

ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดขณะยืนขาเดียว



นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาเวชศาสตร์การกีฬา

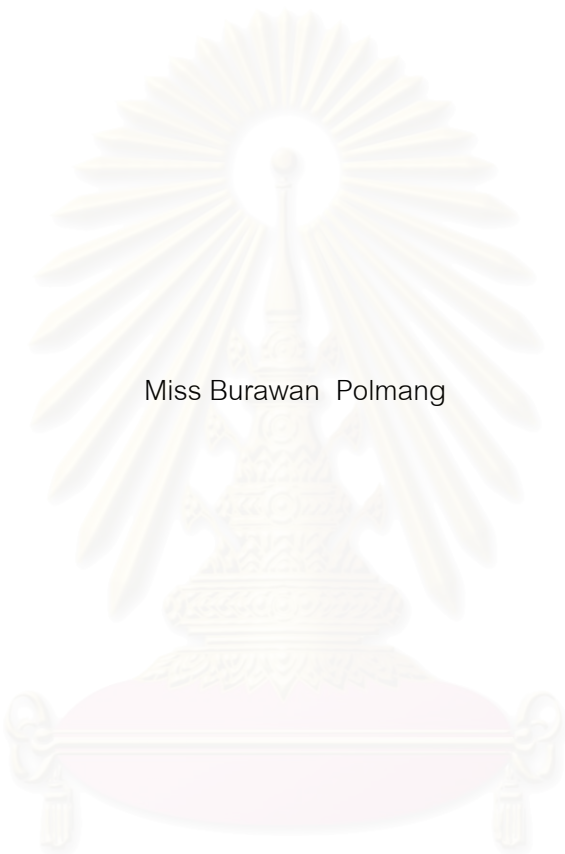
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2547

ISBN 974-17-6681-5

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

RELIABILITY OF CENTER OF PRESSURE DISTANCE SWAY MEASUREMENT DURING
ONE-LEGGED STANCE



Miss Burawan Polmang

สถาบันวิทยบริการ

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science in Sports Medicine

Faculty of Medicine
Chulalongkorn University

Academic Year 2004

ISBN 974-17-6681-5

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด ขณะยืนขาเดียว
โดย	นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง
สาขาวิชา	เวชศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์นายแพทย์ ดร. ภาสกร วัฒนธาดา
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะแพทยศาสตร์
(ศาสตราจารย์นายแพทย์ภิรมย์ กมลรัตนกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ศาสตราจารย์ ดร. ชาติ สุตทรวง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(อาจารย์นายแพทย์ ดร. ภาสกร วัฒนธาดา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ วิชา ธีรवारชอ)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วิชา วัฒนสุโกประสิทธิ์)

บุรวัลย์ ผลมั่ง: ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดขณะยืนขาเดียว. (RELIABILITY OF CENTER OF PRESSURE DISTANCE SWAY MEASUREMENT DURING ONE-LEGGED STANCE) อ. ที่ปรึกษา :อาจารย์นายแพทย์ ดร.ภาสกร วัฒนธาดา, อ.ที่ปรึกษาร่วม: ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล, 87 หน้า.ISBN 974-17-6681-5.

วัตถุประสงค์หลักของการศึกษาวิจัยครั้งนี้ เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือของการวัดสมดุกลการทรงตัวจากการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure) โดยวิธีวัดระยะทาง (distance sway) และวิธีวัดพื้นที่ (area sway) ขณะยืนขาเดียว วัตถุประสงค์รองเพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาในการยกขา กับลักษณะการเคลื่อนไหวที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะยกขาข้างไว้ ผู้เข้าร่วมการศึกษาวิจัยทั้งหมด ผ่านตามเกณฑ์การคัดเข้าและคัดออก เป็นเพศชาย 59 รายและเพศหญิง 57 ราย อายุระหว่าง 40-60 ปี การเก็บข้อมูลจากแผ่นวัดแรง (force plate) ทำในเวลาเดียวกับการเก็บข้อมูล 3 มิติ จากกล้อง optoelectric 2 ตัว ในระหว่างการทดสอบผู้เข้าร่วมการวิจัยยืนลงน้ำหนักบนเท้าทั้งสองข้าง แล้วยกขาข้างงอเข้าประมาณ 90 องศา คงท่าค้างไว้ 25 วินาที ทดสอบคนละ 4 ครั้ง เป็นการยกขาเร็ว 2 ครั้งและยกขาปกติ 2 ครั้ง ลำดับการทดสอบสำหรับผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคนจะถูกทำการสุ่มก่อนการทดสอบ

วิธีวัด distance sway และวิธีวัด area sway ถูกคำนวณโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อหาความน่าเชื่อถือของวิธีวัดทั้งสองวิธี ค่าความน่าเชื่อถือ Intraclass correlation coefficients (ICC) ของวิธีวัด area sway ของเพศชายและเพศหญิง ในการยกขาเร็วมีค่าเท่ากับ 0.08 และ 0.06 ในการยกขาปกติมีค่าเท่ากับ 0.25 และ 0.22 ค่า ICC ของวิธีวัด distance sway ของเพศชายและเพศหญิง ในการยกขาเร็วมีค่าเท่ากับ 0.79 และ 0.69 ในการยกขาปกติมีค่าเท่ากับ 0.83 และ 0.77 และไม่พบความสัมพันธ์ของระยะเวลาในการยกขา กับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดและในเพศชายลักษณะการเคลื่อนไหวที่เข้าในของข้อเท้ามีความสัมพันธ์กับการลดลงของการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

จากการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่า ตัวแปร distance sway มีความน่าเชื่อถือสูงกว่าตัวแปร area sway distance sway จึงเป็นตัวแปรที่เหมาะสมสำหรับใช้ในประเมินการทดสอบการทรงตัวกว่า area sway

สาขาวิชา..เวชศาสตร์การกีฬา.....

ปีการศึกษา.2547.....

ลายมือชื่อนิสิต.....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

4475233830 : MAJOR SPORTS MEDICINE

KEY WORD: ONE-LEGGED STANCE / CENTER OF PRESSURE / RELIABILITY TEST.

BURAWAN POLMANG: RELIABILITY OF CENTER OF PRESSURE DISTANCE
SWAY MEASUREMENT DURING ONE-LEGGED STANCE. THESIS ADVISOR:
PASAKORN WATANATADA, M.D., Ph.D., THESIS COADVISOR: SOMPOL
SANGUANGRANGSIRIKUL, M.D., 87 pp. ISBN 974-17-6681 -5.

The primary objective of this study was to examine the reliability of postural sway measurement by center of pressure (COP) distance sway and area sway during single-leg standing. The secondary objective was to investigate time to lift and mediolateral shift of the flexing ankle joint. All participants, who were screened by inclusion and exclusion criteria, were 59 males and 57 females, aged between 40 and 60 years. Force plate data were synchronously collected with three-dimensional data using two optoelectric cameras. During the test, subjects stood on both of their feet and then flexed their left knee joint approximately 90 degrees for 25 seconds. Each subject was measured for 4 trials, 2 for fast and 2 for normal speed movement. The sequence of trials was randomly assigned.

Distance sway and area sway were calculated by a computer program in order to investigate the reliability of both measurements. Intraclass correlation coefficients (ICC) of the area sway for males and females were 0.08 and 0.06 for fast movement, 0.25 and 0.22 for normal speed movement. ICC of the distance sway for males and females were 0.79 and 0.69 for fast movement, 0.83 and 0.77 for normal speed movement. The study did not reveal the relationship between lifting leg time and both area and distance sway. The result found the relationship between mediolateral shift of lower leg and decrement of both area and distance sway for male subjects.

The analysis revealed that the distance sway parameter provides higher reliability than the area sway parameter. For balance assessment, distance sway is more appropriate to measure than area sway.

Field of study..Sports Medicine.... Student's signature.....

Academic.. year 2004..... Advisor's signature.....

Co-advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากได้รับการสนับสนุนช่วยเหลือจากองค์กร และบุคคลหลายฝ่าย ไม่ว่าจะเป็นเครื่องมืออุปกรณ์สำหรับการวิจัย การประชาสัมพันธ์ ทูทอเรียล และคำแนะนำที่ดีมีประโยชน์ ซึ่งถือเป็นปัจจัยเกื้อหนุนสำคัญต่อการศึกษาวิจัย ซึ่งไม่อาจละเลยโดยไม่กล่าวถึง ณ ที่นี้ได้

ขอกราบขอบพระคุณ อ.นพ.ดร.ภาสกร วัธนธาดา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้ความรู้มากมาย คำแนะนำช่วยเหลือและแก้ไขข้อบกพร่องในการดำเนินการวิจัยจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ศ.ดร.ราตรี สุศุทรวง ประธานคณะกรรมการสอบ ผศ.นพ.สมพล สงวนรังศิริกุล สำหรับคำแนะนำทางสถิติและช่วยแก้ไขปัญหามา ผศ.ปรีชา ภัทวารชรร ผศ.ดร.วิทยา วัฒนสุโขประสิทธิ์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และ อ.ถวัลย์ศักดิ์ พิมเสน ที่กรุณาให้คำแนะนำที่มีประโยชน์มากระหว่างการเก็บข้อมูล

ขอขอบพระคุณ อ.ชัยสิทธิ์ ภาวิลาส คุณสุวัตร หลวงตระกูลและเจ้าหน้าที่กองวิจัยการส่งเสริมกีฬา การกีฬาแห่งประเทศไทยทุกท่าน ที่ให้ความอนุเคราะห์เครื่องมือและสถานที่ที่มีความสะดวกเป็นอย่างมากสำหรับทำการวิจัย ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งสำหรับคำแนะนำและกำลังใจที่ได้รับตลอด ขอขอบคุณผู้เข้าร่วมวิจัยกว่า 200 ท่าน ไม่ว่าจะเป็นเจ้าหน้าที่ของการกีฬาแห่งประเทศไทย ผู้มาออกกำลังกาย ผู้อาศัยอยู่ใกล้เคียงสนามกีฬาตลอดถึงพนักงานรักษาความสะอาดถนน แขวงหัวหมาก ที่ช่วยประชาสัมพันธ์งานวิจัยจนมีผู้สนใจเข้าร่วมการวิจัย ตลอดระยะเวลาการเก็บข้อมูล

ขอขอบพระคุณ ศ.ดร.กิตติ อินทรานนท์ คุณประจวบ กล่อมจิตร คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ช่วยแนะนำเรื่อง force plate คุณปัญญา ละออกุลสำหรับความช่วยเหลือแก้ไขปัญหาคอมพิวเตอร์ คุณปัทมา สุวรรณคำที่กรุณาให้ความช่วยเหลือเรื่องข้อมูลที่มีประโยชน์สำหรับการทำวิจัยและตลอดการศึกษาวิจัยผู้ทำการวิจัยได้รับกำลังใจ ความช่วยเหลือจากรุ่นพี่ รุ่นน้องและเพื่อน ๆ นิสิตปริญญาโทเวชศาสตร์การกีฬาทุกคนเสมอมา ขอขอบคุณทุนสนับสนุนการวิจัยทบวงมหาวิทยาลัยที่ได้รับ ผู้วิจัยขอแสดงความขอบคุณและส่งความปรารถนาดี ไปยังผู้ให้ความช่วยเหลือ สำหรับการวิจัยครั้งนี้เป็นอย่างดีตั้งแต่แรกจนกระทั่งสิ้นสุดกระบวนการวิจัย

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยจะไม่สามารถดำเนินการวิจัยได้เลยหากขาดกำลังใจและความช่วยเหลืออย่างมากมาจากครอบครัวและญาติ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

สารบัญ

๗

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฎ

บทที่

1. บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
ขอบเขตของการวิจัย.....	4
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	4
ข้อจำกัดในการวิจัย.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
2. เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
แนวคิดและทฤษฎี.....	6
คำจำกัดความ.....	6
Balance.....	6
Posture.....	7
ระบบประสาทที่ควบคุมระบบสมดุลของร่างกาย.....	8
ระบบการมองเห็น.....	9
The vestibular system.....	9
The somatosensory system.....	11
Muscle receptors and joint information.....	11
Central nervous system.....	11
Spinal or monosynaptic reflexes.....	12

	หน้า
Righting reflex.....	13
Synergistic motor response.....	13
Strategy.....	14
Balance assessment.....	15
Motion analysis measurements.....	18
Body sway measurements.....	19
3. วิธีการดำเนินการวิจัย.....	23
ประชากรและตัวอย่าง.....	23
เกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา.....	23
เกณฑ์การคัดออกจากการศึกษา.....	23
การกำหนดกลุ่มประชากรตัวอย่าง.....	24
วิธีเลือกกลุ่มประชากรตัวอย่าง.....	24
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	25
การเก็บข้อมูลจากกล้อง.....	30
การเก็บข้อมูลจาก force plate.....	30
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	33
วิธีดำเนินการวิจัย.....	34
การวางตำแหน่งกล้อง.....	35
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	37
4. ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	38
การเตรียมเครื่องมือและการทดสอบการใช้เครื่อง.....	38
ผลการวิเคราะห์.....	38
5. สรุปผลการวิจัย อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ.....	48
สรุปผลการวิจัย.....	48
อภิปรายผลการวิจัย.....	49
ข้อเสนอแนะ.....	55
รายการอ้างอิง.....	60

ภาคผนวก.....	65
ภาคผนวก ก. การคำนวณจุดศูนย์กลางแรงกด.....	66
ภาคผนวก ข. กราฟเส้นแสดงการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงกด....	67
ภาคผนวก ค. การทดสอบการวัดการแกว่งของร่างกายในท่ายืนขาเดียว....	68
ภาคผนวก ง. เอกสารชี้แจงข้อมูล/คำแนะนำผู้เข้าร่วมโครงการ.....	71
ภาคผนวก จ. ตารางการสุ่มความเร็วที่ใช้ในการยกขา 4 ครั้ง.....	75
ภาคผนวก ฉ. ประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัยและบันทึกการตรวจร่างกาย.....	76
ภาคผนวก ช. การตรวจร่างกาย.....	78
ภาคผนวก ซ. ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาใน การยกขาและลักษณะของขาที่ยก.....	80
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	87

สารบัญตาราง

ญ

		หน้า
ตารางที่ 2.1	Postural control system.....	8
ตารางที่ 2.2	Clinical tests of balance used by physical therapists.....	16
ตารางที่ 4.1	แสดงคุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มเพศหญิง 57 ราย.....	39
ตารางที่ 4.2	แสดงคุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มเพศชาย 59 ราย.....	39
ตารางที่ 4.3	แสดงข้อมูลค่าความยาวขาและขนาดของเท้า.....	40
ตารางที่ 4.4	แสดงข้อมูลการวัด area sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง และเพศชาย 66 ราย.....	40
ตารางที่ 4.5	แสดงข้อมูลการวัด distance sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง และเพศชาย 66 ราย.....	41
ตารางที่ 4.6	แสดงข้อมูลการวัด area sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัย เพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย.....	41
ตารางที่ 4.7	แสดงข้อมูลการวัด distance sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัย เพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย.....	42
ตารางที่ 4.8	แสดงค่าความน่าเชื่อถือของวิธีคำนวณการแกว่งของ จุดศูนย์กลางแรงกด.....	43
ตารางที่ 4.9	แสดงระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วและยกขาปกติ.....	44
ตารางที่ 4.10	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการยกขา กับ การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดในเพศหญิง 57 ราย.....	45
ตารางที่ 4.11	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการยกขา กับ การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดในเพศชาย 59 ราย.....	45
ตารางที่ 4.12	แสดงการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะที่ยกขา ขาข้อเท้า 90 องศาไว้ ในเพศหญิง 57 ราย.....	47
ตารางที่ 4.13	แสดงการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะที่ยกขา ขาข้อเท้า 90 องศาไว้ ในเพศชาย 59 ราย.....	47

สารบัญภาพ

๗

	หน้า
ภาพที่ 2.1 แสดงลักษณะของ base of support ในท่ายืนสองขาและยืนขาเดียว.....	6
ภาพที่ 2.2 Postural stability.....	7
ภาพที่ 2.3 Membranous labyrinth.....	10
ภาพที่ 2.4 แสดงสัญญาณประสาทรับความรู้สึกที่เข้าสู่ vestibular nuclei.....	10
ภาพที่ 2.5 แสดงการจัดลำดับการทำงานของระบบประสาทรับความรู้สึก.....	12
ภาพที่ 2.6 Postural movement strategies.....	14
ภาพที่ 2.7 ลักษณะการยืนของการทดสอบสมดุลการทรงตัว ในกลุ่ม steady standing.....	17
ภาพที่ 2.8 แสดง Ground reaction force (GRF) ขณะเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนัก บนขาสองข้างเป็นยืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกขาออกข้อเข่า.....	21
ภาพที่ 3.1 อุปกรณ์ในการตรวจร่างกาย.....	26
ภาพที่ 3.2 อุปกรณ์สำหรับเก็บ footprint.....	26
ภาพที่ 3.3 ภาพพิมพ์ footprint.....	27
ภาพที่ 3.4 การวัดความยาวขา.....	27
ภาพที่ 3.5 เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้เก็บข้อมูล.....	28
ภาพที่ 3.6 กล้อง optoelectric 2 ตัว.....	28
ภาพที่ 3.7 จอ Monitor และตัวแปลงและขยายสัญญาณ analog to digital ที่ต่อกับ force plate.....	29
ภาพที่ 3.8 ผู้เข้าร่วมการวิจัยขณะยืนทดสอบบน force plate ในภาพแสดงถึง marker ที่ตำแหน่ง knee joint ankle joint และ head of 5 th metatarsal.....	29
ภาพที่ 3.9 Calibration frame.....	30
ภาพที่ 3.10 แสงและโมเมนต์ที่เกิดรอบแกน X Y และ Z.....	31
ภาพที่ 3.11 แสดงการหาเวลาเริ่มต้นสำหรับการคำนวณ COP จากระดับของ 5 th metatarsal.....	32
ภาพที่ 3.12 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ COP โดยวิธี distance sway.....	33
ภาพที่ 3.13 ตำแหน่งการวางกล้อง optoelectric ทั้ง 2 เทียบกับแนวการยืน ของผู้เข้าร่วมการวิจัย.....	35
ภาพที่ 3.14 แสดงการวางตำแหน่งของเท้าบน Force plate.....	36

	หน้า
ภาพที่ 3.15 แสดงการยื่นขาเดียวของผู้เข้าร่วมการวิจัย (ทางด้านข้าง).....	36
ภาพที่ 3.16 แสดงการยื่นขาเดียวของผู้เข้าร่วมการวิจัย (ทางด้านหลัง).....	37
ภาพที่ 4.1 ลักษณะของขาที่ไม่ cross mid-line.....	46
ภาพที่ 4.2 ลักษณะของขาที่ cross mid-line.....	46
ภาพที่ 5.1 แสดงการคำนวณ area sway.....	54
ภาพที่ 5.2 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ A1.....	56
ภาพที่ 5.2 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ A2.....	57
ภาพที่ 5.3 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ B1.....	58
ภาพที่ 5.4 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ B2.....	59

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในการทดสอบเพื่อดูความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวของข้อเท้า (one-legged stance test) ที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน ซึ่งเป็นการรักษาสมดุลในท่ายืน (quasi- static) นั้น นิยมนำมาใช้ทดสอบการทรงตัวในกลุ่มผู้บาดเจ็บข้อเท้าแพลง(1-4) กลุ่มผู้ป่วยระบบหลอดเลือดสมอง(5) ทดสอบภาวะเสี่ยงต่อการหกล้มในกลุ่มผู้สูงอายุและในกลุ่มคนปกติ(6,7) เนื่องจากการทดสอบสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกของข้อเท้า 90 องศาไปด้านหลัง เป็นท่าที่ง่ายในการปฏิบัติ แต่ต้องอาศัยความชำนาญของผู้วัดในการสังเกต ลักษณะ การเซ หรือ การแกว่งของร่างกาย (postural sway) และการใช้ส่วนต่างๆของร่างกายเพื่อควบคุมการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกของข้อเท้าได้โดยไม่ล้ม หรือลงน้ำหนักขา สองข้างก่อนระยะเวลาที่กำหนด ความถูกต้องแม่นยำของผลการทดสอบ จึงต้องพิจารณาถึงความถูกต้องของการควบคุมลักษณะการเคลื่อนไหวของร่างกายและวิธีการวัด

การควบคุมสมดุลการทรงตัว (balance) ของร่างกายนั้น ไม่ว่าจะเป็นระหว่างที่ยืนนิ่งๆ (static balance) หรือมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย (dynamic balance) ต้องอาศัยความสามารถในการทรงท่าของร่างกายภายใน base of support การควบคุม static balance ในขณะที่เราพยายามที่จะยืนนิ่งที่สุด พบว่าเป็นไปไม่ได้ที่จะไม่มีการเคลื่อนไหวใดๆเลย เพราะจะมีการเอียงหรือการแกว่งน้อยๆของร่างกาย (body sway) อยู่ตลอดเวลา ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่ base of support การที่จะสังเกตการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้ด้วยตาเปล่าทำได้ยาก การวัด postural sway จึงได้จากการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งของแนวแรงในแนวตั้ง (vertical) ที่เกิดขึ้นต่อจุดบนพื้นราบ (horizontal) point of ground reaction force action หรืออาจเรียกจุดนี้ว่า center of pressure (COP) ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง COP สามารถนำไปใช้ประเมินการทรงตัว (postural sway) ได้ ดังนั้นการที่เราจะพยายามรักษาสมดุลการทรงตัว ขณะยืนด้วยขาข้างเดียว จึงทำได้ยากกว่า การยืนบนขาสองข้างเนื่องจากขนาดของ base of support มีขนาดเล็กกลองอย่างมาก(8)

นอกจากนี้ถ้าร่างกายมีการเคลื่อนไหวหรือมีการเปลี่ยนตำแหน่งของร่างกาย เช่นการเอื้อมมือหยิบวัตถุ การเปิดประตู ก้มตัวยกของ หรือ การยกขาก้าวเดิน การเคลื่อนไหวเหล่านี้ ก่อให้เกิดการรบกวนสมดุลของการทรงตัวทั้งสิ้น ในระหว่างการเคลื่อนไหว เราจะต้องพยายาม

ควบคุม center of gravity (COG) เพื่อให้อยู่ภายใน base of support เพื่อรักษาสมดุลของร่างกาย ซึ่ง dynamic balance นี้มีความซับซ้อน ต้องอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างการรับรู้จากจากระบบ visual somatosensory และ vestibular และการตอบสนองของกล้ามเนื้อและกระดูก การควบคุมสมดุลของการทรงตัวสามารถเกิดขึ้นโดยอัตโนมัติ ไม่จำเป็นต้องใช้ระบบประสาทส่วนบน ระบบข้อมูลจาก vestibular somatosensory และ visual จะเป็นตัวทำงานอย่างรวดเร็วตอบสนองเพื่อรักษาสมดุลของการทรงตัวในทุกอิริยาบถ ยกเว้นขณะนอนหลับ จะเป็นช่วงเวลาที่ ไม่จำเป็นต้องมีการควบคุมท่าทาง(9) ท่าขณะที่ยืนหรือเคลื่อนไหวถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (reflex) หลายระบบ ซึ่งในที่สุดก็จะถูกส่งไปแปลผลที่ระบบประสาทส่วนกลาง ระบบ reflex ที่เกี่ยวกับ posture คือ monosynaptic reflexes (ตัวอย่างเช่น knee and ankle jerk reflexes) righting reflexes และ motor response synergies(8) นอกจากระบบประสาทที่ควบคุม balance แล้ว การควบคุมทางชีวกลศาสตร์ของร่างกายให้สัมพันธ์กับสิ่งแวดล้อมที่เกี่ยวข้องกับงานนั้นๆ มีความสำคัญต่อสมดุลการทรงตัว(10)

การควบคุมสมดุลการทรงตัวซึ่งอาศัยการทำงานที่ซับซ้อนของหลายระบบ วิธีที่ใช้สำหรับการทดสอบ(11) และการวัดการทรงตัวที่นิยมใช้ยังมีหลายวิธี(12) และได้รับการศึกษาวิจัยเพื่อพัฒนาอยู่ตลอดเวลาโดยยึดเอาข้อมูลของการทดสอบในท่ายืนเป็นหลัก ในการทดสอบการทรงตัวนั้นการที่จะเลือกใช้วิธีทดสอบชนิดใดจึงขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการวัดและจุดมุ่งหมายที่ต้องการจะทราบและในการทดสอบก็มักจะไม่ใช่วิธีการเดียวสำหรับใช้ในการประเมินเนื่องจากวิธีที่ใช้ อาจไม่สามารถวัดการทำงานของระบบต่างๆที่ควบคุมการทรงตัวได้ทั้งหมด(13) ตัวอย่างเช่น การทดสอบการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวซึ่งเป็นวิธีทดสอบที่ง่ายจึงนิยมใช้ประเมินกันอยู่ในปัจจุบัน แต่พบว่ามีความแม่นยำไม่เพียงพอ การทดสอบในห้องปฏิบัติการโดยใช้เครื่องมือสำหรับวัดการทรงตัว จะทำให้ทราบข้อมูลการทรงตัวที่มีความละเอียดเพิ่มขึ้น(14)

การทดสอบการทรงตัวในห้องปฏิบัติการสามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของแรงต่างๆที่เกิดขึ้นขณะทดสอบ การวิเคราะห์เคลื่อนไหวของส่วนต่างๆของร่างกายได้จากจุด coordinates ของตำแหน่งที่สนใจศึกษาและการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ(15) ซึ่งเป็นเหตุผลข้อหนึ่งที่ทำให้ผู้วิจัยสนใจที่จะศึกษาตัวแปรต่างๆจากการวัดในห้องปฏิบัติการ โดยการศึกษา ลักษณะและรายละเอียดต่างๆของการเคลื่อนไหว (kinematics data) จากโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (motion analysis) และวัดแรงโดยสนใจศึกษาตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับแรงคือ จุดศูนย์กลางแรงกด COP ขณะมีการเคลื่อนไหวร่างกาย ในการทดสอบการทรงตัวท่ายืนขาเดียว

การทดสอบในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศาไปด้านหลัง (one-legged stance tests) ในการทดสอบจะเริ่มจากยืนลงน้ำหนัก 2 ขา มือทั้งสองข้างกอดอก ยกขาข้างหนึ่งขึ้น สะโพกอยู่ในแนวตรง ข้อเข่าของขาที่ยกงอข้อเข่า 90 องศาไปด้านหลัง ทำสลับข้างกัน ทดสอบทั้งหมด 5 ครั้ง ครั้งละ 30 วินาที บันทึกความแตกต่างในแต่ละข้างไว้ โดยจะให้คะแนนเป็นวินาทีที่ยกขาอยู่ในท่าที่กำหนดได้ คะแนนมากที่สุดในการทดสอบคือการยืนได้นาน 150 วินาที ซึ่งในวัยรุ่นปกติจะสามารถยืนขาเดียวได้ครบ 30 วินาที แต่ในผู้สูงอายุจะยืนได้น้อยกว่า 30 วินาที(16) และในการทดสอบยืนขาเดียวยังใช้การประเมิน จากการใช้และการไม่ใช้ส่วนอื่นของร่างกายชดเชยเพื่อรักษาสมดุลในขณะที่ทำการทดสอบ(17)

จากการให้คะแนนการทดสอบโดยการสังเกตความสมดุลของการทรงตัวระหว่างยืนขาเดียวว่ามีการเซหรือการหกล้มภายในระยะเวลาที่กำหนดหรือไม่นั้น ข้อมูลที่วัดให้รายละเอียดเกี่ยวกับการทรงตัวน้อย จึงมีการศึกษาการแกว่งของร่างกายโดยใช้แผ่นวัดแรง (force plate) วัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force: GRF) และใช้ COP ค่า GRF จะแสดงค่าของแรงที่วัดได้ใน 3 แนว ตั้งฉากกันคือแนวซ้ายขวา (mediolateral: Fx) แนวหน้าหลัง (anteroposterior: Fy) แนวตั้ง (vertical: Fz) และสามารถแสดงตำแหน่งของ COP (15) (ดังภาคผนวก ก) ที่เปลี่ยนแปลงในระหว่างการเคลื่อนไหวตลอดช่วงระยะเวลาที่ทำการวัด ค่าของจุดศูนย์กลางแรงกดที่วัดได้จะถูกนำมาพล็อตกราฟเส้นแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงกดในแนวซ้ายขวา (mediolateral) และแนวหน้าหลัง (anteroposterior) ที่เกิดขึ้นตลอดระยะเวลาการวัด และค่าจากกราฟเส้นนี้จะใช้คำนวณหาพื้นที่การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด วิธีนี้เรียกว่าการคำนวณพื้นที่การแกว่ง (area sway) (ภาคผนวก ข) จะแสดงถึงปริมาณการแกว่งและทิศทางของการแกว่งของร่างกาย ซึ่งเป็นวิธีวัดการแกว่งของร่างกายที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันวิธีหนึ่ง(4)

จากการศึกษาข้อมูลการแกว่งของร่างกายขณะยืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศาไปด้านหลัง เมื่อนำข้อมูลที่ได้มาคำนวณการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธีวัดพื้นที่และวิธีวัดระยะทางการแกว่งตลอดการทดสอบ 30 วินาที จำนวน 3 ครั้ง พบว่าการคำนวณ area sway ซึ่งอาศัยค่าจากจุดศูนย์กลางแรงกดเพียง 4 จุด มาใช้ในการคำนวณพื้นที่การแกว่งนั้นไม่น่าจะใช้เป็นตัวบ่งชี้การแกว่งได้ดีเมื่อเปรียบเทียบกับผลการคำนวณโดยใช้วิธีวัดระยะทางการแกว่ง (distance sway) จากข้อมูลที่ได้จากการวัดการแกว่งของร่างกายโดยใช้ force plate(18) (ดังภาคผนวก ค)

จากการศึกษาวิจัยการฝึกโดยแองเคิลดิสค์ร่วมกับการพันเทปในนักกีฬาที่มีประวัติข้อเท้าแพลงเรื้อรัง กล่าวถึงค่า distance sway ที่ใช้เป็นตัววัด postural sway พบว่าเป็นค่าที่มีค่า

ค่อนข้างคงที่ในการวัดแต่ละครั้ง(18) วิธีวัด distance sway คำนวณได้จากระยะระหว่างจุดของ COP ทั้งหมดตั้งแต่เริ่มต้นทดสอบลากต่อกันทุกจุดจนถึงจุดสิ้นสุด

การวิจัยนี้จึงต้องการศึกษาความน่าเชื่อถือของวิธีวัด area sway และวิธีวัด distance sway จากค่าจุดศูนย์กลางแรงกดที่วัดได้จาก force plate ในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลัง ในคนปกติเพศชายและเพศหญิงที่มีอายุระหว่าง 40-60 ปี และศึกษาความสัมพันธ์ของระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway และการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะยกขาค้างไว้กับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือวิธีวัดพื้นที่และวิธีวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดตลอดการทดสอบ ในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลัง
2. เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway และการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะยกขาค้างไว้กับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway

ขอบเขตของการวิจัย

1. กลุ่มผู้เข้าร่วมทำการวิจัย กลุ่มผู้เข้าร่วมทำการวิจัยที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้คือ เพศหญิงและเพศชาย ที่มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง มีอายุระหว่าง 40-60 ปี หนักชกชว ไม่มี ความผิดปกติของแนวขาทั้งสองข้างและเท้าอย่างชัดเจน ไม่มีความผิดปกติของท่าเดิน มีดัชนีมวลกาย ≤ 30
2. ตัวแปร การวิจัยครั้งนี้ศึกษาวิธีวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธีวัดพื้นที่และวิธีวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด ในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลัง

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบเป็นเครื่องมือที่ผ่านการทดสอบความเที่ยงตรงและความแม่นยำ ตามมาตรฐานการทดสอบของเครื่องมือชิ้นๆ
2. ผู้เข้าร่วมการศึกษาวินิจฉัยทุกคนผ่านตามเกณฑ์คัดเข้าและเกณฑ์คัดออกของการวิจัย
3. ผู้เข้าร่วมการวิจัยให้ความร่วมมืออย่างเต็มที่ด้วยความเต็มใจตลอดการศึกษาวิจัย พร้อมลงนามในใบยินยอมการเข้าร่วมโครงการวิจัย

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. การศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการทดสอบการทรงตัว โดยวัดการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงกด ในขณะที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยยืนลงน้ำหนักบนขาสองข้าง แล้วยกขาข้างที่ไม่ถนัดทำให้เปลี่ยนเป็นการยกขาข้างข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลังนาน 25 วินาที ในกลุ่มอายุ 40-60 ปี ผลที่ได้จากการวิจัยอาจไม่สามารถนำไปใช้วัดแทนการทดสอบการทรงตัวในท่าอื่นๆ หรือในกลุ่มช่วงอายุอื่นได้

2. ผู้ที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา ต้องเป็นผู้มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง และข้อมูลที่น่ามาวิเคราะห์ผลทางสถิติ เป็นข้อมูลที่ได้จากผู้เข้าร่วมการวิจัยที่สามารถผ่านการทดสอบ โดยสามารถยกขาข้อเข่าได้ 90 องศา และทำไม่สัมผัสพื้นเลยตลอด 25 วินาที ทั้ง 4 ครั้งของการยืนทดสอบได้เท่านั้น เนื่องจากข้อจำกัดของเครื่องมือทำให้ไม่สามารถนำข้อมูลที่สมบูรณ์ของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ไม่สามารถทรงตัวได้ภายในระยะเวลา 25 วินาที มาวิเคราะห์ทางสถิติได้

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

1. One-legged stance: การทดสอบการทรงตัวทำยืนขาเดียว การเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนักสองขาเป็นยืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกข้อเข่า 90 องศา ไปทางด้านหลัง ศีรษะและลำตัวตั้งตรง ตามองตรงไปด้านหน้า แขนทั้งสองข้างทอดออก

2. Area sway: พื้นที่การแกว่ง วิธีวัดค่าการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยพื้นที่ โดยคำนวณจากผลคูณของความยาวที่มากที่สุด ในแนว anteroposterior และ mediolateral ของจุดศูนย์กลางแรงกดตลอดระยะเวลาที่เก็บข้อมูล

3. Distance sway: ระยะทางการแกว่ง วิธีวัดค่าการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดจากระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดที่มีการเปลี่ยนแปลงจากจุดเริ่มต้นของการแกว่งตลอดระยะเวลาของการเก็บข้อมูล

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบถึงความน่าเชื่อถือของตัวชี้วัดคือพื้นที่และระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดสำหรับการนำไปใช้ประโยชน์ในศึกษาอื่นๆ
2. สามารถนำข้อมูลไปใช้ในทางคลินิกในการทดสอบสมรรถภาพการทรงตัวในกลุ่มอายุ 40-60 ปี
3. ทราบลักษณะของท่าทางที่ช่วยในการรักษาสมดุลในการทรงทำยืนขาเดียว 25 วินาที
4. นำข้อมูลไปใช้ในการวิจัยครั้งต่อไปได้

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

คำจำกัดความ (Definition)

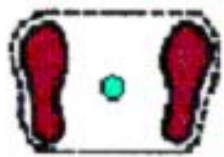
Balance

Balance เป็นความสามารถ ในการทรงท่าของร่างกายภายใน base of support ไม่ว่าจะ base of support จะอยู่นิ่งหรือมีการเคลื่อนไหว การควบคุมการแกว่งของร่างกาย (postural sway) ระหว่างที่ยืนนิ่งๆเรียกว่า static balance ส่วนการใช้ข้อมูลจากทั้งภายในและภายนอกเพื่อตอบสนองต่อการรบกวนความมั่นคงและกระตุ้นกล้ามเนื้อให้ทำงานสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงที่คาดว่าจะเกิดขึ้นต่อสมดุลเรียกว่า dynamic balance(8,19)

Static Balance

โดยปกติเป็นไปได้ที่คนเราจะยืนโดยไม่มีการเคลื่อนไหวใดๆเลย เมื่อคนเรายืนนิ่งๆ บนเท้าทั้งสองข้างร่างกายจะเกิดการเอียงหรือแกว่งอย่างน้อยๆ (body sway) ขึ้นที่ base of support ตลอดเวลา ซึ่งไม่สามารถมองเห็นได้ชัดเจน การทดสอบ static balance จึงต้องอาศัยการประเมินจาก postural sway ที่สามารถวัดการเคลื่อนไหวและการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งของแนวแรงในแนว vertical ที่เกิดขึ้นต่อแนว horizontal การคำนวณวิธีนี้สามารถบอกค่าเฉลี่ยของจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure หรือ center of force) ที่เกิดขึ้นและความเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งระหว่างทำการวัด

การพยายามรักษา static balance ของร่างกายพบว่าในท่ายืนขาเดียว (one-leg stance) ทำได้ยากกว่าเมื่อเทียบกับการยืนสองขามากเนื่องจากการยืนขาเดียว base of support มีขนาดเล็กกว่าในท่ายืนสองขาและจึงจำเป็นต้องอาศัยการควบคุมจากระบบประสาทและกล้ามเนื้อที่จำกัดกว่า



Base of support stand on two

COP



Base of support stand on one

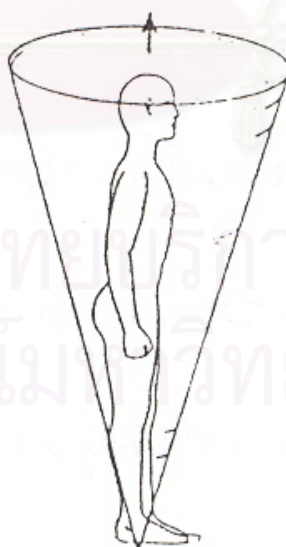
ภาพที่ 2.1 แสดงลักษณะของ base of support ในท่ายืนบนสองขาและยืนขาเดียว

Dynamic Balance

เมื่อมีการเคลื่อนไหวซึ่งเกิดขึ้นจากร่างกายส่วนบนเคลื่อนที่ออกนอก center of gravity หรือเมื่อตำแหน่งของร่างกายเปลี่ยนจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง เช่น การเอื้อมมือหยิบจับ วัตถุ การกดปุ่มลิฟท์ หรือการเปิดประตู การเคลื่อนไหวเหล่านี้ทำให้เกิดการเคลื่อนไปข้างหน้า ด้านข้าง หรือด้านหลัง ซึ่งก่อให้เกิดการรบกวนสมดุลทั้งสิ้น ในระหว่างการเคลื่อนไหวเหล่านี้ จำเป็นจะต้องพยายามควบคุม body's center of gravity ขณะที่มีการเคลื่อนไหวออกนอก base of support เพื่อรักษาสมดุลของร่างกายขณะเคลื่อนไหวซึ่งเราเรียกว่า dynamic balance

Posture

Postural เป็นความสัมพันธ์ของท่าทางหรือตำแหน่งของร่างกาย posture หมายถึง การจัดการส่วนต่างๆ ของร่างกาย ส่วน postural stability หมายถึงการคงลักษณะของลำตัวให้ ตั้งตรงขณะยืนหรือทำให้ส่วนของลำตัวมั่นคงในขณะที่มีการเคลื่อนไหวของแขนหรือขา ดังนั้นจึง สามารถอธิบาย posture ได้จาก alignment ของส่วนต่างๆ ของร่างกายที่สัมพันธ์กันกับส่วนต่างๆ ในช่วงเวลานั้นๆ เช่น การยืนตรงต้านกับแรงโน้มถ่วงของโลกเป็นกระบวนการที่เกิดจากการทำงาน หลายๆ ส่วนของร่างกาย เพื่อให้คงสภาพสมดุลได้ อันได้แก่ กระดูก ข้อต่อและกล้ามเนื้อ (21) (ภาพที่ 2.2)



ภาพที่ 2.2 Postural stability

(Nashner LM Clinical exercise physiology 1st ed. Mosby-Year Book Inc 1994)

ระบบประสาทที่ควบคุมระบบสมดุลของร่างกาย

ระบบประสาทหลักที่ควบคุม balance คือ ระบบการมองเห็น (visual system) ระบบ vestibular ซึ่งอยู่ภายในหูชั้นในและ somatosensory system ระบบการมองเห็นจะมีหน้าที่สำคัญในการให้ข้อมูลว่าร่างกายอยู่ในตำแหน่งใด เคลื่อนไหวเร็วมากน้อยเพียงไร และมีอุปสรรคอย่างไร และยังสามารถทำงานทดแทนได้ถ้าหากระบบควบคุมสมดุลหลักอีก 2 ระบบมีการสูญเสีย ระบบ vestibular จะทำหน้าที่ให้ข้อมูลที่จำเป็นในการควบคุม postural sway และ dynamic balance เนื่องจากตาสามารถเคลื่อนไหวได้ในขณะที่ศีรษะอยู่นิ่งๆ และศีรษะสามารถเคลื่อนไหวได้ขณะที่ตาอยู่นิ่งๆ หน้าที่ของระบบ vestibular มีความสำคัญเนื่องจากระบบนี้จะให้ข้อมูลที่ไม่ขึ้นกับการมองเห็น ระบบ somatosensory มีความสำคัญสำหรับ balance รวมถึงข้อมูลที่ส่งจากผิวหนัง จากข้อและจากตัวรับการสัมผัสสะท้อน ซึ่งทุกอย่างจะให้ข้อมูลเกี่ยวกับ body position reflex หลายๆตัวจะถูกกระตุ้นโดย somatosensory input ตัว spinal reflex เช่น patellar tendon reflex (knee jerk) จะถูกกระตุ้นเมื่อข้อมูลจากกล้ามเนื้อถูกส่งไปที่ motor neurons ใน spinal cord ซึ่งต่อมาจะตอบสนองโดยการหดตัวของกล้ามเนื้อที่เหมาะสมต่อการเปลี่ยนแปลงของ balance ที่เกิดขึ้น reflex เหล่านี้มีความเร็วสูงและเป็นการเริ่มต้นการปรับตัวของท่าทางโดยไม่มีคำสั่งจากสมอง ส่วน reflex ตัวอื่นๆ ที่สามารถทำงานโดยอัตโนมัติ คือ righting reflex ซึ่งถูกกระตุ้นเมื่อศีรษะมีการเคลื่อนไหวจาก normal upright position(8,22,23) (ตารางที่ 2.1)

ตารางที่ 2.1 Postural Control System

(Nashner LM. Practical Management of Dizzy Patient. Lippicott Williams & Wilkins.)

Sensory system	Skeletal muscle system	CNS
Vestibular system located In the inner ear (semicircular canals, otholiths, maculaes)	Muscles of the upper and lower extremities.	Stretch reflex
Vision (retina)	Trunk muscles	Long-loop reflexes
Proprioceptive system (muscle Spindle-type I and II, Golgi Tendon organ, joint receptors)	Neck muscles	Preprogrammed reactions (Learned skills)
Cutaneous receptors		Synergistic action

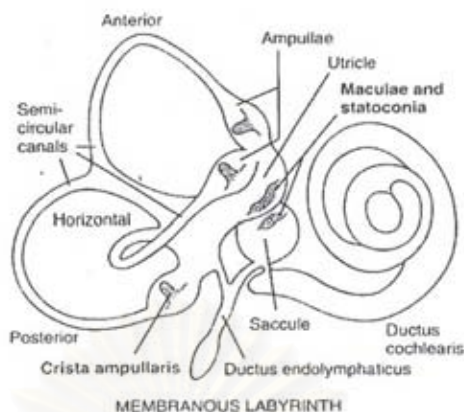
ระบบการมองเห็น (Vision)

ระบบการมองเห็นเป็นตัวหลักในการควบคุม balance มีการให้ข้อมูลเกี่ยวกับสภาพแวดล้อม และตำแหน่ง ทิศทางและความเร็วของการเคลื่อนไหวของแต่ละบุคคล เนื่องจาก postural reflexes หลายๆอันถูกกระตุ้น โดยระบบ vestibular สามารถถูกกระตุ้นโดยการมองเห็นได้เช่นกัน หากมีการสูญเสียของการทำงานของระบบ vestibular และระบบ proprioception การใช้ระบบการมองเห็นเพื่อช่วยให้ร่างกายสามารถคงสมดุลได้อย่างมีประสิทธิภาพยังคงทำได้ บางคนแม้จะมีการทำลายของ vestibular apparatus การคงสมดุลของร่างกายยังคงปกติตราบเท่าที่ระบบการมองเห็นทำงานขณะมีการเคลื่อนไหวอย่างช้าๆ แต่หากมีการเคลื่อนไหวอย่างรวดเร็วหรือปิดตา สมดุลการทรงตัวจะเสียทันที(22,23)

The vestibular system

Vestibular apparatus เป็นอวัยวะรับความรู้สึกเกี่ยวกับระบบสมดุล ซึ่งประกอบไปด้วย semicircular canals และ chambers อยู่บน temporal bone ซึ่งเรียกว่า bony labyrinth และภายในจะเป็น membrane และ chamber เรียกว่า membranous labyrinth ซึ่งทำหน้าที่เป็นส่วนหนึ่งของ vestibular apparatus Membranous labyrinth ประกอบไปด้วย cochlea, 3 semicircular canals และ 2 chambers ที่เรียกว่า utricle และ saccule (ภาพที่ 2.3)

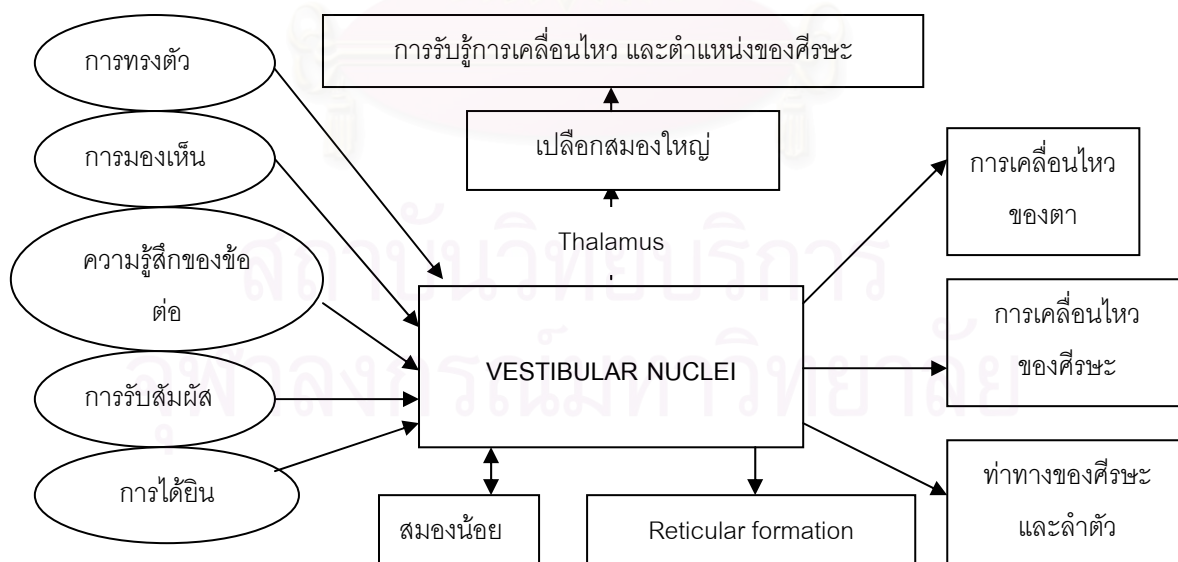
Vestibular system จะอยู่ภายในหูชั้นใน เป็นระบบที่มี receptors ซึ่งให้ข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของศีรษะ receptors ชนิดหนึ่งคือ otoliths ภายใน saccule และ utricle ทำหน้าที่ static vertical reference ระหว่างการยืนและสัญญาณจากตำแหน่งของศีรษะที่เกี่ยวข้องกับแรงดึงดูดของโลก (เช่นขณะที่ศีรษะเคลื่อนขึ้น ลง เอียงข้างหรือ tilt) ถ้าหากศีรษะ tilt receptors เหล่านี้ จะบอกทิศทางและกลไกของ tilt ตัว sensor อื่นๆ ที่อยู่ภายในหูชั้นในคือ semicircular canals ซึ่งประกอบไปด้วยท่อครึ่งวงกลม 3 อันวางอยู่บน three planes of the body (frontal, sagittal และ horizontal) semicircular canals ประกอบไปด้วยของเหลวที่จะเคลื่อนไหวตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวของศีรษะตัว receptors จะถูกกระตุ้นโดยการเคลื่อนไหวของของเหลว ซึ่งจะส่งข้อมูลเกี่ยวกับการหมุนของศีรษะ ตัว neurons ทั้งของ vestibular structures มีอิทธิพลต่อ motor neurons ใน spinal cord ที่กระตุ้นกล้ามเนื้อ (โดยเฉพาะ extensor muscle) ซึ่งจะทำให้เกิดความสมดุลขึ้น(23,24)



ภาพที่ 2.3 Membranous labyrinth

(Cohen H Neuroscience for rehabilitation Lippincott Company 1993)

สัญญาณประสาทจากระบบการทรงตัวจะถูกส่งขึ้นไปสู่ส่วนของสมองใหญ่บางส่วนจะไปยัง thalamus และ caudate nucleus ก่อนที่จะไปยังเปลือกสมองใหญ่บริเวณ postcentral gyrus และ parietal association area เซลล์ประสาทที่เกี่ยวข้องกับทางเดินประสาทนี้ทำให้เราทราบถึง (conscious awareness) ตำแหน่งของศีรษะและการเคลื่อนไหวของศีรษะที่เกิดขึ้น ดังนั้นการเชื่อมต่อของ vestibular nuclei กับส่วนอื่นๆของสมอง มีอิทธิพลต่อการเคลื่อนไหวของลำตัว ศีรษะ ลูกตา การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ และระดับของการรู้สึกตัว(25)(ภาพที่ 2.4)



ภาพที่ 2.4 แสดงสัญญาณประสาทรับความรู้สึกที่เข้าสู่ vestibular nuclei

(จงจินตน์ รัตนานันทชัย การควบคุมการเคลื่อนไหว Motor control คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2542)

The somatosensory system

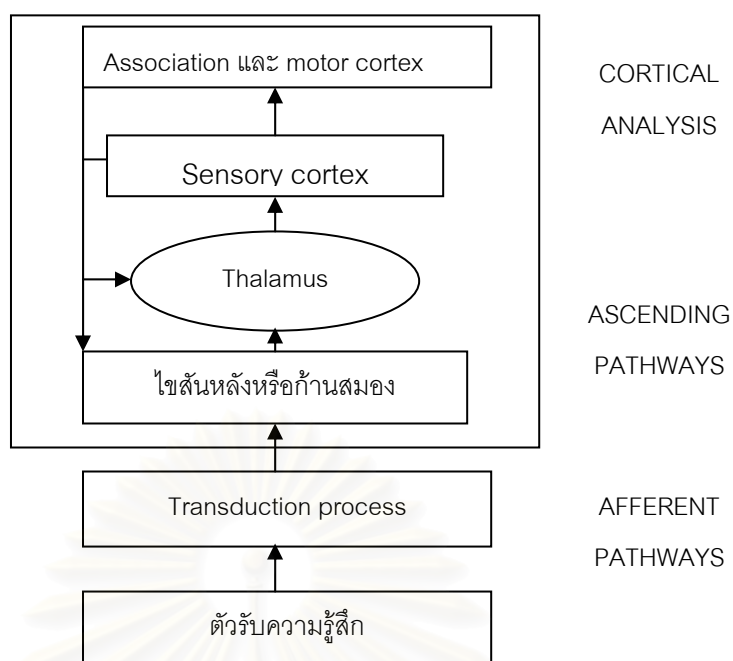
Somatosensory system มีความสำคัญในการทำให้เกิด balance และ motor control ให้ข้อมูลที่สัมพันธ์กับ body contact และ position ซึ่งรวมถึง cutaneous receptors ที่ให้ข้อมูลเกี่ยวกับการสัมผัสและการสัมผัสที่อ่อนและ muscle receptors ซึ่งให้ข้อมูลเกี่ยวกับตำแหน่งของร่างกายด้วยการควบคุมการเคลื่อนไหวขึ้นกับความแน่นอนและถูกต้องของข้อมูลจาก somatosensory system(8)

Muscle receptors and Joint information

Muscle proprioceptors จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับ mechanical displacements ของกล้ามเนื้อและข้อต่อ เมื่อกกล้ามเนื้อถูกยืด (เช่น กล้ามเนื้อน่องเมื่อเราโน้มตัวไปข้างหน้า) stretch receptors ในสัญญาณกล้ามเนื้อจะเปลี่ยนแปลงความยาวกล้ามเนื้อไปยังระบบประสาทส่วนกลางตามระบบ reflex กล้ามเนื้อจะหดตัว ซึ่งก็จะเห็นเป็นการเปลี่ยนแปลงของความยาวกล้ามเนื้อและ tension เช่นเดียวกัน เมื่อมุมของข้อมีการเปลี่ยนแปลง ข้อมูลก็จะได้รับจาก joint receptor joint-position sense ที่เข้าและข้อเท้าจะถูกวัดโดยการเคลื่อนไหวข้อเข้าและถามมุมใหม่ หรือเคลื่อนไหวไปยังมุมใหม่แล้วบอกให้ subject เคลื่อนไหวในมุมนั้นในครั้งต่อไป(8,22)

Central Nervous System

Central nervous system (CNS) ประกอบด้วย spinal cord และ brain ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมการทรงท่า (posture) สัญญาณประสาทของความรู้สึกต่างๆที่ไปสู่ cortical neurons ส่วนใหญ่มาจาก thalamic nuclei ซึ่งส่งข้อมูลผ่าน spinal cord, basal ganglia และ cerebellum และจาก parietal และ frontal areas ของ cortex (ภาพที่ 2.5) การถูกกระตุ้นและการตอบสนองอย่างรวดเร็วในขณะการยืนจะถูกกระตุ้นโดย spinal reflexes(25)



ภาพที่ 2.5 แสดงการจัดลำดับการทำงานของระบบประสาทรับความรู้สึก
(จจินตน์ รัตนานันท์ชัย การควบคุมการเคลื่อนไหว Motor control คณะเทคนิคการแพทย์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2542)

Spinal or Monosynaptic Reflexes

Spinal reflex จะถูกกระตุ้นเมื่อกล้ามเนื้อถูกยืด ส่งกระแสประสาทไปที่ spinal cord ซึ่งสัญญาณนี้จะส่งตรงไปที่ motor neurons ใน spinal cord ที่ควบคุมกล้ามเนื้อที่ถูกยืด กระตุ้น motor neurons เพื่อทำให้กล้ามเนื้อหดตัว เพื่อพยายามให้ไปสู่ท่าเดิมหรือในความยาวที่เหมาะสม ตัวอย่างของ reflex ชนิดนี้ เมื่อคนนั่งงอนอนในที่ประชุมที่หน้าเบื่อ ศีรษะจะก้มลงมาข้างหน้า เมื่อก้มศีรษะลงมาถึงความเร็วหนึ่งและตกลงมาถึงระดับหนึ่ง กล้ามเนื้อ extensor จะถูกยืดและต่อมาศีรษะก็จะผงกขึ้นมา monosynaptic อื่นๆ ที่พอจะทราบคือ knee jerk (patellar tendon reflex) และ achilles tendon reflex ซึ่งถูกกระตุ้นโดยการตีบน tendon ด้วยค้อนเล็ก ๆ ที่ใต้เข่าหรือที่ด้านหลังของข้อเท้า

กลไกของ reflex จะถูกกระตุ้นเมื่อคนเอียงหน้าและหลังหรือด้านข้างจาก base of support monosynaptic reflex เป็นตัวหนึ่งที่มีขึ้นเพื่อ counteract postural sway ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่น้อยที่สุดและพยายามคง balance เอาไว้โดยที่ไม่ส่งไปยังสมองส่วนบน reflex เหล่านี้จะทำงานในขณะที่ยืนและมีการเคลื่อนไหว ซึ่งอาจจะไม่สามารถรวบรวมกล้ามเนื้อได้ทั้งหมดเพื่อต้านกับ postural sway แต่ reflex เหล่านี้ก็เป็นตัวปรับการตอบสนองในระดับบนๆ ให้สามารถช่วยคง balance ได้(8)

Righting Reflex

ข้อมูลจากระบบ visual และ vestibular จะทำให้คนเราสามารถยืนอยู่หนึ่งๆได้ การเคลื่อนไหวที่จะทำให้คนเราสามารถกลับไปยืนทรงตัวได้เป็นปกติ เมื่อมีการรบกวนของสมดุลท่าทาง ซึ่งเรียกว่า righting reactions ซึ่งประกอบไปด้วย 1. vestibular righting reflexes ซึ่งจะทำให้ศีรษะกลับมามาอยู่ในท่าตรงและ 2. neck righting reflexes ซึ่งจะทำให้ลำตัวกลับมามาอยู่ในแนวเดียวกับศีรษะ(22)

ในคนหรือสัตว์จะมีการคล้ายกันในเรื่องของ righting reflex ในคนการเคลื่อนไหวที่รวดเร็ว fast-acting reflexes จะพบในความพยายามจะคืนสภาพจากการสูญเสีย balance ที่เกิดขึ้นทันทีและไม่ได้คาดคิดมาก่อน reflex เหล่านี้จะถูกกระตุ้นโดยระบบ visual และ vestibular ซึ่งบ่งบอกได้ว่าร่างกายกำลังเกิดความเร่งหมุนรอบแกน 1 แกนหรือมากกว่า dynamic sensors ใน semicircular canals และภายใน utricle และ saccule พบมีการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งศีรษะและเริ่มกระตุ้น vestibular reflexes ซึ่งมีการเคลื่อนไหวของ antigravity muscles ของขาและเชื่อมโยงทำให้เกิดการ compensate counterbalance การเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนบนและแขน (8)

Synergistic Motor Response

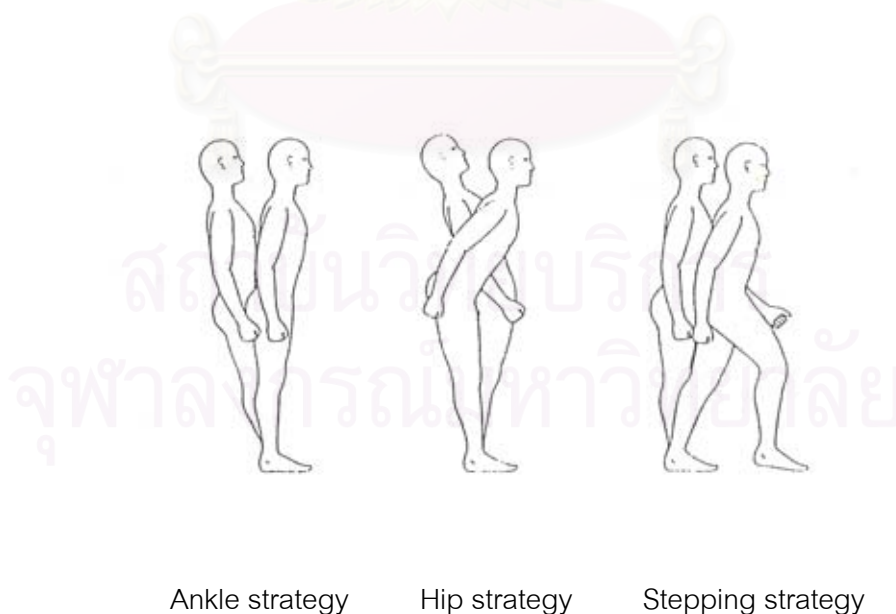
Visual, vestibular และ somatosensory information จะถูกรวบรวมและทำงานร่วมกันในทิศทางการสั่งงานของระบบประสาทเพื่อคงท่าทางกล้ามเนื้อขาและลำตัวสามารถทำให้คงไว้ได้ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง balance เนื่องจากการปรับเปลี่ยนเหล่านี้ เกิดขึ้นรวดเร็วมาก น้อยกว่า 1/4 วินาที ซึ่งจะต้องมีระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งคล้ายกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ซึ่งจะจัดระบบข้อมูลเป็นแบบ subconscious จากหลายๆระบบที่แตกต่างกันและหลังจากนั้นก็ทำงานโดยอัตโนมัติ เพื่อให้เหมาะสมกับการกระตุ้นที่เกิดขึ้น

Sensory input จาก visual, vestibular และ somatosensory system จะกระตุ้นการตอบสนองที่ศูนย์กลาง หลังจากนั้นระบบประสาทส่วนกลางจะทำหน้าที่เลือก จัดการและก่อให้เกิดการตอบสนองท่าทางที่ถูกต้อง ตัวอย่างของ corrective synergistic program ของขาและลำตัวเป็นกลไกที่ counteracts การเคลื่อนไหวในแนว horizontal ของจุดศูนย์กลางของร่างกายซึ่งเกิดจากการเคลื่อนไหวจากการหายใจ การตอบสนองอีกสองอย่างของ motor response synergies คือ a sway synergy แต่ละอันจะมีรูปแบบการกระตุ้นกล้ามเนื้อซึ่งมีลักษณะและหน้าที่โดยเฉพาะคำสั่งจากส่วนกลางจะรวบรวมวงจร spinal reflex โดยการ

เปิดและปิดตัวมันเองใน coordinated fashion ตัว common center จะถูกกระตุ้นโดย long-latency reflexes ที่ถูกกระตุ้นจากการหมุนของข้อเท้าระหว่างการเคลื่อนไหว ดังนั้น long-latency reflexes เป็นส่วนที่สำคัญของ postural reflex system ที่จะทำงานตลอดเวลาเมื่อมีการยืนหรือเคลื่อนไหวและทำงานร่วมกับ voluntary movement response synergies จะทำงานเมื่อมีการรบกวนของ balance เกิดขึ้นแบบทันทีทันใดและยังรวมถึงการเตรียมตัว การวางแผนและทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ถูกต้อง(8)

Strategy

เป็นแบบแผนหรือยุทธวิธีของการเคลื่อนไหวที่ร่างกายใช้ในการรักษาสมดุลงานของร่างกายที่พบบ่อยๆ ได้แก่ ankle strategy เป็นการทำให้ส่วนของลำตัวตั้งตรงโดยการแกว่งของลำตัวน้อยที่สุดและเป็นแบบแผนสำคัญสำหรับการรักษาสมดุลงานการทรงตัวในท่ายืน hip strategy เป็นแบบแผนที่ทำให้เริ่มมีการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก stepping strategy เป็นความพยายามรักษาสมดุลงานการทรงตัวในท่ายืนซึ่งหากเกิดการเสียสมดุล การปรับร่างกายเข้าสู่สมดุลงานใหม่จะเป็นการกระตุ้นให้เกิดการก้าวขาไปด้านหน้า การรักษาสมดุลงานการทรงตัวขณะมีการเคลื่อนไหวของร่างกายจะใช้ strategy หลายแบบร่วมกันขึ้นอยู่กับขนาดของสิ่งที่ทำให้เกิดการเสียสมดุล ช่วงระยะเวลาที่เกิดและประสบการณ์ที่ผ่านมา ซึ่งมีผลต่อการตัดสินใจในการใช้ strategy ต่างๆเพื่อรักษาสมดุลงานของร่างกาย(26)(ภาพที่ 2.6)



ภาพที่ 2.6 Postural movement strategies.

(Nashner LM Clinical exercise physiology 1st ed. Mosby-Year Book Inc.1994)

Balance assessment

ในการประเมินสมดุลงการทรงตัวมีวิธีทดสอบที่นิยมใช้อยู่หลายวิธี การที่จะเลือกใช้วิธีทดสอบชนิดใดจึงขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการวัด ตัวอย่างเช่น ถ้าการประเมินภาวะเสี่ยงต่อการหกล้มในผู้สูงอายุจะทดสอบโดยวิธีต่างๆได้(27)(ตารางที่ 2.2) การทดสอบสมดุลงการทรงตัวในกลุ่ม steady standing เป็นท่าทดสอบสมดุลงการทรงตัวที่มีลักษณะการยืนรูปแบบต่างๆ (ภาพที่ 2.7)(28) และเป็นท่าทดสอบที่พบในการทดสอบสมดุลงการทรงตัว Berg Balance Scale ซึ่งใช้สำหรับประเมิน functional balance measurements Berg Balance Scale เป็นแบบทดสอบที่นิยมใช้ เพราะเป็นวิธีทดสอบที่ง่ายและพบว่ามีความเที่ยงตรงสูงเมื่อเทียบกับการทดสอบแบบการให้คะแนนวิธีอื่นๆ ผู้วัดจะทดสอบสมดุลงการทรงตัวของผู้ถูกทดสอบ ในแต่ละท่าที่กำหนดไว้ในแบบทดสอบและให้คะแนนในแต่ละหัวข้อ โดยผลการทดสอบจะสรุปได้จากคะแนนรวมทั้งหมดที่ได้จากการทดสอบ(29)

ท่าการทดสอบสมดุลงการทรงตัวในกลุ่ม steady standing พบว่าท่า single-limb stance หรือ one-legged stance เป็นท่าทดสอบสมดุลงการทรงตัวที่ถูกนำไปใช้ประเมินความเสี่ยงต่อการหกล้มในผู้สูงอายุ(6,30-32) ซึ่งการวิจัยเหล่านี้ประเมินสมดุลงการทรงตัวจากระยะเวลาที่สามารถยืนขาเดียวได้โดยที่ขาอีกข้างไม่สัมผัสพื้น ตัวอย่างเช่น การทดสอบในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกขาของข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลังในผู้สูงอายุ 316 คน ติดตามผลต่อเนื่อง 3 ปี เพื่อตรวจสอบสมมุติฐานที่ว่า การทดสอบในท่ายืนขาเดียวโดยขาอีกข้างเข่างอ 90 องศาไปด้านหลังสามารถทำนายการเกิดการหกล้มและการได้รับการบาดเจ็บจากการหกล้มในผู้สูงอายุได้ ซึ่งพบว่า 84.5 % ผ่านเกณฑ์การทดสอบ ส่วนกลุ่มที่ไม่ผ่านเกณฑ์พบว่าเกี่ยวข้องกับอายุและความผิดปกติของการเดิน อายุที่เพิ่มขึ้นมีผลต่อคะแนนของการทดสอบโดยเฉพาะกลุ่มผู้สูงอายุมากกว่า 73 ปีจะมีโอกาสล้มได้เพิ่มขึ้นและผลการทดสอบกับการติดตามอย่างต่อเนื่องพบว่าคะแนนที่ลดลงไม่มีผลต่อการทำนายการได้รับการบาดเจ็บจากการหกล้มในผู้สูงอายุได้ เนื่องจากมีหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้องต่อการหกล้มในผู้สูงอายุ(6)

ในการวิจัยที่ทำกรวัดสมดุลงการทรงในท่ายืนขาเดียว ในกลุ่มเพศหญิงอายุระหว่าง 60-89 ปี จำนวน 110 คน เป็นกลุ่มผู้ที่มีประวัติเคยหกล้มมาก่อน 26 รายและผู้ไม่เคยมีประวัติการหกล้มมาก่อนหน้าการทดสอบจำนวน 84 ราย เมื่อทดสอบวัดสมดุลงการทรงในท่ายืนขาเดียว คนละ 3 ครั้ง นานครั้งละ 30 วินาที พบว่าในการทดสอบครั้งแรกกลุ่มที่มีประวัติหกล้มและกลุ่มที่ไม่มีประวัติการหกล้มยืนทรงตัวได้นาน เฉลี่ย 9.75 และ 9.53 วินาทีตามลำดับ และในการทดสอบครั้งที่สามสามารถยืนได้ดีที่สุดพบว่าในกลุ่มที่มีประวัติหกล้มและกลุ่มที่ไม่มีประวัติการหกล้มยืนทรงตัวได้

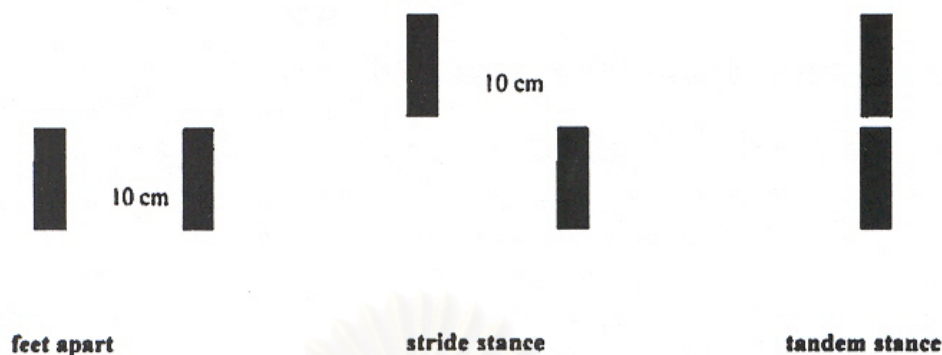
นานเฉลี่ย 12.89 และ 14.26 วินาที ตามลำดับ ซึ่งผู้ทำการวิจัยพบว่าการทดสอบในท่ายืนขาเดียวครั้งแรก มีความน่าเชื่อถือน้อยกว่าการวิเคราะห์จากการทดสอบครั้งที่ยืนได้ดีที่สุด(30)

การทดสอบสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียว (one-legged stance tests) เป็นการทรงตัวในท่ายืนลงน้ำหนักบนขาข้างเดียว ขณะที่ขาอีกข้างยกงอข้อเข่า 90 องศาไปด้านหลัง ในการทดสอบจะเริ่มจากยืนลงน้ำหนัก 2 ขา มือทั้งสองข้างกอดอก ยกขาข้างหนึ่งขึ้น สะโพกอยู่ในแนวตรง ข้อเข่าของขาที่ยกงอข้อเข่า 90 องศาไปด้านหลัง ทำสลับข้างกัน ทดสอบทั้งหมด 5 ครั้ง ครั้งละ 30 วินาที บันทึกความแตกต่างในแต่ละข้างไว้ โดยจะให้คะแนนเป็นวินาทีที่ยกขาอยู่ในท่าที่กำหนดได้ คะแนนมากที่สุดในการทดสอบคือการยืนได้นาน 150 วินาที นอกจากการวัดระยะเวลาแล้ว ผู้ทำการทดสอบต้องสังเกตลักษณะของลำตัว แขน และขาขณะทำการทดสอบว่ามีการใช้ส่วนของร่างกายส่วนใดช่วยในการรักษาสมดุลหรือไม่ เช่น กรณีการกางแขนออกหรือการใช้ขาข้างที่ยกงอข้อเข่า 90 องศาไปสัมผัสกับขาข้างที่ยืนลงน้ำหนักก็ถือว่าไม่ผ่านในการทดสอบครั้งนั้น(16)

ตารางที่ 2.2 Clinical Tests of Balance Used by Physical Therapists.

(Smithson F., Morris, M.E., and Iansek, R. Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. Phys Ther. 78,1998)

Classification	Test
Steady standing	Feet apart ^{5,7} Feet together ^{5,7} Stride stance ^{7,14} Tandem stance ⁷ Single-limb stance ^{5,6} Romberg Test ^{25,α}
Perturbation of standing balance by self-initiated movements	Arm raises ⁷ Step test ^{10,α} Functional reach ^{8,9,11,α}
Response to externally generated perturbations	Sternal push ¹⁶ Postural stress ^{12-14,α} Pastor, Marsden, and Day Test ¹⁵
Ability to maintain balance during functional tasks	Berg Balance Scale ^{17,α} "Get up and go" test ^{19,α} Gait ^{20,21} Tinetti Mobility Index ^{18,α} Subcomponents of functional assessment scales such as Barthel Index, Functional Independence Measure, and Webster Scale ^{45,b,c}
Ability to integrate sensory information to maintain stability	Sensory organization ²²⁻²⁴



ภาพที่ 2.7 ลักษณะการยืนของการทดสอบสมดุลการทรงตัวในกลุ่ม steady standing

(Frzovic D., Morris, M.E., and Vowels, L. Clinical tests of standing balance: Performance of persons with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil. 81, 2000)

Motion analysis measurements

นับตั้งแต่ Fischer (ค.ศ. 1861-1917) และ Braune (ค.ศ. 1830-1892) ได้ค้นพบวิธีวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ (3D) และนำมาใช้ในการศึกษาการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆ ของร่างกายในปี ค.ศ.1898 โดยใช้กล้อง 4 ตัวในการวิเคราะห์ Bernstein (1896-1966) ได้ทำการพัฒนาระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3D และนับตั้งแต่นั้นเป็นต้นมากระบวนการวัดและความสามารถในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวได้ถูกพัฒนาอย่างรวดเร็วสืบเนื่องมาจากอิทธิพลของเทคโนโลยีใหม่ๆ

มีการศึกษาวิจัยลักษณะแนวของขา 3 รูปแบบคือ กลุ่มที่มีขาปกติ กลุ่มที่ขาที่มีลักษณะ varus และกลุ่มที่ขาที่มีลักษณะ valgus โดยสนใจศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างมุมที่วัดได้ของข้อ tibiofemoral ขณะยืนลงน้ำหนักบนขาสองข้างและศึกษาการเปลี่ยนแปลงของค่า mean center of pressure ขณะยืนขาเดียวและขาที่ยกข้อเข่าเข้าประมาณ 20 องศา โดยทำการวัดมุมของข้อ tibiofemoral โดยการใช้กล้องบันทึกภาพแบบ 2 มิติ (2D) ทางด้านหน้าและติด markers 3 ตำแหน่ง ตำแหน่งแรกอยู่บริเวณกึ่งกลางของแนวเส้นตรงที่ลากระหว่าง anterior superior iliac spine กับ greater trochanter ตำแหน่งที่สองอยู่ที่ข้อเข่า (mid point of the patellar tendon) ตำแหน่งที่สามคือด้านหน้าของข้อเข่า จากผลการวัดมุมของข้อ tibiofemoral พบว่ากลุ่มที่มีแนวของขาปกติ กลุ่มที่ขาที่มีลักษณะ varus และกลุ่มที่ขาที่มีลักษณะ valgus วัดมุมจากกล้องได้เฉลี่ย 10.3 ± 7.0 , 10 ± 1.0 และ 9.7 ± 6.0 องศาตามลำดับ ส่วนค่าของ mean center of pressure ในแนวด้านซ้ายขวาไม่มีความแตกต่างระหว่างกลุ่ม ค่าของ mean center of pressure ในแนวด้านหน้า

หลังพบว่ากลุ่มที่ขา มีลักษณะ varus และกลุ่มที่ขา มีลักษณะ valgus มีค่า mean center of pressure ในแนวด้านหน้าหลังมากกว่ากลุ่มที่มีแนวของขาปกติ(33)

นอกจากนี้ จะพบว่ามี การวิจัย ที่ใช้ การวิเคราะห์ แบบ 3 มิติ โดยใช้ markers ติดบริเวณข้อ และ ส่วนของ ร่างกาย เพื่อ ใช้ ในการ คำนวณ center of mass (COM)(34) และ center of gravity (COG) ในการ วิจัย ที่ ทำ การ วัด center of pressure และ center of gravity ในการ ทดสอบ การ ทรง ตัว ใน 3 ท่า ของ การ ทดสอบ คือ ท่า ยืน ลง น้ำหนัก บน ขา สอง ข้าง โดย การ เปิด ตา และ การ ปิด ตา ท่า ยืน ขา เดียว โดย การ ทดสอบ ทำ ครั้ง ละ 10 วินาที ใน ผู้ เข้า ร่วม การ วิจัย จำนวน 6 คน พบ ว่า ผล ของ การ วัด ของ center of pressure และ center of gravity ความ สัม พัน ธ์ อยู่ ใน ระดับ สูง ใน ช่วง ความ กว้าง และ ความ ถี่ ของ การ วัด ของ ทั้ง สาม ท่า การ ทดสอบ และ ผล การ ศึกษา สนับสนุน ให้ ใช้ การ วัด center of pressure สำหรับการ ประเมิน ภาวะ บกพร่อง ของ การ รักษา สมดุล การ ทรง ตัว ใน ท่า ยืน (35)

Body sway measurements

มี ผู้ ทำ การ ศึกษา วิจัย การ วัด การ แกว่ง ของ ร่างกาย (postural sway) จาก การ เปลี่ยนแปลง ของ center of pressure (COP) ในการ ทดสอบ สมดุล การ ทรง ตัว ท่า ยืน ขา เดียว (one-legged stance tests) หลาย การ วิจัย ตัวอย่าง เช่น การ วิจัย การ รักษา สมดุล การ ทรง ตัว ใน กลุ่ม นัก กีฬา ยิม นาสติก จำนวน 6 ราย และ กลุ่ม ผู้ ที่ ไม่ ได้ เล่น กีฬา ยิม นาสติก จำนวน 6 ราย โดย ทั้ง สอง กลุ่ม ทำ การ ทดสอบ สมดุล การ ทรง ตัว ใน 3 ท่า คือ ท่า ยืน ลง น้ำหนัก บน ขา สอง ข้าง ท่า ยืน ขา เดียว ท่า ยืน ขา เดียว บน พื้น ซึ่ง เป็น ฟอง น้ำหนา 7 cm. ใน แต่ละ ท่า จะ วัด เปรียบ เทียบ ระหว่าง การ ใช้ สาย ตา กับ การ ไม่ ใช้ สาย ตา โดย ประเมิน การ เปลี่ยนแปลง ของ COP range (mm) และ COP speed (mm/s) ผล การ ทดสอบ พบ ว่า การ ใช้ สาย ตา ช่วย ลด postural sway แต่ ใน ท่า ยืน ขา เดียว พบ ว่า postural sway จะ เพิ่มขึ้น มากกว่า ท่า ยืน ลง น้ำหนัก บน ขา สอง ข้าง และ เพิ่มขึ้น ใน ท่า ยืน ขา เดียว บน พื้น ที่เป็น ฟอง น้ำ เมื่อ วัด เปรียบ เทียบ ระหว่าง การ ใช้ สาย ตา กับ การ ไม่ ใช้ สาย ตา พบ ว่า ใน สภาวะ ที่ ไม่ ใช้ สาย ตา กลุ่ม นัก กีฬา ยิม นาสติก สามารถ ทรง ตัว ได้ ดี กว่า กลุ่ม ผู้ ที่ ไม่ ได้ เล่น กีฬา ยิม นาสติก ใน ทุก ท่า ของ การ ทดสอบ สมดุล การ ทรง ตัว (36)

ในการ วิจัย เรื่อง ผล ของ การ ล้า ของ กล้าม เนื้อ สะโพก และ ข้อ เท้า ที่ มี ต่อ การ ทดสอบ สมดุล การ ทรง ตัว ใน ท่า ยืน ขา เดียว ใน กลุ่ม ผู้ เข้า ร่วม การ วิจัย ที่มี อายุ ระหว่าง 21.4±2.1 ปี การ ทดสอบ จะ ถูก ทำ ให้ เกิด ภาวะ กล้าม เนื้อ ล้า โดย การ ตะปุด บอล ทำ การ ทดสอบ สมดุล การ ทรง ตัว ใน ท่า ยืน ขา เดียว 3 ครั้ง ครั้ง ละ 30 วินาที ก่อน และ หลัง การ ทำ ให้ เกิด ภาวะ กล้าม เนื้อ ล้า โดย ประเมิน จาก ค่า mean COPX velocity (cm/s) และ mean COPY velocity (cm/s) พบ ว่า การ ล้า ของ กล้าม เนื้อ

สะโพกทำให้ความสามารถในการทรงตัวทั้งในแนวซ้ายขวาและแนวหน้าหลังลดลงแต่การล้าของกล้ามเนื้อข้อเท้าไม่มีผลต่อความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวในทั้งสองแนวตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(37)

การศึกษาวิจัยในผู้ที่ได้รับบาดเจ็บบริเวณส่วนขาโดยการทดสอบการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวเปรียบเทียบกับระหว่างขาข้างที่ปกติกับขาข้างที่มีภาวะบาดเจ็บ โดยใช้ Chattanooga Balance System ผู้เข้าร่วมการวิจัยจะถูกทดสอบในท่ายืนขาเดียวโดยยืนบนขาข้างที่ปกติสลับกับขาข้างที่มีภาวะบาดเจ็บนานครั้งละ 10 วินาที ในการประเมิน postural sway จะวัดการแกว่งของ COP ในแนวซ้ายขวาและแนวหน้าหลังพบว่าการยืนขาเดียวด้วยขาข้างที่มีภาวะบาดเจ็บจะเกิด postural sway มากกว่าการยืนขาเดียวด้วยขาข้างปกติอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P=0.01$)(38)

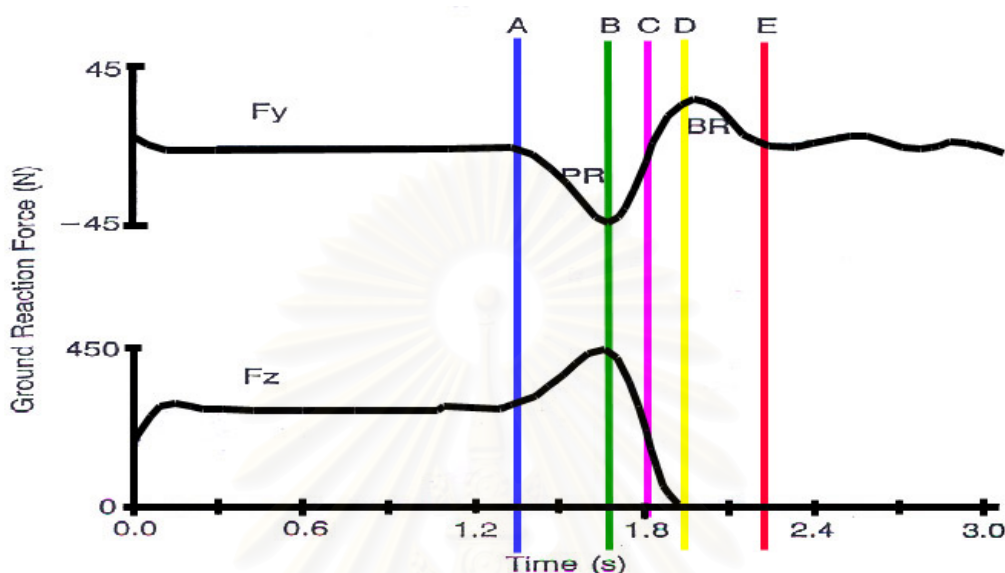
การศึกษาวิจัยการรักษาสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียว โดยมีผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้งหมด 24 ราย เป็นผู้ที่มียุ่ระหว่าง 18-40 ปี ทดสอบการรักษาสมดุลในท่ายืนขาเดียว นานครั้งละ 15 วินาที จำนวน 4 ครั้ง โดยในการทดสอบทำการวัดค่า GRF ในแกน mediolateral, anteroposterior และ vertical และวัดค่า COP ในแนวซ้ายขวาและแนวหน้าหลัง การทดสอบจะวัดเปรียบเทียบระหว่างขาข้างที่ถนัดกับขาข้างที่ไม่ถนัด จากจำนวนผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้งหมด พบว่ามีผู้ถนัดขาขวา 92% และผลการวิจัยพบว่าในขาข้างที่ถนัดเกิดเหตุการณ์ทำสัมผัสพื้นระหว่างการทดสอบ 1 ครั้ง (จากทั้งหมด 96 ครั้ง) สำหรับขาข้างที่ไม่ถนัดพบว่าไม่เกิดเหตุการณ์ทำสัมผัสพื้นระหว่างการทดสอบเลย การวัดค่าความน่าเชื่อถือของโดยวิธีการวัดซ้ำพบว่าวิธีวัดแรง (GRF) มีค่าความน่าเชื่อถือสูงกว่าวิธีวัด COP และผู้ทำการวิจัยคาดว่าวิธีวัดแรงเหมาะสมสำหรับใช้ประเมินการรักษาสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียว(39)

มีการศึกษาการฝึกด้วย ankle disk ร่วมกับการใช้ tactile stimulation โดยการติด nonelastic tape ไว้ที่ขาด้านนอกข้างที่มีข้อเท้าแพลง มีผู้เข้าร่วมการวิจัยจำนวน 22 รายซึ่งมีประวัติได้รับบาดเจ็บข้อเท้าแพลง ในการศึกษาแบ่งผู้เข้าร่วมการวิจัยออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มทดลองจะได้รับการฝึกด้วย ankle disk ร่วมกับการใช้ tactile stimulation วันละ 10 นาที สัปดาห์ละ 5 ครั้ง เป็นเวลา 10 สัปดาห์ ส่วนกลุ่มควบคุมได้รับการฝึกด้วย ankle disk อย่างเดียวเป็นระยะเวลาเท่ากัน และทำการวัด postural sway ก่อนและหลังการฝึกโดยทำการวัด postural sway ด้วย force plate โดยทำการเก็บข้อมูล COP ในท่ายืนขาเดียวโดยทดสอบด้วยขาข้างที่ได้รับบาดเจ็บนาน 30 วินาทีต่อครั้ง และคำนวณ COP ด้วยวิธี area sway (ภาคผนวก ข) พบว่าค่า area sway ที่วัดได้ก่อนการฝึกในกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมมีค่า 15.9 ± 3.9 และ 16.0 ± 3.4 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ หลังการฝึกสัปดาห์ที่ 4 วัดค่า area sway ของกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม

มีค่า 11.2 ± 2.2 และ 11.7 ± 2.2 ตารางเซนติเมตรตามลำดับและทำการวัดค่า area sway หลังการฝึกสัปดาห์ที่ 8 พบว่ากลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมมีค่า 9.0 ± 1.5 และ 10.5 ± 2.2 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ และในการวิจัยได้ทำการวัด postural sway ของคนปกติจำนวน 21 รายเพื่อหาค่า area sway ของคนปกติพบว่ามีค่า 9.6 ± 1.7 ตารางเซนติเมตร จากผลการทดสอบทำให้ทราบว่ากลุ่มที่ติดเทปร่วมกับการใช้ ankle disk พบว่า postural sway ดีขึ้นเทียบกับก่อนฝึกอย่างมีนัยสำคัญภายในสัปดาห์ที่ 4 และมีค่าเท่ากับคนปกติภายใน 6 สัปดาห์ ส่วนในกลุ่มที่ใช้ ankle disk อย่างเดียว postural sway ดีขึ้นเทียบกับก่อนฝึกอย่างมีนัยสำคัญในสัปดาห์ที่ 6 และมีค่ากับคนปกติในสัปดาห์ที่ 8 ซึ่งผลที่ได้นี้กล่าวได้ว่า postural sway ที่ดีขึ้นเกิดจากการเพิ่ม afferent input จาก skin receptors ซึ่งถูกกระตุ้นจากการดึงของ adhesive tape(4)

นอกจากการวัด postural sway จากค่า COP ซึ่งได้จาก force plate ในท่าทดสอบสมดุลการทรงตัวท่า one-legged stance แล้ว ยังมีผู้การศึกษาความน่าเชื่อถือของการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ระหว่างการเปลี่ยนท่าจากยืนสองขาเป็นยืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกขาออกข้อเข้า โดยใช้ force platform 2 ตัววัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวนอนและแนวตั้ง แบ่งได้เป็น 3 ช่วงคือ ช่วง onset of propulsive phase (PROP) ซึ่งเป็นช่วงเริ่มยกเท้าขึ้นพื้นพื้นถึงระยะที่มีการงอข้อเข้า (ช่วง A-B) เมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวนอน แรงจะเริ่มลดลงจากการเคลื่อนย้ายของจุดศูนย์กลางแรงกดไปทางขาที่ลงน้ำหนักขณะยืนขาเดียว แรงในแนวนี้จะลดลงต่ำสุดขณะมีการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดในแนว mediolateral (ML) มากที่สุดจากผลของความเร่งที่เกิดขึ้นขณะเท้าดันพื้นก่อนจะเริ่มมีการยกขา จากนั้นร่างกายมีการปรับสมดุลเพื่อให้สามารถทรงตัวอยู่ในท่ายืนขาเดียวงอข้อเข้าขาตรงกันข้าม 90 องศา ได้โดยจุดศูนย์กลางแรงกดจะแกว่งไปมาในแนวซ้ายขวาตลอดในช่วง onset of braking phase (BRAK) (ช่วง D-E) เพื่อช่วยไม่ให้เกิดการล้มไปทางด้านข้างของขาที่ลงน้ำหนัก และช่วง time to unload flexing limb คือช่วงระยะเวลาที่เท้าเริ่มต้นเคลื่อนไหวจากการยกขึ้นพื้นพื้นจนกระทั่งมีการงอข้อเข้า ผลการศึกษาพบว่าที่การเคลื่อนไหวอย่างรวดเร็ว Intraclass correlation coefficients (ICC) ≥ 0.73 และที่ความเร็วปกติค่า ICC ≥ 0.88 ในช่วง PROP และ BRAK ของทั้งสองช่วงความเร็วตามลำดับ และเมื่อพิจารณาตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับเวลาพบว่าค่า ICC ≥ 0.66 ที่การเคลื่อนไหวอย่างรวดเร็ว และ ICC ≥ 0.37 ที่ความเร็วปกติ ซึ่งแสดงว่าความเร็วของการเปลี่ยนแปลงท่ามีความสัมพันธ์กับความแตกต่างในกลไกการควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย จากค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นแสดงให้เห็นว่า มีความเร่งของมวลเกิดขึ้นในแต่ละส่วนของร่างกาย ส่วนการ

เคลื่อนไหวช้าๆ ร่างกายจะมีเวลาในการปรับเปลี่ยนส่วนต่างๆ ของร่างกายระหว่างการเคลื่อนไหว
ได้ดีขึ้น (ภาพที่ 2.8)



ภาพที่ 2.8 แสดง Ground reaction force (GRF) ขณะเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนักบนขาสองข้าง
เป็นยืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกขาของข้อเข่า กราฟรูปบนแสดง GRF ในแนว lateral horizontal
(Fy) กราฟรูปล่างแสดง GRF ในแนว vertical (Fz) (Hank T.A., and Rogers, M.W. Reliability of
ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-
limb stance in healthy adults. Phys Ther. 72 (1992))

การวิจัยเกี่ยวกับความน่าเชื่อถือของการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force)
ระหว่างเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนักสองขาเป็นยืนขาเดียว พบว่าในการยกขาเร็วและยกขาด้วย
ความเร็วปกติอย่างละ 2 ครั้งในผู้เข้าร่วมการวิจัย 18 ราย ระยะเวลาช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นถึงยก
สูงสุดในการยกขาเร็วและยกขาด้วยความเร็วปกติใช้เวลาเฉลี่ย 0.19 (0.12–0.35) และ
0.39 (0.24–0.66) วินาที ค่า ICC ของช่วงระยะเวลาที่เท้ายกพื้นพื้นถึงยกสูงสุดในการยกขาเร็ว
และยกขาด้วยความเร็วปกติ มีค่าเท่ากับ 0.71 และ 0.57 ตามลำดับ(40)

การศึกษากการเปลี่ยนท่าทางการงอเข่าอย่างรวดเร็วขณะยืนขาเดียว ในคนปกติ 7 คน อายุ
30-38 ปีเพื่อศึกษากการทำงานของกล้ามเนื้อด้วย electromyographic (EMG) บริเวณกล้ามเนื้อ
gluteus medius (GM) ของขาทั้งสองข้าง ร่วมกับวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นของแรงในแนวตั้ง โดยวัด
ซ้ำ 5 ครั้งในแต่ละคน พบว่ามีการลดลงของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งระหว่างการยกขาของเข่า

การงอเข่าอย่างรวดเร็วมีการเปลี่ยนแปลงของแรงในแนว mediolateral ไปสู่ขาที่ลงน้ำหนักและ การทำงานกล้ามเนื้อ GM ของขาข้างที่งอ มีบทบาทสำคัญในการเริ่มต้นการเปลี่ยนท่าจากยืนสอง ขาเป็นยืนด้วยขาเดียวนอกจากนี้มีการศึกษา ในผู้เป็นอัมพาต(hemiparesis) พบว่าเมื่อเพิ่ม ความเร็วในการเปลี่ยนท่าจะมีการเปลี่ยนแปลง center of gravity (CG) ในแนวตั้งอย่างชัดเจน ทำให้เกิดการกระจายน้ำหนักตัวในแนว ML ของลำตัวเพื่อให้เกิดความมั่นคง ในขณะที่เปลี่ยน ท่าทางด้วยความเร็วเพิ่มขึ้น การที่สามารถลดความเร็วในแนวตั้งที่มากเกินไปจะช่วยเพิ่มความ มั่นคงในการเปลี่ยนท่าทางได้(5)

ในการวิจัยนี้จึงต้องการศึกษาความน่าเชื่อถือของวิธีวัด area sway และวิธีวัด distance sway จากค่าจุดศูนย์กลางแรงกดที่วัดได้จาก force plate ในท่ายืนขาเดียวขณะที่ขาอีกข้างยกงอ ข้อเข่า 90 องศา ไปด้านหลัง ในคนปกติเพศชายและเพศหญิงที่มีอายุระหว่าง 40-60 ปี และศึกษา ความสัมพันธ์ของระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway และการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะยกขาค้างไว้กับ การวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากรและตัวอย่าง (Target population and sample population)

ประชากร (Target population): เพศหญิงและเพศชายที่มีอายุระหว่าง 40-60 ปี

ประชากรตัวอย่าง (Sample population): เพศหญิงและเพศชายที่มีอายุระหว่าง 40-60 ปี ที่ใช้บริการของสนามกีฬา การกีฬาแห่งประเทศไทย หัวหมาก ที่มีความสนใจเข้าร่วมการวิจัยโดยมีลักษณะดังนี้

เกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา (Inclusion criteria)

1. เพศหญิงและเพศชาย ที่มีอายุระหว่าง 40-60 ปี
2. มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง ไม่มีอาการเหนื่อยง่ายขณะทำกิจกรรมในชีวิตประจำวัน
3. ไม่มีความผิดปกติของแนวของขาทั้ง 2 ข้างที่เห็นได้ชัดเจนหรือที่วัดได้จาก Q-Angle สำหรับผู้หญิง Q-Angle < 18 องศา สำหรับผู้ชาย Q-Angle < 13 องศา
4. ไม่มีความผิดปกติของเท้าที่เห็นได้อย่างชัดเจนจาก footprints
5. ไม่เป็นโรคหรือพบภาวะผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทที่มีผลต่อการทรงตัว เช่น Vertigo, Dizziness เป็นต้น
6. ไม่เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อที่เป็นอุปสรรคต่อการทดสอบ
7. ไม่มีความผิดปกติของท่าเดินที่สังเกตเห็นได้ชัดเจน เช่น Limping gait เป็นต้น
8. ค่าดัชนีมวลกาย (body mass index) ≤ 30
9. งดสูบบุหรี่
10. สายตาปกติหรือปกติหลังสวมแว่นหรือใส่คอนแทคเลนส์
11. กลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัยยินยอมเข้าร่วมการศึกษาวิจัยด้วยความเต็มใจ

เกณฑ์การคัดออกจากการศึกษา (Exclusion criteria)

1. มีประวัติกระดูกขาหักหรือได้รับการผ่าตัดบริเวณส่วนขาเช่น ใส่เหล็ก เป็นต้น
2. มีกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่ทำให้การเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวันในท่าที่ต้องทรงตัวด้วยขาเปลี่ยนแปลงไป จากภาวะปกติที่เคยปฏิบัติ
3. ความยาวขาทั้ง 2 ข้างต่างกันเกิน 1.5 เซนติเมตร
4. ไม่สามารถยืนขาเดียวและขาที่ยกข้อเข่าค้างไว้ได้ตามระยะเวลาที่กำหนด

5. ไม่สามารถปฏิบัติตามเงื่อนไขของการวิจัยได้

การกำหนดกลุ่มประชากรตัวอย่าง

การศึกษานี้กลุ่มประชากรตัวอย่างแยกศึกษาในเพศชายและเพศหญิง เพื่อหาความน่าเชื่อถือของวิธีวัดพื้นที่และวิธีวัดระยะทางการแกว่ง จากงานวิจัยที่ผ่านมาได้ศึกษาความน่าเชื่อถือของการแกว่ง ของจุดศูนย์กลางแรงกดขณะเปลี่ยนท่าจากยืนสองขาเป็นยืนขาเดียว ในคนปกติ 18 คน ค่า Intraclass correlation coefficients (ICC) ของแรงตั้งแต่เริ่มยกขาจนถึงช่วงวินาทีที่ 0.5 พบว่าที่การเปลี่ยนท่าด้วยความเร็วปกติ ICC = 0.88 และ ICC = 0.73 ที่การเปลี่ยนท่า ด้วยความเร็วมากที่สุด(40)

จากสูตรการคำนวณขนาดตัวอย่าง (Sample size estimation for reliability studies)(41)

$$N = \left[\frac{Z_{\alpha/2}}{Z'(r) - Z'(r + CI_H)} \right]^2 + 3$$

$$Z'(r) = 0.5 \log_e \frac{(1+r)}{(1-r)}$$

$$Z_{\alpha/2} = 1.96 \text{ for a 95\% CI}$$

$$r = 0.73$$

$$CI_H = 0.01$$

$$N = 60 \text{ ราย}$$

จากการคำนวณจะได้กลุ่มตัวอย่างเพศหญิงและเพศชายกลุ่มละ 60 ราย และเพื่อป้องกันการสูญหายของประชากร จึงเพิ่มกลุ่มตัวอย่างขึ้นอีก 10% จะได้กลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 66 ราย ดังนั้นจะมีจำนวนกลุ่มตัวอย่างทั้งหมดเท่ากับ 132 ราย

วิธีการเลือกกลุ่มประชากรตัวอย่าง

ใช้วิธีเลือกประชากรตัวอย่างโดยความตั้งใจ (Purposive sampling) โดยสมัครใจและสัมภาษณ์เพื่อค้นหาผู้เข้าร่วมการทดสอบตามเกณฑ์การคัดเลือก

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. เอกสารแนะนำผู้เข้าร่วมการวิจัยและไปยินยอมเข้าร่วมโครงการด้วยความสมัครใจ (ภาคผนวก ง)
2. ตารางการสุ่มความเร็วในการยกขา block of four trials (ภาคผนวก จ)
3. แบบฟอร์มประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัย (ภาคผนวก ฉ)
4. ชุดสำหรับการทดสอบ สำหรับผู้หญิงเป็นเสื้อและกางเกงผ้ายืดสีดำ ผู้ชายเป็นกางเกงผ้ายืดสีดำ
5. อุปกรณ์ในการตรวจร่างกาย (ภาพที่ 3.1)

ผู้เข้าร่วมการวิจัยต้องผ่านการตรวจ

 - ทดสอบความถนัดของขาโดยใช้ ลูกบอล ดินสอ
 - ทดสอบความผิดปกติของเท้าและขนาดของเท้าจาก footprint โดยใช้ผ้าฝ้ายซับสี ย้อมผ้าสีแดง กระดาษสำหรับพิมพ์แบบเท้า ไม้บรรทัด ปากกา (ภาพที่ 3.2 และ 3.3)
 - การวัดแนวของขาทั้งสองข้าง โดยใช้ goniometer ไม้บรรทัดยาว ปากกาเมจิก สาลีชุบแอลกอฮอล์
 - การวัดความยาวขา โดยมี เบาะสำหรับนอน สายวัด (ภาพที่ 3.4)
 - ดัชนีมวลกาย โดยเครื่องชั่งน้ำหนัก ส่วนความสูงจากข้อมูลแบบสอบถามที่ให้

ผู้เข้าร่วมการวิจัยกรอก
6. เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ซึ่งประกอบด้วย
 - เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้เก็บข้อมูลแรงจาก force plate และจากกล้องสองตัว ที่มีโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (ELITE 5, Milan, Italy) (ภาพที่ 3.5 และ 3.6)
 - TV cameras 2 ตัวต่อกับกล้อง Optoelectric ของระบบ ELITE และจอ monitor แสดงผล marker ที่เคลื่อนไหวขณะเก็บข้อมูล (ภาพที่ 3.7)
 - แผ่น Force plate ขนาด 46.4 X 50.8 เซนติเมตร (AMTI Model OR6-5, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA) (ภาพที่ 3.8) และตัวแปลงและขยายสัญญาณ analog to digital (ภาพที่ 3.7 ด้านขวา)
 - Marker จำนวน 7 อัน ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 เซนติเมตร ต่อกันยาว 2 เซนติเมตร (ภาพที่ 3.8)
 - Calibration frame (ภาพที่ 3.9) และดัลบีเมตร



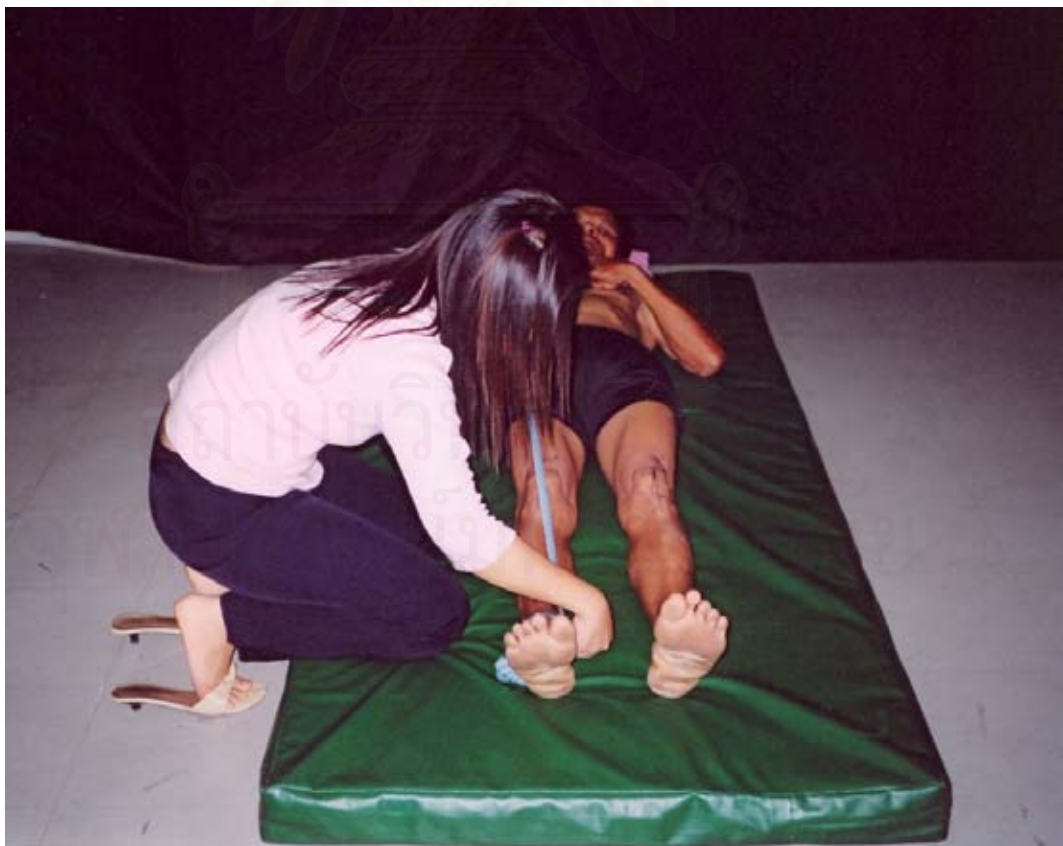
ภาพที่ 3.1 อุปกรณ์ในการตรวจร่างกาย



ภาพที่ 3.2 อุปกรณ์สำหรับเก็บ footprint



ภาพที่ 3.3 ภาพพิมพ์ footprint



ภาพที่ 3.4 การวัดความยาวขา



ภาพที่ 3.5 เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้เก็บข้อมูล



ภาพที่ 3.6 กล้อง Optoelectric 2 ตัว



ภาพที่ 3.7 จอ Monitor (ด้านซ้าย) และตัวแปลงและขยายสัญญาณ analog to digital ที่ต่อกับ force plate (ด้านขวา)



ภาพที่ 3.8 ผู้เข้าร่วมการวิจัยขณะยืนทดสอบบน force plate ในภาพแสดงถึง marker ที่ตำแหน่ง knee joint ankle joint และ head of 5th metatarsal



ภาพที่ 3.9 Calibration frame

การเก็บข้อมูลจากกล้อง

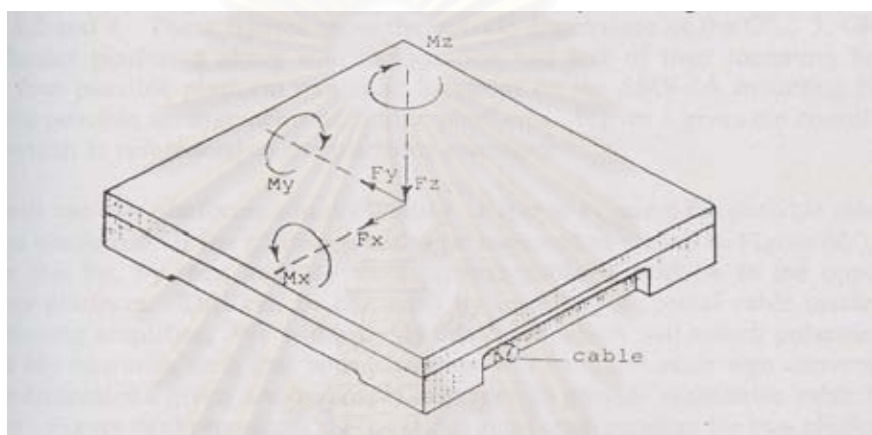
กล้องที่ใช้สำหรับการวิจัยเป็นแบบ Optoelectric Techniques กำหนดให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยสวมชุดที่มีสีเข้มและติดตัวสะท้อนแสง (markers) ที่ตำแหน่งของร่างกาย ซึ่งในการวิจัยครั้งนี้ มี 7 ตำแหน่งคือ spinous process ระดับ C6 และ L2 บริเวณ shoulder joint greater trochanter knee joint ankle joint และ head of 5th metatarsal ด้านซ้าย แสงสว่างที่สะท้อนจาก markers แต่ละจุด จะถูกจับด้วยกล้อง Optoelectric ทั้ง 2 กล้องพร้อมกัน ตำแหน่ง coordinate X Y และ Z ของแต่ละ markers จะถูกคำนวณโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ควบคุมอย่างต่อเนื่องตลอดช่วงเวลาของการเก็บข้อมูลลงในฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์

การเก็บข้อมูลจาก Force plate

การวัดแรงที่ร่างกายทำกับพื้นใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า force plate สำหรับการวิจัยนี้ ใช้ force plate ของ AMTI สำหรับ transducer ของ AMTI force plate จะใช้เป็นชนิด strain gauge สามารถวัดแรงในแกน X Y และ Z รวมทั้งโมเมนต์รอบแกน X Y และ Z แรงและโมเมนต์จะก่อให้เกิดสัญญาณทางไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับขนาดของแรงและโมเมนต์ที่ทำกับ transducer ซึ่งมีอยู่ทั้งหมด 4 ตัว ในแต่ละมุมของแผ่น force plate การเก็บข้อมูลจำเป็นต้องมีการ calibrate metal

plate หรือ beam ภายใน transducer เพื่อกำหนดความสัมพันธ์ของขนาดแรงกับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของ plate หรือ beam ขณะเก็บข้อมูลขนาดรูปร่างของ plate หรือ beam ที่เปลี่ยนแปลงจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณ digital แล้วส่งต่อไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์

ทิศทางของแรง X Y และ Z และโมเมนต์ของ force plate AMTI แสดง sensor ของ AMTI ถูกกำหนดตามกฎมือขวา โดยนิ้วหัวแม่มือแสดงทิศของแกน ส่วนนิ้วอื่นๆ แสดงทิศของโมเมนต์รอบแกนนั้น(42) (ภาพที่ 3.10)

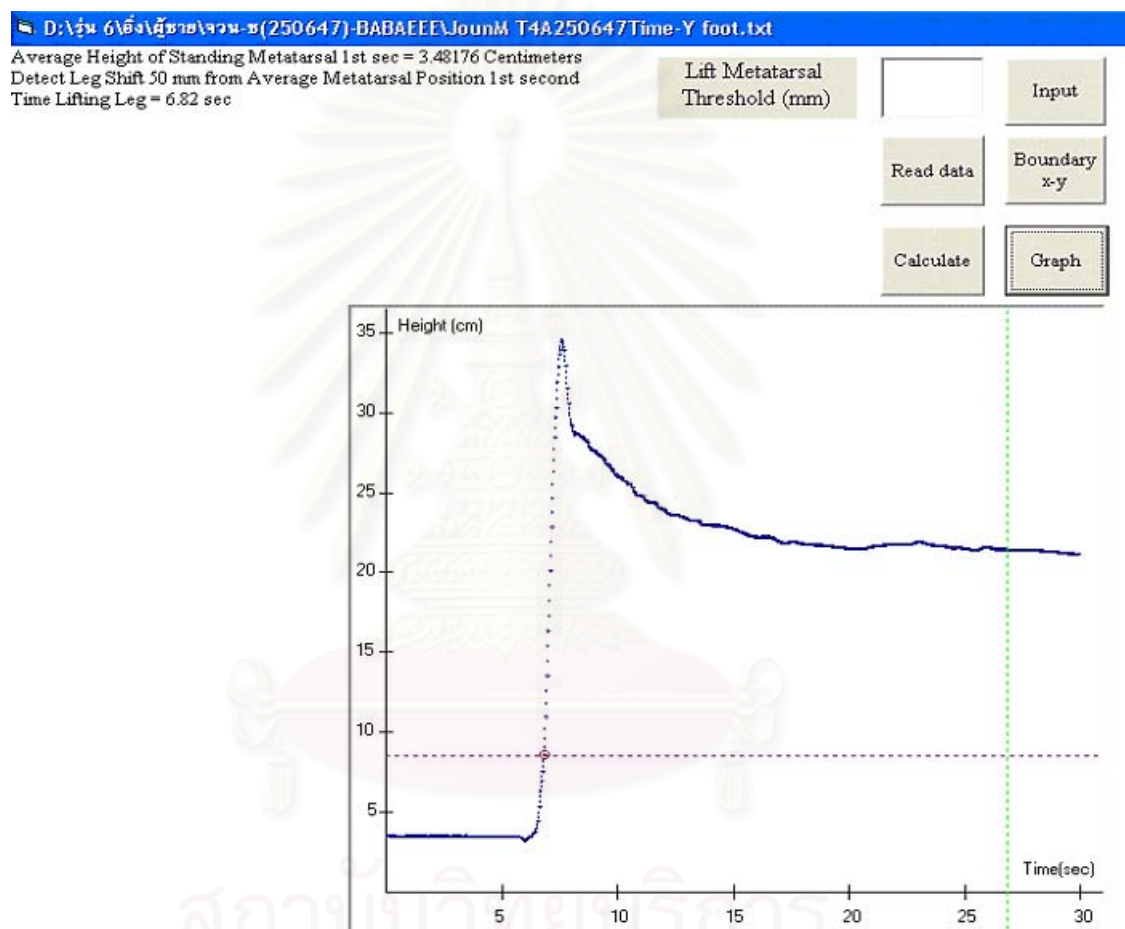


ภาพที่ 3.10 แรงและโมเมนต์ที่เกิดรอบแกน X Y และ Z (Instruction Manual Model OR6-5 Biomechanics Platform, AMTI Management study, p.4)

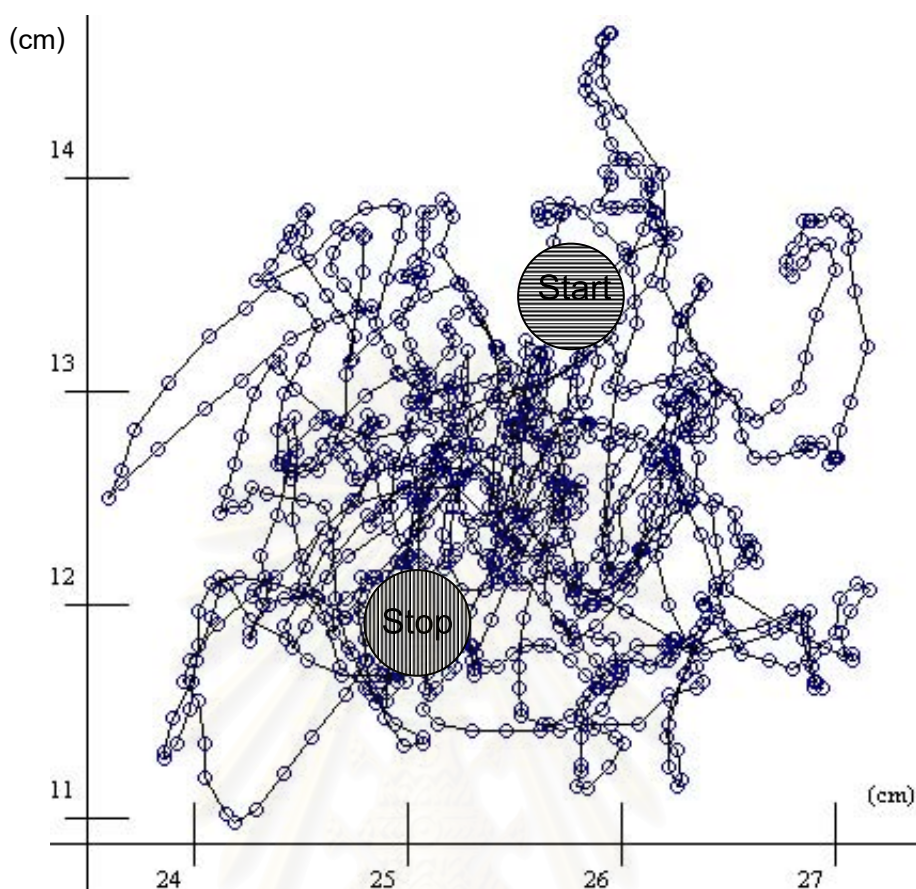
Force plate จะต่อเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ELITE System ซึ่งในการเก็บข้อมูล ข้อมูลของทั้ง force plate (sampling rate 50 Hz) และกล้องทั้ง 2 ตัว (sampling rate 50 Hz) จะถูกเก็บพร้อมกัน โปรแกรม ELITE System สามารถเรียกข้อมูลของ force plate ซึ่งได้แก่ ค่าของจุด coordinates X (แนว Anteroposterior) และจุด coordinates Y (แนว Mediolateral) ซึ่งคำนวณมาจาก ground reaction force ของจุดศูนย์กลางแรงกด center of pressure (COP) มาแสดงได้ ซึ่งค่านี้จะนำไปใช้คำนวณ distance sway และ area sway ต่อไป(4,43)

ในการตรวจสอบลักษณะของขาระหว่างการทดสอบว่ามีการสัมผัสพื้นหรือไม่ โดยกำหนดให้ผู้ที่ผ่านการทดสอบยืนขาเดียว ต้องสามารถยืนขาเดียวได้โดย marker บริเวณตำแหน่ง head of 5th metatarsal ต้องเคลื่อนที่สูงขึ้นจากระดับ head of 5th metatarsal ขณะที่เท้าข้างนั้นยืนสัมผัสพื้นอยู่เป็นระยะทางมากกว่า 5 เซนติเมตรตลอดช่วงระยะเวลาที่มีการเก็บข้อมูล โดยการนำ coordinate ในแนวแกน Z ของ head of 5th metatarsal มาคำนวณโดยใช้โปรแกรม Visual

Basic ที่เขียนขึ้น (ภาพที่ 3.11) การคำนวณ COP ในการทดสอบครั้งนี้ข้อมูลที่นำมาใช้สำหรับการวิเคราะห์เริ่มตั้งแต่วินาทีที่ 10 ถึงวินาทีที่ 30 ภายหลังจากการยกขาแล้ว (ค่าที่ได้เป็น coordinates ในแนว AP และ แนว ML จำนวน 1,000 คู่ จากการเก็บข้อมูล 50 ครั้งใน 1 วินาที) พล็อตกราฟโดยใช้โปรแกรม Visual Basic ที่เขียนขึ้นเพื่อการคำนวณ area sway และ distance sway พร้อมทั้งแสดงตำแหน่งของ COP ตลอดระยะเวลาที่กำหนดสำหรับการคำนวณ (ภาพที่ 3.12)



ภาพที่ 3.11 แสดงการหาเวลาเริ่มต้นสำหรับการคำนวณ COP จากระดับของ 5th metatarsal



ภาพที่ 3.12 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ COP โดยวิธี distance ตลอดระยะเวลาการเก็บข้อมูล จากโปรแกรมการคำนวณ

การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. ทดสอบอาสาสมัครผู้สนใจ ซึ่งเป็นเพศหญิงและเพศชาย อายุระหว่าง 40-60 ปี สุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง
2. ผู้สนใจจะได้รับการอธิบายให้ทราบถึงรายละเอียดของโครงการวิจัยแล้วเปลี่ยนชุดที่จัดเตรียมไว้ให้
3. ผู้เข้าร่วมการวิจัยกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัว และตรวจร่างกาย ได้แก่
 - วัดความถนัดของเท้า โดยการให้ใช้เท้าเตะลูกบอล เขียนรูปเลขแปดบนพื้นด้วยเท้า การใช้นิ้วเท้าหนีดินสอ การประเมินตัดสินจากขาข้างที่ใช้ทำกิจกรรมอย่างน้อย 2 กิจกรรมเป็นขาคัด
 - ตรวจความผิดปกติและวัดขนาดของเท้า โดยทำ footprint ใช้ผ้าฝ้ายชุบสีย้อมผ้า ปิดหมาดๆปูลงบนแผ่นพลาสติก วางกระดาษสีขาบนผ้า ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยก้าวขาขวาวางบน

แผ่นกระดูกแล้วก้าวเท้าซ้ายตาม เท้าทั้งสองข้างห่างกันพอประมาณ พยายามถ่าน้ำหนักลง ด้านในของฝ่าเท้า โดยไม่ขยับเท้าเปลี่ยนตำแหน่ง จากนั้นก้าวขาออกจากแผ่นกระดูกที่ละข้าง ผู้วิจัยจะตรวจลักษณะความผิดปกติของโครงสร้างของเท้าทั้งสองข้างจากภาพพิมพ์เท้า (ภาคผนวก ข) และวัดขนาดของเท้า

- การวัดความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง (Q-Angle) ในท่ายืนลากเส้นจากแนวเส้น anterior superior iliac spine (ASIS) ไปยังกึ่งกลางกระดูก patella กับแนวเส้นที่ลากผ่าน tibial tubercle กับบริเวณกึ่งกลางกระดูก patella วัดมุมระหว่างแนวเส้นตัดทั้งสอง (ภาคผนวก จ)

- การวัดความยาวขา โดยให้ผู้ร่วมการวิจัยนอนหงายบนเบาะ (ภาพที่ 3.4) ความยาวของขาที่นอนบน วัดจาก greater trochanter ถึง lateral knee joint ความยาวของขาที่นอนล่าง วัดจาก medial knee joint ถึง medial malleolus ความยาวของขาแต่ละข้าง วัดจาก ASIS ถึง medial malleolus (ภาคผนวก ข)

4. ผู้เข้าร่วมการวิจัย ลงนามยินยอมในการเข้าร่วมการวิจัย

วิธีดำเนินการวิจัย

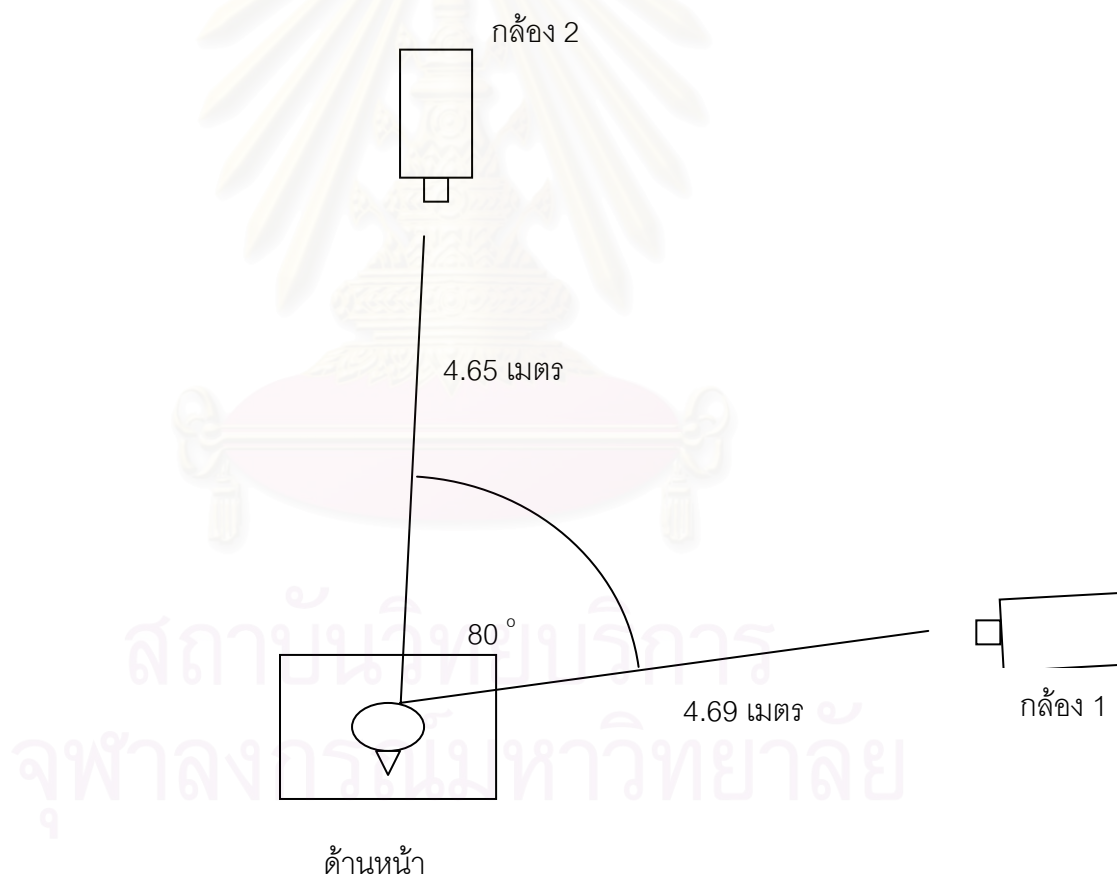
1. ผู้วิจัยสุ่มแยกระดับความเร็วของการยกขา ขณะเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนักบนขาสองข้างเป็นยืนขาเดียว ทำการทดสอบทั้งหมด 4 ครั้ง โดยยกขาด้วยความเร็วปกติ 2 ครั้ง และยกขาเร็ว 2 ครั้ง การสุ่มใช้ block of four trials แล้วแจ้งรายละเอียดวิธีทดสอบให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยทราบ
2. เริ่มการทดสอบโดยผู้วิจัยติด marker 7 ตำแหน่ง บนลำตัวและหลังของผู้เข้าร่วมการวิจัยคือ spinous process ระดับ C6 และ L2 บริเวณ shoulder joint greater trochanter knee joint ankle joint และ head of 5th metatarsal ของด้านซ้าย
3. ผู้วิจัยปรับความสูงของกล้อง 2 ตัว ให้สูงระดับเดียวกับตำแหน่ง greater trochanter ของผู้เข้าร่วมการวิจัย แล้ว calibrate กล้องก่อนทดสอบทุกครั้ง
4. ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยยืนบน force plate เท้า 2 ข้างวางตรงแนวตำแหน่งที่ผู้ทำวิจัยทำเครื่องหมายไว้ ซึ่งจะช่วยให้ เท้าทั้งสองข้างของผู้เข้าร่วมการวิจัยมีระยะห่างเท่ากับความยาวของเท้าผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน มือทั้งสองข้างกอดอก ลำตัวศีรษะตั้งตรง ตามองไปยังบริเวณที่กำหนด ซึ่งอยู่ในระดับสายตา ห่างจากจุดที่ยืนประมาณ 4.7 เมตร (ภาพที่ 3.13) ในแนวเดียวกันนั้นจะมีหลอดไฟสีเขียวสำหรับให้สัญญาณการยกขา

5. เมื่อให้สัญญาณไฟ ผู้เข้าร่วมการวิจัยจะยกขาซ้าย 90 องศาไปด้านหลัง ด้วยความเร็วปกติและเร็วมาก จากการสุ่มแล้วยื่นลงน้ำหนักขาขวาขณะที่ขาข้างซ้ายยกขาของข้อเข่าค้างไว้จนสัญญาณไฟดับ เป็นระยะเวลา 25 วินาที ผู้เข้าร่วมการวิจัยจะได้นั่งพัก 5 นาที ในระหว่างครั้งการทดสอบ โดยทำการทดสอบทั้งหมด 4 ครั้ง

6. การเก็บข้อมูลเริ่มตั้งแต่ก่อนให้สัญญาณไฟสีเขียว 5 วินาที และสิ้นสุดภายหลังจากให้สัญญาณไฟผ่านพ้นไปแล้ว 25 วินาที รวมเป็นระยะเวลา 30 วินาที ต่อ 1 ครั้งการทดสอบ

7. ข้อมูลจะไม่ถูกนำไปใช้ในการวิเคราะห์ต่อ หากผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่สามารถยื่นลงน้ำหนักขาขวาขณะที่ขาข้างซ้ายยกขาของข้อเข่าค้างไว้ได้ตลอดระยะเวลาที่กำหนด

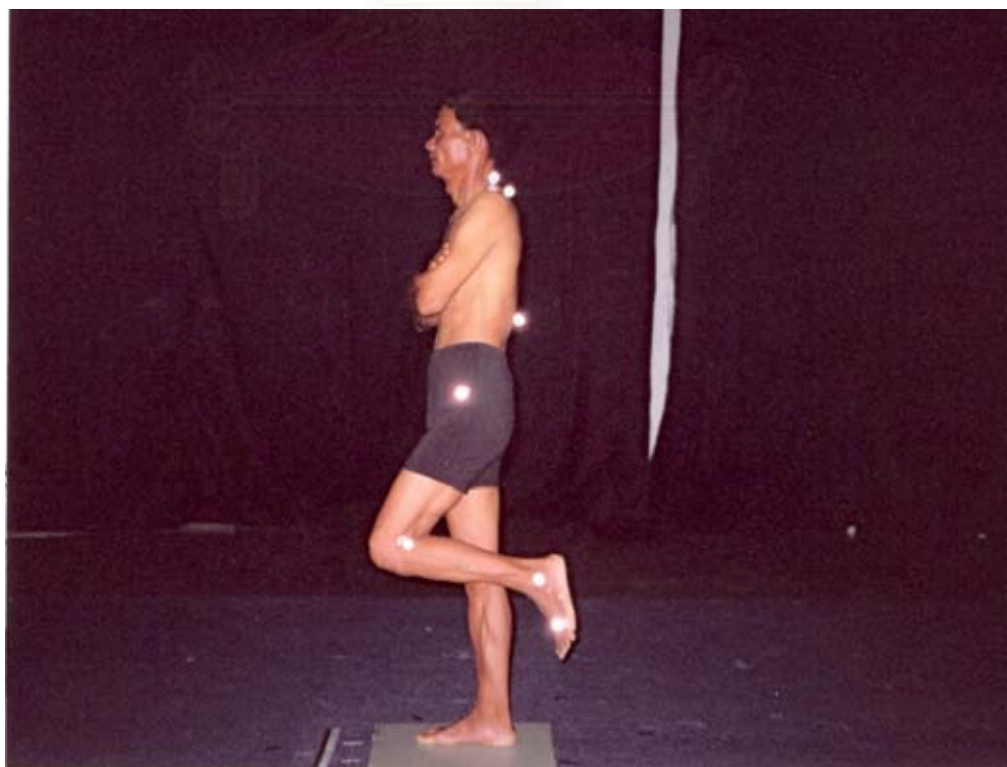
การวางตำแหน่งกล้อง



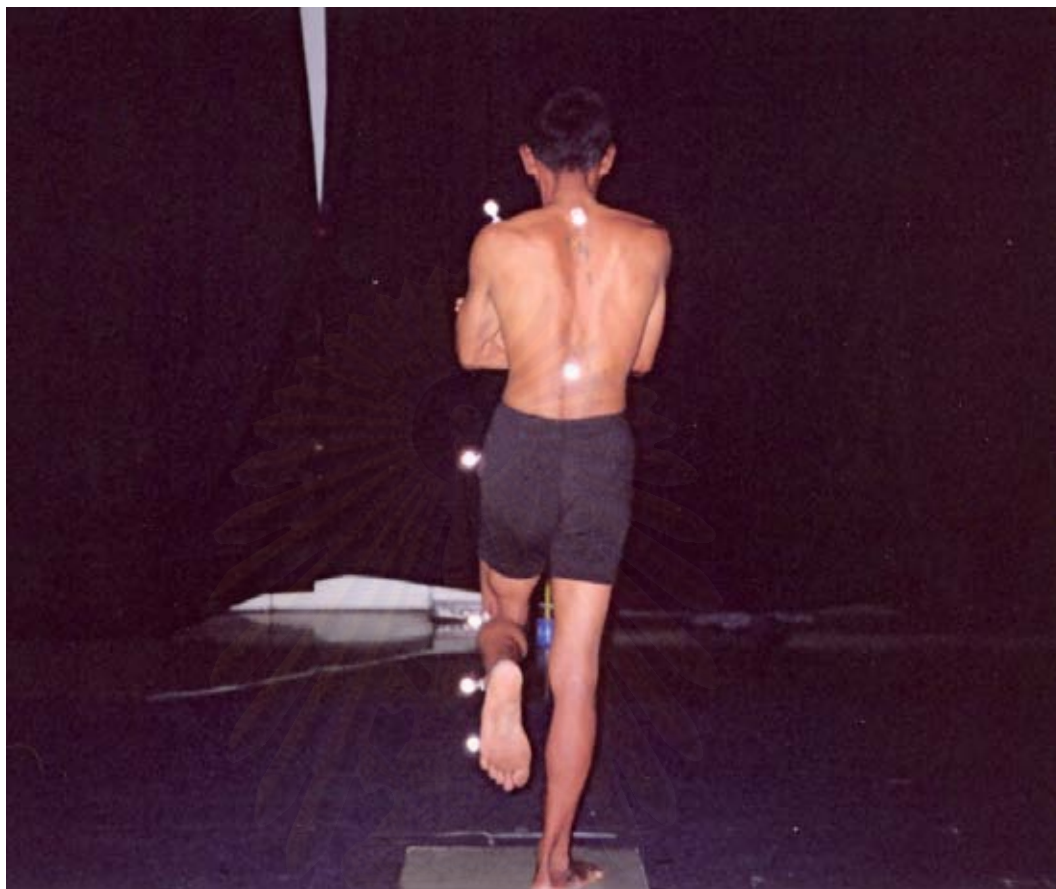
ภาพที่ 3.13 ตำแหน่งการวางกล้อง Optoelectric ทั้ง 2 เทียบกับแนวการยืนของผู้เข้าร่วมการวิจัย



ภาพที่ 3.14 แสดงการวางตำแหน่งของเท้าบน Force plate



ภาพที่ 3.15 แสดงการยืนขาเดียวของผู้เข้าร่วมการวิจัย (ทางด้านข้าง)



ภาพที่ 3.16 แสดงการยืนขาเดียวของผู้เข้าร่วมการวิจัย (ทางด้านหลัง)

การวิเคราะห์ข้อมูล

Intraclass correlation coefficients (ICCs): ดูความน่าเชื่อถือของข้อมูลที่วัดด้วยวิธีหาระยะทางการแกว่ง (distance sway) และวิธีใช้พื้นที่ (area sway) การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

Pearson correlation: ใช้หาระดับความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาในการยกขากับการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

Mean และ SD: การเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้า ขณะยกขาค้างไว้กับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การเตรียมเครื่องมือและทดสอบการใช้เครื่อง

ผลการเก็บข้อมูลความน่าเชื่อถือของการวัดจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure) ในท่ายืนลงน้ำหนักขาเดียว ขาอีกข้างยกขาออกไปด้านหลัง ทำการเตรียมเครื่องมือและทดสอบการใช้เครื่องมือ เดือนพฤษภาคม พ.ศ.2546 ซึ่งระยะแรกประสบปัญหา ไม่สามารถเก็บข้อมูล force plate ได้ ทำให้ต้องปรึกษาผู้เชี่ยวชาญเรื่องเครื่องมือและปัญหาเรื่องการไม่สามารถ calibrate กล้อง 2 ตัวสำหรับการกำหนดค่าพิกัดของตำแหน่งก่อนการเก็บข้อมูลได้ เนื่องจากมีปัญหาคอมพิวเตอร์ควบคุมความสว่างและการสะท้อนแสงของสิ่งต่างๆ รอบบริเวณสถานที่ทดสอบ จึงต้องทำมาขึ้นชั่วคราวขึ้นล้อมรอบบริเวณที่ทำการทดสอบ เดือนสิงหาคม พ.ศ. 2546 เริ่มทำการเก็บข้อมูลได้ผู้เข้าร่วมการวิจัยประมาณ 30 ราย ผลจากข้อมูลที่ได้พบว่ามีปัญหาากล้องไม่สามารถบันทึกตำแหน่งของ marker ได้ตลอดการทดสอบและระยะระหว่าง marker ผิดจากระยะจริงที่วัดด้วยสายวัด เปรียบเทียบกันระหว่างการทดสอบมากจึงต้องทดลองปรับมุมระหว่างกล้อง 2 ตัวที่องศาต่างๆแล้ววัดค่า จนได้มุมที่มีโอกาสเห็น marker ได้ชัดเจนที่สุดไม่ว่าขณะยืนนิ่งหรือมีการเคลื่อนไหวในท่าที่ใช้ทดสอบ จากนั้นทดลองการปรับความสูงของกล้องที่ความสูงระดับต่างๆให้เหมาะสมสำหรับเก็บข้อมูลผู้เข้าร่วมการวิจัยที่มีความสูงแตกต่างกันและได้เกณฑ์การปรับกล้องสำหรับใช้ในการวิจัย

ผลการวิเคราะห์

เริ่มทำการเก็บข้อมูลตั้งแต่เดือนมกราคมถึงเดือนธันวาคม พ.ศ. 2547 มีผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้งหมด 220 รายที่ผ่านเกณฑ์คัดเลือกเข้าศึกษาเป็น เพศหญิง 120 ราย เพศชาย 100 ราย พบว่ามีผู้เข้าร่วมการวิจัย 88 ราย ที่ต้องคัดออกเนื่องจากข้อมูลที่ได้ force plate และกล้องไม่สมบูรณ์ครบถ้วนไม่สามารถนำไปใช้วิเคราะห์ในขั้นต่อไปได้ ทำให้เหลือผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นเพศหญิงและชาย กลุ่มละ 66 ราย ตามที่ได้จากการคำนวณกลุ่มประชากรตัวอย่างก่อนการทำการเก็บข้อมูล เมื่อทำการวิเคราะห์ค่า area sway และ distance sway แล้วพบว่า ในเพศหญิงและเพศชายมีจำนวน 9 และ 7 ราย ซึ่งมีการทดสอบอย่างน้อย 1 ครั้งในการทดสอบ 4 ครั้ง พบว่าค่า area sway มีค่ามากกว่า 100 ตารางเซนติเมตร (ระหว่าง 100-688 ตารางเซนติเมตร) มากกว่าค่า median ซึ่งมีค่าประมาณ 17 ตารางเซนติเมตรของผู้เข้าร่วมการวิจัยคนอื่นอย่างมาก จึงตัดข้อมูล

ผู้เข้าร่วมวิจัย 16 รายนี้ออกจากการศึกษาวิจัย เพื่อให้ข้อมูลของผู้เข้าร่วมการวิจัยที่เหลือมีค่าใกล้เคียงกัน (ตารางที่ 4.5 และ 4.6) จึงทำให้มีข้อมูล area sway และ distance sway ของผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย ใช้ในการวิเคราะห์ทางสถิติเพื่อหาค่าความน่าเชื่อถือต่อไป

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ผู้เข้าร่วมศึกษาวิจัยเพศหญิงและเพศชายมีคุณลักษณะทั่วไป ได้แก่ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูงและดัชนีมวลกายตามลำดับ ซึ่งแสดงตามตารางที่ 4.1 และ 4.2

ตารางที่ 4.1 แสดงคุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มเพศหญิง 57 ราย

คุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง	Mean (SD.)	Range
อายุ (ปี)	46.33 (5.56)	40-60
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	55.88 (8.85)	38-79
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	155.82 (4.97)	145-168
ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัมต่อเมตร ²)	22.98 (3.29)	18-30

ตารางที่ 4.2 แสดงคุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มเพศชาย 59 ราย

คุณลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง	Mean (SD.)	Range
อายุ (ปี)	48.22 (5.33)	40-60
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	66.03 (8.69)	48-90
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	166.58 (4.78)	159-178
ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัมต่อเมตร ²)	23.76 (2.57)	18-30

จากการตรวจร่างกายได้ทำการวัดความยาวของขา ความยาวของขาที่นอนบน ความยาวของขาที่นอนล่างของขาทั้งสองข้างด้วยสายวัด และความกว้างและความยาวของเท้าจาก footprint

พบว่าผู้เข้าร่วมการทดลองมีความยาวของขาสองข้างเท่ากัน และความยาวของขาที่นอนบน ความยาวของขาที่นอนล่างของขาทั้งสองข้างใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จากกล้องของตำแหน่งของ marker ที่ติดบริเวณขาข้างซ้าย (ตารางที่ 4.3)

ตารางที่ 4.3 แสดงข้อมูลค่าความยาวขา และขนาดของเท้าในกลุ่มเพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย

ผลการตรวจวัด (เซนติเมตร)	เพศหญิง		เพศชาย	
	Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range
ความยาวขา	75.47 (2.90)	70.00-84.00	78.72 (3.78)	70.00-89.00
ความยาวขาที่นอนบน	34.79 (2.13)	31.00-41.00	34.99 (2.52)	28.00-41.00
ความยาวขาที่นอนล่าง	33.68 (1.64)	30.00-37.00	36.49 (2.03)	33.00-42.00
ความกว้างของเท้า	8.86 (0.57)	7.50-10.00	9.47 (0.56)	8.00-10.50
ความยาวของเท้า	21.96 (0.88)	20.00-24.00	23.65 (1.06)	22.00-26.00
ความยาวขา	75.47 (2.90)	70.00-84.00	78.73 (3.80)	70.00-89.00
ความยาวขาที่นอนบน	34.79 (2.13)	31.00-41.00	34.98 (2.53)	28.00-41.00
ความยาวขาที่นอนล่าง	33.69 (1.65)	30.00-37.00	36.51 (2.03)	33.00-42.00
ความกว้างของเท้า	8.75 (0.55)	7.50-10.00	9.42 (0.56)	8.50-10.50
ความยาวของเท้า	21.90 (0.87)	20.00-24.00	23.69 (1.03)	22.00-26.00

ตารางที่ 4.4 แสดงข้อมูลการวัด area sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 66 รายและเพศชาย 66 ราย

ลักษณะการยกขา	Mean (SD) (เซนติเมตร ²)	Median (เซนติเมตร ²)	Range (เซนติเมตร ²)
เพศหญิง 66 ราย			
ยกขาเร็ว	24.38 (45.14)	12.61	4.35-360.49
ยกขาปกติ	17.71 (29.41)	12.37	4.41-291.42
เพศชาย 66 ราย			
ยกขาเร็ว	24.63 (27.65)	15.86	3.57-193.20
ยกขาปกติ	29.97 (69.45)	16.56	4.67-687.43

ตารางที่ 4.5 แสดงข้อมูลการวัด distance sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 66 รายและ
เพศชาย 66 ราย

ลักษณะการยกขา	Mean (SD) (เมตร)	Median (เมตร)	Range (เมตร)
เพศหญิง 66 ราย			
ยกขาเร็ว	1.07 (0.31)	0.99	0.59-2.21
ยกขาปกติ	1.04 (0.35)	0.98	0.61-3.76
เพศชาย 66 ราย			
ยกขาเร็ว	1.43 (0.52)	1.34	0.58-4.49
ยกขาปกติ	1.45 (0.55)	1.35	0.65-3.70

จากข้อมูลการวัด area sway และ distance sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 57 ราย
เพศชาย 59 ราย พบว่าในการยกขาเร็วจะมีค่าเฉลี่ยของการวัด area sway และ distance sway
มากกว่าการยกขาปกติ (ตารางที่ 4.6 และ 4.7)

ตารางที่ 4.6 แสดงข้อมูลการวัด area sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 57 รายและ
เพศชาย 59 ราย

ลักษณะการยกขา	Mean (SD) (เซนติเมตร ²)	Median (เซนติเมตร ²)	Range (เซนติเมตร ²)
เพศหญิง 57 ราย			
ยกขาเร็ว	15.18 (12.54)	12.05	4.35-89.68
ยกขาปกติ	13.77 (10.24)	11.97	4.41-97.84
เพศชาย 59 ราย			
ยกขาเร็ว	18.86 (13.18)	15.14	3.57-94.06
ยกขาปกติ	18.37 (11.56)	15.73	4.67-98.06

ตารางที่ 4.7 แสดงข้อมูลการวัด distance sway ในผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย

ลักษณะการยกขา	Mean (SD) (เมตร)	Median (เมตร)	Range (เมตร)
เพศหญิง 57 ราย			
ยกขาเร็ว	1.01 (0.25)	0.96	0.59-1.80
ยกขาปกติ	1.00 (0.24)	0.97	0.61-1.70
เพศชาย 59 ราย			
ยกขาเร็ว	1.34 (0.37)	1.31	0.58-2.56
ยกขาปกติ	1.37 (0.43)	1.31	0.65-2.64

จากวัตถุประสงค์หลักของการวิจัย เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือของวิธีวัดพื้นที่การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด (area sway) และวิธีวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด (distance sway) พบว่า ถ้าพิจารณาวิธีวัด area sway ในเพศหญิงที่ยกขาเร็วมีค่า Intraclass correlation coefficients (ICC) = 0.06 ต่ำกว่าเพศหญิงที่ยกขาด้วยความเร็วปกติ มีค่า ICC = 0.22 ซึ่งทั้งสองความเร็วในการยกขามีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway ในเพศหญิงที่ยกขาเร็ว มีค่า ICC = 0.69 ต่ำกว่าเพศหญิงที่ยกขาด้วยความเร็วปกติ มีค่า ICC = 0.77 ซึ่งทั้งสองความเร็วในการยกขามีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลาง ส่วนในเพศชาย วิธีวัด area sway ด้วยการยกขาเร็ว มีค่า ICC = 0.08 ต่ำกว่าเพศชายที่ยกขาด้วยความเร็วปกติ มีค่า ICC = 0.25 ซึ่งทั้งสองความเร็วในการยกขามีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway ในเพศชายที่ยกขาเร็วมีค่า ICC = 0.77 ต่ำกว่าเพศชายที่ยกขาด้วยความเร็วปกติจะมีค่า ICC = 0.83 ซึ่งทั้งสองความเร็วในการยกขามีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลางและระดับสูงตามลำดับ (ตารางที่ 4.8)

ตารางที่ 4.8 แสดงค่าความน่าเชื่อถือ (ICC) ของวิธีคำนวณการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

ลักษณะการยกขา	Area sway (เซนติเมตร ²)	Distance sway (เมตร)
เพศหญิง		
ยกขาเร็ว	0.06	0.69
ยกขาปกติ	0.22	0.77
เพศชาย		
ยกขาเร็ว	0.08	0.79
ยกขาปกติ	0.25	0.83

จากวัตถุประสงค์รองของการวิจัย เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway ระยะเวลาในการยกขาสำหรับการวิจัยนี้ เริ่มนับจากเมื่อตำแหน่งของ marker ที่เท้าบริเวณ head of 5th metatarsal joint เริ่มเคลื่อนที่ตามการยกของขาจนถึงตำแหน่งที่เท้ายกขึ้นสูงที่สุด นำช่วงระยะเวลาที่วัดได้ของครั้งที่ยกขาเร็วและยกขาด้วยความเร็วปกติ มาหา Paired t-test ระหว่างระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วครั้งที่ 1 (A1) กับระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วครั้งที่ 2 (A2) และระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติครั้งที่ 1 (B1) กับระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติครั้งที่ 2 (B2) ของทั้งในเพศหญิงและเพศชาย ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ $P < 0.05$ ส่วนค่าอื่นๆระหว่างระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วกับระยะเวลาที่ใช้ในการยกปกติที่เหลือ พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ $P < 0.05$ ทุกค่า (ตารางที่ 4.9)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.9 แสดงการเปรียบเทียบระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วและยกขาปกติ

กลุ่ม	Mean (SD) (วินาที)	95 % CI	
		Lower	Upper
เพศหญิง 57 ราย			
A1 – A2	0.11 (0.50)	-0.01	0.24
B1 – B2	0.00 (0.86)	-0.21	0.21
A1 – B1	-0.53 (0.94)	-0.76	-0.29
A1 – B2	-0.53 (0.93)	-0.76	-0.29
A2 – B1	-0.64 (1.00)	-0.89	-0.39
A2 – B2	-0.64 (1.01)	-0.90	-0.39
เพศชาย 59 ราย			
A1 – A2	0.07 (0.51)	-0.06	0.20
B1 – B2	-0.12 (0.64)	-0.29	0.04
A1 – B1	-0.30 (0.78)	-0.50	-0.09
A1 – B2	-0.42 (0.85)	-0.65	-0.20
A2 – B1	-0.37 (0.68)	-0.55	-0.19
A2 – B2	-0.50 (0.74)	-0.69	-0.30

A1 = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วครั้งที่ 1 A2 = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็วครั้งที่ 2
 B1 = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติครั้งที่ 1 B2 = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติครั้งที่ 2

จากการทดสอบทางสถิติพบว่า การยกขาเร็วและการยกขาด้วยความเร็วปกติ มีความแตกต่างของระยะเวลาที่ใช้ในการยกจริง จึงหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธีวัด area sway และ วิธีวัด distance sway พบว่า ในเพศหญิงและเพศชาย ระยะเวลาของการยกขาทั้งยกขาเร็วและยกขาปกติ ไม่มีความสัมพันธ์กับค่าของการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และ distance sway (ตารางที่ 4.10 และ 4.11)

ตารางที่ 4.10 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการยกขากับการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด ในเพศหญิง 57 ราย

ความสัมพันธ์ระหว่าง	Pearson Correlation (r)	P-Value
A – area sway	-0.10	0.28
A – distance sway	-0.09	0.37
B – area sway	-0.01	0.91
B – distance sway	-0.07	0.47

A = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็ว B = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติ

ตารางที่ 4.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการยกขากับการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด ในเพศชาย 59 ราย

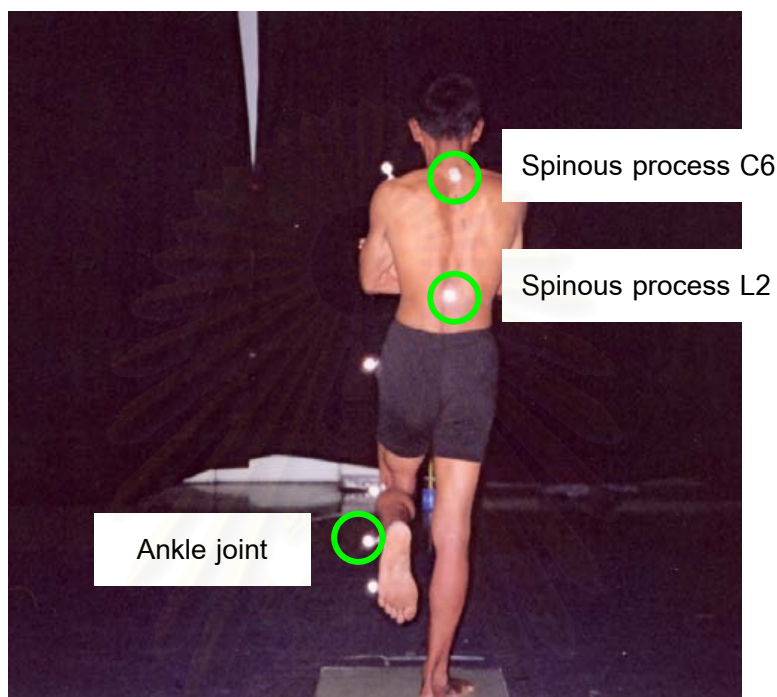
ความสัมพันธ์ระหว่าง	Pearson Correlation (r)	P-Value
A – area sway	0.00	0.99
A – distance sway	-0.09	0.33
B – area sway	-0.12	0.19
B – distance sway	-0.01	0.91

A = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาเร็ว B = ระยะเวลาที่ใช้ในการยกขาปกติ

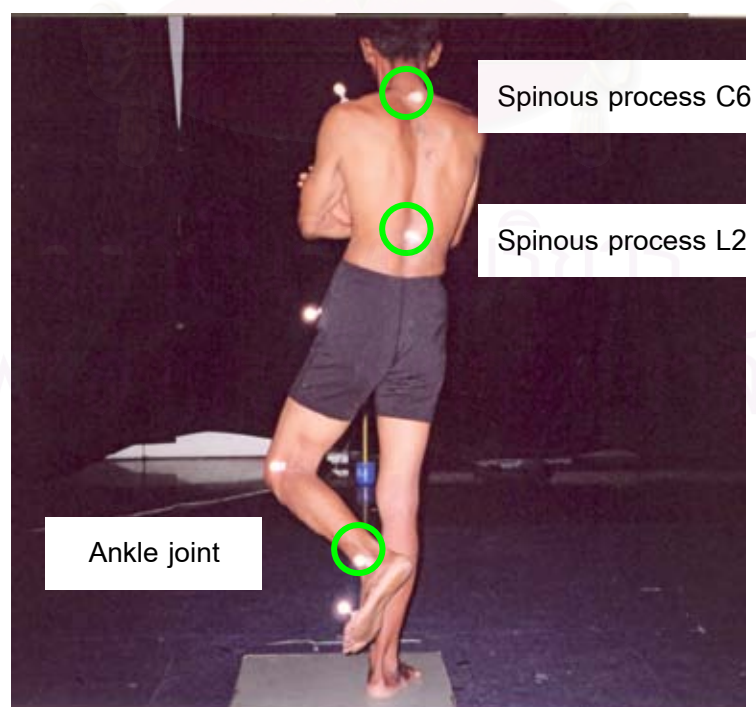
จากวัตถุประสงค์รองของการวิจัยเพื่อศึกษาการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้า ขณะที่ยกขาค้างไว้กับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และ distance sway ในการศึกษาการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้า ขณะที่ยกขาค้างไว้ที่ประมาณ 90 องศา นั้น พิจารณาจากการเปลี่ยนตำแหน่งของ marker ที่ข้อเท้าซ้าย หากมีบางช่วงเวลาตำแหน่งของ marker ที่ข้อเท้าในแนว mediolateral ผ่านแนว mediolateral ของ marker ที่ระดับคอ C6 หรือระดับเอว L2 จะถือว่ากรีนในครั้งนั้นหา cross mid-line เพื่อจัดกลุ่มหา cross mid-line และกลุ่มหาไม่ cross mid-line (ภาพที่ 4.1 และ 4.2)

ในเพศหญิงพบว่า มีจำนวนครั้งของการเกิดหา cross mid-line และหาไม่ cross mid-line พอๆ กันและลักษณะของหาที่ cross mid-line และไม่ cross mid-line ในการยกขาเร็วและยกขาปกติ มีค่า area sway และ distance sway ใกล้เคียงกัน (ตารางที่ 4.12)

ในเพศชายพบว่ามีจำนวนครั้งของการเกิดขา cross mid-line มากกว่าขาไม่ cross mid-line และลักษณะของขาที่ไม่ cross mid-line มีความสัมพันธ์กับการลดลงของค่า area sway และ distance sway เมื่อเปรียบเทียบกับการเกิดขา cross mid-line (ตารางที่ 4.13)



ภาพที่ 4.1 ลักษณะของขาที่ไม่ cross mid-line



ภาพที่ 4.2 ลักษณะของขาที่ cross mid-line

ตารางที่ 4.12 แสดงการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะที่ยกขาของข้อเท้า 90 องศา
ค้างไว้ ในเพศหญิง 57 ราย

กลุ่ม	จำนวน	Mean (SD)	
		area sway (เซนติเมตร ²)	distance sway (เมตร)
กลุ่มขา cross mid-line			
ยกขาเร็ว	55	15.40 (11.47)	1.00 (0.25)
ยกขาปกติ	55	13.22 (12.37)	1.00 (0.23)
กลุ่มขาไม่ cross mid-line			
ยกขาเร็ว	57	14.97 (13.79)	1.03 (0.24)
ยกขาปกติ	57	14.07 (7.85)	1.00 (0.25)

ตารางที่ 4.13 แสดงการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะที่ยกขาของข้อเท้า 90 องศา
ค้างไว้ ในเพศชาย 59 ราย

กลุ่ม	จำนวน	Mean (SD)	
		area sway (เซนติเมตร ²)	distance sway (เมตร)
กลุ่มขา cross mid-line			
ยกขาเร็ว	75	20.84 (15.69)	1.37 (0.42)
ยกขาปกติ	74	19.51 (13.50)	1.39 (0.51)
กลุ่มขาไม่ cross mid-line			
ยกขาเร็ว	43	15.40 (5.58)	1.29 (0.26)
ยกขาปกติ	44	16.46 (6.96)	1.33 (0.24)

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยโดยการสังเกต (Observation research design) แบบ cross-section เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือของการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure) ด้วยวิธีวัดพื้นที่การแกว่ง (area sway) และวิธีวัดระยะทางการแกว่ง (distance sway) ของจุดศูนย์กลางแรงกด ในท่ายืนขาเดียวโดยจะทำการทดสอบคนละ 4 ครั้ง ทำการยกขาเร็ว 2 ครั้ง และยกขาด้วยความเร็วปกติ 2 ครั้ง ผู้เข้ารับการทดสอบมีอายุระหว่าง 40-60 ปี จากข้อมูลเพศหญิง 57 ราย เพศชาย 59 ราย ผลการศึกษา พบว่าค่าความน่าเชื่อถือ Intraclass correlation coefficients (ICC) ของวิธีวัด area sway ในเพศหญิงที่ยกขาเร็วมีค่า ICC = 0.06 ต่ำกว่าที่ยกขาด้วยความเร็วปกติ ICC = 0.22 ซึ่งในการยกขาทั้งสองความเร็วมีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway ในเพศหญิงที่ยกขาเร็วมีค่า ICC = 0.69 ใกล้เคียงกับที่ยกขาด้วยความเร็วปกติ ICC = 0.77 ซึ่งในการยกขาทั้งสองความเร็วมีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลาง ส่วนในเพศชายวิธีวัด area sway ด้วยการยกขาเร็วมีค่า ICC = 0.08 ต่ำกว่าที่ยกขาด้วยความเร็วปกติมีค่า ICC = 0.25 ซึ่งในการยกขาทั้งสองความเร็วมีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway ในเพศชายที่ยกขาเร็วมีค่า ICC = 0.79 ต่ำกว่าที่ยกขาด้วยความเร็วปกติจะมีค่า ICC = 0.83 ซึ่งในการยกขาทั้งสองความเร็วมีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลางและระดับสูง ถ้าพิจารณาผลของการวัดในเพศเดียวกันและลักษณะการยกขาแบบเดียวกัน จะพบว่าวิธีวัด area sway จะมีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำกว่าวิธีวัด distance sway ในทุกความเร็วของการยกขา

ซึ่งผลการศึกษานี้ได้ตอบสนองสมมติฐานที่ผู้วิจัยตั้งไว้คือ การวัดจุดศูนย์กลางแรงกดขณะยืนขาเดียวและขาที่ยกขา 90 องศาไปด้านหลัง ด้วยวิธีวัดระยะทางการแกว่งมีความน่าเชื่อถือกว่าวิธีวัดพื้นที่การแกว่ง และผลที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้ สามารถตอบคำถามการวิจัย และวัตถุประสงค์หลักของการวิจัยคือ การวัดจุดศูนย์กลางแรงกดขณะยืนขาเดียวด้วย วิธีวัด area sway มีค่า ICC อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway มีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลาง ส่วนวัตถุประสงค์รองคือ ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาในการยกขากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway พบว่าในเพศหญิงและเพศชายระยะเวลาของการยกขาทั้งยกขาเร็วและยกขาปกติ ไม่มีความสัมพันธ์กับค่าของการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และ distance sway วัตถุประสงค์รองข้อถัดมาคือ เพื่อศึกษาการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้าขณะยกขาข้างไว้กับการวัดการแกว่งของจุด

area sway และ distance sway พบว่าในเพศชายมีจำนวนครั้งของการเกิดขา cross mid-line (พิจารณาจากการเปลี่ยนตำแหน่งของ marker ที่ข้อเท้าซ้าย หากมีบางช่วงเวลาตำแหน่งของ marker ที่ข้อเท้าในแนว mediolateral ผ่านแนว mediolateral ของ marker ที่ระดับคอ C6 หรือระดับเอว L2 จะถือว่าการยื่นในครั้งนั้นขา cross mid-line) มีมากกว่าการเกิดขาไม่ cross mid-line ส่วนในเพศหญิงมีจำนวนครั้งของการ cross mid-line กับจำนวนครั้งที่ขาไม่ cross mid-line ใกล้เคียงกันแต่ไม่พบความสัมพันธ์ของการเคลื่อนที่เข้าในหรือออกนอกของข้อเท้ากับการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดทั้งสองวิธี ส่วนในเพศชายพบว่ามีจำนวนครั้งของการเกิดขา cross mid-line มากกว่าการเกิดขาไม่ cross mid-line และในการทดสอบครั้งที่ขาไม่ cross mid-line สัมพันธ์กับการลดลงของการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดด้วยวิธี area sway และวิธี distance sway

อภิปรายผลการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ มีผู้เข้าร่วมการวิจัยผ่านเกณฑ์คัดเข้าและคัดออกทั้งหมด 220 ราย เพศหญิง 120 ราย เพศชาย 100 ราย มี 88 รายที่ต้องคัดออกภายหลัง เนื่องจากข้อมูลที่เก็บได้จาก force plate และกล้องไม่สมบูรณ์ครบถ้วน (43 ราย) จึงไม่สามารถใช้ในการวิเคราะห์ในขั้นต่อไปได้ ตัวอย่างเช่น ผู้เข้าร่วมการวิจัยบางรายพยายามรักษาสมดุลการทรงตัวโดยการบิดหรือหมุนส่วนของร่างกายทำให้กล้องทั้ง 2 ตัวไม่สามารถบันทึกตำแหน่งของ marker ได้พร้อมกันทำให้ได้ข้อมูลไม่สมบูรณ์ ข้อมูลของผู้เข้าร่วมการวิจัยก็จะถูกคัดออกหรือในกรณีที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่สามารถทรงตัวในท่ายืนขาเดียวได้นาน 25 วินาที ครบทั้ง 4 ครั้ง นั่นคือ มีเท้าสัมผัสพื้น (24 ราย) หรือสงสัยว่าเท้าจะสัมผัสพื้นโดยใช้กล้อง หาก marker บริเวณตำแหน่ง head of 5th metatarsal สูงกว่าพื้นน้อยกว่า 5 เซนติเมตร (21 ราย) เป็นต้น ทำให้เหลือผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นหญิงและชายเพศละ 66 ราย ตามที่ได้จากการคำนวณกลุ่มประชากรตัวอย่างก่อนทำการเก็บข้อมูล เมื่อทำการวิเคราะห์ area sway และ distance sway แล้วพบว่า ในเพศหญิงและเพศชายมี 9 และ 7 รายที่พบว่าค่า area sway มีค่ามากกว่าค่า median ของผู้เข้าร่วมการวิจัยคนอื่นอย่างมาก จึงคัดออกจากการนำไปคำนวณทางสถิติ เหลือข้อมูลของเพศหญิง 57 รายและเพศชาย 59 รายเพื่อทำการวิเคราะห์ต่อไป จากข้อมูลแบบฟอร์มประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัยและบันทึกการตรวจร่างกาย พบว่าเพศหญิง 57 ราย มี 31 รายที่ออกกำลังกายสม่ำเสมออย่างน้อยสัปดาห์ละ 3 ครั้ง ส่วนเพศชาย 59 ราย มี 33 ราย ที่ออกกำลังกายสม่ำเสมออย่างน้อยสัปดาห์ละ 3 ครั้ง ดังนั้นผู้เข้าร่วมการวิจัยที่มีออกกำลังกายสม่ำเสมอมีประมาณ 55% ของผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้งหมดจากการสำรวจของคณะ

นักวิจัยในโครงการและพัฒนาการส่งเสริมกีฬาและการออกกำลังกายเพื่อสุขภาพ 76 จังหวัด ในปี พ.ศ. 2547 ระบุว่า คนไทยที่ออกกำลังกายสม่ำเสมอมีเพียงร้อยละ 24.7 และพบว่าผู้หญิงไทยที่ ออกกำลังกายอย่างน้อยสัปดาห์ละ 3 ครั้ง มีร้อยละ 20.10 เมื่อภาครัฐบาลดำเนินโครงการส่งเสริม การออกกำลังกายเพื่อสุขภาพผ่านไป 1 ปี (พ.ศ.2547-2549) พบว่ายอดของผู้ออกกำลังกาย เพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 30 จะเห็นได้ว่า(44) โดยเฉลี่ยแล้วผู้เข้าร่วมการวิจัยในการทดลองครั้งนี้ น่าจะเป็นผู้ที่มีการออกกำลังกายที่สม่ำเสมอกว่าประชากรไทยทั่วไป แม้จะไม่มีข้อมูลด้านการ ทดสอบการทรงตัวด้วย area sway และ distance sway มาก่อน การนำข้อมูลของประชากรใน การทดลองนี้ไปใช้เป็นมาตรฐานสำหรับการทดสอบกับประชากรไทยโดยทั่วไปอาจจะมีค่าการ ทรงตัวที่ดีกว่าประชากรโดยทั่วไปในระดับหนึ่ง

มีผู้ทำการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการทดสอบการทรงตัวในท่ายืนขาเดียว โดยผู้เข้าร่วมการ วิจัยมีอายุระหว่าง 20-79 ปี จำนวน 184 ราย แบ่งเป็น 6 กลุ่มอายุ แบ่งเป็นกลุ่มอายุ 20-29 ปี 30-39 ปี 40-49 ปี 50-59 ปี 60-69 ปี และ 70-79 ปี ตามลำดับ ผู้เข้าร่วมการทดสอบจะถูก กำหนดให้ยืนขาเดียวรายละ 5 ครั้งนานครั้งละ 30 วินาที พบว่ากลุ่มอายุ 20-29 ปี เพศหญิง 16 ราย เพศชาย 16 ราย ยืนได้นานเฉลี่ย 30 วินาที กลุ่มอายุ 30-39 ปี เพศหญิง 14 ราย เพศชาย 16 ราย ยืนได้นานเฉลี่ย 30 วินาที กลุ่มอายุ 40-49 ปี เพศหญิง 15 ราย เพศชาย 16 ราย ยืนได้ นานเฉลี่ย 29.70 (23.00-30.00) วินาที โดยมี 2 ราย ยืนได้น้อยกว่า 30 วินาที กลุ่มอายุ 50-59 ปี เพศหญิง 14 ราย เพศชาย 16 ราย ยืนได้นานเฉลี่ย 29.40 (14.30-30.00) วินาที โดยมี 2 ราย ยืน ได้น้อยกว่า 30 วินาที กลุ่มอายุ 60-69 ปี เพศหญิง 15 ราย เพศชาย 15 ราย ยืน ได้นานเฉลี่ย 22.50 (4.80-30.00) วินาที โดยมี 17 ราย ยืนได้น้อยกว่า 30 วินาที กลุ่มอายุ 70-79 ปี เพศหญิง 24 ราย เพศชาย 7 ราย ยืนได้นานเฉลี่ย 14.20 (1.20-30.00) วินาที โดยมี 28 ราย ยืนได้น้อยกว่า 30 วินาทีและได้สรุปผลการศึกษาว่าช่วงระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถยืนได้ในการ ทดสอบท่ายืนขาเดียวมีความสัมพันธ์กับอายุ $r = -0.65$ กล่าวคือเมื่ออายุมากขึ้นระยะเวลาที่ สามารถยืนได้ในการทดสอบท่ายืนขาเดียวจะลดลง จากงานวิจัยพบว่ากลุ่มอายุ 40-59 ปี ผู้เข้าร่วมการวิจัยที่ไม่สามารถยืนได้ครบ 30 วินาทีที่มีจำนวน 4 รายจากผู้เข้าร่วมการวิจัยจำนวน 61 รายคิดเป็น 7 เปอร์เซ็นต์(45) ส่วนในการวิจัยนี้มีผู้เข้าร่วมการวิจัยที่ไม่สามารถยืนได้ครบ 25 วินาที 4 ครั้งมีจำนวน 24 รายจากผู้เข้าร่วมการวิจัยจำนวน 220 รายคิดเป็น 11 เปอร์เซ็นต์ ซึ่ง มากกว่างานวิจัยข้างต้นเนื่องมาจากการวิจัยใช้ force plate เพียงแผ่นเดียวไม่สามารถ ตรวจสอบได้ว่าเท้ามีการสัมผัสพื้นหรือไม่ จึงต้องอาศัยข้อมูลจาก kinematic data แต่เนื่องจาก กล้องที่ใช้เป็น optoelectric จึงใช้การประมาณระดับความสูงของเท้าจากพื้นในการตัดข้อมูล ผู้เข้าร่วมการวิจัยที่สงสัยว่าเท้าจะสัมผัสพื้นออก ทั้งที่เท้าของผู้เข้าร่วมการวิจัยที่ถูกตัดข้อมูลออก

อาจจะไม่สัมผัสพื้นก็ได้ และเนื่องจากในการทดสอบครั้งนี้ ใช้กล้องสองตัวบันทึกตำแหน่งของ marker 7 ตำแหน่ง ในขณะที่ทำการทดสอบ หากผู้เข้าร่วมการวิจัยบางรายพยายามรักษาสมดุล การทรงตัวโดยการบิดหรือหมุนส่วนของร่างกายแล้วทำให้กล้องทั้ง 2 ตัวไม่สามารถบันทึกตำแหน่งของ marker ได้พร้อมกัน ข้อมูลที่บันทึกได้ก็จะไม่สามารถนำไปใช้ในการวิเคราะห์ต่อไปได้ ก็ถือว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยรายนั้นถูกคัดออกจากการวิจัยด้วยเช่นกัน

มีผู้ทำการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการให้โปรแกรมการออกกำลังกายเฉพาะอย่าง เพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงการทรงตัว ในผู้ป่วยเบาหวาน ที่มีอายุระหว่าง 50-80 ปี โดยแบ่งเป็น กลุ่มทดลอง 10 ราย ซึ่งให้โปรแกรมการออกกำลังกายที่เน้นท่าบริหารเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของส่วนขาและท่าฝึกการทรงตัวเป็นระยะเวลา 3 สัปดาห์และกลุ่มควบคุม 10 ราย ซึ่งให้โปรแกรมการออกกำลังกายที่เน้นท่าบริหารเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของส่วนแขนเป็นระยะเวลา 3 สัปดาห์ ทำการทดสอบการทรงตัวโดยใช้ท่าทดสอบ 3 ท่า ได้แก่ ท่ายืนขาเดียว ท่า tandem stance และท่า function reach ทดสอบก่อนและหลังเข้าโปรแกรมการฝึก การทดสอบการทรงตัวในท่ายืนขาเดียวก่อนและหลังเข้าโปรแกรมการฝึกพบว่า กลุ่มทดลองยืนขาเดียวได้นานเฉลี่ย 5.4 ± 4.7 และ 11.6 ± 10.2 วินาที ส่วนกลุ่มควบคุมยืนได้นานเฉลี่ย 9.3 ± 8.6 และ 7.9 ± 5.9 วินาทีตามลำดับ และเมื่อพิจารณาผลการวัดการทรงตัวในทั้ง 3 ท่า พบว่าในกลุ่มควบคุมมีการเพิ่มขึ้นของค่าการวัดการทรงตัวทั้ง 3 ท่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$ การให้โปรแกรมการออกกำลังกายที่เน้นเฉพาะส่วนขาและท่าฝึกการทรงตัวสามารถช่วยเพิ่มสมดุลการทรงตัวได้ในผู้ป่วยเบาหวาน(46) จากข้อมูลดังกล่าว พบว่าความแข็งแรงของร่างกายส่วนล่างน่าจะเป็นปัจจัยหนึ่งซึ่งมีส่วนช่วยในการยืนขาเดียวได้สมดุลมากขึ้น

มีผู้ทำการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับอายุกับการตอบสนองของร่างกายขณะรักษาสมดุลการทรงตัว โดยผู้เข้าร่วมการวิจัยแบ่งเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มผู้สูงอายุ มีอายุระหว่าง 70.10 ± 4.30 ปี จำนวน 11 รายและกลุ่มวัยรุ่น มีอายุระหว่าง 20.10 ± 2.40 ปี จำนวน 9 ราย การทดสอบทำในท่ายืนลำตัวตั้งตรงมือเท้าสะเอว ลงน้ำหนักบนขาข้างถนัด โดยให้แกว่งขาอีกข้างกลับไปกลับมาจากด้านหน้าไปด้านหลังด้วยความเร็วในการแกว่งมากที่สุด เป็นระยะเวลา 5 วินาที จำนวน 2 ครั้ง ทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบ 2 มิติ โดยใช้กล้องวีดีโอ 1 ตัวเพื่อวิเคราะห์ข้อมูลการเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงของส่วนศีรษะ ลำตัว ขาท่อนบน ขาท่อนล่างและเท้า ร่วมกับการเก็บข้อมูล ground reaction force โดยใช้ force plate 1 ตัว เพื่อบันทึก center of pressure และเก็บข้อมูล electromyographic activity (EMG) ของกล้ามเนื้อ tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MGAS), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) ของขาข้างที่ยืนลงน้ำหนัก ผลการทดสอบพบว่ากลุ่มผู้สูงอายุมีค่าระยะทางที่มากที่สุดของขาที่แกว่งไปด้านหน้าและ

ด้านหลัง ความเร็วที่มากที่สุดในการแกว่งขาไปด้านหน้า ระยะทางที่มากที่สุดของการเปลี่ยนตำแหน่ง center of pressure ในการแกว่งของขาไปด้านหน้าและด้านหลัง น้อยกว่ากลุ่มวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $P < 0.05$ ในขณะที่ยืนแกว่งขาพบว่าในกลุ่มผู้สูงอายุมีองศาการก้มของศีรษะ (neck flexion) การงอของลำตัว (trunk flexion) การงอข้อสะโพก (hip flexion) การงอข้อเข่า (knee flexion) น้อยกว่ากลุ่มวัยรุ่นแต่มีมุมของข้อเท้ามากกว่ากลุ่มวัยรุ่นและจากผลการวัด EMG พบว่ากล้ามเนื้อ TA, MGAS มีค่าน้อยกว่ากลุ่มวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล้ามเนื้อ TA $P < 0.001$, กล้ามเนื้อ MGAS $P < 0.01$ ส่วนกล้ามเนื้อ RF มีค่าน้อยกว่ากลุ่มวัยรุ่นแต่ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นกล้ามเนื้อ ST ที่พบว่า EMG มีค่ามากกว่ากลุ่มวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $P < 0.05$ จากการที่กล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า ระบบการควบคุมท่าทางของร่างกายมีประสิทธิภาพการทำงานลดลง และความวิตกกังวลมีผลทำให้การควบคุมสมดุลของร่างกายในระหว่างการแกว่งขาทำได้ยากขึ้น จากข้อมูลดังกล่าว พบว่าท่าทางการตอบสนองของร่างกายเพื่อรักษาสมดุลน่าจะเป็นปัจจัยหนึ่งซึ่งมีส่วนช่วยในการยืนขาเดียวได้สมดุลมากขึ้น(47)

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ ผู้เข้าร่วมการวิจัยมีอายุระหว่าง 40-60 ปี เป็นหญิง 57 รายและเพศชาย 59 ราย ในการทดสอบการทรงตัวทำยืนขาเดียวและขาที่ยกงอเข่า 90 องศาไปด้านหลัง โดยทำการทดสอบคนละ 4 ครั้ง นานครั้งละ 25 วินาที ทำการยกขาเร็ว 2 ครั้งและยกขาด้วยความเร็วปกติ 2 ครั้ง วัด center of pressure (COP) ด้วย force plate 1 ตัว ข้อมูล 5 วินาที(48) ภายหลังจากการยกขาจนถึงวินาทีที่ 25 ของการทดสอบจะนำไปใช้คำนวณโดยใช้โปรแกรม Visual Basic ที่เขียนขึ้นเพื่อหาค่า area sway และ distance sway พบว่าค่า ICC ของวิธีวัด area sway อยู่ในระดับต่ำ ส่วนวิธีวัด distance sway มีค่า ICC อยู่ในระดับปานกลาง ซึ่งสามารถอธิบายผลที่เกิดขึ้นได้จาก

1. วิธีการวัด area sway ในการวัดในแต่ละครั้งมีความแตกต่างกันค่อนข้างมาก เช่นในกลุ่มเพศชายค่าเฉลี่ยของ area sway มีค่า 18.60 ตารางเซนติเมตร ในขณะที่ค่าสูงสุดและต่ำสุดคือ 98.06 และ 3.57 ตารางเซนติเมตร ตามลำดับ ส่วนในกลุ่มเพศหญิงค่าเฉลี่ยของ area sway มีค่า 14.48 ตารางเซนติเมตร ค่าสูงสุดและต่ำสุดคือ 97.84 และ 4.35 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าแตกต่างกันค่อนข้างมาก มีผลทำให้ค่า ICC ของวิธีวัด area sway อยู่ในระดับต่ำ ทั้งนี้เนื่องจากค่า area sway ที่ใช้เป็นตัววัด postural sway ในงานวิจัยครั้งนี้คำนวณจากผลคูณค่าที่มีการ sway มากที่สุดในแนวแกน mediolateral (ML) และ anteroposterior (AP) ดังนั้นค่าพื้นที่ที่คำนวณจึงขึ้นกับสองค่านี้ หากค่าใดค่าหนึ่งมีความแตกต่างกันมากในการทดสอบของผู้เข้าร่วมวิจัยคนเดียวกัน จะทำให้ค่าพื้นที่ที่คำนวณได้มีค่าแตกต่างกันอย่างมากในระหว่างการวัดแต่ละ

ครั้ง เนื่องจากการเคลื่อนที่ของ COP ออกจากบริเวณเท้าอย่างมากในแนว ML และ AP จะเกิดขึ้นเพียงระยะเวลาที่น้อยมาก ซึ่งร่างกายจะพยายามรักษาสมดุลโดยการเคลื่อนส่วนของร่างกายให้ COP เข้ามาอยู่ในบริเวณเท้าเพื่อการสมดุลของการทรงตัว ดังนั้น area sway ซึ่งคำนวณจากผลคูณของระยะทางมากที่สุดของทั้งสองแนวจึงไม่ได้เป็นตัวแทนที่ดีของการเคลื่อนไหวของ COP ตลอดเวลาขณะมีการเก็บข้อมูลทดสอบ

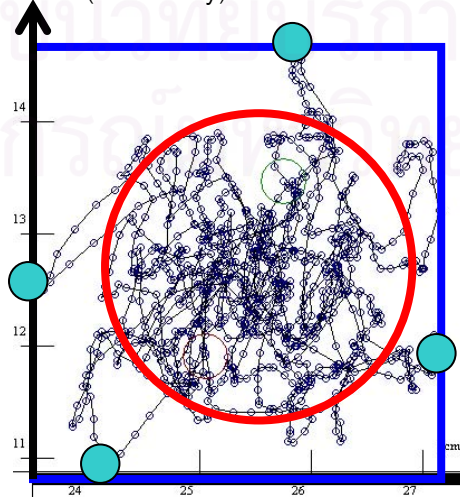
จากการวิเคราะห์ข้อมูลเพศหญิง 57 ราย เพศชาย 59 ราย อายุระหว่าง 40–60 ปี พบว่าค่า anteroposterior sway มีค่าเฉลี่ย 4.01 ± 1.02 เซนติเมตร ในขณะที่ค่า mediolateral sway มีค่าเฉลี่ย 4.43 ± 0.42 เซนติเมตร วัดค่า area sway เฉลี่ยได้เท่ากับ 16.55 ± 11.12 ตารางเซนติเมตร ทำให้ค่าพื้นที่ที่ได้มีความแตกต่างกันในแต่ละการวัด postural sway ดังตัวอย่าง เช่น ในการยืนบน force plate ของผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชายรายหนึ่ง ทำการทดสอบ จำนวน 4 ครั้งห่างกันครั้งละ 5 นาที โดยยกขาเร็ว 2 ครั้งตามด้วยยกขาความเร็วปกติ 2 ครั้ง วัดค่า area sway ได้คือ 20.50, 61.24, 18.94, 8.26 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ (ภาพที่ 5.2-5.5) ซึ่งในงานวิจัยการเพิ่มความมั่นคงของข้อเท้าในกลุ่มทดลองที่มีปัญหาข้อเท้าแพลงจำนวน 22 รายและกลุ่มไม่มีปัญหาข้อเท้าแพลงจำนวน 21 ราย มีอายุเฉลี่ย 23 (20–25) ปี ทำทดสอบในท่ายืนขาเดียว 30 วินาที พบว่าในกลุ่มที่มีปัญหาข้อเท้าแพลงก่อนได้รับการฝึกมีค่า area sway เฉลี่ยเท่ากับ 16.0 ± 3.4 ตารางเซนติเมตรส่วนกลุ่มไม่มีปัญหาข้อเท้าแพลง มีค่า area sway เฉลี่ยเท่ากับ 9.6 ± 1.7 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ(4) เหตุผลที่น่าจะเป็นไปได้ มีดังต่อไปนี้ คือ ผู้รับการทดสอบกลุ่มนี้มีอายุน้อยและมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อบริเวณส่วนขา

2. วิธีการวัด distance sway ในกลุ่มเพศหญิงค่าเฉลี่ยของ distance sway มีค่า 1.00 เมตร มีค่าสูงสุดและต่ำสุดคือ 1.80 และ 0.59 เมตร ส่วนในกลุ่มเพศชายค่าเฉลี่ยของ distance sway มีค่า 1.35 เมตร ในขณะที่ค่าสูงสุดและต่ำสุดคือ 2.64 และ 0.58 เมตร ตามลำดับ ซึ่งมีความแตกต่างจะเห็นได้ว่ามีส่วนน้อยกว่ากรณีของ area sway ทั้งนี้เนื่องจากค่า distance sway ที่ใช้เป็นตัววัด postural sway ในงานวิจัยครั้งนี้คำนวณจากระยะระหว่างจุดของ COP ทั้งหมดตั้งแต่เริ่มต้นทดสอบลากต่อกันทุกจุดจนถึงจุดสิ้นสุด การที่มีการเคลื่อนของ COP ไปด้านใดด้านหนึ่งเพียงช่วงระยะเวลาสั้นๆจะไม่ทำให้ distance sway มีค่าเปลี่ยนแปลงไปอย่างมากเช่นกรณีค่าของ area sway ดังตัวอย่างเช่นในการยืนบน force plate ของผู้เข้าร่วมการวิจัยรายเดียวกันกับข้อแรก ทำการทดสอบจำนวน 4 ครั้ง โดยยกขาเร็ว 2 ครั้งตามด้วยยกขาปกติ 2 ครั้ง วัดค่า distance sway ได้คือ 1.43, 1.76, 1.49, 1.03 เมตรตามลำดับ (ภาพที่ 5.2-5.5)

3. การใช้ค่า Intraclass correlation coefficients (ICC) เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือของ ข้อมูลที่วัดด้วยวิธีใช้พื้นที่ (area sway) และวิธีหาระยะทางการแกว่ง (distance sway) พบว่าใน เพศหญิงและเพศชาย ในการทดสอบยืนขาเดียวโดยยกขาด้วยความเร็วปกติมีค่า ICC ของวิธี area sway เท่ากับ 0.22 และ 0.25 ตามลำดับ ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาไม่มีผู้ทำการศึกษาวิจัย ในการทดสอบยืนขาเดียวเพื่อหาค่า ICC ของวิธี area sway แต่มีผู้ศึกษาในท่ายืนนิ่งลงน้ำหนัก สองขา (Quiet standing) พบว่ามีค่า ICC ของวิธี area sway เท่ากับ 0.31(49) เนื่องจากในท่า ยืนขาเดียวการรักษา static balance ของร่างกาย ทำได้ยากกว่าการยืนสองขามากเนื่องจากการ ยืนขาเดียว base of support มีขนาดน้อยกว่าในท่ายืนสองขา และไม่พบว่ามีการใช้วิธี distance sway เพื่อคำนวณการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดมาก่อนหน้านี้

4. ค่า ICC ของวิธีวัด area sway มีค่าน้อย เนื่องจาก area sway ขึ้นกับตำแหน่งของจุด เพียง 4 จุด พื้นที่จากการคำนวณจึงสามารถต่างกันได้มากแม้จุดส่วนใหญ่จะอยู่ใกล้กัน (ภาพที่ 5.1) จากการทดสอบพบว่า การเคลื่อนที่ของ COP ออกห่างจากบริเวณเท้าอย่างมากในแนว mediolateral และ anteroposterior จะเกิดขึ้นเพียงระยะเวลาที่น้อยมาก การคำนวณ area sway จากผลคูณของระยะทางมากที่สุดของทั้งสองแนวจึงไม่เป็นตัวแทนที่ดีของการเคลื่อนไหวของ COP ตลอดระยะเวลาการทดสอบ ส่วนค่า ICC ของวิธีวัด distance sway มีค่าอยู่ในระดับปาน กลางถึงระดับสูง เนื่องจาก distance sway คำนวณจากระยะระหว่างจุดของ COP ทั้งหมด ตั้งแต่ เริ่มต้นทดสอบลากต่อกันทุกจุดจนถึงจุดสิ้นสุด การที่มีการเคลื่อนที่ของ COP ออกไปด้านใดด้าน หนึ่งเพียงช่วงระยะเวลาสั้นๆจะไม่ทำให้ distance sway มีค่าเปลี่ยนแปลงไปมากนักซึ่งมีลักษณะคล้าย กับวิธีการวัด 3-D sway path length ของ marker ที่มีความเที่ยงตรงกว่าการเคลื่อนไหว (displacement) ทั้งในแนว anteroposterior แนว mediolateral และแนว vertical(50)

Anteroposterior (max sway)



ภาพที่ 5.1 แสดงการคำนวณ area sway

5. จากการศึกษาวิจัยนี้พบว่าการยกขาเร็วทั้งในเพศหญิงและเพศชายค่า ICC ของทั้งวิธี area sway และวิธี distance sway มีค่าน้อยกว่าการยกขาปกติเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของค่า COP มากในช่วง 5 วินาทีแรกของการยกขา เมื่อผู้เข้าร่วมการวิจัยยกขาช้าขึ้นจากพื้นอย่างรวดเร็ว ร่างกายต้องพยายามปรับสมดุลการทรงตัวในช่วงแรกภายหลังการยกขามากกว่าการยกขาด้วยความเร็วปกติ ทำให้ค่า ICC ของการยกขาเร็วมีค่าน้อย

6. สมมติฐานที่ว่า area sway และ distance sway น่าจะมีค่าน้อยลงในการทดสอบครั้งที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยยกขา cross mid-line เนื่องจากการที่ขาส่วนล่างเคลื่อนที่เข้าหาแนวกลางของลำตัวจะทำให้มวลของขาส่วนล่างมีแนวของน้ำหนักตกลงใกล้กับเท้าของขาข้างที่รับน้ำหนักมากกว่าการที่ขาไม่ cross mid-line แต่ผลการทดลองพบว่าค่า distance sway และ area sway ในเพศชายมีค่าลดลงในครั้งที่ขาไม่ cross mid-line ซึ่งอาจเป็นไปได้ว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยบางคนที่ยกขา cross mid-line นั้นมีการกางขาส่วนบนออกทำให้มวลของขาส่วนบนอยู่ห่างจากเท้าข้างที่รับน้ำหนักทำให้หักล้างกับผลที่มวลของขาส่วนล่างเคลื่อนเข้าใกล้ขาข้างที่รับน้ำหนัก

ข้อเสนอแนะ

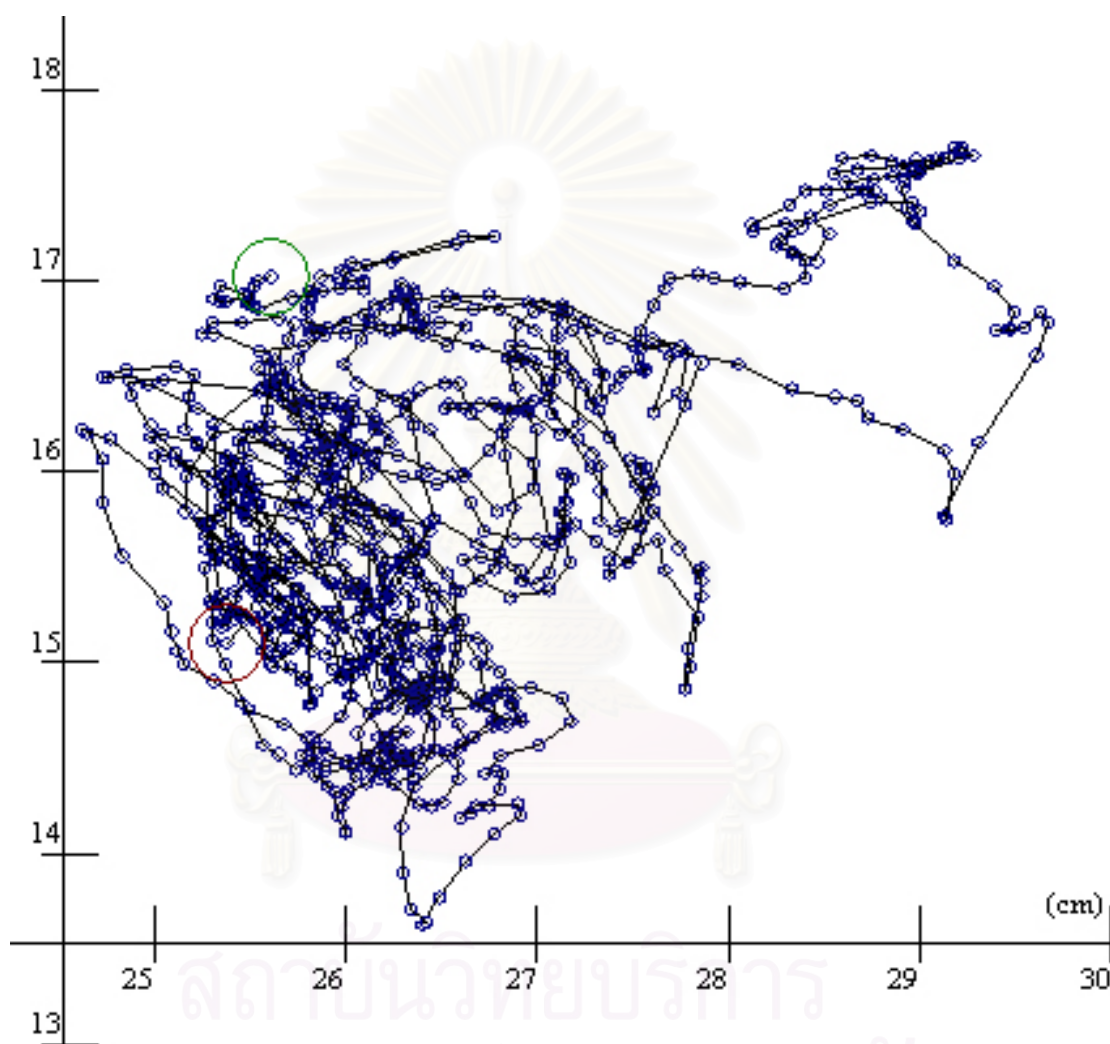
1. ควรศึกษาวัดการแกว่งของ center of pressure ในท่ายืนขาเดียวโดยเริ่มต้นการเก็บข้อมูลในท่ายืนขาเดียว เพื่อวัดการทรงตัวในขณะยืนนิ่ง (static balance) และศึกษาความน่าเชื่อถือของตัวแปรวิธีวัด area sway และวิธีวัด distance sway

2. ถ้าสามารถใช้ force plate 2 ตัวในการศึกษาวิจัยได้ ควรจะทำการศึกษาลักษณะของแรง ground reaction force (GRF) ของขาแต่ละข้างในขณะเคลื่อนไหว (dynamic balance) เปลี่ยนท่าทางจากยืนลงน้ำหนักสองขาเป็นยืนขาเดียวจนถึงช่วงที่พยายามทรงตัวในท่ายืนขาเดียว และควรศึกษาการวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดโดยใช้ตัวแปร area sway และ distance sway พร้อมกันไปด้วย เพื่อศึกษาดูว่าในช่วง static balance และช่วง dynamic balance ความน่าเชื่อถือของการใช้ตัวแปร area sway และ distance sway ในการวัด COP เป็นอย่างไร ผลการศึกษานี้ น่าจะมีประโยชน์สำหรับนำไปใช้จริง ในการป้องกันการเกิดการหกล้มในผู้สูงอายุ เนื่องจากการวัดสมดุลการทรงตัวในท่าที่ใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวที่ทำในชีวิตประจำวันมากที่สุด

ตัวอย่าง ผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชาย ครั้งที่ 1 ยกขาเร็ว

ค่า distance sway = 1.43 เมตร

ค่า area sway = 20.50 ตารางเซนติเมตร

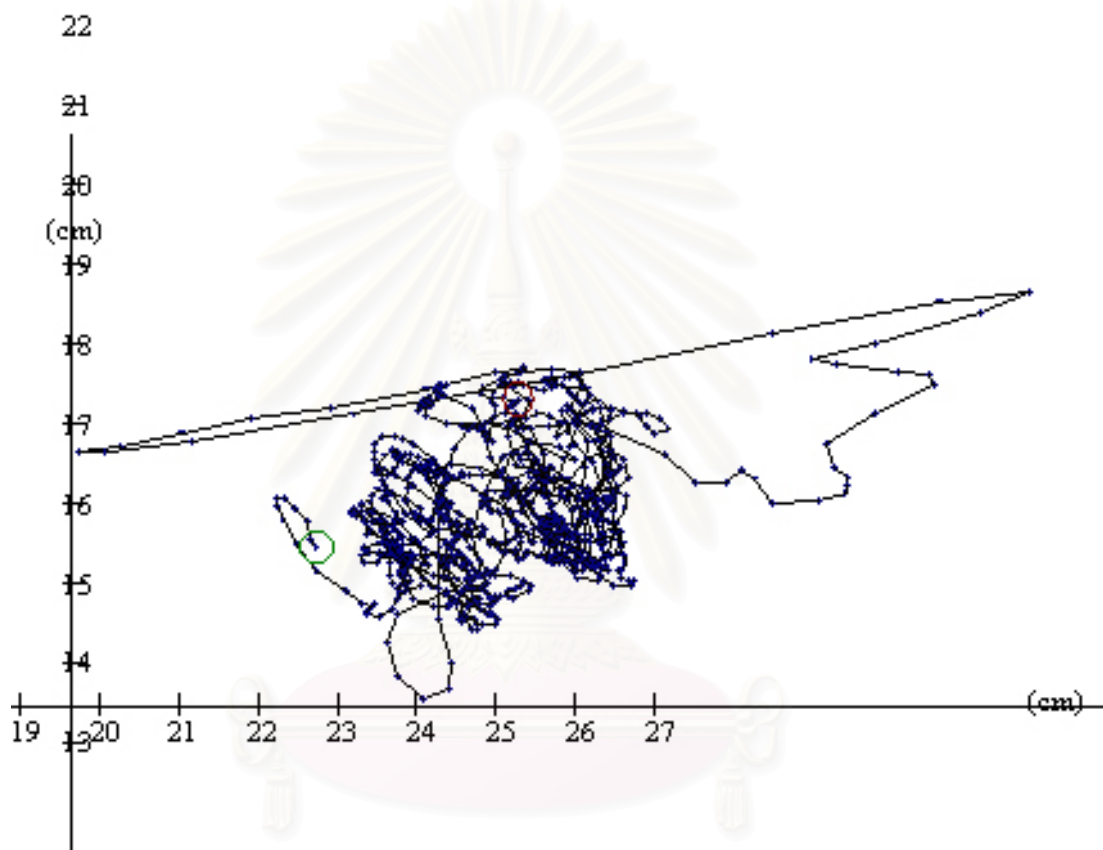


ภาพที่ 5.2 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ A1

ตัวอย่าง ผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชาย ครั้งที่ 2 ยกขาเร็ว

ค่า distance sway = 1.76 เมตร

ค่า area sway = 61.24 ตารางเซนติเมตร

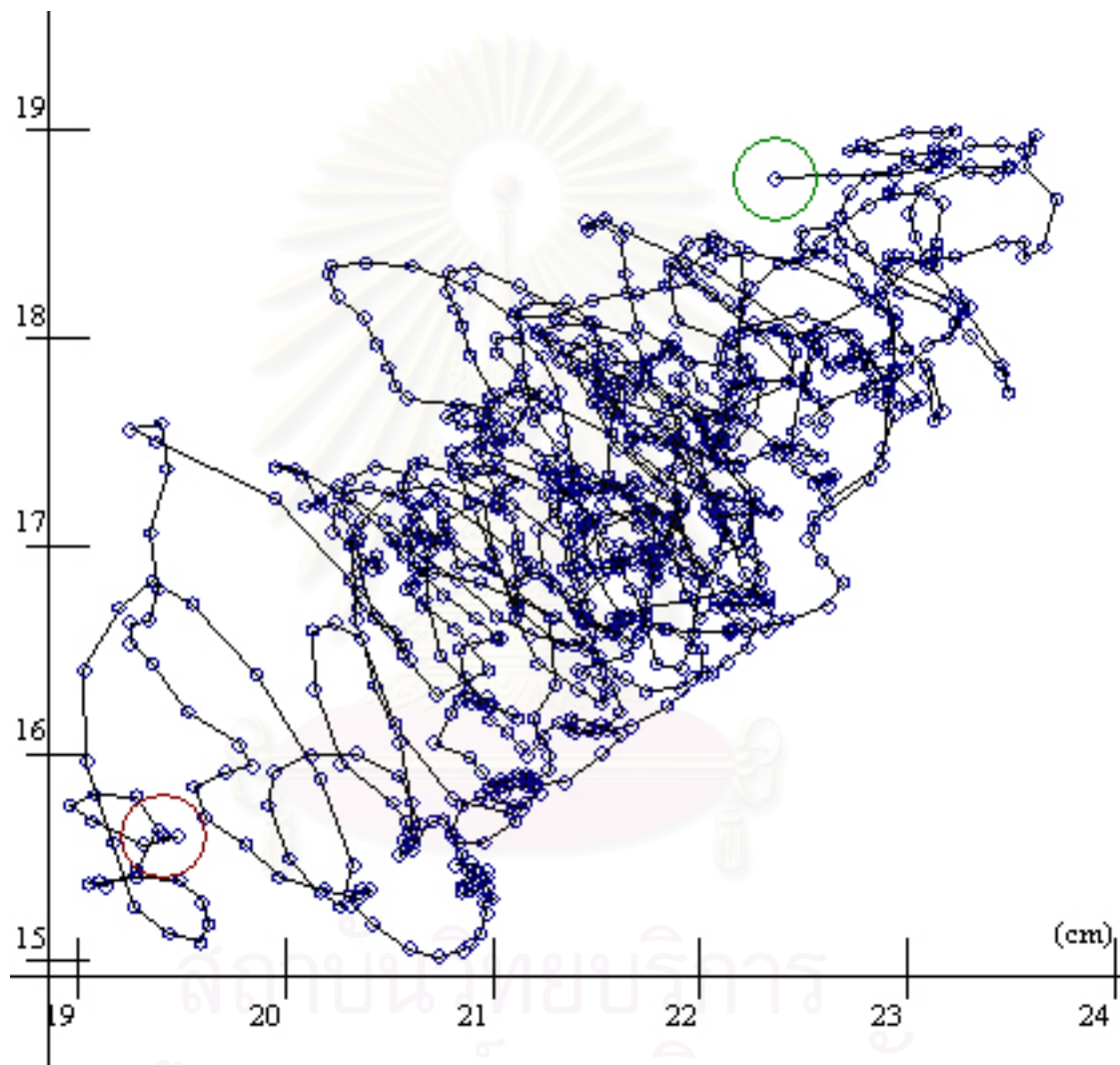


ภาพที่ 5.3 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ A2

ตัวอย่าง ผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชาย ครั้งที่ 3 ยกขาปกติ

ค่า distance sway = 1.49 เมตร

ค่า area sway = 18.94 ตารางเซนติเมตร

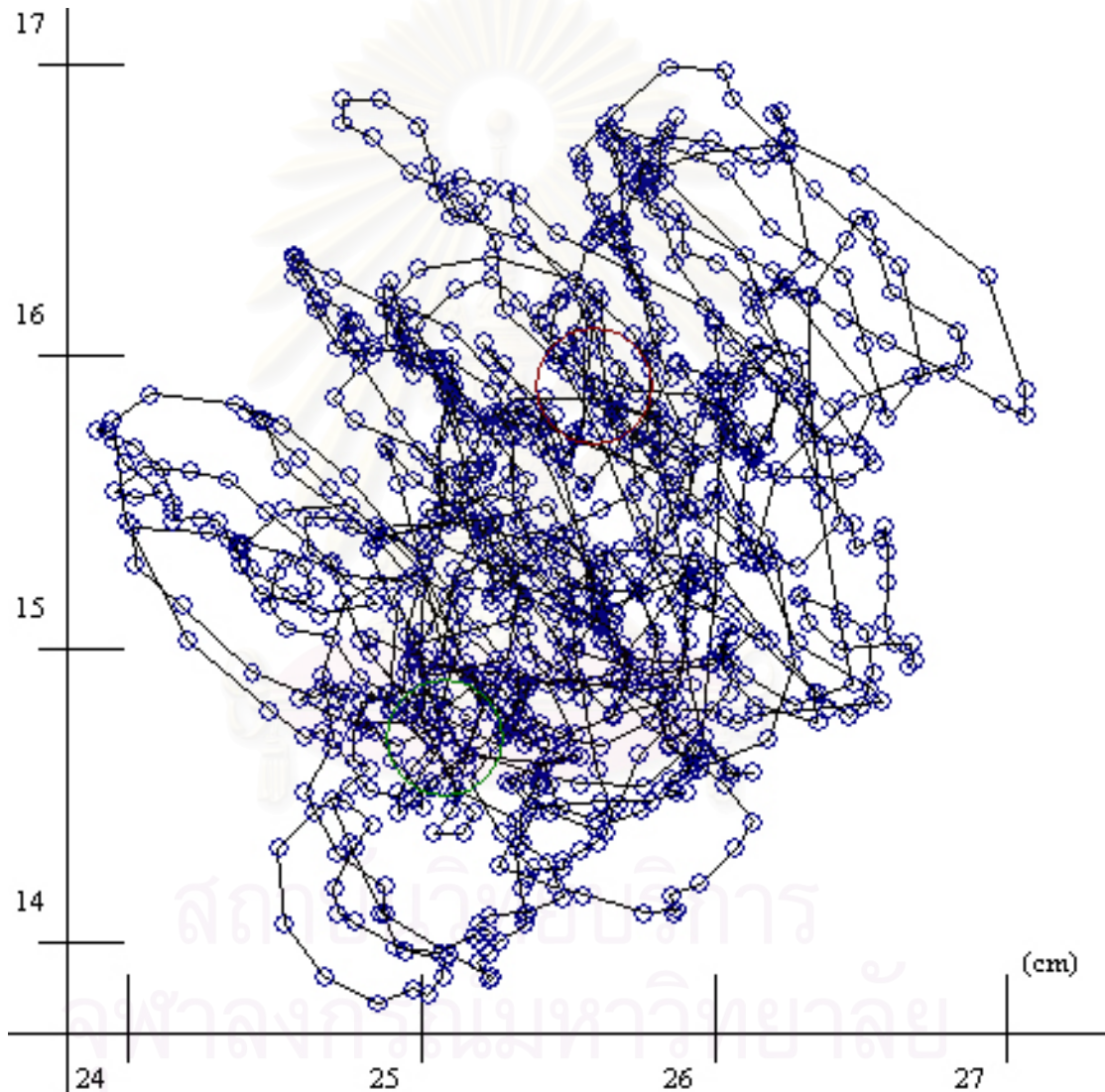


ภาพที่ 5.4 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ B1

ตัวอย่าง ผู้เข้าร่วมการวิจัยเพศชาย ครั้งที่ 4 ยกขาปกติ

ค่า distance sway = 1.03 เมตร

ค่า area sway = 8.26 ตารางเซนติเมตร



ภาพที่ 5.5 การคำนวณ area sway และ distance sway จาก center of pressure ครั้งที่ B2

รายการอ้างอิง

1. Hertel, J., Denegar, C.R., Buckley, W.E., Sharkey, N.A., and Stokes, W.L. Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain. Arch Phys Med Rehabil 82 (July 2001): 1000-1003.
2. Hoffman, M., and Payne, V.G. The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. J. Orthop Sports Phys Ther 21, No.2 (February 1995): 90-93.
3. Leanderson, J., Eriksson, E., Nilsson, C., and Wykman, A. Proprioception in classical ballet dancers: a prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. Am J Sports Med 24, No.3 (1996): 370-374.
4. Mutsusaka, N., Yokoyama, S., Tsurusaki, T., Inokuchi, S., and Okita, M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. Am J Sports Med 29, No.1 (2001): 25-30.
5. Rogers, M.W., Hedman, L.D., and Pai, Y. Kinetic analysis of dynamic transitions in stance support accompanying voluntary leg flexion movements in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil 74 (Jan 1993): 19-25.
6. Vellas, B.J., Wayne, S.J., Romero, L., Baumgartner, R.N., Rubenstein, L.Z., and Garry, P.J. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. J. Am Geriatr Soc 45, No.6 (June 1997): 735-738.
7. Mak, M.K., and Ng, P.L. Mediolateral sway in single-leg stance is the best discriminator of balance performance for Tai-Chi practitioners. Arch Phys Med Rehabil 84 (May 2003): 683-686.
8. Waneen, S. Physical dimensions of aging. Human kinetics. Champaign. IL, 1995.
9. Johansson, R., and Magnusson, M. Human postural dynamics. Cirt Rev Biomed Engineer 18 (1991): 413-437.
10. Shumway-Cook, A., and Woollacott, M.H. Aging and postural control. Motor control theory and practical applications. USA: Williams & Wilkins, 1995.

11. Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S., Williams, J.I., and Gayton, D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada 41 (1989): 304-311.
12. Thomas, M., Jankovic, J., Suteerawattananon, M., Wankadia, S., Caroline, K.S., and Protas, E. Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization. J. neuro Scien 217 (2004): 89-99.
13. Jarnlo, G.B. Functional balance tests related to falls among elderly people living in the community. Euro J Ger 5, No.1 (2003): 7-14.
14. Alexander, N.B. Using technology-based techniques to assess postural control and gait in older adults. Clin Geriatr Med 12 (1996): 725-744.
15. Winter, D.A. A Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley-Interscience, 1990.
16. Umphred, D.A. Neurological rehabilitation (4th ed) USA: Mosby, 2001.
17. Briggs, R.C., Gossman, M.R., Birch, R., Drews, J.E., and Shaddeau, S.A. Balance performance among noninstitutionalized elderly women. Phys Ther 69, No.9 (Sep 1989): 748-756.
18. ปัทมา สุวรรณคำ. ผลของการฝึกโดยแองเคิลดิสตร์ร่วมกับการพันเทปต่อโปรปริโอเซ็ปชันในนักกีฬาที่มีประวัติข้อเท้าแพลงเรื้อรัง. วิทยานิพนธ์หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเวชศาสตร์การกีฬา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2545.
19. Kandel, E.R., Schwartz, J.H., and Jessell, T. Principles of neural science. 4th ed. New York: McGraw-Hill, 2000.
20. Nashner, L.M. Clinical exercise physiology. 1sted. USA: Mosby-Year Book Inc., 1994: pp.199-210.
21. Cohen H. Neuroscience for rehabilitation. Philadelphia: Lippincott Company, 1993:pp.72-84.
22. Holmes, O. Human Neurophysiology. London: Chapman & Hall Medical, 1993.
23. Guyton, A.C., and Hall, J. E. Medical Physiology. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2000.
24. Zigmond, M.J., Bloom, F.E., Landis, S.C., Roberts, J.L., and Squire, L.R. Fundamental Neuroscience. San Diego: Academic press, 1999.

25. จงจินตน์ รัตนากินันท์ชัย. การควบคุมการเคลื่อนไหว Motor control. เชียงใหม่: คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2542.
26. Nashner, L.M. and McCollum, G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. Behav Brain Sci 8 (1985): 135-175.
27. Smithson, F., Morris, M.E., and Iansek, R. Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. Phys Ther 78, No.6 (June 1998): 577-592.
28. Frzovic, D., Morris, M.E., and Vowels, L. Clinical tests of standing balance: Performance of persons with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil 81 (Feb 2000): 215-221.
29. Kornetti, D.L., Fritz, S.L., Chiu, Y., Light, K.E., and Velozo, C.A. Rating scale analysis of the berg balance scale. Arch Phys Med Rehabil 85 (July 2004): 1128-1135.
30. Heitmann, D.K., Gassman, M.R., Shaddeau, S.A., and Jackson, J.R. Balance performance and step width in noninstitutionalized, elderly, female fallers and nonfallers. Phys Ther 69, No.11 (November 1989): 923-931.
31. Shigematsu, R. Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. Bri Geria Soc 31 (2002): 261-266.
32. Hurvitz, E.A., Richardson, J.K., Werner, R.A., Ruhl, A.M., and Dixon, M.R. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. Arch Phys Med Rehabil 81 (May 2000): 587-591.
33. Nyland, J., Smith, S., Beickman, K., Armsey, T., and Caborn, D.N. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sport Exs (December 2001): 1150-1157.
34. Nouillot, P., and Bouisset, S. Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans?. Neuroscience Letters 279 (2000): 77-80.
35. Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.C., Ashmead, D.H., Peterson, S.W., and Shiavi, R.G. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. Gait & Posture 4 (1996): 11-20.

36. Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., and Nougier, V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. Neuroscience Letters 303 (2001): 83-86.
37. Gribble, P.A. and Hertel, J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Elec Kines 14 (2004): 641-646.
38. Holder-Powell, H.M., and Rutherford, O.M. Unilateral lower-limb musculoskeletal injury: Its long-term effect on balance. Arch Phys Med Rehabil 81 (March 2000): 265-268.
39. Goldie, P.A., Evans, O.M., and Bach, T.M. Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. Arch Phys Med Rehabil 73 (April 1992): 348-354.
40. Hank, T.A., and Rogers, M.W. Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy adults. Phys Ther 72 (1992): 810-816.
41. Streiner, D.L., and Norman, G.R. Reliability Health measurement scales. New York: Oxford University Press, 1995: pp.124-126.
42. Instruction Manual Model OR6-5 Biomechanics Platform. AMTI Management study. pp.1-4.
43. Elite System Graphics. Elite 5 user manual. p.11.
44. กองทุนสนับสนุนการสร้างเสริมสุขภาพ, สำนักงาน. แรงจูงใจในการออกกำลังกาย [Online]. Available from: <http://www.thaihealth.or.th/start/index.htm>. [2548, 4 มีนาคม]
45. Bohannon, R.W. Decrease in time balance test scores with aging. Phys Ther 64 (1984): 1067-1070.
46. Richardson, J.K., Sandman, D., and Vela, S. A focused exercise regimen improves clinical measures of balance in patients with peripheral neuropathy. Arch Phys Med Rehabil 82 (2001): 205-209.
47. Hatzitaki, V., Amiridis, I.G., and Arabatzi F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. Gait & Posture (September 2004): 1-8.

48. Jonsson, E., Seiger, A., and Hirschfeld, H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. Clin Biomech 19, No.7 (April 2004): 688-694.
49. Lafond, D., Corriveau, H., Hebert, R., and Prince, F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. Arch Phys Med Rehabil 85 (June 2004): 896-901.
50. Carrera, D.J., Sharpe, M.H., Percy, M.J., and Frick, R.A. The reliability of postural sway measures using the 3SPACE Tracker. Clin Biomech 11, No.6 (1996): 361-363.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

การคำนวณจุดศูนย์กลางแรงกด

โดยทั่วไปจะใช้การคำนวณแรงจากแนวแกนตั้ง (vertical force) เมื่อมีแรงกดลงบน force plate จะเกิดสมดุลโมเมนต์ ดังสมการที่ (1) ในแนวซ้ายขวาและสมการที่ (2) ในแนวหน้าหลัง

$$F_y = F_{oo} + F_{xo} + F_{zo} + F_{xz}$$

$$\frac{F_{y_1} + F_{y_3}}{F_{y_2} + F_{y_4}} = \frac{x-a}{a} \quad (1)$$

$$\frac{F_{y_1} + F_{y_2}}{F_{y_3} + F_{y_4}} = \frac{z-b}{b} \quad (2)$$

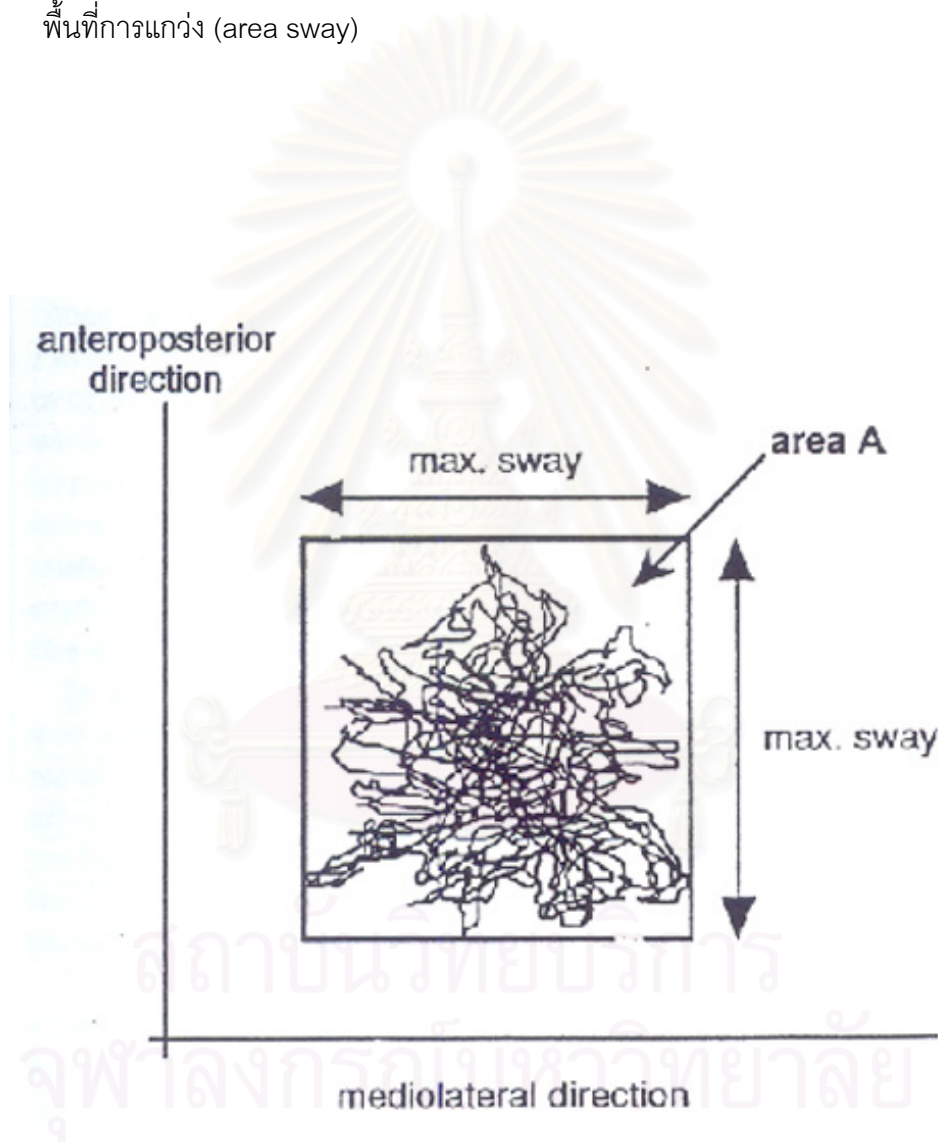
The diagram shows a square force plate with four corner markers labeled 1, 2, 3, and 4. The coordinates for these corners are: 1: (0,0), 2: (x,0), 3: (0,z), and 4: (x,z). A central point is marked with a black dot and labeled CP: (a,b). The plate is overlaid on a faint background image of a traditional Thai ceremonial object.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ข

กราฟเส้นแสดงการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงกด (center of pressure) ระหว่างการทดสอบในท่ายืนขาเดียวและขาที่ยกงอเข้า 90 องศา ไปด้านหลัง

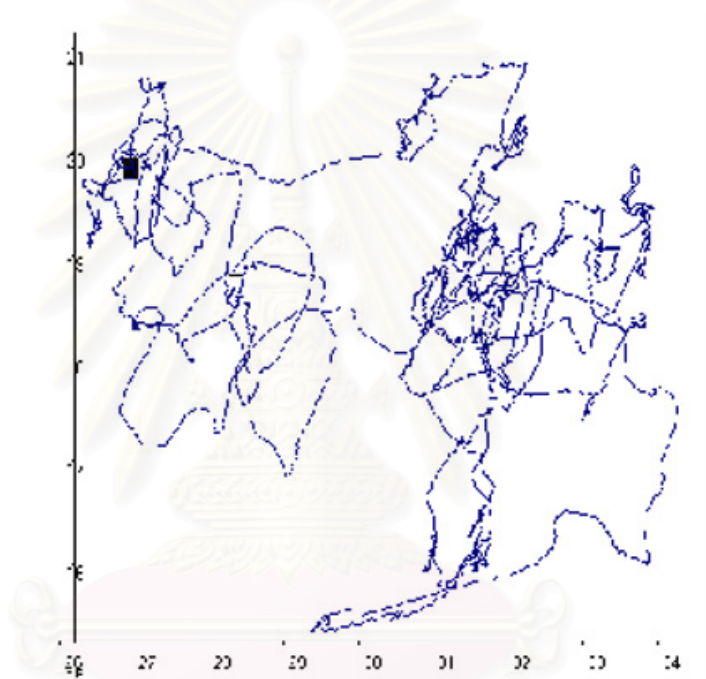
แสดงวิธีการวัดการแกว่งของร่างกาย (postural sway) โดยวิธีการคำนวณพื้นที่การแกว่ง (area sway)



ภาคผนวก ค

การทดสอบการวัดการแกว่งของร่างกาย (postural sway) ในทำยืนขาเดียว และขาที่ยกงอ 90 องศา

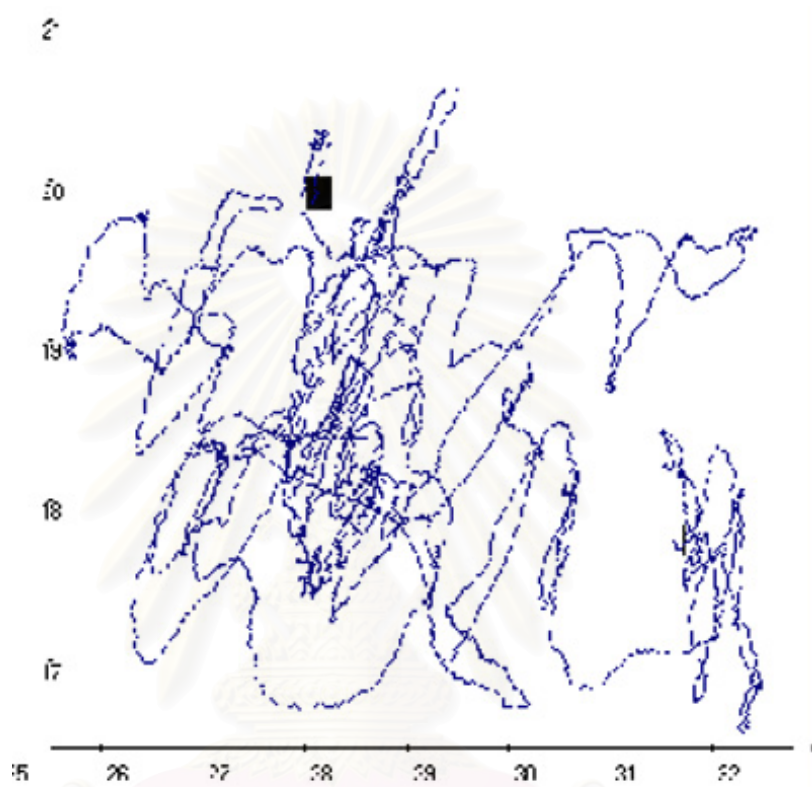
ในผู้ทดสอบที่ได้รับบาดเจ็บข้อเท้าแพลง 1 คน ทำการทดสอบโดยยืนขาเดียวและขาที่ยกงอ 90 องศา บน force platform เป็นระยะเวลาครั้งละ 30 วินาที 3 ครั้ง โดยเว้นระยะเวลาการทดสอบแต่ละครั้งนาน 2 นาที



ครั้งที่ 1

Area sway 44 ตารางเซนติเมตร

Distance sway 1.64 เมตร

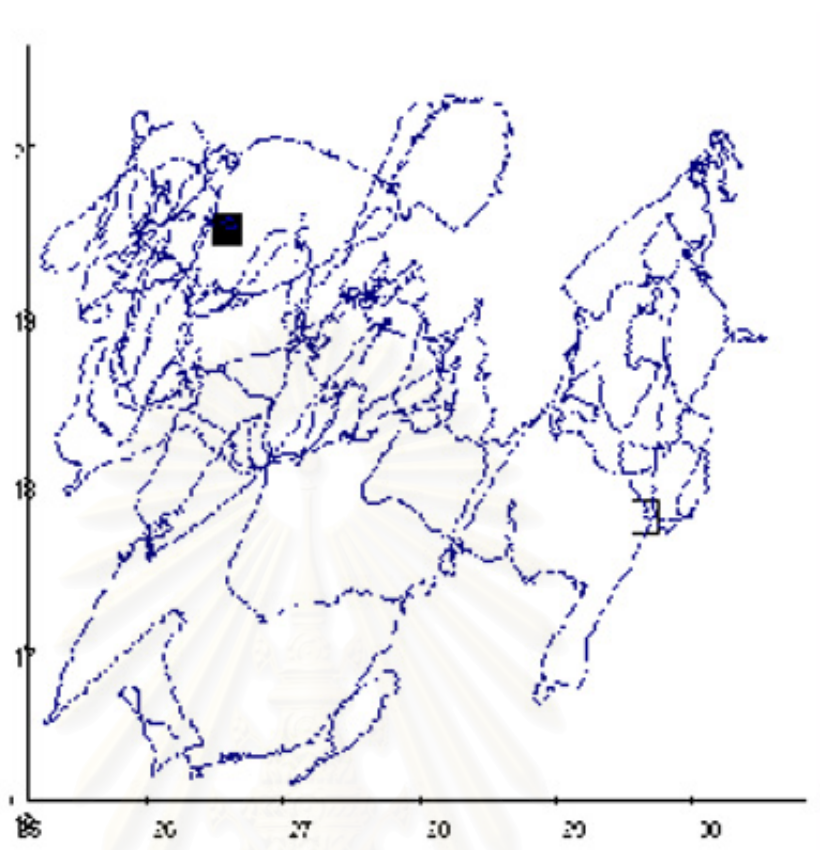


ครั้งที่ 2

Area sway 28 ตารางเซนติเมตร

Distance sway 1.55 เมตร

สถาบันวิจัยดาราศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ครั้งที่ 3

Area sway 22 ตารางเซนติเมตร

Distance sway 1.49 เมตร

การทดสอบครั้งที่	1	2	3
Area sway (cm. ²)	44	28	22
Distance sway (m.)	1.64	1.55	1.49

ข้อมูลการทดสอบจากนางสาวปัทมา สุวรรณคำ

เรื่องผลของการฝึกโดยแองเคิลดิสก์ร่วมกับการพันเทปต่อ proprioception ในนักกีฬาที่มีประวัติ

ข้อเท้าแพลงเรื้อรัง

ภาคผนวก ง

เอกสารชี้แจงข้อมูล/คำแนะนำแก่ผู้เข้าร่วมโครงการและใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

เอกสารชี้แจงข้อมูล/คำแนะนำแก่ผู้เข้าร่วมโครงการ (Patient Information Sheet)

ชื่อโครงการ ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด
ขณะยืนขาเดียว
Reliability of Distance Sway Measurements to Center of Pressure during
One-Legged Stance

ชื่อผู้วิจัย น.ส. บุรวัลย์ ผลมั่ง ผู้วิจัย
อ. นพ. ดร.ภาสกร วัฒนธาดา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
ผศ. นพ. สมพล สงวนรังศิริกุล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์(ร่วม)

แพทย์หรือผู้ดูแลที่ติดต่อได้

1. อ. นพ. ดร. ภาสกร วัฒนธาดา ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
2. น.ส. บุรวัลย์ ผลมั่ง ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์
มหาวิทยาลัย
โทร. 01-609-0025
3. ผศ. นพ. สมพล สงวนรังศิริกุล ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สถานที่วิจัย ชั้น 2 อาคารศูนย์ฝึกกีฬาเพื่อการแข่งขัน การกีฬาแห่งประเทศไทย หัวหมาก

ความเป็นมาของโครงการ

ในการทดสอบเพื่อดูความสามารถในการรักษาสมดุลการทรงตัวในท่ายืนขาเดียววงอเข่าที่ใช้
กันอยู่ในปัจจุบันนั้น ตัดสินจากคะแนนที่ผู้ถูกทดสอบทำได้ขณะทดสอบการทรงตัว ในท่ายืนขา
เดียวขาอีกข้างงอเข่า 90 องศาไปด้านหลัง ซึ่งไม่มีความซับซ้อนในท่าที่ปฏิบัติ แต่ต้องอาศัยความ

(postural sway) และ

การเคลื่อนไหวส่วนต่างๆของร่างกายเพื่อพยายามรักษาสสมดุลในขณะที่ทำการทดสอบภายในระยะเวลาที่กำหนด

การศึกษานี้มีจุดประสงค์เพื่อคุณลักษณะการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดของร่างกาย (center of pressure) ด้วยแผ่นวัดแรง (force platform) ในการทดสอบการทรงตัวระหว่างการเปลี่ยนท่าจากยืนลงน้ำหนักบนขาสองข้างไปเป็นทำยืนทรงตัวด้วยขาข้างเดียวโดยขาอีกข้างงอเข้า 90 องศาไปด้านหลัง เพื่อศึกษาคุณลักษณะการเคลื่อนไหวของขาระหว่างการทดสอบด้วยระบบการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Motion Analysis System) โดยใช้ กล้อง optoelectric เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปศึกษาเปรียบเทียบความน่าเชื่อถือของวิธีวัดการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด โดยการคำนวณหาระยะทางการแกว่งเปรียบเทียบกับวิธีการคำนวณพื้นที่การแกว่งที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันเพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นสำหรับนำไปใช้ในการศึกษาการแกว่งของร่างกาย ขณะทรงตัวในการวิจัยครั้งต่อไปและผลจากข้อมูลที่ผ่านมาการวิเคราะห์แล้วสามารถนำไปใช้ประโยชน์ทางคลินิกสำหรับการทดสอบสมดุลการทรงตัวใน กลุ่มอายุ 40-60 ปี ซึ่งมีโอกาสพบปัญหาความผิดปกติของการทรงตัวได้เพิ่มขึ้น

วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความน่าเชื่อถือของการวัดพื้นที่และระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกดตลอดระยะเวลาการเก็บข้อมูลในท่ายืนขาเดียวและขาที่ยกงอเข้า 90 องศาไปด้านหลัง
2. เพื่อศึกษาผลของความเร็วและองศาการงอเข้าระหว่างเปลี่ยนท่าจากยืนสองขาเป็นยืนขาเดียวและขาที่ยกงอเข้า 90 องศาที่มีต่อระยะทางและพื้นที่การแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด

รายละเอียดที่จะปฏิบัติต่อผู้เข้าร่วมโครงการ

1. ประกาศรับสมัครผู้ที่มีอายุ 40-60 ปี ทั้งเพศชายและเพศหญิง
2. อธิบายให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเข้าใจถึงวิธีการและขั้นตอนการทดสอบอย่างละเอียด
3. เมื่อผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยเห็นใบยินยอมแล้ว เปลี่ยนชุดที่จัดเตรียมไว้เพื่อทำการตรวจร่างกายและ บันทึกข้อมูลส่วนตัวของผู้เข้าร่วมทำการวิจัย เช่น อายุ เพศ ส่วนสูง น้ำหนัก ท่าข้างที่ถนัด ความยาวขา ขนาดของเท้า และประวัติความเจ็บป่วยในอดีต
4. ทำการสุ่มเพื่อแยกระดับความเร็วในการยกแต่ละครั้ง

5. เริ่มการทดสอบโดยให้ผู้เข้าร่วมทำการวิจัยยืนเท้าเปล่าบนแผ่นวัดแรง (force platform) เท้าทั้งสองข้าง อยู่ในแนวเดียวกัน ห่างกันประมาณหนึ่งช่วงของความยาวเท้าจากจุดกึ่งกลางเท้าของผู้เข้าร่วมทำการวิจัยแต่ละคน มือทั้งสองวางด้านข้างต้นขา ศีรษะและลำตัวตั้งตรง
6. ผู้ทำการวิจัยจะส่งสัญญาณให้ผู้เข้าร่วมวิจัยเริ่มยกขาซ้ายงอเข้า 90 องศาไปด้านหลังด้วยความเร็ว ที่กำหนดจากการสุ่มและพยายามยืนนิ่งในท่านี้ เป็นระยะเวลา 25 วินาที เพื่อบันทึกข้อมูล
7. ทำการวัดทั้งหมด 4 ครั้ง โดยเว้นระยะการทดสอบแต่ละครั้งนาน 3 นาที

ประโยชน์และผลข้างเคียงที่จะเกิดแก่ผู้เข้าร่วมโครงการ

เพื่อทดสอบสมรรถภาพการทรงตัวของผู้เข้าร่วมโครงการในท่ายืนขาเดียวและขาที่ยกงอเข้า 90 องศาไปด้านหลัง

การเก็บข้อมูลเป็นความลับ

ผู้วิจัยขอยืนยันว่าข้อมูลเกี่ยวกับตัวท่านจะถูกเก็บไว้เป็นความลับและจะใช้สำหรับงานวิจัยนี้เท่านั้น และชื่อของท่านจะไม่ปรากฏในฟอร์มการเก็บข้อมูลและในฐานข้อมูลทั่วไป ผู้วิจัยจะสร้างฐานข้อมูลลับที่มีชื่อของท่านไว้ต่างหาก โดยมีผู้วิจัยเพียงท่านเดียวเท่านั้นที่ทราบรายละเอียดของข้อมูลนี้

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณท่านที่ให้ความร่วมมือเข้าร่วมโครงการวิจัยและขอให้ท่านตระหนักว่าการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จะไม่มีผลกระทบต่อกิจวัตรประจำวันของท่านและเมื่อท่านเข้าร่วมโครงการนี้แล้วท่านสามารถขอถอนตัวออกจากโครงการได้ตลอดเวลาโดยแจ้งให้ผู้วิจัยทราบก่อน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย (Consent form)

การวิจัยเรื่อง ความน่าเชื่อถือของการวัดระยะทางการแกว่งของจุดศูนย์กลางแรงกด
ขณะยืนขาเดียว

วันที่ให้คำยินยอม วันที่ เดือน..... พ.ศ.....

ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอมให้ทำการวิจัยนี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึง
วัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย รวมทั้ง
ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัยอย่างละเอียด และมีความเข้าใจดีแล้ว

ผู้วิจัยรับรองว่าจะตอบคำถามต่างๆ ที่ข้าพเจ้าสงสัยด้วยความเต็มใจไม่ปิดบังซ่อนเร้นจน
ข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกการเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้เมื่อใดก็ได้ และเข้าร่วม
โครงการวิจัยนี้ โดยสมัครใจและสามารถบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้ได้ตลอดเวลา

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลเฉพาะเกี่ยวกับตัวข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยได้
เฉพาะในรูปที่เป็นสรุปผลการวิจัย การเปิดเผยข้อมูลเกี่ยวกับตัวข้าพเจ้าต่อหน่วยงานต่างๆ ที่
เกี่ยวข้องกระทำได้เฉพาะกรณีจำเป็น ด้วยเหตุผลทางวิชาการเท่านั้น

ผู้วิจัยรับรองว่าหากเกิดอันตรายใดๆ จากการวิจัยดังกล่าว ข้าพเจ้าจะได้รับการ
รักษาพยาบาล โดยไม่คิดมูลค่า และจะได้รับการชดเชยรายได้ที่สูญเสียไประหว่าง
การรักษาพยาบาลดังกล่าว ตลอดจนถึงทดแทนความพิการที่อาจเกิดขึ้นตามความเหมาะสม

ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นแล้ว และมีความเข้าใจดีทุกประการ และได้ลงนามในใบ
ยินยอมนี้ด้วยความเต็มใจ

ลงนาม.....ผู้ให้ความยินยอม

(.....)

ลงนาม.....พยาน

(.....)

ลงนาม.....ผู้ทำวิจัย

(.....)

ภาคผนวก จ

ตารางการสุ่มความเร็วที่ใช้ในการยกขา 4 ครั้งของแต่ละคน

ในกลุ่มผู้หญิง 66 คน

AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB
ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA
ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB
BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA
BAAB	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA
BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA

ในกลุ่มผู้ชาย 66 คน

AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB	AABB
ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA	ABBA
ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB	ABAB
BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA
BAAB	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA	BABA
BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA	BBAA

A = Trial ยกขาเร็ว

B = Trial ยกขาความเร็วปกติ

ภาคผนวก จ

ประวัติผู้เข้าร่วมการวิจัยและบันทึกการตรวจร่างกาย

ประวัติผู้เข้าร่วมวิจัย

1. ประวัติทั่วไป

ชื่อ..... นามสกุล.....

วันที่ทดสอบ.....อายุ..... ปี ความสูง.....เซนติเมตร

น้ำหนัก.....กิโลกรัม

เท้าข้างที่ถนัด

 ขวา ซ้าย

1. การเตะลูกบอล

 ขวา ซ้าย

2. การเขียนเลข 8

 ขวา ซ้าย

3. การหนีบดินสอดด้วยนิ้วเท้า

 ขวา ซ้าย

2. ประวัติความเจ็บป่วย

2.1 เมารถ เมารถข้ามฟาก เมารถไฟ ปกติ2.2 มึนงง เวียนศีรษะ คลื่นไส้ ในวันทำการทดสอบ มี ไม่มี2.3 มึนงง เวียนศีรษะ คลื่นไส้ ในช่วง 3 เดือน ที่ผ่านมา มี ไม่มี2.4 รับประทานยาใดๆ ในวันทำการทดสอบ ได้รับ ไม่ได้รับ2.5 ประวัติทางโรคระบบ หู หรือระบบประสาท มีโรค ไม่มี2.6 อาการ vertigo บ้านหมุน เวียนศีรษะ คลื่นไส้ มีโรค ไม่มี2.7 ประวัติหกล้มมากกว่า 2 ครั้ง ใน 6 เดือนที่ผ่านมา มี ไม่มี2.8 ช่วงการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆ ของขาปกติ ปกติ ผิดปกติ2.9 ความแข็งแรงของขา ตะโพก เข่า ข้อเท้าทั้งสอง ปกติ ผิดปกติ2.10 โรคประจำตัว มีโรค ไม่มี

2.11 ระดับความสามารถและความแข็งแรง

 ออกกำลังประจำ อย่างน้อย 3 วัน/สัปดาห์ ออกกำลังประจำ 1-2 วัน/สัปดาห์ ออกกำลังประมาณเดือนละ 1-2 วัน ไม่เคยออกกำลังในช่วง 3 เดือน ที่ผ่านมา

ลักษณะการออกกำลังกายหรือกีฬาที่เล่นเป็นประจำ.....

3. ลักษณะโครงสร้างของขา

3.1 โครงสร้างของขาและเท้า ปกติ ผิดปกติ

3.2 แนวของขาทั้ง 2 ข้างซึ่งวัดจาก Q-Angle โดยผู้หญิง $\approx 18^\circ$ ผู้ชาย $\approx 13^\circ$
 ปกติ ผิดปกติ

3.3 ความยาวของขา (ค่าความแตกต่างของความยาวขาทั้ง 2 ข้างไม่เกิน 1.5 เซนติเมตร
 ในท่านอนหงาย)

- ท่อนบน (Greater trochanter to the lateral knee joint).....เซนติเมตร
- ท่อนล่าง (Medial knee joint line to the medial malleolus).....เซนติเมตร
- ความยาวขาเซนติเมตร

3.4 ขนาดของเท้าจากการวัด footprint กว้าง..... ยาว.....

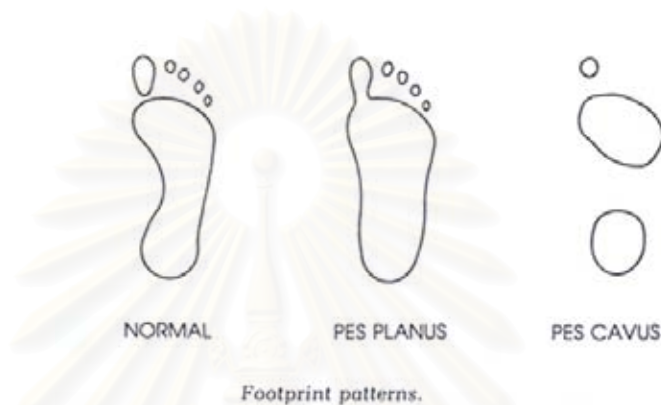
3.5 ลักษณะของเท้าจาก footprint ปกติ
 ผิดปกติ PES PLANUS
 PES CAVUS

สถาบันวิทยบริการ
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ช

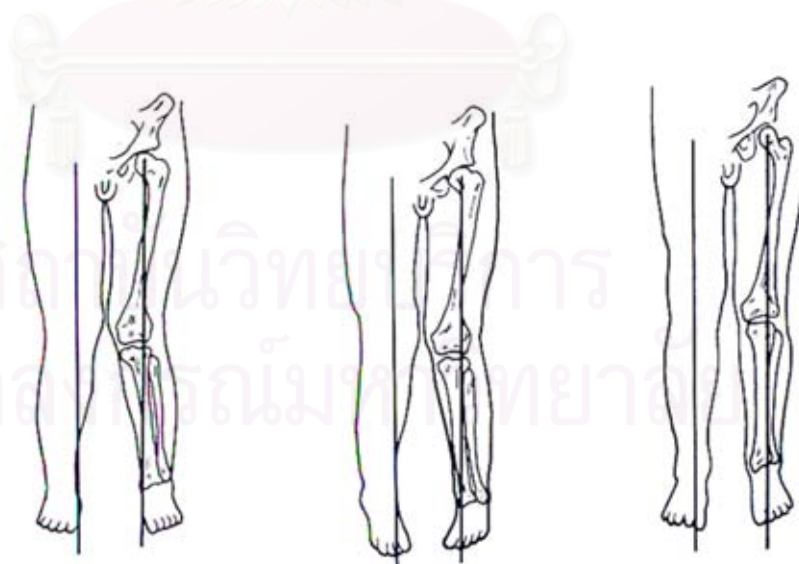
การตรวจร่างกาย

1. การตรวจความผิดปกติของเท้า จากภาพพิมพ์ footprint



ภาพลักษณะของ Footprint

2. การวัดความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง Q-Angle

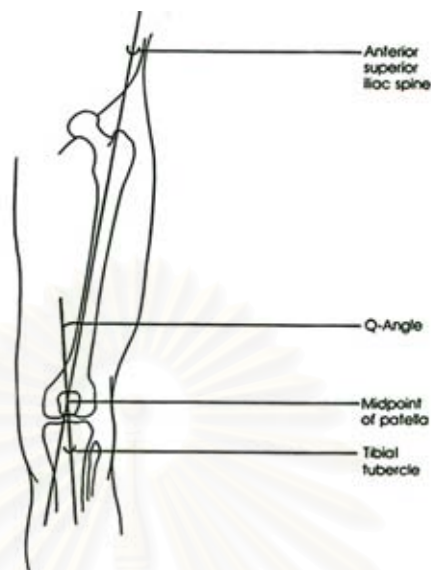


ผิดปกติ

ผิดปกติ

ปกติ

ภาพความผิดปกติของแนวของขาทั้งสองข้าง



ภาพการวัด Q-Angle

Q-Angle ในคนปกติอยู่ระหว่าง 13° - 18° (ผู้ชาย ≈ 13 องศา, ผู้หญิง ≈ 18 องศา)


3. การวัดความยาวขา



ภาพการวัดความยาวขา

วัดจาก ASIS (Anterior superior iliac spines) ถึง medial malleolus.

ค่าความแตกต่างของความยาวขาทั้ง 2 ข้างไม่เกิน 1.5 เซนติเมตร ในท่านอนหงาย



ภาคผนวก ซ

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการรักษา
และลักษณะของขาที่ยก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศหญิง 57 คน

ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
1	ABBA	16.16	0.97	0.82		15.15	1.05	0.76		9.21	0.92	1.08		6.72	0.81	1.02	
2	BBAA	17.26	1.19	0.72		45.26	1.38	0.78		9.21	1.04	1.22		18.98	1.12	1.54	
3	AABB	14.25	0.97	1.08		8.78	0.83	1.00		20.03	0.88	0.98		8.84	0.69	1.24	
4	AABB	10.94	0.95	1.28		14.63	0.97	1.32		9.74	0.99	2.80		9.09	0.97	1.68	
5	BBAA	9.18	0.79	1.58		11.30	0.82	0.56		10.50	0.86	0.88		10.89	0.68	0.98	
6	BAAB	26.90	1.38	0.82		22.80	1.54	0.68		22.92	1.33	1.22		24.47	1.31	0.66	
7	AABB	21.13	1.28	3.24		13.12	1.18	1.46		21.61	1.16	0.56		16.51	1.15	4.94	
8	BBAA	8.06	1.01	1.02		10.59	1.04	1.16		10.65	0.90	0.90		11.04	1.04	0.48	
9	BAAB	19.33	1.19	0.80		36.27	1.31	1.30		19.22	1.21	0.90		22.79	1.19	0.90	
10	ABAB	18.45	0.98	0.66		19.30	0.92	1.06		13.61	0.88	0.50		13.27	0.85	0.05	
11	ABAB	17.58	1.75	1.92		12.46	1.62	1.32		14.31	1.54	1.62		12.11	1.47	0.78	
12	AABB	15.01	0.99	1.20		18.28	0.93	1.14		9.71	0.84	0.92		8.36	0.73	1.04	
13	ABBA	25.10	0.99	1.28		11.86	1.00	0.92		13.14	0.87	1.28		11.72	0.88	1.42	
14	BABA	17.61	1.19	1.10		31.74	1.20	0.78		21.64	1.40	1.28		15.79	1.13	0.64	
15	BAAB	18.30	1.04	0.66		13.53	0.86	0.64		22.38	0.88	0.50		8.03	0.67	0.76	
16	ABBA	66.91	1.58	1.12		14.43	1.20	0.94		11.74	0.98	0.78		9.11	0.97	1.06	
17	BAAB	13.94	1.17	0.90		14.18	1.15	0.68		16.23	1.21	0.72		14.62	0.86	1.70	
18	ABBA	18.78	1.19	0.86		26.22	1.16	1.08		24.68	1.18	2.02		19.60	1.17	0.64	
19	ABAB	15.89	0.88	1.06		12.89	0.82	1.26		11.20	0.84	0.62		9.96	0.90	0.92	
20	ABBA	17.56	1.36	0.86		12.07	1.10	2.42		12.47	1.04	3.10		22.55	0.89	1.12	
21	ABBA	14.48	1.46	1.20		22.26	1.37	0.48		17.83	1.16	0.64		16.64	1.21	0.84	
22	BAAB	13.60	1.27	0.92		8.63	1.11	0.84		12.73	1.17	0.98		9.27	1.06	1.64	
23	ABBA	17.58	1.75	0.98		12.46	1.62	3.14		14.31	1.54	2.82		12.11	1.47	0.96	
24	BABA	15.55	1.77	0.80		8.01	1.10	0.92		7.58	1.00	2.00		11.07	1.02	0.96	
25	ABBA	21.75	0.87	2.52		11.79	0.85	1.78		11.99	0.74	1.20		12.89	0.79	1.62	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway, ขาคross mid-line

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศหญิง 57 คน

ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
26	AABB	34.49	1.31	0.68		12.53	1.04	0.76		10.05	0.86	3.74		19.74	0.92	1.72	
27	AABB	14.91	1.03	1.22		24.51	1.01	1.00		14.39	0.98	1.96		50.17	1.24	2.54	
28	ABAB	24.62	0.91	0.92		16.17	0.81	2.94		9.98	0.78	1.92		11.89	0.81	2.76	
29	BBAA	7.90	0.67	1.64		7.32	0.70	1.54		8.32	0.65	1.22		9.68	0.78	0.70	
30	BAAB	56.48	1.38	1.48		19.62	1.48	0.60		16.94	1.50	0.88		15.60	1.38	0.84	
31	ABAB	23.98	1.47	0.62		12.67	1.29	2.12		17.28	1.28	0.66		26.80	1.43	1.50	
32	BABA	12.06	1.12	2.38		9.11	0.95	1.50		12.33	1.04	1.46		11.53	1.15	0.56	
33	ABAB	13.42	0.94	1.72		5.67	0.78	1.90		7.29	0.84	0.86		5.71	0.73	5.72	
34	BBAA	39.61	1.37	1.30		17.17	1.19	0.90		17.23	1.34	0.54		20.11	1.25	0.60	
35	AABB	20.55	1.15	0.74		12.83	0.97	0.84		12.88	0.88	1.38		15.37	0.94	1.18	
36	BAAB	7.94	0.72	3.00		5.31	0.75	3.30		7.95	0.72	1.56		9.91	0.72	2.74	
37	BABA	27.78	0.79	2.22		18.69	0.83	0.62		19.18	0.69	1.84		21.90	0.79	0.62	
38	AABB	16.89	1.01	0.98		14.40	1.06	1.12		22.23	1.11	1.36		11.50	1.06	2.00	
39	AABB	7.19	0.95	0.82		9.01	0.92	0.92		10.01	0.79	1.06		4.59	0.62	1.20	
40	BBAA	16.52	1.23	0.98		12.39	1.13	2.32		10.44	1.06	1.22		8.38	0.93	1.08	
41	BABA	19.96	0.86	1.24		10.28	0.73	0.68		8.53	0.71	1.88		11.31	0.81	0.48	
42	ABAB	10.19	0.64	0.72		10.61	0.58	1.12		14.66	0.82	0.86		15.17	0.72	1.08	
43	BAAB	20.24	1.30	1.32		9.81	1.03	1.84		14.72	0.97	1.80		14.42	1.27	1.02	
44	BABA	21.37	1.44	0.76		20.17	1.26	0.52		14.33	1.23	0.88		22.61	1.26	0.78	
45	ABAB	10.81	0.80	1.58		9.66	0.84	1.94		7.42	0.85	1.44		9.43	0.88	1.98	
46	BABA	11.92	1.12	3.48		24.99	1.57	0.62		13.98	1.28	1.38		14.06	1.25	0.92	
47	BABA	20.82	1.30	0.56		83.12	1.84	0.40		11.79	1.18	1.82		38.57	1.19	0.50	
48	BABA	29.76	1.09	1.24		13.79	0.92	0.50		8.70	0.73	0.92		18.06	1.04	0.92	
49	BAAB	11.81	0.94	1.58		8.27	0.99	1.06		9.51	0.84	1.28		8.47	0.78	1.16	
50	BABA	20.15	1.11	1.94		15.48	1.00	1.68		17.01	1.06	3.60		14.86	1.12	1.06	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway, ขาคross mid-line

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศหญิง 57 คน

ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
51	ABBA	12.65	1.14	0.80		10.07	0.92	4.18		13.45	0.90	3.44		11.60	0.95	0.84	
52	AABB	13.50	0.92	0.94		17.75	0.92	1.02		13.45	0.98	1.40		55.36	1.02	1.54	
53	BBAA	19.17	0.97	0.98		12.49	1.02	0.96		18.80	1.11	1.00		10.17	0.95	0.78	
54	ABBA	27.17	1.41	1.42		28.15	1.50	0.82		22.79	1.43	2.00		18.89	1.32	0.60	
55	BABA	14.55	1.08	2.00		15.69	1.05	0.78		13.41	1.01	1.28		12.24	0.92	1.00	
56	BBAA	21.54	1.03	1.70		12.03	1.06	1.54		9.63	0.99	2.42		8.20	1.00	2.72	
57	BAAB	12.60	1.13	2.38		11.35	1.10	2.36		16.20	1.02	0.84		9.88	1.00	2.14	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway,

ขา cross mid-line

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศชาย 59 คน

ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
1	ABBA	15.44	1.73	0.60		22.97	1.53	1.40		18.97	1.55	1.12		16.88	1.45	1.38	
2	ABAB	10.66	0.84	0.86		15.17	1.03	0.64		13.94	0.90	0.90		14.65	0.85	0.56	
3	ABAB	18.57	1.55	1.80		13.47	1.46	1.02		23.32	1.67	0.50		19.06	1.45	0.66	
4	ABBA	31.73	1.48	1.32		20.35	1.47	1.52		12.46	1.35	1.30		17.66	1.32	1.24	
5	BBAA	22.43	1.26	1.08		17.70	1.81	0.66		16.93	1.43	0.96		20.03	1.42	0.76	
6	BAAB	17.88	1.49	1.20		17.61	1.63	1.06		16.01	1.32	0.78		13.39	1.22	1.04	
7	BAAB	9.10	1.09	1.22		13.59	1.10	1.48		6.10	0.92	1.34		9.00	0.88	1.30	
8	BABA	7.94	0.71	2.52		6.47	0.72	1.58		9.18	0.70	2.34		3.57	0.58	1.30	
9	BABA	61.08	2.17	0.34		26.43	1.90	0.64		17.47	1.56	2.40		39.88	1.67	1.14	
10	BBAA	16.18	1.21	0.88		28.69	1.58	0.60		19.47	1.65	0.36		9.36	1.20	0.36	
11	BBAA	15.96	1.54	0.94		13.08	1.33	0.72		12.50	1.19	0.58		27.09	1.73	0.44	
12	BBAA	17.34	1.39	0.94		18.86	1.64	0.80		14.16	1.47	0.90		12.88	1.29	0.54	
13	BABA	36.70	2.64	1.60		28.73	2.24	0.56		36.08	2.02	2.64		29.22	1.71	0.60	
14	AABB	9.64	0.78	0.60		11.30	0.94	1.28		14.20	0.86	3.20		13.32	0.91	1.96	
15	BABA	20.11	2.25	0.78		14.81	1.89	0.50		19.86	2.36	1.02		14.97	1.68	0.50	
16	ABBA	10.65	1.44	1.48		23.80	1.94	2.10		42.40	1.83	1.76		22.88	1.63	2.38	
17	ABBA	12.67	1.46	1.48		10.28	1.25	1.20		8.79	1.25	1.54		11.03	1.23	1.68	
18	ABAB	36.70	2.43	1.10		34.40	2.57	1.76		43.47	2.56	1.52		24.30	2.57	2.64	
19	ABBA	13.17	1.19	0.96		14.82	1.29	1.08		12.91	1.27	3.72		16.68	1.27	0.88	
20	ABBA	12.96	1.21	0.58		13.31	1.21	1.62		13.07	1.22	1.50		37.47	1.33	0.40	
21	ABAB	19.14	1.35	2.16		11.73	1.07	2.14		17.58	1.21	1.64		19.14	1.34	2.06	
22	BAAB	17.05	1.09	1.20		12.47	1.11	1.68		48.31	1.41	1.66		30.45	1.52	1.88	
23	ABAB	20.50	1.43	1.70		18.94	1.34	1.74		61.24	1.76	1.80		10.14	1.41	1.24	
24	BAAB	39.83	1.49	0.64		43.31	1.62	0.56		10.47	1.01	0.64		8.26	1.03	0.58	
25	ABAB	25.86	1.74	0.80		18.79	1.67	0.76		12.99	1.55	0.72		16.18	1.49	0.78	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway, ขา cross mid-line

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศชาย 59 คน


ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
26	ABAB	17.62	1.39	1.12		12.95	1.25	1.00		11.39	1.26	0.84		9.94	1.14	1.10	
27	BBAA	21.17	1.16	0.58		16.51	1.14	1.12		15.98	1.09	0.76		14.31	1.04	0.78	
28	BBAA	33.62	1.74	1.28		12.54	1.36	1.52		9.60	1.25	0.98		12.99	1.34	0.98	
29	AABB	85.61	1.28	0.66		13.39	0.91	1.12		14.65	1.00	0.98		19.61	1.02	0.74	
30	ABBA	16.19	1.49	0.36		18.43	1.59	2.64		11.76	1.39	1.16		15.19	1.65	0.68	
31	AABB	18.67	1.19	1.54		15.14	1.03	1.52		9.88	1.04	3.94		15.49	0.91	4.12	
32	BABA	22.61	1.94	1.46		22.68	1.63	0.60		17.92	1.57	0.68		17.37	1.73	1.08	
33	AABB	8.26	1.03	0.56		10.47	1.01	0.62		43.31	1.62	0.56		39.83	1.49	0.62	
34	ABBA	14.24	1.64	0.86		14.71	1.73	0.94		12.18	1.42	0.94		13.12	1.38	0.84	
35	BAAB	10.91	1.69	0.96		17.13	1.52	0.30		14.66	1.37	0.36		12.51	1.33	1.78	
36	BBAA	4.67	0.67	2.26		13.23	0.69	1.34		8.80	0.77	2.86		8.25	0.64	0.86	
37	BBAA	31.34	1.99	2.66		22.25	1.60	2.56		23.84	1.50	0.86		33.31	2.04	1.34	
38	BAAB	34.36	1.72	0.94		15.73	1.47	0.72		18.90	1.52	0.90		9.27	1.11	1.44	
39	BABA	14.35	1.35	1.10		9.33	1.24	2.04		11.89	1.51	2.00		10.09	1.18	1.30	
40	AABB	18.60	1.50	1.00		25.75	1.20	0.40		13.68	1.16	1.96		18.09	1.35	2.64	
41	BAAB	16.56	1.08	1.06		12.12	1.07	0.80		17.07	1.13	0.96		12.11	0.96	1.32	
42	ABAB	13.98	1.01	0.70		19.09	1.15	1.30		21.33	0.85	0.70		11.28	0.78	1.78	
43	BBAA	98.06	2.18	1.18		18.47	1.62	0.96		16.34	1.64	0.90		14.88	1.59	1.20	
44	ABBA	9.45	0.83	2.20		5.71	0.71	1.42		5.39	0.65	1.68		6.90	0.72	1.50	
45	BABA	10.92	0.93	0.88		13.15	0.81	1.14		13.65	0.69	1.42		9.46	0.69	1.30	
46	ABBA	11.55	1.37	1.38		16.72	3.12	2.18		11.18	1.18	2.12		13.81	1.20	0.74	
47	BAAB	17.29	1.25	1.02		16.57	1.10	0.80		18.79	1.27	1.10		18.53	0.99	1.08	
48	AABB	28.64	2.08	1.10		43.47	2.56	0.13		34.40	2.57	1.74		24.30	2.57	2.60	
49	BAAB	16.80	1.47	0.80		20.92	1.48	0.66		19.31	1.56	1.00		17.11	1.45	0.94	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway, ขาคross mid-line

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้อมูล Area sway, distance sway ระยะเวลาในการยกขา ลักษณะของขาที่ยก ในเพศชาย 59 คน

ลำดับที่	รหัส	T1				T2				T3				T4			
		Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C	Area	Dist	Time	C
50	AABB	15.13	1.33	1.14		14.40	1.35	1.24		13.74	1.30	1.40		27.53	1.60	1.88	
51	ABBA	30.18	1.25	1.40		17.61	1.29	1.26		12.52	1.18	1.72		17.33	1.10	1.30	
52	AABB	2.06	1.31	2.94		20.33	1.31	1.06		22.08	1.10	0.90		19.64	1.24	1.00	
53	BBAA	14.04	1.22	1.22		14.03	1.10	0.80		12.01	1.16	0.92		11.84	1.24	0.64	
54	BBAA	13.23	0.82	0.72		14.63	0.94	0.76		10.61	0.96	0.44		14.24	0.94	0.40	
55	ABAB	13.39	1.26	1.20		10.36	1.09	1.98		10.57	1.20	0.76		6.48	1.03	2.38	
56	BABA	11.81	1.70	2.22		12.44	1.52	0.78		10.02	1.37	1.70		11.27	1.23	1.20	
57	BABA	14.74	1.35	1.88		10.85	1.17	0.92		20.46	1.11	2.36		94.06	1.60	0.98	
58	BAAB	16.56	1.23	1.04		13.23	1.20	0.60		16.26	1.14	0.52		10.98	1.02	1.58	
59	BAAB	12.35	1.15	0.88		11.13	1.07	1.28		13.35	1.05	1.04		12.99	1.14	1.18	

A = ยกขาเร็ว, B = ยกปกติ, T = Trial ที่, Area = Area sway, Dist = Distance sway,  ขา cross mid-line

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวบุรวัลย์ ผลมั่ง เกิดเมื่อวันที่ 4 เมษายน พ.ศ. 2519 ณ จังหวัดกรุงเทพฯ สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต ภายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยมหิดล ในปีการศึกษา 2542 และเข้าศึกษาในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเวชศาสตร์การกีฬา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2544

ผลงานทางวิชาการ ได้แก่ โครงการพิเศษวิทยาศาสตรบัณฑิต ภายภาพบำบัด เรื่อง “ผลของการยืดต่อการอ่อนตัวของหลังส่วนล่างในท่า Long sitting และท่า Ring sitting” เมื่อ พ.ศ. 2542



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย