

การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวโดยใช้เกมส์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติ
ในการทรงตัว



นายมานะ ศรีวิรัตน์

ศูนย์วิทยุทรัพยากร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

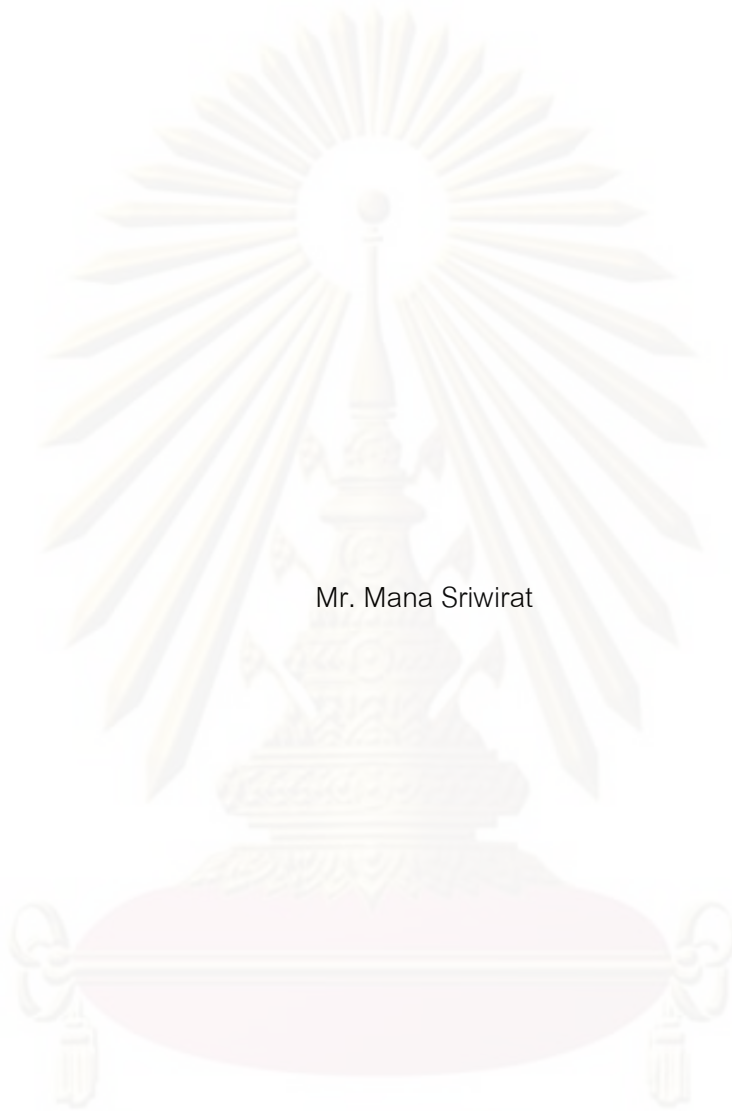
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DEVELOPMENT OF A COMPUTERIZED GAME-BASED BALANCE MACHINE FOR
ELDERLY AND PATIENTS WITH BALANCE PROBLEMS



Mr. Mana Sriwirat

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

(Interdisciplinary Program)

Graduate School

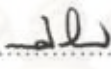
Chulalongkorn University

Academic Year 2009

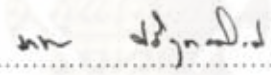
Copyright of Chulalongkorn University


หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวโดยใช้เกมส์คอมพิวเตอร์ สำหรับผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว
โดย	นายมานะ ศรีวิรัตน์
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ อีรมงคลศรีมี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์นายแพทย์ วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศาสตราจารย์แพทย์หญิง อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา

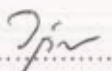
บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

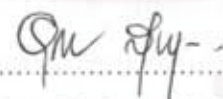
.....  คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรพจน์ เปี่ยมสมบุรณ์)

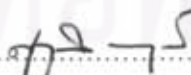
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

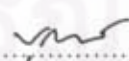
.....  ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ อีรมงคลศรีมี)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์นายแพทย์ วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล)

.....  อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ศาสตราจารย์แพทย์หญิง อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา)

.....  กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ศุภวุฒิ จันทร์านูวัฒน์)

.....  กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ ดร. บุญนิตย์ มัธยมจันทร์)

มานะ ศรีวิรัตน์ : การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวโดยใช้เกมส์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว. (DEVELOPMENT OF A COMPUTERIZED GAME-BASED BALANCE MACHINE FOR ELDERLY AND PATIENTS WITH BALANCE PROBLEMS) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ผศ.ดร. อารมณ์ อธิรมงคลศรี, อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : อ.นพ.วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล, ศ.พญ.อารีรัตน์ สุพุทธธาดา, 124 หน้า.

ในวิทยานิพนธ์นี้ ได้ทำการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ซึ่งประกอบด้วยส่วนการทำงานหลักๆ คือ 1) แผ่นยีนที่มีการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงที่ผลิตจากวัสดุโพลีเมอร์ จำนวน 4 ตัว ซึ่งทำหน้าที่ตรวจวัดการถ่วงน้ำหนักของผู้ทดสอบ โดยแผ่นยีนที่พัฒนาขึ้นสามารถวัดน้ำหนักได้สูงสุด 174 กิโลกรัม 2) กล้องประมวลผล ซึ่งภายในมีส่วนของวงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจากเซ็นเซอร์ให้เป็นแรงดันไฟฟ้า มีไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลที่ความละเอียด 8 บิต ก่อนส่งข้อมูลผ่านการสื่อสารแบบอนุกรมไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ด้วยอัตราการส่งข้อมูล 20 ครั้งต่อวินาที 3) ราวจับช่วยพยุงสำหรับผู้เพิ่มความปลอดภัยในการใช้งาน 4) ซอฟต์แวร์ ซึ่งประกอบด้วยโปรแกรมคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและโปรแกรมเกมส์ฝึกการทรงตัว ซึ่งมีความคลาดเคลื่อนในการระบุจุดรับน้ำหนักในแนวแกน x และแกน y ที่ 4.1%FSO และ 7.8%FSO ตามลำดับ ทำการทดสอบวัดตำแหน่งจุดรับน้ำหนักกับผู้ที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติช่วงอายุ 40 ถึง 60 ปี จำนวน 37 คน พบว่าสามารถคำนวณค่า Area Sway แยกเป็นเพศชายและเพศหญิงได้ที่ 0.82 ± 0.49 และ 1.12 ± 0.79 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ ต่อมานำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ไปใช้ฝึกการทรงตัวกับผู้สูงวัยจำนวน 2 คนและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว 2 คน วันละ 30 นาที เป็นเวลา 10 วันพบว่า ผู้ทดสอบทั้ง 4 คนมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธี Single leg stance with eye open, Timed up and go test และ Berg balance scale ก่อนเข้ารับการฝึก

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2552

ลายมือชื่อนิติต นพ. ศรีวิรัตน์

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก..... อ.นพ. วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม อ.นพ. วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล

4989153020 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS : BALANCE / FORCE SENSOR / GAME BASED BALANCE TRAINING

MANA SRIWIRAT: DEVELOPMENT OF A COMPUTERIZED GAME-BASED
BALANCE MACHINE FOR ELDERLY AND PATIENTS WITH BALANCE
PROBLEMS. THESIS ADVISOR: ASST. PROF. DR. ARPORN
TEERAMONGKONRASMEE, Ph. D, THESIS CO-ADVISOR: WASUWAT
KITISOMPRAYOONKUL, M.D., PROF. AREERAT SUPUTTITADA, M.D.,

124 pp.

This thesis presents the development of a computerized game-based balance machine for elderly and patients with balance problems. The developed system consists of 4 main parts; 1) force platform, 2) a processing box, 3) a support rail and 4) software. The force platform are installed with four polymer based force sensors. The four sensors are used to sense the location of the center of gravity (COG) of a test object. The developed platform can measure a static load up to 174 kg. The processing box converts sensor resistances into voltage signals as well as performs A/D conversion with an 8-bit resolution. The digitized data will be sent to a computer via serial communication with a sampling frequency of 20 Hz. The developed software are a program for determining the COG location and a game-based balance training program. The developed system can indicate the COG location in x- and y-axis with accuracy of $\pm 4.1\%$ and $\pm 7.8\%$ FSO, respectively. Area sway of 37 healthy people with the aged between 40-60 years have been measured. The average values of area sway for male and female are $0.82 \pm 0.49 \text{ cm}^2$ and $1.12 \pm 0.79 \text{ cm}^2$, respectively. A game-based balance training program has been developed and tested with 2 elderly and 2 patients with balance problems. All participants have been trained with this game-based program, 30 minutes a day for 10 days. The balance assessment have been performed before and after training using timed single leg stance with eye open, timed up and go test and Berg balance scale. All participants have the improvement in the balance ability after the training program.

Field of Study : Biomedical Engineering

Student's Signature Mana Sriwirat

Academic Year : 2009

Advisor's Signature arporn teeramongkonrasmee

Co-Advisor's Signature Waswat K.

Co-Advisor's Signature Amk Sorn

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดีด้วยความกรุณา ความช่วยเหลือและการสนับสนุนจากหลาย ๆ ท่าน ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ ผศ.ดร. อภรณ์ ธีรมงคลศรีมี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ อ.นพ. วสุวัฒน์ กิตติสมประยูรกุล และศ.พญ. อารีรัตน์ สุพุทธิธาดา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่กรุณาให้คำแนะนำ ให้ความช่วยเหลือและตรวจทานรายละเอียดต่าง ๆ ในการทำวิทยานิพนธ์ตลอดมา จึงขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ทั้งสามท่านมา ณ ที่นี้

ขอกราบขอบพระคุณ รศ.ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ อ.ดร. บุญนิตย์ มัชฌิมจันทร์และ ผศ.ดร.ศุภาวุฒิ จันทรานุกัณณ์ที่กรุณาใช้เวลาอันมีค่ายิ่งในการเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ พร้อมให้ข้อเสนอแนะ ข้อคิดเห็นที่มีส่วนสำคัญในการปรับปรุงวิทยานิพนธ์เล่มนี้ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น รวมทั้งคณาจารย์ในสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชทุกท่านที่ได้ให้ความกรุณาในการให้ความรู้ทั้งภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติ รวมทั้งคำแนะนำต่างๆ

นอกจากนั้น ในการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ยังได้รับการสนับสนุนจากหลายฝ่าย ขอขอบคุณนักวิจัย เจ้าหน้าที่ และนิสิต ที่ปฏิบัติงานในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่อำนวยความสะดวกในด้านสถานที่ และอุปกรณ์ต่างๆในการวิจัยในครั้งนี้ รวมทั้งคำแนะนำต่างๆที่เป็นประโยชน์สำหรับงานวิจัย

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่และนักวิจัยทั้งจากคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูสรวงคินิวาส สภากาชาดไทย ได้รับความช่วยเหลือในการอำนวยความสะดวกในการทดสอบ เก็บข้อมูลตัวอย่าง ซึ่งจำเป็นต่อการพัฒนาวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ท้ายสุดนี้ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และน้องชาย ที่ให้ความรัก ความห่วงใย และคอยให้การสนับสนุนเงินทุน คอยช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้ข้าพเจ้าเสมอมา

ศูนย์วิทยุโทรพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย.....	3
2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ทฤษฎีพื้นฐาน.....	5
2.1.1 เซ็นเซอร์วัดแรง.....	5
2.1.2 การควบคุมการทรงตัว.....	6
2.1.2.1 คำจำกัดความที่ใช้ในการทรงตัว.....	7
2.1.2.2 การล้มและปัจจัยที่มีผลต่อการล้ม.....	8
2.1.2.3 การประเมินการทรงตัว.....	9
2.1.2.3.1 การประเมินการทรงตัวด้วยวิธีทางคลินิก.....	9
2.1.2.3.2 การประเมินความสมดุลด้วยไดนามิคโพสทูโรกราฟฟี.....	10
2.2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	10
3. เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์.....	17
3.1 เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์.....	17
3.2 ส่วนประกอบของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์.....	18
3.2.1 แผ่นยืน.....	18

บทที่	ช หน้า
3.2.1.1 เซ็นเซอร์วัดแรง.....	25
3.2.1.2 ส่วนยึดเซ็นเซอร์.....	31
3.2.2 กล้องประมวลผล.....	33
3.2.2.1 วงจรวัด.....	34
3.2.2.2 วงจรกรองผ่านต่ำ.....	35
3.2.2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	38
3.2.2.4 การเปรียบเทียบกล้องประมวลผล.....	42
3.2.3 ราวช่วยพยุงตัว.....	44
3.2.4 ซอฟต์แวร์.....	44
3.2.4.1 โปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนัก.....	45
3.2.4.2 การใช้งานโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก.....	51
3.2.4.3 โปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์.....	57
3.2.4.3.1 โปรแกรมเกมส์ฝึก Weight Symmetry.....	61
3.2.4.3.2 โปรแกรมเกมส์ฝึก Steadiness.....	62
3.2.4.3.3 โปรแกรมเกมส์ฝึก Dynamic Stability.....	66
4. การบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์.....	70
4.1 เกณฑ์ในการคัดเลือกผู้เข้ารับการทดสอบ.....	70
4.2 วิธีและขั้นตอนในการทดสอบ.....	71
4.3 ผลและการวิเคราะห์.....	74
5. สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	80
รายการอ้างอิง.....	82
ภาคผนวก.....	85
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	124

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ตัวอย่างปัจจัยที่มีผลต่อความเสี่ยงในการล้ม.....	8
3.1	โมดูลัสความยืดหยุ่นและความหนาแน่นของเหล็กและอลูมิเนียม.....	22
3.2	คุณสมบัติของเซ็นเซอร์วัดแรงที่ใช้.....	27
3.3	สมการที่ดีที่สุดและค่า r ของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว.....	28
3.4	สรุปพารามิเตอร์ต่างๆของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว.....	29
3.5	ความผิดพลาดในการประมาณน้ำหนักและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวหลังการปรับเทียบแบบ 2 จุด.....	43
3.6	ผลในการระบุจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงสองตัว.....	48
3.7	ข้อมูลพื้นฐานของผู้ทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก 37 คน.....	55
3.8	ค่าเฉลี่ยของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบทั้ง 37 คน.....	56
3.9	เปรียบเทียบค่า Area Sway ของการยืนสองเท้าจากการทดสอบกับการยืนหนึ่งเท้าจากงานวิจัยที่ผ่านมา.....	56
3.10	รายละเอียดของตาราง scorelog.....	57
3.11	รายละเอียดของตาราง user.....	58
4.1	การเปรียบเทียบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์กับเครื่องฝึกจากต่างประเทศ.....	79

สารบัญภาพ

ภาพที่		หน้า
1.1	ตัวอย่างเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยแผ่นยีนฝึกการทรงตัว.....	2
3.1	การทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์.....	17
3.2	รายละเอียดของแผ่นยีนอย่างง่าย.....	19
3.3	(ก) การรับแรงของแผ่นยีนแบบ 3 มิติ (ข) การรับแรงของคานแบบ 2 มิติ.....	19
3.4	ลักษณะการโค้งงอของแผ่นยีนเมื่อมีแรงมากระทำ.....	20
3.5	แผ่นยีนที่มีการเสริมคาน.....	23
3.6	ภาคตัดขวางของแผ่นยีนที่เสริมคานรับน้ำหนัก.....	23
3.7	ตำแหน่งแกนสะเทินของภาคตัด.....	24
3.8	(ก) รูปถ่ายด้านบน (ข) รูปถ่ายด้านล่างของแผ่นยีน.....	25
3.9	เซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce ที่ใช้ในเครื่องฝึกการทรงตัว.....	26
3.10	การเปลี่ยนแปลงความต้านทานของเซ็นเซอร์ Flexiforce เมื่อมีแรงมากระทำ....	27
3.11	กราฟเปรียบเทียบน้ำหนักเป็นแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัว.....	28
3.12	การ Drift แรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวเทียบกับเวลา.....	30
3.13	หลักการออกแบบส่วนยึดเซ็นเซอร์.....	31
3.14	ส่วนประกอบของส่วนยึดเซ็นเซอร์.....	32
3.15	(ก) ส่วนยึดเซ็นเซอร์ภายใน (ข) ส่วนยึดเซ็นเซอร์เมื่อประกอบเรียบร้อยแล้ว.....	33
3.16	วงจรไฟฟ้าภายในกล่องประมวลผล.....	34
3.17	วงจรวัด.....	35
3.18	แรงดันขาออกในเชิงเวลา ก่อนผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ.....	36
3.19	วงจรกรองผ่านต่ำ.....	36
3.20	กราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ ในกรณีที่ $V_{ref} = 0$ โวลต์.....	37
3.21	แรงดันขาออกในเชิงเวลา หลังผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ.....	38
3.22	ไดอะแกรมการต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้.....	39
3.23	ผลการทดสอบการรับข้อมูลด้วยโปรแกรม Hyper Terminal.....	40
3.24	โพล์ชาร์ตของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์.....	41
3.25	กล่องประมวลผลที่สร้างขึ้น.....	41

ภาพที่	ฉ หน้า
3.26	กราฟเปรียบเทียบค่าแรงดันไฟฟ้ากับน้ำหนักหลังทำการปรับค่าเซ็นเซอร์..... 43
3.27	ราวช่วยพยุงตัว..... 44
3.28	โครงสร้างของซอฟต์แวร์..... 45
3.29	โพล์ชาร์ตของโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนัก..... 46
3.30	การตัดชุดข้อมูลให้เหลือเฉพาะข้อมูลจากเซ็นเซอร์..... 46
3.31	การทดสอบวางน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัวในแนวเชิงเส้น..... 48
3.32	ตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยีนที่คู่อันดับ (X, Y)..... 49
3.33	ตำแหน่งจุดรับน้ำหนักจากการคำนวณเปรียบเทียบกับจุดรับน้ำหนักจริงบน แผ่นยีน..... 50
3.34	โปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก..... 51
3.35	ตัวอย่างของข้อมูลที่เก็บบันทึกลงใน Text File..... 52
3.36	(ก) ตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบคนที่ 23 (เพศหญิง) และ (ข) ผู้ทดสอบคนที่ 35 (เพศชาย) ที่มีค่า Area Sway ปกติ..... 54
3.37	(ก) ตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบคนที่ 10 (เพศชาย) (ข) ผู้ทดสอบคนที่ 12 (เพศชาย) และ (ค) ผู้ทดสอบคนที่ 24 (เพศชาย) ที่มีค่า Area Sway ผิดปกติ..... 54
3.38	การกระจายของจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบทั้งหมดและตำแหน่งเฉลี่ยจุดรับ น้ำหนัก..... 56
3.39	หน้าต่างเมนูหลักของโปรแกรมเกมสปีกการทรงตัว..... 58
3.40	หน้าต่างส่วนปรับค่าเซ็นเซอร์ของโปรแกรมเกมสปีกการทรงตัว..... 59
3.41	หน้าต่างปรับค่าพารามิเตอร์สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรมของโปรแกรมเกมสปีกการทรงตัว..... 59
3.42	หน้าต่างแสดงประวัติการใช้งานของผู้ทดสอบในโปรแกรมเกมสปีกการทรงตัว... 60
3.43	หน้าต่างแสดงระดับคะแนนที่ดีที่สุดในช่วงเวลา 20 วันล่าสุดของผู้ทดสอบ..... 60
3.44	หน้าต่างของโปรแกรมเกมสปีก Weight Symmetry..... 62
3.45	โพล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมสปีก Weight Symmetry..... 63
3.46	หน้าต่างของโปรแกรมเกมสปีก Steadiness ระดับที่ 1..... 64
3.47	โพล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมสปีก Steadiness 65
3.48	หน้าต่างของโปรแกรมเกมสปีก Dynamic Stability ระดับที่ 1..... 66

ภาพที่		ฎ หน้า
3.49	พื้นที่กำหนดเงื่อนไขในการเคลื่อนที่ของตัวละครในโปรแกรมเกมสปีก Dynamic Stability.....	67
3.50	ไฟล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมสปีก Dynamic Stability.....	68
4.1	ขั้นตอนในการทดสอบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์.....	71
4.2	ตัวอย่างภาพถ่ายของการประเมินการทรงตัวด้วย Time single leg stance.....	72
4.3	ตัวอย่างภาพถ่ายของการประเมินการทรงตัวด้วย Time up and go test.....	73
4.4	ตัวอย่างภาพถ่ายของการประเมินการทรงตัวด้วย Berg balance scale (การขึ้นบันได 1 ใน 14 กิจกรรมย่อยของ Berg balance scale).....	73
4.5	การฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์.....	74
4.6	ผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Time single leg stance (eye open).....	76
4.7	ผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Time up and go test.....	76
4.8	ผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Berg balance scale.....	77
4.9	ผลการประเมินระดับความพึงพอใจของผู้เข้าร่วมการทดสอบ.....	78

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การล้มเป็นการบาดเจ็บที่พบได้บ่อยในผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว [1] ในแต่ละปี 1 ใน 3 ของผู้ที่มีอายุมากกว่า 65 ปี มีการล้มเกิดขึ้น การบาดเจ็บที่เกิดขึ้นจากการล้มนั้นมีอัตราที่สูงขึ้นเมื่อทำการสำรวจในผู้ที่มีอายุมากขึ้น และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางการทรงตัวที่เป็นผลจากโรคต่างๆ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) [2-4] ซึ่งเป็นกลุ่มที่แสดงอาการล้มพาตครั้งซีกของร่างกาย ส่งผลให้เกิดความผิดปกติในการทรงตัว เป็นต้น การล้มนั้นแม้จะเกิดอาการบาดเจ็บเพียงเล็กน้อย แต่ก็อาจเป็นสาเหตุของการสูญเสียความมั่นใจในการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ทำให้เกิดความหวาดกลัวต่อการล้ม มีผลให้ทำกิจกรรมทางกายลดลง ส่งผลต่อการดำเนินชีวิตประจำวัน ภาวะสุขภาพ ความแข็งแรงของร่างกาย และการเกิดโรคต่างๆที่มีผลจากการขาดการเคลื่อนไหว เช่น โรคอ้วน โรคหัวใจ ความดันสูง และเพิ่มความเสี่ยงต่อการล้มซ้ำอีกด้วย

ในปัจจุบัน การบำบัดและลดความเสี่ยงของการล้มในกลุ่มผู้สูงอายุ และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวนั้น มีการพัฒนารูปแบบของโปรแกรมการฝึกการทรงตัวที่สามารถลดความเสี่ยงต่อการล้มมากมายหลายวิธี ทั้งแบบที่ไม่มีอุปกรณ์ช่วยในการฝึกและแบบใช้อุปกรณ์ช่วย โดยการฝึกการทรงตัวแบบไม่มีอุปกรณ์ช่วยนั้น เป็นการฝึกความสมดุลในการทรงตัวด้วยการออกกำลังกายที่สามารถทำการฝึกได้ด้วยตัวเอง เช่น การฝึกการยืนด้วยขาข้างเดียว การฝึกเดินไขว้ขาไปด้านข้าง เป็นต้น ซึ่งผู้ควบคุมการฝึกจะเป็นผู้ประเมินความสามารถในการทรงตัวของผู้ป่วย โดยวัดจากระดับความสามารถของผู้ป่วยในการทำกิจกรรมการฝึกนั้นๆ เทียบกับเกณฑ์มาตรฐาน ส่วนการฝึกการทรงตัวแบบใช้อุปกรณ์ช่วยนั้น มีทั้งแบบการใช้อุปกรณ์ช่วยอย่างง่าย เช่น ลูกบอล Balance board ไปจนถึงเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์อันทันสมัย ที่สามารถใช้ในการฝึกการทรงตัว วิเคราะห์และประเมินผลความสามารถในการทรงตัวของผู้ป่วย เพื่อให้เป็นข้อมูลในการบำบัดรักษาความผิดปกติในการทรงตัวขั้นต่อไปได้อย่างสะดวกรวดเร็ว ยกตัวอย่างเช่น เครื่องฝึกการทรงตัวโดยการใช้แผ่นยืน (Force platform) [5] ที่จะแสดงข้อมูลการลงน้ำหนักของผู้ป่วยที่หน้าจอคอมพิวเตอร์ ตัวอย่างเครื่องมือลักษณะดังกล่าว แสดงในรูปที่ 1.1 เป็นต้น โดยตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบัน มีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวให้มีความปลอดภัย และมีประสิทธิภาพในการบำบัดอาการผิดปกติในการทรงตัวมากขึ้นเรื่อยๆ ซึ่งความตื่นตัวในการพัฒนา

เครื่องมือเพื่อฝึกการทรงตัวนี้ จะช่วยให้การรักษาและบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้ป่วยมีประสิทธิภาพดีมากยิ่งขึ้น แต่เนื่องจากในการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวนั้น ยังมีการพัฒนาอยู่เฉพาะในต่างประเทศ ทำให้อุปกรณ์เหล่านี้เป็นอุปกรณ์ที่มีราคาสูง ดังนั้นหากสามารถพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวที่มีราคาถูกลงและสามารถช่วยบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวแก่ผู้ฝึกให้ดีขึ้นได้ จะเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการนำเข้าอุปกรณ์ฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศได้มาก

ในงานวิจัยที่ผ่านมา มีการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวต่างๆ มากมาย ซึ่งเครื่องฝึกการทรงตัวเหล่านี้ ได้รับการพัฒนาขึ้นจากเซ็นเซอร์วัดแรงต่างๆ ได้แก่ เซ็นเซอร์วัดความดัน (Pressure sensor) [6,7] สเตรนเกจ (Strain gauge) และโหลดเซลล์ (load cell) [8] โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะทำการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงจากวัสดุโพลิเมอร์ที่มีข้อดี คือ มีราคาถูกลง มีความยืดหยุ่นสูง นอกจากนี้ การใช้เกมส์เข้ามาประยุกต์กับการฝึกการทรงตัว จะเป็นการจูงใจให้เกิดการใช้เครื่องฝึกการทรงตัวในการบำบัดอย่างสม่ำเสมอ โดยไม่เกิดความเบื่อหน่ายและจำเจ ซึ่งรูปแบบของเกมส์คอมพิวเตอร์ที่ทำการพัฒนา จะทำการออกแบบเพื่อวัตถุประสงค์ในการใช้ฝึกการทรงตัวในผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวเป็นหลัก โดยเครื่องฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้น จะมีการนำไปทดสอบกับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว



รูปที่ 1.1 ตัวอย่างเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยแผ่นยืนฝึกการทรงตัว

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อสร้างเครื่องฝึกการทรงตัวจากเซ็นเซอร์วัดแรงที่สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

2. พัฒนาเกมส์คอมพิวเตอร์ที่สามารถใช้ในการฝึกการทรงตัวสำหรับผู้สูงวัย และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว
3. ทดสอบการใช้งานของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์กับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. พัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัว พร้อมซอฟต์แวร์เกมส์ฝึกการทรงตัว 3 เกมส์ คือ เกมส์ฝึก Weight Symmetry เกมส์ฝึก Steadiness และ เกมส์ฝึก Dynamic Stability สำหรับฝึกการทรงตัวกับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว
2. ทดสอบการใช้งานของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์กับผู้สูงวัยอย่างน้อย 1 รายและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวอย่างน้อย 1 ราย

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เครื่องต้นแบบสำหรับฝึกการทรงตัว พร้อมซอฟต์แวร์เกมส์ที่เหมาะสมกับการใช้บำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว
2. ลดการนำเข้าเครื่องมือและอุปกรณ์ฝึกการทรงตัวที่มีราคาแพงจากต่างประเทศ

1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบและพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัว
2. ศึกษาการทำงานและคุณสมบัติของเซ็นเซอร์วัดแรง โดยศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงดัน เมื่อทดสอบด้วยน้ำหนักขนาดต่างๆ
3. ออกแบบและพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัว
 - 3.1 ฮาร์ดแวร์ (Hardware)
 - แผ่นยีน (Platform) ออกแบบและพัฒนาแผ่นยีนให้มีความแข็งแรง มั่นคง และปลอดภัยต่อการใช้งานกับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว
 - กล่องประมวลผล (Process box) พัฒนางจรวัดและแปลงสัญญาณที่ถูกส่งมาจากเซ็นเซอร์วัดแรงได้แผ่นยีนให้เป็นสัญญาณดิจิตอลส่งไปประมวลผลที่เครื่องคอมพิวเตอร์
 - 3.2 ซอฟต์แวร์ (Software) พัฒนาโปรแกรมระบุตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักที่ง่ายต่อการใช้งาน (User friendly)

4. ทำการทดสอบความถูกต้องและความน่าเชื่อถือของอุปกรณ์ โดยแยกเป็น

4.1 การทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์วัดแรง 1 ตัว

- ทดสอบเซ็นเซอร์ด้วยน้ำหนักมาตรฐาน เพื่อหาความแม่นยำ (Accuracy) การแยกวัด (Resolution) ความเป็นเชิงเส้น (Linearity) เป็นต้น

4.2 การทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัว

- ทดสอบการระบุตำแหน่งของจุดรับน้ำหนัก เมื่อมีการใช้น้ำหนักมาตรฐานวางอยู่ระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัว ในแนวเชิงเส้น

4.3 การทดสอบการทำงานของระบบวัดแรง (เซ็นเซอร์วัดแรง 4 ตัว)

- ทดสอบการระบุตำแหน่งของจุดรับน้ำหนัก เมื่อมีการใช้น้ำหนักมาตรฐานวางระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัว

5. ทดสอบเครื่องฝึกการทรงตัวกับบุคคลปกติที่มีช่วงอายุระหว่าง 40-60 ปี จำนวน 40 คน เพื่อยืนยันความสามารถของการบอกตำแหน่งของจุดรับน้ำหนัก โดยเทียบกับข้อมูลเชิงสถิติที่ได้มีการวิจัยหรือรวบรวมไว้แล้ว

6. ทำการออกแบบและพัฒนาเกมส์สำหรับการฝึกการทรงตัวที่เหมาะสมกับผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว เช่น ผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงต่อการล้ม, ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง และผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน เป็นต้น

7. นำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์ไปทดสอบเบื้องต้นกับผู้สูงอายุอย่างน้อย 1 รายและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวอย่างน้อย 1 ราย ในลักษณะของการบำบัดกับผู้ป่วยและประเมินประสิทธิภาพของเครื่องฝึกการทรงตัวจากความสามารถในการทรงตัวของผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่เข้ารับการทดสอบ ก่อนและหลังการใช้เครื่องฝึกการทรงตัว เป็นระยะเวลาอย่างน้อย 10 วัน โดยทำการฝึก วันละ 30 นาที จำนวน 10 วัน โดยประเมินด้วย Timed single leg stance, Timed up and go test และ Berg balance scale

8. สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลองที่ได้

ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐานและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีพื้นฐาน

2.1.1 เซ็นเซอร์วัดแรง (Force Sensor) [9,10]

เซ็นเซอร์ คือ อุปกรณ์ทางกายภาพที่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของปรากฏการณ์ทางธรรมชาติ ให้สัญญาณขาออกมาในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้า เช่น แรงดัน กระแส ความต้านทาน เป็นต้น เซ็นเซอร์วัดแรงจึงเป็นอุปกรณ์ทางกายภาพที่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของแรงที่มากระทำให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้

เพียโซรีซิสทีฟเซ็นเซอร์ (Piezoresistive Sensor) เป็นเซ็นเซอร์ที่ใช้ปรากฏการณ์เพียโซรีซิสทีฟ (Piezoresistive effect) ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจำเพาะของวัสดุอันเนื่องมาจากการใส่แรงกระทำเข้าไป

ค่าความต้านทานของวัสดุที่มีรูปร่างสม่ำเสมอ สามารถแสดงได้ด้วยความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.1

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.1)$$

เมื่อ ρ คือ ความต้านทานจำเพาะของวัสดุที่นำมาใช้ทำตัวต้านทาน
 L คือ ความยาวของตัวต้านทาน
 A คือ พื้นที่หน้าตัดของตัวต้านทาน

โดยการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานสามารถแสดงได้ด้วยความสัมพันธ์ดังสมการที่

2.2

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (2.2)$$

จากสมการที่ 2.2 จะพบว่า การเปลี่ยนแปลงของความต้านทานจะเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (เทอมที่ 2 และเทอมที่ 3 ทางด้านขวาของสมการ) และการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจำเพาะ (เทอมที่ 1 ทางด้านขวาของสมการ)

เมื่อตัวต้านทานอยู่ภายใต้แรงกระทำ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจำเพาะ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงความต้านทานจำเพาะภายใต้แรงภายนอก สามารถแสดงได้ด้วยความสัมพันธ์อย่างง่ายดังสมการที่ 2.3

$$\rho = \rho_0(1 + \pi\sigma) \quad (2.3)$$

เมื่อ ρ_0 คือ ค่าความต้านทานจำเพาะเมื่อไม่มีแรงมากระทำ
 π คือ สัมประสิทธิ์เปียโซรีซีฟฟิฟ
 σ คือ ความเค้นที่เกิดจากแรงภายนอก

จากสมการที่ 2.3 จะพบว่า การเปลี่ยนแปลงของความต้านทานจำเพาะจะมีการเปลี่ยนแปลงตามความเค้นที่เกิดจากแรงภายนอก และสัมประสิทธิ์เปียโซรีซีฟฟิฟ โดยตัวอย่างในการใช้ประโยชน์ คือ ใช้เป็นเซ็นเซอร์สำหรับวัดแรง หรือเซ็นเซอร์วัดความดัน เป็นต้น

2.1.2 การควบคุมการทรงตัว [11,12]

การควบคุมการทรงตัว หมายถึง การควบคุม และรักษาจุดรับน้ำหนักของร่างกาย (COG location) ให้อยู่ในพื้นที่ฐานรับน้ำหนักของร่างกาย (Base of Support: BOS) ในขณะนั่ง ยืน หรือเคลื่อนไหว รวมไปถึงการตอบสนองต่อแรงกระทำจากภายนอก เช่น แรงชนหรือแรงผลัก เป็นต้น โดยความสามารถในการทรงตัวนั้นขึ้นกับความมั่นคง (Steadiness), ความสมมาตร (Symmetry) และการรักษาสภาพในการเคลื่อนที่ (Dynamic Stability) เมื่อบุคคลมีอายุมากขึ้น ความสามารถในการรักษาการทรงตัวของร่างกายจะลดลง ทั้งนี้เนื่องมาจากหลายๆสาเหตุ ทั้งความผิดปกติของระบบประสาท การมองเห็น และการลดลงของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นผลให้บุคคลมีความเสี่ยงต่อการล้มมากขึ้น

2.1.2.1 คำจำกัดความที่ใช้ในการทรงตัว [5, 15]

ความมั่นคงในการทรงตัว (Steadiness) หมายถึง ความสามารถในการรักษาสภาพของร่างกายให้มีความเคลื่อนไหวของร่างกายให้น้อยและนิ่งที่สุด แม้ในขณะที่ถูกแรงภายนอกมากระทำ เช่น ถูกกระแทกขณะยืนหรือนั่งอยู่กับที่ เป็นต้น

ความสมมาตร (Symmetry) หมายถึง การถ่ายน้ำหนักระหว่างจุดรับน้ำหนักของร่างกายให้มีความสมดุลกัน เช่น การถ่ายน้ำหนักที่เท้าทั้ง 2 ข้างเวลาขึ้น หรือการลงน้ำหนักที่ก้นเวลานั่ง เป็นต้น

การรักษาสภาพในการเคลื่อนที่ (Dynamic Stability) หมายถึง ความสามารถในการรักษาสมดุลของร่างกายในขณะเคลื่อนที่ เช่น การเดิน การวิ่ง เป็นต้น

ฐานรับน้ำหนักร่างกาย (Base of Support) หมายถึง พื้นที่ภายในระหว่างร่างกายกับพื้นสัมผัส โดยปกติหากเป็นการยืนบนพื้นเรียบ ฐานรับน้ำหนักร่างกายจะเป็นสี่เหลี่ยมแต่เมื่อมีการเดิน ร่างกายจะมีฐานรับน้ำหนักยาวขึ้น แต่มีความกว้างลดลง ซึ่งยิ่งพื้นที่ฐานรับน้ำหนักมีขนาดเล็กลง จะมีผลให้ความมั่นคง (Stability) ของร่างกายลดลงตามไปด้วย

เขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกาย (Limit of Support) หมายถึง ระยะทางที่มากที่สุดที่บุคคลสามารถโน้มตัวไปจากฐานรับน้ำหนักร่างกายได้ โดยไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ฐานรับน้ำหนักของร่างกาย

จุดรับน้ำหนักร่างกาย (Center of Gravity) หมายถึง จุดกึ่งกลางภายในพื้นที่ที่เป็นเขตจำกัดฐานรับน้ำหนักร่างกาย โดยในการยืนจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายจะอยู่กึ่งกลางระหว่างความสูงจากศรีษะถึงเท้า

พื้นที่เปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนัก (Area Sway) หมายถึง พื้นที่ที่คำนวณจากการเปลี่ยนแปลงของจุดรับน้ำหนักร่างกาย เมื่อบุคคลทำการทรงตัว

2.1.2.2 การล้มและปัจจัยที่มีผลต่อการล้ม [13-16]

การล้มเป็นอาการบาดเจ็บที่มีสาเหตุมาจากความผิดปกติของสมดุลและการควบคุมการทรงตัวของร่างกาย ซึ่งความเสี่ยงต่อการล้มขึ้นอยู่กับปัจจัยทั้งภายนอก เช่น สิ่งแวดล้อม และ ความเสี่ยงที่เกิดจากการประกอบกิจกรรมต่างๆ และปัจจัยภายในซึ่งมีความสัมพันธ์กับอายุที่เพิ่มขึ้นและพยาธิสภาพของระบบต่างๆของร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว ดังแสดงในตารางที่ 2.1 โดยปัจจัยภายในที่มีผลต่อความเสี่ยงในการล้มและเกี่ยวข้องกับกิจกรรมทางกายโดยเฉพาะ นั้น แสดงให้เห็นถึงความสำคัญของการบำบัดและฟื้นฟูประสิทธิภาพของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ เพื่อลดความเสี่ยงต่อการล้ม

ตารางที่ 2.1 ตัวอย่างปัจจัยที่มีผลต่อความเสี่ยงในการล้ม

ปัจจัยภายใน	ปัจจัยภายนอก
- ความสูงวัย	- พื้นที่มีความขรุขระหรือลื่น
- ประวัติของการล้ม และบาดเจ็บจากการล้ม	- บริเวณมีแสงสว่างน้อย
- ระดับกิจกรรมทางกายต่ำ	- การสวมใส่รองเท้าที่ไม่เหมาะสม
- สูญเสียความสมดุลในการทรงตัว	- สิ่งกีดขวาง
- การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อขา	- บันไดหรือส้วมที่เอียง
- ปัญหาด้านการมองเห็น	- แสงจ้าหรือพื้นผิวสะท้อนแสง
- ความเร็วในการตอบสนองลดลง	
- ภาวะสุขภาพ หรือโรคต่างๆ	
- สูญเสียความสมดุลในการทรงตัว	
- การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อขา	
- ความเร็วในการตอบสนองลดลง	
- การลดลงของการทำงานที่ประสานสัมพันธ์กัน	
- กล้ามเนื้อที่มีความยืดหยุ่นลดลง	

2.1.2.3 การประเมินการทรงตัว (Balance Assessment)

การประเมินการทรงตัว หมายถึง วิธีการที่ใช้ในการทำนายการเกิดความผิดปกติในการควบคุมและการรักษาสมดุลในการทรงตัวของบุคคล ซึ่งวิธีการที่ใช้ในการตรวจประเมินสมดุลการทรงตัวในผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว แยกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

2.1.2.3.1 การประเมินการทรงตัวด้วยวิธีทางคลินิก [1, 17, 18]

เครื่องมือที่เป็นที่นิยมใช้ในการตรวจประเมินการทรงตัวของผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวนั้น มีมากมายหลายวิธีการ การประเมินด้วยวิธีการทางคลินิก ซึ่งเป็นการประเมินความสามารถของร่างกายในการทำกิจกรรมในชีวิตประจำวัน ซึ่งการทดสอบที่เป็นที่นิยม ได้แก่

Timed single leg stance เป็นการทดสอบที่ง่ายและประหยัดเวลา เหมาะสำหรับ การตรวจเพื่อคัดกรองผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการล้ม ทำ การทดสอบโดยให้ผู้สูงอายุหรือผู้ป่วยถอดรองเท้า ยืนตรงบนพื้นเรียบ ตามองตรง มือทั้ง 2 ข้างไขว้ แตะไหล่ด้านตรงข้าม ลืมตา เริ่มจับเวลาเมื่อยกขาข้างหนึ่งขึ้น โดยข้อสะโพกเหยียดตรง ข้อเข่าอ 90 องศา หยุดจับเวลาเมื่อเท้าข้างที่ยกแตะพื้น, แตะขาข้างตรงข้าม, มีการขยับเคลื่อนไหวของขาข้างที่ ยืนอยู่, มือหลุดออกจากการแตะไหล่ หรือแตะสิ่งแวดล้อมเพื่อพยุงตัว ทำการทดสอบ 3 ครั้ง หา ค่าเฉลี่ยของเวลาที่ใช้ในการทดสอบ ทำการทดสอบเช่นเดิมกับขาอีกข้าง ถ้ายืนแล้วทำเวลาได้น้อย กว่า 10 วินาที แสดงว่ามีความเสี่ยงต่อการล้ม

Timed up and go test เป็นการทดสอบเพื่อคัดกรองผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติ ในการทรงตัว ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการล้ม มีความน่าเชื่อถือสูง ทำการทดสอบโดยให้ผู้สูงอายุหรือ ผู้ป่วยนั่งบนเก้าอี้ เริ่มจับเวลาตั้งแต่เริ่มลุกจากเก้าอี้ เดินไปข้างหน้า 3 เมตร หมุนตัวกลับ เดินกลับ 3 เมตร จนกระทั่งกลับมานั่งเก้าอี้ ถ้าใช้เวลาในการทดสอบนานเกินกว่า 14 วินาที แสดงว่ามีความ เสี่ยงต่อการล้ม

Berg balance scale เป็นการทดสอบการทรงตัวในผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติใน การทรงตัว ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการล้ม โดยอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ ได้แก่ ชั้นบันได เก้าอี้แบบมีที่ วางแขน 1 ตัวและไม่มีที่วางแขน 1 ตัว ไต้ะ สายวัด นาฬิกาจับเวลา และปากกา ซึ่งลักษณะของ

การทดสอบเป็นการให้คะแนนในการประกอบกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวัน 14 อย่าง ได้แก่ การลุกขึ้นยืน การยืนตรง การนั่งตัวตรง การนั่งลง การเปลี่ยนเก้าอี้ การยืนหลังตา การยืนตรงเท้าชิดกัน การเอื้อมมือไปข้างหน้า การเก็บของจากพื้น การหันหลัง การหมุนรอบตัว การก้าวขึ้นบันได การยืนต่อเท้าและการยืนขาเดียว ในแต่ละกิจกรรม จะมีการให้คะแนน 5 ระดับ ตั้งแต่ 0-4 คะแนน โดยจะขึ้นอยู่กับความสามารถในการทำกิจกรรมหรือระยะเวลาที่ใช้ในการทำกิจกรรมนั้นๆ คะแนนรวมสูงสุดมีค่าเท่ากับ 56 คะแนน หากผู้เข้ารับการทดสอบมีคะแนนรวมน้อยกว่า 45 คะแนน แสดงว่ามีความเสี่ยงต่อการล้ม

2.1.2.3.2 การประเมินการทรงตัวด้วยไดนามิคโพสทูโรกราฟฟี (Dynamic Posturography)

การประเมินการทรงตัวด้วยไดนามิคโพสทูโรกราฟฟี เป็นวิธีการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วยการใช้แผ่นยืน ซึ่งเป็นวิธีการประเมินการทรงตัวที่ได้รับความนิยม โดยเฉพาะในสถาบันทางการแพทย์ เนื่องจากสามารถวิเคราะห์และประเมินความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบได้อย่างรวดเร็ว เช่น การประเมินตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้สูงวัย เพื่อประเมินถึงระดับความสามารถในการทรงตัว เป็นต้น โดยการตรวจวัดด้วยไดนามิคโพสทูโรกราฟฟีประกอบไปด้วย การทดสอบความสมดุลขณะอยู่กับที่ (Static balance) และความสมดุลขณะเคลื่อนไหว (Dynamic balance) ซึ่งนอกจากจะสามารถประเมินความสามารถในการทรงตัวได้แล้ว แผ่นยืนบางชนิดยังสามารถใช้ในการบำบัดปัญหาการทรงตัวของผู้สูงวัยและผู้ป่วยให้ดีขึ้นได้อีกด้วย โดยตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน การพัฒนาอุปกรณ์เพื่อใช้ฝึกความสามารถในการทรงตัวนั้น มีการพัฒนาตัวอุปกรณ์ให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ โดยจะกล่าวถึงในหัวข้อต่อไป

2.2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี 1988 Shumway-Cook และคณะ [12] ได้ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัว ซึ่งมีลักษณะดังนี้

1. แผ่นยืนแยกเป็นส่วนการวัดแรง 2 ส่วน สำหรับเท้าซ้ายและขวา
2. แสดงผลตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway

เพื่อเปรียบเทียบกับวิธีการฝึกการทรงตัวแบบปกติที่เป็นการฝึกกายภาพบำบัดของผู้ป่วย อัมพาตครึ่งซีก โดยทำการทดสอบกับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกระยะเรื้อรัง (มีอาการนานกว่า 6 เดือน) จำนวน 16 คน แยกเป็นกลุ่มทดสอบที่ฝึกการทรงตัวด้วยอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัว 8 คนและกลุ่มควบคุมที่ฝึกการทรงตัวแบบปกติ โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ช่วง คือ ก่อนการทดสอบ และหลังการทดสอบ ทำการฝึกเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์ ศึกษาความสมดุลของร่างกายในขณะทรงตัว ผลการศึกษาพบว่า การฝึกการทรงตัวด้วยการแสดงการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งจุดรับ น้ำหนักในระหว่างการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวได้

ในปี 1997 Nichols DS [5] ได้ศึกษาถึงหลักของวิธีการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัว โดยการใช้เครื่องฝึกการทรงตัวเก็บข้อมูล ทำการศึกษาการทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวกับผู้ป่วยที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีก เครื่องฝึกการทรงตัวที่ทำการศึกษานั้นถูกออกแบบให้มีการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ป่วย โดยแสดงผลการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักแก่ผู้ป่วยผ่านทางจอภาพและการได้ยิน ซึ่งส่วนประกอบของเครื่องฝึกการทรงตัวที่ใช้ในการศึกษานั้น มีส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องดังนี้

1. ระบบประกอบไปด้วยส่วนรับแรงแยกเป็น 2 ส่วน สำหรับรับน้ำหนักของเท้าแต่ละข้าง ด้วยเซ็นเซอร์วัดแรงแบบสเตรโนเกจ
2. คอมพิวเตอร์สำหรับแสดงการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งจุดรับน้ำหนัก
3. ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการฝึกการทรงตัวและวิเคราะห์ข้อมูล

ผลของการศึกษาพบว่า เครื่องฝึกการทรงตัวที่ใช้ในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดสมองนั้น สามารถใช้ฝึกความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบได้ 3 แบบ คือ การฝึกความมั่นคง ความสมมาตรและการรักษาสภาพในการเคลื่อนที่ โดยหลักในการพัฒนาเครื่องสำหรับฝึกการทรงตัวที่ดี คือ เพิ่มความมั่นคง ลดความไม่สมมาตร (Asymmetry) และยกระดับการรักษาสภาพในการเคลื่อนที่ของผู้ทดสอบ

ในปี 2000 Walker และคณะ [3] ได้ศึกษาถึงผลของการฝึกการทรงตัวด้วยการใช้ระบบแสดงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบ ซึ่งมีลักษณะดังนี้

1. อุปกรณ์ส่วนรับแรงที่พัฒนาขึ้นแยกเป็น 2 ส่วนสำหรับรับแรงจากเท้าซ้ายกับเท้าขวา แต่ละส่วนมีขนาด 23 x 46 ตารางเซนติเมตร
2. ระบบวิเคราะห์และแสดงผลจตุรับน้ำหนักบนหน้าจอกอมพิวเตอร์

Walker และคณะทำการเปรียบเทียบกับการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวด้วยวิธีกายภาพบำบัดซึ่งไม่มีสิ่งกระตุ้นทางสายตากับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจำนวน 46 คน ทำการสุ่มผู้ป่วย เพื่อแยกกลุ่มทดลอง 3 กลุ่มคือ กลุ่มฝึกการทรงตัวด้วยระบบตอบสนองการมองเห็น, กลุ่มฝึกการทรงตัวด้วยวิธีทางกายภาพและกลุ่มควบคุม ทำการทดสอบเป็นเวลา 1 เดือน หลังจากนั้นทำการประเมินความสามารถในการทรงตัว ผลการทดสอบพบว่าไม่มีความแตกต่างกันระหว่างการฝึกการทรงตัวแบบที่มีและไม่มีสิ่งกระตุ้นทางสายตา

ในปี 2001 Carter และคณะ [13] ได้ศึกษาถึงผลของการฝึกการทรงตัว เพื่อลดความเสี่ยงต่อการล้มในกลุ่มผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน โดยทดสอบกับอาสาสมัครหญิงที่เป็นโรคกระดูกพรุน อายุระหว่าง 65-75 ปี จำนวน 79 คน แยกอาสาสมัครเป็นกลุ่มฝึกการทรงตัวและกลุ่มควบคุม ทำการทดสอบเป็นเวลา 10 สัปดาห์ หลังจากนั้นประเมินค่า Area Sway ของผู้ทดสอบด้วยเครื่องประเมินความสามารถในการทรงตัว (Posturography Platform) พบว่าการฝึกการทรงตัวเป็นเวลา 10 สัปดาห์ไม่สามารถเพิ่มความสามารถในการทรงตัวกับผู้ป่วยหญิงที่เป็นโรคกระดูกพรุนได้ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการฝึกการทรงตัว ซึ่งเป็นการฝึกเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและความแข็งแรงของระบบประสาทและกล้ามเนื้อนั้น ไม่สามารถเพิ่มความแข็งแรงของกระดูกได้ ดังนั้นในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน นอกจากจะทำการฝึกการทรงตัวแล้ว ต้องมีการเพิ่มความแข็งแรงของกระดูกผู้ทดสอบด้วย

ในปี 2003 Priplata และคณะ [19] ได้ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัวที่สามารถส่งแรงสั่นสะเทือนไปกระตุ้นการเคลื่อนไหวของผู้ทดสอบ เพื่อใช้ฝึกการทรงตัว ซึ่งมีส่วนการทำงานดังนี้

1. ส่วนรับแรงที่พัฒนาขึ้นมีลักษณะเป็นแผ่นรองเท้าขนาด 27.9x12.1 ตารางเซนติเมตร หน้า 1.6 เซนติเมตร แยกเป็นส่วนรองเท้าซ้ายและขวา ติดตั้งอุปกรณ์ทำให้เกิดแรงสั่นสะเทือนขนาดเล็ก 3 จุดบนแผ่นรองเท้าแต่ละข้าง

2. เครื่องควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ทำให้เกิดแรงสั่นสะเทือนขนาดเล็กทำหน้าที่ส่งสัญญาณ เพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์สร้างแรงสั่นสะเทือนขนาดเล็กให้ทำงานตามเงื่อนไขการทดสอบ

Priplata และคณะ ได้ศึกษาถึงผลของการใช้แรงสั่นสะเทือนเป็นแรงกระตุ้นในการฝึกการทรงตัวกับผู้เข้ารับการทดสอบจำนวน 27 คน ซึ่งผลการทดสอบพบว่า แรงสั่นสะเทือนสามารถใช้เป็นส่วนกระตุ้นในการฝึกการทรงตัวได้

ต่อมา Ikai และคณะ [8] ได้ศึกษาถึงความสามารถในการทรงตัวระหว่างผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจำนวน 59 คนกับคนปกติจำนวน 98 คน ในช่วงอายุเท่ากัน เมื่อทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยอุปกรณ์ทดสอบความสามารถในการทรงตัว ซึ่งมีลักษณะดังนี้

1. แผ่นยืนของระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถเคลื่อนไหวในแนวระนาบได้
2. แผ่นยืนติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงชนิดโหลดเซลล์จำนวน 5 ตัว
3. แสดงผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบทั้ง 2 กลุ่มที่หน้าจอคอมพิวเตอร์

ผลการศึกษาพบว่า ความสามารถในการทรงตัวของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกน้อยกว่าเมื่อทำการเปรียบเทียบกับคนปกติ ในช่วงอายุเท่ากัน ซึ่งทำให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีแนวโน้มที่จะเสี่ยงต่อการล้มสูงกว่าคนปกติ

ในปี 2004 Novellino และคณะ [14] ได้ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัวที่สามารถเคลื่อนไหวในแนวระนาบเพื่อใช้ในการฝึกการทรงตัว ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญดังนี้

1. แผ่นยืนของระบบที่พัฒนาขึ้นมีขนาด 120x116 ตารางเซนติเมตร หนา 70เซนติเมตรหนัก 60 กิโลกรัม สามารถเคลื่อนไหวในแนวระนาบ เพื่อใช้ในการฝึกการทรงตัวได้ โดยมีอัตราเร็วเชิงมุมสูงสุดที่ 1.2 เรเดียนต่อวินาที ความถี่ในหมุน 2 รอบต่อวินาที
2. ซอฟต์แวร์ควบคุมการเคลื่อนไหวของแผ่นยืน สามารถปรับความเร็วได้ตามต้องการเพื่อให้เหมาะสมกับลักษณะอาการของผู้ป่วย

Novellino และคณะได้ทดสอบการทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวกับชายที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติอายุ 26 ปี โดยทำการทดสอบ 2 เงื่อนไข คือ การทดสอบเพิ่มความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบโดยปราศจากสิ่งรบกวน เปรียบเทียบกับการเพิ่มความสามารถในการทรงตัวโดยมีสิ่งรบกวนการทรงตัว โดยให้ผู้ทดสอบฝึกการทรงตัวบนแผ่นยีนที่มีการสั่น ผลการทดสอบพบว่า การสั่นของแผ่นยีนเครื่องฝึกการทรงตัวสามารถนำไปใช้ในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวได้ดีกว่าการฝึกการทรงตัวโดยปราศจากสิ่งรบกวน

ต่อมา Debolt และคณะ [17] ได้ศึกษาถึงผลของการใช้โปรแกรมการออกกำลังกายสำหรับบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวและการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้อแข็งเกร็ง โดยทดสอบกับผู้ป่วยกล้ามเนื้อแข็งเกร็งจำนวน 36 คน โดยแบ่งกลุ่มการทดสอบเป็นกลุ่มเข้าโปรแกรมการออกกำลังกาย 19 คน และกลุ่มควบคุม 17 คน ทดสอบเป็นเวลา 8 สัปดาห์ หลังจากนั้นทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัวและเคลื่อนไหวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวซึ่งสามารถวัดความสมดุลของร่างกาย (Postural sway) ได้ ผลการทดสอบพบว่า การบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวและการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรมการออกกำลังกาย มีผลทำให้ผู้ป่วยที่มีอาการกล้ามเนื้อแข็งเกร็งมีการทรงตัวที่ดีมากขึ้นกว่ากลุ่มที่ไม่ได้เข้าโปรแกรมออกกำลังกาย

ในปีเดียวกัน Sihvonon และคณะ [18] ได้ศึกษาถึงผลของการฝึกการทรงตัวโดยใช้สิ่งกระตุ้นทางสายตาเพื่อให้เกิดการถ่ายน้ำหนักกับผู้สูงวัย เพศหญิงจำนวน 27 คน เป็นเวลา 4 สัปดาห์ โดยทดสอบแยกเป็นกลุ่มฝึกการทรงตัวโดยการใช้สิ่งกระตุ้นทางสายตาจำนวน 20 คน และกลุ่มควบคุมจำนวน 7 คน โดยกลุ่มฝึกการทรงตัวทำการฝึกการทรงตัวบนเครื่องฝึกการทรงตัวที่มีลักษณะดังนี้

1. แผ่นยีนที่ทำหน้าที่รับแรงมีลักษณะเป็นสามเหลี่ยมด้านเท่า
2. ส่วนแผ่นยีนเชื่อมต่อการทำงานกับคอมพิวเตอร์ โดยมีความถี่ในการรับข้อมูล 50 ชุด ข้อมูลต่อวินาที แสดงผลการเปลี่ยนแปลงของจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบบนจอคอมพิวเตอร์

หลังการทดสอบเป็นเวลา 4 สัปดาห์พบว่า การฝึกการทรงตัวโดยใช้สิ่งกระตุ้นทางสายตาสามารถเพิ่มความสามารถในการทรงตัวของผู้สูงวัยเพศหญิงให้ดีขึ้นได้มากกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ใช้

ในปี 2005 De Haart และคณะ [20] ได้ศึกษาการฝึกการถ่ายน้ำหนัก เมื่อทำการยืนทรงตัวในกลุ่มผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองโดยการใช้เครื่องฝึกการทรงตัว ซึ่งเครื่องฝึกการทรงตัวมีลักษณะดังนี้

1. ส่วนรับแรงของเครื่องฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นแยกเป็น 2 ส่วน สำหรับรับน้ำหนักเท้าซ้ายและเท้าขวา ผลิตจากอลูมิเนียม แต่ละส่วนติดตั้งเซ็นเซอร์รับแรง 3 จุด
2. ส่วนรับแรงเชื่อมต่อการทำงานกับคอมพิวเตอร์ด้วยความถี่ในการรับข้อมูล 60 ชุด ข้อมูลต่อวินาที โดยแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบบนจอคอมพิวเตอร์

De Haart และคณะทำการทดสอบกับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจำนวน 36 คนเป็นเวลา 12 สัปดาห์ ผลการทดสอบพบว่า การฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวกับผู้ป่วยหลอดเลือดสมองเป็นเวลา 12 สัปดาห์ มีผลให้ผู้ป่วยหลอดเลือดสมองมีความสามารถในการทรงตัวที่ดีขึ้น โดยมีความเร็วและความแม่นยำในการลงน้ำหนักในตำแหน่งที่ต้องการได้ดีขึ้น

ในปีเดียวกัน Matjacic [21] ได้ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัวระหว่างการยืนและการเคลื่อนไหว ที่มีลักษณะดังนี้

1. อุปกรณ์มีลักษณะเป็นบาร์คู้ที่เชื่อมต่อกับส่วนข้อต่อซึ่งมีลักษณะเป็นขดลวดสปริงขนาดใหญ่สำหรับยึดส่วนขาของผู้ทดสอบ เพื่อให้เกิดความยืดหยุ่นในการเคลื่อนไหวของผู้ใช้งาน
2. ส่วนติดตั้งอุปกรณ์เป็นพลาสติกแข็ง ทำหน้าที่ยึดส่วนเข้าและสะโพกของผู้ทดสอบกับตัวอุปกรณ์

Matjacic ทำการทดสอบประสิทธิภาพในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของอุปกรณ์กับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก เพศชาย อายุ 57 ปี โดยทำการฝึกการทรงตัวด้วยอุปกรณ์ฝึกการทรงตัว วันละ 2 ครั้ง ครั้งละ 30 นาที เป็นเวลา 2 สัปดาห์ ผลการทดสอบพบว่า การเคลื่อนไหวของร่างกายโดยเฉพาะสะโพกดีขึ้น (อาการเกร็งหรืออ่อนลดลง) เป็นผลให้เมื่อทำการวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis) พบว่าได้ผลดีขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับทดสอบก่อนทำการฝึกกับอุปกรณ์ฝึกการทรงตัว

ในปี 2006 Betker และคณะ [22] ได้ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับฝึกการทรงตัวด้วยการใช้เกมส์คอมพิวเตอร์ ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญดังนี้

1. แผ่นยืนสำหรับรับการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบมีขนาด 53x53 ตารางเซนติเมตรหนา 0.36 เซนติเมตร ติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงแบบเปียโซรีซิสทีฟที่มีขนาด 2.85 ตารางเซนติเมตร ได้ส่วนของแผ่นยืน

2. ส่วนประมวลผล ทำหน้าที่แปลงสัญญาณที่ถูกส่งมาจากเซ็นเซอร์ เป็นสัญญาณดิจิทัลส่งไปประมวลผลข้อมูลที่เครื่องคอมพิวเตอร์
3. ส่วนคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่แสดงผลการทำงานของเกมส์ฝึกการทรงตัวให้มีการทำงานสอดคล้องกับการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบ

Betker และคณะทำการทดสอบการทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นกับผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวจำนวน 3 คน เพื่อวัดประสิทธิภาพในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้ป่วยและความพึงพอใจในการเข้ารับการฝึกการทรงตัว เมื่อมีการใช้เกมส์คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการฝึก จากการทดสอบพบว่า เมื่อผ่านการทดสอบผู้ป่วยมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นและมีความพึงพอใจสูงในการเข้ารับการฝึกการทรงตัว เมื่อมีการนำเกมส์คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการฝึก

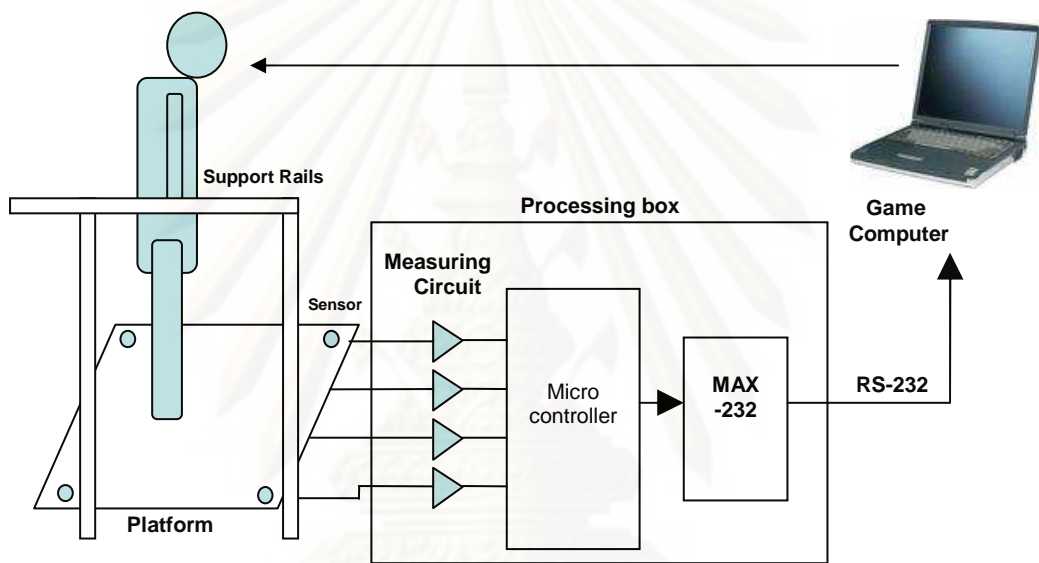
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์

ในบทนี้จะอธิบายการออกแบบและส่วนประกอบต่างๆของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่จะใช้ในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว โดยมีรายละเอียดที่สำคัญดังต่อไปนี้

3.1 เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 3.1 การทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์

รูปที่ 3.1 แสดงการทำงานของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์ โดยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์ประกอบไปด้วยส่วนประกอบหลัก 4 ส่วน คือ

- แผ่นยืน (Platform)
- กล่องประมวลผล (Process Box)
- ราวช่วยพยุงตัว (Support Rails)
- ซอฟต์แวร์ (Software)

เมื่อต้องการใช้งานเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์คอมพิวเตอร์ ผู้ทดสอบจะยืนบนแผ่นยืนตามตำแหน่งวางเท้าที่กำหนด โดยมีราวช่วยพยุงตัวเป็นส่วนจับ เพื่อช่วยพยุงตัวหากผู้ทดสอบเกิด

ความไม่มั่นคง เมื่อเริ่มการทำงานโปรแกรมเกมส์จากเครื่องคอมพิวเตอร์จะทำการกระตุ้นให้ผู้ทดสอบถ่ายน้ำหนักให้สอดคล้องกับการทำงานของโปรแกรมเกมส์นั้น เซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัวที่ติดตั้งอยู่ใต้แผ่นยีนจะวัดการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบแปลงเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าและส่งสัญญาณผ่านวงจรวัด (Measuring Circuit) ไปที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งติดตั้งอยู่ภายในกล่องประมวลผล เพื่อทำการแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่เซ็นเซอร์วัดได้จากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ส่งผ่านการสื่อสารแบบอนุกรม (RS-232) ไปที่เครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อไปคำนวณค่าการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบในโปรแกรมเกมส์ ซึ่งโปรแกรมเกมส์จะตอบสนองต่อการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบและส่งสัญญาณไปกระตุ้นผู้ทดสอบให้ถ่ายน้ำหนักไปยังจุดอื่นต่อไป

3.2 ส่วนประกอบของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ประกอบไปด้วยส่วนประกอบหลักๆ 4 ส่วน คือ แผ่นยีน, ราวช่วยพยุงตัว, กล่องประมวลผลและซอฟต์แวร์ ซึ่งแต่ละส่วนประกอบสามารถอธิบายรายละเอียดได้ดังนี้

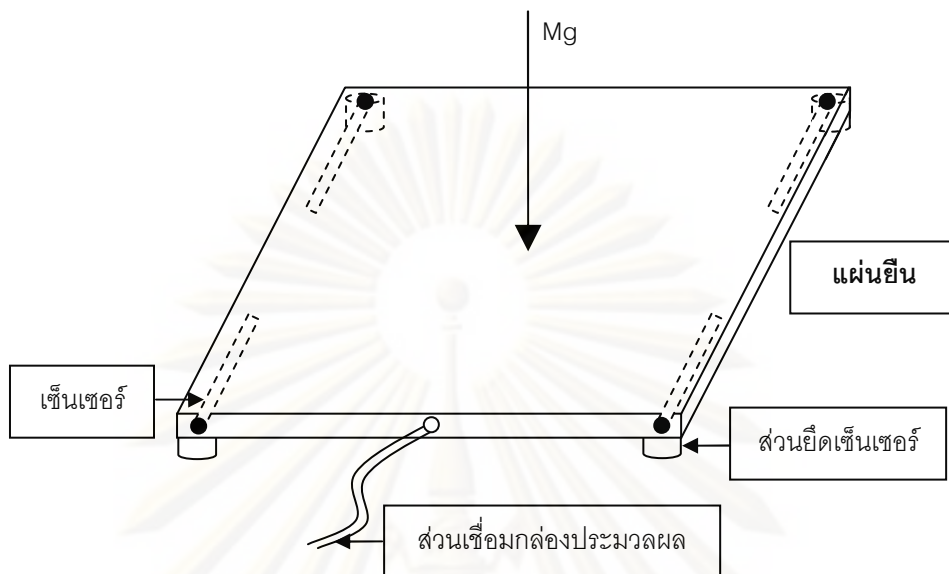
3.2.1 แผ่นยีน (Platform)

แผ่นยีนเป็นส่วนที่ใช้รองรับน้ำหนักของผู้ทดสอบ ซึ่งต้องมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะไม่เกิดการยุบหรือโก่งงอ จนผู้ทดสอบเกิดความกังวลเรื่องความปลอดภัย นอกจากนี้แผ่นยีนยังเป็นส่วนที่มีการติดตั้งเซ็นเซอร์เพื่อใช้ในการตรวจจับจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบ ซึ่งจะใช้เป็นข้อมูลในการทำงานของโปรแกรมเกมส์ต่อไป

ในขั้นแรกได้ กำหนดให้แผ่นยีนมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

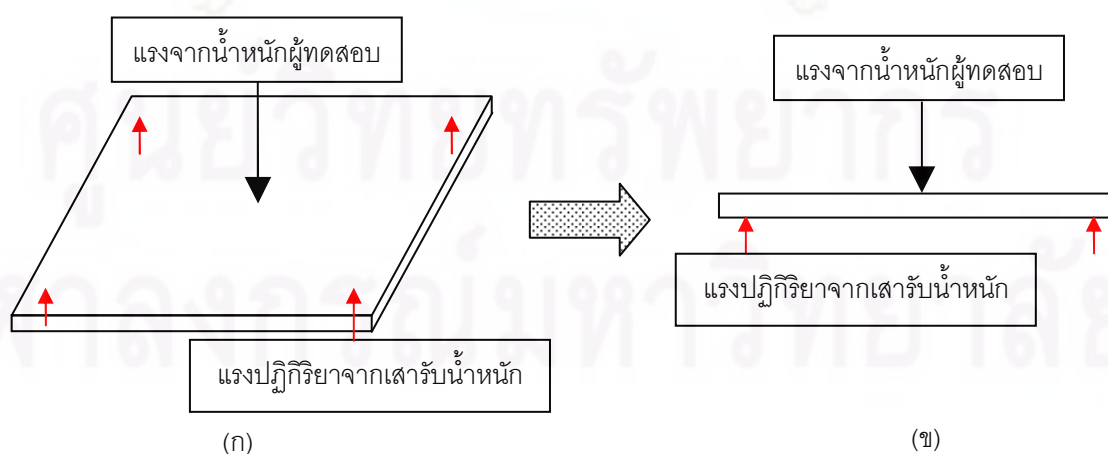
- มีรูปร่างเป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 50x50 ตารางเซนติเมตร ความสูง 2.5 เซนติเมตร เนื่องจากในงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า มีการพัฒนาแผ่นยีนที่มีขนาดตั้งแต่ 50x50 ตารางเซนติเมตร ไปจนถึงขนาด 120x120 ตารางเซนติเมตร [7, 14]
- สามารถรองรับน้ำหนักตัวของผู้ทดสอบได้อย่างน้อย 200 กิโลกรัม (ไม่รวมน้ำหนักของแผ่นยีน) โดยไม่เกิดการยุบหรือโก่งตัว
- มีการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงจำนวน 4 ตัว เพื่อใช้ในการคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบ ตำแหน่งของการติดตั้งเซ็นเซอร์อยู่ห่างจากขอบของแผ่นยีนเข้ามาด้านละ 5

เซนติเมตร ดังนั้นระยะระหว่างเซ็นเซอร์มีค่าเท่ากับ 40 เซนติเมตร โดยแสดงรายละเอียดของแผ่นยื่นอย่างง่ายในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 รายละเอียดของแผ่นยื่นอย่างง่าย

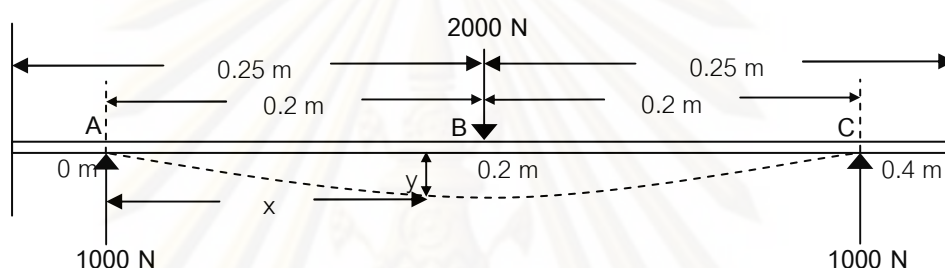
ในการเลือกชนิดและความหนาของวัสดุที่จะนำมาใช้ในการประดิษฐ์แผ่นยื่น ในขั้นแรกได้กำหนดให้แผ่นยื่นที่ประดิษฐ์ขึ้นมีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ และมีการโก่งงอสูงสุดในแนวดิ่งไม่เกิน 1 มิลลิเมตร (โดยมีสมมติฐานว่า การโก่งงอค่านี้จะไม่ทำให้ผู้ทดสอบรู้สึกถึงการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น) รูปที่ 3.3 (ก) แสดงไดอะแกรมของแรงที่กระทำกับแผ่นยื่น ซึ่งประกอบด้วยแรงจากน้ำหนักของผู้ทดสอบและแรงปฏิกิริยาจากส่วนยึดเซ็นเซอร์ทั้งสิ้น ซึ่งเป็นปัญหาแบบ 3 มิติ เพื่อให้เกิดความสะดวกในการแก้ปัญหาได้ทำการประมาณปัญหาแบบ 3 มิติ ให้อยู่ในรูปของปัญหาแบบ 2 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 3.3 (ข)



รูปที่ 3.3 (ก) การรับแรงของแผ่นยื่นแบบ 3 มิติและ (ข) การรับแรงของคานแบบ 2 มิติ

ในการคำนวณเพื่อออกแบบแผ่นยื่นได้กำหนดให้แรงจากภายนอกขนาด 2000 นิวตัน (ประมาณ 200 กิโลกรัม เท่ากับ 2 เท่าของน้ำหนักสูงสุดของผู้ทดสอบ) กระทำที่จุดกึ่งกลางของแผ่นยื่น ซึ่งทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาจากเสารับน้ำหนักข้างละ 1000 นิวตันดังรูปที่ 3.4

การสร้างแผ่นยื่นจะเลือกใช้วัสดุ 2 ชนิด คือ เหล็กหรืออลูมิเนียม โดยในการคำนวณหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อย (Moment of Inertia, I) ของเหล็กและอลูมิเนียมที่จะใช้สร้างแผ่นยื่นโดยใช้สมการอนุพันธ์ของการโก่งงอ (Deflection) ของคานภายใต้แรงกระทำ สมการโมเมนต์ดัดที่คำนวณได้สามารถใช้ได้ตลอดทั้งคาน ซึ่งทำให้สามารถหาค่าการโก่งงอที่จุดใดๆของคานได้ ดังสมการที่ 3.1



รูปที่ 3.4 ลักษณะการโก่งงอของแผ่นยื่นเมื่อมีแรงมากระทำ

$$EI\left(\frac{d^2y}{dx^2}\right) = M \quad (3.1)$$

โดยที่	E	คือ	โมดูลัสความยืดหยุ่นของวัสดุ
	I	คือ	โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกนสะเทิน (Neutral Axis)
	y	คือ	ระยะโก่งงอของแผ่นยื่น
	x	คือ	ระยะที่เกิดการโก่งงอของแผ่นยื่น
	M	คือ	โมเมนต์ดัด (Bending Moment)

เมื่อแทนค่าแรงที่มากระทำกับแผ่นยื่นตามรูปที่ 3.4 ในสมการที่ 3.1 สามารถแก้สมการเพื่อคำนวณหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อยได้ดังนี้

พิจารณาในช่วง AB (ระยะ 0 – 0.2 เมตร)

$$EI\left(\frac{d^2y}{dx^2}\right) = M = 1000x \quad \text{N.m} \quad (3.2)$$

$$EI\left(\frac{dy}{dx}\right) = (500x^2 + C_1) \quad \text{N}\cdot\text{m}^2 \quad (3.3)$$

$$EIy = \left(\frac{500}{3}\right)x^3 + C_1x + C_2 \quad \text{N}\cdot\text{m}^3 \quad (3.4)$$

พิจารณาในช่วง BC (ระยะ 0.2 – 0.4 เมตร)

$$EI\left(\frac{d^2y}{dx^2}\right) = M = (1000x - 2000(x - 0.2)) \quad \text{N}\cdot\text{m} \quad (3.5)$$

$$EI\left(\frac{dy}{dx}\right) = (500x^2 - 1000(x - 0.2)^2 + C_3) \quad \text{N}\cdot\text{m}^2 \quad (3.6)$$

$$EIy = \left(\frac{500}{3}x^3 - \frac{1000}{3}(x - 0.2)^3 + C_3x + C_4\right) \quad \text{N}\cdot\text{m}^3 \quad (3.7)$$

โดยที่ C_1, C_2, C_3 และ C_4 เป็นค่าคงตัวและมีเงื่อนไขที่ขอบ (Boundary Conditions) ดังนี้

$$\begin{aligned} \text{ที่ระยะ } x = 0 \quad \text{เมตร} & ; \quad y = 0 \quad \text{เมตร (ไม่มีการโก่งงอ)} \\ x = 0.4 \quad \text{เมตร} & ; \quad y = 0 \quad \text{เมตร (ไม่มีการโก่งงอ)} \end{aligned}$$

ความชัน $\left(\frac{dy}{dx}\right)$ ที่ตำแหน่ง $x = 0.2$ เมตร มีความต่อเนื่อง

และการโก่งงอ (y) ที่ตำแหน่ง $x = 0.2$ เมตร มีความต่อเนื่อง จากเงื่อนไขที่ขอบ แม้สมการจะได้ค่าคงตัวต่างๆดังนี้

$$C_1 = -20 \quad \text{N}\cdot\text{m}^2$$

$$C_2 = 0$$

$$C_3 = -20 \quad \text{N}\cdot\text{m}^2$$

$$C_4 = 0$$

ตำแหน่งที่เกิดการโก่งงอสูงสุด คือระยะ $x = 0.2$ ทำให้ได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$EIy = -2.66 \quad \text{N m}^3 \quad (3.8)$$

ในการคำนวณหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อยของวัสดุที่จะใช้สร้างแผ่นยึนระหว่างเหล็กและอลูมิเนียม ได้กำหนดให้แผ่นยึนที่จะสร้างมีการโก่งงอค่าไม่เกิน 1 มิลลิเมตรและค่าของโมดูลัสความยืดหยุ่นและความหนาแน่นของเหล็กและอลูมิเนียมแสดงไว้ในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 โมดูลัสความยืดหยุ่นและความหนาแน่นของเหล็กและอลูมิเนียม [23]

คุณสมบัติ	เหล็ก	อลูมิเนียม
โมดูลัสความยืดหยุ่น	$200 \times 10^9 \text{ Pa}$	$71 \times 10^9 \text{ Pa}$
ความหนาแน่น	7850 Kg/m^3	2700 Kg/m^3

หลังการคำนวณพบว่า ค่าโมเมนต์ความเฉื่อยแผ่นยึนเรียบที่ทำจากเหล็กและอลูมิเนียมมีค่าเท่ากับ $0.013 \times 10^{-6} \text{ m}^4$ และ $0.036 \times 10^{-6} \text{ m}^4$ ตามลำดับ จากนั้นจึงคำนวณหาความหนาของเหล็กและอลูมิเนียมที่จะใช้สร้างแผ่นยึนจากสมการของโมเมนต์ความเฉื่อยที่มีพื้นที่หน้าตัดเป็นสี่เหลี่ยม ดังสมการที่ 3.9

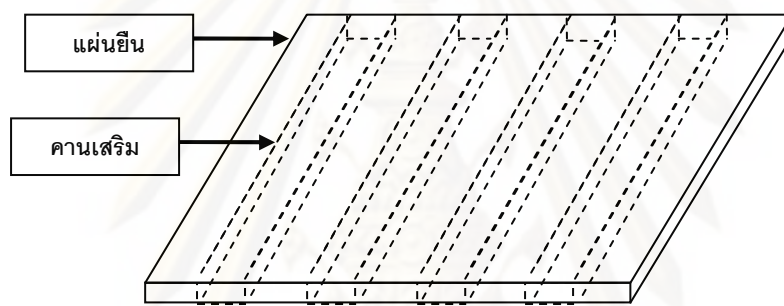
$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (3.9)$$

โดยที่ b คือ ความกว้างของแผ่นยึนในที่นี้เท่ากับ 0.5 เมตร
 h คือ ความหนาของแผ่นยึน

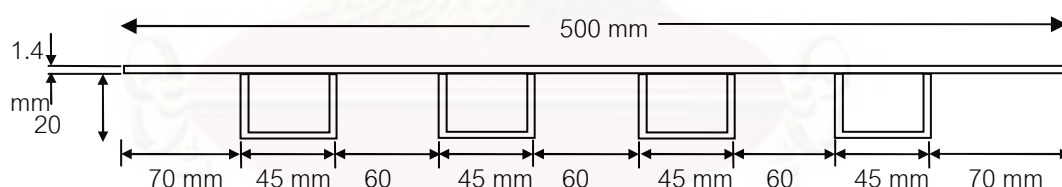
จะได้ความหนาของเหล็กและอลูมิเนียมน้อยที่สุดที่จำเป็นต้องใช้ในการสร้างแผ่นยึนเท่ากับ 6.78 และ 9.52 มิลลิเมตรตามลำดับ ซึ่งเมื่อคำนวณน้ำหนักของแผ่นยึนที่สร้างจากเหล็กและอลูมิเนียม โดยใช้ความหนาแน่นเท่ากับ 7850 และ 2800 กิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตรตามลำดับ จะได้น้ำหนักของแผ่นยึนซึ่งทำจากวัสดุเหล็กและอลูมิเนียมเท่ากับ 13.22 และ 6.66 กิโลกรัมตามลำดับ ในที่นี้เลือกเหล็กเป็นวัสดุในการสร้างแผ่นยึน เนื่องจากเหล็กมีราคาถูกและมีความแข็งแรงและสามารถรับน้ำหนักได้มากกว่าอลูมิเนียม เมื่อพิจารณาที่ความหนาเท่ากัน

ในการสร้างแผ่นยึนถ้าความหนาของเหล็กมีค่ามากจะทำให้การแปรรูปให้ได้ลักษณะแผ่นยึนตามรูปแบบที่ต้องการนั้น ทำได้ลำบาก นอกจากนี้น้ำหนักของแผ่นยึนก็จะมีค่าสูงด้วย เราจึงมีความต้องการที่จะลดความหนาของเหล็กที่จะใช้สร้างแผ่นยึนลง โดยเมื่อพิจารณาจากสมการที่

3.8 จะพบว่าระยะโค้งตัวของแผ่นยีนแปรผกผันกับผลคูณของโมดูลัสความยืดหยุ่นกับค่าโมเมนต์ความเฉื่อย โดยที่ค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นเป็นคุณสมบัติของวัสดุ แต่ค่าโมเมนต์ความเฉื่อยเป็นค่าที่ขึ้นกับรูปร่างของพื้นที่หน้าตัดของแผ่นยีน การเพิ่มค่าโมเมนต์ความเฉื่อยจะสามารถช่วยลดความหนาของวัสดุที่จะใช้ทำแผ่นยีนได้ ในที่นี้จึงได้ออกแบบแผ่นยีนที่มีการเสริมคานดังแสดงในรูปที่ 3.5 จำนวน 4 คาน โดยกำหนดให้คานมีลักษณะเป็นรูปตัวยู มีขนาดกว้าง 4.5 เซนติเมตร สูง 2 เซนติเมตร แผ่นโลหะที่ใช้ทำแผ่นยีนมีความหนา 1.4 มิลลิเมตร ซึ่งสามารถแสดงภาคตัดขวางของแผ่นยีนที่เสริมคานรับน้ำหนักดังรูปที่ 3.6 คำนวณค่าโมเมนต์ความเฉื่อยของแผ่นยีนที่เพิ่มคานเสริมความแข็งแรงเปรียบเทียบกับโมเมนต์ความเฉื่อยของแผ่นยีนเรียบ เพื่อแสดงว่าแผ่นยีนที่เพิ่มคานเสริมความแข็งแรงสามารถรับน้ำหนัก 200 กิโลกรัม โดยเกิดการโก่งงอไม่เกิน 1 มิลลิเมตรได้



รูปที่ 3.5 แผ่นยีนที่มีการเสริมคาน



รูปที่ 3.6 ภาคตัดขวางของแผ่นยีนที่เสริมคานรับน้ำหนัก

โดยเริ่มจากการคำนวณหาแกนสะเทินและคำนวณหาโมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกนสะเทินของแผ่นยีนที่มีการเพิ่มคานเสริมความแข็งแรง แกนสะเทิน คือ บริเวณที่ความเค้นมีค่าเป็นศูนย์เมื่อเกิดการดัด โดยจากภาคตัดขวางของแผ่นยีนที่เสริมคานในรูปที่ 3.6 สามารถคำนวณหาตำแหน่งของจุดศูนย์กลางถ่วงของภาคตัดขวาง ซึ่งแกนสะเทินจะตัดผ่านตำแหน่งนี้ เราสามารถหาจุดศูนย์กลางถ่วงของรูปร่างที่ซับซ้อน โดยแบ่งรูปย่อยที่ทราบจุดศูนย์กลางถ่วง ดังสมการที่ 3.10

$$\bar{y} = \frac{\sum A_n y_n}{\sum A_n} \quad (3.10)$$

เมื่อ A_n คือพื้นที่รูปย่อยที่ n

y_n คือตำแหน่งของจุดศูนย์กลางถ่วงของรูปย่อยที่ n เทียบกับจุดอ้างอิง

เมื่อให้ \bar{y} เป็นระยะของแกนสะเทินวัดจากขอบล่าง ได้เท่ากับ 14.56 มิลลิเมตร โดยสามารถแสดงแกนสะเทินของภาคตัดได้ดังรูปที่ 3.7



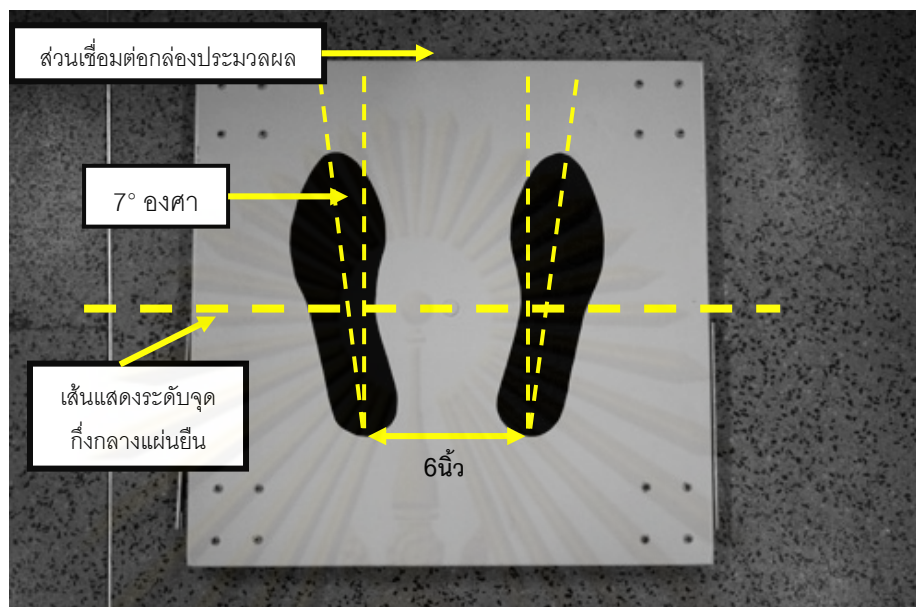
รูปที่ 3.7 ตำแหน่งแกนสะเทินของภาคตัด

จากระยะของแกนสะเทินที่คำนวณได้สามารถนำมาใช้คำนวณหาโมเมนต์ความเฉื่อยของแผ่นยี่นที่มีการเสริมคานรอบแกนสะเทินได้เท่ากับ $0.025 \times 10^{-6} \text{ m}^4$ ซึ่งมากกว่าค่าโมเมนต์ความเฉื่อยของแผ่นยี่นเรียบ จึงแสดงให้เห็นว่าแผ่นยี่นที่เสริมคานซึ่งสร้างจากเหล็กหนา 1.4 มิลลิเมตรสามารถรับน้ำหนักของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนักไม่เกิน 200 กิโลกรัมได้ แทนแผ่นยี่นเรียบซึ่งมีความหนา 6.78 มิลลิเมตร เมื่อใช้เหล็กเป็นวัสดุในการสร้าง

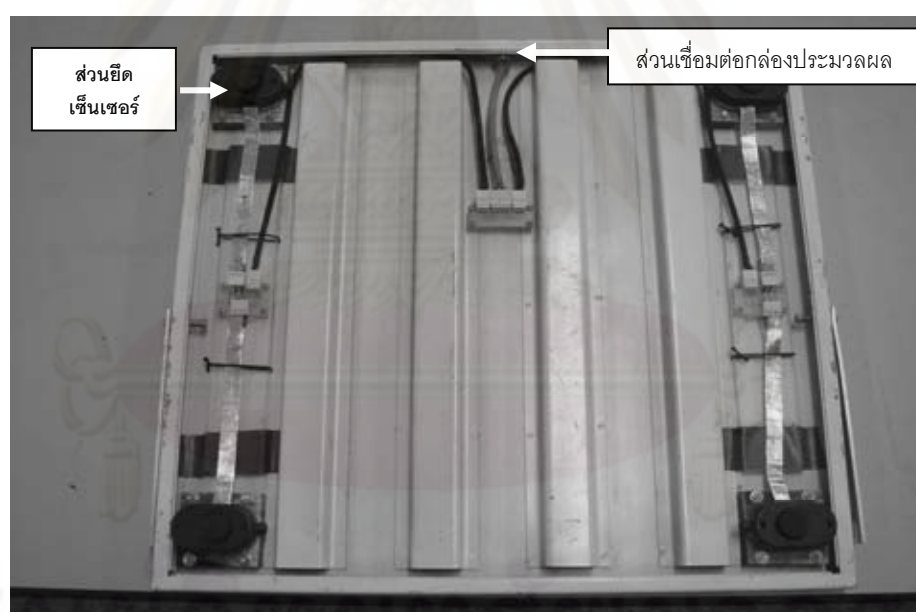
หลังการสร้างแผ่นยี่นตามรูปแบบที่ได้ออกแบบ ทดสอบการโก่งงอของแผ่นยี่นด้วยการให้อาสาสมัครชายจำนวน 4 คนยืนพร้อมกันบนแผ่นยี่นที่สร้างขึ้น (น้ำหนักที่กระทำกับแผ่นยี่นประมาณ 200 กิโลกรัม) พบว่าแผ่นยี่นสามารถรับน้ำหนักได้โดยแผ่นยี่นไม่เกิดการโก่งงอหรือโก่งงอน้อยจนไม่สามารถสังเกตได้

ด้านบนของแผ่นยี่นได้กำหนดตำแหน่งการวางเท้าของผู้ทดสอบ เพื่อการวัดจุดลงน้ำหนักและ Area Sway ขณะยืนนิ่งสองเท้า โดยให้ปลายเท้าหันไปด้านเดียวกับส่วนเชื่อมต่อกับกล่องประมวลผล ตำแหน่งรูปเท้าทั้งสองข้างอยู่ระหว่างจุดกึ่งกลางแผ่นยี่น รูปเท้าทั้งสองข้างห่างกัน 6 นิ้ว เมื่อวัดจากระยะกึ่งกลางสันเท้าทั้งสองข้าง ปลายเท้าทั้งสองข้างเอียงออกทำมุม 7° [24] ในการใช้งานเครื่องฝึกการทรงตัว ให้ผู้ทดสอบวางเท้าบนตำแหน่งรูปเท้าที่กำหนด โดยจะมีอุปกรณ์แสดงระดับจุดกึ่งกลางแผ่นยี่น ซึ่งมีลักษณะเป็นแท่นสี่เหลี่ยมติดอยู่ด้านข้างของแผ่นยี่นทั้ง 2 ด้านเมื่อใช้งาน ให้ตั้งแท่นสี่เหลี่ยมขึ้น เพื่อวางไม้พาดระหว่างแท่นทั้งสองด้าน ซึ่งใช้เป็นเส้นแสดงระดับจุดกึ่งกลางแผ่นยี่น โดยให้ส่วนหน้าข้างของผู้ทดสอบอยู่ชิดกับไม้พาด ซึ่งเป็นการบังคับให้ตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบตกลงบริเวณจุดกึ่งกลางแผ่นยี่น เนื่องจากจุดรับน้ำหนักของบุคคลปกติ จะตกที่จุดกึ่งกลางระหว่างกระดูกเท้า (Navicular) ทั้งสองข้าง ซึ่งเทียบได้กับตำแหน่ง

หน้าแข็งนั่นเอง [30] รูปที่ 3.8 แสดงรูปถ่ายพื้นด้านบนของแผ่นยืนที่ระบุตำแหน่งของการวางเท้า และรูปถ่ายแผ่นยืนด้านล่าง ซึ่งแสดงส่วนของคานเสริม ส่วนยึดเซ็นเซอร์และการเดินสายสัญญาณ



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.8 (ก) รูปถ่ายด้านบนและ (ข) ด้านล่างของแผ่นยืน

3.2.1.1 เซ็นเซอร์วัดแรง (Force Sensor)

เซ็นเซอร์วัดแรงของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ตรวจวัดการถ่วงน้ำหนักของผู้ทดสอบ และเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อส่งไปที่วงจรวัดต่อไป เซ็นเซอร์วัดแรงที่เลือกใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ คือ เซ็นเซอร์วัดแรงที่มีชื่อทางการค้าว่า Flexiforce จากบริษัท Tekscan

ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์วัดแรงที่อาศัยหลักการของเพียโซรีซิสทีฟ (Piezoresistive Effect) กล่าวคือ ค่าความต้านทานจำเพาะของวัสดุที่ใช้ทำเซ็นเซอร์จะเปลี่ยนไป เมื่อมีแรงมากระทำ ทำให้ค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์เปลี่ยนแปลงตามแรงภายนอกที่มากระทำบนพื้นที่รับแรง

เซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce มีลักษณะเป็นแผ่นบาง สามารถโค้งงอได้ง่าย ทำให้สามารถดัดแปลงใช้งานได้หลายลักษณะ โครงสร้างของเซ็นเซอร์ประกอบไปด้วย ชั้นโพลีเมอร์ที่มีค่าความต้านทานเปลี่ยนแปลงไปตามแรงที่เข้ามากระทำ บริเวณด้านล่างและด้านบนของชั้นโพลีเมอร์ จะมีชั้นของโลหะเงินเคลือบอยู่ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้า โดยในส่วนของพื้นที่รับแรงมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 เซนติเมตร เมื่อไม่มีแรงภายนอกมากระทำ ค่าความต้านทานทางไฟฟ้าของเซ็นเซอร์จะมีค่าสูงมาก (มากกว่า 5 เมกะโอห์ม) แต่เมื่อมีแรงจากภายนอกเข้ามากระทำในส่วนของผู้รับแรงของเซ็นเซอร์ ค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์จะมีค่าลดลงตามแรงที่มากระทำ รูปร่างของเซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce แสดงได้ดังรูปที่ 3.9 ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติของเซ็นเซอร์วัดแรงและรูปที่ 3.10 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce เมื่อไม่มีแรงเข้ามากระทำกับเซ็นเซอร์ค่าความต้านทานไฟฟ้าของเซ็นเซอร์จะมีค่าสูง แต่เมื่อมีแรงเข้ามากระทำค่าความต้านทานไฟฟ้าของเซ็นเซอร์จะมีค่าลดลง นอกจากนี้ รูปที่ 3.10 ยังแสดงการเปลี่ยนแปลงค่าความนำไฟฟ้า (ส่วนกลับของค่าความต้านทาน) กับแรงที่มากระทำ โดยการเปลี่ยนแปลงค่าความนำไฟฟ้ามีลักษณะเป็นเชิงเส้นกับแรงที่มากระทำ



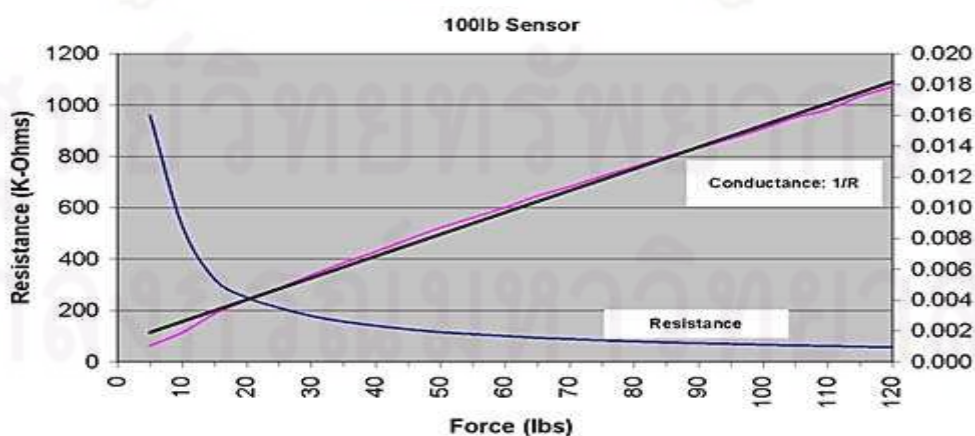
รูปที่ 3.9 เซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce ที่ใช้ในเครื่องฝึกการทรงตัว

ตารางที่ 3.2 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์วัดแรงที่ใช้ [25]

คุณสมบัติทางกายภาพ	
ความหนา	0.2 มิลลิเมตร
ความยาว	15.2 เซนติเมตร
ความกว้าง	1.4 เซนติเมตร
พื้นที่รับแรง	9.53 ตารางมิลลิเมตร
ความไม่เป็นเชิงเส้น (Linearity)	น้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์
สภาวะทำซ้ำได้ (Repeatability)	น้อยกว่า 2.5 เปอร์เซ็นต์
Hysteresis	น้อยกว่า 4.5 เปอร์เซ็นต์
Drift *	น้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ของลอการิทึมในเชิงเวลา
ระยะเวลาในการตอบสนอง	น้อยกว่า 5 ไมโครวินาที
ช่วงอุณหภูมิในการทำงาน	15 ถึง 140 องศาฟาเรนไฮต์
ขนาดในการวัดแรง (เซ็นเซอร์วัดแรงแบบเดียวกัน แยกตามช่วงในการวัดแรงได้ 3 รุ่น)	0-1 ปอนด์ 0-25 ปอนด์ 0-100 ปอนด์
ความไวต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ **	0.2 เปอร์เซ็นต์ต่อ 1 องศาฟาเรนไฮต์

* Drift หมายถึง การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะอย่างช้าๆของระบบหรือวัสดุ ในที่นี้คือการเปลี่ยนแปลงความต้านทานของเซ็นเซอร์ ซึ่งมีค่าไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์

** อุณหภูมิมีผลต่อการทำงานของเซ็นเซอร์น้อยมาก คือ 0.2 เปอร์เซ็นต์ต่อ 1 องศาฟาเรนไฮต์ ดังนั้นในการใช้งาน เราจึงสามารถตัดความผิดพลาดของสัญญาณขาออกจากวงจรวัดที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิได้



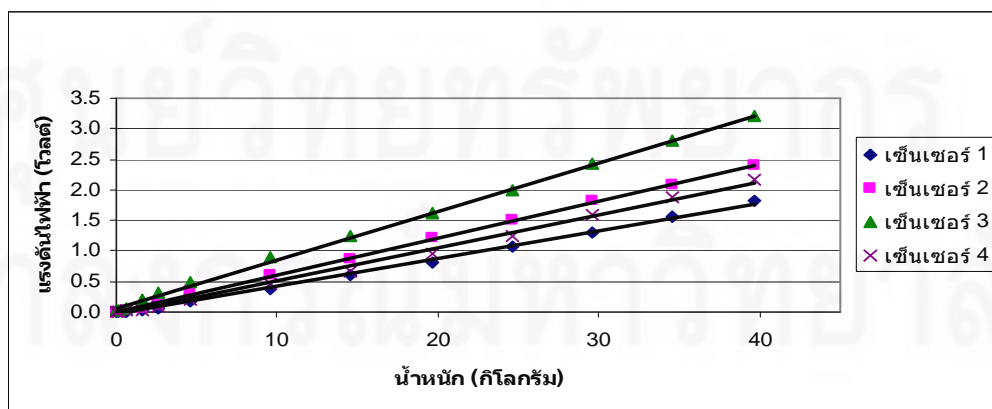
รูปที่ 3.10 การเปลี่ยนแปลงความต้านทานของเซ็นเซอร์ Flexiforce เมื่อมีแรงมากระทำ [25]

ในการใช้งานเซ็นเซอร์วัดแรง Flexiforce ได้เลือกใช้เซ็นเซอร์วัดแรงที่สามารถรับแรงได้ 100 ปอนด์ (เทียบเท่ากับน้ำหนัก 44 กิโลกรัม) โดยเมื่อรวมเซ็นเซอร์วัดแรงที่ติดตั้งได้แผ่นยีนทั้ง 4 ตัว จะสามารถวัดน้ำหนักได้เท่ากับ 172 กิโลกรัม ซึ่งเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัวจะถูกติดตั้งกับส่วนยึดเซ็นเซอร์บริเวณมุมทั้ง 4 ด้านของแผ่นยีน โดยรายละเอียดของส่วนยึดเซ็นเซอร์จะอธิบายในหัวข้อต่อไป เมื่อทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์โดยการวางน้ำหนักมาตรฐานขนาด 0 - 39.5 กิโลกรัม บนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว และวัดแรงดันขาออกที่ได้จากวงจรวัด (รายละเอียดของวงจรวัดแสดงในหัวข้อถัดไป) ในที่นี้กำหนดให้ค่าแรงดันที่ป้อนให้กับเซ็นเซอร์เท่ากับ 5 โวลต์ ค่าความต้านทานป้อนกลับเท่ากับ 100 กิโลโอห์ม กราฟเปรียบเทียบที่ได้จากการทดลองแสดงในรูปที่ 3.11 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกกับน้ำหนักมาตรฐานมีลักษณะเป็นเชิงเส้นในช่วงกว้าง จึงได้คำนวณหาสมการเชิงเส้นที่ดีที่สุดสำหรับชุดข้อมูลที่ได้ โดยตารางที่ 3.3 แสดงสมการที่ดีที่สุดและค่า r (สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์, Correlation Coefficient) ของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว และตารางที่ 3.4 สรุปประสิทธิภาพของเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัว ซึ่งประกอบด้วยค่าความไว (Sensitivity) ค่าความละเอียด (Resolution) และค่าความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

ตารางที่ 3.3 สมการที่ดีที่สุดและค่า r ของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว

เซ็นเซอร์ ตัวที่	สมการที่ดีที่สุด $Y = ax + b$	ค่า r
1	$Y = 0.046X - 0.04$	0.999
2	$Y = 0.061X$	0.999
3	$Y = 0.08X + 0.06$	0.999
4	$Y = 0.055X - 0.04$	0.998

โดยจะได้ $a = 0.046$ ถึง 0.080 และ $b = 0$ ถึง 0.06



รูปที่ 3.11 กราฟเปรียบเทียบน้ำหนักเป็นแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัว

ตารางที่ 3.4 สรุปพารามิเตอร์ต่างๆของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว

เซ็นเซอร์ ตัวที่	ความไว* (Sensitivity) [V/kg]	ความละเอียด** (Resolution) [kg]	ความเป็นเชิง เส้น*** (Linearity) [%FSO]
1	0.046	0.423	5.12
2	0.061	0.320	1.43
3	0.080	0.245	2.87
4	0.055	0.358	6.2

* ความไว คือค่าความชันของสมการเชิงเส้นของเซ็นเซอร์วัดแรง

** ความละเอียด คิดจากน้ำหนักที่ใส่ให้เซ็นเซอร์วัดแรง แล้วเกิดการเปลี่ยนแปลงของเลขดิจิตอล 1 บิตของวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ที่แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล 8 บิต เมื่อกำหนดให้แรงดันอ้างอิงของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอลเท่ากับ 5 โวลต์ การเปลี่ยนแปลงเลขดิจิตอล 1 บิต จะเทียบเท่ากับแรงดัน 0.0195 โวลต์ โดยสามารถคำนวณความละเอียดของเซ็นเซอร์ได้จากสมการที่ 3.11

$$Resolution = \frac{V}{S} \quad (3.11)$$

เมื่อ *Resolution* คือความละเอียดของการวัดน้ำหนักมีหน่วยเป็นกิโลกรัม

V คือค่าแรงดันที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงเลขดิจิตอล 1 บิต

S คือความไวของเซ็นเซอร์

*** ความเป็นเชิงเส้น คิดจากอัตราส่วนของผลต่างของแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้จริงกับแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากสมการเส้นตรงที่ดีที่สุดต่อช่วงของแรงดันขาออกสูงสุด (FSO) เท่ากับ 3.25 โวลต์ จากรูปที่ 3.11 ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.12

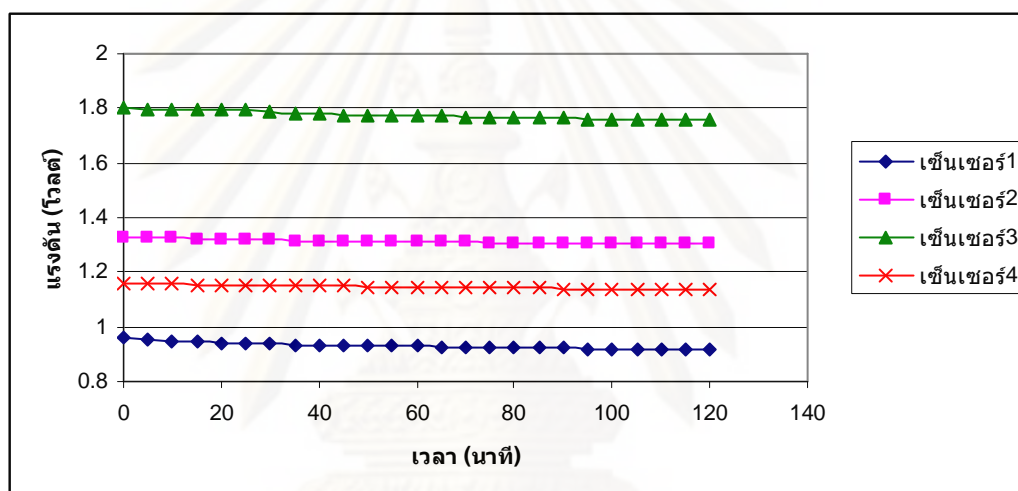
$$Linearity = \left(\frac{V_o - V_c}{FSO} \right) \times 100\% \quad (3.12)$$

เมื่อ *Linearity* คือความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์

V_o คือแรงดันที่ได้จากการวัด เมื่อลงน้ำหนักบริเวณพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์

V_c คือแรงดันที่ได้จากสมการเส้นตรงที่ดีที่สุด

ต่อมาทดสอบการ Drift แรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวเทียบกับเวลา โดยวางน้ำหนักขนาด 21.75 กิโลกรัมบนจุดกึ่งกลางพื้นที่ส่วนรับแรงของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว หลังจากนั้นวัดค่าแรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทุก 5 นาทีต่อเนื่อง 2 ชั่วโมง พบว่าค่าแรงดันของเซ็นเซอร์มีการลดลง จนเริ่มคงที่เมื่อเวลาผ่านไป 1 ชั่วโมง 30 นาที ซึ่งมีผลต่อการใช้งาน เนื่องจากจำเป็นต้องมีการเปลี่ยนสมการเชิงเส้นของเซ็นเซอร์อยู่เป็นประจำ รูปที่ 3.12 แสดงการ Drift ของแรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวเทียบกับเวลา

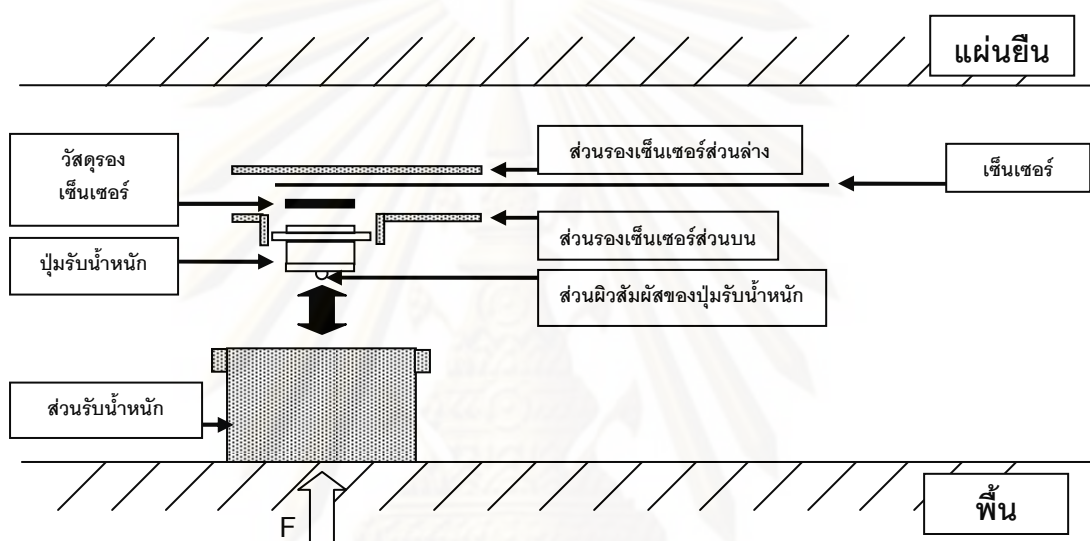


รูปที่ 3.12 การ Drift แรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวเทียบกับเวลา

จากการทดสอบการ Drift แรงดันขาออกของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวเทียบกับเวลา พบว่าเมื่อเวลาผ่านไป ค่าสมการเชิงเส้นเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวจะมีการเปลี่ยนแปลง เนื่องจากเซ็นเซอร์แต่ละตัวมีค่าการ Drift ที่แตกต่างกัน ทำให้ในการใช้งานเซ็นเซอร์ เราต้องปรับสมการเชิงเส้นของเซ็นเซอร์อยู่เป็นประจำ นอกจากนี้ประสิทธิภาพในการทำงานของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวก็แตกต่างกัน ซึ่งมีผลให้การนำข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวมาใช้นั้น ต้องใช้สมการเชิงเส้นคำนวณผลที่แตกต่างกันตามไปด้วย ดังนั้นเพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณของโปรแกรมจึงนำเสนอให้มีการปรับค่าให้เซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวสามารถใช้สมการเชิงเส้นสมการเดียวกันได้ โดยวิธีการปรับค่าเซ็นเซอร์นี้จะแสดงรายละเอียดในหัวข้อถัดไป

3.2.1.2 ส่วนยึดเซ็นเซอร์

ในการประดิษฐ์ส่วนยึดเซ็นเซอร์ ได้ออกแบบให้แรงที่กระทำบนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์ เกิดจากน้ำหนักของผู้ทดสอบเพียงอย่างเดียว โดยให้ส่วนยึดเซ็นเซอร์มีโครงสร้างดังรูปที่ 3.13 ซึ่งแรงที่จะกระทำลงบนเซ็นเซอร์วัดแรงจะอยู่ในแนวตั้งฉากเสมอ เนื่องจากแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่จุดสัมผัสระหว่างปั๊มรับน้ำหนักและส่วนรับน้ำหนัก จะอยู่ในแนวตั้งฉากกับผิวของปั๊มรับน้ำหนักเสมอ [26]



รูปที่ 3.13 หลักการออกแบบส่วนยึดเซ็นเซอร์

ส่วนยึดเซ็นเซอร์ที่ทำหน้าที่ยึดเซ็นเซอร์วัดแรงกับแผ่นยึดนั้น ประกอบไปด้วยชิ้นส่วนเล็กๆ 8 ส่วนดังแสดงในรูปที่ 3.14 และสามารถแสดงรายละเอียดได้ดังนี้

- 1) ปั๊มพลาสติกรับน้ำหนักแผ่นยึด เป็นปั๊มพลาสติกทรงกระบอกตันเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 เซนติเมตร ด้านบนติดแผ่นโลหะกลมแบนขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 เซนติเมตร ทำหน้าที่เป็นส่วนรับน้ำหนักของแผ่นยึด
- 2) ฝาครอบพลาสติกส่วนบน มีลักษณะเป็นฝาพลาสติกขนาด 4x6 ตารางเซนติเมตร สูง 1 เซนติเมตร ตรงกลางมีช่องว่างวงกลมสำหรับใส่ปั๊มพลาสติกรับน้ำหนักแผ่นยึด
- 3) ฝาครอบพลาสติกส่วนล่าง มีลักษณะเป็นฝาพลาสติกขนาด 4x6 ตารางเซนติเมตร สูง 1 เซนติเมตรเท่ากับฝาครอบพลาสติกส่วนบน ภายในมีฐานพลาสติกสำหรับวางส่วนแผ่นเหล็กของเซ็นเซอร์

4) น็อตยึดอุปกรณ์ มีความยาว 1.5 เซนติเมตร ทำหน้าที่ยึดส่วนประกอบต่างๆของส่วนยึดเซ็นเซอร์เอาไว้ด้วยกัน

5) แผ่นเหล็กรองเซ็นเซอร์ส่วนบน เป็นแผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมขนาด 3x3 ตารางเซนติเมตร ตรงกลางเจาะรูกลมเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 0.9 เซนติเมตร สำหรับวางปั๊มลงน้ำหนักบนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์

6) แผ่นเหล็กรองเซ็นเซอร์ส่วนล่าง เป็นแผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมขนาด 3x3 ตารางเซนติเมตร เท่ากับแผ่นเหล็กรองเซ็นเซอร์ส่วนบน ตรงกลางของแผ่นมีช่องสี่เหลี่ยมขนาดเท่าเซ็นเซอร์วัดแรง สำหรับวางเซ็นเซอร์

7) ปั๊มเหล็กกลมน้ำหนักบนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์เป็นปั๊มเหล็กกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 เซนติเมตร สูง 0.8 เซนติเมตร ตรงกลางมีปั๊มกลมหนุนจากฐานขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.3 เซนติเมตร สูง 0.2 เซนติเมตร ทำหน้าที่รับแรงกดเนื่องจากการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบส่งไปที่พื้นที่รับน้ำหนักของเซ็นเซอร์วัดแรง

8) วัสดุรองเซ็นเซอร์ เป็นแผ่นกลมเทปลอนเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 เซนติเมตร หนา 0.2 เซนติเมตร ทำหน้าที่วางคั่นระหว่างพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์กับปั๊มเหล็กกลมน้ำหนักบนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์ เพื่อช่วยป้องกันส่วนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์เสียหาย เมื่อเกิดการกดทับระหว่างปั๊มเหล็กกลมน้ำหนักกับพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์ เนื่องจากการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบ รูปที่ 3.15 แสดงการติดตั้งส่วนยึดเซ็นเซอร์บริเวณมุมด้านล่างทั้ง 4 ด้านของแผ่นยึด



รูปที่ 3.14 ส่วนประกอบของส่วนยึดเซ็นเซอร์



(ก)



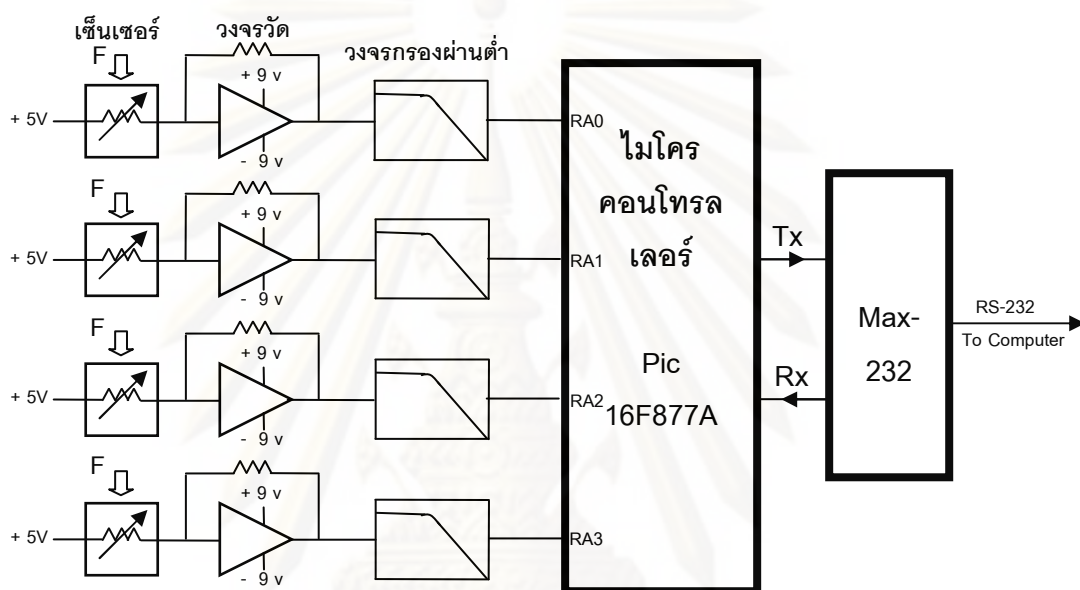
(ข)

รูปที่ 3.15 (ก) ส่วนยึดเซ็นเซอร์ภายในและ (ข) ส่วนยึดเซ็นเซอร์เมื่อประกอบเรียบร้อยแล้ว

3.2.2 กล่องประมวลผล (Process Box)

กล่องประมวลผลเป็นส่วนที่ทำหน้าที่แปลงค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์วัดแรงให้เป็นค่าแรงดันไฟฟ้า และแปลงค่าแรงดันไฟฟ้าที่ซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล ส่งไปยังคอมพิวเตอร์โดยผ่านการสื่อสารแบบอนุกรม RS232 เพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์และแสดงผล ข้อมูลการถ่ายน้ำหนักของผู้ทดสอบต่อไป

ภายในกล่องประมวลผลประกอบด้วยวงจรไฟฟ้าหลัก 4 ส่วน คือ วงจรวัด (Measuring Circuit) ซึ่งทำหน้าที่แปลงค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์วัดแรงให้อยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า จำนวน 4 ช่องสัญญาณ วงจรกรองผ่านต่ำ (Low Pass Filter) จำนวน 4 ช่องสัญญาณ ไมโครคอนโทรลเลอร์และส่วนที่เป็นแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายแรงดัน 5, 9 และ -9 โวลต์ให้กับวงจรในส่วนต่างๆของกล่องประมวลผล โดยสามารถแสดงรายละเอียดของส่วนประกอบหลักภายในกล่องประมวลผลได้ดังรูปที่ 3.16

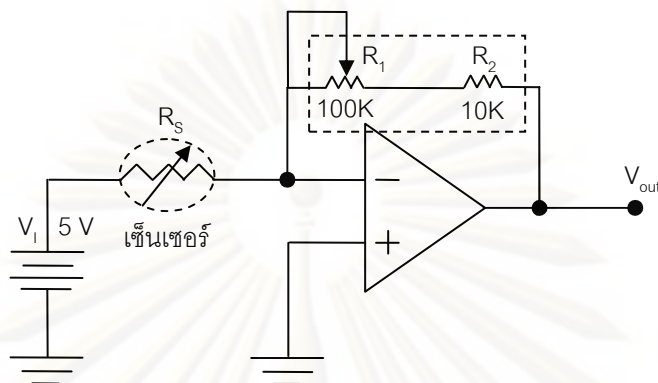


รูปที่ 3.16 วงจรไฟฟ้าภายในกล่องประมวลผล

3.2.2.1 วงจรวัด (Measuring Circuit)

วงจรวัดที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส ทำหน้าที่แปลงค่าความต้านทานเซ็นเซอร์ให้อยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า ในวงจรกำหนดให้เซ็นเซอร์วัดแรงซึ่งเป็นตัวต้านทานที่มีค่าเปลี่ยนแปลงเมื่อมีแรงมากระทำต่ออยู่ระหว่างขากลับเฟส (Inverting Input) กับแหล่งแรงดันไฟตรงคงที่ 5 โวลต์ ขาไม่กลับเฟส (Non-inverting Input) ของออปแอมป์ต่อลงกราวด์ ทำให้เซ็นเซอร์วัดแรงมีแรงดันตกคร่อมคงที่เท่ากับ 5 โวลต์ ค่ากระแสที่ไหลผ่านเซ็นเซอร์ จะถูกแปลงเป็นแรงดันขาออก โดยตัวต้านทานต่อคร่อมระหว่างขากลับเฟสกับขาออกของออปแอมป์ โดยตัวต้านทานที่ต่อคร่อมนี้แยกเป็นตัวต้านทานปรับค่าได้ขนาด 100 กิโลโอห์มและตัวต้านทานขนาด 10 กิโลโอห์มต่ออนุกรมกัน ตัวต้านทานปรับค่าได้มีหน้าที่สำหรับปรับค่าความไวของการวัดให้มีค่าแรงดันไฟฟ้า

ขาออกตรงตามต้องการ โดยสามารถแสดงวงจรวัดดังรูปที่ 3.17 ความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าขาออกจากวงจรวัดสามารถแสดงดังสมการที่ 3.13



รูปที่ 3.17 วงจรวัด

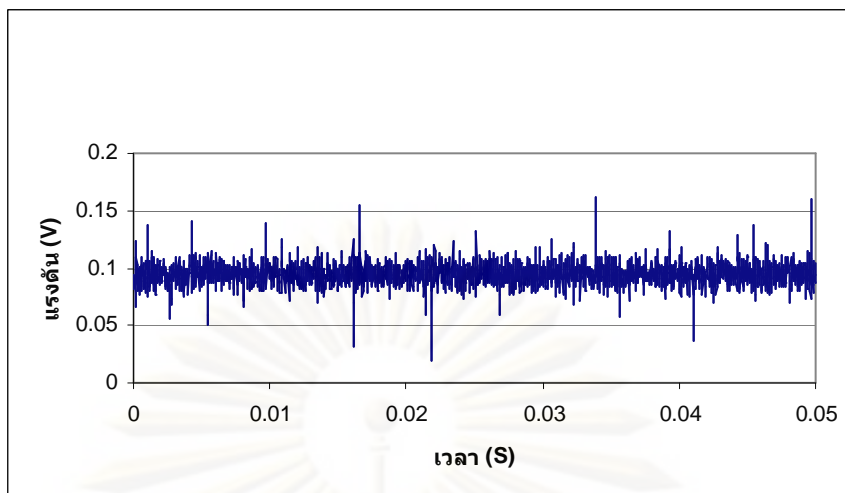
$$V_{out} = -V_1 \frac{R_1 + R_2}{R_s} \quad (3.13)$$

เมื่อ V_1 คือ ค่าแรงดันที่ตกคร่อมเซ็นเซอร์มีค่าเท่ากับ 5 โวลต์

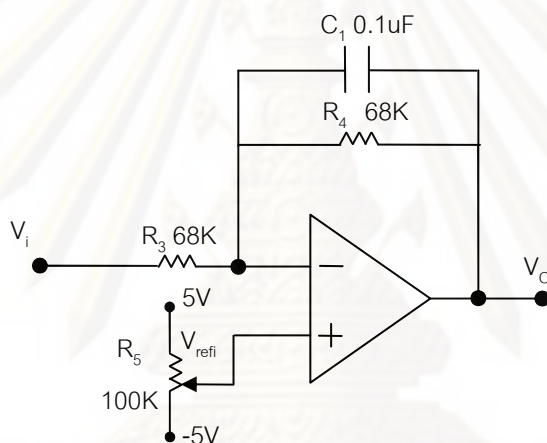
3.2.2.2 วงจรกรองผ่านต่ำ (Low Pass Filter)

เมื่อทำการทดสอบการทำงานของวงจรวัดพบว่า สัญญาณออกที่ได้ มีสัญญาณรบกวนความถี่สูงปนอยู่ ในที่นี้ยังไม่ทราบสาเหตุของสัญญาณรบกวนดังกล่าว โดยสามารถแสดงแรงดันขาออกที่ได้จากวงจรวัดในเชิงเวลา ได้ดังรูปที่ 3.18 ในที่นี้จึงใช้วงจรกรองผ่านต่ำอันดับหนึ่งเพื่อลดสัญญาณรบกวนในช่วงความถี่สูงดังกล่าวออกไป รูปที่ 3.19 แสดงวงจรกรองผ่านต่ำที่ใช้ โดยสามารถคำนวณค่าความถี่คัตออฟ (Cutoff Frequency) ของวงจรกรองผ่านต่ำได้ด้วยสมการที่

3.14



รูปที่ 3.18 แรงดันขาออกจากวงจรวัดในเชิงเวลาก่อนผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ



รูปที่ 3.19 วงจรกรองผ่านต่ำ

$$f = \frac{1}{2\pi R_4 C_1} \quad (3.14)$$

เมื่อ V_i เป็นแรงดันไฟฟ้าจากวงจรวัด

V_o เป็นแรงดันไฟฟ้าขาออกจากวงจรกรองผ่านต่ำ

R_4 เป็นความต้านทานของวงจรกรองผ่านต่ำ

C_1 เป็นตัวเก็บประจุของวงจรกรองผ่านต่ำ

f เป็นความถี่คัตออฟของวงจร

ในที่นี้เลือกค่าความต้านทาน R_4 และ C_1 เท่ากับ 68 กิโลโอห์มและ 0.1 ไมโครฟารัดตามลำดับ ซึ่งทำให้ได้ค่าความถี่คัตออฟเท่ากับ 24 เฮิร์ตซ์ โดยสามารถแสดงกราฟค่าอัตราขยายกับความถี่ของสัญญาณของวงจรรองผ่านต่ำได้ดังรูปที่ 3.20 ซึ่งได้จากการวัดแรงดันไฟฟ้าก่อนเข้าวงจรรองผ่านต่ำเปรียบเทียบกับแรงดันไฟฟ้าที่ผ่านวงจรรองผ่านต่ำแล้ว โดยมีค่าความถี่คัตออฟที่ได้จากการทดลองเท่ากับ 24 เฮิร์ตซ์ ในที่นี้ R_5 เป็นความต้านทานปรับค่าได้ขนาด 100 กิโลโอห์ม มีหน้าที่สำหรับปรับค่าแรงดันอ้างอิง ความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าขาออกจากวงจรรองผ่านต่ำสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 3.15 โดยพิจารณาในกรณีที่แรงดันอ้างอิงเป็นแรงดันไฟตรงแรงดันขาออกในช่วงเวลาหลังผ่านวงจรรองผ่านต่ำ แสดงได้ดังรูปที่ 3.21

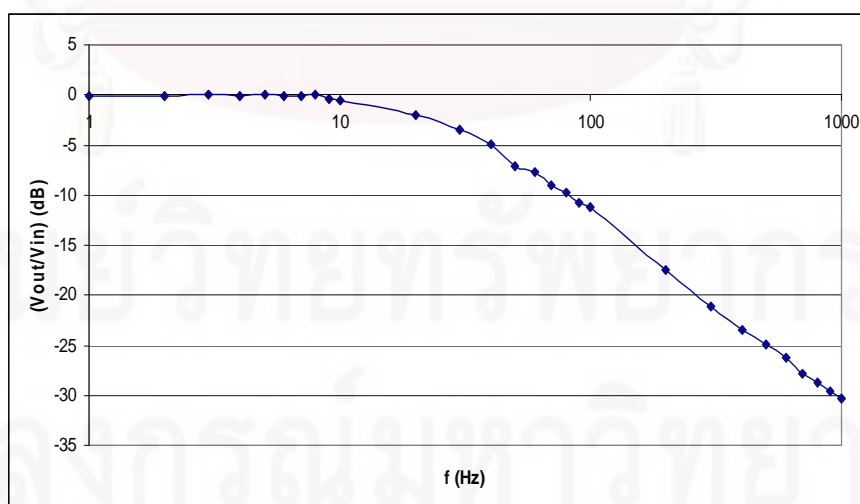
$$V_o = \frac{-R_4}{R_3} \times \frac{1}{sR_4C_1 + 1} V_i + \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) V_{ref} \quad (3.15)$$

เมื่อ s เป็นตัวแปลงลาปลาซ (Laplace Operator)

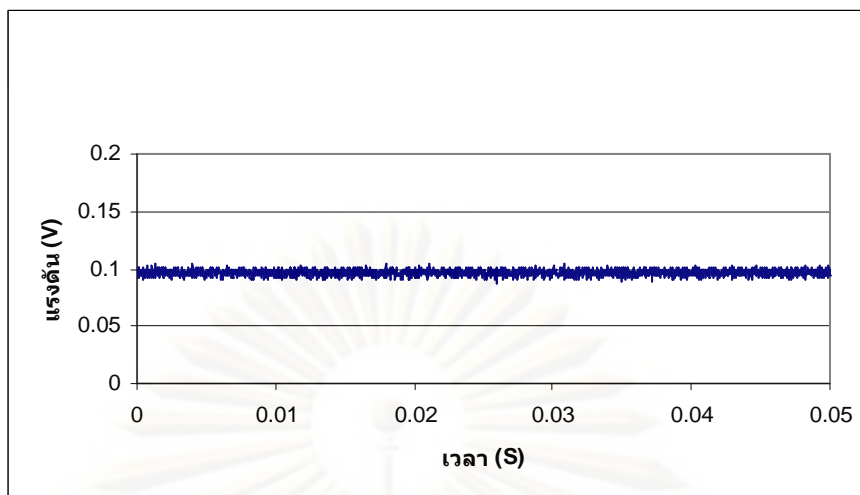
V_{ref} เป็นแรงดันไฟฟ้าที่ความต้านทานปรับค่าได้

ในที่นี้กำหนดให้ $R_3 = R_4 = 68$ กิโลโอห์ม จะได้

$$V_o = -\frac{1}{sR_4C_1 + 1} V_i + 2V_{ref} \quad (3.16)$$



รูปที่ 3.20 กราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ ในกรณีที่ $V_{ref} = 0$ โวลต์



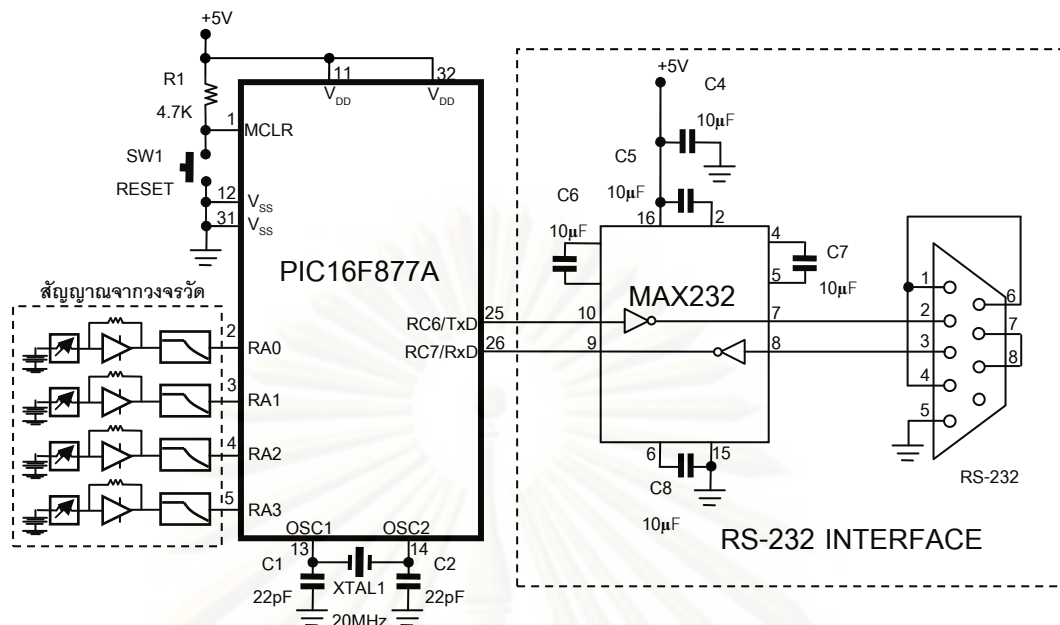
รูปที่ 3.21 แรงดันขาออกในเชิงเวลาหลังผ่านวงจรกรองผ่านต่ำ เมื่อ $V_{ref} = 0$ โวลต์

3.2.2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่รับสัญญาณข้อมูลที่ผ่านการขยายและกรองสัญญาณต่อจากวงจรวัด เพื่อทำการแปลงให้เป็นข้อมูลดิจิทัล และส่งไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านการสื่อสารแบบอนุกรม เพื่อทำการประมวลผลต่อไป

ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้ PIC 16F877A เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ และใช้งานโมดูลแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (โมดูล ADC) ซึ่งเป็นโมดูลของ PIC 16F877A ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณที่ได้จากวงจรวัดเป็นข้อมูลดิจิทัล กำหนดให้ใช้โมดูล ADC มีความละเอียดของการแปลงเท่ากับ 8 บิต กำหนดให้แรงดันอ้างอิงค่าบวก (V_{ref+}) มีค่าเท่ากับ 5 โวลต์ ตามค่าไฟเลี้ยงของ PIC 16F877A และใช้แรงดันอ้างอิงค่าลบ (V_{ref-}) มีค่าเป็นกราวด์ของ PIC 16F877A และมีการเรียกใช้โมดูลการสื่อสารผ่านพอร์ตอนุกรม (โมดูล USART) ทำหน้าที่ควบคุมการรับส่งข้อมูลแบบอนุกรมระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับเครื่องคอมพิวเตอร์ รูปที่ 3.22 แสดงไดอะแกรมการต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ โดยในการใช้งานโมดูลการสื่อสารผ่านพอร์ตอนุกรม ได้ตั้งพารามิเตอร์ของการสื่อสารแบบอนุกรม ดังนี้

Baud rate	9600 bps
Data Bit	8
Parity	none
Stop Bit	1



รูปที่ 3.22 ไดอะแกรมการต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้

เมื่อตั้งค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต่อการรับส่งข้อมูล ไมโครคอนโทรลเลอร์จะวนรับสัญญาณแรงดันไฟฟ้าจากวงจรวัดทั้ง 4 ช่องสัญญาณ สัญญาณแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์แต่ละตัวจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล หลังจากนั้นสัญญาณดิจิทัลของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว จะถูกรวมเป็นข้อมูล 1 ชุดสำหรับส่งไปให้คอมพิวเตอร์ประมวลผลต่อไป โดยได้กำหนดรูปแบบของข้อมูล 1 ชุด ซึ่งมีชนิดข้อมูลเป็นตัวอักษร (Character) จำนวน 50 ตัวอักษร เพื่อให้โปรแกรมทางฝั่งคอมพิวเตอร์ สามารถแยกข้อมูลได้อย่างถูกต้องดังนี้

```
"\r<H><1>AAA</1><2>BBB</2><3>CCC</3><4>DDD</4></H>\n"
```

เมื่อ AAA แทนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 ขนาด 3 ตัวอักษร

BBB แทนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 ขนาด 3 ตัวอักษร

CCC แทนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 ขนาด 3 ตัวอักษร

DDD แทนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 ขนาด 3 ตัวอักษร

\r แทนการรีเทิร์น

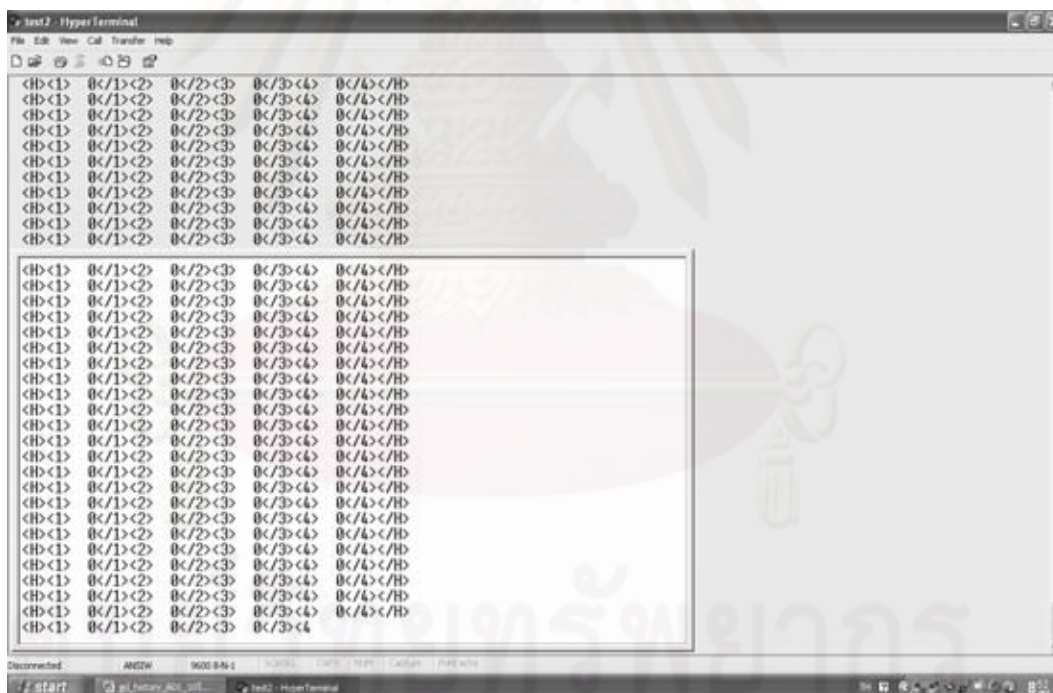
\n แทนการขึ้นบรรทัดใหม่ (Line Feed)

จากรูปแบบของข้อมูล 1 ชุดที่มีชนิดข้อมูลเป็นตัวอักษรจำนวน 50 ตัวอักษร เราสามารถคำนวณขนาดของข้อมูล เมื่อรวมกับบิตเริ่มต้น (Start Bit) จำนวน 1 บิตและบิตหยุด (Stop Bit)

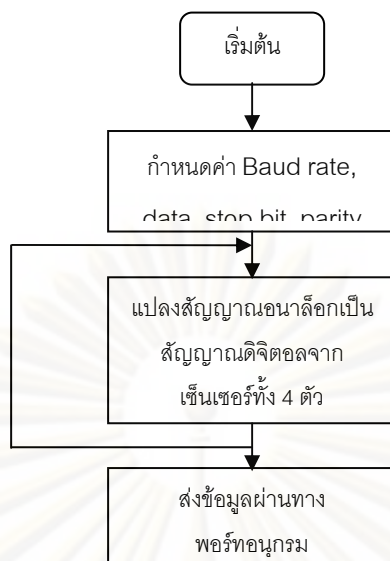
จำนวน 1 บิต จะได้ขนาดของข้อมูล 1 ชุดเท่ากับ $50 \times (8+2) = 500$ บิต ซึ่งสามารถคำนวณหาอัตราเร็วของการส่งข้อมูล 1 ชุดจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปเครื่องคอมพิวเตอร์ได้ดังสมการที่ 3.17

$$\text{อัตราเร็วในการส่งข้อมูล} = \frac{\text{Baud Rate}}{\text{Data Size}} \quad (3.17)$$

หลังจากการคำนวณเมื่อแทนค่า Baud Rate ด้วย 9600 บิตต่อวินาที จะได้อัตราเร็วในการส่งข้อมูลของไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ 20 ชุดต่อเวลา 1 วินาที ซึ่งเพียงพอต่อการใช้เป็นข้อมูลแสดงผลของโปรแกรมในเวลาจริง (Real Time) หลังจากนั้นทดสอบการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์โดยการส่งข้อมูลสัญญาณดิจิตอลที่กำหนดให้เซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวมีค่าสัญญาณดิจิตอลเท่ากับ 0 ไปแสดงผลที่คอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรม Hyper Terminal พบว่าสามารถแสดงผลได้อย่างถูกต้องดังแสดงในรูปที่ 3.23 โดยสามารถสรุปไฟล์ชาร์ตการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ดังรูปที่ 3.24

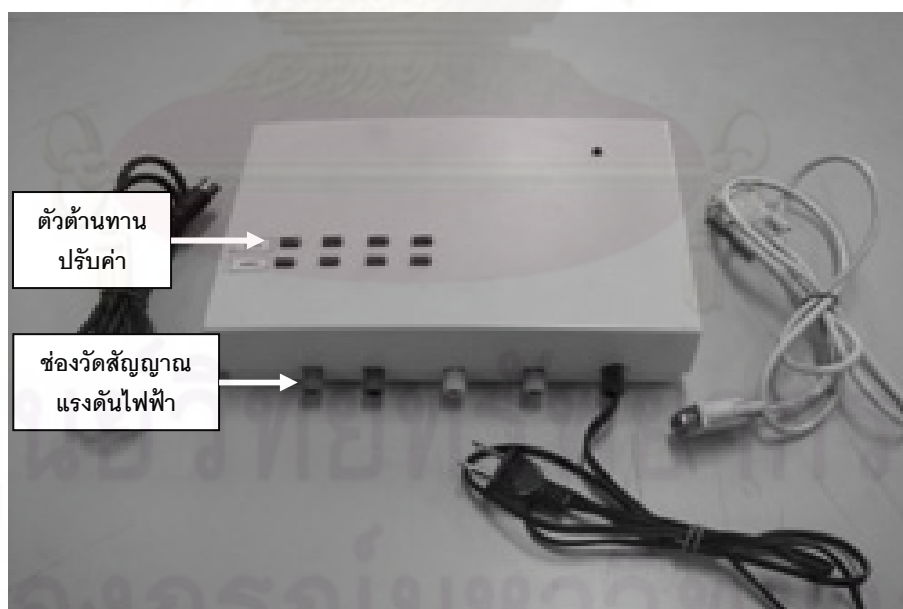


รูปที่ 3.23 ผลการทดสอบการรับข้อมูลด้วยโปรแกรม Hyper Terminal



รูปที่ 3.24 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์

วงจรไฟฟ้าทั้งหมดซึ่งประกอบด้วย วงจรวัด วงจรกรองผ่านต่ำ ไมโครคอนโทรลเลอร์และ ส่วนจ่ายแรงดันบรรจุก่ออยู่ในกล่องพลาสติกสี่เหลี่ยมที่มีขนาด 24x17 ตารางเซนติเมตร สูง 5.5 เซนติเมตร โดยสามารถแสดงรูปถ่ายของกล่องประมวลผลที่สร้างขึ้นดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.25 กล่องประมวลผลที่สร้างขึ้น

3.2.2.4 การเปรียบเทียบกล่องประมวลผล

จากการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัวที่ผ่านมา เมื่อนำน้ำหนักมาตรฐานขนาด 0-39.5 กิโลกรัมทดสอบบนส่วนพื้นที่รับแรงของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว แสดงให้เห็นว่าเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัวมีประสิทธิภาพในการวัดแรงที่แตกต่างกัน กล่าวคือเมื่อให้น้ำหนักขนาดเท่ากัน กระทำกับส่วนรับแรงของเซ็นเซอร์วัดแรงแต่ละตัว ค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้จากวงจรวัดจะมีค่าแตกต่างกัน ซึ่งส่งผลให้การออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อประมวลผลข้อมูลที่ได้รับจากเซ็นเซอร์ ต้องใช้สมการในการเปรียบเทียบที่แตกต่างกันเพื่อแปลงค่าแรงดันที่วัดได้ของเซ็นเซอร์ เป็นค่าน้ำหนักที่กระทำลงบนเซ็นเซอร์ เพื่อให้ง่ายต่อการพัฒนาซอฟต์แวร์ จึงได้เลือกที่จะปรับค่าอัตราขยายของวงจรวัดและค่าแรงดันอ้างอิงของวงจรรอง เพื่อให้สมการเปรียบเทียบของเซ็นเซอร์ที่ได้มีค่าเหมือนกัน โดยตั้งสมมติฐานว่าความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกจากวงจรวัดกับน้ำหนักที่กระทำบนเซ็นเซอร์วัดแรงมีลักษณะเป็นเชิงเส้น ซึ่งเราสามารถทำการปรับเทียบแบบ 2 จุด (2-point Calibration) ให้แรงดันขาออกจากวงจรวัดทั้ง 4 ช่องสัญญาณมีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงค่าน้ำหนักเท่ากันหรือใกล้เคียงกัน การปรับเทียบนี้ทำได้โดยใช้น้ำหนักมาตรฐานจำนวน 2 ค่า แล้วปรับค่าความต้านทานปรับค่าได้ R_1 และ R_5 ในรูปที่ 3.17 และ 3.19 เพื่อปรับค่าความไวและปรับค่าแรงดันอ้างอิง ตามลำดับ

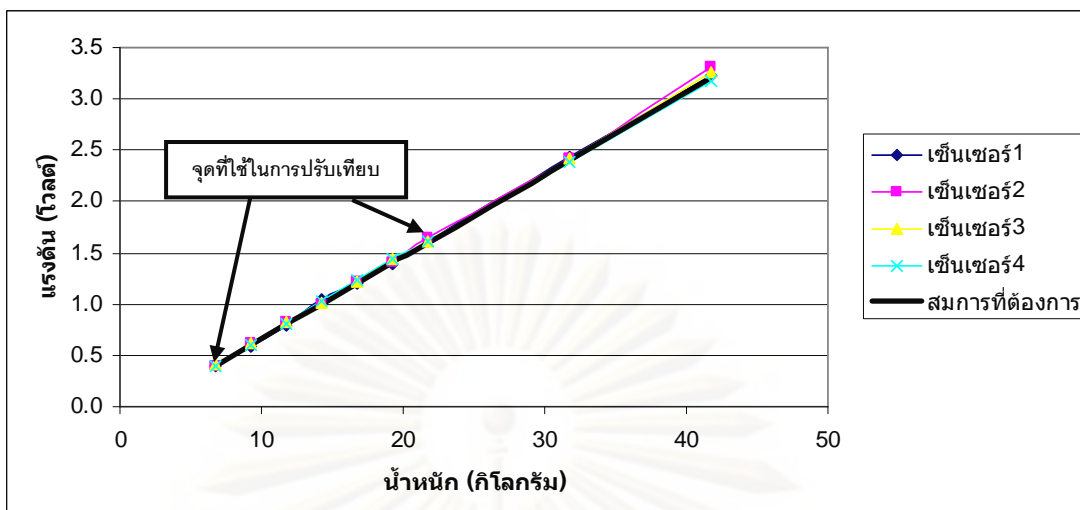
ในที่นี้ได้เลือกใช้น้ำหนักมาตรฐาน 20 และ 80 กิโลกรัมในการปรับเทียบวงจรถูกกึ่งกลางของแผ่นยีน (น้ำหนักของแผ่นยีนเท่ากับ 7 กิโลกรัม) ดังนั้นน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวจะได้รับเท่ากับ $\left(\frac{20+7}{4}\right) = 6.75$ และ $\left(\frac{80+7}{4}\right) = 21.75$ กิโลกรัมตามลำดับ ที่น้ำหนักมาตรฐาน 2 ค่านี้ กำหนดให้แรงดันขาออกของวงจรวัดเท่ากับ 0.4 และ 1.6 โวลต์ตามลำดับ ดังนั้นสมการการปรับเทียบค่าแรงดันไฟฟ้าขาออกกับน้ำหนักของเซ็นเซอร์รวมกับวงจรวัดจะเป็นดังสมการที่ 3.18

$$Y = 0.08X - 0.14 \quad (3.18)$$

เมื่อ Y แทนแรงดันขาออกของวงจรวัด (โวลต์)

X แทนน้ำหนักที่เซ็นเซอร์ได้รับ (กิโลกรัม)

จากนั้นทดสอบวัดความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกจากวงจรวัดทั้ง 4 ช่องสัญญาณกับน้ำหนักมาตรฐาน เพื่อเปรียบเทียบกราฟปรับเทียบจริงกับกราฟปรับเทียบที่ได้กำหนดด้วยสมการที่ 3.18 กราฟปรับเทียบค่าแรงดันไฟฟ้ากับน้ำหนักหลังทำการปรับค่าแล้วแสดงได้ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 กราฟเปรียบเทียบค่าแรงดันไฟฟ้ากับน้ำหนักหลังทำการปรับค่าเซ็นเซอร์

จากข้อมูลพบว่าการปรับเทียบแบบ 2 จุดสามารถปรับให้สัญญาณขาออกจากวงจรวัดทั้ง 4 ช่องสัญญาณมีกราฟเปรียบเทียบตามที่ต้องการ โดยสามารถคำนวณความผิดพลาดในการประมาณน้ำหนักที่เซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัวได้จากสมการที่ 3.19 ความผิดพลาดในการประมาณน้ำหนักและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวแสดงในตารางที่ 3.5

$$\text{ความผิดพลาด} = \frac{|W - W_T|}{W_T} \times 100 \quad (3.19)$$

เมื่อ W แทนค่าน้ำหนักที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ 3.18

W_T แทนค่าน้ำหนักมาตรฐานที่ใช้ในการทดสอบ

ตารางที่ 3.5 ความผิดพลาดในการประมาณน้ำหนักและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว หลังการปรับเทียบแบบ 2 จุด

เซ็นเซอร์ ตัวที่	ความผิดพลาด [%]	ความเป็นเชิงเส้น [%FSO]
1	1.63	4.18
2	1.61	3.41
3	2.16	2.59
4	1.55	3.81

3.2.3 ราวช่วยพยุงตัว (Support Rails)

ราวช่วยพยุงตัวเป็นส่วนประกอบที่จำเป็นสำหรับเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ เนื่องจากกลุ่มเป้าหมายที่จะเป็นผู้ทดสอบในวิทยานิพนธ์นี้ คือ กลุ่มผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ซึ่งเป็นกลุ่มที่มีความเสี่ยงจะเกิดอันตรายจากการล้มสูง ดังนั้นการมีอุปกรณ์สำหรับช่วยพยุงตัวจึงมีความสำคัญในแง่ของความปลอดภัยและการเพิ่มความมั่นใจในการทดสอบของผู้ทดสอบมากขึ้น ซึ่งจะส่งผลให้ผลการทดสอบมีความถูกต้องมากขึ้นไปด้วย

ราวช่วยพยุงตัวที่สร้างขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้ถูกออกแบบให้มีลักษณะคล้ายอุปกรณ์ช่วยเดิน คือ คอกหัดเดิน 4 ขา (Walker) [27] ซึ่งมีความมั่นคงแข็งแรง มีขนาด 65x65 ตารางเซนติเมตร สูง 95 เซนติเมตร บริเวณขาตั้งติดจุดยกยางป้องกันการลื่น โดยสามารถแสดงรูปภาพของราวช่วยพยุงตัวได้ดังรูปที่ 3.27

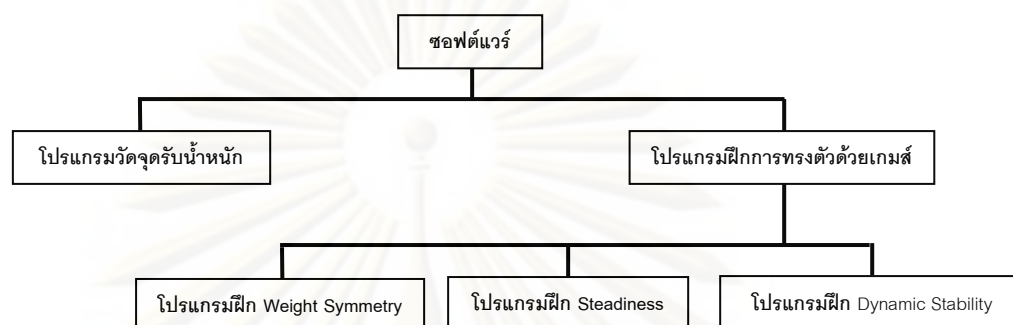


รูปที่ 3.27 ราวช่วยพยุงตัว

3.2.4 ซอฟต์แวร์ (Software)

ซอฟต์แวร์ในวิทยานิพนธ์นี้ได้ถูกพัฒนาด้วยภาษาจาวา โดยได้มีการพัฒนาโปรแกรมขึ้นมา 2 โปรแกรม คือ โปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักและโปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ ในการทำงานโปรแกรมทั้ง 2 โปรแกรมจะรับข้อมูลดิจิทัลที่ถูกส่งมาจากกล่องประมวลผลมาคำนวณเพื่อใช้ในการแสดงผลของโปรแกรม โดยโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักจะตรวจสอบการถ่วงน้ำหนักของผู้ทดสอบที่ยืนตรงสองเท้าบนแผ่นยีน เพื่อคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบ ส่วนโปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นจะรับข้อมูลดิจิทัลจากกล่อง

ประมวลผลมาคำนวณ เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการแสดงผลของเกมสปีกการทรงตัว ซึ่งแยกเป็นเกมสปีกการทรงตัว 3 แบบ ประกอบด้วยเกมสปีกการทรงตัวแบบ Weight Symmetry เกมสปีกการทรงตัวแบบ Steadiness และเกมสปีกการทรงตัวแบบ Dynamic Stability ซึ่งสามารถแสดงโครงสร้างของซอฟต์แวร์ได้ดังรูปที่ 3.28



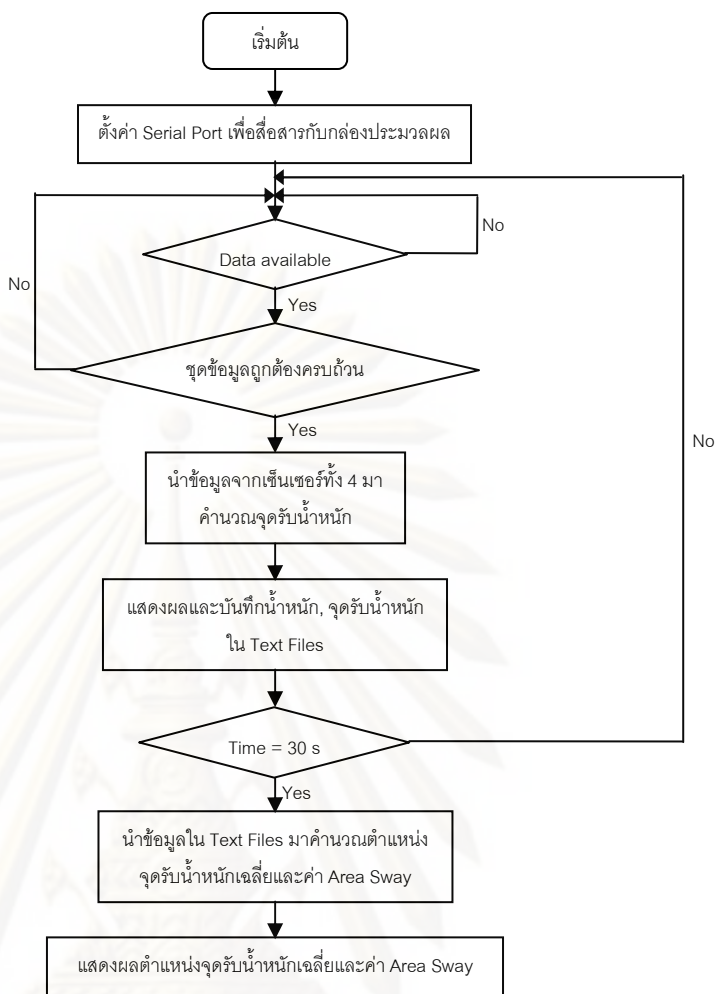
รูปที่ 3.28 โครงสร้างของซอฟต์แวร์

3.2.4.1 โปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนัก

โปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักเป็นโปรแกรมคำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบในขณะที่ยืนตรงสองเท้าบนตำแหน่งวางเท้าที่กำหนดไว้บนแผ่นยืน เมื่อเริ่มการทำงานของโปรแกรมจะแสดงน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวได้รับ น้ำหนักรวมและตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบพร้อมบันทึกข้อมูลลงใน Text File หลังจากนั้นเมื่อครบ 30 วินาที โปรแกรมจะคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบ ซึ่งได้จากการคำนวณข้อมูลใน Text File โดยเราสามารถแสดงไฟล์ชาร์ตของโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักได้ดังรูปที่ 3.29

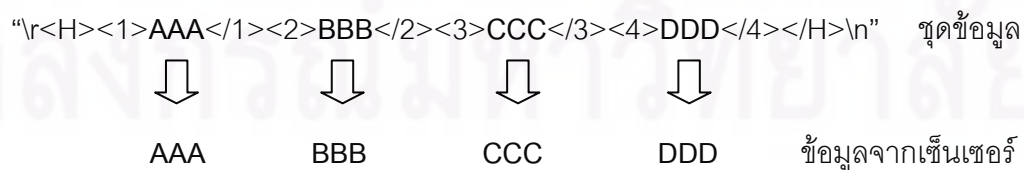
จากรูปที่ 3.29 โปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักจะเริ่มการทำงานจากการตั้งค่าพารามิเตอร์สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรมกับกล่องประมวลผล ดังนี้

Port	เลือกให้ตรงกับพอร์ตที่กล่องประมวลผลเชื่อมต่ออยู่
Baud rate	9600 bps
Data Bit	8
Parity	none
Stop Bit	1



รูปที่ 3.29 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนัก

เมื่อตั้งค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต่อการรับข้อมูล โปรแกรมจะวนรับสัญญาณข้อมูลดิจิทัลที่ถูกส่งเป็นชุดข้อมูล 50 ตัวอักษรตามรูปแบบที่ได้กล่าวไว้ในส่วนไมโครคอนโทรลเลอร์ ครั้งละ 1 ชุดข้อมูล โปรแกรมจะตรวจเช็คว่าเป็นชุดข้อมูลที่มีความสมบูรณ์ 50 ตัวอักษรและมีรูปแบบชุดข้อมูลถูกต้องหรือไม่ ซึ่งถ้าชุดข้อมูลที่รับเข้ามามีตัวอักษรไม่ครบตามจำนวน 50 ตัวอักษรหรือมีการจัดรูปแบบชุดข้อมูลไม่ถูกต้องตามรูปแบบที่กำหนด โปรแกรมจะตัดข้อมูลชุดนั้นทิ้งและดำเนินการตรวจเช็คชุดข้อมูลถัดไป หลังจากนั้นโปรแกรมจะแยกข้อมูลจากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวออกจากชุดข้อมูล ดังรูปที่ 3.30



รูปที่ 3.30 การตัดชุดข้อมูลให้เหลือเฉพาะข้อมูลจากเซ็นเซอร์

ข้อมูลชนิดตัวอักษรจากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวจะถูกแปลงชนิดข้อมูลให้เป็นตัวเลขจำนวนเต็ม (Integer Type) แล้วจึงเปลี่ยนให้เป็นค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวโดยการคูณด้วยความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (ในที่นี่กำหนดให้ความละเอียดของโมดูล ADC 8 บิต แรงดันอ้างอิงเท่ากับ 5 โวลต์ ดังนั้นความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเท่ากับ $\left(\frac{5}{256}\right) = 0.0195$ โวลต์และใช้ตัวแปร Volt1 ถึง Volt4 แทนค่าแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์แต่ละตัวตามลำดับ สามารถคำนวณค่าแรงดันไฟฟ้าของเซ็นเซอร์ได้จากสมการที่ 3.20

$$Volt = Sensor \times V_{ADC} \quad (3.20)$$

เมื่อ *Volt* คือค่าแรงดันของเซ็นเซอร์

Sensor คือข้อมูลตัวเลขจำนวนเต็มของเซ็นเซอร์

V_{ADC} คือความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเท่ากับ 0.0195 โวลต์

เมื่อโปรแกรมคำนวณค่าแรงดันของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวได้แล้ว โปรแกรมจะนำค่าแรงดันของเซ็นเซอร์ที่ได้ไปคำนวณหาค่าน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวได้รับด้วยสมการเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ที่คำนวณได้จากสมการที่ 3.18 ดังสมการที่ 3.21

$$W = \frac{(Volt + 0.14)}{0.08} \quad (3.21)$$

เมื่อ *W* คือน้ำหนักที่เซ็นเซอร์ได้รับ มีหน่วยเป็นกิโลกรัม

ทดสอบการคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัว เมื่อมีการให้น้ำหนักมาตรฐานขนาด 20 กิโลกรัม วางระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัวในแนวเชิงเส้น ดังรูปที่ 3.31 หลังจากนั้นวัดแรงดันที่เปลี่ยนแปลงของเซ็นเซอร์ทั้ง 2 ตัวที่ทำการทดสอบ เพื่อคำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเปรียบเทียบกับตำแหน่งจุดรับน้ำหนักจริง โดยสามารถคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัวได้ด้วยสมการที่ 3.22 และคำนวณผลเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการระบุจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงสองตัวได้ด้วยสมการที่ 3.23

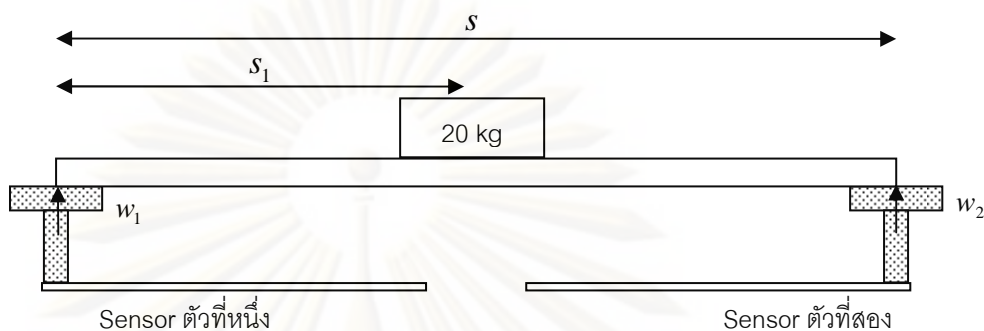
$$s_1 = \frac{w_2 \times (s - s_1)}{w_1} \quad (3.22)$$

เมื่อ w_1 คือน้ำหนักที่กระทำกับเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัว ตัวที่หนึ่ง

w_2 คือน้ำหนักที่กระทำกับเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัว ตัวที่สอง

s_1 คือระยะห่างระหว่างตำแหน่งจุดรับน้ำหนักกับเซ็นเซอร์ที่ใช้ทดสอบตัวที่หนึ่ง

s คือความยาวของคานรับน้ำหนักที่วางระหว่างเซ็นเซอร์ทั้งสอง ในที่นี้กำหนดให้มีความยาว 40 เซนติเมตร



รูปที่ 3.31 การทดสอบวางน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรง 2 ตัวในแนวเชิงเส้น

$$\frac{|s_c - s_t|}{(s_{\max} - s_{\min})} \times 100\% \quad (3.23)$$

เมื่อ s_t คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนัก ที่ใช้วางน้ำหนักจริง

s_c คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนัก ที่ได้จากการคำนวณ

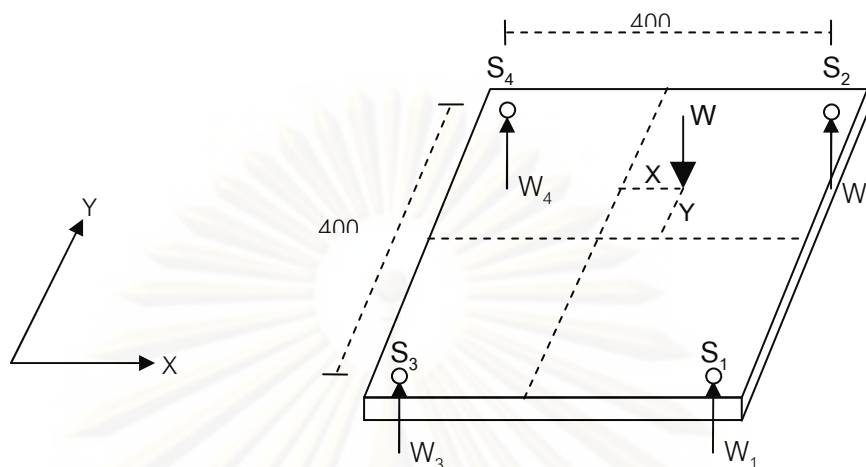
$s_{\max} - s_{\min}$ คือระยะห่างของเซ็นเซอร์สองตัวที่ใช้ในการทดสอบ

โดยสามารถแสดงเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการระบุจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงสองตัว ได้ดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 ผลในการระบุจุดรับน้ำหนักระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงสองตัว

เซ็นเซอร์ ตัวที่	ระยะห่างระหว่างเซ็นเซอร์ [เซนติเมตร]	ความผิดพลาด [%FSO]
1 กับ 2	40	5.0
1 กับ 3	40	3.8
2 กับ 4	40	4.0
3 กับ 4	40	2.3

ต่อมาทดสอบคำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่น ซึ่งใช้เซ็นเซอร์วัดแรงจำนวน 4 ตัว โดยแสดงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่นที่คู่อันดับ (X, Y) ดังรูปที่ 3.32



รูปที่ 3.32 ตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่นที่คู่อันดับ (X, Y)

เมื่อ $S_1 - S_4$ คือตำแหน่งของเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 ถึง 4 ที่ติดบนแผ่นยื่น

$W_1 - W_4$ คือน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวได้รับ

W คือค่าน้ำหนักของผู้ทดสอบ

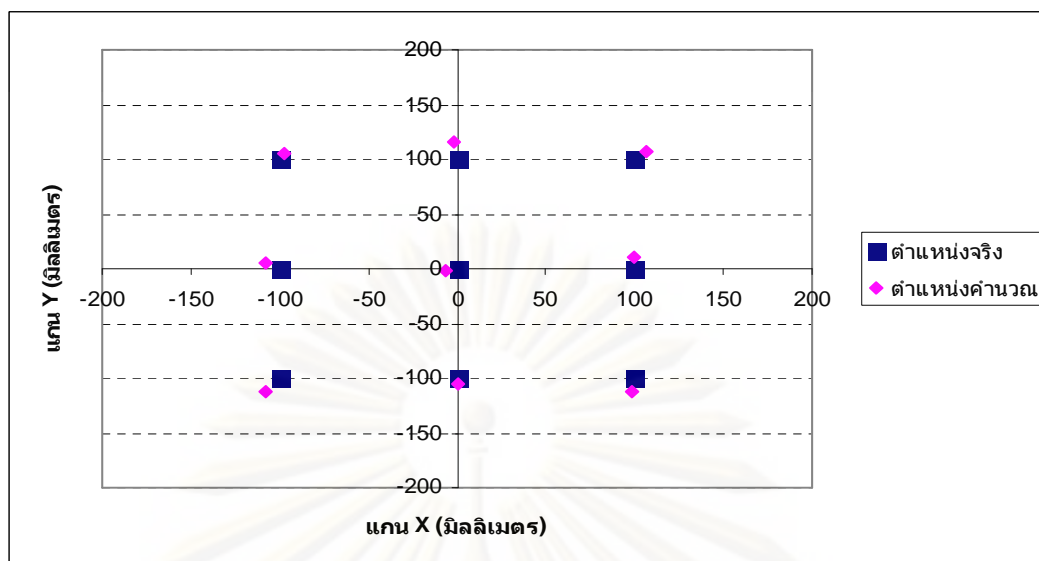
X คือระยะในแนวแกน X ของจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่น มีหน่วยเป็นมิลลิเมตร

Y คือระยะในแนวแกน Y ของจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่น มีหน่วยเป็นมิลลิเมตร

โปรแกรมสามารถคำนวณหาน้ำหนักของผู้ทดสอบและตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่นได้ด้วยสมการที่ 3.24 โดยจากรูปที่ 3.32 เซ็นเซอร์แต่ละตัวอยู่ห่างกัน 400 มิลลิเมตร

$$\left. \begin{aligned} W &= W_1 + W_2 + W_3 + W_4 \\ X &= \left(\frac{W_1 + W_2}{W} \times 400 \right) - 200 \\ Y &= 200 - \left(\frac{W_1 + W_3}{W} \times 400 \right) \end{aligned} \right\} \quad (3.24)$$

ทดสอบการคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักจากสมการที่ 3.24 ด้วยการให้น้ำหนักมาตรฐานขนาด 20 กิโลกรัมที่ตำแหน่งต่างๆ 9 ตำแหน่งบนแผ่นยื่น หลังจากนั้นวัดแรงดันที่เปลี่ยนแปลงของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวที่ติดตั้งบนแผ่นยื่น เพื่อคำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเปรียบเทียบกับตำแหน่งจุดรับน้ำหนักจริงบนแผ่นยื่น ซึ่งสามารถแสดงผลการคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเปรียบเทียบกับตำแหน่งจุดรับน้ำหนักจริงบนแผ่นยื่นได้ดังรูปที่ 3.33



รูปที่ 3.33 ตำแหน่งจุดรับน้ำหนักรับจากการคำนวณเปรียบเทียบกับจุดรับน้ำหนักจริงบนแผ่นยื่น

จากรูปที่ 3.33 สามารถคำนวณผลเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการระบุจุดรับน้ำหนักของแผ่นยื่นในแนวแกน X และแกน Y ได้ $\pm 4.11\% \text{FSO}$ และ $\pm 7.82\% \text{FSO}$ ตามลำดับ เมื่อคำนวณด้วยสมการที่ 3.25 และ 3.26 ซึ่งการที่ความคลาดเคลื่อนในการระบุจุดรับน้ำหนักในแนวแกน X และ Y ไม่เท่ากัน เนื่องมาจากผลจากการ Drift ของเซ็นเซอร์แต่ละตัวมีค่าสัญญาณขาออกซึ่งเปลี่ยนแปลงตามเวลาไม่เท่ากัน โดยแสดงได้จากการทดสอบการ Drift ของเซ็นเซอร์แต่ละตัวดังรูปที่ 3.12

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในแนวแกน X} = \frac{|X_C - X_T|}{(X_{\max} - X_{\min})} \times 100\% \quad (3.25)$$

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในแนวแกน Y} = \frac{|Y_C - Y_T|}{(Y_{\max} - Y_{\min})} \times 100\% \quad (3.26)$$

เมื่อ X_T คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในแนวแกน X ที่ใช้วางน้ำหนักจริง

X_C คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในแนวแกน X ที่ได้จากการคำนวณ

Y_T คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในแนวแกน Y ที่ใช้วางน้ำหนักจริง

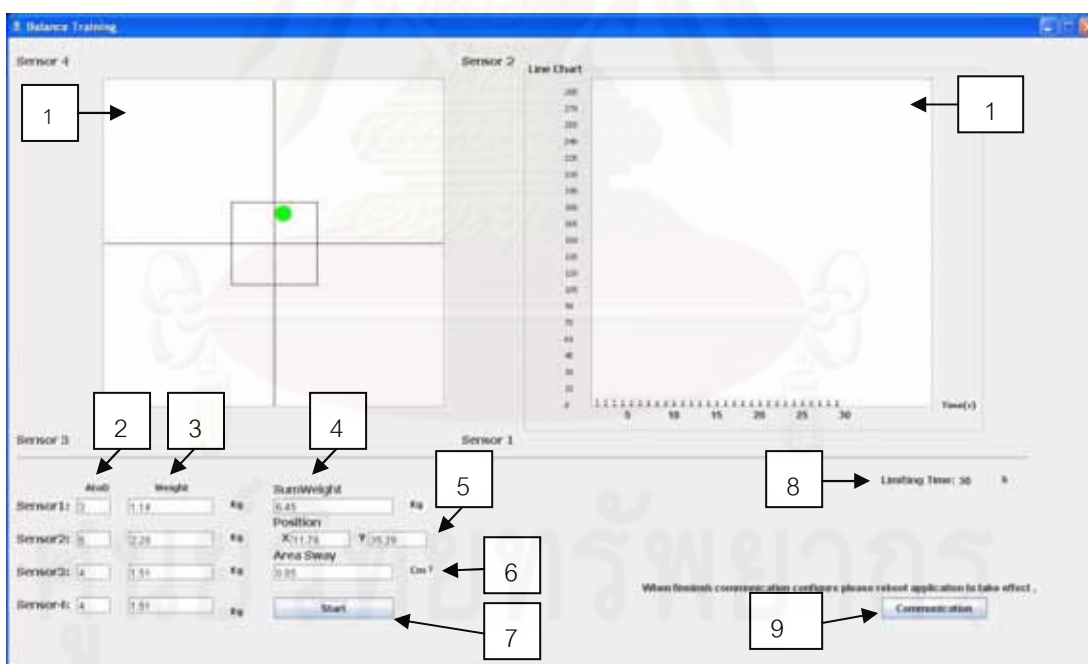
Y_C คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในแนวแกน Y ที่ได้จากการคำนวณ

$X_{\max} - X_{\min}$ คือระยะห่างของเซ็นเซอร์ในแนวแกน X ในที่นี้เท่ากับ 40 เซนติเมตร

$Y_{\max} - Y_{\min}$ คือระยะห่างของเซ็นเซอร์ในแนวแกน Y ในที่นี้เท่ากับ 40 เซนติเมตร

3.2.4.2 การใช้งานโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก

ในการใช้งานโปรแกรมให้ผู้ทดสอบทำการยืนตรง 2 เท้า (Double-leg Stance) บนแผ่นยืน ตามองตรงข้างหน้าเป็นเวลา 30 วินาที เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน โปรแกรมจะนำข้อมูลที่ผ่านการคำนวณของเซ็นเซอร์ ได้แก่ ค่าน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวได้รับ, ค่าน้ำหนักทั้งหมดที่แผ่นยืนได้รับ, และตำแหน่งจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยืนมาแสดงผล ซึ่งนอกจากข้อมูลแสดงผลที่เป็นตัวเลขแล้ว โปรแกรมจะนำค่าตำแหน่งจุดรับน้ำหนักมาแสดงผลในรูปของกราฟ โดยแทนตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยืนด้วยจุดกลมสีเขียวและแสดงการเปลี่ยนแปลงค่าสัญญาณดิจิตอลของเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัวบนกราฟดังรูปที่ 3.34 ในระหว่างนี้โปรแกรมจะบันทึกตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบใน Text Files ดังรูปที่ 3.35 ซึ่งเมื่อครบเวลา 30 วินาทีโปรแกรมจะดึงข้อมูลจาก Text Files มาใช้คำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบในระยะเวลา 30 นาทีโดยสามารถแสดงการคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยในระยะเวลา 30 วินาทีจากสมการที่ 3.27 ถึง 3.28 และค่า Area Sway จากสมการที่ 3.29



รูปที่ 3.34 โปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก

จากรูปที่ 3.33 หมายเลข 1 คือรูปแสดงตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยืน

2 คือค่าเลขดิจิตอลของเซ็นเซอร์แต่ละตัว

- 3 คือค่าน้ำหนักที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวได้รับ (กิโลกรัม)
- 4 คือค่าน้ำหนักทั้งหมดที่แผ่นยื่นได้รับ (กิโลกรัม)
- 5 คือตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักบนแผ่นยื่น (มิลลิเมตร)
- 6 คือค่า Area Sway ของผู้ทดสอบ (ตารางเซนติเมตร)
- 7 คือปุ่มเริ่มการทำงานของโปรแกรม
- 8 คือเวลาในการทำงานที่เหลือของโปรแกรม เมื่อให้เวลาเต็ม 30 วินาที โปรแกรมจะหยุดทำงานเมื่อเวลามีค่าเป็น 0
- 9 คือส่วนตั้งค่าพารามิเตอร์การสื่อสารแบบอนุกรม
- 10 คือส่วนแสดงสัญญาณดิจิทัลของเซ็นเซอร์แต่ละตัว

The screenshot shows a Notepad window titled "Notepad" with a file named "Create Log File For Aug 28 10:02:45 ICT 2019 *****". The content is a log file with the following structure:

Sensor ID	Weight (kg)	Area Sway (cm²)	Other Parameters	
sensor1=133	sensor2=133	sensor3=133	sensor4=96	AreaWeight=136.28 X=5.00 Y=29.00 weight1=33.33 weight2=33.33 weight3=44.97 weight4=54.55
sensor1=134	sensor2=135	sensor3=123	sensor4=97	AreaWeight=137.39 X=4.00 Y=29.00 weight1=33.37 weight2=33.31 weight3=45.21 weight4=54.78
sensor1=135	sensor2=136	sensor3=125	sensor4=98	AreaWeight=138.57 X=5.00 Y=29.00 weight1=33.81 weight2=34.09 weight3=45.69 weight4=55.02
sensor1=135	sensor2=136	sensor3=138	sensor4=99	AreaWeight=139.05 X=5.00 Y=29.00 weight1=33.81 weight2=34.05 weight3=45.92 weight4=55.36
sensor1=135	sensor2=138	sensor3=136	sensor4=98	AreaWeight=138.81 X=5.00 Y=29.00 weight1=33.81 weight2=34.05 weight3=46.19 weight4=55.02
sensor1=135	sensor2=135	sensor3=137	sensor4=99	AreaWeight=139.04 X=4.00 Y=30.00 weight1=33.81 weight2=33.81 weight3=46.16 weight4=55.36
sensor1=135	sensor2=135	sensor3=137	sensor4=98	AreaWeight=138.81 X=4.00 Y=30.00 weight1=33.81 weight2=33.81 weight3=46.16 weight4=55.02
sensor1=135	sensor2=134	sensor3=139	sensor4=97	AreaWeight=138.33 X=4.00 Y=30.00 weight1=33.81 weight2=33.57 weight3=46.92 weight4=55.02
sensor1=135	sensor2=134	sensor3=125	sensor4=97	AreaWeight=138.86 X=5.00 Y=30.00 weight1=33.81 weight2=33.57 weight3=46.68 weight4=54.78
sensor1=135	sensor2=132	sensor3=125	sensor4=98	AreaWeight=137.15 X=5.00 Y=31.00 weight1=33.81 weight2=33.18 weight3=46.68 weight4=54.55
sensor1=135	sensor2=131	sensor3=128	sensor4=96	AreaWeight=137.15 X=6.00 Y=31.00 weight1=33.81 weight2=32.56 weight3=46.92 weight4=54.55
sensor1=135	sensor2=130	sensor3=128	sensor4=95	AreaWeight=136.67 X=6.00 Y=33.00 weight1=33.81 weight2=32.82 weight3=46.92 weight4=54.31
sensor1=134	sensor2=123	sensor3=138	sensor4=95	AreaWeight=135.94 X=7.00 Y=31.00 weight1=33.57 weight2=32.15 weight3=46.92 weight4=54.31
sensor1=135	sensor2=127	sensor3=138	sensor4=94	AreaWeight=135.72 X=7.00 Y=34.00 weight1=33.81 weight2=31.91 weight3=46.92 weight4=54.07
sensor1=134	sensor2=138	sensor3=138	sensor4=94	AreaWeight=135.23 X=8.00 Y=35.00 weight1=33.87 weight2=31.67 weight3=46.92 weight4=54.07
sensor1=134	sensor2=128	sensor3=138	sensor4=94	AreaWeight=135.23 X=8.00 Y=35.00 weight1=33.87 weight2=31.67 weight3=46.92 weight4=54.07
sensor1=134	sensor2=128	sensor3=136	sensor4=94	AreaWeight=135.23 X=8.00 Y=35.00 weight1=33.87 weight2=31.67 weight3=46.92 weight4=54.07
sensor1=133	sensor2=127	sensor3=138	sensor4=95	AreaWeight=135.48 X=8.00 Y=34.00 weight1=33.33 weight2=31.91 weight3=46.92 weight4=54.31
sensor1=133	sensor2=127	sensor3=125	sensor4=95	AreaWeight=135.23 X=8.00 Y=33.00 weight1=33.33 weight2=31.91 weight3=46.68 weight4=54.31
sensor1=133	sensor2=127	sensor3=135	sensor4=94	AreaWeight=135.01 X=7.00 Y=34.00 weight1=33.33 weight2=31.91 weight3=46.68 weight4=54.07
sensor1=133	sensor2=127	sensor3=135	sensor4=95	AreaWeight=135.23 X=8.00 Y=33.00 weight1=33.33 weight2=31.91 weight3=46.68 weight4=54.31
sensor1=134	sensor2=127	sensor3=138	sensor4=95	AreaWeight=135.72 X=7.00 Y=34.00 weight1=33.87 weight2=31.91 weight3=46.92 weight4=54.31

รูปที่ 3.35 ตัวอย่างของข้อมูลที่เก็บบันทึกลงใน Text File

$$\bar{X} = \frac{\sum X}{\text{Number of Data}} \quad (3.27)$$

$$\bar{Y} = \frac{\sum Y}{\text{Number of Data}} \quad (3.28)$$

เมื่อ \bar{X} คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยแนวแกน X ในระยะเวลา 30 วินาที

\bar{Y} คือตำแหน่งจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยแนวแกน Y ในระยะเวลา 30 วินาที

Number of Data คือจำนวนของชุดข้อมูลที่ถูกบันทึกใน Text Files

$$AreaSway = (X_{max} - X_{min}) \times (Y_{max} - Y_{min}) \quad (3.29)$$

เมื่อ X_{max} คือคู่อันดับแนวแกน X ของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักที่มากที่สุดจาก Text Files

X_{min} คือคู่อันดับแนวแกน X ของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักที่น้อยที่สุดจาก Text Files

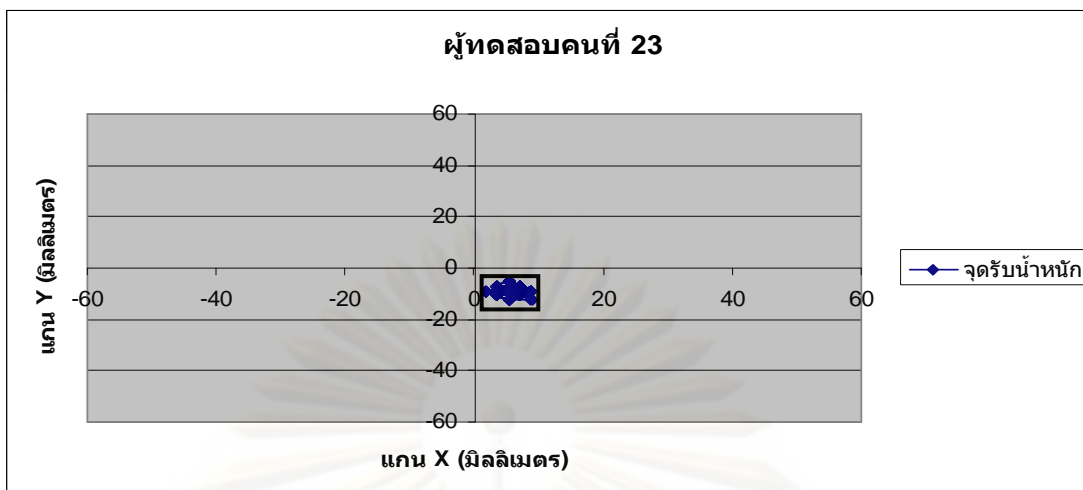
Y_{max} คือคู่อันดับแนวแกน Y ของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักที่มากที่สุดจาก Text Files

Y_{min} คือคู่อันดับแนวแกน Y ของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักที่น้อยที่สุดจาก Text Files

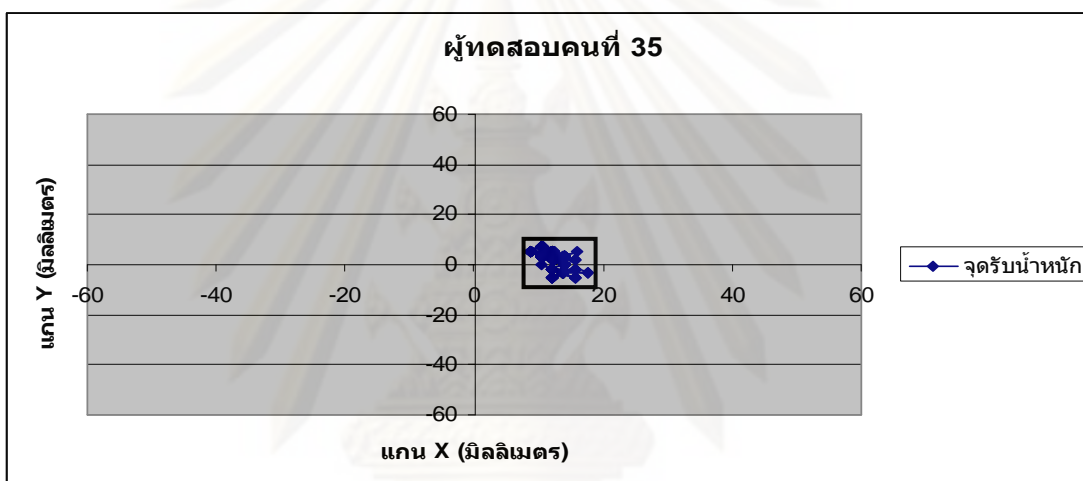
เมื่อพัฒนาโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนักแล้ว นำไปทดสอบกับบุคคลปกติ จำนวน 40 คน เพื่อประมาณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway ของบุคคลปกติ โดยมีเกณฑ์ในการเลือกผู้ทดสอบ ดังนี้

1. เป็นบุคคลที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติ ช่วงอายุระหว่าง 40 ถึง 60 ปี และไม่ป่วยเป็นโรคที่ส่งผลให้เกิดความผิดปกติในการทรงตัว
2. ไม่มีอาการชาที่มือและเท้า
3. ไม่มีประวัติการล้มในช่วง 6 เดือนที่ผ่านมา
4. ไม่มีอาการปวดหลังหรือบาดเจ็บที่ขาก่อนการทดสอบเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์
5. ไม่เคยผ่าตัดบริเวณสะโพกและเข่า
6. ไม่เคยกระดูกหักบริเวณขาและสะโพก
7. ไม่มีปัญหาในการมองเห็น

ในการทดสอบกำหนดให้ผู้ทดสอบยืนบนเท้าทั้งสองข้าง (Double-legged Stance) บนแผ่นยืนที่ตำแหน่งจุดวางเท้าเป็นเวลา 30 วินาที เพื่อเก็บข้อมูลของจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway จากข้อมูลที่ได้จากผู้ทดสอบจำนวน 40 คน (แสดงรายละเอียดของข้อมูลการทดสอบจุดรับน้ำหนักในภาคผนวก ก ตารางที่ ก.1 แสดงรายละเอียดของแบบทดสอบการวัดตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในภาคผนวก ง และค่า Area Sway ในภาคผนวก ข) พบว่าผู้ทดสอบชายคนที่ 10, 12 และ 24 มีค่า Area Sway มากผิดปกติ ซึ่งอาจมีผลเนื่องมาจากในระหว่างการทดสอบผู้ทดสอบมีการเคลื่อนไหวถ่ายน้ำหนักหรือการที่ผู้ทดสอบเป็นบุคคลที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ซึ่งเราไม่สามารถคัดกรองได้จากการสอบประวัติ ดังนั้นในการแสดงผลเราจึงตัดผู้ทดสอบทั้ง 3 คนออกเหลือผู้ทดสอบ 37 คน เพื่อใช้วิเคราะห์ข้อมูล ตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบปกติ แสดงดังรูปที่ 3.36 และตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบชาย 3 คนที่มีค่า Area Sway มากผิดปกติดังรูปที่ 3.37

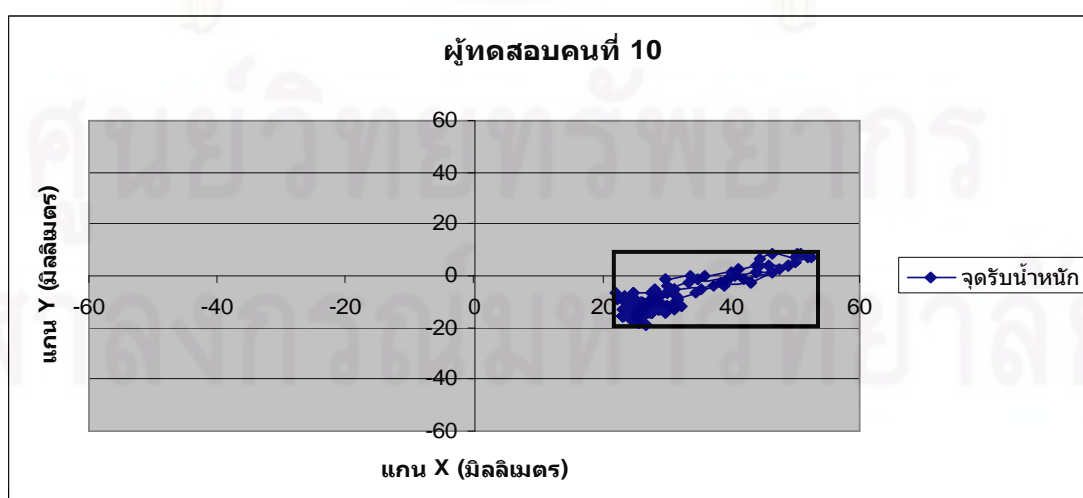


(ก)

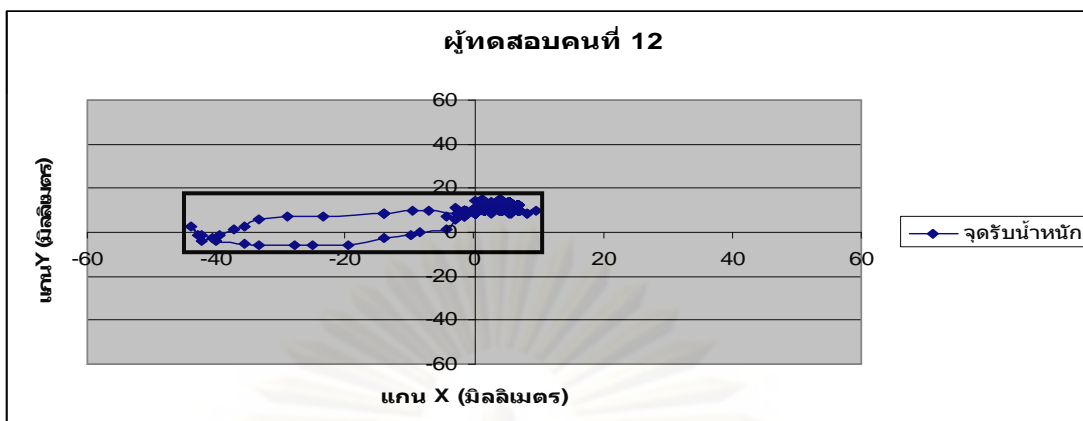


(ข)

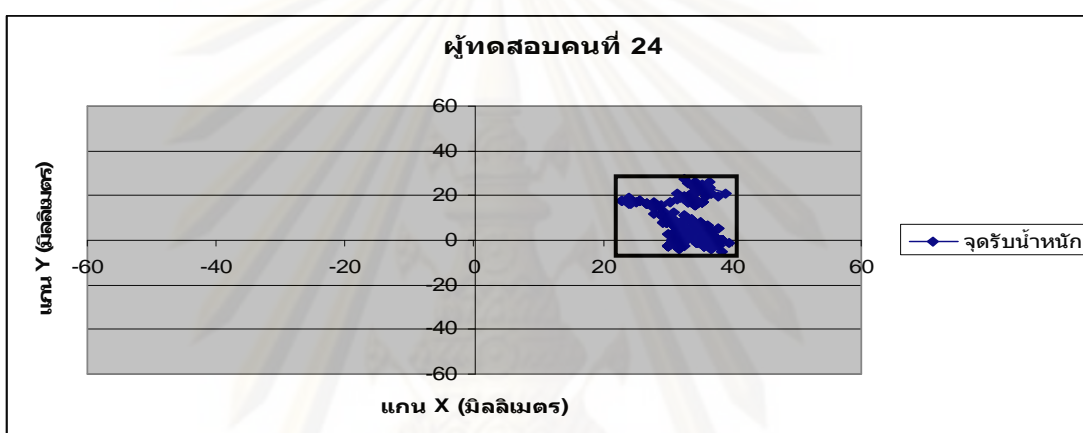
รูปที่ 3.36 (ก) ตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบคนที่ 23 (เพศหญิง) และ (ข) ผู้ทดสอบคนที่ 35 (เพศชาย) ที่มีค่า Area Sway ปกติ



(ค)



(ข)



(ค)

รูปที่ 3.37 (ก) ตัวอย่างการเปลี่ยนแปลงจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบคนที่ 10 (เพศชาย) (ข) ผู้ทดสอบคนที่ 12 (เพศชาย) และ (ค) ผู้ทดสอบคนที่ 24 (เพศชาย) ที่มีค่า Area Sway ผิดปกติ

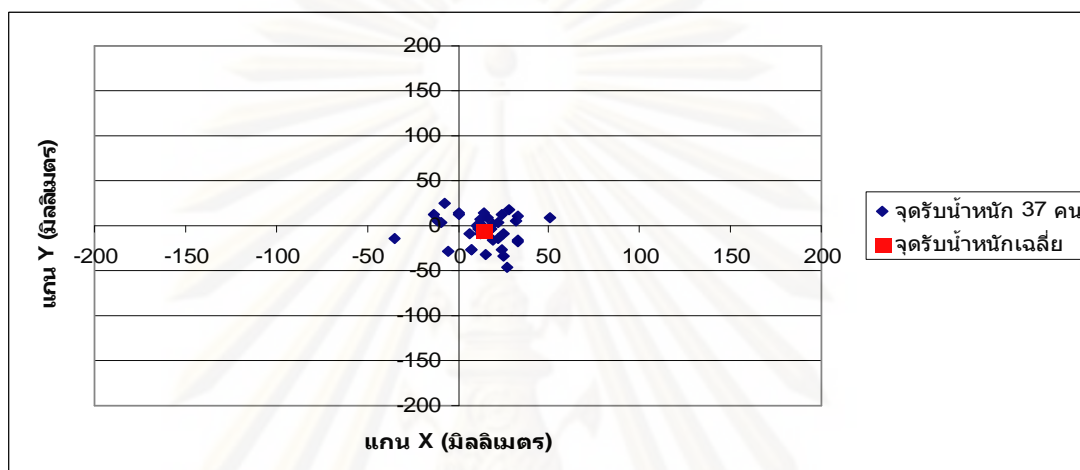
โดยข้อมูลพื้นฐานของผู้ทดสอบ 37 คน แสดงในตารางที่ 3.7 ค่าเฉลี่ยของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบทั้ง 37 คน แสดงในตารางที่ 3.8 และรูปที่ 3.38 แสดงการกระจายของจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบทั้งหมด 37 คนและตำแหน่งเฉลี่ยจุดรับน้ำหนัก

ตารางที่ 3.7 ข้อมูลพื้นฐานของผู้ทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนัก 37 คน

รายละเอียด	เพศชาย (จำนวน 17 คน)	เพศหญิง (จำนวน 20 คน)
อายุ (ปี)	55.53±4.73	56.75±2.95
ส่วนสูง (เมตร)	1.63±0.06	1.53±0.05
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	60.41±9.27	51.98±5.92

ตารางที่ 3.8 ค่าเฉลี่ยของตำแหน่งจุดรับน้ำหนักและค่า Area Sway ของผู้ทดสอบ 37 คน

กลุ่มผู้ทดสอบ	ตำแหน่งจุดรับน้ำหนัก		Area Sway (cm ²)
	แกน X (mm)	แกน Y (mm)	
เพศชาย	10.44±17.43	-2.77±15.67	0.82±0.49
เพศหญิง	16.75±14.96	-6.29±18.05	1.12±0.79



รูปที่ 3.38 การกระจายของจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบทั้งหมดและตำแหน่งเฉลี่ยจุดรับน้ำหนัก

จากค่า Area Sway ที่คำนวณได้ของผู้ทดสอบทั้ง 37 คน พบว่าเมื่อเปรียบเทียบกับค่า Area Sway ของบุคคลปกติที่ทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธีการยืนตรงขาเดียว (One-legged stance) จากข้อมูลของ Pasakorn W. และคณะ [15] ดังตารางที่ 3.9 พบว่าค่า Area Sway ที่คำนวณได้ของผู้ทดสอบทั้ง 37 คนมีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ เนื่องจากค่า Area Sway ที่ได้จากการทดสอบด้วยวิธีการยืนตรงสองขาต้องมีค่าน้อยกว่าค่า Area Sway ที่ได้จากการทดสอบด้วยวิธีการยืนตรงขาเดียวมาก

ตารางที่ 3.9 เปรียบเทียบค่า Area Sway ของการยืนสองเท้าจากการทดสอบกับการยืนหนึ่งเท้าจากงานวิจัยที่ผ่านมา

กลุ่มผู้ทดสอบ	Area Sway (cm ²)	
	ทดสอบยืนสองเท้า	ทดสอบยืนหนึ่งเท้า[15]
เพศชาย	0.82±0.49	18.37±11.56
เพศหญิง	1.12±0.79	13.77±10.24

โดยหลังจากการทดสอบโปรแกรมคำนวณตำแหน่งจุดรับน้ำหนักแล้ว ได้ทำการพัฒนา ส่วนโปรแกรมเกมส์ฝึกการทรงตัวสำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวต่อไป

3.2.4.3 โปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

โปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ของผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวซึ่ง ได้พัฒนาในวิทยานิพนธ์นี้ มีส่วนของเกมส์ 3 เกมส์ คือ

1. เกมส์ฝึก Weight Symmetry สำหรับฝึกความสามารถในการถ่ายน้ำหนักระหว่างจุดรับน้ำหนักของร่างกายให้มีความสมดุลกันทั้งซีกซ้ายและซีกขวา
2. เกมส์ฝึก Steadiness สำหรับฝึกความสามารถในการรักษาสภาพของร่างกายให้มีความเคลื่อนไหวของร่างกายให้น้อยและนิ่งที่สุด
3. เกมส์ฝึก Dynamic Stability สำหรับฝึกความสามารถในการรักษาสภาพความสมดุลของร่างกายในการเคลื่อนไหว

โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจะมีการเก็บประวัติการฝึกการทรงตัวของผู้ทดสอบไว้ในฐานข้อมูล Balance Training โดยในฐานข้อมูลนี้จะประกอบด้วยตาราง scorelog ทำหน้าที่บันทึกข้อมูลในการเล่นเกมส์ของผู้ทดสอบแต่ละครั้งและตาราง user ที่ทำหน้าที่เก็บข้อมูลคะแนนที่ดีที่สุดที่ผู้ทดสอบสามารถทำได้ เราสามารถแสดงรายละเอียดและชนิดของข้อมูลที่จัดเก็บในตาราง scorelog ดังตารางที่ 3.10 และตาราง user ดังตารางที่ 3.11

ตารางที่ 3.10 รายละเอียดของตาราง scorelog

ชื่อข้อมูล	ชนิดของข้อมูล	รายละเอียด
id	char	เก็บรหัสประจำตัวของผู้ทดสอบ
game	char	เก็บรหัสของเกมส์
levelgame	char	เก็บระดับความยากของเกมส์
time	double	เก็บระยะเวลาในการเล่นเกมส์
period	char	เก็บข้อมูลของวันที่เล่นเกมส์
date	datetime	เก็บข้อมูลของเวลาที่เล่นเกมส์

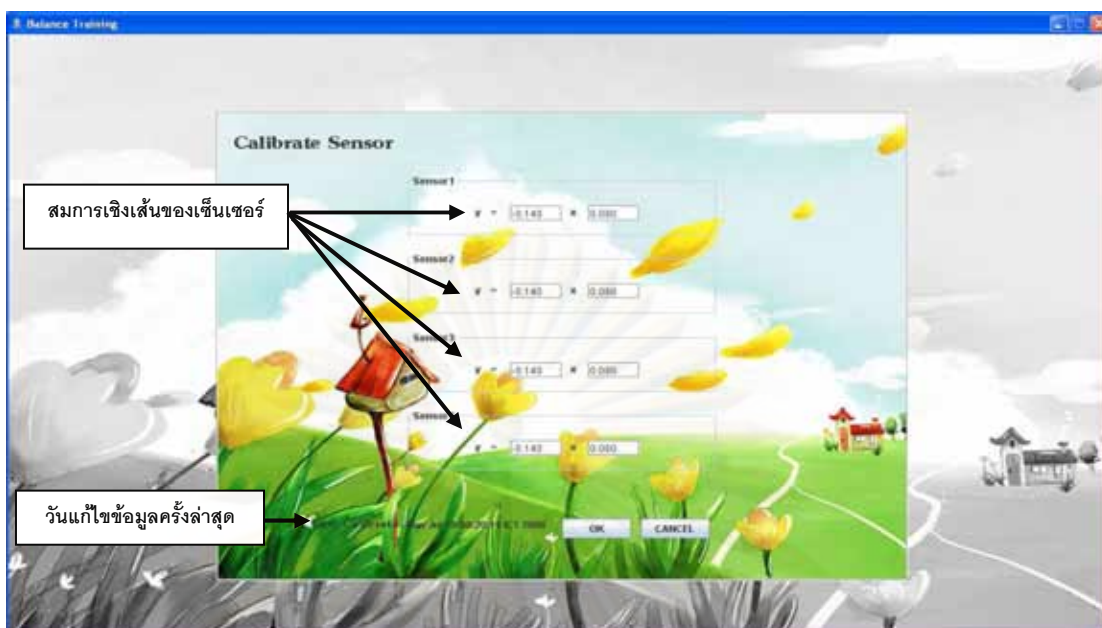
ตารางที่ 3.11 รายละเอียดของตาราง user

ชื่อข้อมูล	ชนิดของข้อมูล	รายละเอียด
id	char	เก็บรหัสของผู้ทดสอบ
score1	char	เก็บระดับความยากสูงสุดที่ผ่านในเกมส์ที่1
score2	char	เก็บเวลาที่ทำได้ในเกมส์ที่1
score3	char	เก็บระดับความยากสูงสุดที่ผ่านในเกมส์ที่2
score4	char	เก็บเวลาที่ทำได้ในเกมส์ที่2
score5	char	เก็บระดับความยากสูงสุดที่ผ่านในเกมส์ที่3
score6	char	เก็บเวลาที่ทำได้ในเกมส์ที่3
lastlogin	date	เก็บข้อมูลวันสุดท้ายที่ผู้ทดสอบทำการล็อกอิน

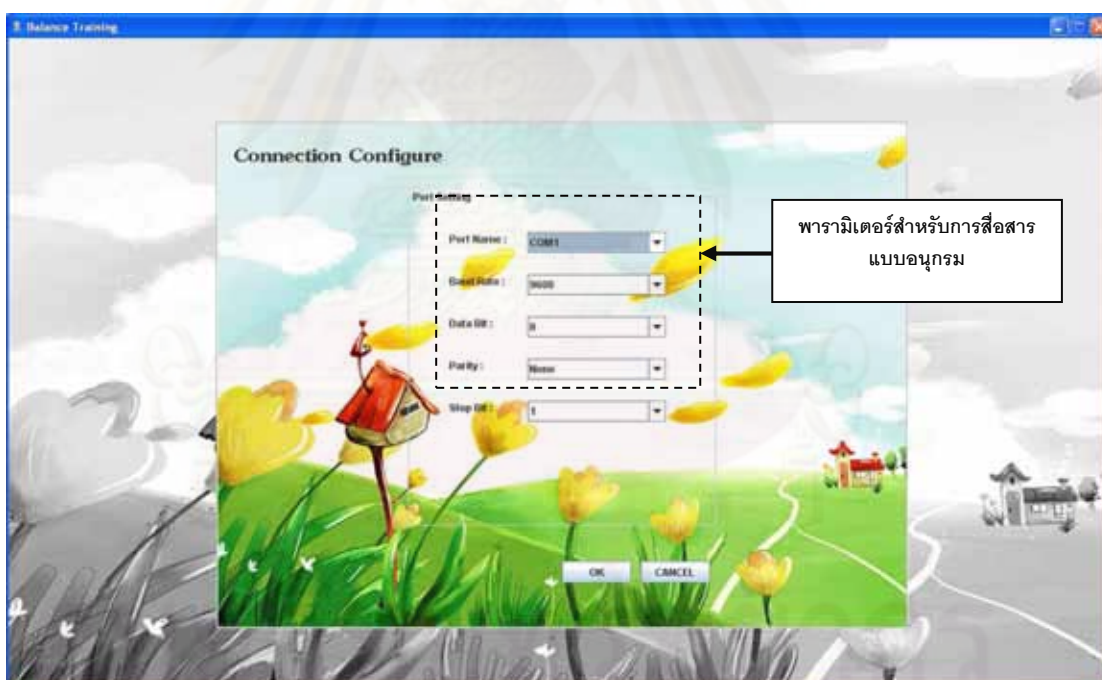
ในการใช้งานที่หน้าเมนูหลักดังแสดงในรูปที่ 3.39 นอกจากจะสามารถเลือกเกมส์ที่ต้องการฝึกได้แล้ว ยังมีเมนูสำหรับตั้งสมการเส้นตรงของเซ็นเซอร์วัดแรงทั้ง 4 ตัวดังรูปที่ 3.40 และเมนูสำหรับตั้งพารามิเตอร์ของการสื่อสารอนุกรมระหว่างกล่องประมวลผลและคอมพิวเตอร์ได้ดังรูปที่ 3.41 นอกจากนี้ก่อนเข้าสู่การทำงานของโปรแกรมเกมส์ฝึกการทรงตัว โปรแกรมจะแสดงประวัติการฝึกการทรงตัวที่ผ่านมาของผู้ทดสอบดังรูปที่ 3.42 และระดับคะแนนที่ดีที่สุดในช่วงเวลา 20 วันล่าสุดของผู้ทดสอบดังรูปที่ 3.43 ก่อนเข้าสู่โปรแกรมเกมส์ที่ได้เลือกไว้ต่อไป



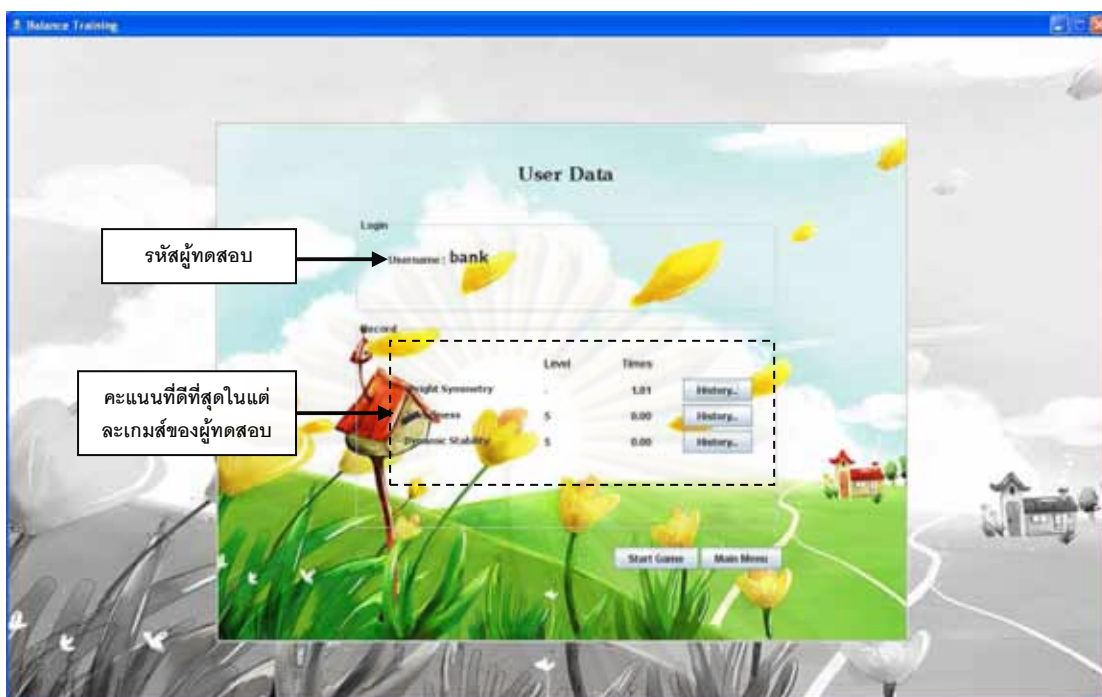
รูปที่ 3.39 หน้าต่างเมนูหลักของโปรแกรมเกมส์ฝึกการทรงตัว



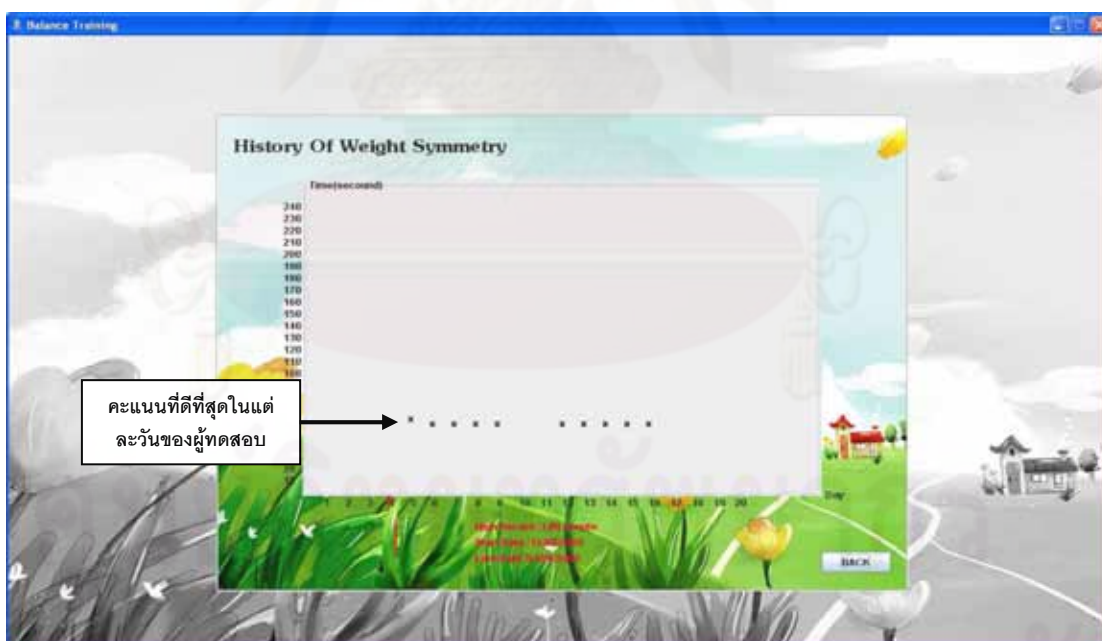
รูปที่ 3.40 หน้าต่างส่วนปรับค่าเซ็นเซอร์ของโปรแกรมเกมสตีฝึกการทรงตัว



รูปที่ 3.41 หน้าต่างปรับค่าพารามิเตอร์สำหรับการสื่อสารแบบอนุกรมของโปรแกรมเกมสตีฝึกการทรงตัว



รูปที่ 3.42 หน้าต่างแสดงประวัติการใช้งานของผู้ทดสอบในโปรแกรมเกมฝึกการทรงตัว



รูปที่ 3.43 หน้าต่างแสดงระดับคะแนนที่ดีที่สุดในช่วงเวลา 20 วันล่าสุดของผู้ทดสอบ

3.2.4.3.1 โปรแกรมเกมส์ฝึก Weight Symmetry

เกมส์ฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้น เพื่อใช้ฝึกการทรงตัวกับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวเกมส์แรกนั้น คือ เกมส์ฝึก Weight Symmetry ซึ่งเป็นเกมส์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้ฝึกการถ่ายน้ำหนักร่างกายซีกซ้ายและขวาให้มีความสมดุลกัน โดยสามารถแสดงหน้าตาของโปรแกรมเกมส์ฝึก Weight Symmetry ดังรูปที่ 3.44 ในการเล่นกำหนดให้ผู้ทดสอบยืนตรงสองเท้าตรงตำแหน่งจุดวางเท้าที่กำหนดไว้บนแผ่นยืน โดยให้ผู้ทดสอบพยายามเลี้ยงจุดรับน้ำหนัก ให้อยู่ไม่เกินขอบเขตที่กำหนดทั้งทางด้านซ้ายและด้านขวา ใช้เวลาในการเล่น 1 นาที โปรแกรมจะบันทึกเวลาที่ผู้ทดสอบใช้ทั้งหมดจากการทดสอบที่ให้ผู้ทดสอบทรงตัวอยู่ภายในขอบเขตเป็นเวลา 1 นาที

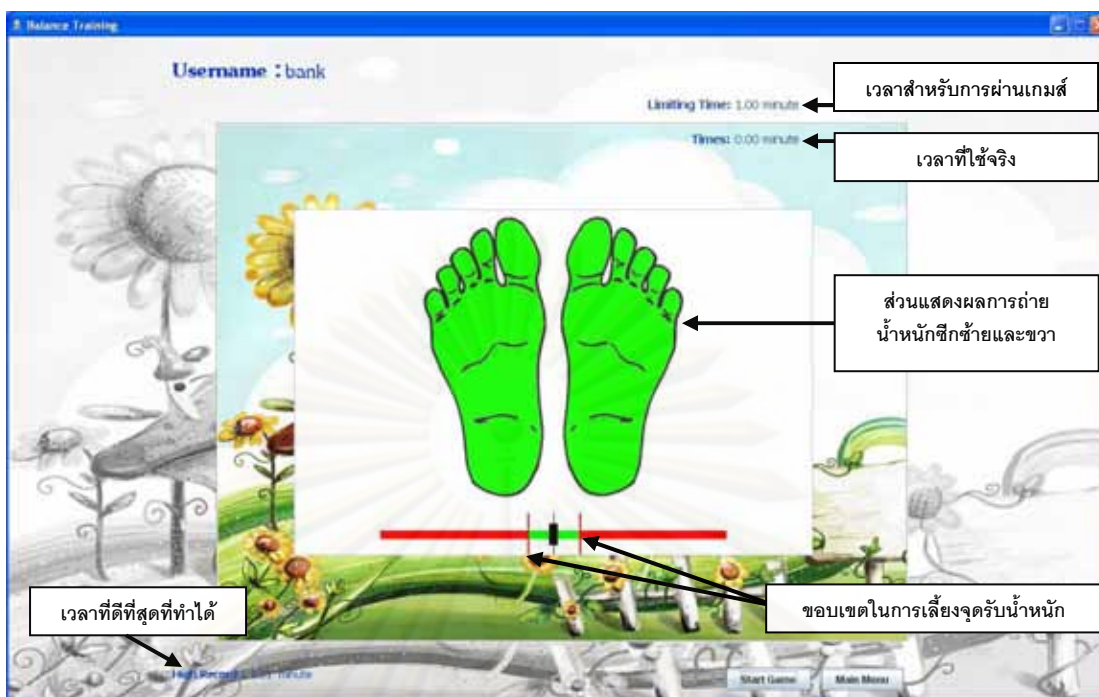
โปรแกรมเกมส์จะแสดงผลตามผลการคำนวณเปรียบเทียบน้ำหนักที่กระทำระหว่างแผ่นยืนซีกซ้ายและขวา 2 กรณี คือ

1. ถ้าน้ำหนักที่กระทำกับแผ่นยืนซีกซ้ายเท่ากับน้ำหนักที่กระทำกับแผ่นยืนซีกขวา

โปรแกรมเกมส์จะแสดงรูปทำสีเขียว 2 รูปบนจอภาพและเวลาสำหรับการผ่านเกมส์ 1 นาที จะลดลงตามเวลาที่ผู้ทดสอบสามารถถ่ายน้ำหนักร่างกายซีกซ้ายและขวาได้เท่ากัน

2. ถ้าน้ำหนักที่กระทำกับแผ่นยืนซีกซ้ายไม่เท่ากับน้ำหนักที่กระทำกับแผ่นยืนซีกขวา แต่มีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 7 เปอร์เซ็นต์ (โดยเป็นลักษณะการลงน้ำหนักเท้าข้างถนัดของบุคคลปกติที่ถนัดซ้ายหรือถนัดขวา ซึ่งจะมีการลงน้ำหนักในเท้าข้างที่ถนัดมากกว่าเท้าข้างที่ไม่ถนัดไม่เกิน 7 เปอร์เซ็นต์) โปรแกรมเกมส์จะแสดงรูปทำสีเขียว 2 รูปบนจอภาพและเวลาสำหรับการผ่านเกมส์ 1 นาทีจะลดลง แต่ถ้าผลการคำนวณค่าน้ำหนักที่แผ่นยืนทั้งสองซีกได้รับมีค่าแตกต่างกันเกิน 7 เปอร์เซ็นต์ โปรแกรมจะแสดงรูปทำสีแดงในด้านเดียวกับซีกแผ่นยืนที่รับน้ำหนักน้อยกว่าและจะแสดงรูปทำสีแดงในด้านเดียวกับซีกแผ่นยืนที่รับน้ำหนักมากกว่า โดยเวลาสำหรับการผ่านเกมส์จะหยุดลง

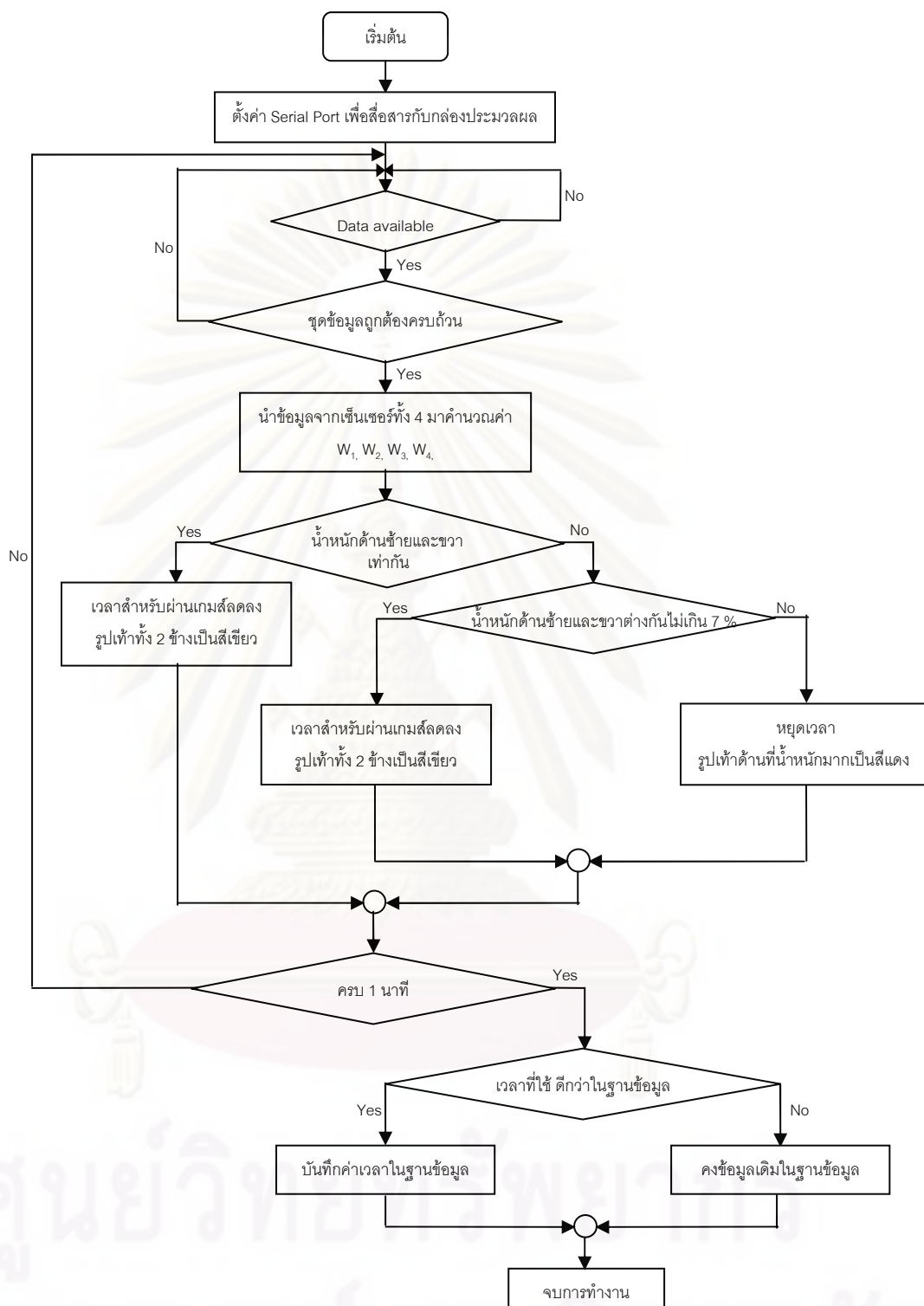
เกมส์จะจบ เมื่อผู้ทดสอบสามารถยืนถ่ายน้ำหนักระหว่างซีกซ้ายและซีกขวาได้ค่าแตกต่างกันไม่เกิน 7 เปอร์เซ็นต์ครบเวลา 1 นาที โดยเมื่อจบเกมส์โปรแกรมจะนำค่าเวลาที่ผู้ทดสอบใช้ทั้งหมดในการทดสอบเปรียบเทียบกับเวลาที่ดีที่สุดที่ผู้ทดสอบเคยทำได้ ซึ่งบันทึกไว้ในฐานข้อมูลประวัติการฝึกการทรงตัวของผู้ทดสอบ ถ้าเวลาที่ใช้มีค่าน้อยกว่าเวลาที่เคยบันทึกไว้ เวลาที่ใช้จะถูกเก็บข้อมูลลงในฐานข้อมูลประวัติการฝึกการทรงตัวของผู้ทดสอบแทนข้อมูลเดิม โดยสามารถแสดงไฟล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมส์ฝึก Weight Symmetry ดังรูปที่ 3.45



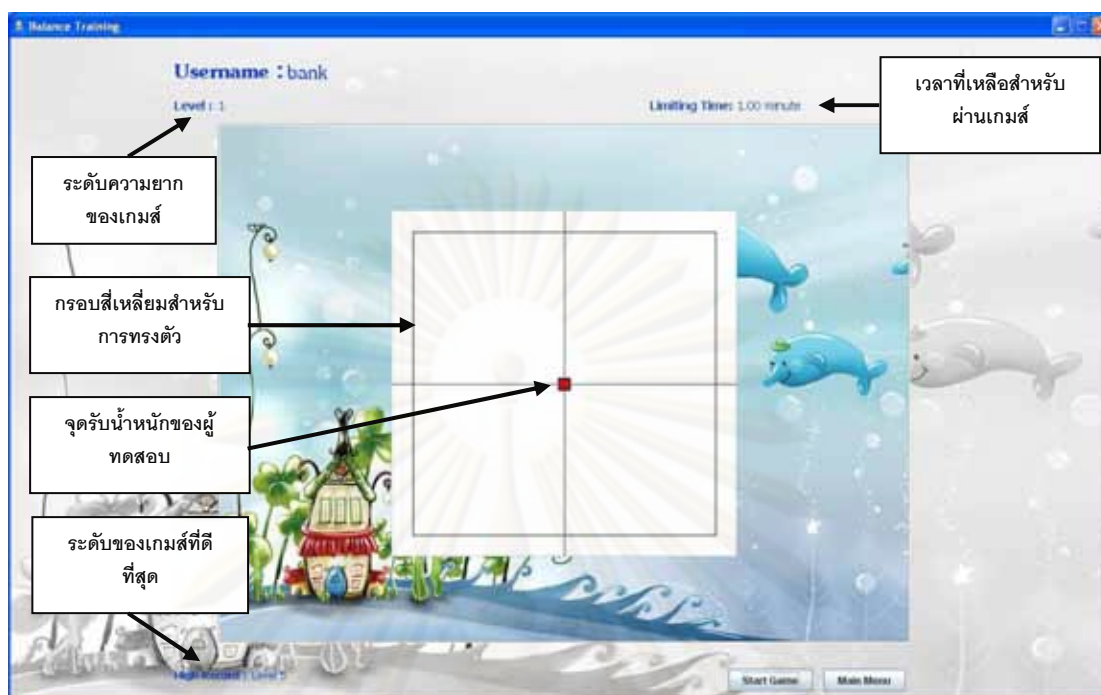
รูปที่ 3.44 หน้าต่างของโปรแกรมเกมฝึก Weight Symmetry

3.2.4.3.2 โปรแกรมเกมฝึก Steadiness

เกมฝึกการทรงตัวเกมส์ที่สองของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ คือ เกมฝึก Steadiness ซึ่งมีความแตกต่างจากโปรแกรมเกมแบบ Weight Symmetry คือ โปรแกรมสามารถแสดงผลตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักบนตำแหน่งต่างๆของแผ่นยืนได้รอบทิศทาง ไม่เฉพาะการแสดงผลตำแหน่งจุดรับน้ำหนักด้านซ้ายและขวาเท่านั้น ทำให้ผู้ทดสอบทราบถึงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของร่างกายที่กระทำกับแผ่นยืน ซึ่งผู้ทดสอบสามารถปรับการลงน้ำหนักของร่างกายให้อยู่ในบริเวณที่กำหนดได้ โดยให้ผู้ทดสอบยืนตรงสองเท้าแบบลิ้มตาตรงตำแหน่งจุดวางเท้าที่กำหนด โปรแกรมจะแสดงผลตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักของร่างกายที่กระทำกับแผ่นยืน ดังรูปที่ 3.46 ระดับความยากของเกมมีทั้งหมด 5 ระดับ ตั้งแต่ 1 ถึง 5 ขนาดพื้นที่ของกรอบสี่เหลี่ยมจะเล็กลง เมื่อระดับความยากมีค่าสูงขึ้น กำหนดขนาดกรอบสี่เหลี่ยมในโปรแกรมเกมส์จากพื้นที่การติดตั้งเซ็นเซอร์บนแผ่นยืน โดยให้ขนาดพื้นที่การติดตั้งเซ็นเซอร์บนแผ่นยืน 400x400 ตารางมิลลิเมตร แทนด้วยขนาดพื้นที่กรอบสี่เหลี่ยมในโปรแกรม 400x400 พิกเซล โดยกำหนดขนาดกรอบสี่เหลี่ยมในโปรแกรมเกมส์ตั้งแต่ว่าระดับ 1 ถึง 5 เท่ากับ 300x300, 250x250, 200x200, 150x150 และ 100x100 พิกเซลตามลำดับ โดยเวลาในการผ่านเกมส์คือ 1 นาทีต่อ 1 ระดับความยาก

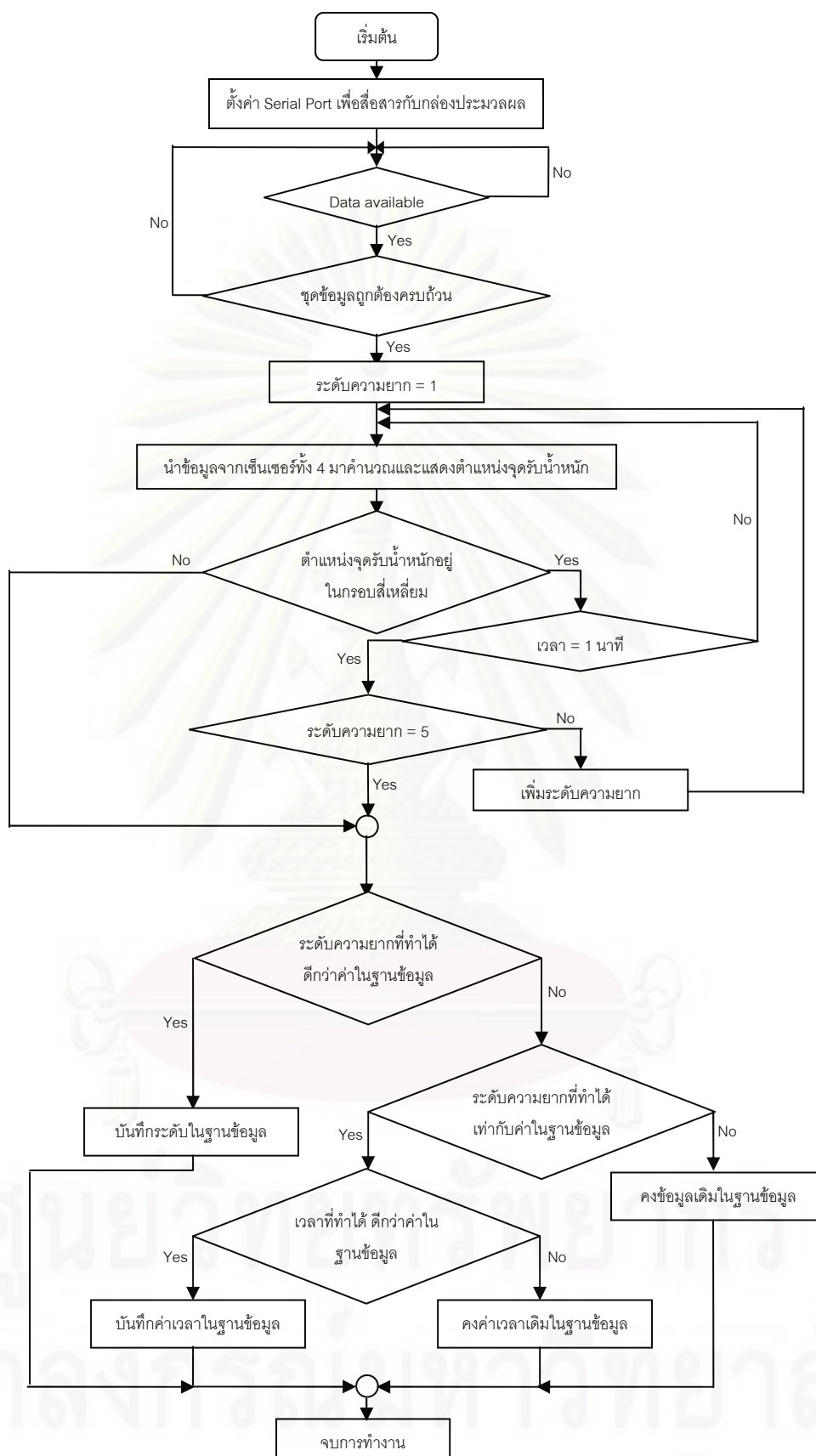


รูปที่ 3.45 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมเกมตีฝึก Weight Symmetry



รูปที่ 3.46 หน้าต่างของโปรแกรมเกมฝึก Steadiness ระดับที่ 1

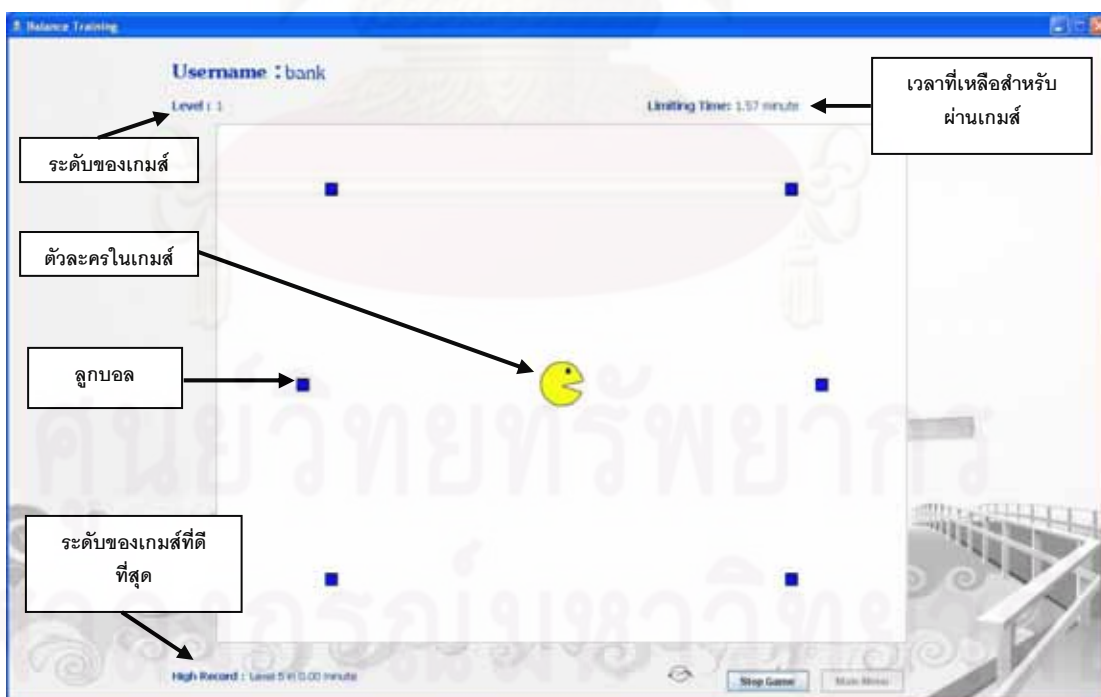
เกมนี้จะจบเมื่อผู้ทดสอบสามารถเล่นเกมผ่านจนจบระดับความยาก 5 หรือผู้ทดสอบไม่สามารถบังคับให้จุดรับน้ำหนักอยู่ในกรอบสี่เหลี่ยมตามเวลาที่กำหนดได้ เมื่อจบเกมโปรแกรมจะนำค่าระดับความยากที่ผู้ทดสอบทำได้เทียบกับค่าระดับความยากในฐานข้อมูลประวัติการฝึกการทรงตัวของผู้ทดสอบ ถ้าค่าระดับความยากที่ทำได้อีกค่ามากกว่าค่าที่อยู่ในฐานข้อมูล ค่าระดับความยากและเวลาที่ทำได้ใหม่จะถูกบันทึกในฐานข้อมูล แต่ถ้าค่าระดับที่ได้กับค่าระดับในฐานข้อมูลมีค่าเท่ากัน โปรแกรมจะเปรียบเทียบค่าเวลาที่ผู้ทดสอบเล่นเกมล่าสุดกับค่าเวลาที่บันทึกในฐานข้อมูล ถ้าค่าเวลาที่ผู้ทดสอบทำได้ดีกว่าเวลาที่บันทึกไว้ในฐานข้อมูล โปรแกรมจะบันทึกค่าระดับความยากและเวลาที่ผู้ทดสอบทำได้ใหม่ลงไป ในฐานข้อมูล โปรแกรมจะแสดงไฟล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมฝึก Steadiness ดังรูปที่ 3.47



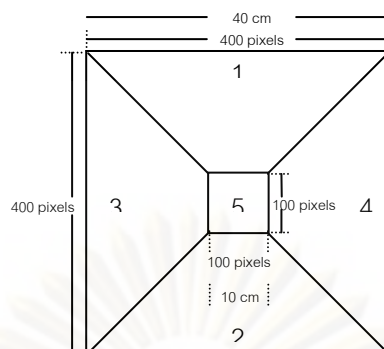
รูปที่ 3.47 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมเกมฝึก Steadiness

3.2.4.3.3 โปรแกรมเกมฝึก Dynamic Stability

เกมส์ที่สามของโปรแกรมเกมฝึกการทรงตัว คือ เกมฝึกการทรงตัวแบบ Dynamic Stability เป็นเกมฝึกการทรงตัวที่มีลักษณะแตกต่างกับเกมฝึกการทรงตัวแบบ Weight Symmetry และ Steadiness เนื่องจากในการใช้งานเกมส์ต้องมีการเคลื่อนไหวร่างกายไปในทิศทางต่างๆ เพื่อควบคุมตัวละครของเกมส์ ซึ่งแตกต่างกับเกมส์สองรูปแบบที่ผ่านมาที่เน้นให้ผู้ทดสอบยืนทรงตัวนิ่ง เกมส์ Dynamic Stability จึงเหมาะกับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวที่มีความสามารถในการทรงตัวดีในระดับหนึ่งแล้ว เราสามารถแสดงหน้าตาของโปรแกรมเกมฝึก Dynamic Stability ได้ดังรูปที่ 3.48 เมื่อเริ่มเกมส์ให้ผู้ทดสอบถ่ายน้ำหนักหรือก้าวเท้าเพื่อควบคุมตัวละครให้เคลื่อนที่ไปชนลูกบอลในโปรแกรมให้หมด โดยผู้ทดสอบจะผ่านเกมส์ เมื่อบังคับตัวละครให้เคลื่อนที่ไปชนลูกบอลครบทั้ง 6 ลูก ภายในเวลาที่กำหนด 2 นาที กำหนดระดับความยากของเกมส์ 5 ระดับ โดยแต่ละระดับความยากจะมีส่วนกีดขวางการเคลื่อนที่ของตัวละครเพิ่มขึ้น ในการคำนวณโปรแกรมจะนำค่าจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบที่สามารถคำนวณได้จากสมการคำนวณจุดรับน้ำหนักมาเปรียบเทียบกับตำแหน่งพื้นที่เงื่อนไขการเคลื่อนที่ของตัวละคร พื้นที่เงื่อนไขทั้งหมดมีขนาด 400 x 400 พิกเซล โดยมีพื้นที่หมายเลข 5 ซึ่งมีขนาด 100 x 100 พิกเซลทำหน้าที่แบ่งพื้นที่เงื่อนไขส่วนที่เหลือออกเป็นสี่ส่วนเท่าๆกัน ดังรูปที่ 3.49



รูปที่ 3.48 หน้าตาของโปรแกรมเกมฝึก Dynamic Stability ระดับที่ 1

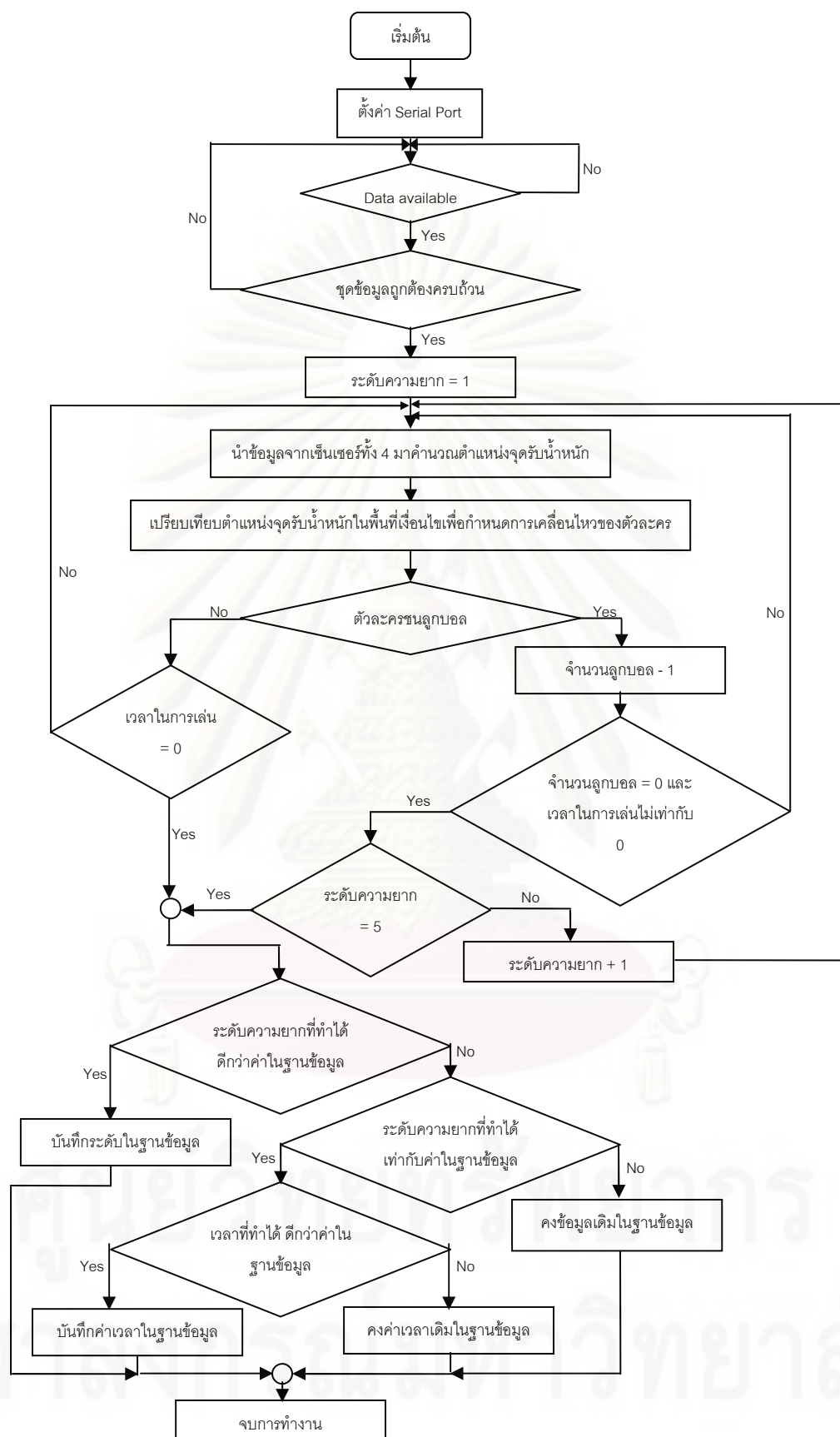


รูปที่ 3.49 พื้นที่กำหนดเงื่อนไขในการเคลื่อนที่ของตัวละครในโปรแกรมเกมสปีก Dynamic Stability

กำหนดการทำงานของตัวละครได้จากการคำนวณหาตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบว่าอยู่ในตำแหน่งพื้นที่กำหนดเงื่อนไขการเคลื่อนไหวใดดังนี้

- พื้นที่ที่ 1 ตัวละครเกมส์เคลื่อนที่ไปข้างหน้า
- พื้นที่ที่ 2 ตัวละครเกมส์เคลื่อนที่ไปข้างหลัง
- พื้นที่ที่ 3 ตัวละครเกมส์เคลื่อนที่ไปด้านซ้าย
- พื้นที่ที่ 4 ตัวละครเกมส์เคลื่อนที่ไปด้านขวา
- พื้นที่ที่ 5 ตัวละครอยู่นิ่งกับที่

เกมส์จะจบเมื่อผู้ทดสอบสามารถบังคับตัวละครให้ชนลูกบอลทั้ง 6 ลูกได้หมดภายในระยะเวลา 2 นาที ครบทั้ง 5 ระดับความยากหรือผู้ทดสอบไม่สามารถบังคับตัวละครให้ชนลูกบอลทั้ง 6 ลูกได้หมดภายในระยะเวลา 2 นาที เมื่อจบเกมส์โปรแกรมจะนำค่าระดับความยากของเกมส์ที่ผู้ทดสอบสามารถผ่านได้มาเปรียบเทียบกับค่าระดับความยากที่ดีที่สุดที่ผู้ทดสอบเคยทำได้ที่ถูกบันทึกในฐานข้อมูลของผู้ทดสอบ ถ้าค่าระดับความยากที่ผู้ทดสอบทำได้มีค่ามากกว่าค่าที่บันทึกไว้ในฐานข้อมูล โปรแกรมจะบันทึกค่าระดับความยากใหม่ที่ผู้ทดสอบทำได้แทนข้อมูลเดิม แต่ถ้าค่าระดับความยากที่ผู้ทดสอบผ่านได้มีค่าเท่ากับค่าที่บันทึกไว้ในฐานข้อมูล โปรแกรมจะเปรียบเทียบกับเวลาที่ถูกบันทึกในฐานข้อมูลของผู้ทดสอบ ถ้าเวลาที่ใช้ในการผ่านเกมส์ของผู้ทดสอบมีค่าน้อยกว่าเวลาที่บันทึกในฐานข้อมูล โปรแกรมจะบันทึกค่าเวลาที่ผู้ทดสอบทำได้ใหม่ไว้แทนที่ข้อมูลเดิม โดยเราสามารถแสดงไฟล์ชาร์ตของโปรแกรมเกมสปีก Dynamic Stability ดังรูปที่ 3.50



รูปที่ 3.50 ฟLOWชาร์ตของโปรแกรมเกมฝึก Dynamic Stability

หลังการพัฒนาโปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์แล้ว นำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ไปทดสอบฝึกการทรงตัวกับผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติในการทรงตัวที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู สรวงคนิवास จังหวัดสมุทรปราการ ซึ่งรายละเอียดของการทดสอบจะอธิบายในบทต่อไป



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

การบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

ทดสอบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์กับผู้สูงอายุและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว ที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูสรวงคนิवास สภากาชาดไทย จังหวัดสมุทรปราการ โดยนำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ฝึกกับผู้สูงอายุจำนวน 2 คนและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติด้านการทรงตัวจำนวน 2 คน

4.1 เกณฑ์ในการคัดเลือกผู้เข้ารับการทดสอบ

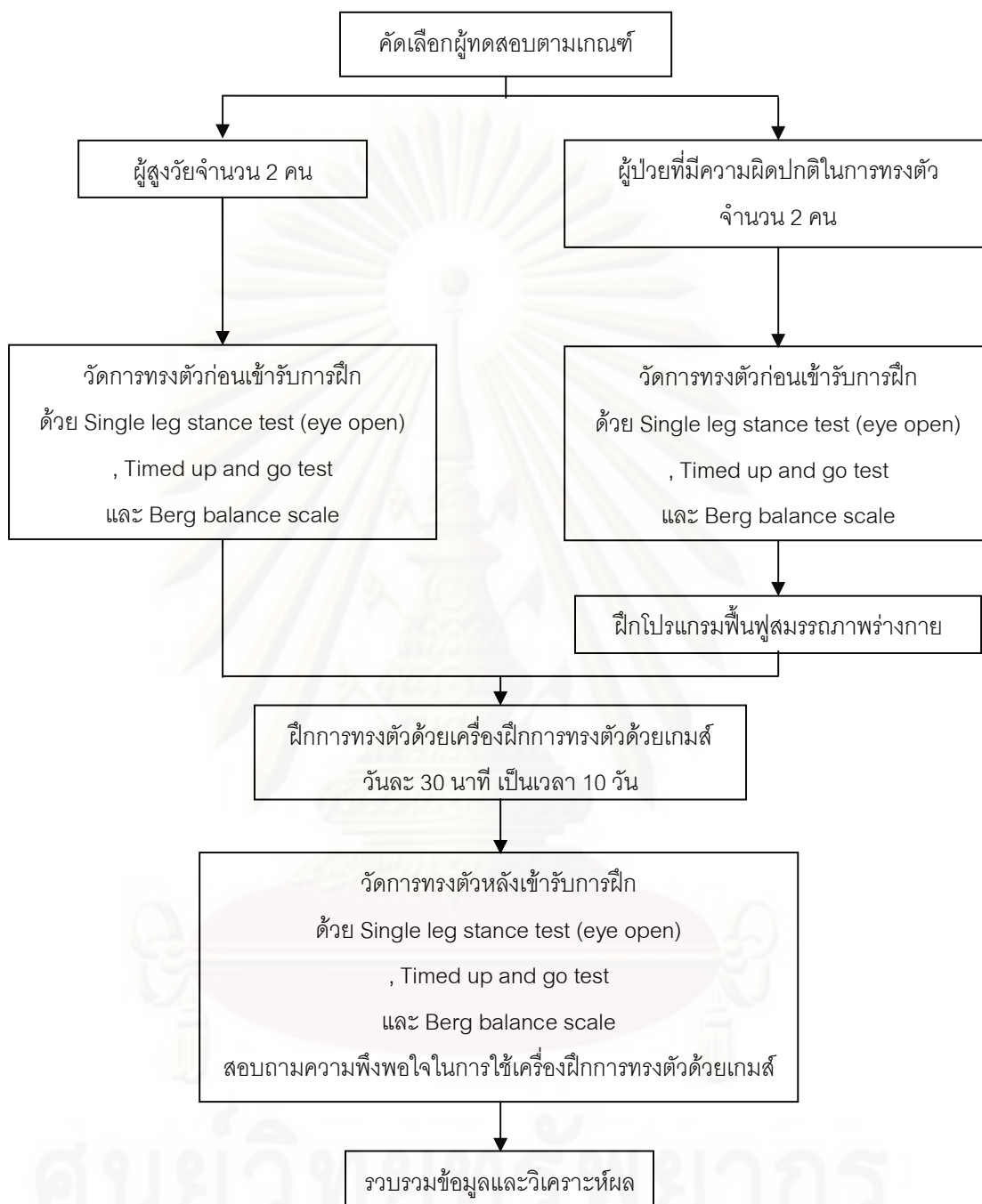
ผู้สูงอายุ

1. ผู้เข้าร่วมการทดสอบเป็นชายหรือหญิงสูงอายุ
2. ไม่เป็นโรคซึ่งส่งผลให้เกิดความผิดปกติในการทรงตัว เช่น โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) เป็นต้น
3. ไม่มีอาการชาที่มือและเท้า
4. ไม่มีประวัติการล้มในช่วง 6 เดือนที่ผ่านมา
5. ไม่มีอาการปวดหลังหรือบาดเจ็บที่ขา ก่อนการทดสอบเป็นระยะเวลา 2 สัปดาห์
6. ไม่เคยผ่าตัดบริเวณสะโพกและเข่า หรือเคยกระดูกหักบริเวณขาและสะโพก
7. ไม่มีปัญหาในการมองเห็น
8. มีความบกพร่องของการทรงตัว เมื่อประเมินด้วย Single leg stance test (eye open), Timed up and go test และ Berg balance scale

ผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว

1. ผู้เข้าร่วมการทดสอบเป็นชายหรือหญิงที่มีอาการความผิดปกติในการทรงตัวอันเป็นผลมาจากโรค เช่น โรคหลอดเลือดสมอง, บาดเจ็บไขสันหลัง (Spinal cord injury) เป็นต้น

4.2 วิธีและขั้นตอนในการทดสอบ



รูปที่ 4.1 ขั้นตอนในการทดสอบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

จากรูปที่ 4.1 แสดงขั้นตอนในการทดสอบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ โดยคัดเลือกผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่จะเข้าร่วมการศึกษาตามเกณฑ์ที่กำหนดลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมการฝึก (แสดงใบยินยอมเข้าร่วมการทดสอบในภาคผนวก ง) โดยแบ่งเป็นผู้สูงวัย 2 คนและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว 2 คน ชักประวัติและทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้ารับการฝึก

ด้วยวิธีการประเมินความสามารถในการทรงตัว 3 วิธี คือ วิธีที่ 1 Time single leg stance (eye open) [11] ซึ่งเป็นการประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่กับที่ โดยการให้ผู้ทดสอบยืนทรงตัวด้วยขาข้างเดียว มือทั้งสองไขว้จับหัวไหล่ด้านตรงข้าม ตามองตรง ดังรูปที่ 4.2 เริ่มจับเวลาเมื่อผู้ทดสอบยกขาข้างขึ้น โดยจะหยุดจับเวลาเมื่อเท้าข้างที่ยกแตะพื้น มีการขยับเลื่อนของขาข้างที่ยืนอยู่ มือหลุดออกจากไหล่หรือแตะสิ่งแวดล้อมเพื่อพยุงตัว ทดสอบ 3 ครั้งในการยืนทรงตัวด้วยขาแต่ละข้าง หาค่าเฉลี่ยของเวลาที่ผู้ทดสอบสามารถยืนทรงตัวได้ วิธีที่ 2 Timed up and go test [16] เป็นการประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่กับที่อีกวิธีหนึ่ง เริ่มต้นให้ผู้ทดสอบนั่งบนเก้าอี้ เริ่มจับเวลาตั้งแต่เริ่มลุกจากเก้าอี้ เดินไปข้างหน้า 3 เมตร หมุนตัวกลับตรงจุดที่กำหนด เดินกลับ 3 เมตร จนกระทั่งกลับมานั่งเก้าอี้ ทดสอบ 3 ครั้ง หาค่าเฉลี่ยของเวลาที่ผู้ทดสอบสามารถทำได้ ดังรูปที่ 4.3 และวิธีที่ 3 Berg balance scale [17] เป็นการทดสอบการทรงตัวในการประกอบกิจกรรมต่างๆที่ใช้ในชีวิตประจำวัน 14 กิจกรรม ซึ่งในแต่ละกิจกรรมมีการให้คะแนน 5 ระดับ ตั้งแต่ 0-4 คะแนน โดยมีคะแนนรวมสูงสุด 56 คะแนน ดังรูปที่ 4.4 (รายละเอียดของใบประเมินความสามารถในการทรงตัวทั้ง 3 วิธี แสดงในภาคผนวก ง) หลังการทดสอบทั้ง 3 วิธี จัดเก็บข้อมูลความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้ารับการฝึก เพื่อใช้เปรียบเทียบกับข้อมูลหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ ในการทดสอบความสามารถในการทรงตัวทั้ง 3 วิธี ทำการทดสอบโดยผู้ทำวิทยานิพนธ์



รูปที่ 4.2 การประเมินการทรงตัวด้วย Timed single leg stance



รูปที่ 4.3 การประเมินการทรงตัวด้วย Timed up and go test



รูปที่ 4.4 การประเมินการทรงตัวด้วย Berg balance scale
(การขึ้นบันได 1 ใน 14 กิจกรรมย่อยของ Berg balance scale)

เมื่อประเมินความสามารถในการทรงตัวก่อนเข้ารับการฝึกเพื่อบำบัดความผิดปกติในการทรงตัว ให้ผู้เข้ารับการทดสอบใช้เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ ดังรูปที่ 4.5 เป็นเวลา 30 นาทีต่อวัน เป็นเวลา 10 วัน โดยระหว่างการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ กลุ่มผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวจะมีการฝึกโปรแกรมฟื้นฟูสมรรถภาพของร่างกายร่วมอยู่ด้วย ซึ่งได้แก่ การฝึกยืน การฝึกเดินและการฝึกการใช้มือ ซึ่งเป็นการฝึกเพื่อเพิ่มความสามารถในการทรงตัว การตอบสนองและการมองเห็นของผู้ทดสอบ ส่วนผู้สูงวัยได้รับการฝึกด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์เพียงอย่างเดียว เมื่อครบกำหนดระยะเวลา 10 วัน ประเมินความสามารถในการทรงตัว

ของผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวหลังการฝึกการทรงตัวอีกครั้งหนึ่ง สอบถามความพึงพอใจในรูปแบบการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ หลังจากนั้นเปรียบเทียบค่าความสามารถในการทรงตัวก่อนกับหลังการฝึกการทรงตัว เพื่อวัดประสิทธิภาพในการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์



รูปที่ 4.5 การฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

4.3 ผลและการวิเคราะห์

จากเกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้ารับการทดสอบสามารถคัดเลือกผู้ทดสอบที่มีคุณสมบัติตรงตามเกณฑ์ที่กำหนด 4 คน ดังรายละเอียดต่อไปนี้

1. ผู้สูงวัยคนที่ 1

เพศ : หญิง อายุ : 58 ปี
 การวินิจฉัย : ความสามารถในการทรงตัวลดลงเนื่องจากความสูงวัย
 โรคประจำตัว : ไขมันในเลือดสูง
 สมรรถภาพการเคลื่อนไหว : สามารถเดินได้ด้วยตัวเองโดยไม่ต้องใช้เครื่องช่วยเดิน

2. ผู้สูงวัยคนที่ 2

เพศ : หญิง อายุ : 65 ปี
 การวินิจฉัย : ความสามารถในการทรงตัวลดลงเนื่องจากความสูงวัย
 โรคประจำตัว : โรคอ้วน
 สมรรถภาพการเคลื่อนไหว : สามารถเดินได้ด้วยตัวเองโดยไม่ต้องใช้เครื่องช่วยเดิน

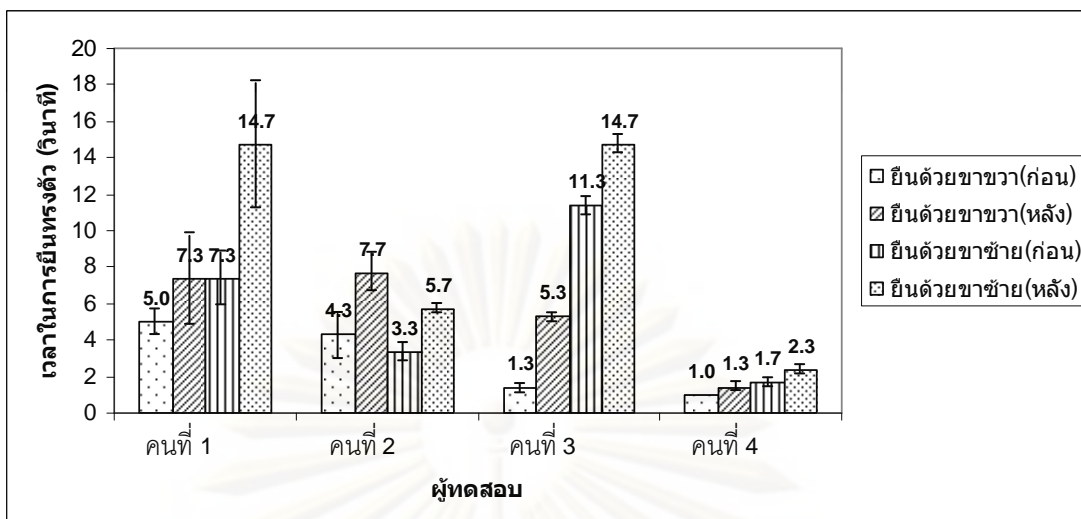
3. ผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวคนที่ 1

เพศ : ชาย อายุ : 71 ปี
 การวินิจฉัย : ร่างกายซีกขวาอ่อนแรงระดับ 2 เนื่องจากโรคหลอดเลือดสมอง พุดไม่ชัด สำลัก ไอ
 ระยะเวลาที่เจ็บป่วย : 2 เดือน
 สมรรถภาพการเคลื่อนที่ : ไม่สามารถเดินได้ด้วยตัวเอง เคลื่อนที่ด้วยการนั่งรถเข็น

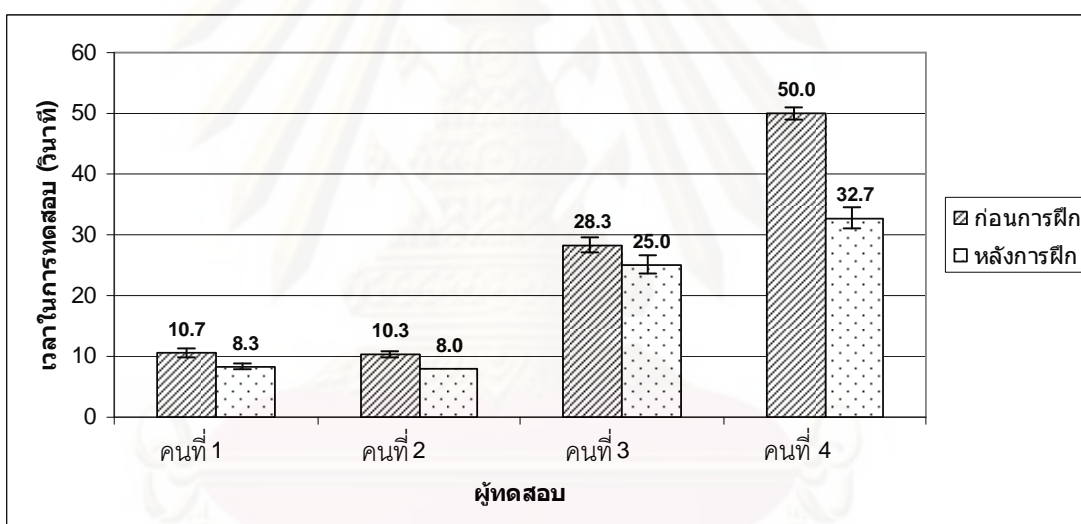
4. ผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวคนที่ 2

เพศ : ชาย อายุ : 76 ปี
 การวินิจฉัย : ร่างกายทั้ง 2 ซีกอ่อนแรง เนื่องจากไขสันหลังบาดเจ็บหรือโรคกระดูกคอเสื่อมทับไขสันหลัง
 ระยะเวลาที่เจ็บป่วย : 10 ปี
 สมรรถภาพการเคลื่อนที่ : ไม่สามารถเดินได้ด้วยตัวเอง เคลื่อนที่ด้วยการใช้เครื่องช่วยเดิน 4 ขา (Walker) ซึ่งต้องมีผู้ดูแลอย่างใกล้ชิด

เมื่อประเมินความสามารถในการทรงตัวก่อนการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ด้วยวิธี Timed single leg stance, Timed up and go test และวิธี Berg balance scale สามารถแสดงผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวได้ดังรูปที่ 4.6 – 4.8 ตามลำดับ โดยในการประเมินความสามารถในการทรงตัวทั้ง 3 วิธี มีเกณฑ์ในการประเมินดังนี้ เมื่อทดสอบด้วย Timed single leg stance (eye open) กำหนดให้ผู้ทดสอบต้องสามารถยืนด้วยขาข้างเดียว ขณะลืมหัดได้เวลาเฉลี่ยไม่น้อยกว่า 10 วินาที จึงจะแสดงว่าผู้ทดสอบไม่มีความเสี่ยงต่อการล้ม [28] ต่อมาเมื่อทดสอบด้วยวิธี Timed up and go test ถ้าผู้ทดสอบใช้เวลาในการทดสอบมากกว่า 14 วินาที แสดงว่าผู้ทดสอบมีความเสี่ยงต่อการล้ม [29] และเมื่อทดสอบด้วยวิธี Berg balance scale กำหนดให้ผู้ทดสอบที่มีคะแนนรวมจากการทำกิจกรรมทั้ง 14 กิจกรรมต่ำกว่า 45 คะแนน มีความเสี่ยงต่อการล้ม [28] (รายละเอียดผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบก่อนและหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ แสดงในภาคผนวก ค ตารางที่ ค.1 ถึง ค.3)



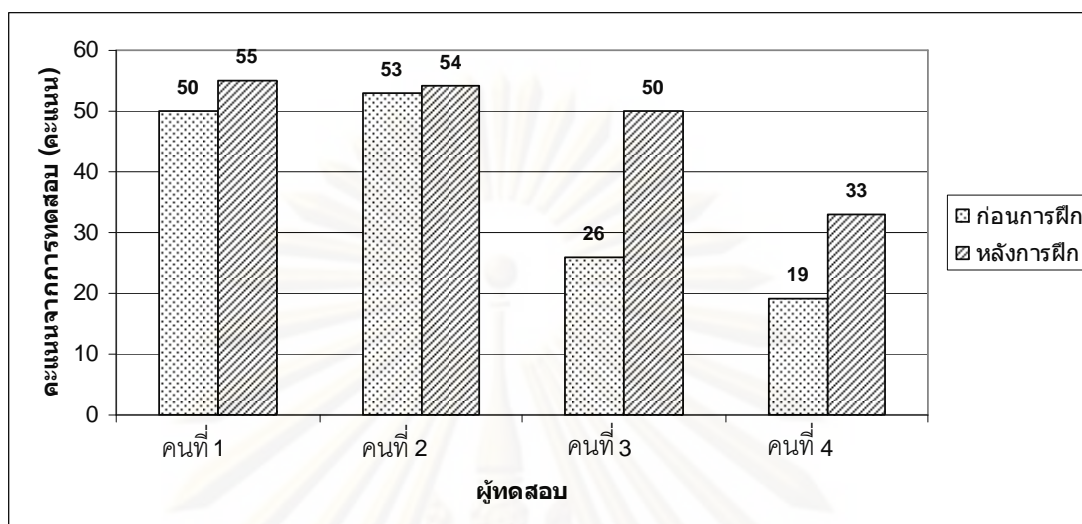
รูปที่ 4.6 ค่าเฉลี่ยผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Timed single leg stance (eye open)



รูปที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Timed up and go test

จากผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวทั้ง 3 วิธีก่อนและหลังการบำบัด พบว่าความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบทั้ง 3 คนแสดงแนวโน้มที่ดีขึ้น โดยผู้ทดสอบคนที่ 1 และ 2 ซึ่งเป็นผู้สูงวัยปกติมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นหลังการบำบัดด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ โดยเฉพาะผู้ทดสอบคนที่ 1 มีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นมาก เมื่อทดสอบยืนทรงตัวด้วยขาซ้าย เนื่องจากผู้สูงวัยที่เข้าร่วมการทดสอบทั้ง 2 คน มีความสามารถในการทรงตัวอยู่ในเกณฑ์ดีก่อนเข้ารับการฝึกอยู่แล้ว โดยสามารถพิจารณาได้จากผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวก่อนเข้ารับการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ซึ่งพบว่าผลการทดสอบด้วย Timed up and go test และ Berg balance scale ของผู้ทดสอบคนที่ 1 และ 2 อยู่ในเกณฑ์ของผู้ที่มีความสามารถ

ในการทรงตัวปกติ จึงทำให้ผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวหลังการใช้เครื่องฝึกการทรงตัวไม่เปลี่ยนแปลงมากนัก แตกต่างจากผู้ทดสอบคนที่ 3 และ 4 ที่เป็นผู้ป่วยที่มี

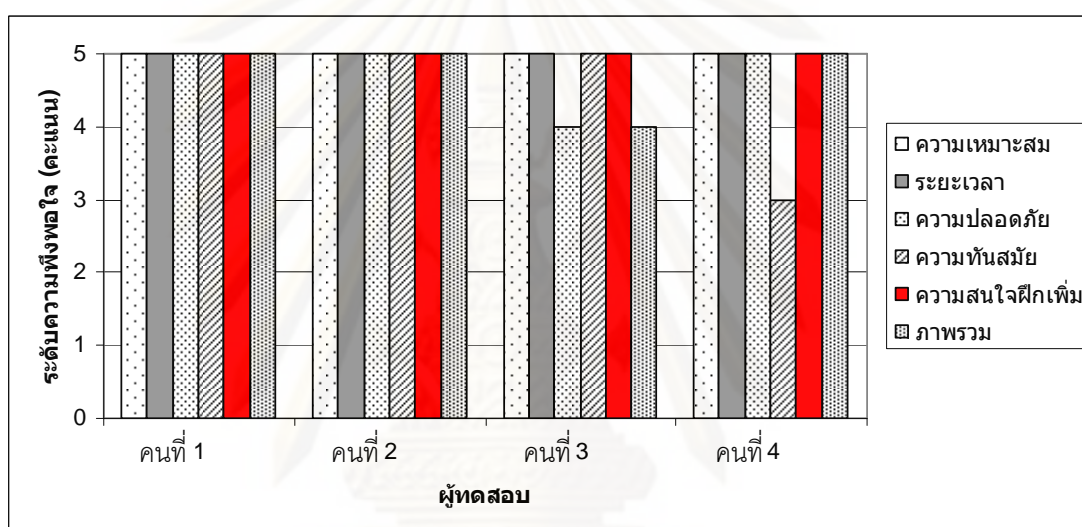


รูปที่ 4.8 ผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวด้วย Berg balance scale

ความผิดปกติในการทรงตัว ซึ่งมีผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวก่อนเข้ารับการบำบัดด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวต่ำกว่าเกณฑ์ของผู้ที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติ พบว่าหลังการบำบัดด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ผู้ทดสอบคนที่ 3 มีผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวทั้ง 3 วิธีดีขึ้นอย่างเห็นได้ชัด โดยเฉพาะในเรื่องของสมรรถภาพในการเคลื่อนที่ ซึ่งก่อนเข้ารับการฝึกการทรงตัวผู้ทดสอบคนที่ 3 ต้องเคลื่อนที่ด้วยการนั่งรถเข็น แต่หลังจากฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ควบคู่กับการทำโปรแกรมฟื้นฟูสมรรถภาพ เช่น การฝึกยืน การฝึกเดินแล้ว ผู้ทดสอบคนที่ 3 สามารถเคลื่อนที่ด้วยการเดินด้วยตัวเองโดยใช้อุปกรณ์ช่วยเดินได้ แตกต่างกับผู้ทดสอบคนที่ 4 ที่มีผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวหลังการฝึกการทรงตัวขึ้นเพียงเล็กน้อย ซึ่งน่าจะเป็นผลมาจากระยะเวลาในการเจ็บป่วยของผู้ทดสอบที่ 3 และ 4 มีความแตกต่างกัน เนื่องจากผู้ทดสอบคนที่ 3 มีอาการป่วยด้วยโรคหลอดเลือดสมองที่เป็นผลให้ผู้ทดสอบสูญเสียความสามารถในการทรงตัวเป็นระยะเวลา 2 เดือน ซึ่งระยะเวลาดังกล่าวอยู่ในช่วงที่สามารถบำบัดรักษาอาการให้ดีขึ้นได้ง่าย ในขณะที่ผู้ทดสอบคนที่ 4 มีอาการป่วยเนื่องจากโรคกระดูกคอเสื่อมทับไขสันหลังเป็นเวลามากกว่า 10 ปี จึงมีผลทำให้การบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ได้ผลไม่มากเท่ากับผู้ป่วยในระยะเฉียบพลัน หนึ่ง แม้ว่าผู้ป่วยจะมีอาการมานานกว่า 10 ปี แต่การฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ก็ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทรงตัวได้ ในระยะเวลา 2 สัปดาห์ แม้จะไม่เพิ่มขึ้นมากเท่าผู้ป่วยในระยะเฉียบพลันก็ตาม ดังนั้นจึง

อาจจะกล่าวได้ว่าเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นสามารถที่จะเพิ่มความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบให้ดีขึ้นได้

หลังจากการประเมินความสามารถในการทรงตัวหลังทำการฝึกการทรงตัวเป็นระยะเวลา 10 วัน ได้สอบถามระดับความพึงพอใจในการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์จากการใช้แบบสอบถาม (รายละเอียดของใบสอบถามความพึงพอใจในการฝึกการทรงตัว แสดงในภาคผนวก ง) พบว่าผู้ทดสอบที่ผ่านการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ รู้สึกสนุกและสนใจในการที่จะมาเข้ารับการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์อีก แสดงระดับความพึงพอใจของผู้เข้าร่วมการทดสอบ ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 ผลการประเมินระดับความพึงพอใจของผู้เข้าร่วมการทดสอบ

* กำหนดให้ระดับความพึงพอใจที่สุดคือ 5 (มีความเหมาะสมมากที่สุด) และระดับความพึงพอใจน้อยที่สุดคือ 1 (ต้องปรับปรุง)

เมื่อเปรียบเทียบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศ ดังตารางที่ 4.1 พบว่าเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นมีราคาถูกกว่าเครื่องฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศมากประมาณ 10 เท่า ในขณะที่ช่วงน้ำหนักที่ระบบวัดได้นั้น พบว่าเครื่องฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศสามารถรับน้ำหนักสูงสุดได้กว้างกว่า คือ ประมาณ 500 กิโลกรัม ในขณะที่เครื่องฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นสามารถรับน้ำหนักได้สูงสุด 174 กิโลกรัม เมื่อเปรียบเทียบถึงประสิทธิภาพในการระบุตำแหน่งจุดรับน้ำหนักพบว่า เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นนั้น มีความผิดพลาดในการระบุตำแหน่งสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งมีผลมาจากการใช้

เซ็นเซอร์วัดแรงที่แตกต่างกัน เนื่องจากเครื่องฝึกจากต่างประเทศจะใช้เซ็นเซอร์วัดแรงที่มีลักษณะแตกต่างกับที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ คือ เปียโซอิเล็กทริก และสเตรนเกจ ในขณะที่เครื่องฝึกการทรงตัวที่พัฒนาขึ้นใช้เซ็นเซอร์ที่ทำจากวัสดุโพลีเมอร์ที่มีคุณสมบัติเปียโซรีซีทีฟ สุดท้ายเมื่อเปรียบเทียบขั้นตอนในการปรับค่าเซ็นเซอร์ของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศ พบว่า เครื่องฝึกการทรงตัวจากต่างประเทศมีระบบการปรับเทียบเซ็นเซอร์อัตโนมัติ ซึ่งมีความสะดวกในการใช้งาน ในขณะที่เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นนั้น ผู้ใช้งานต้องใช้เวลาปรับค่ามาตรฐานที่ตัวแผ่นยืนเพื่อปรับค่าเซ็นเซอร์ ซึ่งไม่สะดวกและใช้เวลามาก จึงควรมีการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ให้มีวิธีการปรับค่าเซ็นเซอร์ให้ดีขึ้นในลำดับต่อไป

ตารางที่ 4.1 การเปรียบเทียบเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์กับเครื่องฝึกจากต่างประเทศ

	เครื่องฝึก ที่พัฒนาขึ้น	Kistler type 9260AA3	Amti OR6-7 type BP600600
ราคา (บาท)	≈ 20,000	> 200,000	> 200,000
เซ็นเซอร์ที่ใช้	วัสดุโพลีเมอร์ ที่มีคุณสมบัติ เปียโซรีซีทีฟ	เปียโซอิเล็กทริก	สเตรนเกจ
ชั่งน้ำหนักที่วัดได้ (กิโลกรัม)	0-174	0-500	0-445
ความผิดพลาดในการระบุจุดรับน้ำหนัก			
แกน x	4.1%FSO	0.5%FSO	ไม่ระบุ
แกน y	7.8%FSO	1%FSO	ไม่ระบุ
การปรับค่าเซ็นเซอร์	ปรับด้วยมือ	อัตโนมัติ	อัตโนมัติ
ขนาดของแผ่นยืน (กว้าง x ยาว x สูง) (มิลลิเมตร)	500 x 500 x 25	300 x 500 x 50	600 x 600 x 100
น้ำหนักแผ่นยืน (กิโลกรัม)	7	5.5	19

โดยการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ในขั้นต่อไป ควรพัฒนาขั้นตอนในการปรับค่าเซ็นเซอร์ก่อนการใช้งานให้มีความสะดวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ในส่วนของโปรแกรมเกมส์ควรมีส่วนโปรแกรมฝึกเฉพาะสำหรับผู้ที่มีความผิดปกติในการทรงตัว เช่น ผู้ที่มีอาการอ่อนแรงซีกซ้ายควรมีโปรแกรมสำหรับการฝึกลงน้ำหนักเฉพาะซีกซ้าย เป็นต้น

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

ในวิทยานิพนธ์นี้ ได้มีการพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว โดยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 4 ส่วน คือ แผ่นยืน กล้องประมวลผล ราวช่วยพยุงตัวและซอฟต์แวร์ ซึ่งแต่ละส่วนมีรายละเอียดดังนี้

แผ่นยืนของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์สร้างจากเหล็ก มีขนาด 50x50 ตารางเซนติเมตร สูง 2.5 เซนติเมตร ด้านใต้แผ่นยืนเสริมคานจำนวน 4 คาน เพื่อเพิ่มความแข็งแรงแก่แผ่นยืน โดยแผ่นยืนที่สร้างขึ้นสามารถรับน้ำหนัก 200 กิโลกรัมได้ ที่บริเวณมุมทั้ง 4 ของแผ่นยืนมีการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงที่ทำจากวัสดุโพลิเมอร์ ซึ่งอยู่ในรูปของฟิล์มบาง เช่น เซอร์ทิที่ใช้อาศัยปรากฏการณ์เพียโซรีซีฟฟิฟ ทำให้มีค่าความต้านทานเปลี่ยนแปลงตามแรงที่มากระทำ

การเปลี่ยนความต้านทานของเซ็นเซอร์ทั้งสี่จะถูกส่งไปยังกล่องประมวลผล ซึ่งภายในมีวงจรวัดทำหน้าที่เปลี่ยนความต้านทานให้เป็นแรงดัน มีการใช้วงจรกรองผ่านต่ำเพื่อลดสัญญาณรบกวนความถี่สูง ไมโครคอนโทรลเลอร์แปลงค่าแรงดันไฟฟ้าซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล และส่งไปยังคอมพิวเตอร์โดยผ่านการสื่อสารแบบอนุกรม RS-232 ด้วยอัตราการสุ่มสัญญาณ 20 ครั้งต่อวินาที และแสดงผลข้อมูลการถ่วงน้ำหนักของผู้ทดสอบต่อไป

ซอฟต์แวร์ของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ที่ได้พัฒนาขึ้น ประกอบด้วยโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักและโปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ โดยในส่วนของโปรแกรมวัดจุดรับน้ำหนักเป็นโปรแกรมที่ใช้หาตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักและ Area Sway ของผู้ทดสอบ ขณะยืนตรง 2 ขา เป็นเวลา 30 วินาที ในการทดสอบกับผู้ทดสอบที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติ อายุระหว่าง 40 ถึง 60 ปี จำนวน 37 คน พบว่าระบบสามารถระบุตำแหน่งของจุดรับน้ำหนักเฉลี่ยของผู้ทดสอบที่ได้เก็บข้อมูลในเบื้องต้น คือ ชายมีจุดรับน้ำหนักในแนวแกน X 10.44 ± 17.43 มิลลิเมตร แนวแกน Y -2.77 ± 15.67 มิลลิเมตร หญิงมีจุดรับน้ำหนักในแนวแกน X 16.75 ± 14.96 มิลลิเมตร แนวแกน Y -6.29 ± 18.05 มิลลิเมตร และค่า Area Sway ของผู้ทดสอบที่ได้เก็บข้อมูลในเบื้องต้นคือ ชาย 0.82 ± 0.49 ตารางเซนติเมตรและหญิง 1.12 ± 0.79 ตารางเซนติเมตร

ในส่วนของโปรแกรมฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ ได้มีการพัฒนาเกมส์ 3 เกมส์ คือ เกมส์ฝึกการทรงตัวแบบ Weight Symmetry ซึ่งโปรแกรมเกมส์จะแสดงรูปเท้า 2 ข้างเพื่อแสดงการถ่วงน้ำหนักระหว่างร่างกายซ้ายและขวาของผู้ทดสอบ เกมส์ที่สอง คือ เกมส์ฝึกการทรงตัวแบบ Steadiness ซึ่งโปรแกรมเกมส์จะแสดงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของผู้ทดสอบด้วยลูกบอลสีแดง โดยในการเล่นเกมส์ให้ผู้ทดสอบพยายามเลี้ยงตำแหน่งจุดรับน้ำหนักในอยู่ในพื้นที่กรอบสี่เหลี่ยมที่

กำหนด เกมที่สาม คือ เกมฝึกการทรงตัวแบบ Dynamic Stability ซึ่งในการใช้งานเกมนี้ผู้ทดสอบต้องมีการควบคุมการถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางต่างๆ เพื่อควบคุมตัวละครของเกมให้เคลื่อนที่ไปชนกับลูกบอลตามตำแหน่งต่างๆ นำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้ไปใช้ฝึกการทรงตัวกับผู้ทดสอบจำนวน 4 คน โดยแยกเป็นผู้สูงวัยที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติ จำนวน 2 คน และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว จำนวน 2 คน มาใช้เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้วันละ 30 นาที เป็นระยะเวลา 10 วัน ตรวจสอบความสามารถในการทรงตัวด้วย Timed single leg stance, Timed up and go test และ Berg balance scale ก่อนและหลังการใช้เครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้ พบว่าผู้ทดสอบทั้ง 4 คนมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับความสามารถในการทรงตัวก่อนเข้ารับการฝึกการทรงตัว โดยกลุ่มผู้ทดสอบที่เป็นผู้สูงวัยที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นเล็กน้อย ส่วนกลุ่มผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว พบว่าผู้ป่วยที่อยู่ในช่วงเริ่มมีอาการผิดปกติในการทรงตัวจะมีความสามารถในการทรงตัวดีขึ้นมากกว่าผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บป่วยเป็นเวลานานแล้ว ซึ่งหลังจากการฝึกการทรงตัว พบว่าผู้ทดสอบทั้งหมดมีความสนใจที่จะฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้

การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้ในขั้นต่อไป ควรศึกษาเพิ่มเติมโดยนำเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้ไปทดสอบฝึกการทรงตัวกับผู้ทดสอบจำนวนมากขึ้น เพื่อเพิ่มความน่าเชื่อถือในประสิทธิภาพการบำบัดความผิดปกติในการทรงตัวของผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัว และพัฒนาส่วนปรับค่าเซ็นเซอร์ของเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมนี้ให้สามารถปรับค่าเซ็นเซอร์ให้มีความสะดวกและรวดเร็วมากขึ้น รวมทั้งพัฒนาส่วนซอฟต์แวร์เกมนี้ให้มีความเหมาะสมต่อการใช้ฝึกผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการทรงตัวที่มีความเฉพาะเจาะจง เช่น การพัฒนาเกมฝึกการทรงตัวสำหรับผู้ป่วยที่มีอาการอ่อนแรงของร่างกายซีกซ้ายโดยเฉพาะ เป็นต้น

ศูนย์วิทยุทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- [1] Rogers ME. Standing strong. IDEA Fitness Journal 2005:66-69.
- [2] Kitisomprayoonkul W, Janchai S. Effects of Shoe Lift on Weight Bearing in Stroke Patients. J Med Assoc Thai 88(2005):79-84.
- [3] Walker C, Brouwer BJ, Culham EG. Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke. Phys Ther 80(2000):886-895.
- [4] Haart MD, Geurts AC, Dault MC, Nienhuis B, Duysens J. Restoration of Weight-Shifting Capacity in Patients with Postacute Stroke: A Rehabilitation Cohort Study. Arch Phys Med Rehabil 86(2005):755-762.
- [5] Nichols DS. Balance Retraining after Stroke using Force Platform Biofeedback. Phys Ther 77(1997):553-558.
- [6] Bouguila L, Sato M. Virtual Locomotion System for Large-Scale Virtual Environment. IEEE Virtual Reality 2002:291-292.
- [7] Betker AL, Szturm T, Moussavi ZK, Nett C. Video Game-Based Exercises for Balance Rehabilitation: A Single-Subject Design. Arch Phys Med Rehabil 87(2006):1141-1149.
- [8] Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, Nishi M, Miyano M. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. Am J Phys Med Rehabil 82(2003):463-469.
- [9] Amico AD, Natale CD. A contribution on some basic definitions of sensors properties. IEEE Sensors Journal 3(2001):183-190.
- [10] Figliola RS, Beasley DE. Theory and Design for Mechanical Measurements. Fourth Edition. John Wiley & Sons, INC, 2006.
- [11] สมนึก กุลสถิตพร. กายภาพบำบัดในผู้สูงอายุ. ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2006.
- [12] Shumway CA, Anson D, Haller S. Effect on Reestablishing Stance Stability in Hemiplegic Patients. Arch Phys Med Rehabil 69(1988):395-400.
- [13] Carter ND, Khan KM, Petit MA, Heinonen A, Waterman C, Donaldson MG, Janssen PA, Mallinson A, Riddell L, Kruse K, Prior JC, Flicker L, McKay HA. Results of a 10 week community based strength and balance training programme to reduce

fall risk factors: a randomized controlled trial in 65-75 year old women with osteoporosis. Br J Sports Med 35(2001):1-3.

- [14] www.ettsolutions.com/upload/pubblizzazioni/IT.SAN.MEDICON2004.08.04.pdf
- [15] Watanatada P, Polmang B, Sanguangrangsirikul S. Reliability of Center of Pressure Distance and Area Sway Measurement during One-Legged Stance in a Normal Population. J Med Assoc Thai 89(2006):92-97.
- [16] Nitz JC, Choy NL. The efficacy of a specific balance-strategy training programme for preventing falls among older people: a pilot randomized controlled trial. Age Ageing 33(2004):52-58.
- [17] Debolt LS, Mccubbin JA. The effects of home-based resistance exercise on balance, power and mobility in adults with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil 85(2004):290-297.
- [18] Sihvonen SE, Sipila S, Era PA. Changes in Postural Balance in Frail Elderly Women during a 4-week Visual Feedback Training: A Randomized Controlled Trial. Gerontology 50(2004):87-95.
- [19] Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. THE LANCET 362(2003):1123-1124.
- [20] Haart MD, Geurts AC, Dault MC, Nienhuis B, Duysens J. Restoration of Weight-Shifting Capacity in Patients with Postacute Stroke: A Rehabilitation Cohort Study. Arch Phys Med Rehabil 86(2005):755-762.
- [21] Matjacic Z, Rusjan S, Stanonik I, Goljar N, Olensek A. Methods for Dynamic Balance Training during Standing and Stepping. Int J Artif Organs 29(2005):462-466.
- [22] Betker AL, Szturm T, Moussavi ZK, Nett C. Video Game-Based Exercises for Balance Rehabilitation: A Single-Subject Design. Arch Phys Med Rehabil 87(2006):1141-1149.
- [23] Pytel A, Singer LF. Strength of Materials. 4th Edition. New York, United States of America: HarperCollinsPublishers Inc, 1987.
- [24] King, Marjorie A. The role of foot position in postural stability and balance. Med Sci Sports Exerc 38(2006):448-449.
- [25] <http://www.tick-tock.googlecode.com/files/FlexiforceUserManual.pdf>

- [26] วีระศักดิ์ ทรัพย์วิเชียร, ธีระยุทธ สุวรรณประทีป, สมาน เจริญกิจพูลผล. กลศาสตร์วิศวกรรม. ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: ซีเอ็ดดูเคชั่น, 1994.
- [27] <http://www.sukhumvitmedical.com/index.php>
- [28] Berg KO, Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. Canadian Journal of Public Health 83(1992):7-11.
- [29] Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. Journal of the American Geriatrics Society 39(1991): 142-148.
- [30] Cailliet R. Foot and Ankle Pain. 2nd Edition. Singapore: Info Access, 2001.



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก ผลการทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนักกับบุคคลปกติ จำนวน 40 คน

ตารางที่ ก.1 ผลการทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนักกับบุคคลปกติ จำนวน 40 คน

ลำดับในการทดสอบ	เพศ	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	จุดรับน้ำหนัก		Area Sway (ตร.เซนติเมตร)	น้ำหนักคำนวณ (กิโลกรัม)*
					แกน X (มิลลิเมตร)	แกน Y (มิลลิเมตร)		
1	หญิง	60	51	160	15.48	-32.29	2.97	47.40
2	หญิง	60	50	155	27.29	-46.68	0.89	47.65
3	หญิง	55	51	145	7.27	-26.38	1.15	46.51
4	ชาย	56	57	160	7.23	-27.13	0.87	55.13
5	ชาย	59	53	162	24.36	-27.12	0.74	48.36
6	หญิง	58	63	153	24.70	-33.29	0.93	61.94
7	หญิง	54	46	150	10.02	-0.42	0.56	34.88
8	หญิง	58	58	165	33.27	-17.80	1.99	55.58
9	ชาย	56	51	155	31.65	6.06	1.37	48.90
10	ชาย	60	58	159	27.55	-10.91	8.52	58.59
11	ชาย	60	61	159	32.46	-16.05	0.38	62.29
12	ชาย	54	54	164	2.27	10.50	11.08	55.02

ตารางที่ ก.1 ผลการทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนักกับบุคคลปกติ จำนวน 40 คน (ต่อ)

ลำดับในการทดสอบ	เพศ	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	จุดรับน้ำหนัก		Area Sway (ตร.เซนติเมตร)	น้ำหนักคำนวณ (กิโลกรัม)*
					แกน X (มิลลิเมตร)	แกน Y (มิลลิเมตร)		
13	หญิง	50	51	152	11.61	-3.37	2.99	45.63
14	หญิง	55	54	155	0.68	14.46	1.02	49.97
15	ชาย	59	52	152	-5.31	-28.42	0.21	49.47
16	ชาย	47	62	170	17.23	-5.22	1.71	60.91
17	ชาย	52	70	167	24.47	11.70	0.43	74.77
18	ชาย	57	63	169	12.16	-8.63	0.94	61.88
19	ชาย	54	70	166	0.86	12.97	0.66	71.85
20	หญิง	56	51	164	-13.38	11.65	1.44	44.58
21	หญิง	59	47	150	12.37	6.54	2.00	40.94
22	หญิง	51	60	151	13.59	0.32	0.50	59.18
23	หญิง	59	50	148	6.79	-8.76	0.52	42.94
24	ชาย	60	60	165	34.19	4.68	5.47	56.12
25	หญิง	58	49	148	22.45	-15.09	0.83	43.53
26	หญิง	55	56	153	25.34	-9.08	0.40	53.10

ตารางที่ ก.1 ผลการทดสอบโปรแกรมคำนวณจุดรับน้ำหนักกับบุคคลปกติ จำนวน 40 คน (ต่อ)

ลำดับในการทดสอบ	เพศ	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	จุดรับน้ำหนัก		Area Sway (ตร.เซนติเมตร)*	น้ำหนักคำนวณ (กิโลกรัม)**
					แกน X (มิลลิเมตร)	แกน Y (มิลลิเมตร)		
27	หญิง	58	63	152	50.54	8.23	1.24	57.66
28	ชาย	45	85	172	-34.63	-13.64	0.30	95.94
29	ชาย	60	65	172	19.58	2.17	1.24	66.42
30	ชาย	60	65	168	-7.86	25.69	0.17	67.36
31	หญิง	60	40	154	-9.66	3.03	0.39	35.94
32	ชาย	50	60	165	-11.45	5.25	1.68	61.43
33	ชาย	60	60	162	22.01	2.88	0.37	65.65
34	ชาย	55	50	158	17.81	-2.78	0.75	42.74
35	ชาย	60	47	152	12.23	1.84	1.07	43.36
36	หญิง	59	46	150	19.19	-15.45	0.86	45.29
37	หญิง	55	56	151	28.38	17.68	0.55	58.02
38	หญิง	60	48	154	32.83	11.44	0.50	42.18
39	หญิง	55	50	152	16.17	9.53	0.58	45.25
40	ชาย	54	56	168	14.69	13.42	1.11	54.31

หมายเหตุ

* แสดงพื้นที่ Area Sway ได้ในภาคผนวก ซ

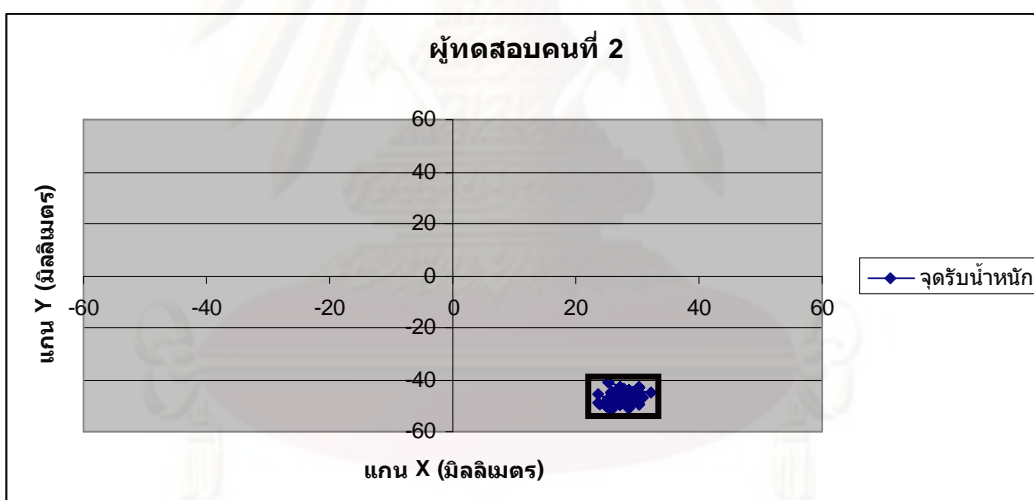
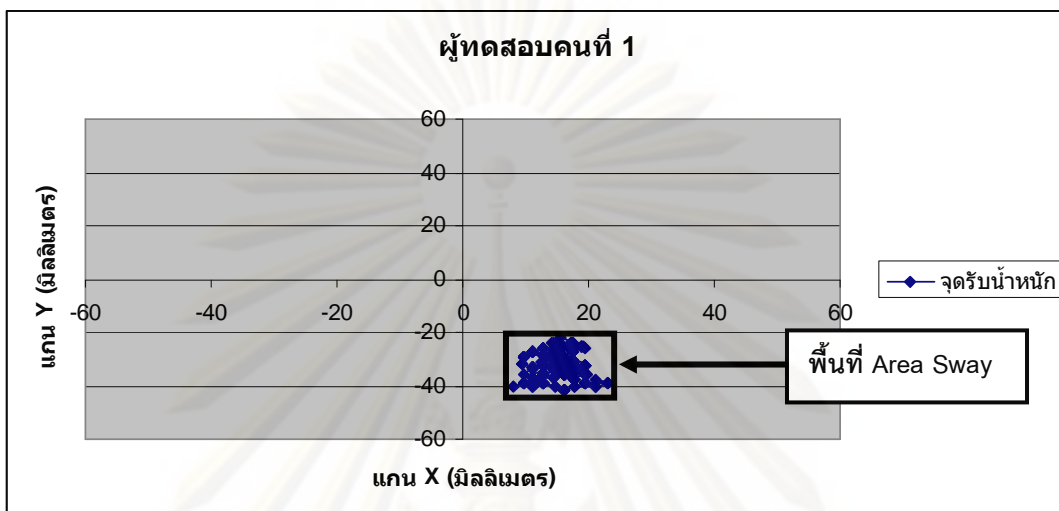
** น้ำหนักคำนวณ หมายถึง คำนวณเฉลี่ยของผู้ทดสอบที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรม



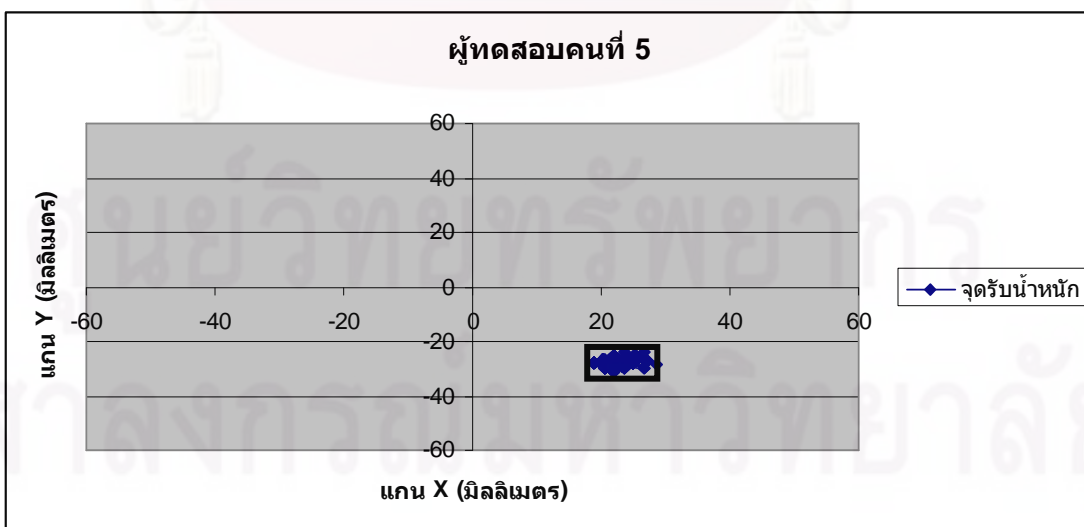
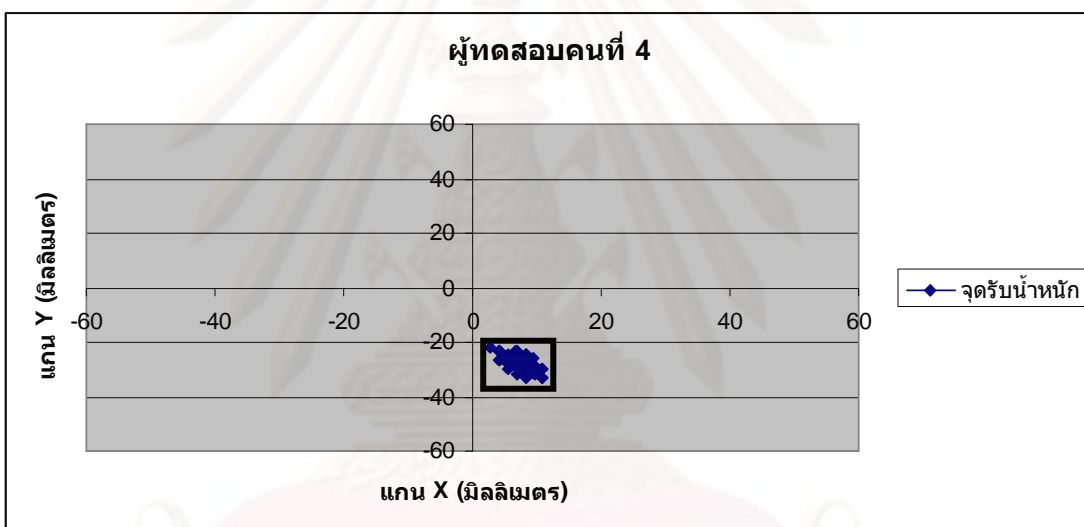
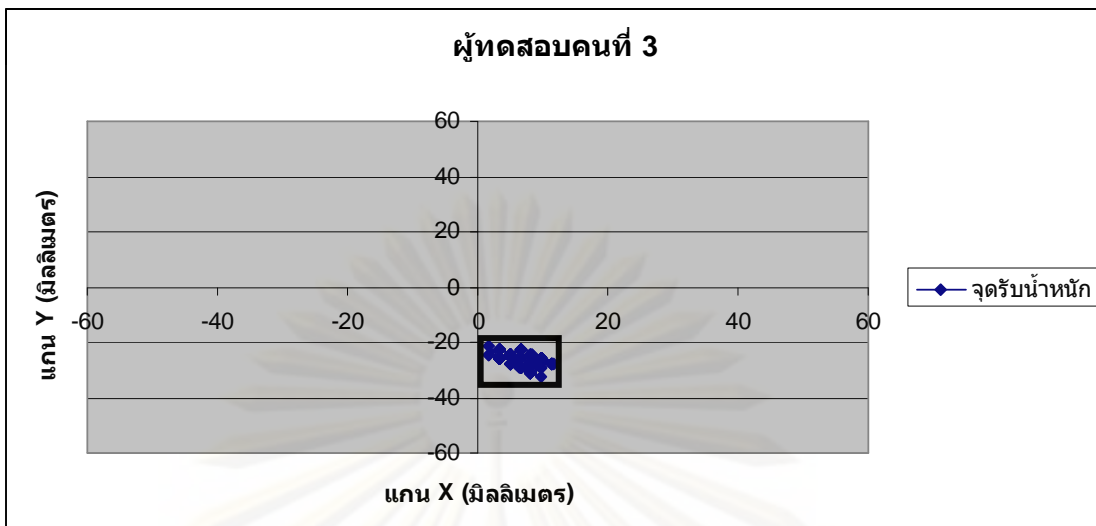
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

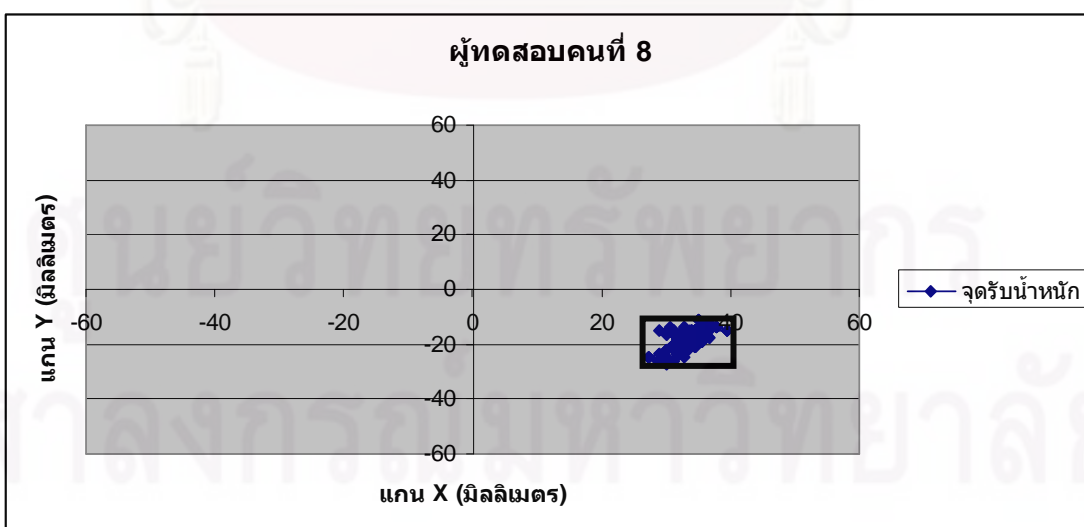
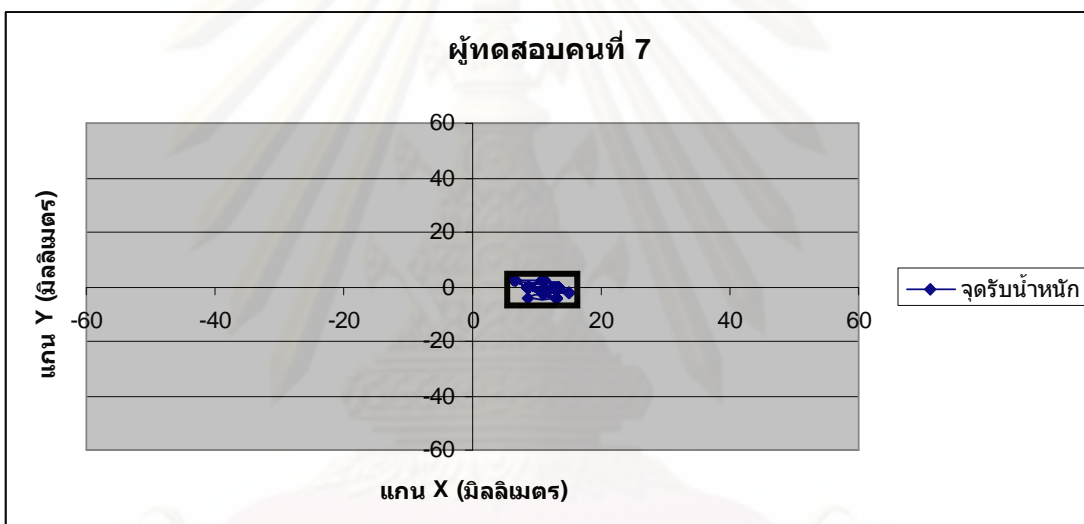
ภาคผนวก ข

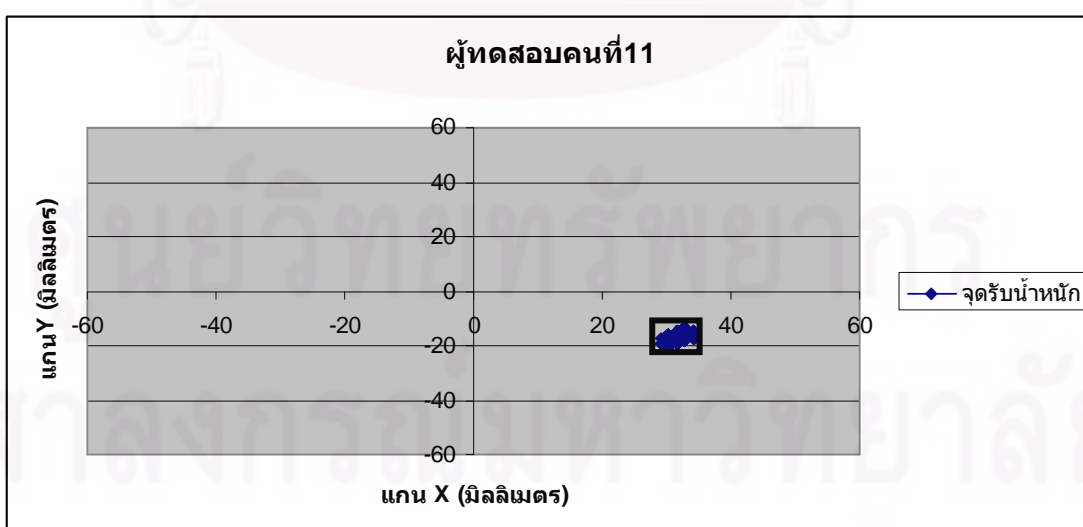
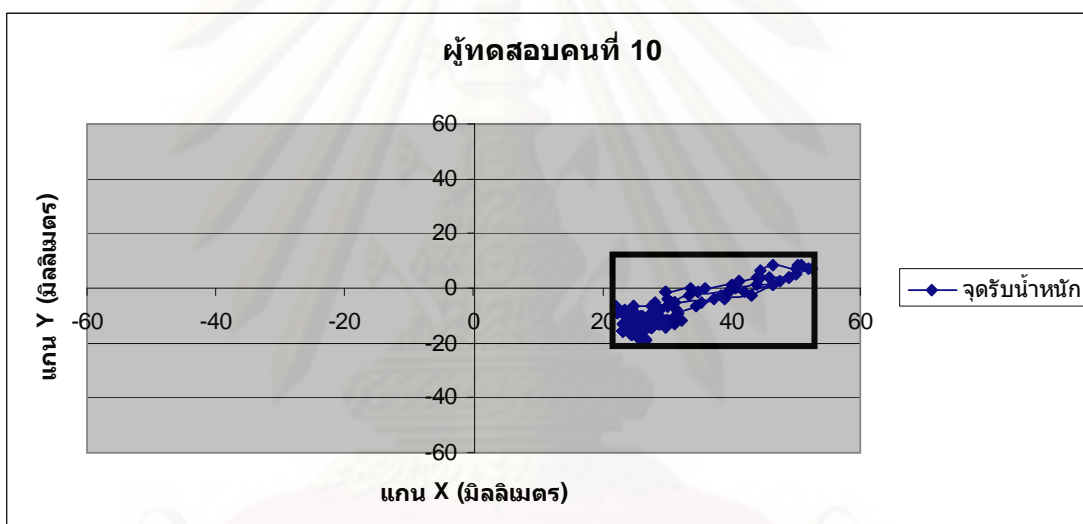
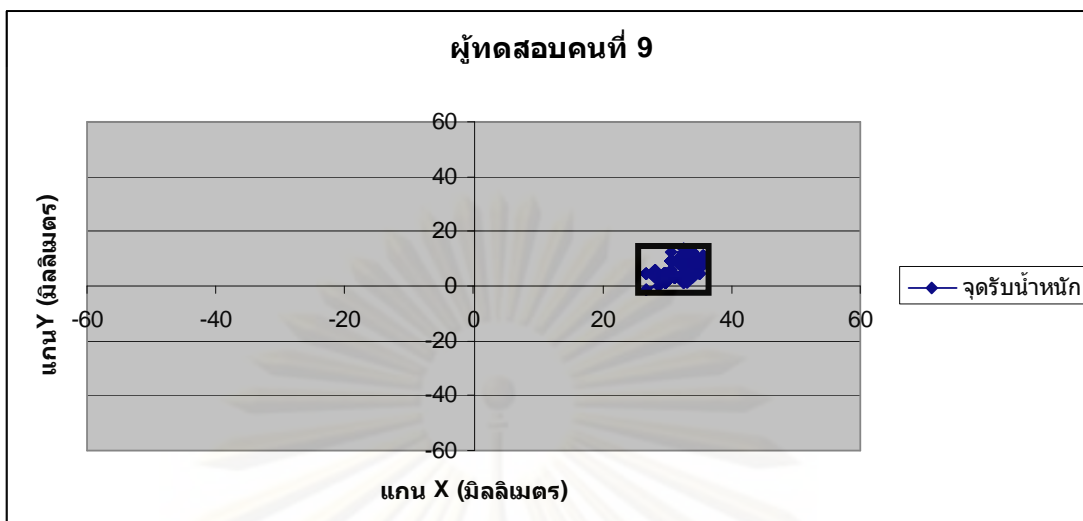
สรุปพื้นที่ Area Sway ของบุคคลที่มีความสามารถในการทรงตัวปกติ 40 คน

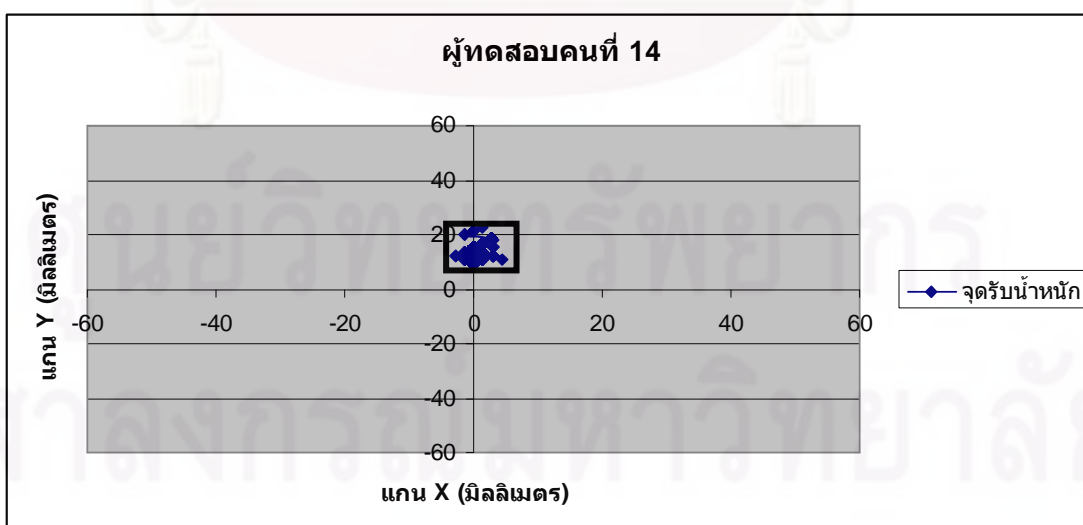
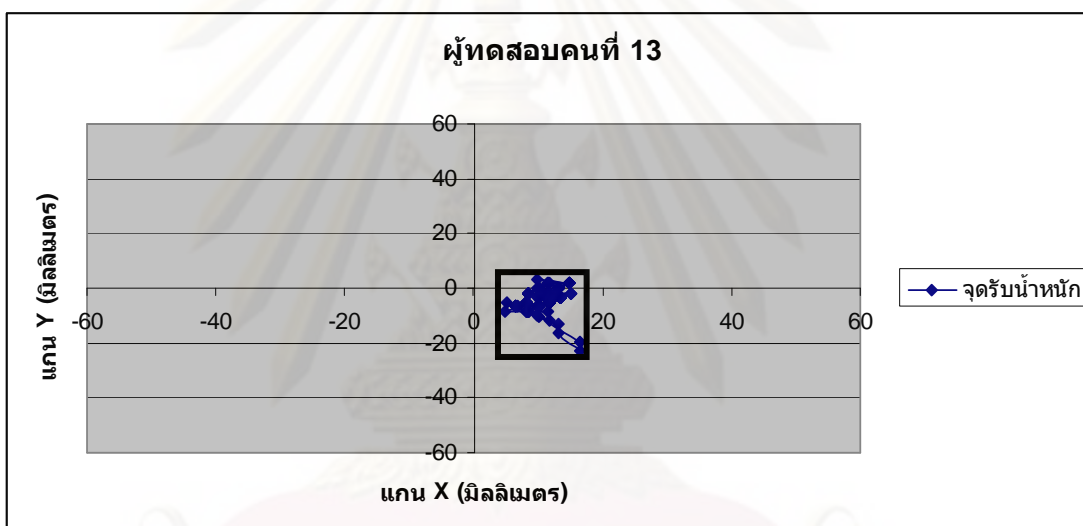
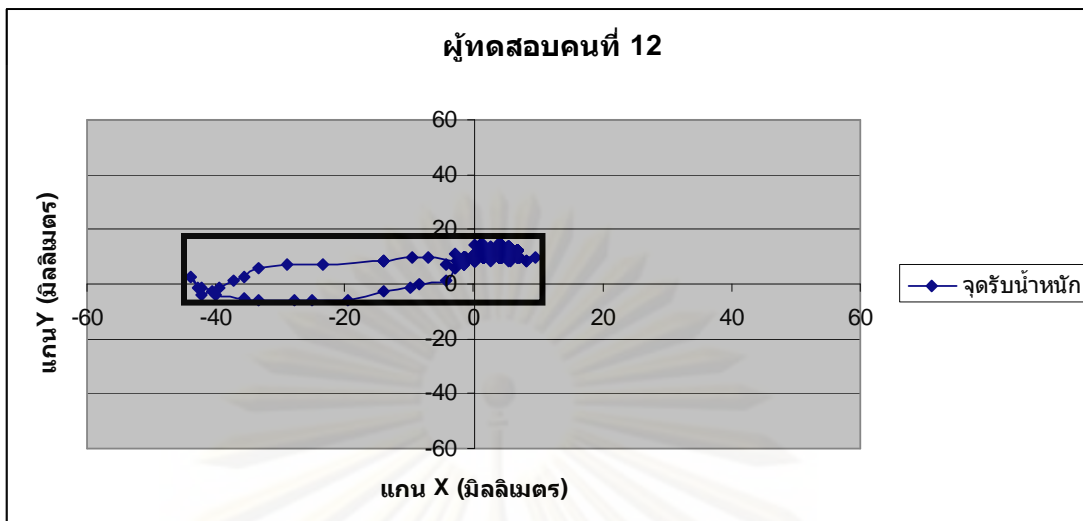


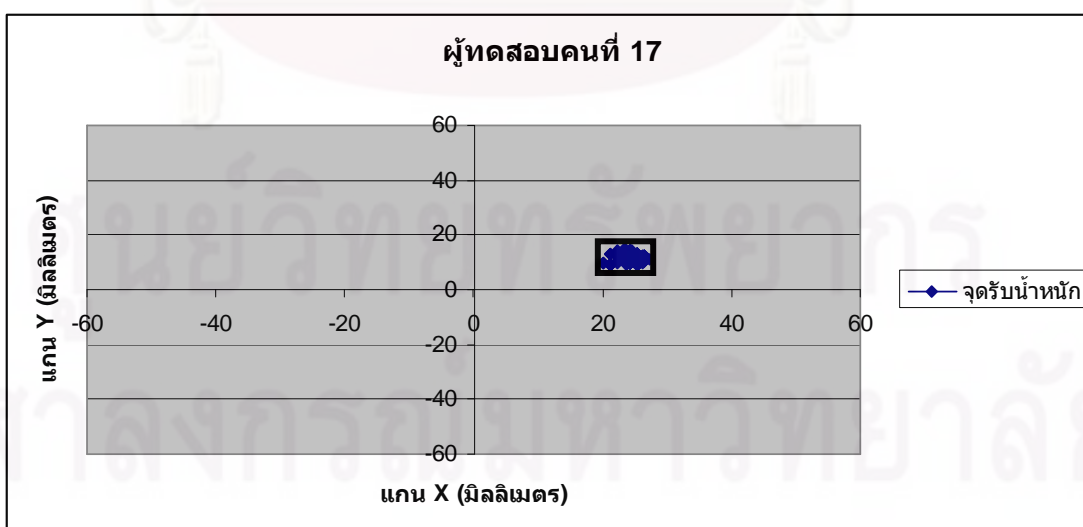
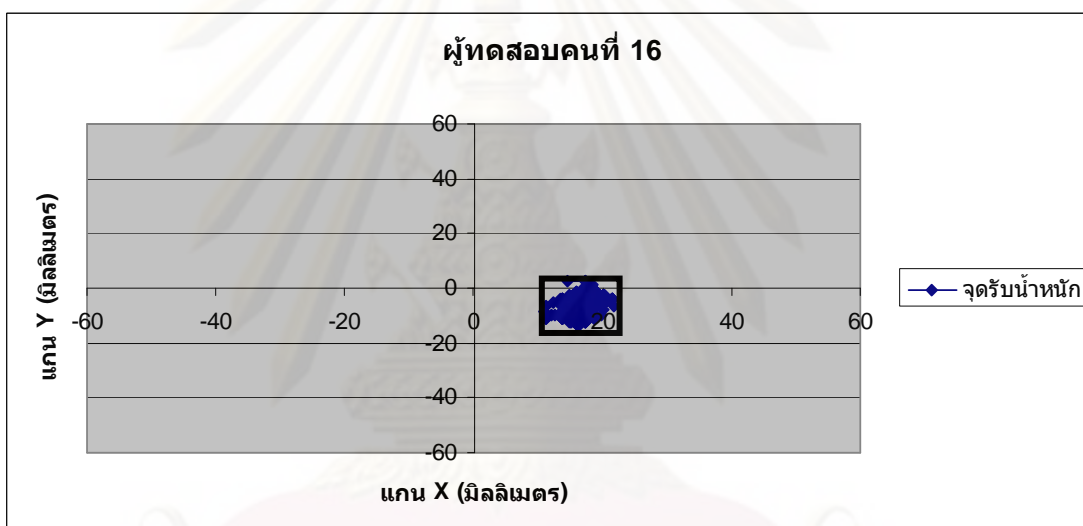
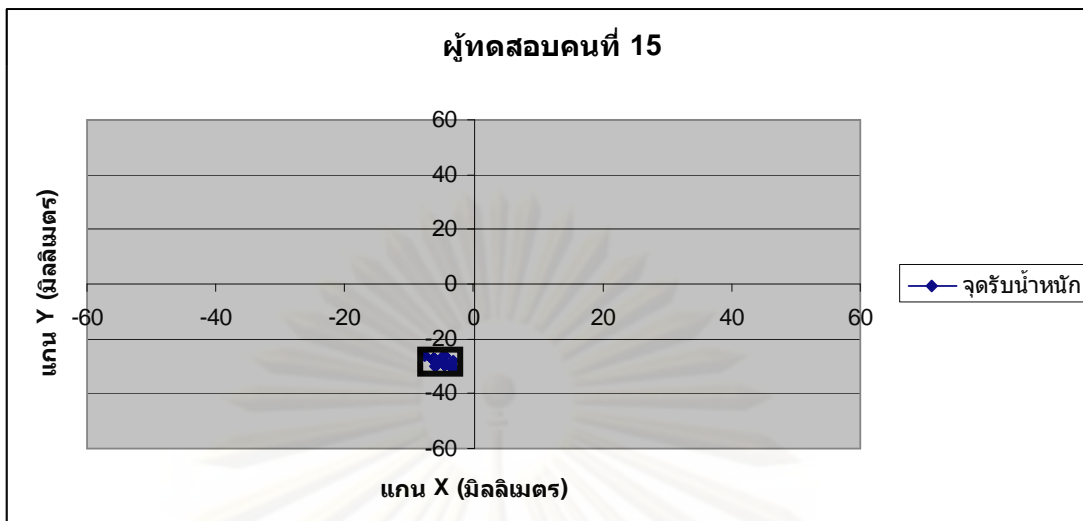
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

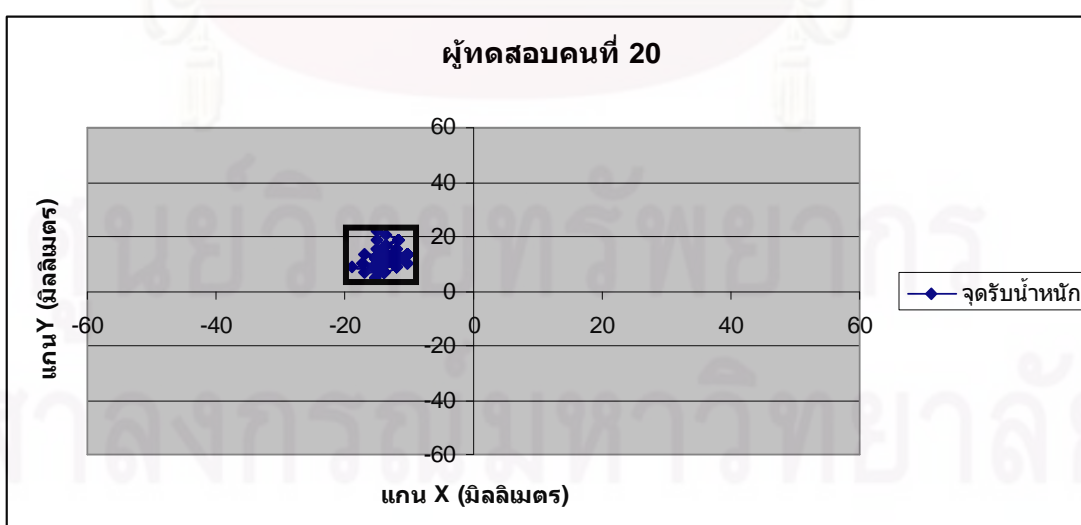
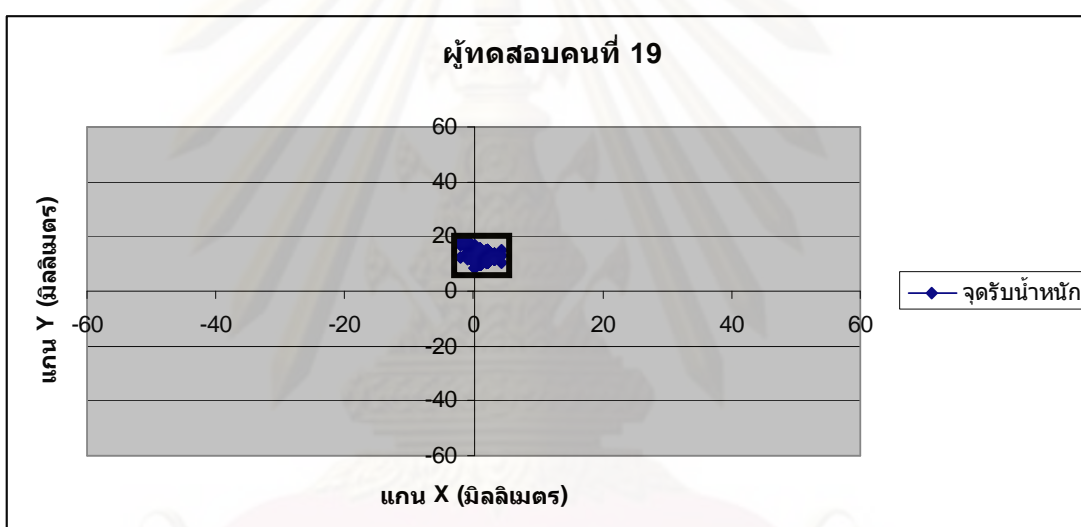
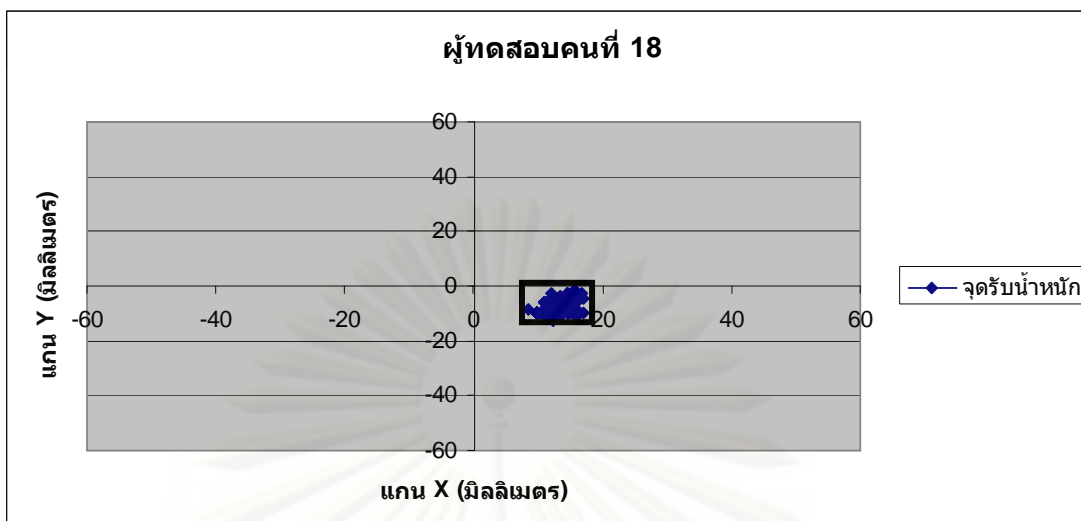


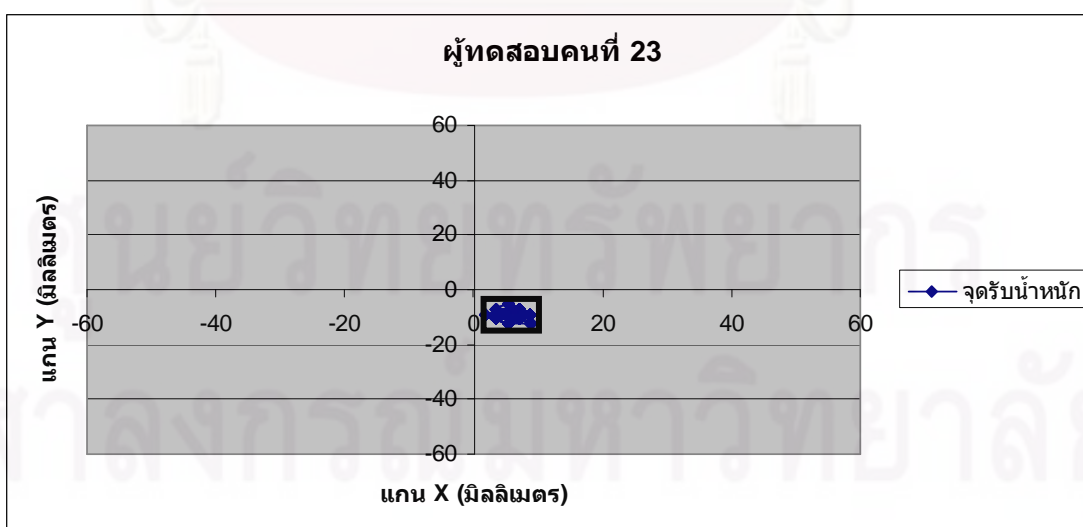
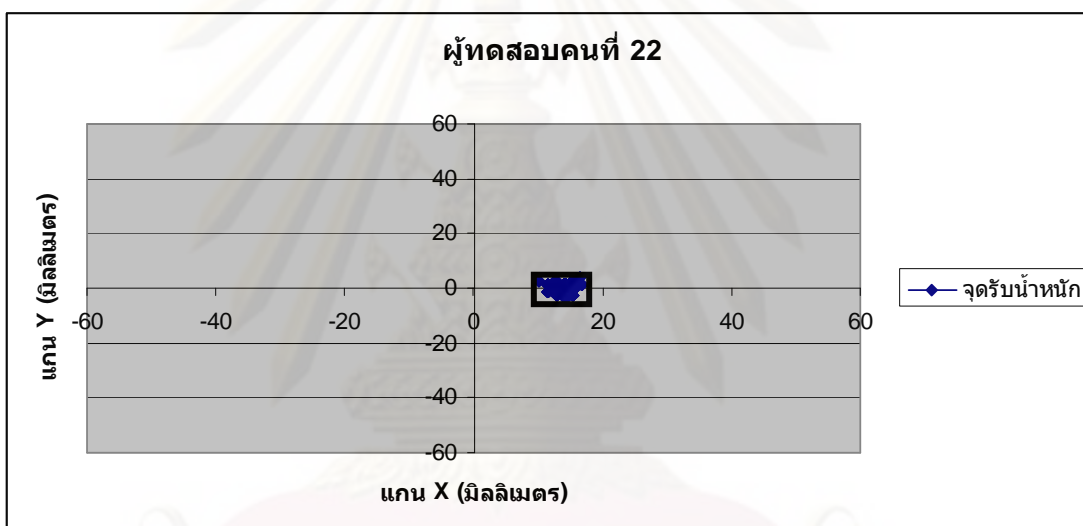
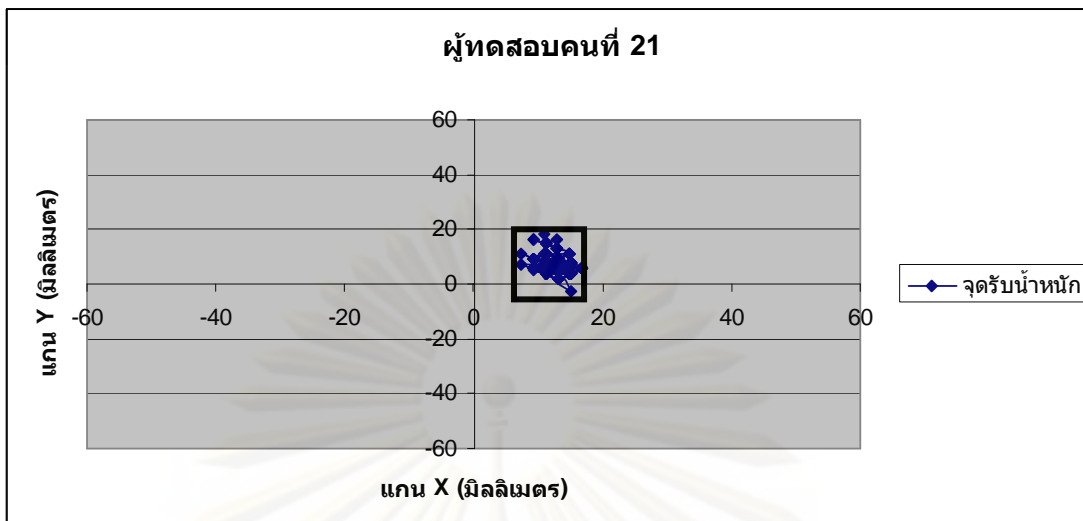


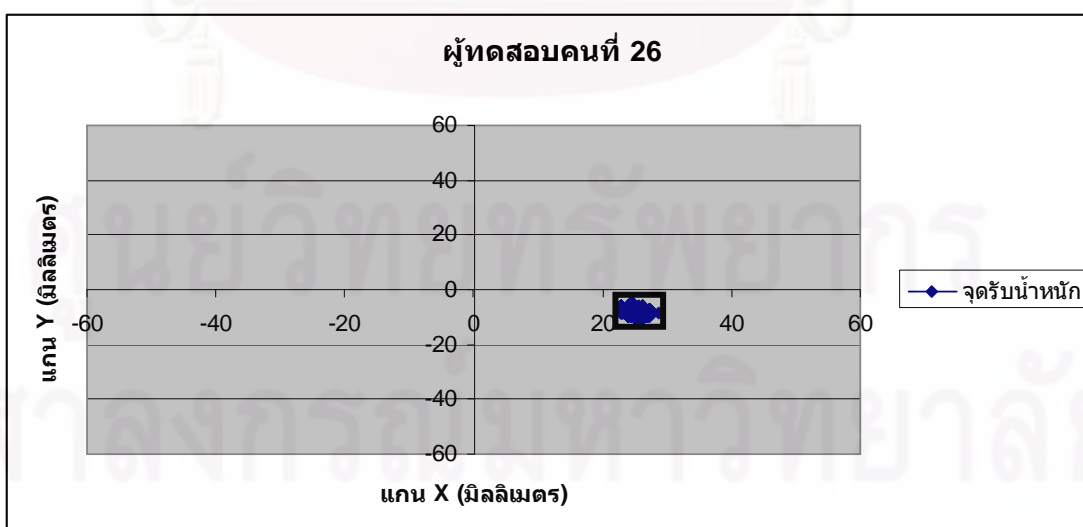
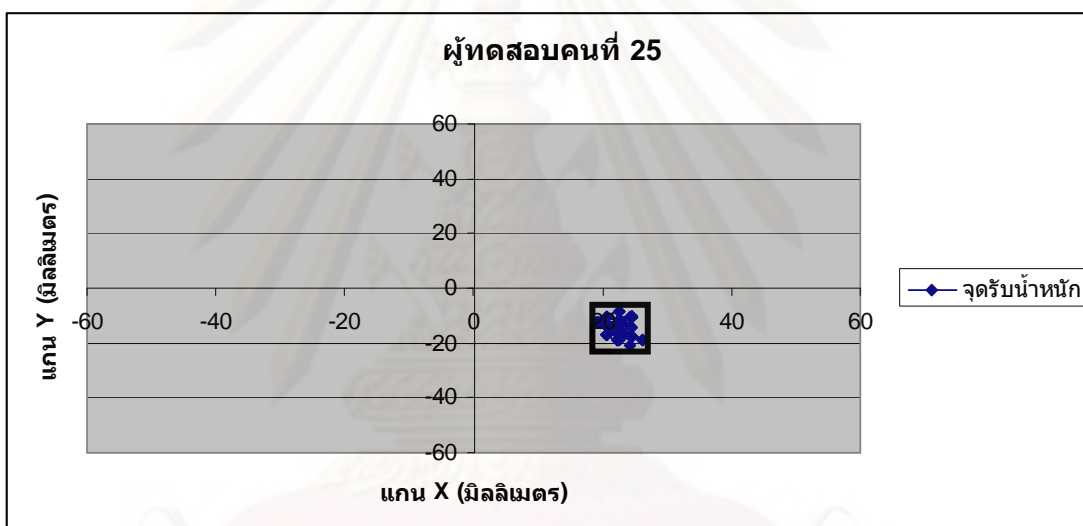
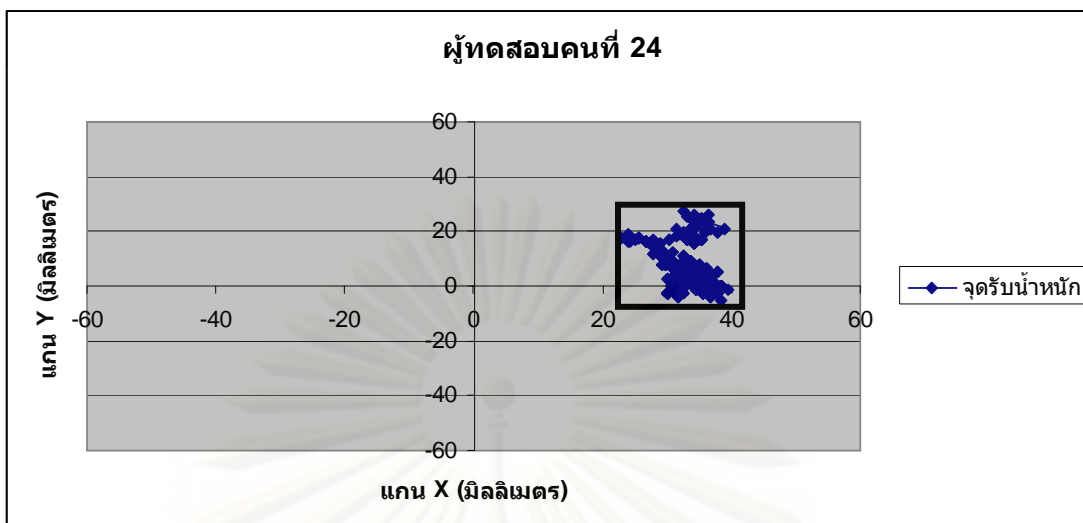


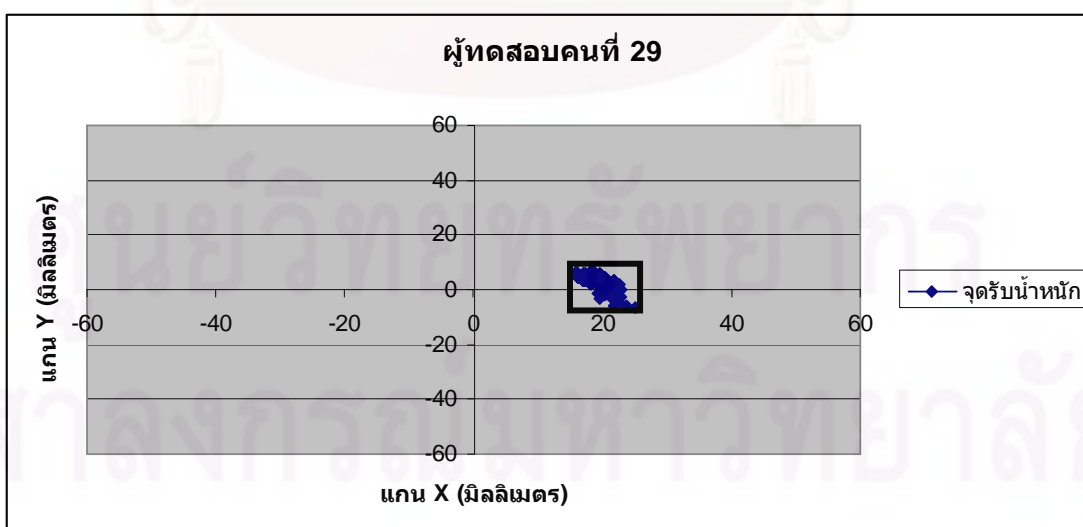
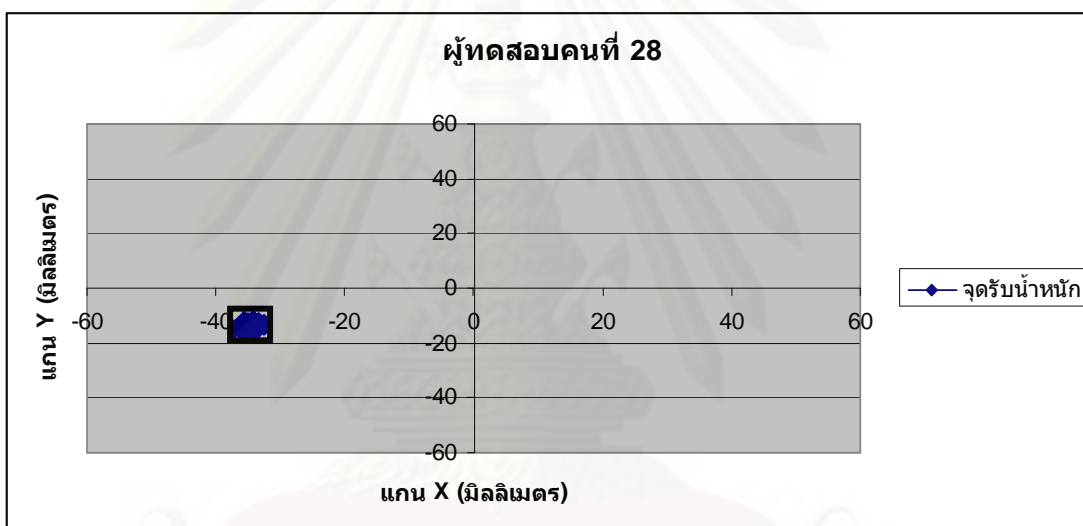
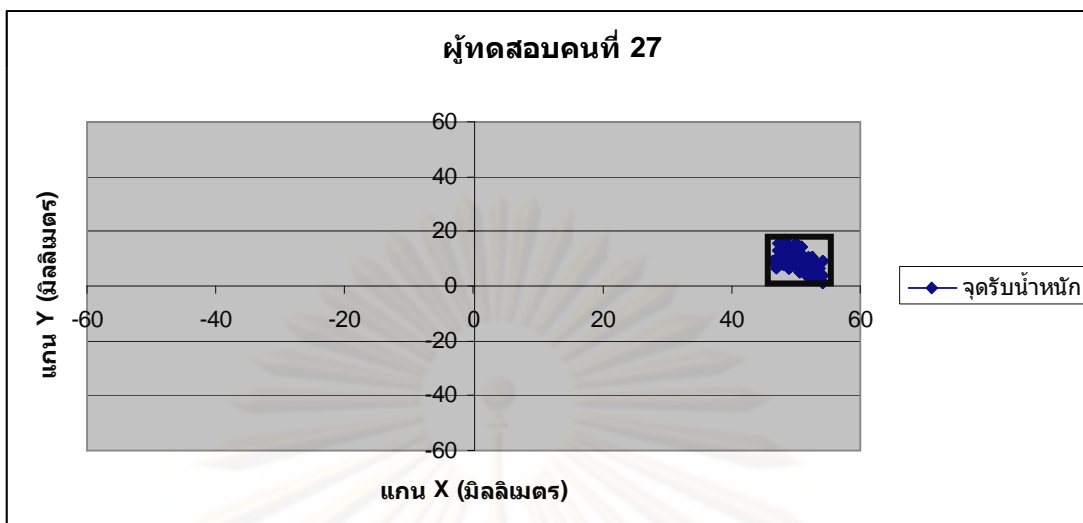


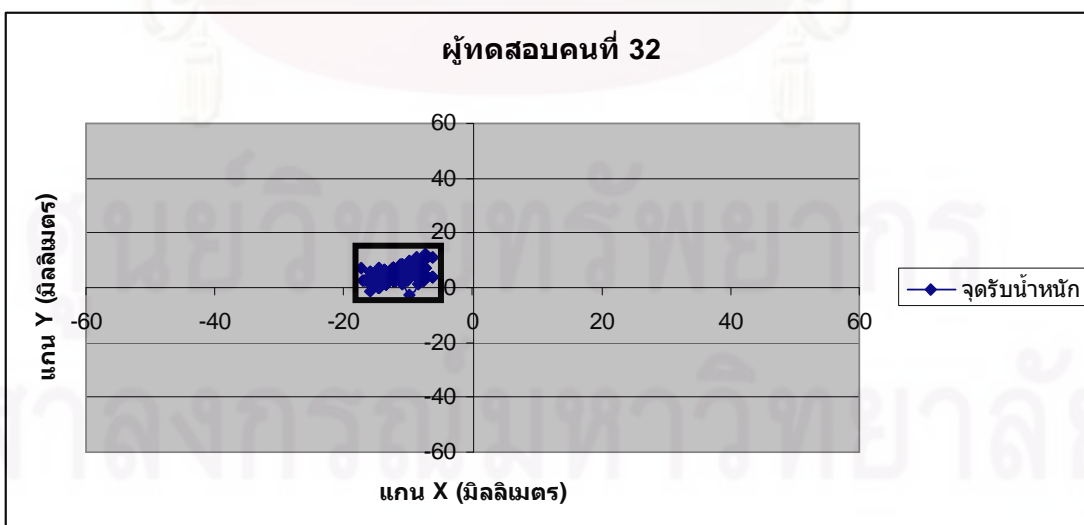
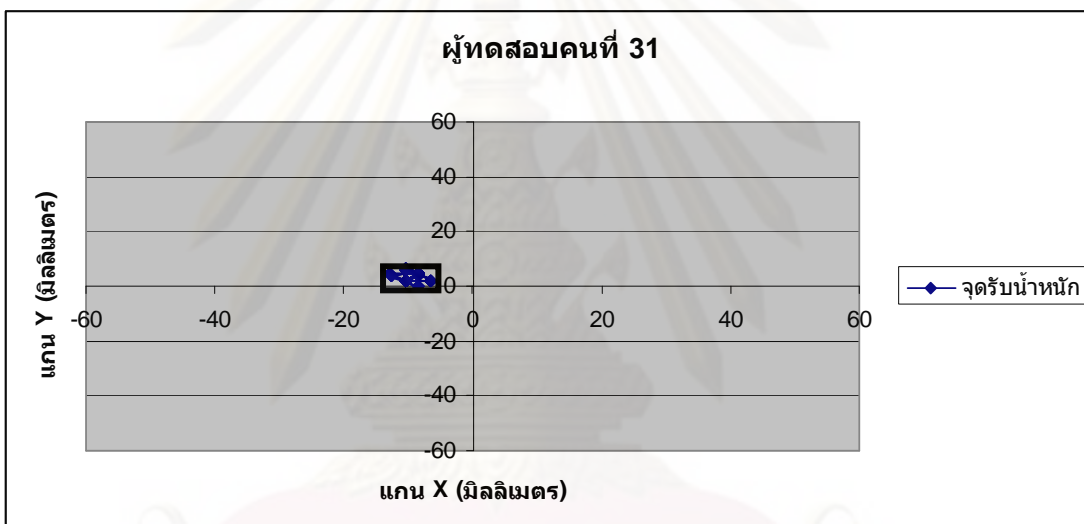
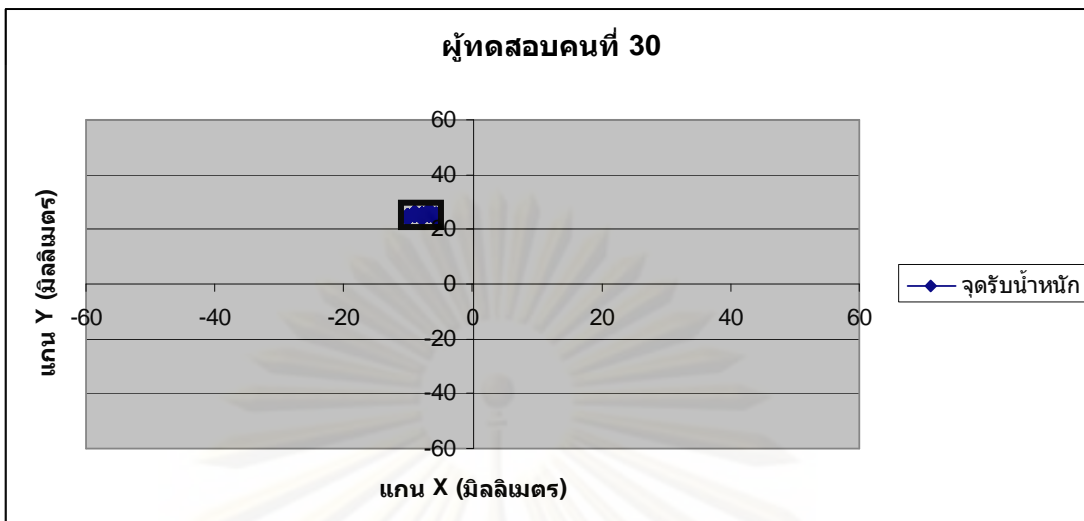


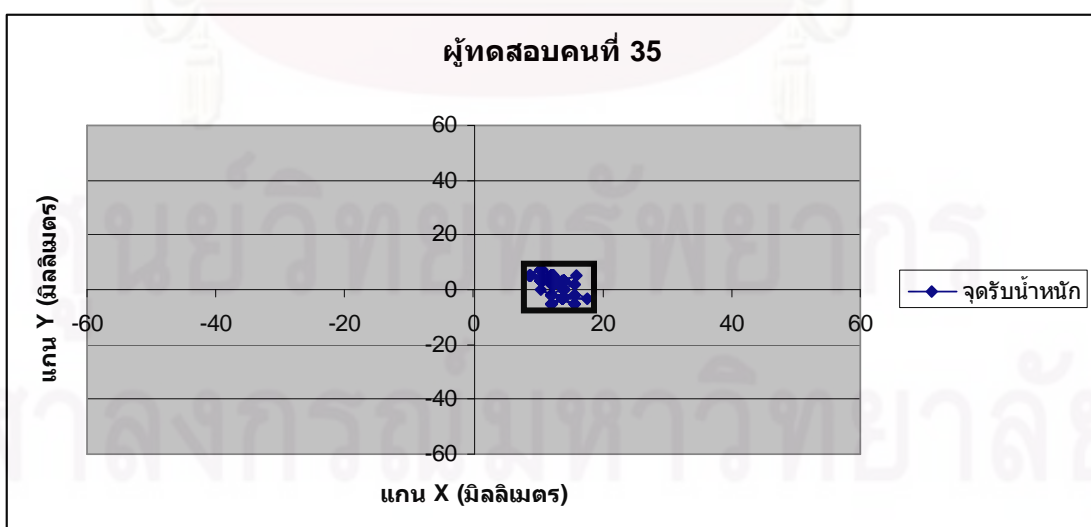
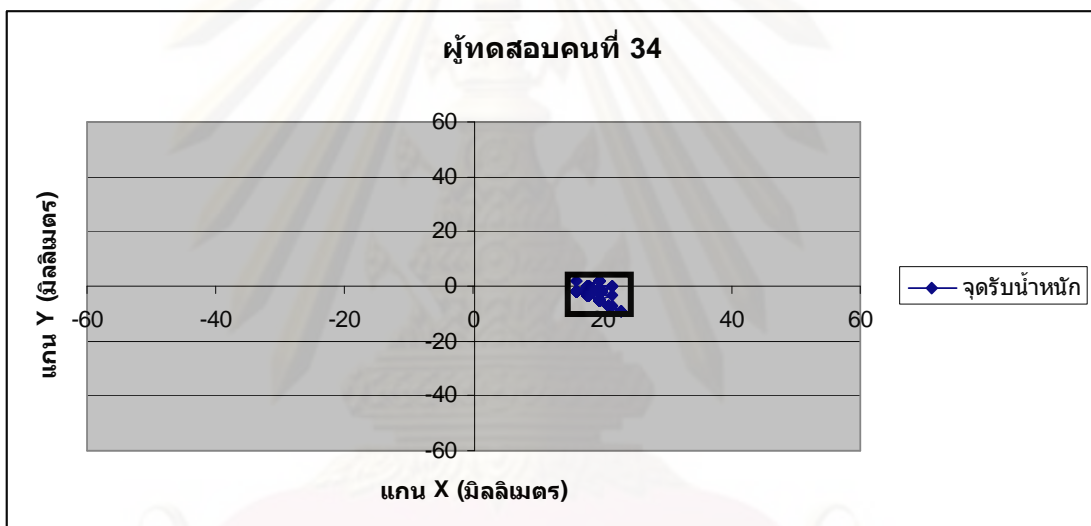


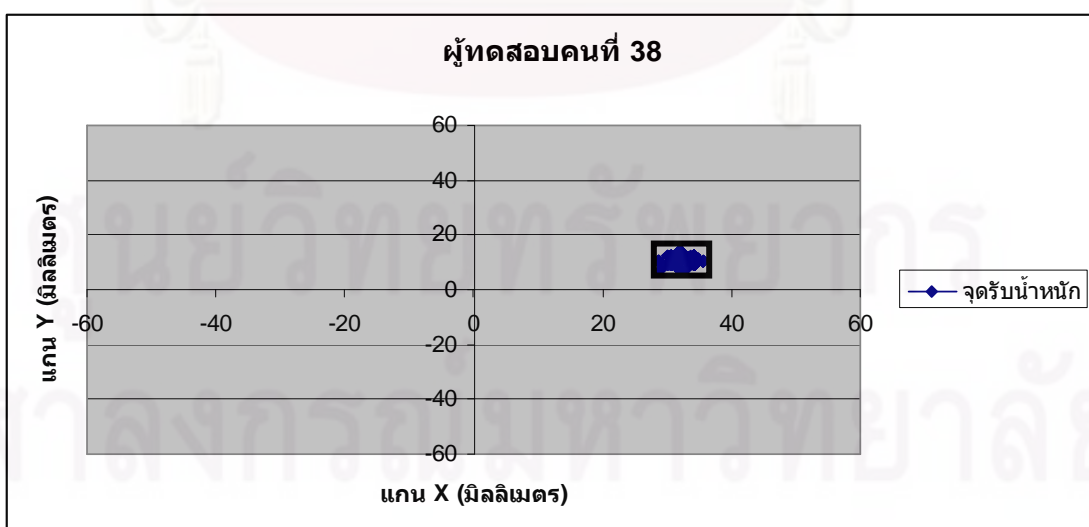
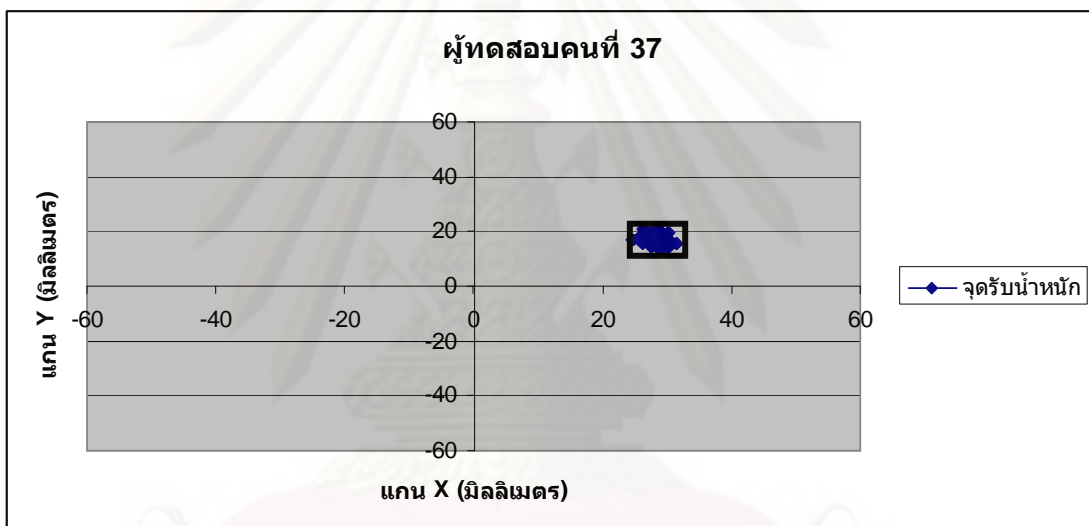
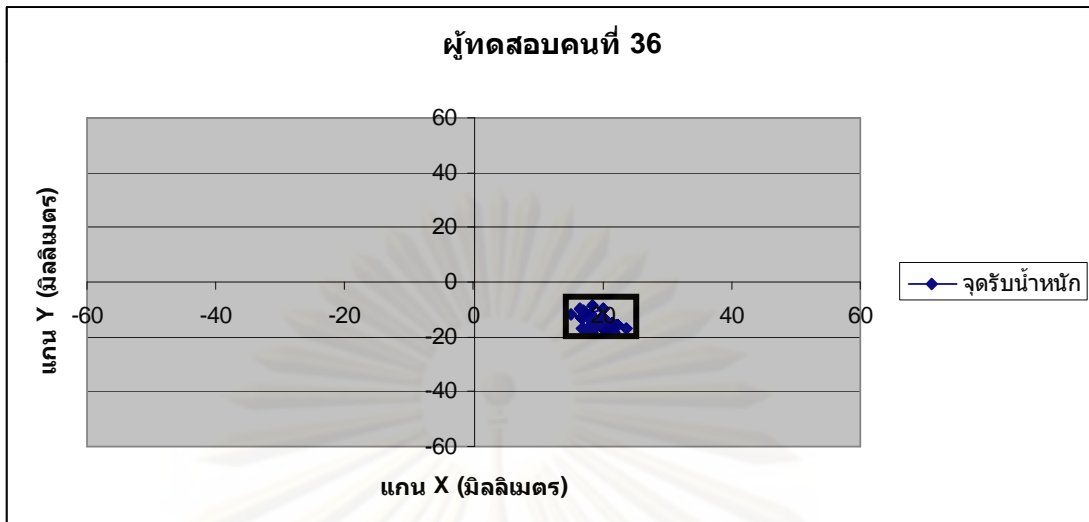


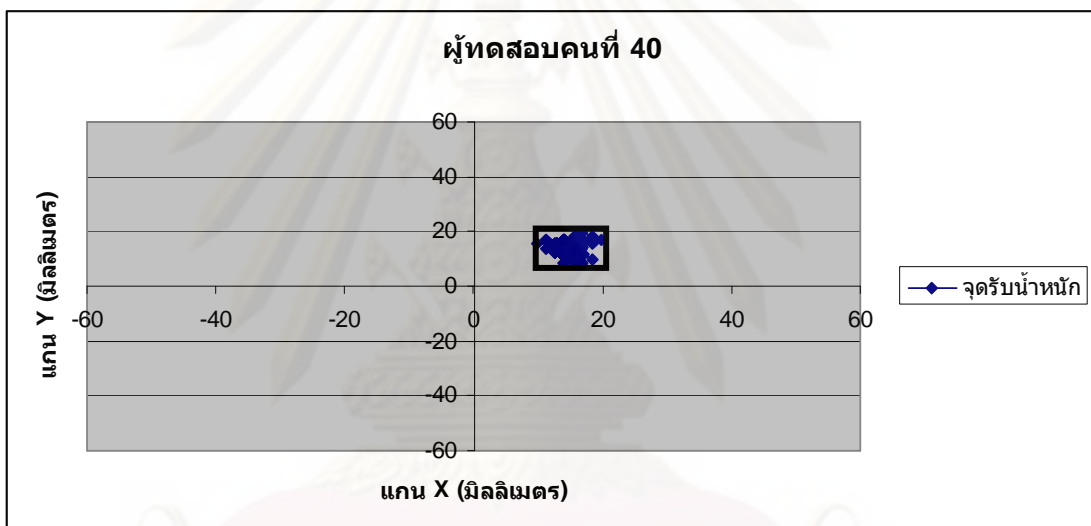
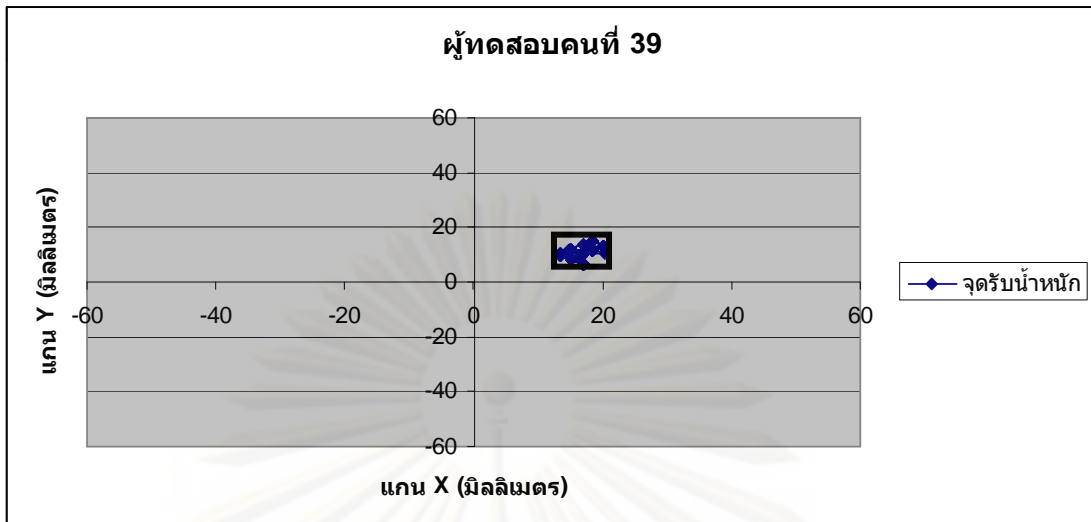












ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ค ผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวก่อนและหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

ตารางที่ ค.1 ผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบก่อนและหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ด้วยวิธี Single leg stance แบบ (eye open)

ผู้ ทดสอบ (คนที่)	Single leg stance test (eye open)															
	ผู้ทดสอบยืนทรงตัวด้วยขาขวา								ผู้ทดสอบยืนทรงตัวด้วยขาซ้าย							
	ก่อนการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)				หลังการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)				ก่อนการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)				หลังการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)			
	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)
1	3	6	6	5.00±1.73	5	4	13	7.33±4.93	7	10	5	7.33±2.51	13	22	9	14.66±6.65
2	3	3	7	4.33±2.3	7	6	10	7.66±2.08	2	3	5	3.33±1.52	6	6	5	5.66±0.57
3	2	1	1	1.33±0.57	5	6	5	5.33±0.57	10	11	13	11.33±1.52	13	16	15	14.66±1.52
4	1	1	1	1.00±0	1	2	1	1.33±0.57	2	1	2	1.67±0.57	3	2	2	2.33±0.57

ตารางที่ ค.2 ผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบก่อนและหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ด้วยวิธี Timed up and go test

ผู้ทดสอบ (คนที่)	Timed up and go							
	ก่อนการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)				หลังการฝึกการทรงตัว (การทดสอบครั้งที่)			
	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)	1 (วินาที)	2 (วินาที)	3 (วินาที)	\bar{X} (วินาที)
1	12	11	9	10.67±1.52	9	8	8	8.33±0.57
2	10	10	11	10.33±0.57	8	8	8	8±0
3	31	26	28	28.33±2.51	28	25	22	25±3
4	48	52	50	50±2	35	34	29	32.66±3.21

ตารางที่ ค.3 ผลการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของผู้ทดสอบก่อนและหลังการฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์ด้วยวิธี Berg balance scale

ผู้ทดสอบ (คนที่)	ก่อนการฝึกการทรงตัว (คะแนน)*	หลังการฝึกการทรงตัว (คะแนน)*
1	50	55
2	53	54
3	26	50
4	19	33

หมายเหตุ *คะแนนจากการทดสอบกิจกรรมในชีวิตประจำวัน 14 กิจกรรมของวิธี Berg balance scale คะแนนเต็ม 56 คะแนน

ภาคผนวก ง แบบฟอร์มและแบบทดสอบต่าง ๆ

แบบแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัย

การวิจัยเรื่อง การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวโดยใช้เกมส์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วยที่มีความผิดปกติด้านการทรงตัว

วันให้คำยินยอม วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้า นาย/นาง/นางสาว.....ได้อ่านรายละเอียดจากเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยที่แนบมาฉบับวันที่.....และข้าพเจ้ายินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยโดยสมัครใจ

ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยที่ข้าพเจ้าได้ลงนาม และวันที่พร้อมด้วยเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ทั้งนี้ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอมให้ทำการวิจัยนี้ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย ระยะเวลาของการทำวิจัย อันตรายหรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย และแนวทางรักษาโดยวิธีอื่นอย่างละเอียด ข้าพเจ้ามีเวลาและโอกาสเพียงพอในการซักถามข้อสงสัยจนมีความเข้าใจอย่างดีแล้ว โดยผู้วิจัยได้ตอบคำถามต่าง ๆ ด้วยความเต็มใจไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ารับทราบจากผู้วิจัยว่าหากเกิดอันตรายใด ๆ จากการวิจัยดังกล่าว ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการรักษาพยาบาลโดยไม่เสียค่าใช้จ่าย

ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกเข้าร่วมในโครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้งเหตุผล และการบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้ จะไม่มีผลต่อการรักษาหรือสิทธิอื่น ๆ ที่ข้าพเจ้าจะพึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยเฉพาะเมื่อได้รับการยินยอมจากข้าพเจ้าเท่านั้น คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยหรือผู้ได้รับมอบหมายให้เข้ามาตรวจและประมวลผลข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัย ทั้งนี้ต้องกระทำไปเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลเท่านั้นโดยการตกลงที่จะเข้าร่วมการศึกษานี้ ข้าพเจ้าได้ให้คำยินยอมที่จะให้มีการตรวจสอบข้อมูลประวัติทางการแพทย์ของผู้เข้าร่วมวิจัยได้

ผู้วิจัยรับรองว่าจะไม่มีการเก็บข้อมูลใด ๆ ของผู้เข้าร่วมวิจัยเพิ่มเติม หลังจากที่ข้าพเจ้าขอยกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยและต้องการให้ทำลายเอกสารและ/หรือตัวอย่างที่ใช้ตรวจสอบทั้งหมดที่สามารถสืบค้นถึงตัวข้าพเจ้าได้

ข้าพเจ้าเข้าใจว่า ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าและสามารถเลิกการให้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยรับทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัยรวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ จะผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในคอมพิวเตอร์ การตรวจสอบ การวิเคราะห์ และการรายงานเพื่อวัตถุประสงค์ทางวิทยาศาสตร์ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทางการแพทย์ในอนาคตหรือการวิจัยทางด้านเภสัชภัณฑ์ เท่านั้น

ข้าพเจ้ายินดีลงนามในเอกสารยินยอมนี้เพื่อเข้าร่วมการวิจัยด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ยินยอม
(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง
วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ให้ผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยตามนามข้างต้นได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย
(.....) ชื่อผู้ทำวิจัยตัวบรรจง
วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

.....ลงนามพยาน
(.....) ชื่อพยานตัวบรรจง
วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

แบบทดสอบการวัดตำแหน่งจุดรับน้ำหนักของแผ่นยื่น

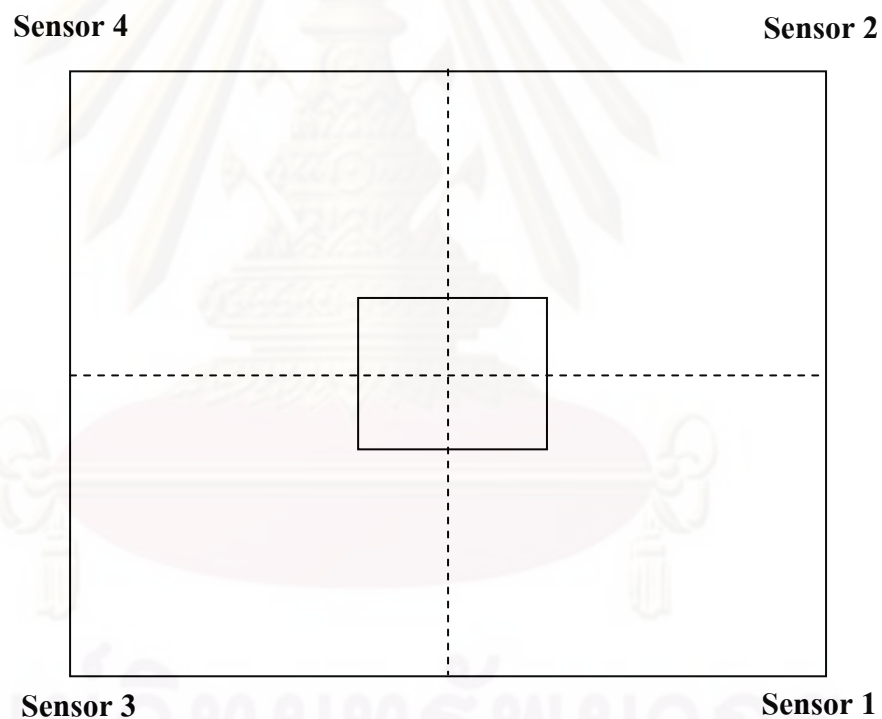
เพศ ชาย หญิง สูง cm น้ำหนัก kg

รหัสผู้เข้ารับการทดสอบ อายุ ปี
ที่อยู่

เกณฑ์การทดสอบ ผ่าน ไม่ผ่าน

ข้อสังเกต

ตำแหน่งจุดรับน้ำหนัก



ค่าคำนวณเฉลี่ยในเวลา 30 วินาที

พิกัดจุดรับน้ำหนัก (COG) (X, Y) = mm.

พื้นที่ฐานรับน้ำหนัก (Area Sway) = cm²

น้ำหนักที่วัดได้ = kg

แบบประเมินความสามารถในการทรงตัว

ชื่อโครงการ การพัฒนาเครื่องฝึกการทรงตัวโดยใช้เกมส์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้สูงวัยและผู้ป่วย
ที่มีความผิดปกติด้านการทรงตัว

วันที่บันทึก

รหัสผู้เข้ารับการทดสอบ อายุ ปี เพศ

การวินิจฉัย

วันที่เริ่มเจ็บป่วย

การประเมินความสามารถในการทรงตัว

1. Timed single leg stance

ลักษณะการทดสอบ	ครั้งที่ 1 (s)	ครั้งที่ 2 (s)	ครั้งที่ 3 (s)	ค่าเฉลี่ย (s)
ยืนด้วยขาขวา ตามองตรง (Rt)				
ยืนด้วยขาซ้าย ตามองตรง (Lt)				

2. Timed up and go test

ลักษณะการทดสอบ	ครั้งที่ 1 (s)	ครั้งที่ 2 (s)	ครั้งที่ 3 (s)	ค่าเฉลี่ย (s)
การทดสอบ Timed up and go test				

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3. Berg balance scale

ทดสอบด้วยกิจกรรมย่อย 14 รายการ ดังนี้

3.1 ลุกขึ้นยืน

คำสั่ง กรรณายืนขึ้น พยายามอย่าใช้มือจับเพื่อพยุงตัว

- คะแนน
- () 4 สามารถยืนได้เองอย่างมั่นคงโดยไม่ใช้มือช่วย
 - () 3 สามารถยืนได้เองแต่ต้องใช้มือช่วย
 - () 2 สามารถยืนได้เองโดยใช้มือช่วยหลังพยายามอยู่หลายครั้ง
 - () 1 จำเป็นต้องใช้เครื่องช่วยยืนหรือช่วยให้เกิดความมั่นคง
 - () 0 จำเป็นต้องช่วยเหลืออย่างมากในการยืน

3.2 ยืนตรง

คำสั่ง กรรณายืนให้ได้เป็นเวลา 2 นาที ด้วยตนเอง

- คะแนน
- () 4 สามารถยืนอยู่ได้โดยไม่ล้มเป็นเวลา 2 นาที
 - () 3 สามารถยืนอยู่ได้ตลอด 2 นาทีแต่ต้องดูแลเป็นพิเศษ
 - () 2 สามารถยืนอยู่ได้ 30 วินาทีโดยไม่ใช้เครื่องช่วย
 - () 1 ต้องพยายามหลายครั้งจึงสามารถยืนได้ 30 วินาที โดยไม่ใช้เครื่องช่วย
 - () 0 ไม่สามารถยืนได้ในเวลา 30 วินาที

ในกรณีที่ผู้ถูกทดสอบสามารถยืนอยู่ได้เองโดยไม่ล้มตลอด 2 นาที จะได้คะแนนเต็ม สำหรับท่าที่ 2 และท่าที่ 3 โดยให้ข้ามไปทดสอบท่าที่ 4 ต่อไป

3.3 นั่งตัวตรง

คำสั่ง กรรณานั่งตัวตรงแขนแนบลำตัวเป็นเวลา 2 นาที

- คะแนน
- () 4 สามารถนั่งได้อย่างปลอดภัยเป็นเวลา 2 นาที
 - () 3 สามารถนั่งได้เป็นเวลา 2 นาที แต่ต้องดูแลใกล้ชิด
 - () 2 สามารถนั่งได้เป็นเวลา 30 วินาที
 - () 1 สามารถนั่งได้เป็นเวลา 10 วินาที

() 0 ไม่สามารถนั่งได้โดยไม่พึ่งพนักเก้าอี้เป็นเวลา 10 วินาที

3.4 นั่งลง

คำสั่ง กรณานั่งลง

- คะแนน
- () 4 นั่งลงได้อย่างปลอดภัยโดยใช้มือช่วยน้อยมาก
 - () 3 นั่งลงโดยใช้มือช่วยพุง
 - () 2 นั่งลงโดยใช้ด้านหลังของขาช่วยพุง
 - () 1 นั่งลงได้แต่ไม่สามารถควบคุมการลงได้
 - () 0 ต้องการความช่วยเหลือเพื่อนั่งลง

3.5 เปลี่ยนเก้าอี้

คำสั่ง กรณานั่งเปลี่ยนไปนั่งเก้าอี้อีกตัวหนึ่ง (เก้าอี้ที่ใช้เป็นเก้าอี้ที่มีที่วางแขนหนึ่งตัว และไม่มีที่วางแขนหนึ่งตัว)

- คะแนน
- () 4 ย้ายไปนั่งเก้าอี้อีกตัวหนึ่งได้อย่างปลอดภัย โดยใช้มือช่วยเล็กน้อย
 - () 3 ย้ายไปนั่งเก้าอี้อีกตัวหนึ่งได้อย่างปลอดภัย โดยใช้มือช่วย
 - () 2 ย้ายไปนั่งเก้าอี้อีกตัวหนึ่งได้ตามคำแนะนำ และ/หรือต้องดูแลใกล้ชิด
 - () 1 ย้ายไปนั่งเก้าอี้อีกตัวหนึ่งได้ แต่ต้องมีผู้ช่วยหนึ่งคน
 - () 0 ต้องมีผู้ช่วยสองคน ในการย้ายไปนั่งที่เก้าอี้อีกตัวหนึ่งอย่างปลอดภัย

3.6 ยืนหลับตา

คำสั่ง กรณานั่งหลับตาและยืนนิ่งๆเป็นเวลา 10 วินาที

- คะแนน
- () 4 สามารถยืนตามเวลาได้อย่างปลอดภัย
 - () 3 สามารถยืนได้ตามเวลาโดยมีการดูแลใกล้ชิด
 - () 2 ยืนได้ 3 วินาที
 - () 1 ไม่สามารถหลับตาได้นานกว่า 3 วินาที ในขณะที่ยืนอยู่ได้

() 0 ต้องการความช่วยเหลือเพื่อป้องกันการล้ม

3.7 ยืนตรงเท้าทั้งสองชิดกัน

คำสั่ง ยืนตัวตรง เท้าทั้งสองข้างชิดกัน ด้วยตนเอง

- คะแนน
- () 4 ยืนตรงเท้าชิดได้ด้วยตัวเองเป็นเวลา 1 นาที อย่างปลอดภัย
 - () 3 ยืนตรงเท้าชิดได้ด้วยตัวเองและยืนได้นาน 1 นาทีภายใต้การดูแล
 - () 2 ยืนตรงเท้าชิดด้วยตนเอง และยืนได้นาน 30 วินาที
 - () 1 ยืนตรง เท้าชิดได้จากการช่วยเหลือ แต่สามารถยืนได้นาน 15 วินาที
 - () 0 ยืนตรง เท้าชิดได้จากการช่วยเหลือ และไม่สามารถยืนได้นาน 15 วินาที

3.8 เอื้อมมือไปข้างหน้า

คำสั่ง ยกแขนทั้งสองข้างขึ้น 90 องศาเหยียดปลายนิ้วออก เอื้อมมือไปข้างหน้าให้ไกลที่สุดเท่าที่สามารถทำได้ (ทำการวัดระยะทางที่เอื้อมมือได้ โดยไม่มีการหมุนของลำตัว)

- คะแนน
- () 4 เอื้อมไปได้ไกลมากกว่า 25 เซนติเมตร (10 นิ้ว) อย่างมั่นใจ
 - () 3 เอื้อมมือได้น้อยกว่า 12.5 เซนติเมตร (5 นิ้ว) อย่างปลอดภัย
 - () 2 เอื้อมมือได้น้อยกว่า 5 เซนติเมตร (2 นิ้ว) อย่างปลอดภัย
 - () 1 เอื้อมมือภายใต้การดูแลอย่างใกล้ชิด
 - () 0 ไม่สามารถเอื้อมมือไปข้างหน้าได้แม้จะพยายาม หรือได้รับความช่วยเหลือ

3.9 ก้มเก็บของบนพื้น

คำสั่ง ก้มหยิบรองเท้าที่วางอยู่ตรงเท้าคุณ

- คะแนน
- () 4 หยิบรองเท้าขึ้นมาได้โดยง่าย และปลอดภัย
 - () 3 หยิบรองเท้าได้ ภายใต้การดูแลอย่างใกล้ชิด

- () 2 สามารถหยาบรองเท้าได้แต่สามารถเอี๊ยมไปได้ 2-5 เซนติเมตร (1-2 นิ้ว) ก่อนถึงรองเท้า และสามารถทรงตัวอยู่ได้ด้วยตนเอง
- () 1 ไม่สามารถหยาบรองเท้าได้ แม้จะพยายามแล้วภายใต้การดูแลอย่างใกล้ชิด
- () 0 ไม่สามารถทำได้ และต้องช่วยเหลือจากการเสียการทรงท่า หรือล้ม

3.10 หันหลัง

คำสั่ง หันหลัง มองตรงไปด้านหลัง โดยหันไปทางด้านซ้าย แล้วจึงหันไปทางด้านขวาอีกครั้ง (สามารถนำวัตถุใดๆมาไว้ทางด้านหลังของผู้ถูกทดสอบ เพื่อการหันหลังที่ดีกว่า)

- คะแนน
- () 4 มองไปทางด้านหลังได้ทั้ง 2 ข้าง และมีการถ่ายน้ำหนักได้อย่างดี
 - () 3 มองไปข้างหลังได้ข้างเดียว โดยมีลักษณะของการถ่ายน้ำหนักน้อย
 - () 2 ทำได้เพียงหันศีรษะชำเลื่องมองไปข้างหลัง แต่สามารถทรงท่าอยู่ได้
 - () 1 ต้องช่วยเหลืออย่างใกล้ชิดในการหันหลัง
 - () 0 ต้องช่วยเหลือจากการเสียสมดุล หรือการล้ม

3.11 หมุนรอบตัว

คำสั่ง หมุนรอบตัวเองให้ครบหนึ่งรอบ แล้วจึงหมุนกลับในด้านตรงข้าม

- คะแนน
- () 4 หมุนตัวได้รอบ 360 องศา ในเวลา 4 วินาทีหรือน้อยกว่าโดยปลอดภัย
 - () 3 หมุนตัวได้รอบเพียงด้านเดียว ภายในเวลา 4 วินาทีหรือน้อยกว่า
 - () 2 หมุนตัวได้รอบอย่างช้าๆ และปลอดภัย

- () 1 หมุนตัวได้ แต่ต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิด หรือได้รับคำแนะนำ
- () 0 ต้องช่วยเหลือในการหมุนตัว

3.12 ก้าวขึ้นบันได

คำสั่ง ก้าวเท้าขึ้นบันได โดยเป็นการก้าวเท้าสลับกันทีละชั้นอย่างต่อเนื่อง

- คะแนน () 4 ยืนได้ด้วยตนเอง และก้าวได้ครบ 8 ชั้น ในเวลา 20 วินาที อย่างปลอดภัย
- () 3 ยืนได้ด้วยตนเอง และก้าวได้ครบ 8 ชั้น โดยใช้เวลามากกว่า 20 วินาที
- () 2 ก้าวได้ครบ 4 ชั้น โดยไม่ต้องช่วย
- () 1 ก้าวได้มากกว่า 2 ชั้น โดยช่วยเพียงเล็กน้อย
- () 0 ต้องช่วยจากการล้ม หรือไม่สามารถทำได้

3.13 ยืนต่อเท้า

คำสั่ง ยืนต่อเท้า หากไม่สามารถวางเท้าไว้หน้าเท้าอีกข้างหนึ่งได้ ให้ก้าวเท้าไปข้างหน้า พยายามให้สันเท้าที่อยู่ข้างหน้าใกล้กับปลายเท้าที่อยู่ข้างหลัง

- คะแนน () 4 ยืนเท้าเรียงกันด้วยตนเอง ได้นาน 30 วินาที
- () 3 ยืนโดยเท้าอยู่ข้างหน้าเท้าอีกข้างหนึ่งได้ด้วยตนเองนาน 30 วินาที
- () 2 ก้าวเท้าได้ระยะสั้นๆ ด้วยตนเอง และคงไว้ได้นาน 30 วินาที
- () 1 ต้องช่วยเวลาก้าว แต่สามารถยืนได้นาน 15 วินาที
- () 0 เสียการทรงท่าขณะก้าว หรือยืน

3.14 ยืนบนขาข้างเดียว

คำสั่ง ยืนบนขาข้างเดียวให้นานที่สุดเท่าที่สามารถทำได้

- คะแนน () 4 ยืนยกขาด้วยตนเองได้นานมากกว่า 10 วินาที
- () 3 ยืนยกขาด้วยตนเองได้นาน 5-10 วินาที

- () 2 ยื่นยกขาด้วยตนเองได้นานมากกว่าหรือเท่ากับ 3 วินาที
- () 1 ยื่นยกขาได้ แต่คงไว้ได้ไม่ถึง 3 วินาที แต่ยื่นได้ด้วยตนเอง
- () 0 ไม่สามารถทำได้ แม้มีการช่วยป้องกันการล้ม

คะแนน

รวม -----

ผู้บันทึก -----

วันที่ -----



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แบบสอบถามความพึงพอใจผู้ฝึกการทรงตัวด้วยเครื่องฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม (กรุณาทำเครื่องหมาย ✓ หน้าข้อความต่อไปนี้)

รหัสผู้เข้ารับการทดสอบ

เพศ ชาย หญิง สถานะ ผู้ป่วย ผู้สูงอายุ

อายุ ปี โรคประจำตัว

การวินิจฉัย

วันที่เริ่มเจ็บป่วย

ตอนที่ 2 ความพึงพอใจในการฝึกการทรงตัว

(กรุณาทำเครื่องหมาย ✓ หน้าข้อความที่ตรงกับความคิดเห็นของท่านมากที่สุด)

ประเด็นวัดความพึงพอใจ	มากที่สุด (5)	มาก (4)	ปานกลาง (3)	น้อย (2)	น้อยที่สุด (1)	ไม่พบในการให้บริการ
1. กระบวนการ ขั้นตอนการฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์						
1.1 รูปแบบเกมส์มีความเหมาะสม						
1.2 ระยะเวลาในการฝึกมีความเหมาะสม						
1.3 ขั้นตอนในการฝึกมีความปลอดภัย						
1.4 อุปกรณ์และเครื่องมือมีความทันสมัย						
1.5 อยากฝึกการทรงตัวด้วยเกมส์อีก						
1.6 (เพิ่มเติม).....						
2. ภาพรวมท่านมีความพึงพอใจในระดับใด						

จุดเด่น

.....
.....

สิ่งที่ควรปรับปรุง

.....
.....

ภาคผนวก จ

เอกสารนำเสนอผลงานวิชาการ



AS-P-R006

Development of a Simple Force Platform for Balance Assessment

Mana Sriwirat¹, Arporn Teeramongkonrasmee², Wasuwat Kitisomprayoonkul³
and Arcerat Suputtitada³

¹Biomedical Engineering programme, Graduate School, Chulalongkorn University, Pathumwan,
Bangkok 10330

²Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Pathumwan,
Bangkok 10330

³Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Pathuman,
Bangkok 10330

Abstract

Balance problem is one of the major falls risk. Therefore, the balance assessment is necessary for falls risk screening. It can lead to the early detection and prevention. In this paper, we present development of a simple force platform for balance assessment. The sensors used in our system were thin-filmed polymer-based force sensors. The developed platform could measure a static weight up to 140 kg. The platform could indicate the location of COG in x- and y-axis with the accuracy of $\pm 2.5\%$ and $\pm 4.5\%$ FSO, respectively.

A balance assessment was performed using this platform. The COG location and area sway during 30 seconds double-leg stance were collected from healthy people. Forty participants were enrolled. Average age of male and female were 55.90 ± 4.58 and 56.75 ± 2.95 years, respectively. Average of the area sway of male and female were 1.42 ± 2.02 cm² and 1.12 ± 0.79 cm², respectively.

Keywords: Force Sensor, Force Platform, Center of Gravity, Balance Assessment

Introduction

Falling is often found in elderly and patients with balance abnormalities.⁽¹⁾ In each year, at least one-third of adults over 65 years of age may experience a fall. In addition, the falling rate will increase with age and diseases of balance disorders.⁽²⁻⁴⁾ Different balance tests have been developed to acquire the information of balance capabilities in clinical use. For example, Berg balance scale is a 14-activities based assessment tool, which is originally developed to assess risk for falls in elderly and patients with balance problems. The Tinetti test is a simple and easily administrated test⁽⁵⁾, that measures a patient's gait and balance. The test is scored on the patient's ability to perform specific tasks. However, there is no single assessment technique that could be used as a true indicator of the overall balance ability. Most functional balance scales are easy to perform and suitable for daily clinical use, but not always accurate enough.

Recently, various laboratory systems integrated with new technologies have been proposed to gain more detailed information about postural balance. For example, Shumway developed a dual force plate-feedback system. This dual force plates allowed independent measurement of the vertical forces applied to the right and left plates and the differential measurements of forces applied anteriorly and posteriorly on each individual footplate.⁽⁶⁾ Novellino presented a 2-degree of freedom mobile platform, the movement pattern can be easily programmed using a software. The device is able to perform a wide range of combination of anteroposterior and mediolateral movements.⁽⁷⁾

In this paper, we present a development of a simple force platform for balance assessment. In our system, we used low-cost, polymer-based force sensors, instead of expensive force-sensitive sensors, e.g. load cell, pressure sensor. The developed platform can be used to estimate the location of COG and area sway. Our force platform for balance assessment is shown in Fig.1.

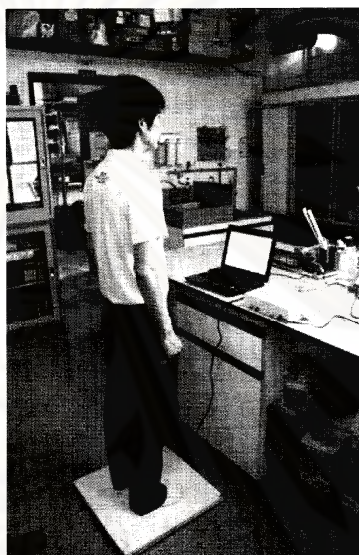


Fig. 1 The photograph of the developed force platform using polymer-based force sensors

Materials and Methods

Force Platform for Balance Assessment

The developed system illustrated in Fig. 2, consists of 3 main parts: a platform, a processing box and a balance assessment software. We installed four sensitive force sensors at the bottom side of the force platform. The sensors convert forces acting on the sensitive area to the change in resistance based on the piezoresistive principle. The processing box performs the signal conversion and transmits digitized data to a computer via serial communication. The transmitted data will be recorded at a computer and a software has been developed to calculate the COG location and area sway.

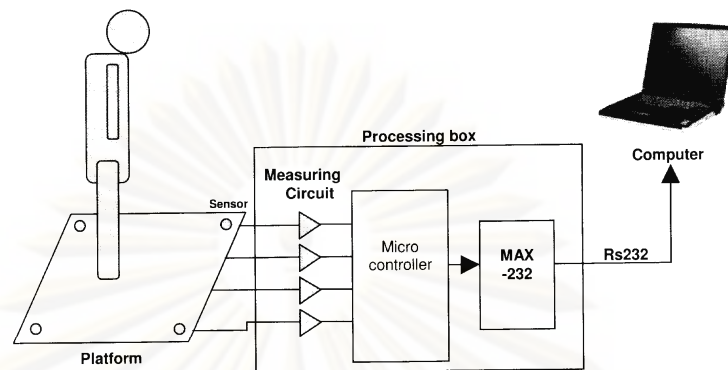


Fig. 2 A simplified diagram of our force platform

1. Platform

The platform base was constructed from a steel plate with the size of $50 \times 50 \text{ cm}^2$. Four movable columns were installed at the four corners of the platform base. At each corner, a polymer-based force sensor was fixed between the platform and each supporting column. Each sensor responds to the vertical component of the force on each column. The developed platform can measure a static weight up to 140 kg limited by the sensor.

2. Processing Box

The processing box collects the changes of resistance from the polymer-based force sensors. The sensor resistances are converted into the voltage signals using op-amp circuit. The output signals then pass through low-pass filters in order to attenuate noise. After filtering, the A/D conversions are performed by PIC16F877 microcontroller. The digitized data are finally transferred to a computer via RS232 communication.

3. Balance Assessment Software

A computer software to test the balance ability was developed by Java language. This computer program consists of two main parts: (a) Serial port setting and (b) COG and area sway measurement. After activation, the software initializes the serial communication. When a data set is available at the serial port, it will be sequentially stored into a buffer. The software calculates an instantaneous COG and displays its location on the computer screen. After the predefined interval of 30 second, the program determines the average COG position and area sway. The area sway is corresponding to the area of a smallest rectangle that can enclose all of the COG locations. The flow chart of the developed software is shown Fig. 3. The graphical-interface of the developed software for COG and area sway estimation is shown in Fig. 4.

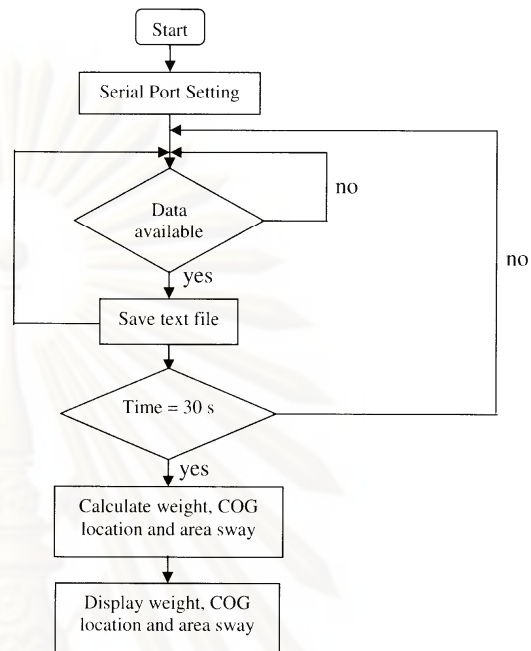


Fig. 3 The flow chart of the developed software for COG and area sway measurement

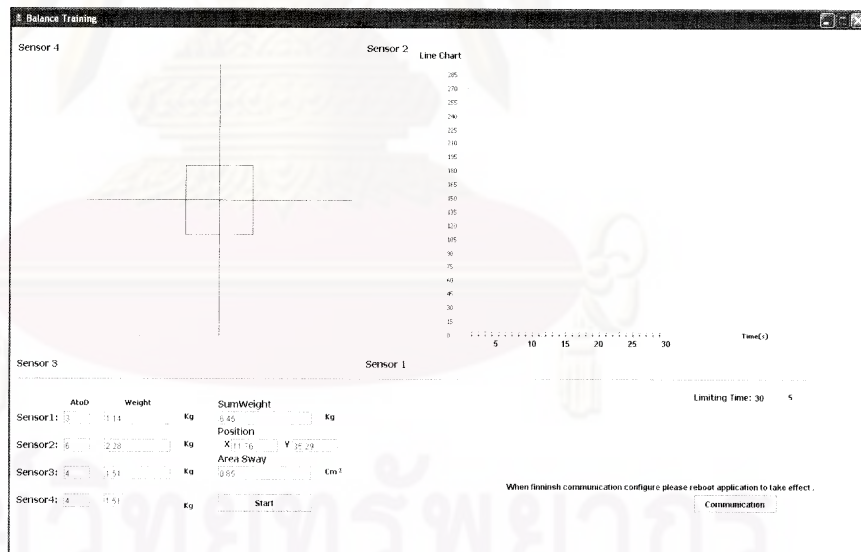


Fig. 4 The graphical interface of the developed software

Balance Assessment Test

Participants: Forty participants aged 40-60 years old were enrolled. Twenty subjects were males and twenty subjects were females. The balance assessments were conducted only in healthy participants. Subjects would be filtered out in cases of the abnormal balance, having the history of falling in the past 6 months or neurological deficits related to balance disorder.

Method: The basic information such as participants' age, weight and height were collected using a questionnaire form. Subjects were asked to stand upright on the center of the force platform in the barefoot condition for 30 seconds. During the test period, subjects were asked to look straight at a target placed 1 m away at the eye level. The present experiment selected 30 seconds as a test interval because 20 and 30-second was an optimal interval for double-legged stance.⁽⁸⁾

Results and Discussions

We had tested the overall efficiency of the developed force platform by placing a standard weight of 20 kg at different locations on the platform and allow the system to calculate the weight location. The Fig. 5 compares the true location of a standard weight with the location estimated by the developed system. The preliminary test showed that our platform could indicate the locations of COG in x- and y-axis with the accuracy of $\pm 2.5\%$ FSO and $\pm 4.5\%$ FSO, respectively.

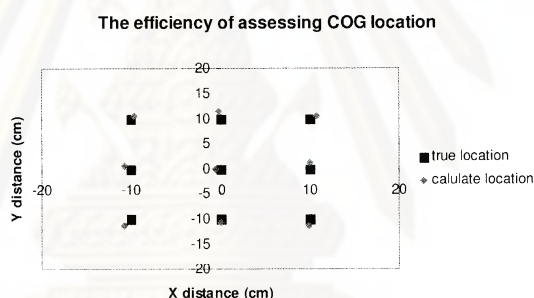


Fig. 5 Platform efficiency test using the comparison of the true locations of a 20-kg standard weight and the locations calculated from our system

Forty participants aged between 40 and 60 years were enrolled to be studied for double-legged stance to define an appropriate parameter for assessing balance ability. People in this age group could be expected to have some level of balance impairment. This experiment had investigated sway parameters of both genders separately because body segment characteristic, body weight, and muscular strength difference between genders could have some effects to sway parameters. Data of 20 males and 20 females were included for statistical analysis. Subjects' general characteristics are reported in Table 1. Area sway are reported in Table 2. Fig. 6 shows the distribution of all participants' COG locations and average COG locations. According to the collected data, the average of area sway of male and female were $1.42 \pm 2.02 \text{ cm}^2$ and $1.12 \pm 0.79 \text{ cm}^2$, respectively. We compared our average area sway with the values reported by Watanatada.⁽⁸⁾ The researcher performed the area sway measurement during single-legged stance in Thai population. The researcher reported the area sway was $18.37 \pm 11.56 \text{ cm}^2$ and $13.77 \pm 10.24 \text{ cm}^2$ for Thai males and Thai females. We may conclude that our results comply

with the results reported Watanatada's experiment results, because our area sway of the presented subjects was much lower than that of the single-legged stance.

Table 1 Subjects' general characteristics reported for mean \pm standard deviation

General Characteristics	Males (n = 20)	Females (n = 20)
Age (years)	55.90 \pm 4.58	56.75 \pm 2.95
Height (meters)	1.63 \pm 0.06	1.53 \pm 0.05
Weight (kilograms)	61.30 \pm 9.70	51.98 \pm 5.92

Table 2 COG data and Area sway

Gender & Conditions	Mean \pm SD
Area Sway (cm ²)	
Males	1.42 \pm 2.02
Females	1.12 \pm 0.79

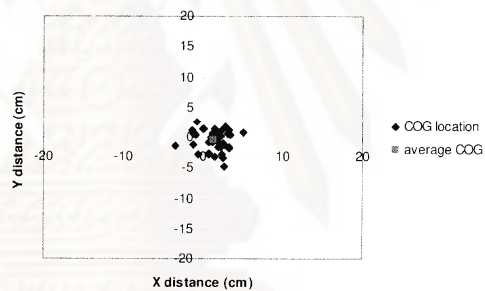


Fig. 6 Distribution of all participants' COG locations

Conclusions

We have developed a simple force platform using polymer-based sensors. The preliminary test shows that our platform could indicate the location of COG in x- and y-axis with the accuracy of $\pm 2.5\%$ FSO and $\pm 4.5\%$ FSO, respectively. A balance assessment had been performed using the developed platform. The COG location and area sway during 30 seconds double-leg stance were collected from 40 healthy people. Average of the area sway of male and female were 1.42 ± 2.02 cm² and 1.12 ± 0.79 cm², respectively. In the future, we plan to develop a game-based balance exercise using our force platform. It may be cooperated in rehabilitation program for elderly and patients who have balance problems.

References

1. Rogers M, Standing Strong. , IDEA Fitness Journal, June, 2005: 66-69.
2. Kitisomprayoonkul W, Cheawchanwattana S, Janchai S, E-Sepradit P, Effects of Shoe Lift on Weight Bearing in Stroke Patients., J Med Assoc Thai , Vol. 88 Suppl.4, 2005: 79-84.
3. Walker C, Brouwer BJ, Culham EG, Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke., Physical Therapy, Vol.80. No.9, September, 2000: 886-895.
4. De Haart M, Geurts Ac, Dault Mc, Nienhuis B, Duysens J, Restoration of Weight-Shifting Capacity in Patients With Postacute Stroke: A Rehabilitation Cohort Study., Arch Phys Med Rehabil. Vol.86, April, 2005: 755-762.
5. Nitz J, Choy N, The efficacy of a specific balance-strategy training programme for preventing falls among older people: a pilot randomized controlled trial., Age and Ageing, Vol.33, No.1, 2004: 52-58.
6. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S, Postural Sway Biofeedback: Its Effect on Reestablishing Stance Stability in Hemiplegic Patients, Arch Phys Med Rehabil, Vol.69, June, 1988: 395-400.
7. Novellino A, Nardone A, DeNunzio AM, Schieppati M, Pittaluga E. www.ettsolutions.com/upload/publicazioni/IT.SAN.MEDICON2004.08.04.pdf, Department of Biophysical and Electronic Engineering, Genova, Italy: Novellino A, 2004.
8. Watanatada P, Polmang B., Reliability of Center of Pressure Distance and Area Sway Measurement during One-Legged Stance in a Normal Population. , J Med Assoc Thai, Vol.89 Suppl.3, 2006

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายมานะ ศรีวิรัตน์ เกิดเมื่อวันที่ 23 สิงหาคม 2526 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะ วิศวกรรมศาสตร์ศรีราชา มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา ในปีการศึกษา 2548 และ เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2549



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย