น จะไปกระตุ้นการทำงานของตัวรับชนิดนี้ และส่งกระแสประสาทไปยังเซลล์ประสาทสั่งการที่ไขสันหลังเพื่อยับยั้งการหดตัวของกล้ามเนื้อมัดนั้น เพื่อป้องกันไม่ให้กล้ามเนื้อหดตัวแรงเกินไป

3) ตัวรับความรู้สึกที่ข้อต่อ (joint receptors) เป็นตัวรับรู้การเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับมุมของข้อต่ออัตราการเร่งของข้อต่อหรือความผิดปกติของข้อต่อ (นฤมล ลีลาวัฒน์, 2553)

ระบบการมองเห็นทำหน้าที่ในการให้ข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายเปรียบเทียบกับสิ่งแวดล้อม บอกถึงความสัมพันธ์ของตำแหน่งของร่างกายส่วนหนึ่งเปรียบเทียบกับอีกส่วนหนึ่ง และให้ข้อมูลรายละเอียดในด้านต่างๆ ได้แก่ ความสว่างสี ขนาด และรูปร่าง โดยปกติเรามองเห็นได้เมื่อแสงสะท้อนวัตถุผ่านกระจกตา รูม่านตา และเลนส์ตา ตกลงบนจอตาซึ่งอยู่ด้านหลังสุดของดวงตา ซึ่งภายในกระจกตามีตัวรับความรู้สึกที่ไวต่อแสง เรียกว่า เซลล์รับแสง (photoreceptor) การทำงานของเซลล์ที่อยู่ในจอภาพ ซึ่งจะเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นกระแสประสาท ส่งไปตามเส้นประสาทสมองคู่ที่ 2 (optic nerve) ไปยัง optic chiasm และ optic tract กระแสประสาทจะไปเชื่อมต่อกับกลุ่มเซลล์ประสาทเจนิคูลาตด้านข้าง (lateral geniculate nucleus) ของทาลามัส (thalamus) และส่งต่อไปยังส่วนของเปลือกสมองที่ควบคุมการมองเห็น (primary visual cortex) ทำให้สามารถแยกลักษณะรูปร่างและขนาดของวัตถุได้ จากนั้นกระแสประสาทจะถูกส่งต่อไปยังส่วนของเปลือกสมองที่ temporal และ parietal ซึ่งมีหน้าที่รวบรวมสัญญาณข้อมูลการรับความรู้สึกของตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของร่างกาย และข้อมูลจากการมองเห็น ทำให้สามารถวิเคราะห์ ระบุตำแหน่ง และประเมินการเคลื่อนไหวของวัตถุภายนอกได้ (จงจินตน์ รัตนานันทชัย, 2542)

ระบบเวสติบูลาร์ มีหน้าที่ช่วยในการควบคุมการทรงตัว โดยทำให้ร่างกายทราบถึงการเคลื่อนไหวของศีรษะและตำแหน่งของศีรษะ รักษาสภาพของศีรษะให้ตั้งตรงปรับการเคลื่อนที่ของลูกตาให้สมดุลกับการเคลื่อนที่ของศีรษะและมีผลต่อการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ

และระดับการรู้สึกตัว ระบบเวสติบูลาร์จัดเป็นส่วนหนึ่งของหูชั้นใน (labyrinth) มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมการทรงตัว ประกอบด้วยเซมิเซอร์คิวลาร์ แคนเนล (semicircular canals) และเวสติบูล (vestibule) เซมิเซอร์คิวลาร์ แคนเนล มีลักษณะเป็นท่อโค้ง 3 ท่อ วางตั้งฉากซึ่งกันและกัน ซึ่งภายในจะมีตัวรับรู้เกี่ยวกับตำแหน่งของร่างกายเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนที่เชิงมุม เช่นการเคลื่อนที่ในแนวหมุนของร่างกาย ส่วนเวสติบูลประกอบด้วยยูทริเคิล (utricle) และแซคคูล (sacculle) มีลักษณะเป็นถุงอยู่ติดกัน ทั้งสองส่วนประกอบด้วยเยื่อผิวที่ทำหน้าที่รับความรู้สึก (sensory epithelium) และถูกปกคลุมด้วยสารลักษณะเหนียว (gelatinous layer) และมีผลึกแคลเซียมเกาะ (otoconia) ในเยื่อผิวที่ทำหน้าที่รับความรู้สึกยังมีเซลล์ขน (hair cells) ซึ่งมีปลายประสาทรับสัมผัสของระบบเวสติบูลาร์หุ้มอยู่ ทำให้รับรู้ตำแหน่งของร่างกายเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนที่เชิงเส้น เช่น การเคลื่อนไหวตามแนวราบ การเคลื่อนไหวตามแนวตั้ง (ขุมพล ผลประมุข และสุรวัดน์ จริยาวัฒน์, 2552) กระแสประสาทจากระบบเวสติบูลาร์จะถูกส่งไปยังเซลล์ประสาทเวสติบูลาร์ (vestibular nucleus) ผ่านทางเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 (vestibular nerve) และกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเวสติบูลาร์ จะถูกส่งเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางผ่านทางเดินประสาทเวสติบูลอสไปนัล (vestibulospinal tract) และทางเดินประสาทอื่นๆ ได้แก่ คอร์ติโคสไปนัล (corticospinal tract) เรติคูลอสไปนัล (reticulospinal tract) และเทคโทสไปนัล (tectospinal tract) ทำให้อวัยวะสามารถรับรู้การเคลื่อนไหวและตำแหน่งของศีรษะ นอกจากนี้ ยังมีการเชื่อมต่อกับสมองน้อยซึ่งช่วยในการปรับการเคลื่อนไหวเพื่อการทรงตัว และการตอบสนองของการเคลื่อนไหวของลูกตาในทิศตรงข้ามกับการเคลื่อนไหวของศีรษะ หรือการตรึงสายตาในตำแหน่งที่ต้องการขณะมีการเคลื่อนไหวของศีรษะ (จงจินตน์ รัตนาภินันท์ชัย, 2542)

### 2.2.2 ระบบโครงร่างกล้ามเนื้อ

ประกอบด้วย กระดูก ข้อต่อ เอ็นและกล้ามเนื้อ ที่มีการประสานการทำงานอย่างสอดคล้องกัน ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวและการทรงตัวของร่างกาย กระดูกเป็นโครงสร้างหรือแกนหลักของร่างกายและเป็นส่วนหนึ่งของระบบพื้นฐานในการเคลื่อนไหวของร่างกาย หน้าที่สำคัญของกระดูกที่มีต่อการเคลื่อนไหว คือเป็นหลักให้กล้ามเนื้อเกาะ เมื่อกล้ามเนื้อมีการหดตัวจะส่งผ่านแรงไปยังเอ็นยึดกล้ามเนื้อซึ่งเกาะอยู่กับกระดูก เพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ต้องการ ข้อต่อเป็นจุดเชื่อมต่อระหว่างกระดูกตั้งแต่ 2 ชิ้นขึ้นไปและมีกล้ามเนื้อพาดผ่าน จึงทำให้ข้อต่อมีหน้าที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวของร่างกาย กล้ามเนื้อเป็นองค์ประกอบที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวของอวัยวะทั่วร่างกาย ทำให้อวัยวะสามารถเคลื่อนไหวไปได้ตามที่ร่างกายต้องการ และเป็นส่วนสำคัญต่อการรักษาความมั่นคงของโครงสร้างของร่างกาย รวมทั้งการควบคุมการทรงตัวเพื่อให้อวัยวะสามารถอยู่ในท่าทางที่ต้านต่อแรงดึงดูดของ

โลกได้ ซึ่งเกิดจากการทำงานประสานกันระหว่างกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมการทรงตัวทั้งทางด้านหน้า ได้แก่ กล้ามเนื้อท้อง (abdominal muscle) กล้ามเนื้อต้นขา (quadriceps) กล้ามเนื้อหน้าแข้ง (tibialis anterior) และทางด้านหลัง ได้แก่ กล้ามเนื้อหลัง (paraspinals) กล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (hamstrings) กล้ามเนื้อน่อง (gastrocnemius) (สมนึก กุศลสิทธิพร, 2549)

กล้ามเนื้อแบ่งออกได้ 2 ชนิด คือ กล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อลาย กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อหลักในการทำให้เกิดการเคลื่อนไหว รักษาความมั่นคงและการทรงตัวของร่างกายกล้ามเนื้อลายมีลักษณะเป็นกลุ่มกล้ามเนื้อที่ประกอบด้วยกลุ่มกล้ามเนื้อมัดย่อยหลายๆ มัด ในแต่ละมัดย่อยประกอบด้วยใยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอกยาวเรียงขนานกัน ส่วนสำคัญที่ทำให้กล้ามเนื้อลายมีการหดตัวเมื่อได้รับกระแสประสาทที่ถูกส่งมาจากสมอง เรียกว่า ไมโอไฟลาเมนต์ (myofilament) ซึ่งเป็นหน่วยย่อยภายในใยกล้ามเนื้อ มี 2 ชนิด คือ ไมโอซิน (myosin) เป็นเส้นใยหนา และแอกติน (actin) เป็นเส้นใยบาง (ชุมพล ผลประมุข และ สุรวัดน์ จริยวัฒน์, 2552) ซึ่งกล้ามเนื้อแต่ละมัดจะถูกเลี้ยงด้วยเส้นประสาท การทำงานของกล้ามเนื้อลายปกติจะถูกควบคุมโดยระบบประสาทสั่งการ โดยที่เปลือกสมองจะส่งกระแสประสาทมาตามทางเดินประสาท ถ่ายทอดต่อไปยังระบบประสาทส่วนปลายและไปยังระบบกล้ามเนื้อ โดยผ่านทางหน่วยยนต์ซึ่งเป็นหน่วยย่อยที่สุดของระบบโครงร่างกล้ามเนื้อที่สามารถทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว หน่วยยนต์ประกอบด้วย เซลล์ประสาทสั่งการ 1 เซลล์และเส้นใยกล้ามเนื้อที่เซลล์ประสาทสั่งการนั้นไปเลี้ยงโดยเซลล์ประสาทสั่งการ 1 เซลล์จะไปเลี้ยงจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อไม่เท่ากัน อัตราส่วนของจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อต่อเซลล์ประสาทสั่งการ 1 เซลล์นั้นจะขึ้นกับลักษณะความละเอียดอ่อนและการทำงานของกล้ามเนื้อนั้นๆ กล้ามเนื้อที่ต้องการทำงานละเอียดจะมีเส้นประสาทไปเลี้ยงจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อน้อยกว่า เช่น กล้ามเนื้อควบคุมการเคลื่อนไหวของลูกตาหรือกล้ามเนื้อมือ ซึ่งต้องอาศัยความละเอียดอ่อนและความแม่นยำสูง จะมีจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อเพียง 3 - 6 เส้นใยต่อเซลล์ประสาทสั่งการ 1 เซลล์ แต่กล้ามเนื้อขาซึ่งไม่ต้องการความละเอียดอ่อนหรือความแม่นยำในการเคลื่อนไหวจะมีจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อมากกว่าหลายร้อยเส้นใยต่อเซลล์ประสาทสั่งการ 1 เซลล์ เมื่อกระแสประสาทเดินทางผ่านเส้นประสาทสั่งการไปจนถึงบริเวณปลายเส้นประสาทที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อนั้น ส่วนปลายของเส้นประสาทไม่ได้ต่อกับผิวของกล้ามเนื้อโดยตรง แต่จะมีช่องว่าง (synapse) ซึ่งการส่งกระแสประสาทจากปลายประสาทสู่กล้ามเนื้อต้องส่งผ่านทางสารสื่อประสาทที่เรียกว่า อะซิติลโคลีน (acetylcholine) ไปยังผนังเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งอะซิติลโคลีนจะจับกับตัวรับที่ 15 อยู่บริเวณผนังเซลล์กล้ามเนื้อ ทำให้ช่องนำส่งไอออนของโซเดียมเปิด ส่งผลให้โซเดียมไอออน (sodium ions) จากภายนอกไหลเข้าสู่เซลล์กล้ามเนื้อเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าในเซลล์กล้ามเนื้อกระตุ้นให้ซาโคพลาสมิกรีติคูลัม

(sarcoplasmic reticulum) ซึ่งเป็นที่เก็บของแคลเซียม หลังแคลเซียมออกมาโดยแคลเซียมเป็นตัวเริ่มให้ไมโอซินไปจับกับแอกติน ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อและเกิดการเคลื่อนไหวของร่างกาย (นฤมล ลีลาญวัฒน์, 2553)

### 2.3 กลไกการทรงตัว

กลไกที่สำคัญของการทรงตัวเกิดจากความสัมพันธ์ของระบบที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัวได้แก่ระบบประสาทส่วนกลาง ระบบประสาทรับความรู้สึก และระบบโครงร่างกล้ามเนื้อ (Guccione, Wong, & Avers, 2012) โดยเมื่อตัวรับความรู้สึกชนิดต่างๆ ถูกกระตุ้น จะทำให้เกิดกระแสประสาทขึ้น และกระแสประสาทจะถูกส่งไปตามเส้นประสาทรับความรู้สึกไปสู่เซลล์ประสาทในไขสันหลังผ่านทางรากประสาทส่วนหลัง (dorsal root) จากนั้นกระแสประสาทจะถูกส่งต่อไปยังไขสันหลังเข้าสู่ฮาลามัส และเปลือกสมองบริเวณที่รับความรู้สึกก่อนส่งไปยังส่วนของเปลือกสมองที่มีหน้าที่ในการประสานข้อมูลที่ได้รับจากส่วนต่างๆ และส่งต่อไปยังเปลือกสมองบริเวณที่ควบคุมการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์ข้อมูล และกำหนดออกมาเป็นแบบแผนหรือรูปแบบการเคลื่อนไหวร่างกายที่จำเป็นในการทรงตัว (จงจินตน์ รัตนาภินันท์ชัย, 2542) ซึ่งข้อมูลจากระบบรับความรู้สึกมีความสำคัญต่อระบบประสาทส่วนกลางในการแปลผลข้อมูล และสั่งการตอบสนองการทรงตัวที่เหมาะสม (Guccione et al, 2012) ระบบการมองเห็นจะนำข้อมูลเกี่ยวกับการรับรู้สภาวะแวดล้อมจากสายตา เริ่มต้นเมื่อแสงสะท้อนวัตถุผ่านกระจกตา รูม่านตา และเลนส์ตา มากระทบยังจอตาซึ่งอยู่ภายในสุด ทำให้การกระตุ้นตัวรับความรู้สึกที่ไวต่อแสงที่อยู่ภายในจอตา เกิดการเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นกระแสประสาท ส่งไปตามเส้นประสาทสมองคู่ที่ 2 และถูกส่งต่อไปตามวิถีประสาทของการมองเห็นไปยังเปลือกสมองที่ควบคุมการมองเห็น (primary visual cortex) ซึ่งบริเวณนี้ จะเกิดการเปลี่ยนแปลงกระแสประสาทให้เป็นภาพ จึงทำให้ร่างกายสามารถรับรู้สิ่งต่างๆ รอบตัวได้ ส่วนการรับความรู้สึกของตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ของร่างกาย เมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหว จะเป็นการกระตุ้นต่อตัวรับความรู้สึกเกี่ยวกับตำแหน่งและการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกายที่อยู่บริเวณเอ็นกล้ามเนื้อ และข้อต่อ ทำให้เกิดกระแสประสาทและส่งข้อมูลไปตามวิถีประสาท 2 เส้นทาง คือ วิถีภายในไขสันหลัง โดยกระแสประสาทจะถูกส่งผ่านไปตามเส้นประสาทรับความรู้สึกเข้าไปสู่เซลล์ประสาทตัวแรกที่อยู่บริเวณรากประสาทส่วนหลัง ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อต่างๆ แบบอัตโนมัติ จึงช่วยให้มีการเคลื่อนไหวที่เป็นปกติ และทำให้มีการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นโดยอัตโนมัติ เมื่อมีสิ่งที่ไม่คาดคิดเกิดขึ้นขณะทำการเคลื่อนไหว และวิถีประสาทนำสู่สมองโดยกระแสประสาทจะถูกส่งผ่านจาก

รากประสาทส่วนหลังเข้าสู่ไขสันหลัง ฮาตามัส และไปสิ้นสุดที่เปลือกสมองบริเวณที่รับรู้ความรู้สึก จึงทำให้ร่างกายรับรู้ตำแหน่งและการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ของร่างกายได้ และเมื่อตัวรับรู้ความรู้สึกของระบบเวสติบูลาร์ถูกกระตุ้นจากการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของศีรษะ กระแสประสาทจากระบบเวสติบูลาร์จะถูกส่งไปตามเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 และถูกส่งเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางผ่านทางเดินประสาท เวสติบูลอสไปแนล และทางเดินประสาทอื่นๆ ได้แก่ คอร์ติโคสไปแนล เรติคูโลสไปแนล และเทคโทสไปแนล ทำให้ร่างกายสามารถรับรู้การเคลื่อนไหวและตำแหน่งของศีรษะ (ซุมพล ผลประมุล, และวสุรัตน์ กิติสมประยูรกุล, 2552) เมื่อระบบประสาทส่วนกลางได้รับข้อมูลจากระบบประสาทรับรู้ความรู้สึก ข้อมูลเหล่านี้จะถูกส่งต่อไปยังเปลือกสมองบริเวณที่ควบคุมการเคลื่อนไหว เพื่อวิเคราะห์ข้อมูล และกำหนดออกมาเป็นแบบแผนหรือรูปแบบการเคลื่อนไหวร่างกายที่จำเป็นในการทรงตัว และสั่งการตอบสนองผ่านทางระบบโครงร่างกล้ามเนื้อ โดยเปลือกสมองบริเวณที่ควบคุมการเคลื่อนไหวจะส่งกระแสประสาทผ่านทางเดินประสาทคอร์ทีโคบูลบาร์ ไปยังเซลล์ประสาทที่อยู่ในไขสันหลังที่มีหน้าที่ ควบคุมการเคลื่อนไหวบริเวณ ศีรษะและคอ และ/หรือผ่านทางเดินประสาทคอร์ทีโคสไปแนล ไปยังเซลล์ประสาทที่อยู่ในไขสันหลังที่มีหน้าที่ ควบคุมการเคลื่อนไหวบริเวณลำตัว แขนและขา จากนั้นกระแสประสาทจะเดินทางต่อไปยังเซลล์กล้ามเนื้อที่เซลล์ประสาทนั้นไปเลี้ยงผ่านทางเส้นประสาทสั่งการ เส้นใยกล้ามเนื้อจึงถูกกระตุ้นและเกิดการหดตัว ทำให้มีการเคลื่อนไหวของร่างกายที่จำเป็นในการทรงตัว นอกจากนี้เปลือกสมองส่วนบริเวณที่ควบคุมการเคลื่อนไหวยังส่งกระแสประสาทไปยังสมองน้อยและเบซิลแกลงเกลีย ทำให้มีการเคลื่อนไหวของร่างกายที่เป็นไปอย่างปกติ ราบเรียบ สัมพันธ์กันเพื่อให้ร่างกายทรงตัวอยู่ได้ (นฤมล สิลายุวัฒน์, 2553)

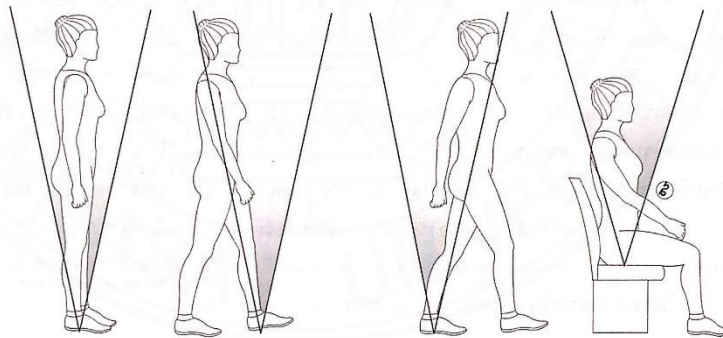
## 2.4 การควบคุมและสมดุลในการทรงท่า (สมนึก กุลสถิตพร, 2549)

การรักษาสมดุลและการควบคุมท่าทางของร่างกายจำเป็นต้องอาศัยการทำงานของร่างกายอย่างประสานสัมพันธ์กันในทุกๆระบบ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทำงานของกล้ามเนื้อและการทำงานของระบบประสาท

### 2.4.1 การควบคุมการทรงท่า (Postural control)

หมายถึงการควบคุมและรักษาจุดศูนย์กลางของร่างกาย (center of mass ; COM) ให้อยู่ในบริเวณฐานรับน้ำหนักร่างกาย (base of support: BOS) ในขณะนั่ง ยืนหรือในขณะที่เคลื่อนไหว รวมไปถึงการตอบสนองต่อแรงกระทำภายนอกที่เข้ามากระทำต่อร่างกาย เช่นแรงชน หรือแรงผลัก ทั้งนี้มี

หลายปัจจัยที่มีผลกระทบต่อระบบการควบคุมสมดุลของร่างกาย เช่นความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ความอ่อนตัวของกล้ามเนื้อและข้อต่อ การมองเห็น การรู้สึกสัมผัสการรับรู้ต่อการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ความไวในการตอบสนองของระบบเวสติบูลาร์ ความคิด ยา และการเจ็บป่วย ฐานรับน้ำหนักของร่างกาย (base of support) หมายถึงพื้นที่ภายในเส้นขอบระหว่างร่างกายกับพื้นที่สัมผัส เช่นเมื่ออยู่ในท่ายืน ฐานรับน้ำหนักจะหมายถึง เส้นขอบระหว่างเท้าทั้งสองข้างกับพื้น ถ้ายืนบนพื้นเรียบฐานรับน้ำหนักร่างกายนี้จะมีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยม หากเมื่อก้าวขาข้างหนึ่งไปข้างหน้า(ในขณะที่ก้าวเดิน) ฐานรับน้ำหนักจะมีความกว้างลดลง แต่จะมีลักษณะยาวมากขึ้น ซึ่งการที่ฐานรับน้ำหนักมีความกว้างน้อยลงร่างกายจะมีความมั่นคง (stability) น้อยลงไปด้วย เขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกาย(limit of support) คือการรักษาให้จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายอยู่ภายในฐานรับน้ำหนักร่างกาย แต่เมื่อการเคลื่อนไหวร่างกายในอิริยาบถต่างๆ ทำให้ฐานรับน้ำหนักร่างกายแคบลง จึงเกิดขอบเขตของระยะทางที่มากที่สุดที่สามารถโน้มตัวไปจากฐานรับน้ำหนักร่างกายโดยไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ฐานรับน้ำหนักขึ้น ซึ่งคือเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายโดยปกติมนุษย์มีค่าเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายประมาณ 12 องศา ในทิศด้านหน้า - หลัง และ 16 องศา ทางด้านข้าง การอธิบายเขตจำกัดนี้แสดงให้เห็นเป็นลักษณะทรงกรวยเมื่ออยู่ในท่ายืน เดิน และทำนั่ง ดังรูปที่ 1 หากมีการโน้มไปเกินเขตจำกัดนี้ร่างกายจะสามารถดึงตัวเองกลับมาอยู่ในท่าตั้งตรงได้ แต่ถ้ามีการโน้มตัวเกินจากเขตจำกัดร่างกายนี้ร่างกายจะมีการปรับตัวให้กลับเข้าไปในเขต หากไม่สามารถปรับตัวได้ก็จะเกิดการหกล้มขึ้น



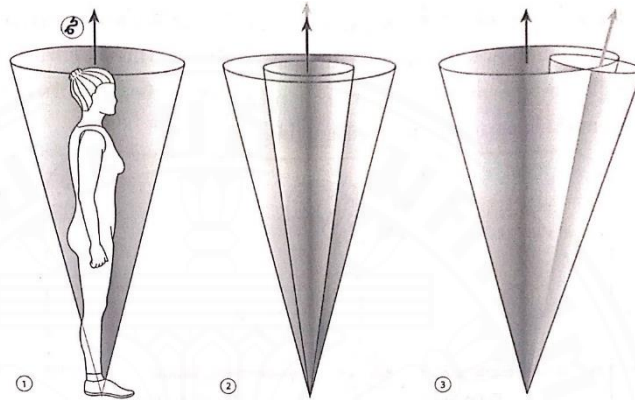
รูปที่ 1 แสดงของเขตของเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกาย (limit of support)

ที่มา : สมนึก กุลสถิตพร, 2549

#### 2.4.1.1 จุดศูนย์ถ่วงร่างกาย (center of mass)

หมายถึงจุดสมดุลระหว่างขนาดของร่างกายส่วนบน (ระยะตั้งแต่ศีรษะถึงกลางลำตัว) และขนาดของร่างกายส่วนล่าง (ระยะตั้งแต่กลางลำตัวถึงปลายเท้า) ซึ่งในผู้ที่ที่มีขนาด

ร่างกายปกติ ไม่อ้วนหรือลงพุง ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงร่างกายจะอยู่ที่ระดับสะดือ ในกรณีที่จุดศูนย์ถ่วงร่างกายอยู่ในแนวเดียวกับจุดกึ่งกลางฐานรับน้ำหนักร่างกาย เช่นเมื่ออยู่ในท่ายืน จุดศูนย์ถ่วงร่างกายอยู่บริเวณกึ่งกลางระหว่างเท้าทั้งสองข้างของร่างกายจะมีความมั่นคงสูง ดังรูปที่ 2 แต่เมื่อใดที่แนวจุดศูนย์ถ่วงนี้ออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายจะกระตุ้นให้เกิดการตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติ เพื่อดึงให้ร่างกายและแนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายกลับเข้าสู่ฐานรับน้ำหนักร่างกายอีกครั้ง



รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักกับเส้นแนวจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายขณะยืน(1)  
จุดศูนย์ถ่วงร่างกายอยู่บริเวณกึ่งกลางฐานรับน้ำหนักของร่างกาย (2)  
ช่วงที่มีการเคลื่อนไหวออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกาย (3)  
ที่มา : สมนึก กุลสถิตพร, 2549

#### 2.4.1.2 ความสมดุลการทรงท่า (postural balance)

เป็นกระบวนการของร่างกายในการควบคุมแนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายให้อยู่ภายในบริเวณเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายทั้งขณะที่ร่างกายมีการเคลื่อนไหวและขณะหยุดนิ่ง ความสมดุลการทรงท่าสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่ ความสมดุลขณะอยู่กับที่ (static balance) หมายถึง ความสามารถของแต่ละบุคคลในการรักษาและควบคุมร่างกายให้อยู่นิ่งในท่าที่ต้านต่อแรงดึงดูดโลกภายในฐานรับน้ำหนักร่างกาย และสมดุลขณะเคลื่อนไหว (dynamic balance) หมายถึง ความสามารถของปฏิกิริยาตอบสนองอัตโนมัติของร่างกายในการควบคุมจุดศูนย์ถ่วงร่างกายให้อยู่ในฐานรับน้ำหนักร่างกาย

ปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติ (automatic postural reactions) ร่างกายจะมีการปรับตัวเพื่อการควบคุมสมดุลร่างกายโดยให้มีการทำงานของกล้ามเนื้อ และใช้พลังงานของร่างกายให้น้อยที่สุด แต่เมื่อเกิดการรบกวนจนทำให้แนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายจะกระตุ้นให้ร่างกายเกิดกระบวนการปรับสมดุลโดยการดึงให้จุดศูนย์ถ่วงร่างกายกลับเข้าสู่ฐานรับน้ำหนัก

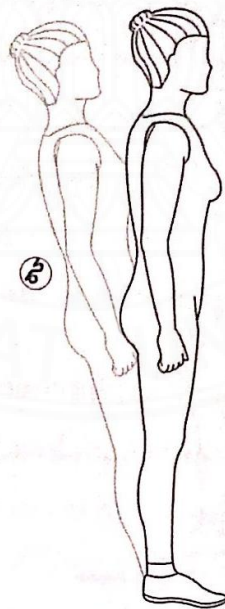
ร่างกายใหม่อย่างรวดเร็วเพื่อไม่ให้เกิดการหกล้มขึ้น เรียกกระบวนการนี้ว่า การตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติ โดยลักษณะการตอบสนองของปฏิกิริยานี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเปลี่ยนแปลงจุดศูนย์ถ่วงร่างกาย

## 2.5 ปฏิกริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติในขณะยืน

สามารถแบ่งวิธีการตอบสนองของร่างกายออกเป็น 3 วิธี ได้แก่

### 2.5.1 การควบคุมบริเวณข้อเท้า (ankle strategy)

ในกรณีที่ได้รับการรบกวนให้แนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักของร่างกายเพียงเล็กน้อย การตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติจะเกิดขึ้นที่บริเวณข้อเท้า ซึ่งจะตอบสนองโดยการเคลื่อนไหวข้อเท้าในทิศทางตรงข้ามกับทิศทางการเปลี่ยนแปลงของแนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายเพื่อดึงร่างกายกลับสู่ตำแหน่งปกติ จะเห็นได้จากกรณีที่มีการโน้มตัวไปทางด้านหน้าจนเลยเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายปลายเท้าจะจิกพื้นไว้เพื่อช่วยในการทรงตัว ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อที่อยู่ทางด้านหลังข้อเท้า ในทำนองเดียวกันนี้ กรณีที่มีการเอนตัวไปทางด้านหลังมากจนเกินเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายจะมีการกระดกข้อเท้าขึ้นเพื่อช่วยในการทรงตัว ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าแข้งที่อยู่ด้านหน้าข้อเท้าดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงการควบคุมท่าทางบริเวณข้อเท้า (ankle strategy)

ที่มา : สมนึก กุลสถิตพร, 2549

### 2.5.2 การควบคุมบริเวณข้อสะโพก (hip strategy)

การตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติโดยการเคลื่อนไหวข้อสะโพก จะเกิดขึ้นเมื่อแนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายถูกรบกวนด้วยแรงภายนอกขนาดปานกลางถึงมาก ทำให้การเคลื่อนไหวที่ข้อเท้าไม่สามารถรักษาสสมดุลของร่างกายไว้ได้ ร่างกายจะปรับไปใช้การเคลื่อนไหวข้อสะโพก มาช่วยดึงให้แนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายอยู่ในตำแหน่งสมดุลใหม่อีกครั้ง จะเกิดในกรณีที่ยืนอยู่บนพื้นที่แคบ หรือมีการเคลื่อนไหว เช่นการขึ้นบันไดโดยสาร หรือถูกผลัก - คนโดยไม่รู้ตัว ร่างกายจะเกิดการตอบสนองโดยการงอ หรือการเหยียดข้อสะโพกอย่างรวดเร็วเพื่อรักษาให้จุดศูนย์ถ่วงอยู่ภายในฐานรับน้ำหนัก ดังรูปที่ 4

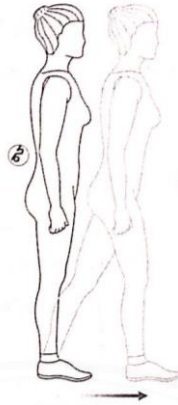


รูปที่ 4 แสดงการควบคุมท่าทางบริเวณข้อสะโพก (hip strategy)

ที่มา : สมนึก กุลสถิตพร, 2549

### 2.5.3 การควบคุมโดยการก้าวเท้าไปข้างหน้า (stepping strategy)

การตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติเพื่อการทรงท่าโดยการก้าวเท้าไปข้างหน้า เป็นการปรับสมดุลร่างกายโดยการเปลี่ยนเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักใหม่ เกิดขึ้นเมื่อมีการรบกวนต่อแนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายด้วยแรงภายนอกอย่างมากจนจุดศูนย์ถ่วงร่างกายออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายและไม่สามารถชดเชยได้โดยการเคลื่อนไหวบริเวณข้อสะโพก เช่น ขณะที่ยืนอยู่บนรถโดยสารที่วิ่งด้วยความเร็วสูงแล้วรถหยุดกะทันหัน



รูปที่ 5 แสดงการควบคุมท่าทางโดยการก้าวเท้าไปด้านหน้า (stepping strategy)

ที่มา : สมนึก กุลสถิตพร, 2549

## 2.6 ปัจจัยที่มีผลต่อการทรงท่า (พีระพงษ์ บัญศิริ, 2535)

2.6.1. ความสูงของจุดศูนย์ถ่วง (the height of the center of mass) ขณะยืนความสูงของจุดศูนย์ถ่วงร่างกายในเพศชายจะสูงประมาณ 55 % และในเพศหญิงจุดศูนย์ถ่วงจะสูงประมาณ 51- 52 % (พรพรหม เหลืองอ่อน, 2540)

2.6.2. ขนาดของฐานที่รองรับ (the size of base of support) ร่างกายจะทรงท่าอยู่ได้เมื่อมีพื้นที่ฐานรองรับกว้าง หากมีพื้นที่การรองรับแคบ ร่างกายจะเกิดการเคลื่อนออกจากจุดรองรับศูนย์ถ่วง ทำให้เสียการทรงท่า

2.6.3. ความสัมพันธ์ระหว่างเส้นศูนย์ถ่วงกับฐานที่รองรับ (the relation of the line of gravity to the base of support) ร่างกายจะทรงท่าอยู่ได้เมื่อมีพื้นที่ฐานรองรับกว้างและจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายอยู่ต่ำ

2.6.4. มวลของวัตถุ (the mass of the body)

2.6.5. โมเมนตัมและการเกิดแรงภายนอก (momentum and the impact of external force)

2.6.6. ความเสียดทาน (friction)

2.6.7. การมีส่วนประกอบหลายๆ ส่วนของร่างกายหรือวัตถุ (segmentation)

2.6.8. อิทธิพลของสายตาและจิตใจต่อคุณภาพของการทรงท่า (visual and psychological influence on equilibrium)

2.6.9. อิทธิพลทางสรีระวิทยาต่อดุลยภาพของการทรงท่า (physiological influence on equilibrium)

## 2.7 เกจความเครียด (Strain gauges) (ศักรินทร์ โสณนันทะ, 2553)

เกจความเครียดหรือสเตรนเกจ เป็นต้นแบบของตัวแปลงแบบเฉื่อยงาน (passive transducer) ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์วัดความเครียดที่ใช้หลักการเปลี่ยนค่าความต้านทานไฟฟ้าของเส้นลวด (wire) หรือโลหะที่เกิดขึ้น เมื่อโลหะนั้นถูกกระทำภายใต้โหลด (load)

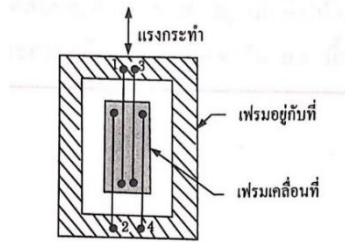
หลักการของเกจความเครียด

เกจความเครียดเป็นการนำใส่โลหะขนาดเล็กกรรมกันเป็นกลุ่มที่เรียกว่า เกจเครียดโลหะ โดยค่าความต้านทานบนตัวเกจความเครียดจะเปลี่ยนแปลงเมื่อมีแรงมากระทำทำให้ยืดออกหรือหดลง เกจชนิดนี้ใช้สำหรับวัดแรงบิด น้ำหนัก(weight) ความดัน (pressure) การกระจัดและแรงกล (mechanical force) ต่อมาได้มีการใช้วัสดุจำพวกสารกึ่งตัวนำแทนเส้นลวดโลหะเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและสามารถใช้งานด้านอื่นๆได้

### 2.7.1 เกจความเครียดแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด

#### 2.7.1.1 เกจความเครียดชนิดไม่ยึดติด (unbonded)

ประกอบไปด้วยเส้นลวดค่าความต้านทานเส้นหนึ่ง ถูกขึงให้ตึงระหว่างเฟรม (frame) ทั้งสอง โดยเฟรมหนึ่งเคลื่อนที่ได้และอีกเฟรมหนึ่งอยู่กับที่ แสดงในรูปที่ 6 ความยาวเส้นลวดที่ใช้ปกติยาวประมาณ 2.5 เซนติเมตร มีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 25 ไมโครเมตร ตัวเพลตที่บิดงอได้จะทำหน้าที่คล้ายสปริงระหว่างเฟรมทั้งสอง เส้นลวดจะอยู่ภายใต้การป้อนโหลดอันใหม่ซึ่งมากกว่าโหลดอันเก่าที่ตั้งเอาไว้ในตอนแรก การเคลื่อนที่ของแรงดึงลวดเส้นที่ 1 และ 3 ให้ตึง ขณะเดียวกันก็จะลดความตึงในลวดเส้นที่ 2 และ 4 การเคลื่อนที่มีทิศตรงกันข้ามก็จะให้ผลที่ตรงกันข้ามกัน เส้นลวดนี้จะถูกนำมาต่อเข้ากับวงจรวีส์โตนบรีดจ์

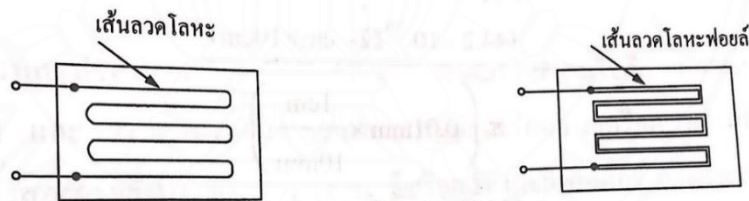


รูปที่ 6 ลักษณะการวางเส้นลวดโลหะของเกจความเครียดชนิดไม่ยึด

ที่มา : ศักรินทร์ โสันทะ, 2553

### 2.7.1.2 เกจความเครียดชนิดยึดติด (Bonded)

ประกอบด้วยเส้นลวดค่าความต้านทานที่ทำมาจากโลหะผสมระหว่างทองแดงกับนิกเกิลหรืออัลลอย (copper-nickel-alloy) รวมกันเรียกว่า คอนสแตนแตน (constantan) มีลักษณะเป็นโลหะแผ่นบางๆ เกจชนิดนี้จะต้องมีกระดาษหรือวัสดุชนิดอื่นห่อหุ้มเพื่อใช้ยึดติดกับพื้นผิวที่ต้องการวัดความเครียด เมื่อยึดติดแล้วเกจจะได้รับความเครียดเหมือนกับความเครียดที่มีอยู่ในพื้นผิวนั้น เกจชนิดนี้มีค่าความไวสูงมาก ค่าความต้านทานของเกจอยู่ที่ 12  $\Omega$  และ 350  $\Omega$  แต่ที่นิยมใช้อยู่ในพิสัย 30  $\Omega$  - 30 k $\Omega$  ส่วนค่าความยาวแปรผันได้จาก 0.2 เซนติเมตร ถึง 10 เซนติเมตร เกจความเครียดชนิดยึดติด แสดงดังรูปที่ 7



(1) แบบเส้นลวดโลหะ  
metallic)

(2) แบบเส้นลวดโลหะฟอยล์ (foil)

รูปที่ 7 เกจความเครียดชนิดยึดติด

ที่มา : ศักรินทร์ โสันทะ, 2553

การสร้างเกจความเครียดจะต้องทำให้ตัวเกจมีความยาวมากๆ เพื่อความต้านทานปกติเริ่มต้นมีค่าสูงพอที่จะใช้งานจริง ค่าความต้านทานจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความยาวและ

พื้นที่ของเกจ เช่น ถ้ามีแรงกระทำบนเกจทำให้ความยาวเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานก็เพิ่มขึ้นตาม แต่พื้นที่ลดลง ในทางกลับกันถ้าความยาวลดลง พื้นที่จะเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานก็จะลดลง ซึ่งค่าความต้านทานของเกจความเครียดหาได้จากสมการ

$$R = \rho L/A$$

เมื่อ  $R$  = ความต้านทานของเกจความเครียด หน่วย โอห์ม

$\rho$  = ความต้านทานคงที่ของตัวนำ หน่วยโอห์ม - เซนติเมตร

$L$  = ความยาวของตัวนำ หน่วยเมตร

$A$  = พื้นที่ของตัวนำ หน่วยตารางเมตร

## 2.8 โหลดเซลล์ (Load cell)

คือเกจความเครียดที่ใช้สำหรับงานวัดแรงหรือน้ำหนัก โดยติดตั้งบนแท่งโลหะและนำแผ่นโลหะนี้ไปใช้ในการตรวจวัดแรงและน้ำหนักต่อไป ซึ่งจะต้องถูกปรับเทียบ(calibrate) ก่อนด้วยแรงและน้ำหนักโดยตรงกับการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของเกจความเครียดแบบโหลดเซลล์แสดงดังรูปที่ 8

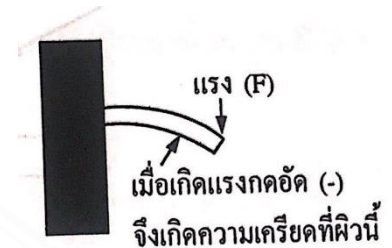
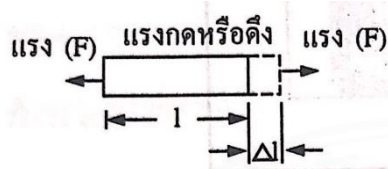


รูปที่ 8 เกจความเครียดแบบโหลดเซลล์

ที่มา : ศักรินทร์ โสนันทะ, 2553

เกจความเครียดมีอยู่ 2 ลักษณะ คือการเปลี่ยนแปลงทางความต้านทานและการเปลี่ยนแปลงความยาวหรือความเครียด ความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงทั้งสองจะอยู่ในรูปของอัตราส่วน เรียกว่า เกจแฟกเตอร์(gauge factor) หรือค่าความไวของเกจความเครียด

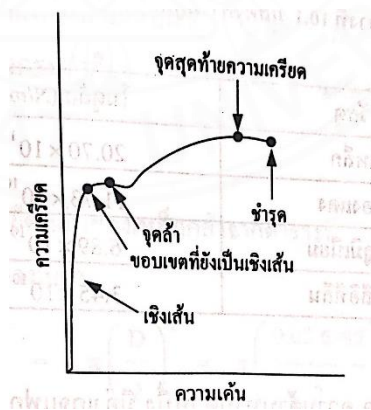
ค่าความเครียด (strain) คือการให้แรงกับวัตถุ(แรงกดอัดหรือแรงดึง) ค่าหนึ่งแล้วทำให้วัตถุ นั้นยาวขึ้นหรือสั้นลง เปลี่ยนรูปร่างไปตามแรงที่มากระทำ โดยวัตถุนั้นยังคงสามารถรักษาจากการแรงนั้น ได้



(1) เมื่อถูกแรงดึง

รูปที่ 9 ความเครียดถูกกระทำด้วยแรง  
ที่มา : ศักรินทร์ โสন্নันทะ, 2553

สัดส่วนค่าคงที่ระหว่างความเค้นและความเครียด ในรูปเส้นโค้งเชิงเส้นของความเค้น - ความเครียด ดังรูป10 อธิบายได้ว่าจากจุดเริ่มต้นถึงขอบเขตที่ยังเป็นเชิงเส้น (proportional unit) ถ้าวัตถุ ยังคงรักษาความเค้นให้อยู่ในขอบเขตดังกล่าวได้ วัตถุจะเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร ไม่สามารถกลับสู่สภาพเดิมได้ ก็จะชำรุด แตกหัก หรือฉีกขาด ในจุดที่ความเค้นแรงดึงและความเค้นแรง กดดัน เรียกจุดนี้ว่า ค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่น(modulus of elasticity) ของวัตถุหรือโมดูลัสยั้ง (young's modulus) ดังแสดงตารางที่ 1



รูปที่ 10 กราฟความสัมพันธ์ของความเค้นกับความเครียด  
ที่มา : ศักรินทร์ โสนนันทะ,2553

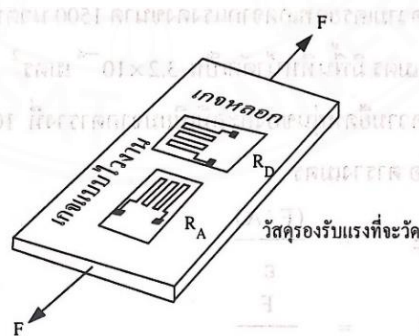
วัสดุ	โมดูลัส(N/m <sup>2</sup> )
เหล็ก	20.70 × 10 <sup>10</sup>
ทองแดง	11.73 × 10 <sup>10</sup>
อะลูมิเนียม	6.89 × 10 <sup>10</sup>
โพลีเอทิลีน	3.45 × 10 <sup>10</sup>

ตารางที่ 1 แสดงค่าโมดูลัสของวัสดุต่างๆ

ที่มา : ศักรินทร์ โสন্নันทะ, 2553

## 2.9 การใช้งานเกจความเครียด

เกจความเครียดอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานตามความเครียด ดังนั้นเกจจะต้องนำไปต่อเข้ากับอุปกรณ์หรือเครื่องมือที่สามารถตรวจวัดความการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานน้อยๆหรือ  $\Delta R$  ได้ ค่า  $\Delta R$  หาได้จากผลต่างของค่าความต้านทานที่เริ่มต้นกับค่าความต้านทานของเกจที่มีแรงมากระทำ โดยทั่วไป  $\Delta R$  มีค่าประมาณไม่เกิน 0.1  $\Omega$  ซึ่งเป็นค่าที่น้อยมากจึงจำเป็นต้องใช้วงจรบริดจ์เข้ามาช่วยในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานดังกล่าว นอกจากนั้นการใช้งานเกจความเครียด อุณหภูมิก็มีผลต่อความต้านทานจำเป็นต้องมีอุปกรณ์อีกชุดที่มีคุณสมบัติเหมือนกันกับเกจความเครียด โดยติดตั้งเข้าไปแล้วไม่ให้มีผลต่อการตรวจวัดความเครียด เราเรียกอุปกรณ์ชุดนี้ว่า เกจหลอก (dummy gauge) ดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 การต่อเกจหลอกเข้ากับเกจความเครียด

ที่มา : ศักรินทร์ โสন্নันทะ, 2553

## 2.10 การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Force plate) (ณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์, 2561)

การตรวจวัดแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าเกิดจากน้ำหนักของร่างกายหรือจากการเคลื่อนไหวร่างกายนั้นสามารถตรวจวัดได้จากแผ่นตรวจวัดแรงสะท้อนปฏิกิริยา เพื่อหาความสมดุลในท่าทางการเดิน หรือการวิ่งและค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ทางด้านชีวกลศาสตร์ ซึ่งแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาอย่างง่ายจะมีแผ่นรองรับแรงแผ่นเดียวที่สามารถวัดแรงในแนวตั้งตรงจุดศูนย์กลางของแผ่น และในปัจจุบันมีการพัฒนารูปแบบของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Platform) เป็นแผ่นที่มีรูปลิ่มเหลี่ยมผืนผ้าแบบคู่ที่สามารถวัดองค์ประกอบได้ 3 มิติของแรงที่เท่ากันที่กระทำต่อพื้นผิวสัมผัส นอกจากนั้นยังมีแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาแบบทรงกระบอกที่เป็นแผ่นสะท้อนแรง ปฏิกิริยาแบบเดี่ยวหรือแบบหลายแผ่น ซึ่งแต่ละอย่างมีข้อดีและข้อเสียแตกต่างกัน เช่น แผ่น สะท้อนแรงปฏิกิริยาแบบเดี่ยวเหมาะสำหรับแรงกระทำต่อพื้นที่เล็กๆ ซึ่งในการเคลื่อนไหวการ วิเคราะห์การเดินที่ควรใช้แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาอย่างน้อย 2 แผ่น เป็นต้น

Marcello (2008) ได้ อธิบายเกี่ยวกับแผ่นวัดแรง (Force plate, Force platform) ว่าเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงที่มักติดตั้งไว้บริเวณพื้นใช้ในการวัดแรงปฏิกิริยาจาก พื้น (Ground reaction force, GRF) เป็นแรงลัพธ์ได้จากการรวมกันของแรงปฏิกิริยาจากพื้นทั้ง 3 แกน คือ แกน x, y และ z โดยแรงปฏิกิริยาจากพื้นจะกระทำที่จุดศูนย์กลางของความดัน การวัดแรงแนวตั้งจะเป็นการวัดน้ำหนักร่างกายของนักกีฬาหรือกลุ่มตัวอย่าง รวมไปถึงแรงที่พื้นกระทำต่อร่างกาย ตัวแปรที่วัดได้จากแผ่นวัดแรง ได้แก่

1. แรงปฏิกิริยาแนวตั้ง (Vertical GRF) เป็นข้อมูลที่บ่งบอกถึงแรงที่กระทำต่อพื้นดินในแนวตั้ง เป็นแรงปฏิกิริยาที่ใช้วิเคราะห์การเคลื่อนไหวและคำนวณหาแรงของข้อต่อต่างๆ
2. แรงปฏิกิริยาแนวหน้าหลัง (Anterior – Posterior force measurement) เป็นการวัดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในแนวราบที่เป็นแรงเสียดทานที่ร่างกายใช้ผลักดันตัวเองในการ เดินไปข้างหน้า
3. แรงปฏิกิริยาแนวด้านข้าง (Medio – Lateral force measurement) ใช้หลักการเดียวกับแรงปฏิกิริยาแนวหน้าหลัง
4. Pedotti Diagram เป็นการแสดงขนาดแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาจากพื้น เมื่อเทียบกับจุดศูนย์กลางของแรงดัน (Adamczyk & Kuo, 2009)

แผ่นวัดแรงปฏิกิริยา (Force plate) จะให้ข้อมูลต่างๆ โดยมีรายละเอียดดังนี้ (ปรเมท เหมรชตนนท์, 2562)

1. แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force) หมายถึง แรงที่สะท้อนกลับจากแรงกด ใน 3 แนวแกน ซึ่งจะเกิดขึ้นในแนวแกน X (Antero-posterior ground reaction force) ในแนวแกน Y (Medial-lateral ground reaction force) และในแนวแกน Z (Vertical ground reaction force)

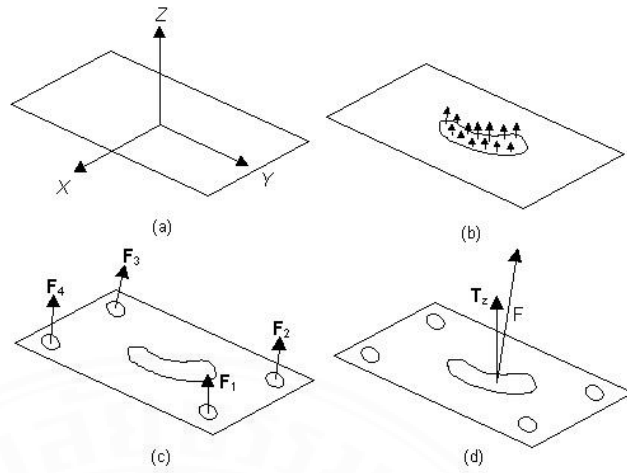
2. แรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยา (Resultant ground reaction force) หมายถึง แรงที่เกิดจาก ผลของการรวมแรงที่ สะท้อนกลับจากแรงกด จาก 3 แนวแกน ซึ่งจะมีแนวโน้มของทิศทางไปทางเดียวกับ แนวแกนที่เกิดแรงปฏิกิริยามากที่สุด ซึ่งจะมีขนาดที่เห็นได้จากปริมาณแรงกดของเท้าแต่ละข้างในขณะ สวิ่ง และมีทิศชี้ขึ้นจากพื้น (รูปที่12)

3. โมเมนต์ (Moment) หมายถึง ผลของแรงที่กระทำผ่านรอบแกน ทั้ง 3 แกน (แกน X แกน Y และแกน Z) โดยเฉพาะโมเมนต์ที่หมุนรอบแกน Z จะเรียกว่า แรงทอร์ค (Torque) หรือโมเมนต์ อิสระ (Free moment) ที่เกิดขึ้นอัน เนื่องมาจากผลของแรงในแนวแกน X และแนวแกน Y ที่กระทำรอบ แกน Z ซึ่งมีทิศทางของโมเมนต์ ในเครื่องหมาย (+) จะ มีทิศทางทวนเข็มนาฬิกาและเครื่องหมาย (-) จะมี ทิศทางตามเข็มนาฬิกา

4. จุดศูนย์กลางแรงกด (Center of pressure: CoP) หมายถึง จุดตัดของระยะที่คำนวณได้ จากแรงกดที่กระทำ

4.1 ระยะที่เกิดขึ้นจะได้มาจากระยะความห่างจากแนวแรงในแนวแกน X ( $CoP_x$ ) และ ระยะความห่าง จากแนวแรงในแนวแกน Y ( $CoP_y$ ) ซึ่งเป็นตำแหน่งที่แรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาจากพื้น กระทำต่อเท้าในขณะที่เหยียบอยู่บน แผ่นวัดแรง

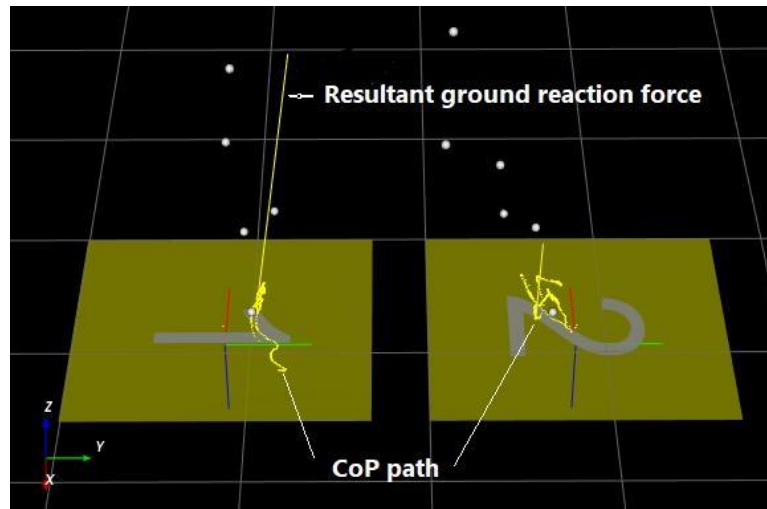
4.2 จุด CoP ที่เกิดขึ้นนี้จะเคลื่อนที่ไปตามการลงน้ำหนักมากขึ้นในแต่ละขณะเวลาที่ ใต้ฝ่าเท้า ซึ่งเมื่อทำการวาดตำแหน่งการเคลื่อนที่ของจุด CoP จะสามารถเห็นเป็นแนวเส้นทางต่อเนื่อง ของตำแหน่งแรงลัพธ์ของแรง ปฏิกิริยาที่เปลี่ยนแปลงไปหรือที่เรียกว่า เส้นทางแรงกด (CoP path) (รูป ที่13)



รูปที่ 12 ลักษณะของแรง โมเมนต์อิสระและแรงปฏิกิริยาตอบสนอง  
ที่มา : <http://www.kwon3d.com/theory/grf/grf.html>

- จากภาพ (a) แสดงลักษณะของแกนที่ถูกกำหนดเพื่อการอ้างอิง X Y Z
- (b) เมื่อเท้ากดลงบนพื้นผิว จะเกิด แรงกระทำสวนทางขึ้นภายใต้ผิวสัมผัส บริเวณลูกศรที่ขึ้นสูง แสดงถึงมีแรงกดมากและลูกศรจะกระจายตามน้ำหนักกดตามผิวสัมผัสที่กดลงพื้น
- (c) ตำแหน่งของ load cell ที่รับแรงกดโดยรวมของทั้งแผ่น มี 4 จุด (F1,F2,F3,F4)
- (d) แรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยา
- (F) และแรงทอร์ค ( $T_z$ ) หรือ Free moment

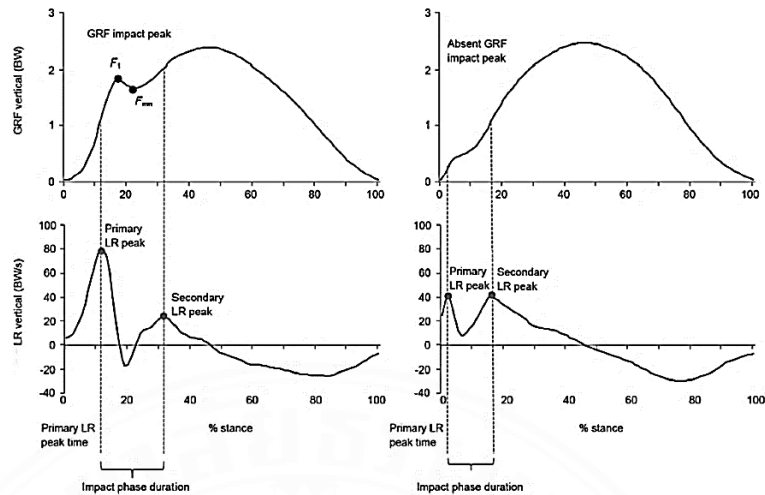
ดังนั้นเมื่อมีการทดสอบหรือต้องการศึกษาแรงที่เกิดขึ้น ผลที่ได้จากเครื่องวัดแรงปฏิกิริยาไม่ว่าจะใช้เพียงแผ่น เดียวหรือมากกว่าหนึ่งแผ่น จะได้ข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้น 3 แนวแกน และแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาของเท้าที่กดใน แต่ละข้าง (รูปที่13) โดยเส้นที่เปรียบเสมือนแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาจะมีทิศทางชี้ขึ้นจากพื้นผิวตามขนาด ของแรงที่กด และเส้นทางแรงกด (CoP path) ที่เป็นเส้นที่บัพที่อยู่บนพื้นผิวอุปกรณ์เส้นของแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาที่ชี้ขึ้น และเส้นที่บัพจะมีการเปลี่ยนตำแหน่งไปในทุกช่วงระยะเวลา ซึ่งจากข้อมูลรายละเอียดนี้เราสามารถใช้เป็นข้อมูลวิเคราะห์ ขนาดของแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาจุดศูนย์กลางแรงกด ขนาดแรงกด และลักษณะทิศทางของแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยา



รูปที่ 13 แสดงถึงแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาและเส้นทางแรงกด (CoP path)  
บนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาในแต่ละแผ่น  
ที่มา : ประเมท เหมรชตนนท์ และคมศักดิ์ สิ้นสุรินทร์ ,2562

## 2.10 การอ่านค่าแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (ณัฐนิชา ทองพัฒนางค์,2561)

เป็นค่าแรงปฏิกิริยาที่แสดงค่าจุดสูงสุดของยอด คือ แรงกระทกสูงสุด นำไปสู่ช่วงที่เป็นจุดแรงที่น้อยที่สุดระหว่างการเบรค โดยสามารถดูได้จากกราฟแสดงค่า GRF-Time ที่รวมจุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาสะท้อนจากการกระทกที่สัมผัสแผ่นวัดแรง (F1) ตามด้วยแรงต่ำสุด(Fmin) เมื่อจุดสูงสุดในการกระทกที่สูงสุดของอัตราไหลได้มาจากยอดการกระทก (F1) ซึ่งการระบุขั้นตอนนี้กำหนดให้ LR คือ การรับแรงสะท้อนปฏิกิริยาการกระทกจากอัตราการไหล และแรงปฏิกิริยาของพื้น (GRF) เท่ากับจุดสูงสุดของการกระทก, Fmin คือ บริเวณแรงต่ำสุด, BW คือน้ำหนักร่างกาย



รูปที่14 แสดงแบบของกราฟแรงในแนวแกน X, Y และ Z สำหรับการวิ่งผ่านแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา  
ที่มา : Nordin et al., 2015

## 2.11 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) มีประโยชน์ในการตรวจสอบลักษณะการเคลื่อนไหวของนักกีฬา สามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับแรงภายนอกที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่สามารถช่วยโค้ชหรือนักวิทยาศาสตร์การกีฬาในการจัดโปรแกรมการฝึกและสามารถประเมินพัฒนาการทางร่างกายของนักกีฬาได้ (Beckham, 2014)

แรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) เกี่ยวข้องกับการเจริญเติบโตของกระดูก ดังนั้นจึงมีความสำคัญต่อกิจกรรมทางกายที่มีผลต่อกระดูกในเด็ก การทดสอบการวัดความเร่งเพื่อคาดการณ์แรงปฏิกิริยาจากพื้น แนวตั้งในเด็ก 40 คน (อายุเฉลี่ย 8.6 ปี) ระหว่างการเดินช้า เดินเร็ว วิ่งและกระโดด ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างจำนวนการเคลื่อนไหวที่ได้จากการวัดความเร่งและแรงปฏิกิริยาจากพื้น อยู่ในระดับปานกลางถึงสูงและมีความสำคัญระหว่างการเดินและวิ่ง สัดส่วนการออกกำลังกายในแต่ละวันของเด็ก การประเมินค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น ขณะทำกิจกรรมทางกายจึงมีความสำคัญในการสร้างกระดูกของเด็ก (Kathleen, 2003)

การประเมินการควบคุมการทรงตัวเป็นสิ่งสำคัญ ซึ่งเป็นแนวทางในการฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายในทางกายภาพบำบัด ทำการศึกษาในผู้ป่วยในโรคหลอดเลือดสมองที่เข้ารับการฟื้นฟูสมรรถภาพ โดย

ประเมินการควบคุมการทรงตัวให้ยืนตรงบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) 2 แผ่น เพื่อวัดตำแหน่งของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ขณะรักษาการทรงตัวในขณะที่ยืน ใน 5 รูปแบบ (ยืนตรงเปิดตา ยืนตรงปิดตา ยืนตรงเอียงตัวไปด้านซ้ายหรือขวารักษาสมดุลให้ไม่ล้ม ยืนตรงเอียงตัวไปด้านซ้ายหรือขวารักษาสมดุลให้ไม่ล้ม ยืนตรงลงน้ำหนักที่เท้าให้เท่ากันทั้งสองข้าง โดยดูค่าจุดศูนย์กลางของแรงกดของเท้าแต่ละข้าง และทั้งสองข้าง, การลงน้ำหนักสมดุลหรือไม่, ความสัมพันธ์ของจุดศูนย์กลางของแรงกดกับแขนขา เพื่อประเมินปัญหาการควบคุมการทรงตัวเฉพาะของผู้ป่วยและสามารถให้การรักษาได้โดยตรง (Mansfield, 2015)

Nachiappan (2008) ทำการศึกษารูปแบบการประเมินจุดศูนย์กลางของแรงกด (COP) และโมเมนต์ (moment) ของกระดูกกระเบนเหน็บระดับที่ 2 (S2) ในการเดินผู้ป่วยที่เป็นโรคกระดูกสันหลังคด โดยใช้แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) วัดความเครียดเพื่อประเมินการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางของแรงกด ด้านข้างซ้ายขวา (medial – lateral) และด้านหน้าหลัง (anterior – posterior) ใช้กล้อง 6 ตัว ในบันทึกการเคลื่อนไหวพร้อมบันทึกข้อมูล เพื่อเป็นการคัดกรองเบื้องต้นและประเมินการผ่าตัด scoliosis

Pankaj (2016) ศึกษาการใช้แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ในการวิเคราะห์การทรงตัวขณะให้โปรแกรมการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มการทรงตัว หลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกและข้อเข่า ในระยะเฉียบพลัน ในผู้ป่วย 63 คน โดยแบ่งเป็น 2 กลุ่ม กำหนดให้กับกลุ่มออกกำลังกายทั่วไป (n = 33) และกลุ่มออกกำลังกายเพิ่มการทรงตัว (n = 30) กลุ่มออกกำลังกายทั่วไปได้ทำแบบฝึกการเคลื่อนไหวร่วมกับการเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อโดยเฉพาะ ในขณะที่กลุ่มออกกำลังกายเพิ่มการทรงตัว จะทำการออกกำลังกายทั่วไปร่วมกับการออกกำลังกายเพิ่มการทรงตัวสามชนิด หลังจากใช้โปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพ 5 สัปดาห์ การทรงตัวของผู้ป่วยจะได้รับการประเมินด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา เพื่อจุดศูนย์กลางแรงกด (COP) ผู้ป่วยในกลุ่มกลุ่มออกกำลังกายเพิ่มการทรงตัว แสดงให้เห็นถึงการลดลงอย่างมีนัยสำคัญในพื้นที่วงรี 95% สำหรับด้านหน้าและหลัง

Gözde (2017) ศึกษาการทำงานของเท้าที่สัมพันธ์กับการทรงตัวในผู้สูงอายุ โดยใช้แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ที่มีขนาด 120 เซนติเมตร x 40 เซนติเมตร ทำการประเมินขณะยืนและเดิน เพื่อดูผลของจุดศูนย์กลางแรงกด (COP) และการแกว่งของร่างกาย พบว่าความเร็วในการเดินและการเพิ่มขึ้นของจุดศูนย์กลางแรงกด (COP) ขณะเดินอาจบ่งชี้ถึงการเปลี่ยนแปลงการควบคุมการทรงตัวในผู้สูงอายุ

การไม่สามารถรักษาสมดุลได้ขณะยืนจะเพิ่มความเสี่ยงต่อการหกล้มในผู้สูงอายุ การศึกษาในปัจจุบันสามารถประเมินการเคลื่อนไหวของจุดศูนย์กลางแรงกด(COP) ที่วัดด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) โดยทำการศึกษาในผู้หญิงที่อาศัยอยู่ในชุมชน 434 คน อายุ 63 – 76 ปี ทำการวัดจุดศูนย์กลางแรงกด จากการทดสอบการทรงตัวบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา ด้วยการทดสอบ 4 กิจกรรม คือ เดินด้านข้างเปิดตา เดินด้านข้างปิดตา เดินด้านข้างพร้อมใช้มีกตสัญญาณไฟ และเดินด้านข้างพร้อมคิดเลข พบว่าการที่ผู้เข้าร่วมไม่สามารถควบคุมท่าทางได้คือผู้ที่มีค่าจุดศูนย์กลางแรงกดสูง การทดสอบการทรงตัวด้วยวัดด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา สามารถให้ข้อมูลที่บอกถึงความเสี่ยงการหกล้มในผู้สูงอายุได้ ซึ่งเป็นเครื่องมือในการคัดกรองความเสี่ยงการล้มในผู้สูงอายุได้ (Satu, 2008)

สาวิตรี เฉลิมพงษ์ และคณะ (2560) ทำการพัฒนาเครื่องฝึกการลงน้ำหนักและการทรงตัว จากวัสดุสแตนเลสที่มีน้ำหนักเบา น้ำหนักเบาขนาด 18x30 ซม. สามารถเคลื่อนย้ายสะดวก มีหน้าจอแสดงผลการลงน้ำหนักเป็นตัวเลข ดิจิตอล บอกการลงน้ำหนักร่างกายทั้งหมดของร่างกาย และลงน้ำหนักข้างซ้าย/ขวาสร้างสัญญาณไฟ 3 สี เพื่อเป็นตัวกระตุ้นการลงน้ำหนัก และการทรงตัว และให้ข้อมูลป้อนกลับ (Feedback) โดยมีสัญญาณไฟเตือนสร้างโครงจับสแตนเลส และอุปกรณ์ safety เพื่อป้องกันการล้ม ทำการทดสอบความเชื่อมั่นและความเที่ยงตรงของเครื่องมือ พบว่าอยู่ในระดับสูง เครื่องมือนี้สามารถนำไปใช้เพื่อฝึกการลงน้ำหนัก และการทรงตัวในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้

Rana (2009) ได้ทำการพัฒนาเครื่องแสดงแรงกดเท้า เพื่อประเมินแรงกดสูงสุดที่ฝ่าเท้า โดยติดเซนเซอร์ที่แผ่นรองเท้าบริเวณ นิ้วเท้า (toe) กระดูกฝ่าเท้าของนิ้วที่ 1,3,5 (metatarsal head) และ ส้นเท้า (heel) เชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล biopec MP 100 ใช้คอมพิวเตอร์ในการบันทึกข้อมูล และวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้ซอฟต์แวร์ ACP3.7.3 เป็นระบบที่สามารถพกพาเคลื่อนย้ายไปทำภาคสนามได้ และมีหน่วยความจำขนาดใหญ่ สามารถวิเคราะห์การเปลี่ยนท่าทางได้ ทำการทดสอบแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มควบคุมจำนวน 25 คน กลุ่มผู้ที่เป็นโรคเบาหวานจำนวน 25 คน และกลุ่มผู้ที่เป็นโรคเบาหวานและมีอาการทางระบบประสาทร่วมด้วยจำนวน 12 คน พบว่า การกดของแรงได้ฝ่าเท้าสามารถนำมาวิเคราะห์ข้อมูลเบื้องต้นในผู้ที่มีแผลเบาหวาน สามารถนำผลการทดสอบมาใช้ในการออกแบบพื้นรองเท้าเพื่อลดแรงกดของเท้าได้ และสามารถนำมาปรับใช้กับงานอื่นๆได้หลากหลาย

Raphaela (2011) ได้ทำการพัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา(force plate) ที่มีราคาถูกเพื่อประเมินการทรงตัวในมนุษย์ โดยออกแบบโพลีเอสเตอร์ให้เป็นรูวงแหวน เพื่อให้ทำงานและลดค่าใช้จ่าย ใช้เกจความเครียด(strain gauge) จำนวน 4 ชิ้น ติดที่อยู่ด้านในท่ามุม 0, 90, 180, 270 องศา ใช้เหล็ก

1020 เป็นฐานสำหรับยืน เนื่องจากมีความแข็งแรง ราคาไม่แพง มีขนาด 500 x 500 x 6 มิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดใกล้เคียงเชิงพานิชย์ ทำการทดสอบความแม่นยำโดยการวัดมวลของอุปกรณ์ที่ทราบค่า ขณะมีน้ำหนักและไม่มีน้ำหนัก เป็นเวลา 10 วินาที โดยเทียบกับการใช้เครื่องชั่งดิจิตอล ((Filizola ®) ที่มีความแม่นยำหลัก เพื่อเป็นการทดสอบความแม่นยำและเที่ยงตรงของเครื่องมือ

kumar (2011) ได้ทำการพัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ที่มีราคาถูกสามารถวิเคราะห์การเดินได้ ที่มีขนาด 30 x 30 เซนติเมตร ทั้งสี่มุมจะมีสปริง 2 ชั้น และวางพาดด้วยคานโดยสปริงตัวที่หนึ่งวัดแรงในแนวตั้ง และสปริงตัวที่สอง วัดแรงในแนวนอน โดยมีเกจความเครียด (strain gauge) ติดอยู่ที่บริเวณสปริง เมื่อสปริงมีการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน เหนือความเครียดจะเป็นตัววัดแรงที่เกิดขึ้น โดยใช้ วิตสโตน บริดจ์เซอร์กิต (Wheatstone bridge) เป็นตัวควบคุม ดังนั้นผลของวิตสโตนบริดจ์เซอร์กิต เป็นสัดส่วนโดยตรงกับน้ำหนักที่เกิดขึ้น และทำการส่งสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล ด้วยตัวแปลงสัญญาณและส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล

Paola (2015) ทำการออกแบบแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีโครงสร้างที่เรียบง่าย และต้นทุนในการผลิตต่ำ โดยออกแบบแพลตฟอร์ม 2 ขนาดคือ 0.4 เมตร x 0.4 เมตร x 0.12 เมตร และ 0.8 เมตร x 0.4 เมตร x 0.12 เมตร แต่แพลตฟอร์มใช้เกจความเครียด (Strain gauges) เป็นตัวรับแรงในการลงน้ำหนัก โดยวิเคราะห์การเดินขณะหยุดนิ่งและมีการเคลื่อนไหว สามารถใช้วิเคราะห์การเดินได้ในเด็กและผู้ป่วยระบบประสาท

Wardoyo (2016) พัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่า 100 เหรียญสหรัฐฯ น้ำหนักเบา เคลื่อนย้ายง่าย โดยแปลงสัญญาณแรงอยู่ภายในแผ่นยางมีเซ็นเซอร์หนึ่งตัวติดอยู่ที่ด้านล่าง โดยออกแบบให้มีขนาด 250 มิลลิเมตร x 150 มิลลิเมตร x 10 มิลลิเมตร มีขนาดเล็กกว่าเชิงพานิชย์ประมาณ 50 % แต่สามารถวางเท้าทั้งสองข้างได้พอดี รับน้ำหนักได้สูงสุด 60 กก. ได้รับการทดสอบทางชีวกลศาสตร์การวิเคราะห์การยืนและการเดิน ทำการทดสอบในนักศึกษาภาควิชาพลศึกษาสุขภาพและนันทนาการ ซึ่งสามารถทำให้ทราบค่าของแรงที่เกิดขึ้นขณะเดินและวิ่ง เพื่อใช้ในการออกแบบโปรแกรมการฝึกในนักกีฬา และยังสามารถเป็นข้อมูลในงานวิจัยต่างๆได้

Silva (2017) พัฒนาแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ให้มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่าเชิงพานิชย์สิบเท่า ใช้วิเคราะห์ค่าต่างๆทางชีวกลศาสตร์ โดยออกแบบให้มีขนาด 500 มิลลิเมตร x 500 มิลลิเมตร x 10 มิลลิเมตร ใช้เกจความเครียด (Strain gauges) เป็นตัวรับสัญญาณแรง รับน้ำหนักสูงสุดได้ 3600 นิวตัน แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) ที่พัฒนาขึ้นสามารถทำให้ทราบถึง stabilometric การทรงตัวและการควบคุมการทรงตัว

## บทที่ 3 วิธีการวิจัย

### ตอนที่ 1

#### 3.1 การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

รูปแบบการวิจัยในขั้นตอนนี้เป็นการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว โดยพัฒนาออกแบบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่มีความเที่ยงตรง เชื่อถือได้ สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก ใช้งานได้ง่าย และราคาต้นทุนในการผลิตต่ำลง

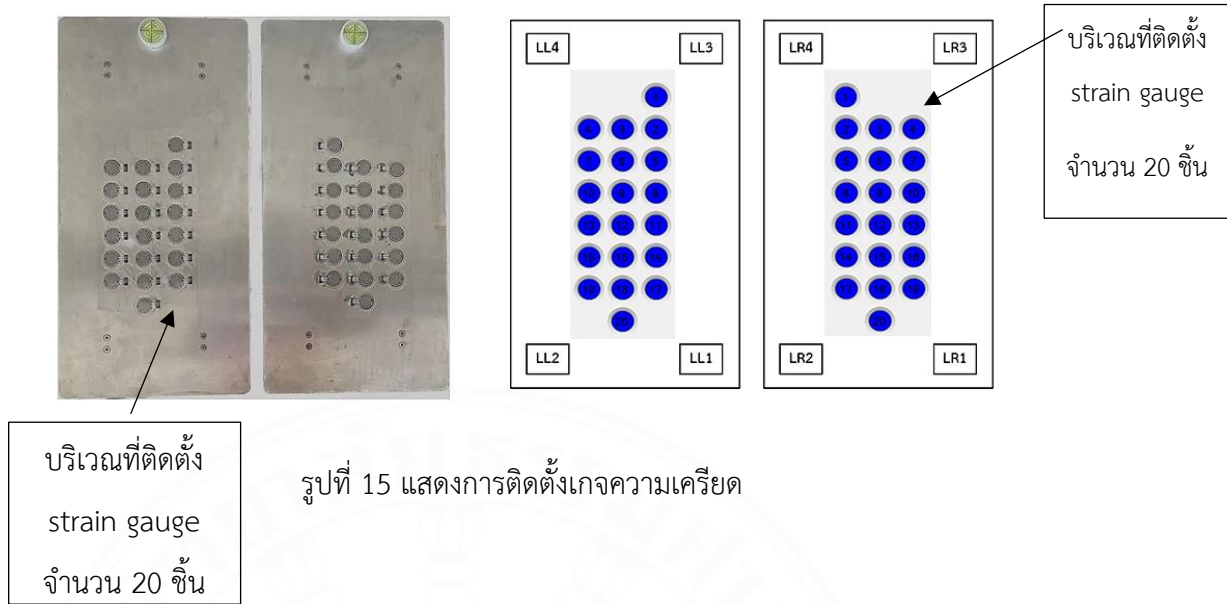
##### 3.1.1 การสร้างเครื่องมือฮาร์ดแวร์ (hardware)

###### 3.1.1.1 ประกอบด้วย (ภาคผนวก ก )

- แผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มม. จำนวน 4 แผ่น
- เกจความเครียด (Strain gauges) จำนวน 40 ชิ้น
- โหลดเซลล์แกนเดี่ยว (Load cell) จำนวน 8 ชุด
- ไมโครคอนโทรลเลอร์ จำนวน 1 บอร์ด
- โมดูลขยายสัญญาณ จำนวน 8 ชุด
- คอมพิวเตอร์ สำหรับรับค่าและแสดงผล

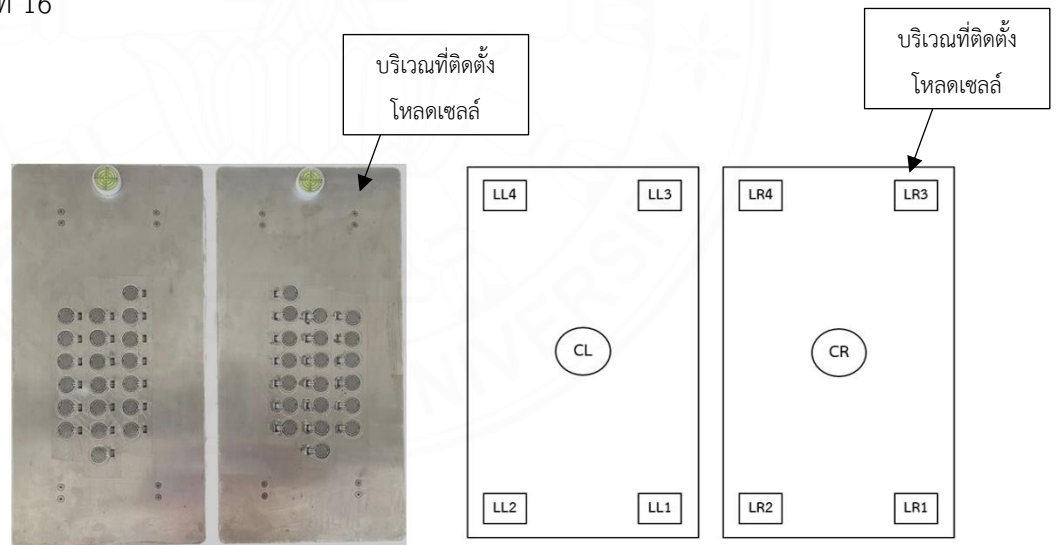
###### 3.1.1.2 ขั้นตอนการประกอบ

- ฐานทำด้วยแผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มม. ทำให้มีความแข็งแรง และแรงที่กระทำสามารถกระทำได้โดยตรง
- ติดตั้งเกจความเครียด (Strain gauges) จำนวน 40 ชิ้น ซึ่งใช้ในการวัดการกระจายน้ำหนักของการวางเท้า ดังรูปที่ 15



- ติดตั้งเซ็นเซอร์โหลดเซลล์ (load cell) เพื่อใช้ในการวัดน้ำหนัก (Reaction weight) และ

จุดศูนย์กลางแรง (center of pressure) โดยนำโหลดเซลล์ติดตั้งทั้ง 4 มุมของแผ่นอลูมิเนียม ดังรูปที่ 16



รูปที่ 16 แสดงการติดตั้งโหลดเซลล์

- ข้อมูลการรับน้ำหนักจากเซ็นเซอร์เกจความเครียดและโพลดเซลล์ถูกส่งข้อมูลมายังไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านข้อมูล I<sup>2</sup>C เพื่อเข้าแสดงผลในหน้าจคอมพิวเตอร์ โดยคอมพิวเตอร์ จะทำหน้าที่แสดงผลค่าแรงที่ถูกกระทำในแต่ละจุดของเซ็นเซอร์เกจความเครียดและโพลดเซลล์ แสดงออกมาในรูปของตัวเลข

### 3.1.2 การสร้างเครื่องมือซอฟต์แวร์ (software)

ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

- ส่วนที่ 1 Graphic User Interface : พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Visual Basic เพื่อแสดงผลหน้าจอค่าแรงกระทำที่เกิดขึ้นในแต่ละจุดของเซ็นเซอร์
- ส่วนที่ 2 Low level : ส่วนนี้พัฒนาขึ้นเพื่ออ่านค่าเซ็นเซอร์จากแรงกดที่เกิดขึ้นจากการวางน้ำหนักเท้า

#### 3.1.2.1 หลักการทำงานของโปรแกรมและการแปลงข้อมูล

- รับข้อมูลที่ได้จากตัวรับสัญญาณ (load cell Amplifier) คือ ค่าแรงกดที่เกิดขึ้นจากการวางน้ำหนักเท้า เข้ามาเพื่อประมวลผล
- ประมวลผลค่าแรงกดที่เกิดจากการวางน้ำหนักเท้า (GRF) เพื่อแปลงหน่วยจากโวลต์เทจ (Voltage) เป็นนิวตัน (N) โดยใช้ linear regression ด้วยสมการ (1) คำนวณโดย Microsoft excel office 2010

$$VMx = A + B - C - D$$

$$VMy = A - B - C + D \quad (1)$$

$$VMz = A + B + C + D$$

หมายเหตุ : A = F1, B = F2, C = F3, D = F4; Fz คือผลรวมของ F1, F2, F3, F4

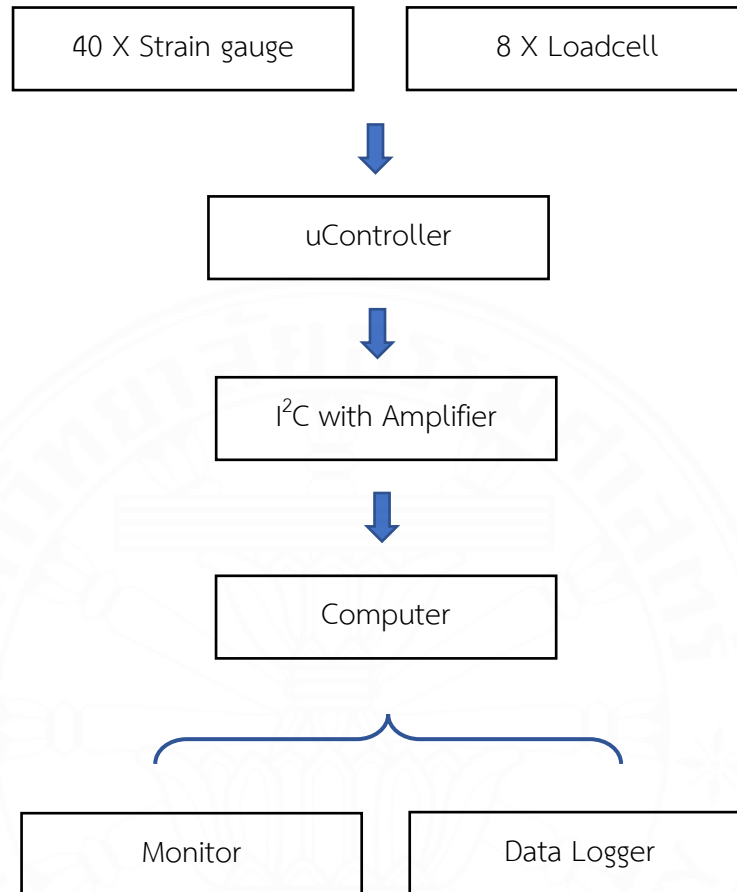
- ประมวลผล COP โดยใช้สมการ (2,3)

$$COPap = x/2[(F1 + F4) - (F2 + F3)/Fz] \quad (2)$$

$$COPml = y/2[(F3 + F4) - (F1 + F2)/Fz] \quad (3)$$

หมายเหตุ : A = F1, B = F2, C = F3, D = F4; Fz คือผลรวมของ F1, F2, F3, F4

หลักการทำงานของโปรแกรมและการแปลงข้อมูล สรุปได้ดังแผนภาพต่อไปนี้



### 3.2 การทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือ

การทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือในงานวิจัยนี้จะทดสอบความเชื่อมั่นของเครื่องมือโดยการทดสอบ 2 ชนิด

#### 3.2.1 การทดสอบการทำซ้ำ (repeatability)

- นำน้ำหนักที่ทราบค่ามาทำการทดสอบในการทดสอบ
- วางแท่งน้ำหนักบนเครื่องต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่พัฒนาขึ้น
- บันทึกค่า และยกแท่งน้ำหนักลง ทำซ้ำ 3 ครั้ง
- นำข้อมูลมาวิเคราะห์ผลการทดสอบ



รูปที่ 17 แสดงการทดสอบการวัดผลค่าแรงปฏิกิริยา (reaction force: GRF)  
ทิศทางแนวตั้ง (vertical)

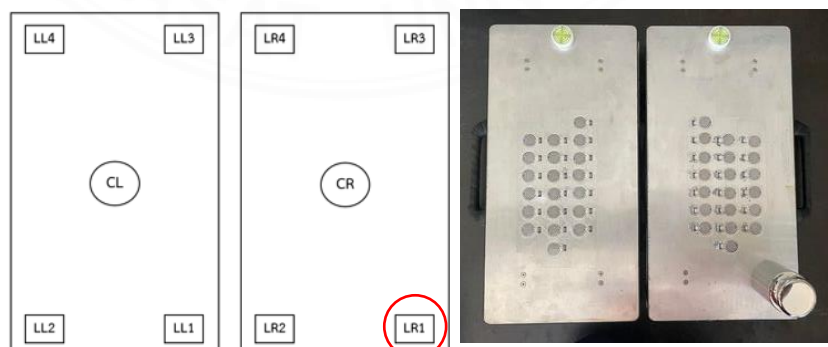
### 3.2.2 การสอบเทียบความแม่นยำ (static calibration)

- โดยนำน้ำหนักที่ทราบค่ามาทำการทดสอบ จากนั้นวางแท่งน้ำหนักบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (force plate) 4 จุด คือ แต่ละมุมของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา วางทิ้งไว้ 10 วินาที บันทึกค่า

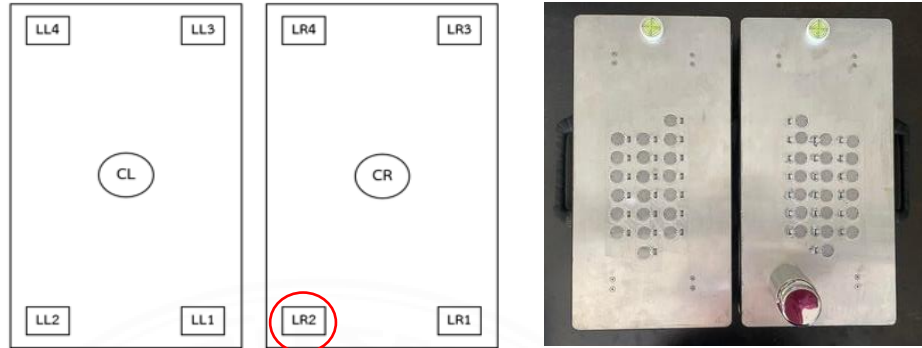
- เพิ่มน้ำหนักขึ้นไปเรื่อยๆจนถึงค่าสูงสุดที่ขอบเขตกำหนดไว้
- บันทึกผลและตรวจสอบความแปรปรวน

#### 3.2.2.1 ตำแหน่งการวางแท่งน้ำหนักบนโหลดเซลล์แต่ละจุด

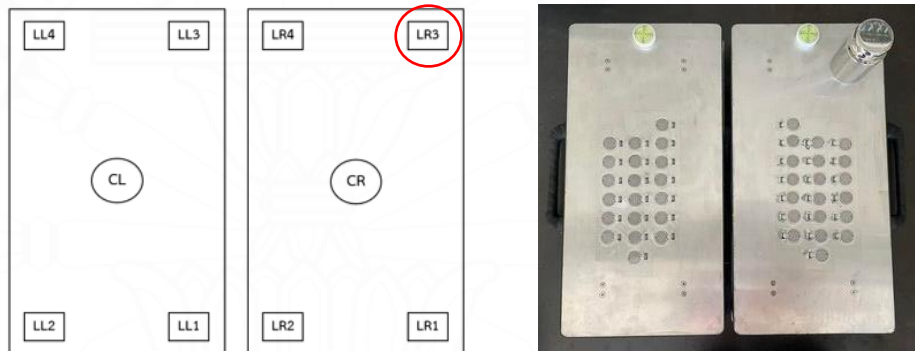
- LR1 แทนตำแหน่งโหลดเซลล์ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านขวามุมขวาล่าง



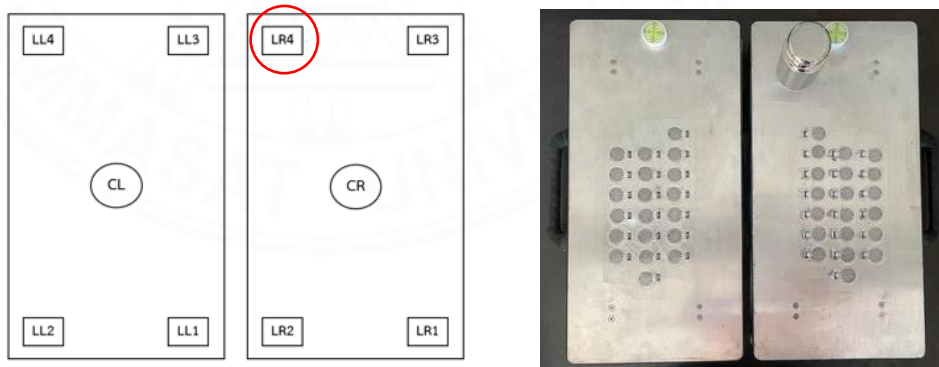
- LR2 แทนตำแหน่งโพลตเซลล์ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิริยาด้านขวามุมซ้ายล่าง



- LR3 แทนตำแหน่งโพลตเซลล์ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิริยาด้านขวามุมขวาบน



- LR4 แทนตำแหน่งโพลตเซลล์ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิริยาด้านขวามุมซ้ายบน

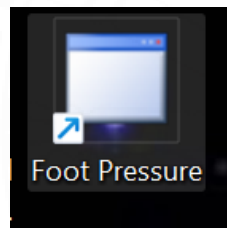


รูปที่ 18 แสดงตำแหน่งการวางน้ำหนัทดสอบความแม่นยำ

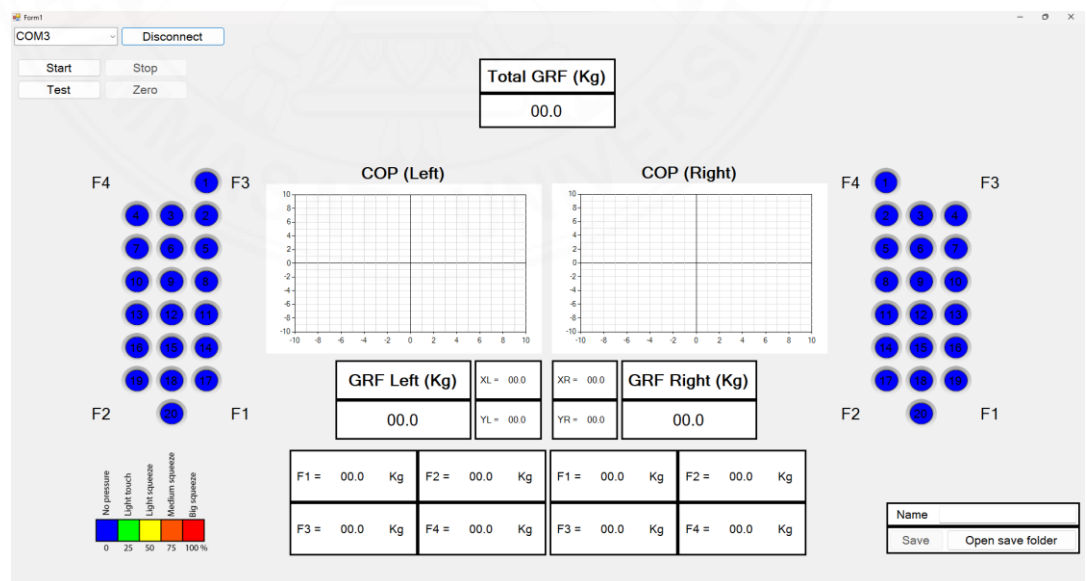
### 3.3 วิธีการใช้เครื่องมือ

- เชื่อมต่อแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาเข้ากับคอมพิวเตอร์
- เปิดโปรแกรมรอประมาณ 10 วินาที เพื่อให้เครื่องพร้อมทำงาน
- ผู้เข้าร่วมทดสอบขึ้นไปยืนบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาโดยไม่สวมรองเท้า ยืนตรงแขนวางแนบข้างลำตัวในท่าที่สบาย กางขาเท่าระดับไหล่ ยืนค้างไว้
- กดปุ่มทำการบันทึกข้อมูลลงคอมพิวเตอร์
- เมื่อโปรแกรมคำนวณผลที่ได้เสร็จ จะได้ไฟล์ผลลัพธ์ตามที่อยู่ที่ได้บันทึกไว้
- สามารถคัดลอกข้อมูลจากไฟล์ผลลัพธ์ไปยัง Microsoft excel ได้ทันที

#### วิธีการใช้เครื่องมือ สรุปลงได้ตั้งแผนภาพต่อไปนี้



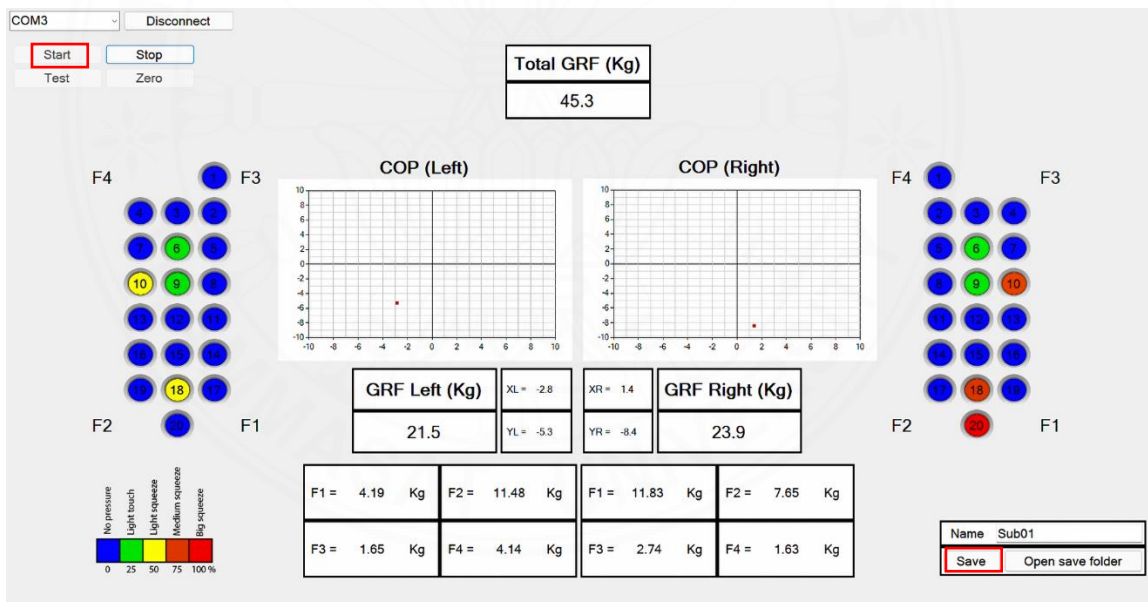
- เชื่อมต่อแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาเข้ากับคอมพิวเตอร์
- เปิดโปรแกรมรอประมาณ 10 วินาที เพื่อให้เครื่องพร้อมทำงาน



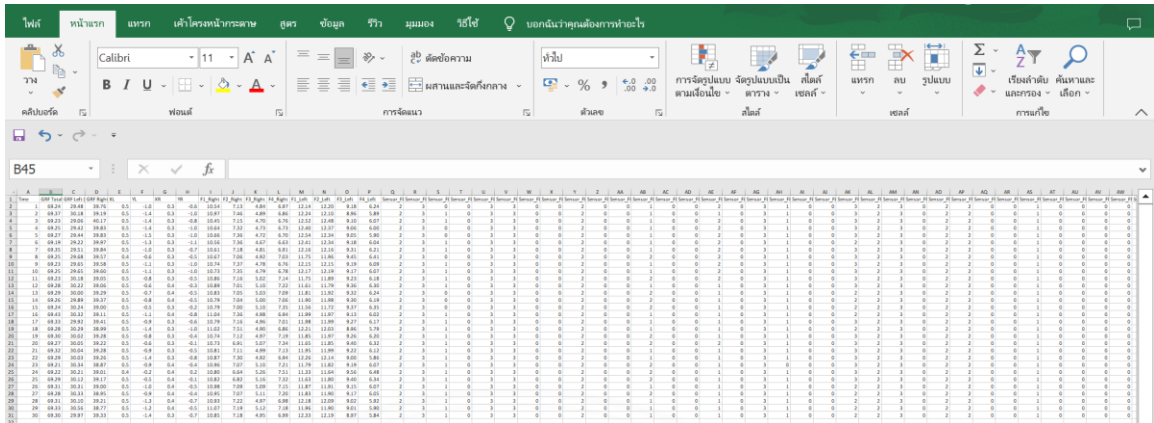
- หน้าจอแสดงผลพร้อมใช้งาน



- ผู้เข้าร่วมทดสอบขึ้นไปยืนบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา โดยไม่สวมรองเท้า ยืนตรงแนววงแนบข้างลำตัวในท่าที่สบาย กางขาเท่าระดับไหล่ ยืนค้างไว้



- กดปุ่มทำการบันทึกข้อมูลลงคอมพิวเตอร์
- เมื่อโปรแกรมคำนวณผลที่ได้เสร็จ จะได้ไฟล์ผลลัพธ์ตามที่อยู่ที่ได้บันทึกไว้



- สามารถคัดลอกข้อมูลจากไฟล์ผลลัพธ์ไปยัง Microsoft excel ได้ทันที

### 3.4 การจัดเก็บและคัดกรองข้อมูล

- ข้อมูลที่ได้จากเกจความเครียดและโพลดเซลล์ จะถูกแปลงข้อมูลเป็นดิจิตอล
- ความละเอียด 24 บิต ซึ่งมีความละเอียดที่สูง
- ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 ซึ่งมีความถี่สูงสุด
- การวิเคราะห์ข้อมูล 16 MHz ผ่านทางการสื่อสาร I<sup>2</sup>C ซึ่งทำให้สามารถอ่านค่า sensor ได้ครั้งละหลายๆตัว และป้องกันสัญญาณรบกวนได้
- โดยข้อมูลที่ได้จะถูกเก็บที่คอมพิวเตอร์ ไฟล์ .CSV

### 3.5 การประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว

#### 3.5.1 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ทรงคุณวุฒิ (ภาคผนวก ข)

ผู้วิจัยจัดทำแบบสอบถามการประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ทรงคุณวุฒิจำนวน 4 ท่าน โดยคุณลักษณะของผู้ทรงคุณวุฒิคือมีความรู้ความสามารถเกี่ยวกับการใช้ force plate มาอย่างน้อย 3 ปี ซึ่งแบบสอบถามแบ่งออกเป็น 3 ตอน คือ

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม

ตอนที่ 2 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว

ตอนที่ 3 ข้อเสนอแนะอื่นๆ

### 3.5.2 ความคิดเห็นเกี่ยวกับความพึงพอใจเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการ ทรงตัวโดยผู้ใช้ (ภาคผนวก ค)

ผู้วิจัยจัดทำแบบสอบถามความพึงพอใจเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการ ทรงตัวโดยผู้ใช้ จำนวน 15 คน โดยคุณลักษณะของผู้ประเมินคือเคยใช้อุปกรณ์ในการประเมินการทรงตัวในรูปแบบต่างๆ ซึ่งแบบสอบถามแบ่งหัวข้อการประเมินคือ ความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้และด้านการใช้งาน

ตอนที่ 2 : ทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์

### 3.6 ประเภทการวิจัย (research design)

การวิจัยเชิงทดลอง (experimental study) : โดยใช้เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นเอง

### 3.7 ที่มาของข้อมูลและกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบ (subject)

ผู้เข้าร่วมการทดสอบที่มีสุขภาพดี จำนวน 15 คน  
อายุระหว่าง 18 – 25 ปี

### 3.8 เกณฑ์การเลือกเข้า (inclusion criteria)

3.8.1 อายุระหว่าง 18 – 25 ปี ขึ้นไป

3.8.2 ไม่มีโรคทางระบบประสาทหรือการทรงตัว (ทดสอบด้วย single leg test)

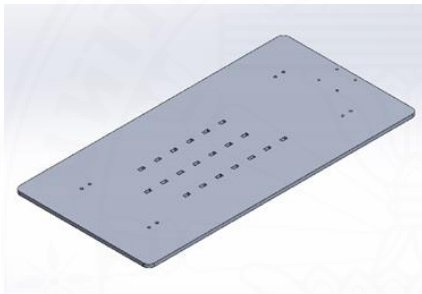
3.8.3 ไม่มีโรคทางระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ (ไม่มีการบาดเจ็บของขามาก่อน 6 เดือน)

### 3.9 เกณฑ์การคัดออก (exclusion criteria)

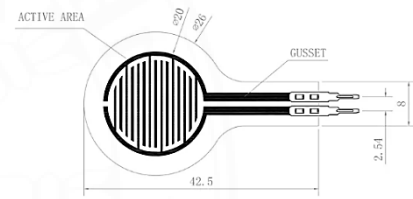
#### 3.9.1 มีการบาดเจ็บของขาและเท้า

### 3.10 วัสดุและเครื่องมือที่ใช้ทดสอบ (materials)

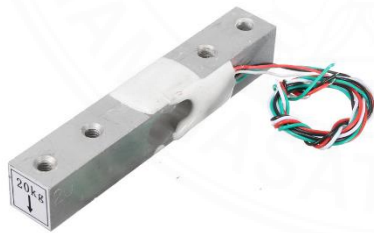
อุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วย แผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มม., เกจความเครียด (Strain gauges), โหลดเซลล์แกนเดี่ยว (Load cell), ไมโครคอนโทรลเลอร์, โมดูลขยายสัญญาณ, คอมพิวเตอร์



รูปที่ 20 แผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มม.



รูปที่ 21 เกจความเครียด (Strain gauges)



รูปที่ 22 โหลดเซลล์ (Load cell Amplifier)



รูปที่ 23 ไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 24 โมดูลขยายสัญญาณ



รูปที่ 26 คอมพิวเตอร์

### 3.11 ตัวแปรที่ใช้ในการทดสอบ (experiment variables)

#### 3.11.1 ตัวแปรต้น (independent variables)

- การยืนในสภาวะอยู่กับที่ (static)

#### 3.11.2 ตัวแปรตาม (dependent variables)

- แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force: GRF)
- จุดศูนย์กลางแรงกด (Center of pressure: COP)
- แรงกดของเท้า (Plantar pressure distribution)

### 3.12 วิธีดำเนินการเก็บรวบรวมข้อมูล

3.12.1 อาสาสมัครรอกแบบสอบถามข้อมูลส่วนตัว (สัมภาษณ์)

3.12.2 ทดสอบการทรงตัวด้วย single leg test

3.12.3 ผู้วิจัยคัดเลือกผู้เข้าร่วมการทดสอบให้ตรงตามเกณฑ์คัดเลือกเข้าจำนวน 15 คน

อายุระหว่าง 18 – 25 ปี

3.12.4 ผู้วิจัยชี้แจงวัตถุประสงค์การวิจัย อธิบายขั้นตอนการวิจัยแก่ผู้เข้าร่วมการทดสอบ พอสังเขป จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการทดสอบเซ็นใบยินยอมเข้าร่วมการทดสอบครั้งนี้

## ขั้นตอนการทดลอง

(ทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์)

การทดสอบในสภาวะอยู่กับที่ : static)

1. การทดสอบนี้จะแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ ให้อาสาสมัครปิดตาและเปิดตา ขณะทำการทดสอบ

เปิดตา : แจ้งให้อาสาสมัคร สวมตามองตรงไปที่กากบาทสีดำที่ติดไว้ที่ผนัง มีระยะห่างจากสายตา 2.5 เมตร ในแนวตั้งฉาก

ปิดตา : แจ้งให้อาสาสมัครรักษาระดับคอให้ตั้งตรง หลังตรง ให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้ในการรักษาสมดุล

2. ทำการทดสอบละ 3 ครั้ง (โดยทุกครั้งหลังการยืนทดสอบให้อาสาสมัครนั่งพักเป็นเวลา 1 นาที จึงเริ่มทำการทดสอบในครั้งถัดไป)

3. อธิบายให้อาสาสมัครยืนตรง ไม่สวมรองเท้าในยืนตรงให้หนึ่งที่สุด แขนวางแนบข้างลำตัว โดยไม่ให้เกิดการแกว่งหรือโยกไปมา

4. จับเวลาในการยืน 30 วินาที และบันทึกผล



รูปที่ 27 แสดงการยืนบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาที่พัฒนาขึ้น

### 3.13 การวิเคราะห์ข้อมูล (data analysis)

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติทั้งหมดจะใช้ SPSS Statistical software (SPSS version 23) จากการเก็บข้อมูลในการนำมาวิเคราะห์งานวิจัยครั้งนี้ ในส่วนของข้อมูลทั่วไปหรือข้อมูลเชิงพรรณนา ได้แก่ข้อมูล อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ดัชนีมวลจะแสดงในรูปของค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน



## บทที่ 4

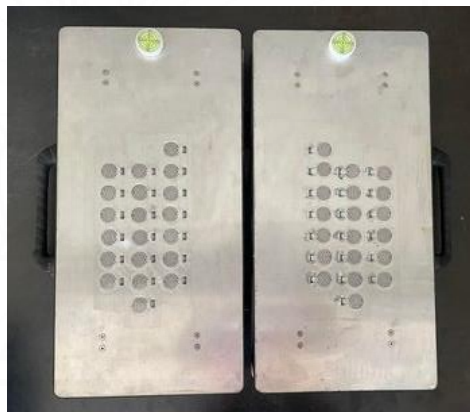
### ผลการวิจัย

ผลการศึกษาการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว ในขณะที่อยู่กับที่ ในบทนี้แบ่งออกเป็น การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องมือ การทดสอบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์ และการอภิปรายผลการวิจัย โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 4.1 ผลการวิจัย

##### 4.1.1 ผลการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

ผลการออกแบบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่ทำการวิจัยแล้วเสร็จ มีลักษณะ ดังรูป 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้น

##### 4.1.1.1 คุณลักษณะของเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่ทำการวิจัยแล้วเสร็จ มีลักษณะดังนี้

1. สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก น้ำหนัก 9.5 กิโลกรัม
2. การใช้งานเชื่อมต่อ่าย
3. สามารถประเมินการลงน้ำหนักและการทรงตัวได้

4. สามารถแสดงการเปลี่ยนแปลงการลงน้ำหนักและการทรงตัวได้อย่างต่อเนื่องตลอดการยื่นทดสอบ
5. สามารถแสดงค่าลงน้ำหนักและการทรงตัวได้
6. สามารถบันทึกค่าลงน้ำหนักและการทรงตัวได้ โดยสามารถตั้งชื่อเพิ่มข้อมูลที่ต้องการลงในหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์

#### 4.1.2 ผลการทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

##### 4.1.2.1 การทดสอบการทำซ้ำ (repeatability) และ การสอบเทียบความแม่นยำ (static calibration)

การสอบเทียบความแม่นยำ (static calibration) ของโพลดเซลล์ในแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านซ้าย โดยใช้แท่งน้ำหนักมาตรฐาน วางที่ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 เพื่อให้ได้สมการ linear regression ได้ผลดังนี้ (ดังแสดงตารางที่ 4.1)

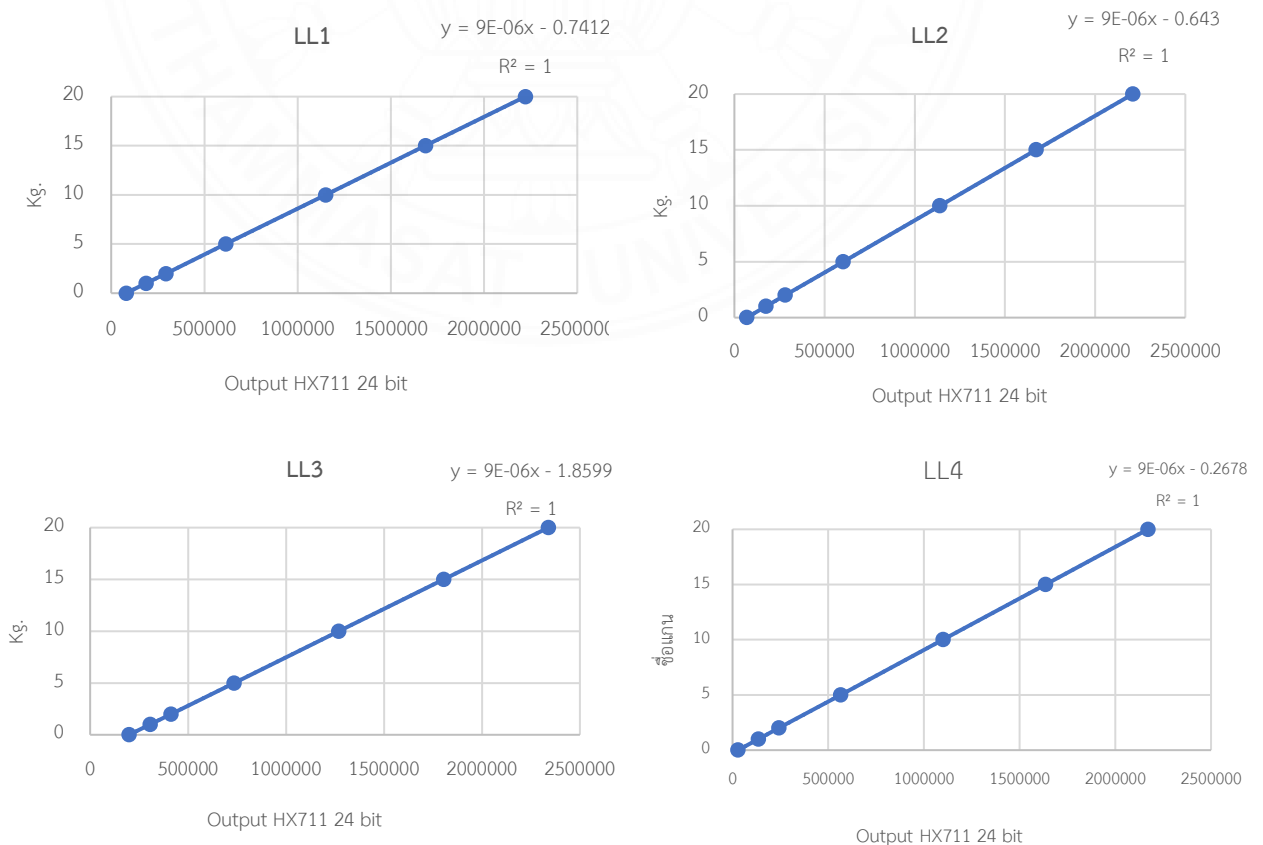
- ที่น้ำหนัก 0 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 79376,68801,199016,28674 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 1 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 186468,175801,306016,135745 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 5 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 614833,603801,734033,564031 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 10 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1150290,1138802,1269051, 1099389 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 15 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1150290,1138802,1269051,1099389 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 20 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 222120,2208802,2339085,2170105 (24 bit) ตามลำดับ

**ตารางที่ 4.1** การทดสอบความแม่นยำของโหนดเซลล์ที่ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านซ้าย

Kg.	Load Cell Output (24 bit)			
	LL1	LL2	LL3	LL4
0	79376	68801	199016	28674
1	186468	175801	306019	135745
5	614833	603801	734033	564031
10	1150290	1138802	1269051	1099389
15	1685747	1673802	1804068	1634747
20	2221204	2208802	2339085	2170105

จากการทดสอบโดยใช้แท่งน้ำหนักมาตรฐานขนาดต่างๆวางบนโหนดเซลล์ในตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านซ้าย พบว่า ความสัมพันธ์ระหว่างค่าน้ำหนักที่วัดได้จากเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้นและขนาดของแท่งน้ำหนักที่ให้ผ่านทางโหนดเซลล์มีความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (linearity) ดังรูปที่ 4.2

**รูปที่ 4.2** การทดสอบความแม่นยำของโหนดเซลล์ ที่ตำแหน่ง LL1,LL2,LL3,LL4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาด้านซ้าย



การสอบเทียบความแม่นยำ (static calibration) ของโหลดเซลล์ในแผ่นสะท้อนแรง ปฏิกริยาด้านซ้าย โดยใช้แท่งน้ำหนักมาตรฐาน วางที่ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 ได้ผลดังนี้ (ดังแสดง ตารางที่4.2)

- ที่น้ำหนัก 0 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 28476,147556,50666,129477 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 1 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 134811,255333,158442,235597 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 5 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 560150,686438,589547,660077 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 10 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1091823,1225319,1128428,1190676 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 15 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1623497,1764201,1667310,1721276 (24 bit) ตามลำดับ
- ที่น้ำหนัก 20 กิโลกรัม ณ ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 2155170,2303082,2206191,2251876 (24 bit) ตามลำดับ

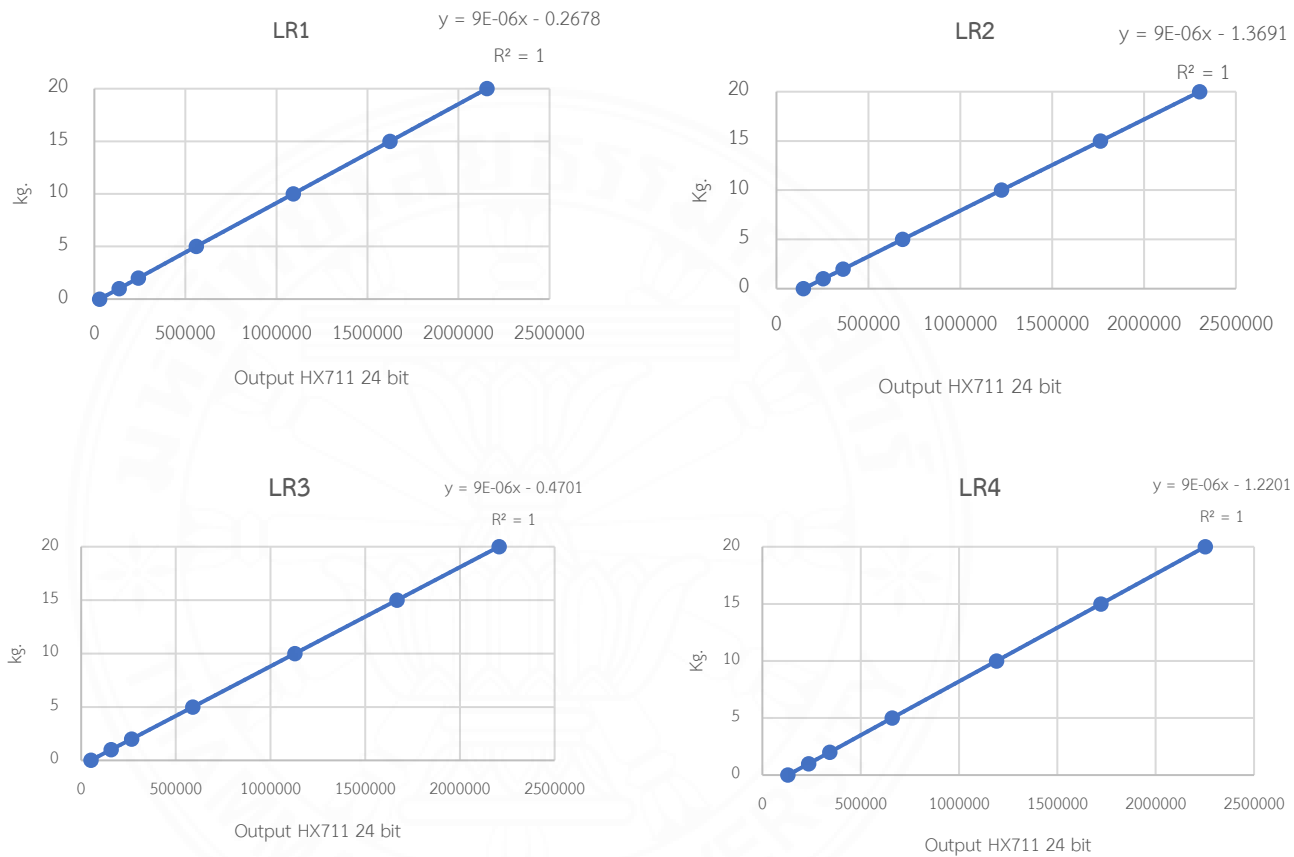
**ตารางที่4.2** การทดสอบความแม่นยำของ sensor ที่ตำแหน่ง F1 F2 F3 F4 และ center ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกริยาด้านขวา

Kg.	Load Cell Output (24 bit)			
	LR1	LR2	LR3	LR4
0	28476	147556	50666	129477
1	134811	255333	158442	235597
5	560150	686438	589547	660077
10	1091823	1225319	1128428	1190676
15	1623497	1764201	1667310	1721276
20	2155170	2303082	2206191	2251876

จากการทดสอบโดยใช้แท่งน้ำหนักมาตรฐานค่าต่างๆวางบนโหลดเซลล์ในตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 ของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกริยาด้านขวา พบว่า ความสัมพันธ์ระหว่างค่าน้ำหนักที่วัดได้

จากเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้นและขนาดของแท่งน้ำหนักที่ให้ผ่านทางโหลดเซลล์มีความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (linearity) ดังรูปที่ 4.3

**รูปที่ 4.3** การทดสอบความแม่นยำของโหลดเซลล์ ที่ตำแหน่ง LR1,LR2,LR3,LR4 ของแผ่นสะท้อนแรง ปฏิกริยาด้านขวา



## 4.2 ผลทดสอบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์

### 4.2.1 คุณสมบัติและลักษณะของอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัย

จำนวนอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัยมีสุขภาพดี อายุระหว่าง 18 – 25 ปี จำนวน 15 คน โดยลักษณะข้อมูลทั่วไป ดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.3 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัย (จำนวน 15 คน)

ข้อมูลทั่วไป	Mean $\pm$ SD	Range
อายุ ( ปี )	21.67 $\pm$ 0.90	20 – 23
ส่วนสูง ( ซม. )	161 $\pm$ 0.07	147 – 173
น้ำหนัก ( กก. )	59.42 $\pm$ 14.06	40.35 – 80.56
ดัชนีมวลกาย ( กก./ม <sup>2</sup> . )	22.83 $\pm$ 4.65	16.16 – 28.99
เพศ ( ชาย/หญิง ), จำนวน (%)	4/11(27/73)	
เท้าด้านถนัด ( ชาย:ขวา )	0:15	

อาสาสมัครอายุเฉลี่ยเท่ากับ 21.67  $\pm$  0.90 ปี มีส่วนสูงเฉลี่ยเท่ากับ 161  $\pm$  0.07 เซนติเมตร มีน้ำหนักเฉลี่ยเท่ากับ 59.42  $\pm$  14.06 กิโลกรัม และมีดัชนีมวลกายเท่ากับ 22.83  $\pm$  4.65 กิโลกรัม/เมตร<sup>2</sup> เพศชายจำนวน 4 คนคิดเป็นร้อยละ 27 เพศหญิง 11 คนคิดเป็นร้อยละ 73 มีความถนัดทางด้านขวาทั้งหมด

#### 4.2.2 ผลการศึกษาเครื่องมือประเมินการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นในอาสาสมัครสุขภาพดี

ศึกษาผลของเครื่องมือประเมินการทรงตัวในอาสาสมัครสุขภาพดี จำนวน 15 คน โดยอาสาสมัครยืนบนแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาเป็นเวลา 30 วินาที ในขณะที่เปิดตาและปิดตา ทำจำนวน 3 ครั้ง ทดสอบผลแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของเท้า

##### 4.2.2.1 แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force: GRF)

จากผลการศึกษาแรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเปิดตาในอาสาสมัคร 15 คน พบว่า มีการลงน้ำหนักที่เท้าด้านซ้ายมากกว่าจำนวน 8 คน คิดเป็นร้อยละ 53.33 และด้านขวามากกว่าจำนวน 7 คนคิดเป็นร้อยละ 46.67 ดังตารางที่ 4.5, 4.6

ในส่วนผลการศึกษาแรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะปิดตาในอาสาสมัคร 15 คน พบว่า มีการลงน้ำหนักที่เท้าด้านซ้ายมากกว่าจำนวน 9 คนคิดเป็นร้อยละ 60.00 และด้านขวามากกว่าจำนวน 6 คน คิดเป็นร้อยละ 40.00 ดังตารางที่ 4.5, 4.7

ตารางที่ 4.4 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเปิดตาและปิดตา (15 คน)

GRF	การลงน้ำหนัก (คน/ร้อยละ)	
	ซ้าย	ขวา
Eye open	8 (53.33%)	7 (46.67%)
Eye close	9 (60.00%)	6 (40.00%)

ตารางที่ 4.5 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเปิดตา

	Eye Open (Mean $\pm$ SD)		
	GRF Total (Kg)	GRF Left (Kg)	GRF Right (Kg)
Sub01	80.54 $\pm$ 0.08	37.78 $\pm$ 0.40	42.76 $\pm$ 0.42
Sub02	65.71 $\pm$ 0.06	32.18 $\pm$ 0.43	33.53 $\pm$ 0.43
Sub03	69.19 $\pm$ 0.08	28.71 $\pm$ 1.18	40.48 $\pm$ 1.17
Sub04	77.81 $\pm$ 0.06	41.15 $\pm$ 0.47	36.66 $\pm$ 0.47
Sub05	65.32 $\pm$ 0.12	28.92 $\pm$ 0.45	36.40 $\pm$ 0.43
Sub06	45.52 $\pm$ 0.05	23.17 $\pm$ 0.24	22.34 $\pm$ 0.22

	Eye Open (Mean $\pm$ SD)		
	GRF Total (Kg)	GRF Left (Kg)	GRF Right (Kg)
Sub07	43.44 $\pm$ 0.03	22.69 $\pm$ 0.53	20.74 $\pm$ 0.53
Sub08	74.26 $\pm$ 0.09	38.58 $\pm$ 1.12	35.68 $\pm$ 1.11
Sub09	59.94 $\pm$ 0.04	28.75 $\pm$ 0.36	31.19 $\pm$ 0.37
Sub10	40.35 $\pm$ 0.04	19.08 $\pm$ 0.25	21.26 $\pm$ 0.24
Sub11	51.16 $\pm$ 0.04	27.81 $\pm$ 0.18	23.34 $\pm$ 0.18
Sub12	52.12 $\pm$ 0.07	28.52 $\pm$ 0.02	23.60 $\pm$ 0.17
Sub13	75.53 $\pm$ 0.19	37.21 $\pm$ 1.65	38.32 $\pm$ 1.59
Sub14	45.35 $\pm$ 0.06	22.97 $\pm$ 1.02	22.39 $\pm$ 0.98
Sub15	45.11 $\pm$ 0.02	22.58 $\pm$ 0.18	22.53 $\pm$ 0.18

ตารางที่ 4.6 แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะปิดตา

	Eye Close (Mean $\pm$ SD)		
	GRF Total (Kg)	GRF Left (Kg)	GRF Right (Kg)
Sub01	80.58 $\pm$ 0.07	38.04 $\pm$ 0.45	42.55 $\pm$ 0.43
Sub02	65.67 $\pm$ 0.04	32.67 $\pm$ 0.28	33.00 $\pm$ 0.28
Sub03	69.28 $\pm$ 0.05	29.95 $\pm$ 0.37	39.33 $\pm$ 0.35
Sub04	77.77 $\pm$ 0.05	41.59 $\pm$ 0.41	36.18 $\pm$ 0.41
Sub05	65.34 $\pm$ 0.04	31.74 $\pm$ 0.21	33.61 $\pm$ 0.21
Sub06	45.51 $\pm$ 0.05	23.15 $\pm$ 0.16	22.36 $\pm$ 0.16
Sub07	43.42 $\pm$ 0.04	22.50 $\pm$ 0.25	20.92 $\pm$ 0.25
Sub08	74.18 $\pm$ 0.07	37.51 $\pm$ 0.61	36.67 $\pm$ 0.59
Sub09	59.90 $\pm$ 0.07	27.33 $\pm$ 0.42	32.58 $\pm$ 0.41
Sub10	40.35 $\pm$ 0.04	20.40 $\pm$ 0.26	19.96 $\pm$ 0.24
Sub11	51.18 $\pm$ 0.03	25.23 $\pm$ 0.31	25.95 $\pm$ 0.31
Sub12	52.11 $\pm$ 0.06	27.57 $\pm$ 0.21	24.54 $\pm$ 0.21
Sub13	75.41 $\pm$ 0.10	38.29 $\pm$ 0.71	37.12 $\pm$ 0.67
Sub14	45.35 $\pm$ 0.03	21.35 $\pm$ 0.29	24.01 $\pm$ 0.27
Sub15	45.09 $\pm$ 0.03	22.76 $\pm$ 0.23	22.32 $\pm$ 0.22

#### 4.2.2.2 จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า (Center of pressure: COP)

ผลการศึกษาค้นคว้าจุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า ขณะเปิดตา มีการเบนออกไปทางด้านซ้ายเป็นระยะ 0 – 1.75 เซนติเมตร และออกไปทางด้านขวา 0 – 2.5 เซนติเมตร ขณะปิดตา มีการเบนออกไปทางด้านซ้ายเป็นระยะ 0.26 - 2.75 เซนติเมตร และออกไปทางด้านขวา 0 - 3.5 เซนติเมตร ดังตาราง 4.8

ตารางที่ 4.7 จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้าขณะเปิดตาและปิดตา

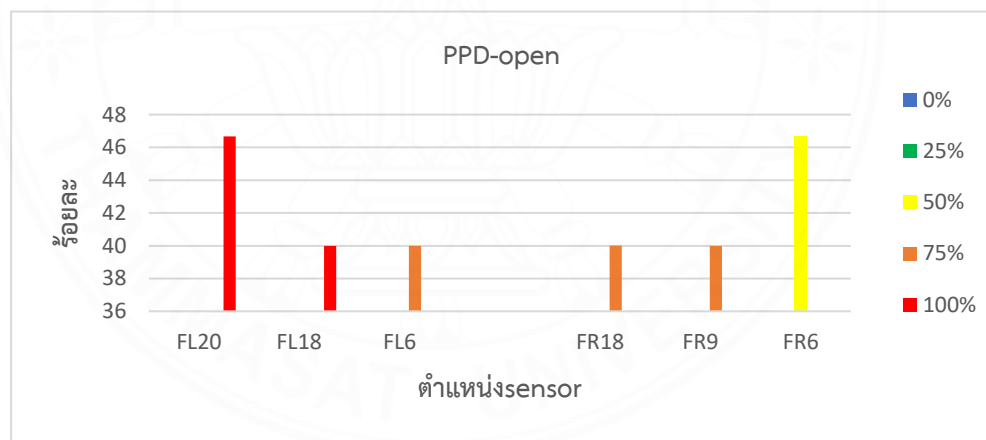
ระยะห่างจากศูนย์กลาง (เซนติเมตร)	COP (คน/ร้อยละ)			
	เปิดตา		ปิดตา	
	เท้าซ้าย	เท้าขวา	เท้าซ้าย	เท้าขวา
0.00-0.25	3 (20.00%)	1 (6.67%)		1 (6.67%)
0.26-0.50	1 (6.67%)		4 (26.67%)	4 (26.67%)
0.51-0.75		2 (13.33%)	2 (13.33%)	2 (13.33%)
0.76-1.00	3 (20.00%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)
1.01-1.25	3 (20.00%)			1 (6.67%)
1.26-1.50	2 (13.33%)	3 (20.00%)	3 (20.00%)	1 (6.67%)
1.51-1.75	3 (20.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	
1.76-2.00		3 (20.00%)		1 (6.67%)
2.01-2.25			1 (6.67%)	1 (6.67%)
2.26-2.50		2 (13.33%)		
2.51-2.75			2 (13.33%)	1 (6.67%)
2.76-3.00		1 (6.67%)		1 (6.67%)
3.01-3.25				
3.26-3.50				1 (6.67%)

#### 4.2.2.3 การกระจายแรงกดของเท้า (Plantar pressure distribution)

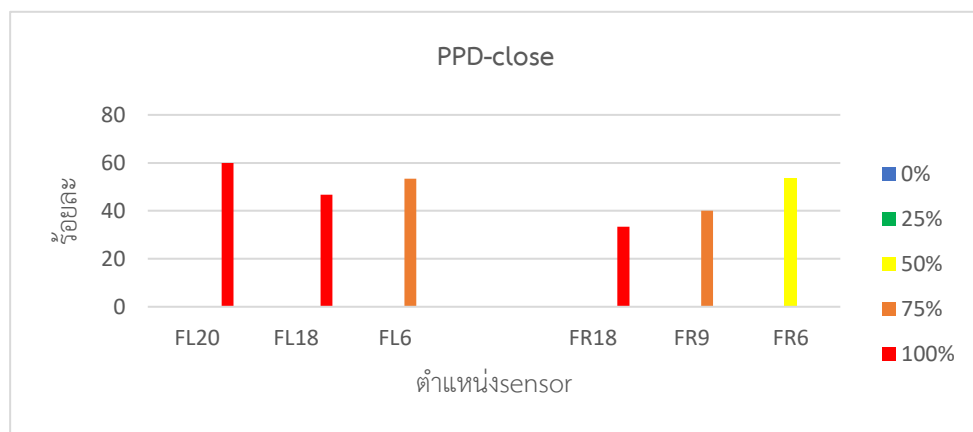
ผลการศึกษากการกระจายแรงกดของเท้าซ้ายขณะเปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง FL20 ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 46.67 ตำแหน่ง FL18 ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 40.00 ตำแหน่ง FL6 ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 และการกระจายแรงกดของเท้าขวาขณะเปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง FL18 ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.01 ตำแหน่ง FL9 ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 ตำแหน่ง FL6 ลงน้ำหนัก 50% คิดเป็นร้อยละ 46.67 ดังรูปที่ 4.4 ตาราง 4.9– 4.10

ในส่วนผลการศึกษากการกระจายแรงกดของเท้าซ้ายขณะปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง FL20 ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 60.00 ตำแหน่ง FL18 ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 46.66 ตำแหน่ง FL6 ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 53.33 และการกระจายแรงกดของเท้าขวาขณะปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง FL18 ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 33.33 ตำแหน่ง FL9 ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 ตำแหน่ง FL6 ลงน้ำหนัก 50% คิดเป็นร้อยละ 53.33 ดังรูปที่ 4.5 ตาราง 4.11 – 4.12

รูปที่ 4.4 การกระจายแรงกดเท้าขณะเปิดตา



รูปที่ 4.5 การกระจายแรงกดเท้าขณะปิดตา



ตารางที่ 4.8 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา

PPD(L) - eye open (คน/ร้อยละ)																				
	FL_1	FL_2	FL_3	FL_4	FL_5	FL_6	FL_7	FL_8	FL_9	FL_10	FL_11	FL_12	FL_13	FL_14	FL_15	FL_16	FL_17	FL_18	FL_19	FL_20
0%	10 (66.67%)	11 (73.33%)	13 (86.66%)	14 (93.33%)	6 (40.00%)	2 (13.33%)	14 (93.33%)	13 (86.66%)	7 (46.67%)	11 (73.33%)	15 (100.00%)	11 (73.33%)	15 (100.00%)	14 (93.33%)	3 (20.00%)	15 (100.00%)	10 (66.67%)	3 (20.00%)	15 (100.00%)	4 (26.67%)
25%	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	3 (20.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	7 (46.66%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)
50%	2 (13.33%)	3 (20.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	5 (33.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	5 (33.33%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)
75%	2 (13.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	6 (40.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)
100%	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	6 (40.00%)	0 (0.00%)	7 (46.67%)

ตารางที่ 4.9 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา

PPD(R) - eye open (คน/ร้อยละ)																				
	FR_1	FR_2	FR_3	FR_4	FR_5	FR_6	FR_7	FR_8	FR_9	FR_10	FR_11	FR_12	FR_13	FR_14	FR_15	FR_16	FR_17	FR_18	FR_19	FR_20
0%	12 (80.00%)	13 (86.66%)	11 (73.33%)	15 (100.00%)	9 (60.01%)	1 (6.67%)	13 (86.67%)	14 (93.33%)	3 (20.00%)	8 (53.33%)	15 (100.00%)	11 (73.33%)	10 (66.67%)	14 (93.33%)	6 (40.00%)	14 (93.33%)	11 (73.33%)	2 (13.33%)	15 (100.00%)	6 (40.00%)
25%	2 (13.33%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	3 (20.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)
50%	1 (6.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	7 (46.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	5 (33.33%)
75%	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	6 (40.00%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.66%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	6 (40.01%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)
100%	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	5 (33.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)

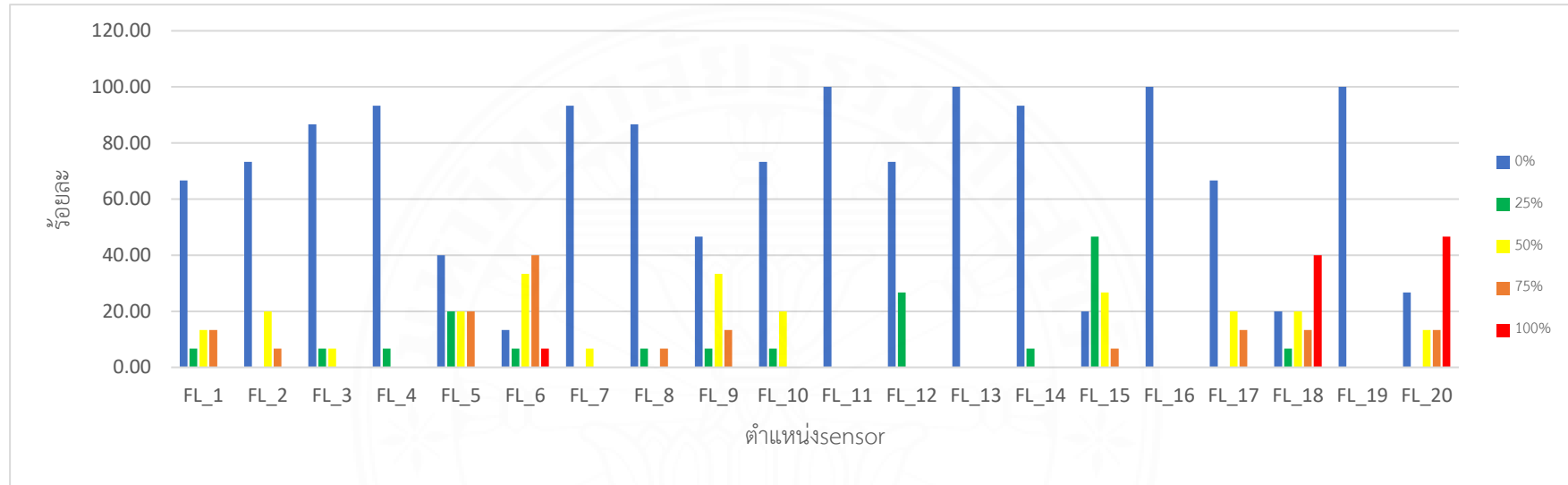
ตารางที่ 4.10 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา

PPD(L) - eye close (คน/ร้อยละ)																				
	FL_1	FL_2	FL_3	FL_4	FL_5	FL_6	FL_7	FL_8	FL_9	FL_10	FL_11	FL_12	FL_13	FL_14	FL_15	FL_16	FL_17	FL_18	FL_19	FL_20
0%	9 (60.00%)	9 (60.00%)	11 (73.33%)	15 (100.00%)	6 (40.00%)	1 (6.67%)	14 (93.33%)	13 (86.66%)	8 (53.33%)	10 (66.67%)	15 (100.00%)	10 (66.67%)	15 (100.00%)	13 (86.66%)	7 (46.66%)	15 (100.00%)	9 (60.00%)	3 (20.00%)	15 (100.00%)	4 (26.66%)
25%	1 (6.67%)	2 (13.33%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)
50%	4 (26.66%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	5 (33.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)
75%	0 (0.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	8 (53.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)
100%	1 (6.67%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	7 (46.66%)	0 (0.00%)	9 (60.00%)

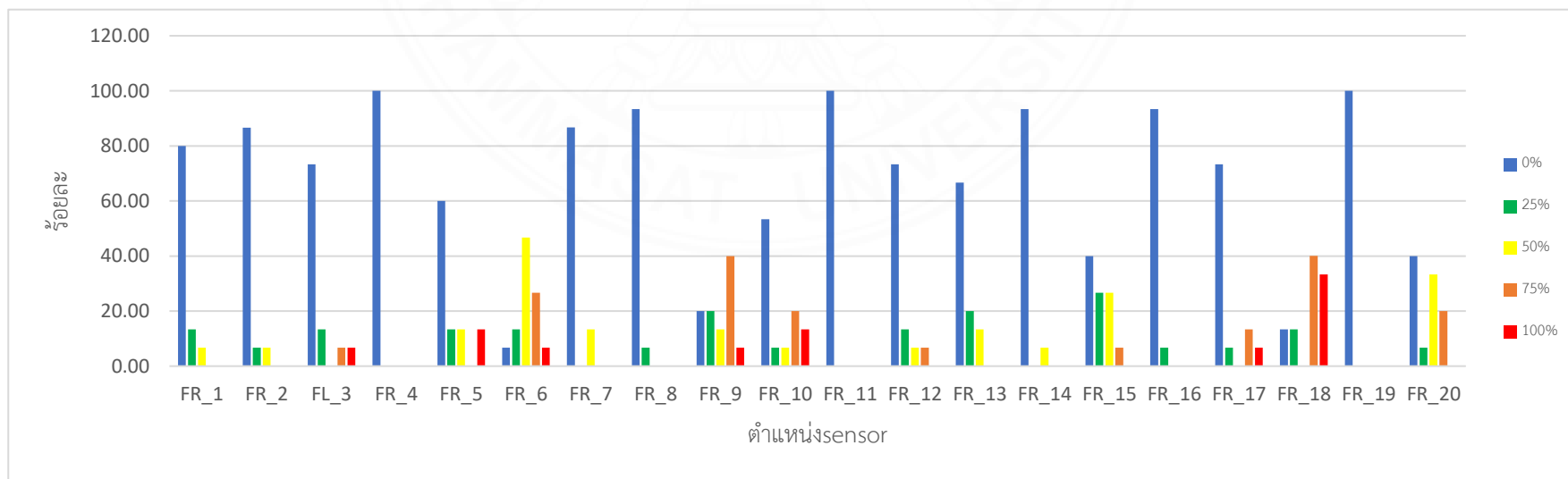
ตารางที่ 4.11 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา

PPD(R) - eye close (คน/ร้อยละ)																				
	FR_1	FR_2	FR_3	FR_4	FR_5	FR_6	FR_7	FR_8	FR_9	FR_10	FR_11	FR_12	FR_13	FR_14	FR_15	FR_16	FR_17	FR_18	FR_19	FR_20
0%	8 (53.33%)	11 (73.34%)	7 (46.66%)	15 (100.00%)	6 (40.00%)	0 (0.00%)	14 (93.33%)	15 (100.00%)	4 (26.67%)	11 (73.33%)	15 (100.00%)	9 (60.00%)	11 (73.34%)	14 (93.33%)	5 (33.33%)	15 (100.00%)	9 (60.00%)	2 (13.33%)	15 (100.00%)	8 (53.33%)
25%	5 (33.33%)	2 (13.33%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	3 (20.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	4 (26.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)
50%	0 (0.00%)	2 (13.33%)	3 (20.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	8 (53.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	5 (33.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)
75%	1 (6.67%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	6 (40.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	6 (40.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	4 (26.66%)	4 (26.68%)	0 (0.00%)	6 (40.00%)
100%	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	2 (13.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	1 (6.67%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)	5 (33.33%)	0 (0.00%)	0 (0.00%)

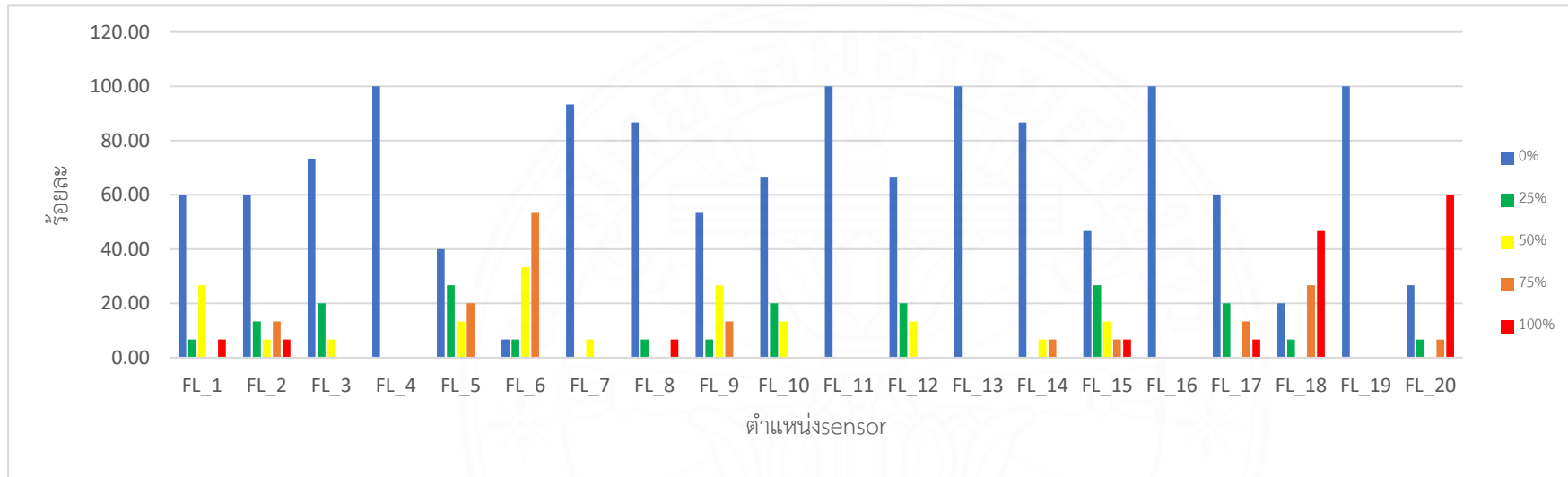
รูปที่ 4.6 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา



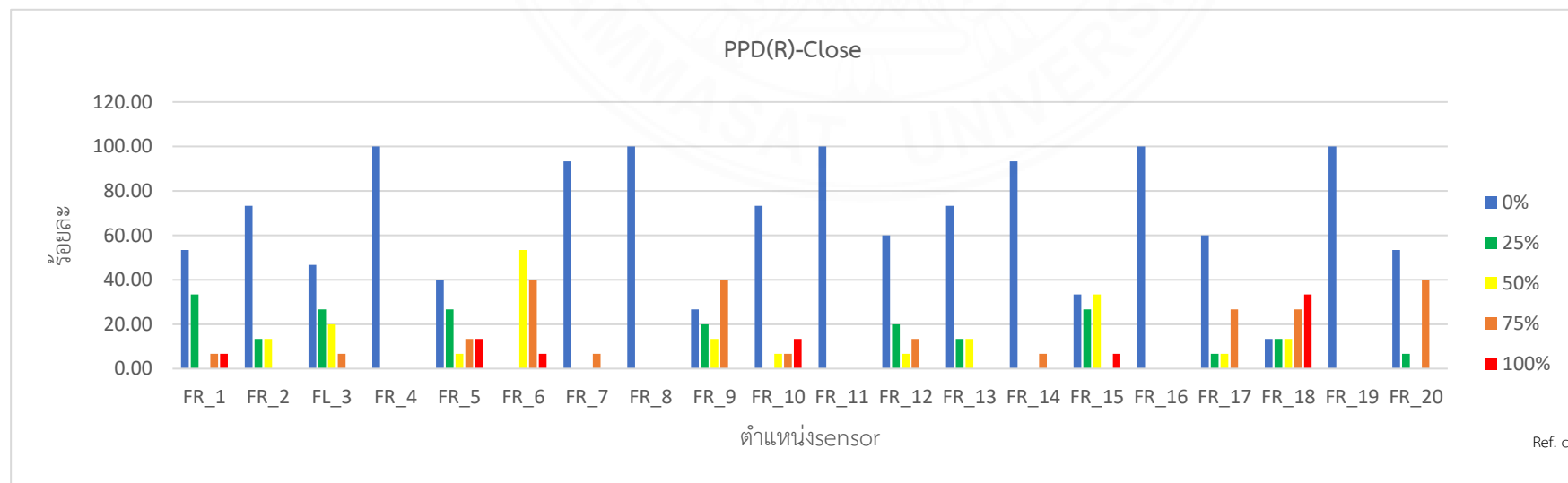
รูปที่ 4.7 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะเปิดตา



รูปที่ 4.8 การกระจายแรงกดของเท้าซ้าย (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา



รูปที่ 4.9 การกระจายแรงกดของเท้าขวา (Plantar pressure distribution) ขณะปิดตา



#### 4.2.3 ผลการศึกษาการประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว (แบบสอบถาม)

##### 4.2.3.1 ผลการศึกษาความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวโดยผู้ทรงคุณวุฒิ

ผลการศึกษาการประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว โดยผู้เชี่ยวชาญจำนวน 4 ท่าน พบว่าความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ ในด้านวัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์เหมาะสมมีความสอดคล้องค่อนข้างมากคิดเป็นร้อยละ 75 ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้มีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100 ความทนทานของวัสดุที่ใช้มีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100 การออกแบบมีความเหมาะสมสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 50 และวัสดุมีความปลอดภัยต่อการใช้งานมีความสอดคล้องมากร้อยละ 100

ในส่วนความเหมาะสมการออกแบบ พบว่าตำแหน่งของจุดอ้างอิงมีความเหมาะสมมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 75 การออกแบบรูปลักษณ์สวยงามมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 75

ในส่วนความเหมาะสมทางชีวกลศาสตร์ พบว่าถูกต้องตามหลักชีวกลศาสตร์มีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 75 อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อนมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100 อุปกรณ์มีความมั่นคงมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100

ในส่วนการนำไปใช้ พบว่าสะดวกต่อการใช้งานมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100 อุปกรณ์มีน้ำหนักเหมาะสมมีความสอดคล้องค่อนข้างมากคิดเป็นร้อยละ 75 มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้มีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 100

ในส่วนความถูกต้องและแม่นยำของอุปกรณ์ พบว่าอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีความถูกต้องและแม่นยำมีความสอดคล้องมากคิดเป็นร้อยละ 75 ดังตาราง 4.13

ตารางที่ 4.12 ข้อมูลเฉลี่ยของแบบสอบถามประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว (แบบสอบถามผู้ทรงคุณวุฒิ)

รายการประเมิน	ระดับความคิดเห็น (คน/ร้อยละ)			
	4	3	2	1
<b>ความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้</b>				
1. วัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์มีความเหมาะสม	1 (25 %)	3 (75 %)		
2. ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้	4 (100 %)			
3. ความทนทานของวัสดุที่ใช้	4 (100 %)			
4. การออกแบบมีความเหมาะสม	2 (50 %)	2 (50 %)		
5. วัสดุมีความปลอดภัยต่อการใช้งาน	4 (100 %)			
<b>ความเหมาะสมของการออกแบบ</b>				
1. ตำแหน่งจุดอ้างอิงมีความเหมาะสม	3 (75 %)	1 (25 %)		
2. อุปกรณ์ออกแบบรูปลักษณะสวยงาม	3 (75 %)	1 (25 %)		
<b>ความเหมาะสมทางชีวกลศาสตร์</b>				
1. ถูกต้องตามหลักชีวกลศาสตร์	3 (75 %)	1 (25 %)		
2. อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อน	4 (100 %)			
3. อุปกรณ์มีความมั่นคง	4 (100 %)			
<b>การนำอุปกรณ์ไปใช้</b>				
1. สะดวกต่อการใช้งาน	4 (100 %)	1 (25 %)		
2. อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีน้ำหนักเหมาะสม	1 (25 %)	3 (75 %)		
3. มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้	4 (100 %)			
<b>ความถูกต้องและแม่นยำของอุปกรณ์</b>				
1. อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีความถูกต้องและแม่นยำ	3 (75 %)	1 (25 %)		

#### 4.2.3.2 ผลการศึกษาความพึงพอใจเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการ ทรงตัวโดยผู้ใช้

ผลการศึกษาความพึงพอใจในการใช้เครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว ในอาสาสมัครจำนวน 15 คน พบว่าความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ ในด้านวัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์เหมาะสมมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้มีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 อุปกรณ์ออกแบบรูปลักษณะสวยงามมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 80 ความเหมาะสมของรูปร่างและขนาดมีความพึงพอใจมากที่สุดมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 74

ในด้านการใช้งาน พบว่าสะดวกต่อการใช้งานมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีน้ำหนักเหมาะสมมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 67 มีความปลอดภัยต่อผู้ที่มีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อนมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 การแสดงผลและบันทึกผลมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 100 ความพึงพอใจโดยรวมมีความพึงพอใจมากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 80 ดังตาราง 4.14



**ตารางที่ 4.13** ข้อมูลเฉลี่ยของแบบสอบถามการใช้งานเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัวใน  
อาสาสมัครอายุระหว่าง 18 – 25 ปี จำนวน 15 คน

รายการประเมิน	ระดับความคิดเห็น (คน/ร้อยละ)				
	5	4	3	2	1
<b>ความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้</b>					
1.วัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์มีความเหมาะสม	15 (100%)				
2.ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้	15 (100%)				
3.อุปกรณ์ออกแบบรูปลักษณะสวยงาม	12 (80%)	3 (20%)			
4.ความเหมาะสมของรูปร่างและขนาด	11 (74%)	2 (13%)	2 (13%)		
<b>ด้านการใช้งาน</b>					
1.สะดวกต่อการใช้งาน	15 (100%)				
2.อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีน้ำหนักเหมาะสม	10 (67%)	2 (20%)	2 (13%)		
3.มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้	15 (100%)				
4.อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อน	15 (100%)				
5.การแสดงผลและการบันทึกข้อมูลได้สะดวก	15 (100%)				
6.ความพึงพอใจโดยรวม	12 (80%)	3 (20%)			

## บทที่ 5

### อภิปรายผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

การออกแบบพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวนั้นสร้างโดยใช้แผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มิลลิเมตร มีการติดตั้งโพลดเซลล์ทั้ง 4 มุมในแต่ละแผ่นทดสอบ ตัวรับแรงของเท้าจำนวน 40 ชิ้น และสามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ รายงานผลได้ทันทีที่เริ่มทำการทดสอบและสามารถเก็บผลการทดสอบในรูปแบบของไฟล์ excel ได้ เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นมีการติดเซนเซอร์น้อยลงและวัดค่าเพียง 1 มิติ จึงทำให้มีราคาต่ำลง แต่ยังคงสามารถใช้ประเมินการลงน้ำหนักและการทรงตัวได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ (Su et al., 2015, Hong et al., 2016, Hong et al., 2017) และมีน้ำหนักเพียง 9.5 กิโลกรัม สามารถเคลื่อนย้ายและติดตั้งในการใช้งานได้สะดวก

การทรงตัวและการรักษาสมดุลของร่างกายในระหว่างการยืนเป็นสิ่งสำคัญในการดำเนินกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน force plate คือเครื่องมือที่ใช้ประเมิน การยืน การเดิน การทรงตัว การกระโดด (Barela and Duarte, 2011, Dias et al., 2011, Urquiza, 2005) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการนำ force plate มาใช้ในการประเมินการทรงตัวกันอย่างแพร่หลายเพราะเป็นเครื่องมือที่สามารถบอกความสามารถของการทรงตัวได้หลายมิติ แต่เนื่องด้วยเครื่องมือนี้มีราคาที่สูง มีค่าใช้จ่ายมาก การติดตั้งและการเคลื่อนย้ายได้ยาก จึงมีเพียงในโรงพยาบาลหรือสถาบันดูแลสุขภาพบางแห่งเท่านั้น (Pei-Yi Lo et al., 2022) การศึกษานี้จึงดำเนินการเพื่อพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่มีราคาถูก ติดตั้งง่าย เคลื่อนย้ายสะดวก

#### 5.2 การทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัว

ในการทดสอบประสิทธิภาพเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในด้านการทดสอบซ้ำและทดสอบการสอบเทียบความแม่นยำ ทำการทดสอบโดยการวัดค่าแรงปฏิกิริยา (ground reaction force: GRF) ในทิศทางแนวตั้ง (vertical) โดยใช้แท่งน้ำหนักมาตรฐานวางลงบนโพลดเซลล์ในแผ่นด้านซ้ายและด้านขวาของเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้น โดยทำการทดสอบกับโพลดเซลล์ทั้ง 4 มุมในแต่ละแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าน้ำหนักที่วัดได้จากเครื่องมือต้นแบบที่พัฒนาขึ้น

และขนาดของแรงน้ำหนักที่ให้ผ่านทางตัวตรวจวัดมีความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (linearity) เช่นเดียวกับการทดสอบของ (Silva, 2017) ได้ทำการพัฒนา low - cost force และได้ทำการทดสอบคุณภาพของเครื่องมือโดยใช้แรงน้ำหนักที่ทราบค่ามาทำการทดสอบและแสดงถึงค่าความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (linearity) เพื่อความแม่นยำและน่าเชื่อถือของเครื่องมือ

### 5.3 การทดสอบเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการใช้งานจริงในมนุษย์

ในการศึกษาแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force : GRF) ขณะเปิดตาพบว่ามี การลงน้ำหนักที่เท้าด้านซ้ายมากกว่าจำนวน 8 คน คิดเป็นร้อยละ 53.33 และด้านขวามากกว่าจำนวน 7 คน คิดเป็นร้อยละ 46.64 และขณะปิดตาพบว่ามี การลงน้ำหนักที่เท้าด้านซ้ายมากกว่าจำนวน 9 คนคิดเป็น ร้อยละ 60.00 และด้านขวามากกว่าจำนวน 6 คน คิดเป็นร้อยละ 40.00 ผลการศึกษาที่สอดคล้องกับ การศึกษาที่ผ่านมาคือ การนำแผ่นประเมินการลงน้ำหนักทดสอบการลงน้ำหนักของเท้าในผู้หญิงจำนวน 101 คน พบว่ามี การลงน้ำหนักที่เท้าซ้ายร้อยละ 52.33 มากกว่าเท้าขวาร้อยละ 47.67 เนื่องจากกลไกการ รักษาการทรงตัวของร่างกายเกิดจากความสัมพันธ์ของระบบที่เกี่ยวข้องได้แก่ ระบบประสาทส่วนกลาง ระบบประสาทรับความรู้สึกและระบบโครงร่างกล้ามเนื้อ (Guccione,Wong & Aver,2012) โดยเมื่อ ตัวรับความรู้สึกชนิดต่างๆถูกกระตุ้น สมองบริเวณที่ควบคุมการเคลื่อนไหวจะวิเคราะห์ข้อมูล และกำหนด รูปแบบการเคลื่อนไหวหรือการลงน้ำหนักที่เหมาะสมในการทรงตัว(จงจินตน์ รัตนานันท์ชัย,2542) ซึ่ง ผลที่ได้จากการประเมินนี้แสดงถึงการทรงตัวของร่างกาย (postural control) ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่ สามารถบอกถึงความผิดปกติของร่างกาย และนำไปสู่การป้องกันการบาดเจ็บได้ (Daniela Ohlendorf ,2022) การควบคุมการทรงตัวอาจช่วยให้เข้าใจปัญหาและภาวะต่างๆในผู้ป่วยหรือผู้สูงอายุได้ เช่นใน ผู้ป่วยโรคทางระบบประสาท ผู้ที่มีภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง หรือในผู้ป่วยพาร์กินสัน เราสามารถประเมิน การทรงตัวดูจากค่าGRF ได้ (Minamisawa ,2011, Minamisawa , 2020) โดยสรุปจากการศึกษาที่ผ่านมา แสดงให้เห็นถึงความสำคัญของ GRF เป็นประโยชน์ในการประเมินความมั่นคงในการทรงตัว (Zadpoor , Nikooyan ,2011)

จากการศึกษาจุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า (center of pressure : COP) พบว่าจุด ศูนย์กลางแรงกดของเท้าขณะเปิดตา มีการเบนออกไปทางด้านซ้ายเป็นระยะ 0 – 1.75 เซนติเมตร และ เบนออกไปทางด้านขวา 0 – 2.5 เซนติเมตร ขณะปิดตามีการเบนออกไปทางด้านซ้ายเป็นระยะ 0.26 – 2.75 เซนติเมตร และเบนออกไปทางด้านขวา 0 – 3.5 เซนติเมตร ปฏิบัติการควบคุมท่าทางอัตโนมัติ

(automatic postural reactions) ร่างกายจะมีการปรับตัวเพื่อการควบคุมสมดุลร่างกายโดยให้มีการทำงานของกล้ามเนื้อ และใช้พลังงานของร่างกายให้น้อยที่สุด แต่เมื่อเกิดการรบกวนจนทำให้แนวจุดศูนย์ถ่วงร่างกายออกนอกเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกายจะกระตุ้นให้ร่างกายเกิดกระบวนการปรับสมดุลโดยการดึงให้จุดศูนย์ถ่วงร่างกายกลับเข้าสู่ฐานรับน้ำหนักร่างกายใหม่อย่างรวดเร็วเพื่อไม่ให้เกิดการหกล้มขึ้น เรียกกระบวนการนี้ว่า การตอบสนองของปฏิกิริยาการควบคุมท่าทางอัตโนมัติ โดยลักษณะการตอบสนองของปฏิกริยานี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเปลี่ยนจุดศูนย์ถ่วงร่างกาย (สมนึก กุลสถิตพร, 2549) ระยะของการเบนออกจากศูนย์กลางแสดงถึงการรักษาสถิตของร่างกายขณะยืน หากมีระยะน้อยเท่าไร ความมั่นคงในการทรงตัวก็จะยิ่งมากขึ้นเท่านั้น (Prieto et al, 1996) ขณะยืนร่างกายจะถูกรบกวนแรงโน้มถ่วงของโลก จึงทำให้เกิดการเร่งหรือลดความเร็วของจุดศูนย์ถ่วงร่างกาย (center of mass : COM) ซึ่งจุดศูนย์ถ่วงร่างกายเกี่ยวข้องโดยตรงกับจุดศูนย์กลางแรงกดของร่างกาย (center of pressure : COP) (Winter et al, 1998) กล่าวคือฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย (Base of support: BOS) เป็นพื้นที่ที่เป็นไปได้สำหรับการเคลื่อนไหวของจุดศูนย์กลางแรงกดของร่างกาย เกิดจากการรักษาสถิตโดยการเคลื่อนย้ายจุดศูนย์กลางแรงกดของร่างกายอย่างรวดเร็วเพื่อป้องกันไม่ให้จุดศูนย์ถ่วงร่างกายออกนอกฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย (Hof et al., 2005, Pai et al, 1998, Winter, 1995) ดังนั้นการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางแรงกดของร่างกายเร็วและไกลเท่าไร จะส่งผลต่อ การควบคุมสมดุลขณะเคลื่อนไหว (dynamic balance control) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาการทดสอบสมดุลของร่างกายในช่วงอายุต่างๆพบว่าระยะทางเฉลี่ยของจุดศูนย์กลางแรงกด ในผู้สูงอายุมีค่ามากกว่าในคนอายุน้อย (Prieto et al,1996, Slobounov et al, 2006) การวิเคราะห์จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้าสามารถนำมาประเมินผู้ป่วยทางคลินิกได้ เช่น ฟื้นสภาพของ (motor recovery) การรับรู้ความรู้สึก และการรับรู้ความเข้าใจ (Mansfield, 2015) โดยวิเคราะห์จากพื้นที่การเคลื่อนของจุดศูนย์กลางแรงกด การเคลื่อนในทิศทางด้านหน้า - หลัง (anteroposterior : AP) และ ทิศทางด้านซ้าย - ขวา (mediolateral : ML) ซึ่งเป็นตัวที่บ่งบอกความสามารถในการควบคุมการทรงตัวได้ (Montesinos , 2018 ) นอกจากนี้ระยะห่างของจุดศูนย์กลางแรงกดระหว่างจุดสูงสุดและต่ำสุดในทิศทางด้านหน้า - หลัง และ ทิศทางซ้าย - ขว หากมีระยะห่างที่มากแสดงถึงการทรงตัวที่ไม่ดี ระยะห่างของจุดศูนย์กลางแรงกดเป็นพารามิเตอร์ที่ใช้ในการประเมินการทรงตัว และเป็นพารามิเตอร์ที่เชื่อถือได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในทิศทางทิศทางด้านซ้าย - ขวา นิยมใช้ในการประเมินผู้ป่วยที่มีความผิดปกติการควบคุมการเคลื่อนไหว (Valle , 2016) จากหลายการศึกษาพบว่า หากจะทำการประเมินการทรงตัวด้วยการแกว่งของร่างกาย (postural sway) ควรพิจารณาจากการเบนออกของจุดศูนย์กลางร่างกาย (Berg et al, 1989, Prieto et al., 1993, Kairy et

al., 2003, Anker et al,2008, Blum and Korner-Bitensky, 2008, Mercer et al, 2009) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ (Golriz et al, 2012, Hébert-Losier and Murray, 2020) กล่าวว่าความเร็วและระยะห่างของ จุดศูนย์กลางแรงกดเป็นพารามิเตอร์ที่น่าเชื่อถือได้ในการประเมินการทรงตัว

จากการศึกษาการกระจายแรงกดของเท้า (Plantar pressure distribution : PPD) พบว่าการกระจายแรงกดของเท้าช่วงขณะเปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 ตำแหน่งคือตำแหน่ง ส้นเท้า (FL20) ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 46.67 รองลงมาคือตำแหน่ง หน้าต่อส้นเท้า (FL18) ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 40.00 และตำแหน่งกึ่งกลางเท้าส่วนหน้า(FL6) ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 และการกระจายแรงกดของเท้าช่วงขณะเปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่งหน้าต่อส้นเท้า (FL18) ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.01 ตำแหน่ง กึ่งกลางฝ่าเท้า (FL9) ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 ตำแหน่งกึ่งกลางเท้าส่วนหน้า (FL6) ลงน้ำหนัก 50% คิดเป็นร้อยละ 46.67 ในส่วนผลการศึกษาการกระจายแรงกดของเท้าช่วงขณะปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง ส้นเท้า (FL20) ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 60.00 ตำแหน่ง หน้าต่อส้นเท้า (FL18) ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 46.66 ตำแหน่งกึ่งกลางเท้าส่วนหน้า (FL6) ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 53.33 และการกระจายแรงกดของเท้าช่วงขณะปิดตาบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด 3 อันดับคือตำแหน่ง หน้าต่อส้นเท้า (FL18) ลงน้ำหนัก 100% คิดเป็นร้อยละ 33.33 ตำแหน่งกึ่งกลางฝ่าเท้า (FL9) ลงน้ำหนัก 75% คิดเป็นร้อยละ 40.00 ตำแหน่งกึ่งกลางเท้าส่วนหน้า (FL6) ลงน้ำหนัก 50% คิดเป็นร้อยละ 53.33 สอดคล้องกับงานวิจัยของ (Chun Kit Ang ,2018) ที่ศึกษาการกระจายแรงกดของเท้าขณะยืนบนพื้นระนาบและพื้นลาดเอียงในคนสุขภาพดี 24 คน อายุ 19-24 ปี ทำการติดเซนเซอร์ที่ฝ่าเท้าจำนวน 6 ตำแหน่ง คือ นิ้วโป้งเท้า, ด้านข้างปลายฝ่าเท้าด้านใน, กึ่งกลางปลายฝ่าเท้า, ด้านข้างปลายฝ่าเท้าด้านนอก, ด้านข้างกึ่งกลางฝ่าเท้าและส้นเท้า ผลพบว่าการกระจายแรงกดของเท้าบริเวณส้นเท้ามีค่ามากที่สุด รองลงมาคือกึ่งกลางปลายฝ่าเท้า และเมื่อพื้นเอียงมากขึ้นพบว่าเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าไปทางด้านหน้าการลงน้ำหนักไปที่ส่วนปลายเท้ามากขึ้น และยังสอดคล้องกับการศึกษาของ (Daniela ,2022) ที่ทำการศึกษาลงน้ำหนักของเท้าที่เกิดขึ้นในเพศหญิงสุขภาพดีจำนวน 101 คน พบว่าอัตราส่วนการลงน้ำหนักของฝ่าเท้าบริเวณฝ่าเท้าด้านหน้าต่อส้นเท้ามีค่าเท่ากับ 1 : 2 การที่แรงกดที่ส้นเท้ามีปริมาณมากกว่าส่วนอื่นเกิดจากแนวแรงโน้มถ่วงของโลก (line of gravity) โดยเริ่มจากจุดถ่วงของร่างกาย (center of mass) และวิ่งลงผ่านที่บริเวณข้อเท้าส่งแต่ที่บริเวณส้นเท้าแล้วจึงกระจายแรงต่อไปยังฝ่าเท้าทางด้านหน้าต่อไป (Perry ,2003) แรงหรือน้ำหนักที่กดลงที่ส้น

เท้ามาจากส่วนของร่างกายมนุษย์ที่มีจุดที่ยื่นออกมามากที่สุดในระยะช่วงล่างนั่นเอง (Schünke , 2018)

ปัจจุบันมีการนำผลการศึกษากายการกระจายแรงกดของเท้าที่สามารถเป็นตัวบอกหรือพยากรณ์ปัญหาที่เกิดขึ้นกับเท้าได้ การเปลี่ยนแปลงหรือความผิดปกติในการกระจายแรงในการกดของเท้าอาจเกิดจากผลกระทบจากปัจจัยต่างๆ เช่น น้ำหนัก เพศ โครงสร้างของเท้า หรือแม้แต่ลักษณะท่าทางของแต่ละคนในการยืนหรือเดิน ซึ่งการประเมินการกระจายแรงกดของเท้าสามารถประเมินได้ทั้งขณะยืน เดินหรือการทำกิจกรรมต่างๆ โดยการติดเซนเซอร์ที่ฝ่าเท้า หรือการใช้ force plate ในการประเมินความผิดปกติหรือโรคที่อาจเกิดขึ้นได้ เพราะเท้าเป็นโครงสร้างร่างกายส่วนล่างส่วนแรก que เชื่อมต่อแรงกระทำที่เกิดขึ้นแล้วส่งผ่านแรงขึ้นไปยังข้อเข่า ข้อสะโพก และกระดูกสันหลัง ซึ่งสามารถวิเคราะห์ปัญหาได้ทั้งในขณะยืนหรือเดิน การใช้ชีวิตประจำวันของมนุษย์ส่วนใหญ่อยู่กับท่าทางการยืน การเดิน โดยเท้าจะเป็นตัวรับแรงกระทำจากพื้น ซึ่งแรงกระทำที่เกิดขึ้นเป็นแรงที่ไม่สม่ำเสมอ สามารถทำให้เกิดแรงเครียด (stress) ที่อาจเป็นสาเหตุให้เกิดปัญหาเกี่ยวกับโครงสร้างของเท้า ซึ่งอาจเป็นปัญหาในอนาคตของการเกิดการบาดเจ็บในเท้าและโครงสร้างอื่นๆได้ (Bautista et al,2018)

#### 5.4 การประยุกต์ใช้ทางคลินิก

การทรงตัวคือความสามารถของร่างกายในการควบคุมและรักษาจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย (center of gravity, COG) ให้อยู่ในฐานรองรับน้ำหนักของร่างกาย (base of support, BOS) จึงทำให้ร่างกายอยู่ในภาวะสมดุล ทั้งขณะอยู่กับที่และขณะเคลื่อนไหว (Shumway Cook & Woollacott, 2007 ) การรักษาสมดุลและการควบคุมการทรงตัวของร่างกายจำเป็นต้องอาศัยการทำงาน of ร่างกายอย่างประสานสัมพันธ์กันในทุกๆระบบ(สมนึก กุลสถิตพร,2549) หากมีความผิดปกติก็อาจส่งผลให้การรักษาสมดุลและการทรงตัวของร่างกายเสียไป เป็นผลให้เกิดโอกาสในการล้มได้ การประเมินความเสี่ยงในการล้มสามารถช่วยให้ลดปัญหาของการบาดเจ็บ หรือเสียชีวิตได้ หนึ่งในเครื่องมือที่สามารถช่วยประเมินการล้มได้ คือ force plate โดยดูจากค่าของจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure: COP) สามารถบอกถึงการแกว่งของร่างกาย (body sway) ซึ่งสัมพันธ์กับการล้มได้ กล่าวคือ หากค่าของ COP ยิ่งไกลออกจากจุดศูนย์กลางหรือออกนอกฐานรองรับน้ำหนักร่างกาย (Base of support : BOS) มากเท่าไรก็จะยิ่งเพิ่มความเสี่ยงในการล้มมากขึ้นเท่านั้น

## 5.5 สรุปผลการวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้ทำการศึกษาเพื่อพัฒนาเครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวที่สามารถประเมินการทรงตัวได้แม่นยำ สามารถวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น จุดศูนย์กลางแรงกดของเท้า การกระจายแรงกดของเท้าได้ ซึ่งเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ในการประเมินการทรงตัวในผู้สูงอายุ เพื่อป้องกันการเกิดการล้มซึ่งเป็นสาเหตุหลักในการเกิดการบาดเจ็บในผู้สูงอายุ อีกทั้งยังสามารถใช้เครื่องมือต้นแบบในการประเมินการทรงตัวในการคัดกรองผู้ที่มีปัญหาต่างๆที่เกี่ยวกับการทรงตัวและนำข้อมูลที่ได้ไปใช้ในการประเมิน วางแผนการรักษาต่อไป เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นนั้นไม่มีความซับซ้อนในการติดตั้งและใช้งาน ประเมินผลได้ง่าย รวดเร็ว และสามารถนำไปใช้ในนอกห้องปฏิบัติการหรือนอกโรงพยาบาลได้ จึงนำไปใช้ประเมินผู้สูงอายุหรือผู้ป่วยในชุมชนได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถช่วยลดภาระค่าใช้จ่ายของการเดินทางมาใช้บริการที่โรงพยาบาลเพื่อติดตามผลของการรักษาได้ ช่วยลดเวลาการทำงานของผู้ให้บริการหรือบุคลากรทางการแพทย์ได้

## 5.6 ข้อจำกัดในการวิจัย

1. เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นไม่สามารถแสดงผลของความเร็วในการแกว่งของร่างกายขณะยืนได้
2. การศึกษาในครั้งนี้ไม่ได้มีการตรวจลักษณะของเท้า เนื่องจากแรงกดหรือการกระจายแรงกดที่เท้าอาจมีความผิดปกติที่แตกต่างกันออกไป
3. การวิจัยนี้ใช้ข้อมูลจากเครื่องมือที่พัฒนาทั้งหมด อาจมีการใช้เครื่องมือวิทยาศาสตร์อื่นด้วยเพื่อยืนยันผลว่าเกิดขึ้นเหมือนกัน

## 5.7 ข้อเสนอแนะ

1. การศึกษานี้เป็นกรณีศึกษา (pilot study) ควรเพิ่มขนาดประชากรที่ใช้ในการศึกษาวิจัยในอนาคต
2. ควรออกแบบเครื่องมือให้กระชับรัดขึ้น

## เอกสารอ้างอิง

- กานดา ใจภักดี. (2542). *วิทยาศาสตร์ การเคลื่อนไหว*. (พิมพ์ครั้งที่ 3). กรุงเทพฯ: ดวงกลม.
- คณาจารย์วิทยาลัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล. (2548). *วิทยาศาสตร์ การกีฬา*. กรุงเทพฯ: มีเดีย เพรส.
- จงจินตน์ รัตนานันทชัย. (2542). *การควบคุมการเคลื่อนไหว*. เชียงใหม่: ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
- ชุมพล ผลประมุข, และ สุรวัดน์ จริยาวัฒน์. (2552). *สรีรวิทยา*. (พิมพ์ครั้งที่ 4). กรุงเทพฯ: ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล.
- ณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์. (2561). *การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้นเชือกที่ต่างกันในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง*. (วิทยานิพนธ์มหาบัณฑิต, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย).
- นฤมล ลีลาวัฒน์. (2553). *สรีรวิทยาของการออกกำลังกาย*. ขอนแก่น: มหาวิทยาลัยขอนแก่น.
- ปรเมท เหมรชตนนท์. (2562). ความเข้าใจที่คลาดเคลื่อนในบทบาทของแรงปฏิกิริยาจากพื้นและแรงทอร์คต่อความเร็วหัวไม้กอล์ฟ. *วารสารวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา*, 19(1), 25-36.
- ประเสริฐ อัสสันตชัย. (2552). *ปัญหาสุขภาพที่พบบ่อยในผู้สูงอายุและการป้องกัน*. (พิมพ์ครั้งที่ 2). กรุงเทพฯ: ยูเนียน ครีเอชั่น.
- พรรัชนี วีระพงศ์. (2554). *หลักพื้นฐานการออกกำลังกายเพื่อการบำบัด*. สมุทรปราการ: มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ.
- พีระพงศ์ บุญศิริ. (2535). *วิทยาศาสตร์ว่าด้วยกลไกการเคลื่อนไหวของร่างกาย*. กรุงเทพฯ: โอเดียนสโตร์.
- รัฐชนา หน่อคำ. (2559). ผลของการออกกำลังกายแบบก้าวตามตารางต่อการทรงตัวในผู้สูงอายุ. *พยาบาลสาร*, ปีที่ 43, กรกฎาคม-กันยายน, 58-68.
- ศักรินทร์ โสันทนะ. (2553). *เครื่องมือวัดและการวัดทางไฟฟ้า*. กรุงเทพฯ: ซีเอ็ดยูเคชั่น.
- สมนึก กุลสถิตพร. (2549). *กายภาพบำบัดในผู้สูงอายุ*. (พิมพ์ครั้งที่ 2). กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

- Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 212(6), 2668-2678.
- Alvarenga, R., Porto, F., Braga, R., Cantreva, R., Espinosa, G., Itaborahy, A., Soares, P. P., & Gurgel, J. (2011). Construction and Calibration of a Low-Cost Force Plate for Human Balance Evaluation. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11, 961-964.
- Ang, C. K. (2018). Study of plantar pressure distribution. *MATEC Web of Conferences*, 237, 1016.
- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J. W., Nienhuis, B., Straatman, H., & Geurts, A. C. H. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, 27(3), 471-477.
- Avril Mansfield. (2015). Force plate assessment of quiet standing balance control: Perspectives on clinical application within stroke rehabilitation. *Rehabilitation Process and Outcome*, 7-15.
- Barela, A. M. F., & Duarte, M. (n.d.). Use of force plate for acquisition of kinetic data during human gait. *Journal of Motor Behavior*, 6(1), 56-61.
- Beckham, G., Suchomel, T., & Mizuguchi, S. (2014). Force plate use in performance monitoring and sport science testing. *New Studies in Athletics*, 29(3), 25-37.
- Berg, K., Williams, J. I., & Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41(6), 304-311.
- Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: A systematic review. *Physical Therapy*, 88(5), 559-566.
- Chockalingam, N. (2008). Assessment of the centre of pressure pattern and moments about S2 in scoliotic subjects during normal walking. *Scoliosis Journal*, 3, 1-6.
- Dias, J. A., Mattos, D. J. S., Wentz, M. D., Domenech, S. C., Kaufmann, P., & Borges, N. G. Jr. (2011). Validity of a new stabilometric force platform for postural balance evaluation. *Rev Bras Cineatropom Desempenho Hum*, 13(5), 367-372.

- Golriz, S., Hebert, J. J., Foreman, K. B., & Walker, B. F. (2012). The reliability of a portable clinical force plate used for the assessment of static postural control: Repeated measures reliability study. *Chiropractic & Manual Therapies*, 20(1), 14–16.
- Guccione, A. A., Wong, R. A., & Avers, D. (2012). *Geriatric physical therapy*. St. Louis: Elsevier/Mosby.
- Hébert-Losier, K., & Murray, L. (2020). Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: A systematic review. *Gait & Posture*, 75, 46–62.
- Hof, A. L., Gazendam, M. G., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8.
- Hong, C. Y., Guo, L. Y., Song, R., Nagurka, M. L., Sung, J. L., & Yen, C. W. (2016). Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components. *Biomedical Engineering Online*, 15(1), 90.
- Hong, C. Y., Guo, L. Y., Song, R., Nagurka, M. L., Sung, J. L., & Yen, C. W. (2017). Developing a low-cost force treadmill via dynamic modeling. *Journal of Healthcare Engineering*.
- Jahn, K., Zwergal, A., & Schniepp, R. (2010). Gait disturbances in old age: Classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Deutsches Ärzteblatt International*, 107(17), 306-316.
- Janz, K. F., Rao, S., Baumann, H. J., & Schultz, J. L. (2003). Measuring Children's Vertical Ground Reaction Forces with Accelerometry During Walking, Running, and Jumping: The Iowa Bone Development Study. *Pediatric Exercise Science*, 15(1), 34-43.
- Jogi, P., Zecevic, A., Overend, T. J., Spaulding, S. J., & Kramer, J. F. (2016). Force-plate analyses of balance following a balance exercise program during acute post-operative phase in individuals with total hip and knee arthroplasty: A randomized clinical trial. *SAGE Open Medicine*, 4, 1–9.
- Kairy, D., Paquet, N., & Fung, J. (2003). A postural adaptation test for stroke patients. *Disability and Rehabilitation*, 25(3), 127–135.

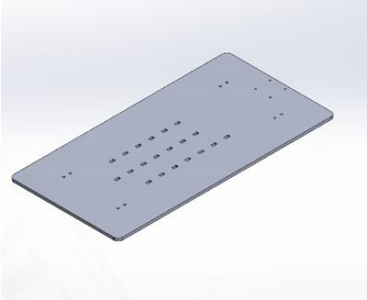
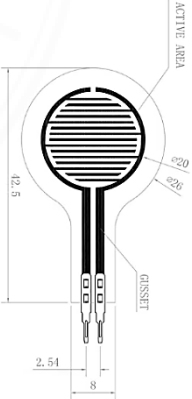
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163.
- Kumar, C., Biswal, B. K., Ray, S. S., Pal, K., Yadav, B., & Tiberwal, D. N. (2011). Construction of low-cost force plate instrument for gait pattern analysis. In *International Conference on VLSI, Communication & Instrumentation (ICVCI)*, 3, 32-34.
- Lo, P-Y., Su, B-L., You, Y-L., Yen, C-W., Wang, S-T., & Guo, L-Y. (2022). Measuring the Reliability of Postural Sway Measurements for a Static Standing Task: The Effect of Age. *Front. Physiol*, 13, 1-9.
- Mansfield, A., & Inness, E. L. (2015). Force plate assessment of quiet standing balance control: Perspectives on clinical application within stroke rehabilitation. *Rehabilitation Process and Outcome*.
- Mercer, V. S., Hankins, C. C., Spinks, A. J., & Tedder, D. D. (2009). Reliability and validity of a clinical test of reaction time in older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 32(3), 103–110.
- Minamisawa, T., Chiba, N., Inoue, K., Nakanowatari, T., & Suzuki, E. (2020). Analysis of vertical micro acceleration while standing reveals age-related changes. *Geriatrics (Basel)*, 5(4), 105.
- Minamisawa, T., Sawahata, H., Takakura, K., & Yamaguchi, T. (2012). Characteristics of temporal fluctuation of the vertical ground reaction force during quiet stance in Parkinson's disease. *Gait Posture*, 35(2), 308–311.
- Montesinos, L., Castaldo, R., Cappuccio, F. P., & Pecchia, L. (2018). Day-to-day variations in sleep quality affect standing balance in healthy adults. *Scientific Reports*, 8, 17504.
- Ohlendorf, D., Keller, J., Sosnov, P., Ackermann, H., Keil, F., Maurer-Grubinger, C., Holzgreve, F., Oremek, G., & Groneberg, D. A. (2022). Body Weight Distribution and Body Sway in Healthy Female Adults Aged between 51 and 60 Years in Germany—Standard Values. *Applied Sciences*, 12(19), 9591.

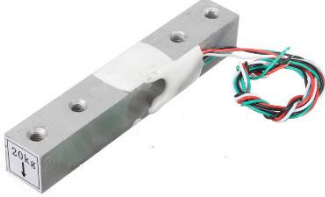

- Pai, Y. C., Rogers, M. W., Patton, J., Cain, T. D., & Hanke, T. A. (1998). Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. *Journal of Biomechanics*, 31, 1111–1118.
- Pajala, S. (2008). Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63–76 years. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 63(2), 171–178.
- Paola, T. (2015). Design of a novel force platform for gait analysis: FEM analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(2).
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens*. (1st ed.). Munich, Germany: Urban & Fischer/Elsevier GmbH.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., & Myklebust, B. M. (1993). Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: A review. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1, 26–34.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43, 956–966.
- Rana, N. K. (2009). Application of Force Sensing Resistor (FSR) in Design of Pressure Scanning System for Plantar Pressure Measurement. *Second International Conference on Computer and Electrical Engineering*, 678–685.
- Schünke, M. (2018). *Topography and function of the locomotor system*. (3rd ed.). Stuttgart, Germany: Georg Thieme
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice* (3rd ed). Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, M. G., Moreira, P. V. S., & Rocha, H. M. (2017). Development of a low-cost force platform for biomechanical parameters analysis. *Res. Biomed. Eng.*, 33(3), 259-268.
- Su, B. L., Song, R., Guo, L. Y., & Yen, C. W. (2015). Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18, 56–60.


- Trew, M., & Everett, T. (2001). *Human movement*. Edinburgh, New York: Churchill Livingstone.
- Urquiza, M. A. (2005). Development of a multiaxis force plate for biomedical instrumentation. Uberlândia, Brazil: Universidade Federal de Uberlândia.
- Valle, M., Casabona, A., Fiumara, A., Castiglione, D., Sorge, G., & Cioni, M. (2016). Quantitative analysis of upright standing in adults with late-onset Pompe disease. *Sci Rep*, 6.
- Wardoyo, S. (2016). A Development of Force Plate for Biomechanics Analysis of Standing and Walking. *J. Phys. Conf. Ser*, 739, 1-4.
- Winter, D. A. (1995). ABC of balance during standing and walking. *Waterloo Biomechanics, Waterloo*.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.
- Yagci, G., & Yakut, Y. (2017). Functional profile of the feet and its relation to the balance in elderly people. *Turkish Journal of Geriatrics*, 20(1), 46-53.
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 23–28.

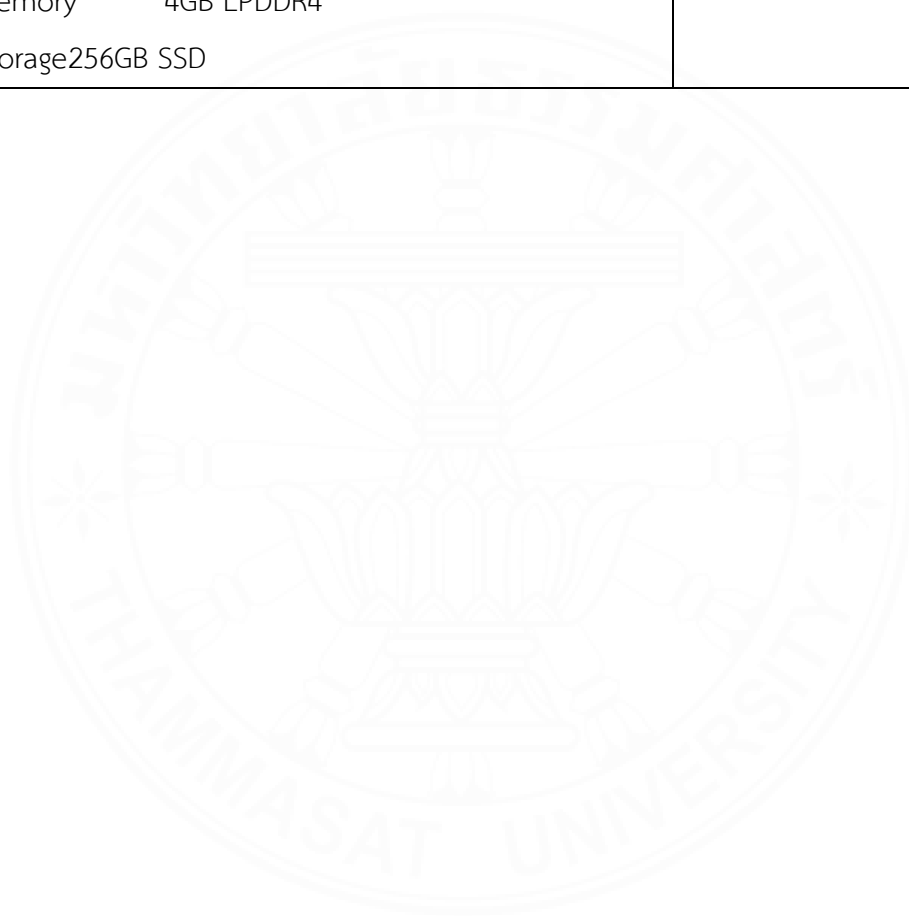
## ภาคผนวก ก

## อุปกรณ์ในการสร้างเครื่องมือฮาร์ดแวร์ (hardware)

อุปกรณ์	รูปภาพ
<p><b>1. แผ่นอลูมิเนียมขนาด 250 x 500 x 6 มม. จำนวน 4 แผ่น</b></p> <p>Name: 6061 Alloy  Model type: Linear Elastic Isotropic  Yield strength: 5.51485e+007 N/m<sup>2</sup>  Tensile strength: 1.24084e+008 N/m<sup>2</sup>  Elastic modulus: 6.9e+010 N/m<sup>2</sup>  Poisson's ratio: 0.33  Mass density: 2700 kg/m<sup>3</sup>  Shear modulus: 2.6e+010 N/m<sup>2</sup>  Thermal expansion coefficient: 2.4e-005 /Kelvin</p>	
<p><b>2. เกจความเครียด (Strain gauges) จำนวน 40 ชิ้น</b></p> <p>model: IMS-C20  sensor type: Single Point  Sensor shape: round  Appearance diameter (width): 26 mm  Sensing area diameter: 20 mm.  sensor length: 126 mm.  wire length: 100 mm.  Conductor Material/Width/Spacing:  Silver/1.5mm/2.54mm  Sensor thickness: ≤ 0.25  sensor type: piezoresistive  linearity error: ±3 %  repeatability Full scale ≤ ±2.5%  Hysteresis Full scale ≤ ±4.5%</p>	

อุปกรณ์	รูปภาพ
<p><b>3. โหลดเซลล์แกนเดี่ยว (Load cell) จำนวน 8 ชุด</b></p> <p>(HX711 Module + 20kg Aluminum Alloy Scale Weighing Sensor Load Cell Kit)</p> <p>Comprehensive error: 0.05% F.S</p> <p>Rated output temperature drift: <math>\leq 0.15\% \text{ F.S} / 10 \text{ }^{\circ}\text{C}</math></p> <p>Output Sensitivity: <math>1.0 \pm 0.1 \text{ mV} / \text{V}</math></p> <p>Zero drift: 0.05% F.S (1 minute)</p> <p>Zero-point temperature drift: <math>0.2\% \text{ F.S} / 10 \text{ }^{\circ}\text{C}</math></p> <p>Zero output: <math>\pm 0.1 \text{ mV} / \text{V}</math></p> <p>Input impedance: <math>1000 \pm 50 \text{ } \Omega</math></p> <p>Output impedance: <math>1000 \pm 50 \text{ } \Omega</math></p> <p>Overload capacity: 150% F.S</p> <p>Recommended excitation voltage: 5-10V</p>	
<p><b>4. ไมโครคอนโทรลเลอร์ จำนวน 1 บอร์ด</b></p> <p>Microcontroller: ATmega2560</p> <p>Operating Voltage: 5V</p> <p>Input Voltage: 7-12V</p> <p>Input Voltage: 6-20V</p> <p>Digital I/O Pins 54</p> <p>Analog Input Pins 16</p> <p>DC Current per I/O Pin 40 mA</p> <p>DC Current for 3.3V Pin 50 mA</p> <p>Flash Memory 256 KB of which 8 KB used by bootloader</p> <p>SRAM 8 KB</p> <p>EEPROM 4 KB</p> <p>Clock Speed 16 MHz</p>	

อุปกรณ์	รูปภาพ
<b>5.คอมพิวเตอร์</b> acer swift 3 Screen Size 14.0 inch Processor Speed 1.2 GHz up to 3.4 GHz Display FHD IPS (1920 x 1080) IPS Memory 4GB LPDDR4 Storage 256GB SSD	



## ภาคผนวก ข

## แบบประเมินความพึงพอใจต่อเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว

รหัสผู้เข้าร่วมวิจัย.....วันที่ทำการทดสอบ.....

คำชี้แจง : แบบประเมินความพึงพอใจ โดยทำเครื่องหมาย / ในช่องว่าง

คะแนน 1 = น้อยที่สุด คะแนน 2 = น้อย คะแนน 3 = ปานกลาง คะแนน 4 = มาก คะแนน 5 = มากที่สุด

รายการประเมิน	ระดับความคิดเห็น				
	5	4	3	2	1
<b>ความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้</b>					
1.วัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์มีความเหมาะสม					
2.ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้					
3.อุปกรณ์ออกแบบรูปลักษณะสวยงาม					
4.ความเหมาะสมของรูปร่างและขนาด					
<b>ด้านการใช้งาน</b>					
1.สะดวกต่อการใช้งาน					
2.อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีน้ำหนักเหมาะสม					
3.มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้					
4.อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อน					
5.การแสดงผลและการบันทึกข้อมูลได้สะดวก					
6.ความพึงพอใจโดยรวม					
<b>รวม</b>					

## ภาคผนวก ค

แบบสอบถามการตรวจสอบคุณภาพของการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว ในขณะที่อยู่กับที่  
คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่องว่างที่ตรงกับระดับความคิดเห็นของท่านมากที่สุด

: แบบสอบถามนี้ออกแบบเพื่อใช้ประกอบการประเมินประสิทธิภาพของการพัฒนาเครื่องมือต้นแบบการ  
ประเมินการทรงตัว ในขณะที่อยู่กับที่ ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม

ตอนที่ 2 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว

ตอนที่ 3 ข้อเสนอแนะอื่นๆ

## ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม

## 1. เพศ

ชาย

หญิง

## 2. อายุ

20 – 30 ปี

51 – 60 ปี

31 – 40 ปี

มากกว่า 60 ปี

41 – 50 ปี

## 3. ระดับการศึกษา

ปริญญาตรี

สูงกว่าปริญญาตรี

## 4. อาชีพ

สายวิทยาศาสตร์สุขภาพ

ระบุ.....

สายวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี

ระบุ.....

สายวิศวกรรม

ระบุ.....

อื่นๆระบุ.....

## 5. ประสบการณ์ในการใช้เครื่องมือในการทดสอบการทรงตัว

ไม่เคย

5 – 10 ปี

น้อยกว่า 5 ปี

มากกว่า 10 ปี

**ตอนที่ 2 ความคิดเห็นเกี่ยวกับประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือต้นแบบการประเมินการทรงตัว**

**คำชี้แจง :** แบบสอบถามนี้ใช้สอบถามผู้ทรงคุณวุฒิ ตรวจสอบคุณภาพและความคิดเห็นของเครื่องมือ

โดยแบบสอบถามมีคำถามแบ่งเป็น 4 หัวข้อ โดยมีคะแนน 1 – 4 คะแนน จากไม่สอดคล้องถึงสอดคล้องมากตามลำดับ ไม่สอดคล้องให้ 1 คะแนน, สอดคล้องน้อยให้ 2 คะแนน, สอดคล้องค่อนข้างมากให้ 3 คะแนน และสอดคล้องมากให้ 4 คะแนน

รายการประเมิน	ระดับความคิดเห็น			
	4	3	2	1
<b>ความเหมาะสมของวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้</b>				
1. วัสดุที่เลือกมาประดิษฐ์มีความเหมาะสม				
2. ความแข็งแรงของอุปกรณ์ที่นำมาใช้				
3. ความทนทานของวัสดุที่ใช้				
4. การออกแบบมีความเหมาะสม				
5. วัสดุมีความปลอดภัยต่อการใช้งาน				
<b>ความเหมาะสมของการออกแบบ</b>				
1. ตำแหน่งจุดอ้างอิงมีความเหมาะสม				
2. อุปกรณ์ออกแบบรูปลักษณ์สวยงาม				
<b>ความเหมาะสมทางชีวกลศาสตร์</b>				
1. ถูกต้องตามหลักชีวกลศาสตร์				
2. อุปกรณ์สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อน				
3. อุปกรณ์มีความมั่นคง				
<b>การนำอุปกรณ์ไปใช้</b>				
1. สะดวกต่อการใช้งาน				
2. อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีน้ำหนักเหมาะสม				
3. มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้				
<b>ความถูกต้องและแม่นยำของอุปกรณ์</b>				
1. อุปกรณ์ที่ประดิษฐ์มีความถูกต้องและแม่นยำ				
<b>รวม</b>				

**ตอนที่ 3 ข้อเสนอแนะอื่นๆ**

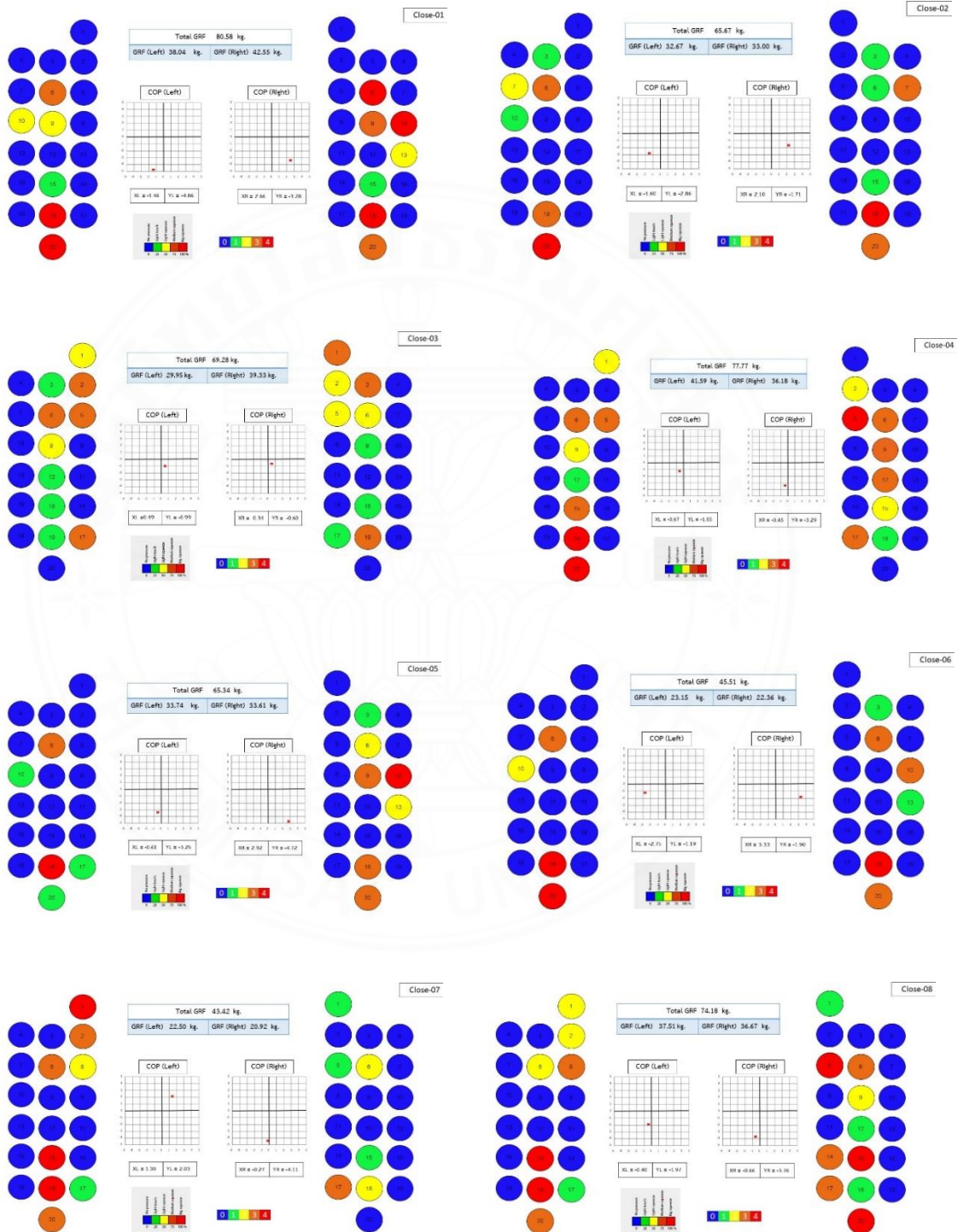
.....

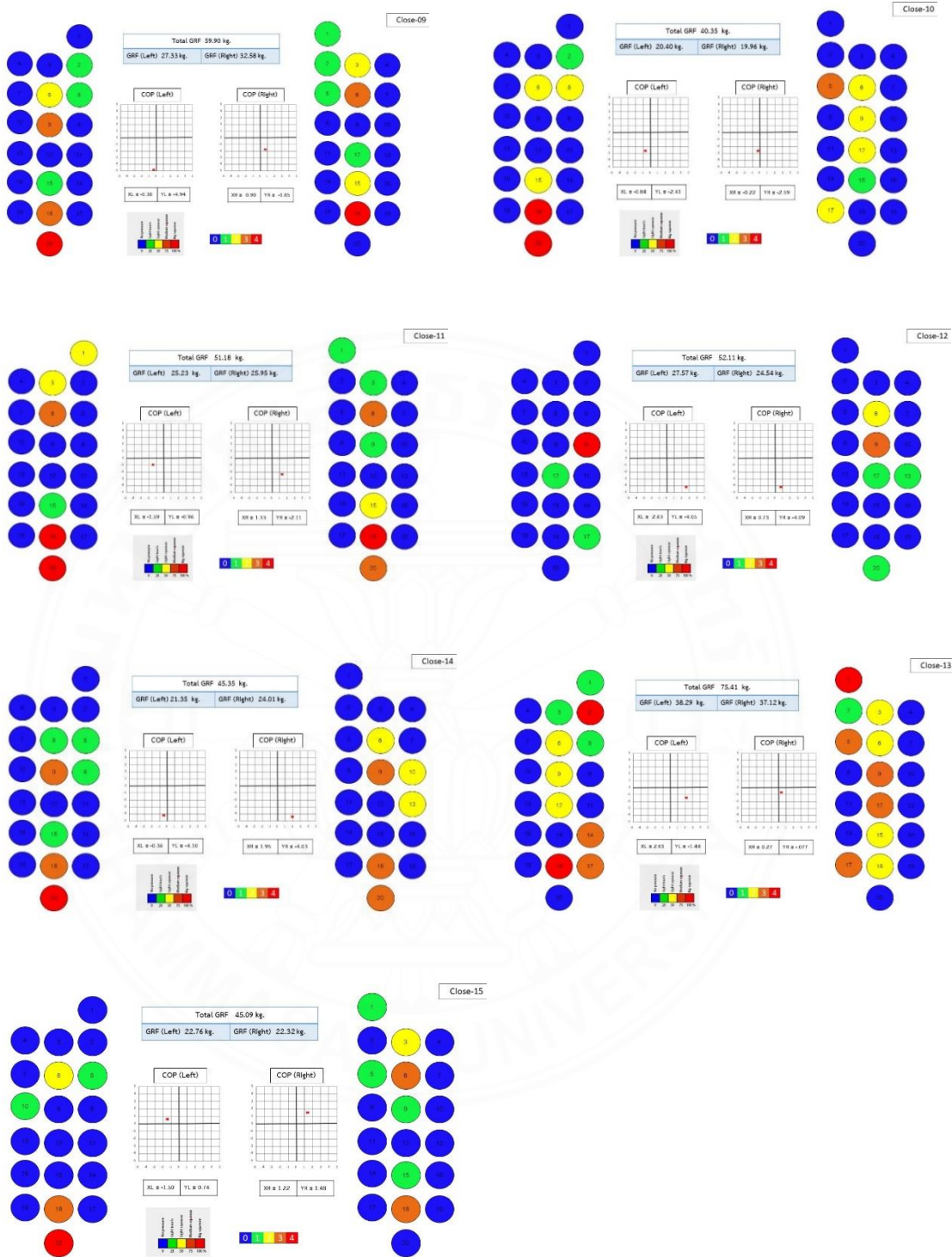
.....

.....

ภาคผนวก ง

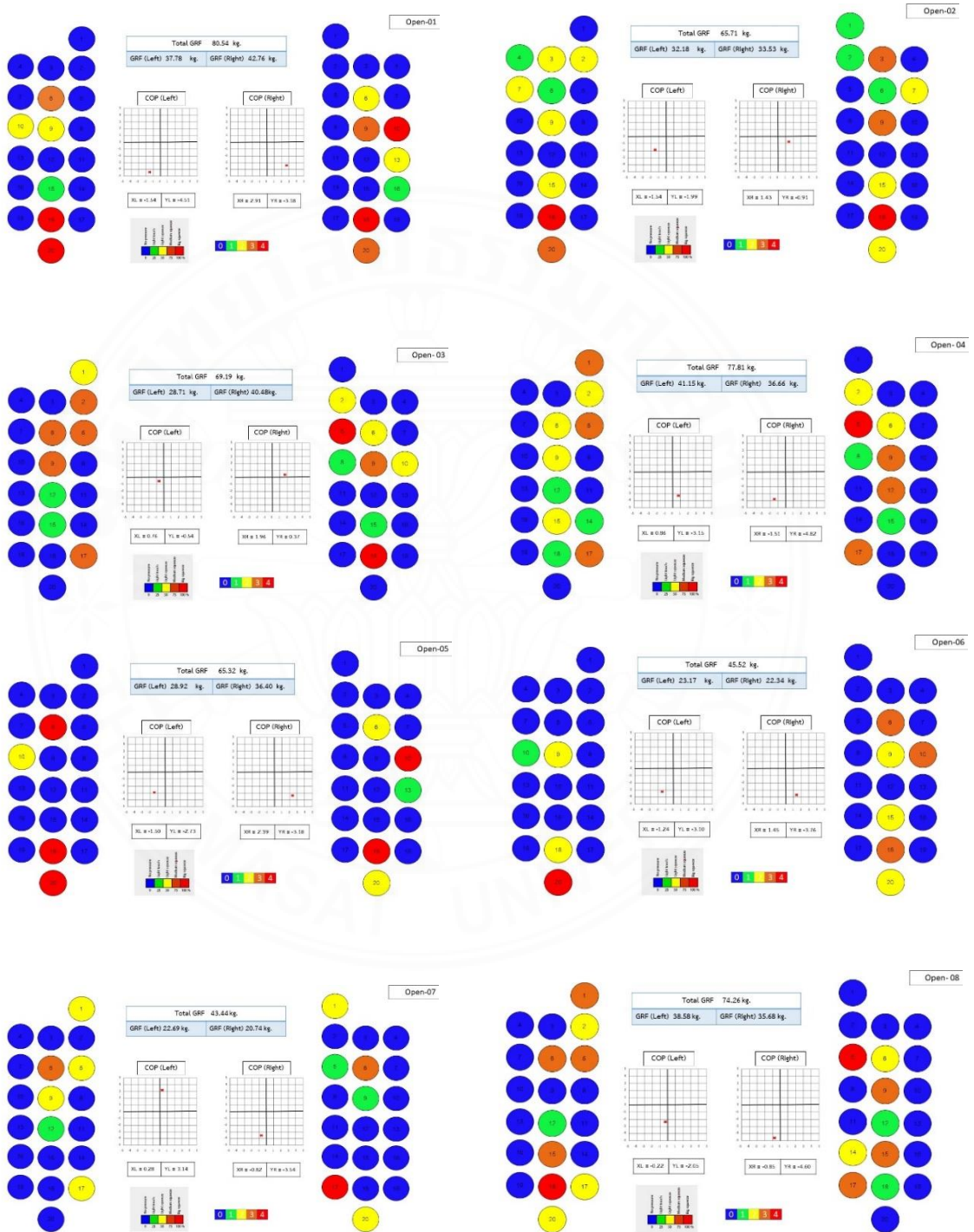
ผลการทดสอบขณะยื่นปิดตา

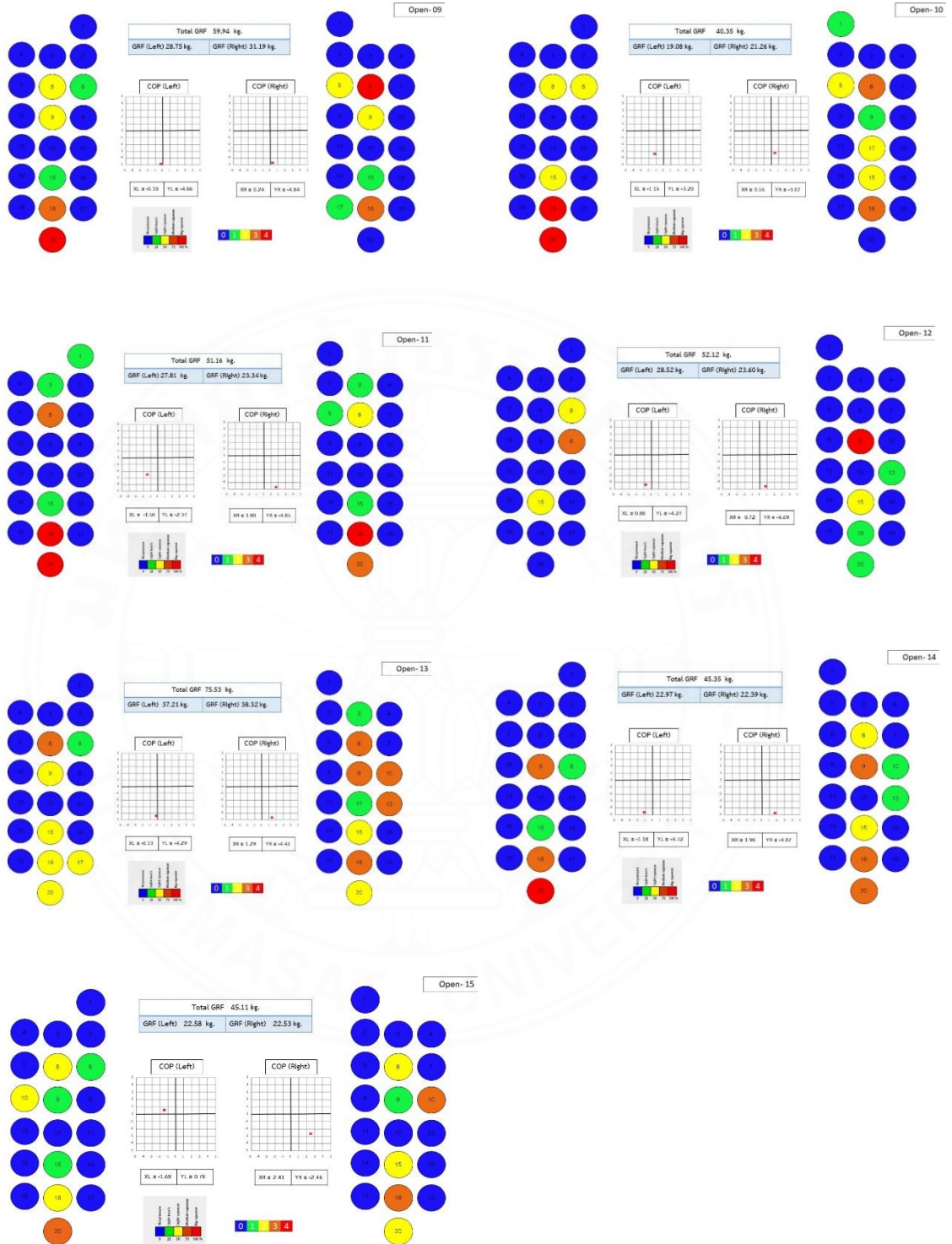




### ภาคผนวก จ

### ผลการทดสอบขณะยืนเปิดตา





## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นางสาวทิพย์สุดา บานแย้ม
วุฒิการศึกษา	ปีการศึกษา 2557: วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมทางการแพทย์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ปีการศึกษา 2552: วิทยาศาสตร์บัณฑิต กายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ

## ผลงานทางวิชาการ

- 1) พนิดา ไชยมิ่ง,จันทิมา ศรีนวล, พรรณทิพย์ เกิดแก้ว,พรรณวดี พูลสวัสดิ์,สุนทรี พรหมศรี,อรรวรรณ ต้นจำปา,อิชยา โตแทน,ทิพย์สุดา บานแย้ม (2564) .การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างภาวะเท้าแบนและการทรงตัวในผู้หญิงอายุ 18 - 25 ปี.บูรพาเวชสาร
- 2) ททัยชนก หมากผิน, วรณนิตา ธนัคมเศรณี, ทิพย์สุดา บานแย้ม, สัตพร เม่นบางพึ้ง และ ทิพย์สิดา แก้วหนองเสม็ด. (2563). ผลของการออกกำลังกายแบบฟิตเนสท่าประยุกต์ต่อคุณภาพชีวิตของผู้สูงอายุที่มีโรคความดันโลหิตสูงและเสี่ยงต่อการเกิดโรคหลอดเลือดสมอง. วารสารมหาวิทยาลัยคริสเตียน, 26(1), 28-41.
- 3) ททัยชนก หมากผิน, วรณนิตา ธนัคมเศรณี และ ทิพย์สุดา บานแย้ม. (2562). ผลของการออกกำลังกายแบบฟิตเนสท่าประยุกต์ต่อค่าคอเลสเตอรอลในผู้สูงอายุที่มีโรคความดันโลหิตสูง. การประชุมวิชาการระดับชาติ เครือข่ายวิจัยสถาบันอุดมศึกษาทั่วประเทศ ครั้งที่ 13 “ขับเคลื่อนพลังเครือข่ายวิจัย และนวัตกรรม อย่างสร้างสรรค์ เพื่อพัฒนาประเทศไทย 4.0 ให้ยั่งยืน”.
- 4) ทิพย์สุดา บานแย้ม และ ณีภูธราพร แก้วโชติ. (2560). ผลของการปรับระยะห่างของแป้นพิมพ์ตามหลักกายศาสตร์ต่อการปวดบ่าไหล่ ในพนักงานออฟฟิศ อายุ 16-35 ปี. วารสารมหาวิทยาลัยคริสเตียน, 23(3), 441-448.