ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

น.ส.ณภัทร เครือทิวา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Effects of proprioceptive training and whole body vibration exercise on balance and neuromuscular function in athlete with functional ankle instability

Miss Naphat Kruatiwa

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy in Sports Science
Common Course
FACULTY OF SPORTS SCIENCE
Chulalongkorn University
Academic Year 2020

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง
โดย	น.ส.ณภัทร เครือทิวา
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร.ทศพร ยิ้มลมัย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	รองศาสตราจารย์ นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สิทธา พงษ์พิบูลย์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชนินทร์ชัย อินทิราภรณ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ดร.ทศพร ยิ้มลมัย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล)

..... กรรมการ
(ดร.เบญจพล เบญจพลากร)

..... กรรมการ
(ดร.นงนภัส เจริญพานิช)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(นายแพทย์อี๊ด ลอประยูร)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ณภัทร เครือทิวา : ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง. (Effects of proprioceptive training and whole body vibration exercise on balance and neuromuscular function in athlete with functional ankle instability) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ดร.ทศพร ยิ้มลมัย, อ.ที่ปรึกษาร่วม : รศ. นพ. สมพล สงวนรังศิริกุล

เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง ผู้เข้าร่วมงานวิจัยเป็นนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัย ทั้งเพศชายและหญิงที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง จำนวน 52 คน มีอายุระหว่าง 18-27 ปี โดยผ่านการตรวจร่างกายและเกณฑ์การคัดเข้าก่อนเข้าร่วมงานวิจัย จากการตอบแบบสอบถามประเมินตนเอง CAIT ได้คะแนนน้อยกว่าหรือเท่ากับ 24 คะแนน โดยแบ่งผู้เข้าร่วมวิจัยออกเป็น 4 กลุ่มๆ ละ 13 คน ได้แก่ กลุ่มควบคุมที่ไม่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Control) กลุ่มทดลอง 1 ที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว (PPT) กลุ่มทดลอง 2 ที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว (WBV) และกลุ่มทดลอง 3 ที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อเนื่องกัน (PPT+WBV) โดยกลุ่มทดลองทั้ง 3 กลุ่มได้รับโปรแกรมการฝึกที่กำหนด 3 ครั้งต่อสัปดาห์ เป็นระยะเวลา 6 สัปดาห์ ในช่วงการทดลองทุกกลุ่มจะได้รับการฝึกซ้อมทักษะตามปกติภายใต้การควบคุมดูแลของผู้ฝึกสอน ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลก่อนและหลังการฝึก ได้แก่ ข้อมูลคุณลักษณะทั่วไป การทดสอบความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งโดยเครื่องไบโอเด็กซ์ (Biodex stability system) และการทรงตัวขณะเคลื่อนไหวโดยการทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาว (Star excursion balance test) วัดการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ (Joint position senses, JPS) วัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า ทดสอบการทำงานของข้อเท้าโดยการกระโดดลงสู่พื้น (Time to stability, TTS) และฮอฟแมนรีเฟล็กซ์ (H-reflex) ที่กล้ามเนื้อน่องด้านใน (Soleus muscle) ผลการวิจัยพบว่า ในกลุ่มควบคุม ไม่พบความแตกต่างของทุกตัวแปรก่อนและหลังการทดสอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ขณะที่ทั้ง 3 กลุ่มทดลอง มีค่าเฉลี่ยความสามารถในการทรงตัวทั้งขณะอยู่นิ่ง เวลาที่ผู้ทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว และค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ยกเว้นบางตัวแปรในกลุ่ม WBV ที่มีค่าความสามารถในการการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อที่ไม่เปลี่ยนแปลง ($p>0.05$) ส่วนกลุ่ม PPT ไม่พบความแตกต่างก่อนและหลังการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ของค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าและความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว และกลุ่ม PPT+WBV ไม่พบความแตกต่างของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ก่อนและหลังการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) นอกจากนี้ยังพบ ความสัมพันธ์เชิงบวกระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งกับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าในภาพรวมของทุกกลุ่ม ($p=0.01$) กลุ่ม WBV ($p=0.00$) และกลุ่ม PPT+WBV ($p=0.02$) ยกเว้นกลุ่มควบคุม ($p=0.07$) และกลุ่ม PPT ($p=0.08$) และค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus ในภาพรวมของทุกกลุ่ม ($p=0.01$) กลุ่ม PPT+WBV ($p=0.00$) กลุ่ม WBV ($p=0.01$) และกลุ่ม PPT ($p=0.04$) ยกเว้น กลุ่มควบคุม ($p=0.75$) จากผลการศึกษานี้สรุปได้ว่าโปรแกรมการฟื้นฟูทั้ง 3 แบบมีประสิทธิภาพในการพัฒนาความสามารถในการทรงตัวทั้งขณะอยู่นิ่งและเคลื่อนไหว ความสามารถในการทำงานของข้อเท้าและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อไม่แตกต่างกันในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง อย่างไรก็ตามโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายมีแนวโน้มมีประสิทธิภาพดีกว่าโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ หรือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว ดังนั้นโปรแกรมนี้จึงสามารถนำมาใช้ในการฟื้นฟูสมรรถภาพและความสามารถในการทำงานของข้อเท้าในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงได้

สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา	ลายมือชื่อนิสิต .....
ปีการศึกษา	2563	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....
		ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

5878612139 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORD: Functional ankle instability, Proprioceptive training, Whole body vibration (WBV), Balance, Neuromuscular function

Naphat Kruatiwa : Effects of proprioceptive training and whole body vibration exercise on balance and neuromuscular function in athlete with functional ankle instability. Advisor: Dr. TOSSAPORN YIMLAMAI Co-advisor: Assoc. Prof. Sompol Saguanrungsirikul, M.D.

This study aimed to examine and compare the effects of proprioceptive training (PPT) or whole-body vibration exercise (WBV) alone and the combination (PPT+WBV) on balance and neuromuscular function in athletes with functional ankle instability (FAI). A total of 52 university athletes (22 men and 30 women), aged between 18 – 27 years, who suffered from functional ankle instability participated in the study. They were screened for physical examination and passed the inclusion criteria with a CAIT self-reported score ≤ 24. Participants were randomly assigned into one of 4 groups: a control (n= 13), a PPT (n= 13), a WBV (n= 13) and a PPT+WBV (n= 13) group. While the experimental groups performed their protocols 3 sessions per week for 6 weeks, the control group received no intervention rehabilitation. Before and after 6 weeks of training period, the single leg static balance test using Biodex balance system and the dynamic balance test using the star excursion balance test (SEBT), the joint position sense test (JPS), the ankle muscle strength test and ankle function movement test, and the hoffman reflex (H-reflex) in the soleus muscle were measured. The results showed that there were no significant differences in any parameters examined before and after training in the control group. After 6 weeks of training, the WBA group had significantly improved ($p<0.05$) in static and dynamic balance, time to stability in single leg drop jumping (TTS), ankle muscle strength and the H-reflex at soleus muscle, but not the joint position-sensing, compared to pre-training. Similarly, the PPT group had significantly improved in static balance, JPS, TTS, and the H-reflex at soleus muscle, but not the ankle muscle strength and dynamic balance. Interestingly, the WBV+PTT group showed greater improvement ($p <0.05$) of static and dynamic balance, JPS, TTS as well as the increased H-reflex at soleus muscle, except for the ankle muscle strength, compared to prior training and other groups. Moreover, the pearson product-moment correlation coefficient showed positive correlations between the improvement of static balance and ankle muscle strength in all groups ($p= 0.01$), WBV ($p= 0.00$), and PPT+ WBV ($p=0.02$) but not the PPT ($p=0.08$) and Control ($p=0.07$) groups and between the improvement of static balance and H-reflex at soleus muscle in all groups ($p = 0.01$), PPT+WBV ($p=0.00$), WBV ($p=0.01$), and PPT ($p=0.04$) but not the Control ($p=0.75$) group. In conclusion: The results of this study indicated that the combined proprioceptive training and whole-body vibration exercise rehabilitation program tend to be more effective at improving the static and dynamic balance, ankle functional movement, and neuromuscular function compared to the proprioceptive training or whole-body vibration exercise program alone in athletes with FAI. Therefore, this program can be used to aid in post-recovery rehabilitation in athletes with ankle instability.

Field of Study: Sports Science

Academic Year: 2020

Student's Signature .....

Advisor's Signature .....

Co-advisor's Signature .....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับการสนับสนุนจากองค์กรและบุคคลกรหลายฝ่าย ไม่ว่าจะเป็นเครื่องมืออุปกรณ์สำหรับการวิจัย การประชาสัมพันธ์ ทุนทรัพย์ และคำแนะนำที่มีประโยชน์ ซึ่งถือได้ว่าเป็นปัจจัยเกื้อหนุนสำคัญต่อการศึกษาวิจัย ซึ่งไม่อาจจะละเลยโดยไม่กล่าวถึง ณ ที่นี้ได้

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ดร.ทศพร ยิ้มลมัย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำและความช่วยเหลือตั้งแต่เริ่มต้นการศึกษาวิจัย เสนอความคิดเห็นที่เป็นประโยชน์ และแก้ไขข้อบกพร่องในการดำเนินการวิจัยจนกระทั่งงานวิจัยสามารถสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี รองศาสตราจารย์นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม สำหรับคำแนะนำทางสถิติและช่วยแก้ไขปัญหาต่างๆ ตลอดจนให้คำแนะนำที่มีเป็นประโยชน์มากระหว่างการเก็บข้อมูล

ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชนินทร์ชัย อินทิราภรณ์ ประธานกรรมาการสอบวิทยานิพนธ์ อาจารย์ ดร.เบญจพล เบจพลากร อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และอาจารย์นายแพทย์อี๊ด ลอประยูร กรรมการสอบภายนอก ที่กรุณาให้คำแนะนำ แก้ไขปรับปรุงตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องและปัญหาที่เกิดขึ้น รวมทั้งคณาจารย์ทุกท่านในหลักสูตรวิทยาศาสตร์ดุษฎีบัณฑิต คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงการณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้สั่งสอนอบรมวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ต่างๆ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณในความกรุณาไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบพระคุณ ผู้ฝึกสอนและนักกีฬาจากมหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ วิทยาเขตกรุงเทพ และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความร่วมมือในการวิจัยเป็นอย่างดีตลอดการเก็บข้อมูล เพื่อนๆ นิสิตปริญญาเอกสาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา ที่เป็นผู้ช่วยในการเก็บข้อมูล น้องนักกีฬาบาสเกตบอล ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่พยายามช่วยเหลือและสละเวลาเป็นธุระให้ในหลายๆครั้ง ซึ่งทำให้ผู้ทำการวิจัยมีกำลังในการทำวิจัยจนสำเร็จลุล่วงไปได้ ในการศึกษาครั้งนี้ยังได้รับทั้งน้ำใจและกำลังใจจากหลายๆท่าน ซึ่งผู้วิจัยขอขอบคุณและส่งความปรารถนาดีไปยังผู้ที่ให้ความช่วยเหลือสำหรับการศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นอย่างดี ตั้งแต่เริ่มแรกจนกระทั่งสิ้นสุดกระบวนการวิจัย

ขอขอบพระคุณบัณฑิตวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช “ทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย” ที่สนับสนุนทุนในการทำวิจัยในครั้งนี้ ทำให้งานสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ด้วยความดีและประโยชน์อันเกิดจากวิทยานิพินธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยขอมอบแด่ ผศ.เจริญ และ รศ.ดร.รชาดา เครือทิวา คุณยายประยงค์ ขาวขำ และครอบครัวเครือทิวา ที่ได้ให้ความรักและความเอาใจใส่ ตลอดจนสนับสนุนทุนการศึกษามาโดยตลอด รวมถึงกำลังใจที่คอยมอบให้มาตลอดจนผู้วิจัยสามารถทำวิทยานิพนธ์สำเร็จได้ตามตั้งใจ ผู้วิจัยซาบซึ้งในความเมตตากรุณาของทุกท่านดังที่กล่าวมาแล้ว และผู้ที่ไม่ได้กล่าวถึงในที่นี้ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ณภัทร เครือทิวา

CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... ง
กิตติกรรมประกาศ ..... จ
สารบัญ ..... ฉ
สารบัญตาราง ..... ญ
สารบัญรูปภาพ ..... ฏ
บทที่ 1 15
บทนำ 15
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 15
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย 19
คำสำคัญ 19
คำถามงานวิจัย 19
สมมุติฐานของการวิจัย 19
ขอบเขตของการวิจัย 20
ข้อตกลงเบื้องต้น 21
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย 21
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 23
บทที่ 2 24
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 24
กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า (Function anatomy of ankle Joint) 25
ลักษณะการบาดเจ็บที่เกิดที่ข้อเท้า (Type of ankle injury) 31

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Ankle instability 33
พยาธิสรีรวิทยาของเอ็นข้อต่อ (Pathophysiology of ligament) 37
การวินิจฉัยการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ (Diagnosis of ligament injuries) 43
การรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (Ankle sprain treatment) 50
การออกกำลังกายเพื่อกระตุ้นและการฟื้นฟูการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ 53
งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อเท้า (Proprioceptive training) 55
กรอบแนวความคิดในการวิจัย (Conceptual Framework) 62
บทที่ 3 63
วิธีดำเนินการวิจัย 63
ประชากรที่ศึกษา 63
เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย 63
ขั้นตอนดำเนินการวิจัย 64
การเก็บรวบรวมข้อมูล 67
วิธีการพิทักษ์สิทธิ์กลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย 69
การวิเคราะห์ข้อมูล 69
บทที่ 4 70
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล 70
ตอนที่ 1 แสดงข้อมูลพื้นฐานทั่วไป และคะแนนการทำแบบประเมินด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (CAIT score) ของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่ม 72
ตอนที่ 2 การวิเคราะห์เปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัว 73
ตอนที่ 3 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางระบบการทำงานของประสาทกล้ามเนื้อ 85

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตอนที่ 4 การศึกษาความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อหลังจากได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง 95
บทที่ 5 100
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ 100
ภาคผนวก 110
ภาคผนวก ก 111
ขั้นตอนการทดสอบตัววัดผลในการวิจัย 111
ภาคผนวก ข 121
แบบสอบถามภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (ณภัทร เครือทิวา, 2556) 121
ภาคผนวก ค 123
ต้นฉบับแบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) 123
ภาคผนวก ง 124
โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว (proprioceptive training) 124
ภาคผนวก จ 126
โปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว 126
(whole body vibration) 126
ภาคผนวก ฉ 127
โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่น 127
สะเทือนทั้งร่างกาย (PPT+WBV) 127
ภาคผนวก ช 130
รายนามผู้ทรงคุณวุฒิในการตรวจเครื่องมือวิจัย 130
ภาคผนวก ซ 131
ผลการประเมินในการตรวจสอบค่าความตรงเชิงเนื้อหา 131

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก ซ 136
จริยธรรมการวิจัย 136
ภาคผนวก ฌ 141
การอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่าง 141
ภาคผนวก ญ 145
แบบสอบถามและเก็บข้อมูลที่ใช้ในการวิจัย 145
บรรณานุกรม 151
ประวัติผู้เขียน 166

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 แสดงการรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (ANKLE SPRAIN TREATMENT) 52

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (± S.D.) ของ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง ขาข้างที่ได้รับบาดเจ็บ ขาข้างที่ถนัด และคะแนนการทำแบบสอบถามด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าจากการใช้งาน (CAIT score) ของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่ม 72

ตารางที่ 3 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทางของกลุ่มและเวลาของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) 74

ตารางที่ 4 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง 75

ตารางที่ 5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) 79

ตารางที่ 6 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อทางความสามารถในการ ทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง 80

ตารางที่ 7 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อทางความสามารถในการ ทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง (ต่อ) 81

ตารางที่ 8 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense) 83

ตารางที่ 9 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง 84

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 10 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า 86

ตารางที่ 11 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง 87

ตารางที่ 12 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทำงานของข้อเท้า..... 88

ตารางที่ 13 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทำงานของข้อเท้า ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง 89

ตารางที่ 14 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus 92

ตารางที่ 15 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง..... 93

ตารางที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและตัวแปรการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ..... 96

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพที่ 1 ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า 26

ภาพที่ 2 OPEN KINETIC CHAIN และ CLOSE KINETIC CHAIN ของข้อเท้า 26

ภาพที่ 3 A) ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อ TALOCRURAL JOIN (TC) 27

ภาพที่ 4 ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อ SUBTALAR JOINT (ST) 29

ภาพที่ 5 กล้ามเนื้อ และเอ็นกล้ามเนื้อของข้อเท้า 30

ภาพที่ 6 เส้นประสาทที่มาเลี้ยงบริเวณข้อเท้า 31

ภาพที่ 7 การแพลงและฉีกขาดของเอ็นข้อเท้าด้านนอก 33

ภาพที่ 8 แสดงกลไกลความบกพร่องของ MECHANICAL INSTABILITY และ FUNCTIONAL INSTABILITY ที่มีส่วนทำให้เกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง (CAI) 34

ภาพที่ 9 แสดงโครงสร้างของเอ้นกล้ามเนื้อ (LIGAMENT) 37

ภาพที่ 10 ตารางแสดงส่วนประกอบและลักษณะทางกลศาสตร์ของเอ็นกล้ามเนื้อ 38

ภาพที่ 11 แผนภาพแสดง LIGAMENTS AS A SENSORY ORGAN 41

ภาพที่ 12 แสดงกระบวนการซ่อมแซมการบาดเจ็บโดยแบ่งออกเป็น 3 ระยะ 42

ภาพที่ 13 A) แสดงการตรวจในท่า ANTERIOR DRAWER TEST คือการทดสอบความตึงตัวของเอ็นกล้ามเนื้อ ANTERIOR TALOFILBULAR LIGAMENT (ATFL) B) การตรวจในท่า TALAR TILT INVERSION TEST (หมุนปลายเท้าเข้าด้านใน) เพื่อตรวจประเมินเอ็นข้อต่อ ATFL และเอ็นข้อต่อ CALCANEOFIBULAR LIGAMENT (CFL) C) การการตรวจในท่า TALAR TILT EVERSION TEST (หมุนปลายเท้าออกด้านนอก) เพื่อประเมิน DELTOID LIGAMENT 45

ภาพที่ 14 กลไกการตอบสนองของกล้ามเนื้อ soleus เมื่อเทียบกับการกระตุ้นที่ประสาท 46

ภาพที่ 15 แสดงการเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละวิธีการประเมิน 48

ภาพที่ 16 ภาพตารางแสดงการเปรียบเทียบการทดสอบการรับรู้ตำแหน่งที่ข้อต่อ ทั้ง 3 วิธี คือ การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนที่ให้ (Threshold to detection of passive motion,TTDPM), การวัดการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ (Joint position reproduction,JPR) และ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนไหวเอง (Active movement extent discrimination apparatus, AMEDA) ที่มา: Han et al. (2016)..... 50

ภาพที่ 17 ระดับความรุนแรงของการข้อเท้าแพลง A. ระดับหนึ่ง (GRADE I)..... 51

ภาพที่ 18 รูปแบบการเคลื่อนไหวฐานของเครื่องสั่น (A) การเคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (OSCILLATING MOVEMENT) และ (B) การเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (VERTICAL MOVEMENT) ... 58

ภาพที่ 19 แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง ขณะทดสอบบนพื้นปกติ (A) และขณะทดสอบบนพื้นโฟม (B) ของขาข้างที่เจ็บระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการฝึก 77

ภาพที่ 20 A) แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ (Stable surface) B) แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม (Unstable surface) ระหว่างก่อนและหลังการฝึก ในขาข้างที่เจ็บของแต่ละกลุ่มการทดลอง 91

ภาพที่ 21 A) ค่าเฉลี่ยความสูงของ ค่า Peak to peak amplitude (P-P) ของ H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus ในขาข้างที่เจ็บของแต่ละกลุ่มการทดลอง B) เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus..... 95

ภาพที่ 22 A) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (% change) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (%change) ของทุกกลุ่ม..... 97

ภาพที่ 23 A) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (% change) และ ความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus (%change) ในทุกกลุ่ม 99

ภาพที่ 24 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses) 111

ภาพที่ 25 การทดสอบการทรงตัวด้วยการยืนขาเดียวบนเครื่อง Biodex stability system..... 113

ภาพที่ 26 รูปแบบการทดสอบ Star excursion balance ทั้งหมด 8 ทิศทาง..... 114

ภาพที่ 27 แสดงการทดสอบ Star excursion balance..... 114

ภาพที่ 28 อุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบหาค่า H-reflex ประกอบไปด้วย A) แสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์พร้อมแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์ B) Biopac data acquisition unit (MP36) และ Biopac stimulator (BSLSTM) C) Biopac human stimulator probe (HSTM01) D) Biopac electrode lead set (SS2L) และ E) Biopac disposable eletrodes (EL503)..... 115

ภาพที่ 29 A) แสดงตำแหน่งการติด EMG electrodes เพื่อวัดค่า H-reflex จาก Record electrode ที่ติดบริเวณจุดกึ่งกลางของกล้ามเนื้อ Soleus 116

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาพที่ 30 A) การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้าในท่าการกระโดดลงบนพื้นปกติ (Drop jump on stable surface) B) การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้ากระโดดลงบนพื้นโฟม (Drop jump on unstable surface) 117

ภาพที่ 31 ภาพแสดงการคำนวณค่าเวลาในการทรงท่าขณะที่เท้าลงสู่พื้น (TTS) 118

ภาพที่ 32 การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยใช้เครื่อง Biodex 119

ภาพที่ 33 การอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที 141

ภาพที่ 34 เครื่องสั่นทั้งร่างกาย (WHOLE BODY VIBRATION) 142

ภาพที่ 35 ท่าทางในการฝึกบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ท่าที่ 1 ยืนขาเดียวบนปลายเท้า 142

ภาพที่ 36 ท่าทางในการฝึกบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ท่าที่ 2 ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา 143

ภาพที่ 37 เครื่อง BIODEX STABILITY SYSTEM หน้าจอแสดงผลและฐานรองเครื่อง 143

ภาพที่ 38 ท่าทางในการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ ในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลัง มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน 144

ภาพที่ 39 การเพิ่มระดับความยากในการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ 144

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1
บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะข้อเท้าแพลง (Ankle sprain) เป็นการบาดเจ็บที่พบได้บ่อยทั้งในขณะฝึกซ้อมและแข่งขันกีฬา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกีฬาที่มีการปะทะหรือมีการเคลื่อนไหวที่รวดเร็ว เช่น ฟุตบอล บาสเกตบอล รักบี้ฟุตบอล เนตบอล และแฮนด์บอล เป็นต้น (Fong, Hong, Chan, Yung, & Chan, 2007; Han, Waddington, Adams, Anson, & Liu, 2016) ซึ่งอาจเป็นสาเหตุทำให้เกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า และส่งผลให้มีโอกาสเกิดข้อเท้าแพลงซ้ำเพิ่มขึ้น (Recurrent injury) ซึ่งเป็นสาเหตุนำไปสู่การเกิดข้อเท้าแพลงเรื้อรัง (Chronic ankle instability) ภาวะข้อเท้าเกิดความไม่มั่นคงนี้ จะทำให้ความสามารถในการทำงานและเคลื่อนไหวของข้อเท้าลดลง ซึ่งจะส่งผลกระทบคือทำให้ประสิทธิภาพในการเล่นกีฬาลดลง (Kobayashi & Gamada, 2014) โดยเฉพาะการปฏิบัติทักษะที่เกี่ยวข้องกับการกระโดด การวิ่งเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนไหว ตลอดจนการหมุนตัว เป็นต้น ซึ่งทักษะเหล่านี้ล้วนเป็นทักษะพื้นฐานของกีฬาทุกๆ ประเภท ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงทำให้ข้อเท้าแพลงกลายเป็นปัญหาที่สำคัญและท้าทายอย่างยิ่งในด้านเวชศาสตร์การกีฬาที่ได้รับความสนใจทั้งจากแพทย์เวชสาสตร์ฟื้นฟู นักกายภาพบำบัดและนักวิทยาศาสตร์การกีฬา ซึ่งแม้ว่าจะมีการศึกษาค้นคว้าวิธีการรักษาและฟื้นฟูอย่างต่อเนื่อง อย่างไรก็ตามยังไม่ได้ข้อสรุปชัดเจนเกี่ยวกับวิธีการรักษาวิธีใดวิธีหนึ่งที่ดีที่สุด ที่สามารถจะช่วยฟื้นฟูให้นักกีฬาสามารถกลับมาเล่นและฝึกซ้อมกีฬาได้เป็นปกติเร็วที่สุด (Eechaute, Vaes, & Duquet, 2008)

ทั้งนี้ภาวะข้อเท้าแพลงสามารถเกิดได้จากหลายสาเหตุทั้งจากปัจจัยภายใน เช่น ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ประวัติการบาดเจ็บ รวมทั้งประสบการณ์การเล่นกีฬา และจากปัจจัยภายนอก เช่น อุปกรณ์กีฬา พื้นสนาม สภาพสิ่งแวดล้อม การปะทะกัน เป็นต้น อย่างไรก้ตามสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดภาวะข้อเท้าแพลงและอาจนำไปสู่ข้อเท้าแพลงเรื้อรังคือ การสูญเสียการรับรู้ความรู้สึกเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวข้อต่อและกล้ามเนื้อ (Proprioception) โดยที่เมื่อการรับรู้ความรู้สึกภายในข้อต่อสูญเสียไป จะส่งผลทำให้เกิดการวางตำแหน่งของเท้าที่ไม่เหมาะสม และเป็นสาเหตุทำให้เกิดภาวะข้อเท้าแพลงได้ ผลจากการที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้านี้ทำให้มีผลเสียต่อ ประสิทธิภาพการทำงานของระบบประสาท เช่น ทำให้รีเฟล็กซ์ (Reflexes) ลดลง, เวลาปฏิกิริยาตอบสนองของกล้ามเนื้อ (Muscle reaction time) ลดลง เป็นต้น นอกจากนี้ยังส่งผลต่อประสิทธิภาพการทำงานระบบกล้ามเนื้อ เช่น ความแข็งแรงและความทนทานของกล้ามเนื้อลดลง และท้ายที่สุดอาจส่งผลต่อการดำเนินชีวิตประจำวัน เช่น การเดิน, การวิ่ง, และการเล่นกีฬาที่ต้องใช้ทักษะต่างๆ เป็นต้น (Schiftan, Ross, & Hahne, 2015)

ภายหลังเกิดภาวะข้อเท้าแพลง มักจะมีการฉีกขาดของเส้นเอ็นข้อต่อร่วมด้วย หลังจากนั้นร่างกายจะมีกระบวนการซ่อมแซมการบาดเจ็บและฟื้นฟู โดยสามารถแบ่งได้เป็น 3 ระยะดังนี้ ระยะแรกเรียกว่า ระยะการอักเสบเฉียบพลัน (Acute inflammatory phase) เมื่อมีการฉีกขาดของ

เอ็นข้อต่อ (Ligament) กระบวนการอักเสบจะช่วยขจัดเนื้อเยื้อที่ตายแล้วออกไป พร้อมทั้งกระตุ้นการสร้างคอลลาเจน ขึ้นมาอย่างรวดเร็ว อย่างไรก็ตามคอลลาเจนส่วนใหญ่มีการจัดเรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ จึงทำให้เส้นใยคอลลาเจนมีการจับยึดกันไม่แข็งแรง จากนั้นจะเข้าสู่ระยะที่สองคือ ระยะการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ หรือการซ่อมแซม (Proliferative or Regenerative phase) ระยะนี้จะมีการกระตุ้นให้เซลล์ไฟโบรบลาสต์ (Fibroblast) ทำการสร้างเมทริกซ์ (Matrix) ของเนื้อเยื่อเอ็นข้อต่อ ซึ่งเนื้อเยื่อที่ถูกสร้างขึ้นใหม่นี้ยังจะมีการจัดเรียงตัวที่ไม่เป็นระเบียบ คอลลาเจนที่สร้างขึ้นมาใหม่นี้จะมีขนาดที่ผิดปกติไปจากเดิมคือมีขนาดที่เล็กลง เมื่อเทียบกับคอลลาเจนในเอ็นข้อต่อในภาวะปกติ ส่วนระยะที่สามเรียกว่า ระยะการจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่ (Remodeling phase of ligament repair) ระยะนี้จะใช้เวลาหลายเดือนและอาจถึงหลายปี ในช่วงระยะนี้คอลลาเจนและเมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง โดยมีทั้งกระบวนการสร้างและย่อยสลายเนื้อเยื่อใหม่ตลอดเวลา (Remodeling) ซึ่งกระบวนการนี้จะช่วยให้เอ็นข้อต่อ ได้มีการปรับสภาพเพื่อให้สามารถทำงานและทนต่อแรงที่มากระทำได้ ดังนั้นถ้าเกิดมีความผิดปกติที่เมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อที่จัดเรียงตัวใหม่นี้ อาจทำให้เกิดผลเสียต่อการเคลื่อนไหวของข้อต่อได้ ทำให้เอ็นข้อต่อมีความหลวม (Laxity) และอาจทำให้เกิดอันตรายต่อข้อต่อและเนื้อเยื่ออ่อนอื่นๆ ที่อยู่ภายในและรอบๆ ข้อต่อได้ นอกจากนี้เมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อ ที่จัดเรียงตัวใหม่จะมีไฟเบอร์ คอลลาเจนที่มีขนาดเล็กและมีจำนวนเส้นเลือดที่มาเลี้ยงมากขึ้น ซึ่งจะทำให้การส่งกระแสประสาทผิดปกติไป และอาจนำไปสู่การฟื้นฟูที่ไม่สมบูรณ์ (Hauser R.A. , 2013)

ในปัจจุบันแนวทางการรักษาการบาดเจ็บที่เอ็นข้อต่อที่ใช้กันทั่วไปมี 2 แบบ คือ การจำกัดการเคลื่อนไหว และพักการใช้งาน (Immobilization and rest) ทฤษฎีการรักษาที่พักการใช้งานและจำกัดการเคลื่อนไหวจะเป็นการป้องกันความเสียหายที่เกิดขึ้นกับข้อต่อ โดยไปจำกัดการเคลื่อนไหวทำให้ช่วยลดอาการปวดและบวมของข้อได้ ขณะที่การพักการใช้งานเป็นการช่วยให้เกิดช่วงระยะเวลาในการฟื้นฟูในระยะแรก แต่การไม่ให้ข้อต่อมีการเคลื่อนไหวในเอ็นข้อต่อที่ได้รับการบาดเจ็บเลย ก็อาจทำให้เกิดผลเสียหายต่อข้อได้ เช่น ทำให้ข้อติด ลดการสร้างเส้นใยคอลลาเจน มีเปอร์เซ็นต์ในการจัดเรียงตัวของเส้นใยคอลลาเจนอย่างไม่เป็นระเบียบ ทั้งที่การพักการใช้งาน (Rest) และหลักการปฐมพยาบาลเบื้องต้นเป็นแนวทางในการรักษาที่ทำเป็นปกติในระยะแรกในการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ เอ็นกล้ามเนื้อ และเนื้อเยื่อต่างๆ ส่วนแบบที่สองคือ การขยับของข้อต่อ และการออกกำลังกาย (Mobilization and exercise) การที่มีการเคลื่อนไหวในข้อ จะทำให้มีการไหลเวียนเลือดไปที่ข้อต่อเพิ่มขึ้น ช่วยให้เนื้อเยื่อที่ได้รับบาดเจ็บได้รับสารอาหาร และมีเมแทบอลิซึม ซึ่งจำเป็นต่อกระบวนการซ่อมแซมและการรักษาดีขึ้น นอกจากนี้การมีรูปแบบการออกกำลังกายที่เหมาะสม เช่น การออกกำลังกายแบบเคลื่อนไหวด้วยตนเอง (Active exercise) (Loudon, Santos, Franks, & Liu, 2008), การออกกำลังกายในน้ำ (Aquatic exercise) (Asimenia et al., 2013), การออกกลังกายกระตุ้นการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (Proprioceptive exercise) (Lin, 2009) และการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือน (Vibration exercise) (Comfort & Abrahamson, 2010) สามารถจะช่วยกระตุ้นการซ่อมแซมของเอ็นข้อต่อที่บาดเจ็บให้ดีขึ้นได้ อย่างไรก็ตามจากรายงานการวิจัยที่ผ่านมาพบว่า ข้อมูลที่สนับสนุนประโยชน์ของการไม่ให้มีการเคลื่อนไหวและพักการใช้งาน ในกลุ่มที่เอ็นข้อ

ต่อฉีกขาดที่ไม่รุนแรงระดับที่หนึ่ง และสองมีน้อยมาก ในทางตรงกันข้ามข้อมูลจากการวิจัยส่วนใหญ่พบว่า การขยับข้อต่อและการออกกำลังกายจะมีประสิทธิภาพดีกว่า เพราะจะใช้ระยะเวลาในการฟื้นฟูที่สั้นกว่า และผลของการฟื้นฟูก็สมบูรณ์มากกว่า มีความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นดีกว่า เป็นต้น ดังนั้นการกระตุ้นให้มีการออกกำลังกายที่เหมาะสมหลังการบาดเจ็บโดยเฉพาะในระยะที่มีการสร้างเนื้อเยื่อใหม่และเริ่มมีการจัดเรียงตัวของเนื้อเยื่อจึงน่าจะเป็นขั้นตอนการฟื้นฟูที่น่าจะมีประสิทธิภาพดีที่สุด (Cereatti, Ripani, & Margheritini, 2011; Hauser R.A. , 2013)

โปรแกรมการฝึกกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทสั่งการที่นิยมใช้คือการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (Proprioceptive training) ซึ่งเป็นการฝึกที่กระตุ้นการทำงานของตัวรับความรู้สึกเกี่ยวกับตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกาย และยังช่วยกระตุ้นการทำงานของทุกส่วนในระบบประสาทกล้ามเนื้อให้มีการรับรู้และตอบสนองได้ดีขึ้น วงจรการทำงานจะประกอบด้วยตัวรับความรู้สึกและกระแสประสาทที่สั่งการกล้ามเนื้อให้ทำงาน ส่งผลทำให้เกิดความมั่งคงของข้อต่อและช่วยป้องกันไม่ให้เกิดการบาดเจ็บมากขึ้น (de Vasconcelos, Cini, Sbruzzi, & Lima, 2018; Lazarou, Kofotolis, Pafis, & Kellis, 2018; Schiftan et al., 2015) นอกจากนี้การฝึก Proprioception ยังช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของข้อต่อในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ(Hughes & Rochester, 2008) ตัวอย่างการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ ได้แก่ การฝึกทรงตัวในกระดานทรงตัว (Cloak, Nevill, Day, & Wyon, 2013; Verhagen et al., 2004) การฝึกการทรงตัวบนอุปกรณ์ BOSU (Sierra-Guzman, Jimenez-Diaz, Ramirez, Esteban, & Abian-Vicen, 2018) การฝึกการทรงตัวในขณะที่หลับตา (Karakaya, Rutbll, Akpinar, Yildirim, & Karakaya, 2015) หรือ การฝึกการทรงตัวบนเครื่องไบโอเด็กส์ (Biodex Balance System,BBS) (Lee & Lin, 2008; Youssef, Abdelmohsen, Ashour, Elhafez, & Elhafez, 2018) เป็นต้น จากรายงานการวิจัยที่ผ่านมาพบว่าปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญที่ทำให้เกิดภาวะข้อเท้าแพลงซ้ำคือการรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อที่ลดลงหลังจากที่ได้รับบาดเจ็บครั้งแรก จึงส่งผลทำให้เกิดข้อเท้าแพลงซ้ำขึ้นอีก (Schiftan et al., 2015)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ปัจจุบันการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration exercise) จัดเป็นการออกกำลังกายอีกรูปแบบหนึ่งที่กำลังได้รับความนิยม เพราะนอกจากจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อกล้ามเนื้อโดยตรง โดยการกระตุ้นผ่านการทำงานของรีเฟล็กซ์ที่กระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีชื่อว่า Tonic vibration reflex โดยที่การสั่นสะเทือนจะสามารถกระตุ้นที่ปลายประสาท (Primary endings) ของตัวรับรู้ในกล้ามเนื้อ (Muscle spindles) ซึ่งจะนำไปสู่การกระตุ้นเซลล์ประสาทสั่งการ (Alpha motor neuron) ที่ไขสันหลัง จากนั้นส่งกระแสประสาทไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัว (Cardinale & Bosco, 2003) จากการศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) พบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อและระบบประสาทจะประสานงานกันได้ดีขึ้น (Synchronization of motor units) รวมทั้งเซลล์ประสาทยังสามารถปล่อยกระแสประสาทได้ดีขึ้น (Motor unit firing frequency) ภายหลังการฝึกโดยใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (Abercromby et al., 2007a) นอกจากนี้การสั่นสะเทือนยังสามารถกระตุ้นที่ปลายประสาท ของ Gamma motor neuron ทำให้ความไวของตัวรับรู้ในกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ใยกล้ามเนื้อ (Muscle fibers) ที่ไม่ตอบสนองต่อการ

กระตุ้น มีความไวมากขึ้นและถูกกระตุ้นได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้การออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างสม่ำเสมอ จะช่วยกระตุ้นการหดตัวของกล้ามเนื้อทำให้ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น มวลกระดูกเพิ่มขึ้น การไหลเวียนของเลือดไปยังกล้ามเนื้อดีขึ้น ตลอดจนช่วยเพิ่มความสามารถในการทรงตัวและกระตุ้นฮอร์โมนที่สำคัญต่อร่างกาย เช่น โกรทฮอร์โมน (Growth hormone) และ เทสโทสเตอโรน. (Testosterone) เป็นต้น (Cochrane, 2011) การกระตุ้นด้วยการสั่นยังมีผลต่อระบบประสาทส่วนปลายและส่วนกลาง ซึ่งเอื้อต่อการเคลื่อนไหวจากการสั่งการจากสมอง (Cardinale & Bosco, 2003) ด้วยเหตุนี้การออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่นจึงสามารถนำมาใช้ในการเสริมสร้างสมรรถภาพทางกายของนักกีฬาได้อีกทางหนึ่ง

จากเหตุผลที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นว่าข้อเท้าแพลงทางด้านนอกเป็นการบาดเจ็บที่พบได้บ่อยในนักกีฬา ซึ่งปัญหาที่ตามมาคือ ทำให้นักกีฬาอาจมีโอกาสเสี่ยงที่จะเกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง จากการเกิดข้อเท้าแพลงซ้ำๆ และส่งผลเสียกับสมรรถภาพทางกีฬาตัวนักกีฬา เช่น ประสิทธิภาพในการเล่นกีฬาลดลง ทักษะการเคลื่อนไหวไม่มีประสิทธิภาพ และมีโอกาสกลับมาบาดเจ็บซ้ำ ซึ่งเป็นอุปสรรคต่อการฝึกซ้อมกีฬาเพื่อความเป็นเลิศ ดังนั้นถ้าหากนักกีฬากลุ่มที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ได้รับการรักษาฟื้นฟูด้วยขั้นตอนและวิธีการที่เหมาะสม ก็จะสามารถกลับมาเล่นกีฬาได้อย่างปกติเร็วขึ้น ซึ่งหลังจากที่เกิดข้อเท้าแพลงและได้รับการรักษาทางกายภาพบำบัดเบื้องต้นในระยะแรกแล้ว ขั้นตอนที่สำคัญต่อมาคือการฟื้นฟูเพื่อให้ข้อเท้ากลับมาใช้งานได้ตามปกติและมีประสิทธิภาพสูงสุดเมื่อกลับมาเล่นกีฬา อย่างไรก็ตามจากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่า การศึกษาที่นำทั้งการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายมาใช้ร่วมกันในการฟื้นฟูและป้องกันภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงในนักกีฬายังมีน้อยมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่จะศึกษาประสิทธิภาพของโปรแกรมการฟื้นฟูนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง โดยใช้รูปแบบการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพื่อที่จะช่วยเพิ่มความสามารถในการทรงตัวและกระตุ้นการทำงานของระบบของประสาทกล้ามเนื้อ ทำให้ข้อเท้ากลับมาใช้งานได้เป็นปกติเร็วขึ้นและมีประสิทธิภาพดีขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่ามีงานวิจัยเพียง 2 ชิ้นที่ได้นำการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายมาใช้ร่วมกันในการฟื้นฟูและป้องกันภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง โดยคลอส์กและคณะ (Cloak et al., 2013) ได้ทำการศึกษาผลของการใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่นร่วมกับอุปกรณ์ฝึกการทรงตัว(Wobble board) (Vibrosphere; ProMedvi) ที่มีต่อการกระจายตัวของค่าสัมบูรณ์ของจุดศูนย์กลางมวล (Absolute Center of mass,COM) ค่าการทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาวแบบประยุกต์ (Modified star excursion balance test (SEBT)) และการทดสอบยืนขาเดียวแล้วกระโดดติดต่อกันจำนวนสามครั้ง (Single-leg triple hop, SLTHD) โดยพบว่าค่าตัวแปรต่างๆเกี่ยวกับการทรงตัวดีขึ้นในนักฟุตบอลที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้อุปกรณ์ฝึกการทรงตัวเพียงอย่างเดียว เซียร์รา-กูสแมนและคณะ (Sierra-Guzman et al., 2018) ได้ศึกษาผลของการออกกำลังกายแบบสั่นบนพื้นผิวไม่สม่ำเสมอเป็นระยะเวลา 6 สัปดาห์ ผลของการทดลองสนับสนุนการออกกำลังกายเพื่อพัฒนาการทรงตัวของร่างกายทั้งแบบการออกกำลังกายแบบสั่น บนพื้นผิวไม่สม่ำเสมอ และการฝึกการทรงตัวบนพื้นผิวไม่

สม่ำเสมอเพียงอย่างเดียว (BOSU) เพื่อรักษาภาวะการทรงตัวบกพร่องในผู้ป่วยที่มีภาวะ CAI อย่างไรก็ตามยังไม่พบการศึกษาที่นำการฝึกทั้งสองแบบมาฝึกแบบต่อเนื่องกัน ดังนั้น ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาประสิทธิภาพของโปรแกรมการฟื้นฟูโดยใช้รูปแบบการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ ในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน (FAI)

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวเปรียบเทียบกับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อหรือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียวในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง
2. เพื่อศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความแข็งแรงและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อเปรียบเทียบกับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อหรือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียวในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง
3. เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรของความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อก่อนและหลังจากได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง

คำสำคัญ

ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Ankle instability) การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (Proprioceptive training) การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration exercise (WBV)) การทรงตัว (Balance) การทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular function)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

คำถามงานวิจัย

คำถามหลัก การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายสามารถช่วยเพิ่มความสามารถในการทรงตัวในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคงได้ดีกว่าการการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียวหรือไม่อย่างไร

คำถามรอง การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายช่วยเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและประสิทธิภาพในการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อได้หรือไม่

สมมุติฐานของการวิจัย

1. การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายมีประสิทธิภาพในการพัฒนาความสามารถในการทรงตัวได้ดีกว่าการฝึกการฝึกการรับรู้และ

ตอบสนองที่ข้อต่อ หรือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียวในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

2. การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายสามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและประสิทธิภาพการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อได้ดีขึ้น

3. การเพิ่มความสามารถในการทรงตัวมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับตัวแปรประสิทธิภาพการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงของทุกกลุ่ม

ขอบเขตของการวิจัย

1. กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

กลุ่มตัวอย่างเป็น นักกีฬาที่เข้าร่วมการแข่งขันระดับมหาวิทยาลัย ของมหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยใช้วิธีการเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive sampling) จำนวน 52 คน อายุระหว่าง 17-25 ปี

2. ตัวแปรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้

2.1 **ตัวแปรอิสระ (Independent Variable) ได้แก่**

2.1.1 โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ

2.1.2 โปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย

2.2 **ตัวแปรตาม (Dependent Variable) ได้แก่**

2.2.1 ความสามารถในการทรงตัว (Balance)

- การวัดการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ (Joint position sense)
  - ความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้อัตโนมัติ (Reproduction of passive position)
  - ความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยผู้ทดสอบเคลื่อนไหวเอง (Reproduction of active position)
- การทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance)
  - ค่าดัชนีความมั่นคงรวม (Overall stability index, OSI)
  - ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (Anterior-posterior stability index, APSI)
  - ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (Medial-lateral stability index, MLSI)
- การทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (Dynamic Balance)
  - ค่าระยะทางที่ปลายเท้าไปแตะเส้นหารด้วยความยาวขาของแต่ละข้างคูณ 100 (SEBT score)

2.2.2 การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้า (Ankle functional movement)

- ค่าเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (Time to stability,TTS)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

- ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (Muscle strength)
  - กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าเข้าด้านใน (Ankle invertors (Tibialis anterior/posterior muscle))
  - กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าออกด้านนอก (Ankle evertors (Peroneal muscle))
- ค่า H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus

2.3 **ตัวแปรควบคุม (Control Variable) ได้แก่**

2.3.1 สถานที่และอุปกรณ์ในการฝึกและการทดสอบ

2.3.2 ช่วงเวลาในการฝึกและการทดสอบ

ข้อตกลงเบื้องต้น

1.1 กลุ่มตัวอย่างทั้งหมดเข้าร่วมการวิจัยด้วยความสมัครใจและให้ความร่วมมือด้วยความเต็มใจในการฝึกอย่างเต็มความสามารถ

1.2 การเก็บข้อมูลทุกครั้งทำโดยผู้วิจัยชุดเดียวกันและสภาพแวดล้อมเดียวกัน

1.3 ผู้เข้าร่วมวิจัยยินยอมที่จะปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้วิจัย โดยไม่ทำการฝึกด้วยโปรแกรมการฝึกสมรรถภาพใด ๆ ตลอดช่วงระยะเวลาของการวิจัย

1.4 การศึกษาวิจัยนี้ได้ผ่านการพิจารณารับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมทางการวิจัยในมนุษย์ (COA No. 040/2561)

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (Proprioceptive training) คือ การฝึกที่กระตุ้นการทำงานของตัวรับความรู้สึกเกี่ยวกับตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกาย เป็นการกระตุ้นการทำงานของทุกส่วนในระบบประสาทกล้ามเนื้อให้มีการรับรู้และตอบสนองได้รวดเร็วขึ้น

การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration exercise (WBV)) คือการออกกำลังกายโดยใช้การสั่นสะเทือนในการเคลื่อนไหวแนวดิ่ง (Vertical movement) ที่ทำให้เกิดพลังงานจากตัวเครื่องสั่นไปสู่ร่างกายของเรา การสั่นจะประกอบด้วยความถี่ (frequency) และความสูง (amplitude) ความถี่มีหน่วยวัดเป็นเฮิรตซ์ (Hz) หมายถึงจำนวนของรอบต่อหนึ่งหน่วยเวลา หรือความเร็วในการสั่นของอุปกรณ์ ส่วนความสูง หมายถึงระยะทางที่อุปกรณ์เคลื่อนที่จากจุดต่ำสุดไปยังจุดสูงสุด ซึ่งการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายจะกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ

การทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static balance) คือความสามารถในการควบคุมจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายให้อยู่ภายในพื้นที่ฐานที่สามารถทรงตัวได้ขณะอยู่นิ่ง ในการศึกษาวิจัยนี้ทดสอบการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง โดยใช้เครื่อง Biodex stability system (BBS) วัดค่าดัชนีความมั่นคงในการทรงตัว (Stability index) คือ ค่าที่แสดงความแปรปรวนของฐานรองเคลื่อนที่ (Platform) ในองศาต่างๆ จากระดับการเคลื่อนไหวทั้งหมดระหว่างการทดสอบ โดยค่าดัชนีความมั่นคงในการทรงตัวที่สูงแสดง

ให้เห็นการเคลื่อนไหวที่มากระหว่างการทดสอบ ค่าดัชนีความมั่นคงที่มากจะหมายถึงการทรงตัวที่ไม่ดี ขณะที่ค่าที่น้อยจะหมายถึงการทรงตัวที่ดี

การทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (Dynamic balance) คือ เป็นความสามารถของร่างกาย ในการที่รักษาสมดุลของร่างกายในขณะที่ร่างกายกำลังเคลื่อนไหว มีการใช้ระบบรับความรู้สึกและระบบสั่งการในการทำให้สามารถทรงตัวระหว่างการทำกิจกรรมต่างๆ ในการศึกษาวิจัยนี้ใช้การทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาว (Star execution balance test, SEBT) โดยค่าคะแนนที่สูงแสดงให้เห็นความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหวที่ดี

เวลาในการควบคุมการทรงท่าหลังจากที่เท้าแตะพื้น (Time to stability index,TTS) คือ การวัดที่ใช้วัดความมั่นคงในการทรงท่า และการทำงานของข้อเท้า โดยวัดจากค่าเวลาที่ผู้ถูกทดสอบใช้ในการกลับสู่ท่าพื้นฐาน (baseline) หรือท่าที่อยู่นิ่งจากท่าทางที่ไม่มั่นคง มีหน่วยเป็นวินาที ในการศึกษาวิจัยนี้ทดสอบในท่ากระโดดขาเดียว (Single leg drop jump) ลงสู่พื้นฐานรอง (Force plate) คำนวณข้อมูลจากค่า ground reaction force (GRF) ขณะที่ผู้ถูกทดสอบอยู่ในท่ายืนที่มั่นคงบน force plate หลังจากกระโดดขาเดียวลงมาสู่พื้น โดยค่าเวลาในการควบคุมการทรงตัวหลังจากที่เท้าแตะพื้นที่น้อยแสดงถึงความสามารถในการควบคุมการทรงท่าและการทำงานของข้อเท้าที่ดี

ฮอฟฟ์แมนน์รีเฟล็กซ์ (H-reflex) คือการตอบสนองที่เกิดขึ้นจากการเหนี่ยวนำด้วยกระแสไฟฟ้า (Electrical stimulation) ซึ่งคล้ายคลึงกับการตอบสนองด้วยการยืดที่เกิดจากการกระตุ้นเชิงกล ซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมของไขสันหลัง โดยไม่ต้องผ่านการทำงานของสมอง H-reflex มักถูกนำมาใช้ในการตรวจประเมินความผิดปกติของการรับส่งกระแสประสาท เช่น ผู้ที่มีปัญหาการรับสัมผัส รวมไปถึงผู้ที่มีปัญหาเกี่ยวกับเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อ ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ค่าความสูงของคลื่น H-reflex ของกล้ามเนื้อน่องด้านใน (soleus muscle) เป็นดัชนีที่ช่วยบ่งชี้ภาวะการกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทในไขสันหลังและการตื่นตัวของกล้ามเนื้อ ค่าที่ลดลงแสดงถึงความสามารถในการการรับส่งกระแสประสาทของ H-reflex ที่ไม่ปกติเมื่อเปรียบเทียบกับข้างปกติหรือก่อนเกิดพยาธิสภาพ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular function) คือ การทำงานประสานกันระหว่างระบบประสาทและกล้ามเนื้อ เพื่อให้ร่างกายมีการเคลื่อนไหวที่ราบรื่นและมีประสิทธิภาพ

การรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses) คือความสามารถในการรับรู้ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของข้อต่อในร่างกาย ซึ่งขึ้นอยู่กับคุณภาพของข้อมูลการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อและความสามารถของบุคคลในการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อ ซึ่งจะให้ข้อมูลเกี่ยวกับการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อแก่สมอง เพื่อทำการประมวลผล และตอบสนองที่เหมาะสม

ข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน (Functional ankle instability) หมายถึง การเกิดความไม่มั่นคงของข้อเท้าที่เกิดจากเอ็นข้อเท้าด้านนอกได้รับการบาดเจ็บหลายๆ ครั้ง เป็นผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อของข้อเท้า ซึ่งอาจจะตรวจพบหรือไม่พบความผิดปกติทางโครงสร้างก็ได้ แต่มีความรู้สึกภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงขณะใช้งาน (Giving way)

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีประสิทธิภาพในการพัฒนาความสามารถในการทรงตัวและช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพการทำงานของข้อเท้าในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคงให้กลับมาทำงานได้ตามปกติและสามารถกลับมาฝึกซ้อมและแข่งขันกีฬาได้เร็วขึ้น

2. สามารถนำโปรแกรมการฝึกมาประยุกต์ใช้ในนักกีฬาเพื่อฟื้นฟูระบบการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ เช่น หลังการผ่าตัดเอ็นไขว้หน้าข้อเข่าขาดหรือฉีก หลังการผ่าตัดเอ็นข้อเท้าฉีก เป็นต้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ทำการศึกษา เรื่องผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีผลต่อการทรงตัวและการการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง โดยผู้วิจัยได้ทำการศึกษาค้นคว้าเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องโดยมีเนื้อหาตามหัวข้อต่าง ๆ ดังนี้

1. กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า (Function anatomy of ankle Joint)
    - 1.1 กายวิภาคของข้อต่อทีเบียโอทาลา (Tibiotalar joint, TC)
    - 1.2 กายวิภาคของข้อต่อซับทาลา (Subtalar Joint, ST)
    - 1.3 เอ็นข้อต่อด้านนอกข้อเท้า (Lateral ankle ligament)
    - 1.4 กายวิภาคของข้อต่อดิสทอลทีเบียโอฟิบูลา (Distal tibiaofibular joint, DTF)
    - 1.5 กล้ามเนื้อและเอ็นกล้ามเนื้อ (Muscle and Tendon)
    - 1.6 เส้นประสาทที่มาเลี้ยง (Innervation nerve)
2. ลักษณะการบาดเจ็บที่เกิดที่ข้อเท้า
    - 2.1 ข้อเท้าแพลงแบบบิดเข้าด้านใน (Inversion)
    - 2.2 ข้อเท้าแพลงแบบบิดเข้าด้านนอก (Eversion)
3. ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Ankle instability)
    - 3.1 ความไม่มั่นคงของข้อเท้าทางกลศาสตร์ (Mechanical instability, MI)
    - 3.2 ความไม่มั่นคงของข้อเท้าจากการใช้งาน (Functional instability, FI))
4. พยาธิสรีรวิทยาของเอ็นข้อต่อ (Pathophysiology of ligament)
    - 4.1 โครงสร้างและหน้าที่ของเอ็นข้อต่อ (Ligament structure and functions)
    - 4.2 แรงต้านการดึง (Tensile strength)
    - 4.3 การรับความรู้สึกและรีเฟล็กซ์ของเอ็นข้อต่อ (Ligaments as sensory organs and the ligamento-muscular reflex)
    - 4.4 การตอบสนองเอ็นข้อต่อต่อภาวะการบาดเจ็บ (Ligament response to injury)
5. การวินิจฉัยการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ (Diagnosis of ligament injuries)
    - 5.1 แนวทางการประเมินการรับรู้การเคลื่อนไหวที่ตำแหน่งข้อต่อ (Assessing proprioception methods)
6. การรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (Ankle sprain treatment)
    - 6.1 ระดับความรุนแรงของการข้อเท้าแพลง
7. การออกกำลังกายเพื่อกระตุ้นและการฟื้นฟูการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ
8. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝึกการรับความรู้สึกของข้อเท้า (Proprioceptive training)
9. การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า (Function anatomy of ankle Joint)

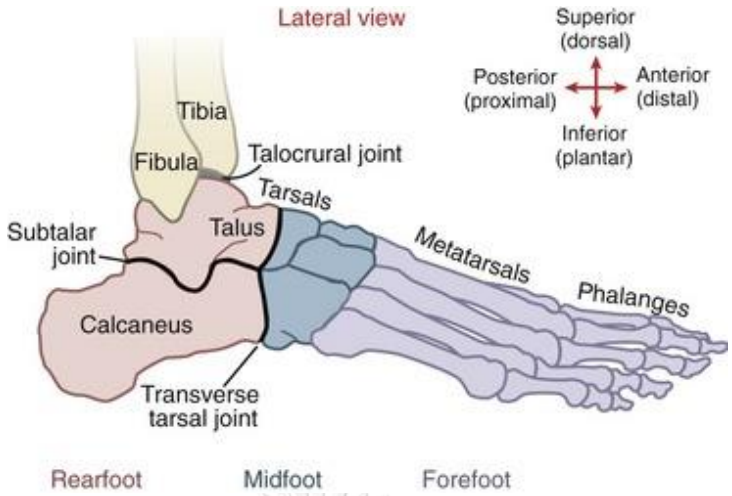
1. กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า (Function anatomy of ankle Joint)

กายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้าประกอบไปด้วย 3 ข้อต่อ คือ Talocrural joint (TC), Subtalat joint (ST) และ Transverse tarsal joint (ภาพที่ 1) โดยข้อต่อทั้ง 3 นี้นี้จะทำงานร่วมกันในการควบคุมการเคลื่อนไหวของกระดูกเท้าส่วนหลัง (Rearfoot) การเคลื่อนไหวของกระดูกเท้าส่วนหลังนั้นเกิดขึ้นได้ทั้งในแนวดิ่ง (Sagittal plane) คือการเคลื่อนไหวในทิศทางกระดกข้อเท้าขึ้นและลง (Plantar flexion-dorsiflexion), แนวระนาบที่ตั้งฉากกับแนวดิ่ง (Frontal plane) คือการเคลื่อนไหวในทิศทางบิดข้อเท้าเข้าด้านในและบิดออกด้านนอก (Inversion-eversion) และระนาบที่ตั้งฉากกับแกนยาวของลำตัว Transverse plane คือการเคลื่อนไหวในทิศทางหมุนข้อเท้าเข้าและหมุนข้อเท้าออก (Internal-external rotation) อย่างไรก็ตามยังไม่พบการเคลื่อนไหวแยกกันสำหรับแนวใดแนวหนึ่ง (คือต้องเกิดร่วมกันตลอด) โดยปกติการเคลื่อนไหวของกระดูกเท้าส่วนหลังไม่ได้เคลื่อนไหวตามระนาบที่ตั้งฉากกับแนวดิ่ง (Frontal plane) เนื่องจาก TC และ ST มีแกนที่เคลื่อนไหวแนวเฉียงๆ ดังนั้นจึงเกิดการเคลื่อนไหวที่เรียกว่า การหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) และ การหมุนเท้าจากด้านนอกเข้าด้านใน (Pronation) ในการเคลื่อนไหวแบบอิสระ (Open kinetic chain) Pronation เกิดจากการกระดกข้อเท้าขึ้น (Dorsiflexion) ร่วมกับบิดฝ่าเท้าออกด้านนอก (Eversion) และหุบข้อเท้าเข้า (Abduction) ส่วน Supination เกิดจากการกระดกข้อเท้าลง (Plantar flexion) ร่วมกับบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) และกางข้อเท้าออก (Adduction) สำหรับการเคลื่อนไหวขณะส่วนปลายอยู่กับที่ (Close kinetic chain) Pronation ประกอบด้วย Plantar flexion, Eversion และ Adduction และ Supination เกิดจาก Dorsiflexion, Inversion และ Abduction (Bennett, 1994; Burks & Morgan, 1994; Ellis, 2010; Hentges & Lee, 2011; Hertel, 2002; Riegger, 1988) (ภาพที่ 2) ปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความมั่นคงของข้อเท้า มี 3 ปัจจัยคือ 1. การเข้ากันของพื้นผิวข้อต่อเมื่อมีแรงกด 2. เอ็นข้อต่อ และ 3. ความแข็งแรงของเอ็นและกล้ามเนื้อ ซึ่งมีรายละเอียด ดังต่อไปนี้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

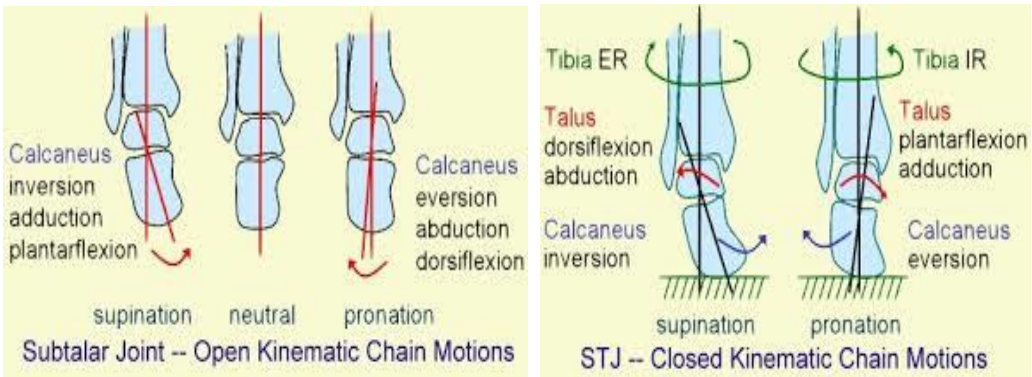
1.1) กายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อทีเบียโอทาลา (Tibiotalar joint, TC)

Tibiotalar joint หรือ Talocrural joint (TC) ประกอบกันจากส่วนนูนของกระดูก talar และการรวมเป็นเบ้าตั้งแต่ตาตุ่มด้านใน ไปถึงด้านนอกของกระดูก Tibia และ Fibula (ดังภาพที่ 3A) ลักษณะรูปร่างของ TC นั้น แรงจะส่งผ่านจากขาส่วนล่าง (Internal-external rotation) ไปยังเท้า (Pronation-Supination) ขณะมีการลงน้ำหนัก ข้อต่อนี้บางครั้งถูกเรียกว่า “Mortise” ซึ่งเมื่อดูแยกออกมา อาจจะถูกคิดว่าเป็นข้อต่อแบบ Hinge joint ซึ่งทำหน้าที่แค่กระดกข้อเท้าขึ้นและกระดกข้อเท้าลงแต่ที่จริงมีการหมุน และการเคลื่อนไปด้านหน้าและหลังในแนว Frontal plane ได้ แต่อย่างไรก็ตามพบว่าการเคลื่อนไหวของ TC มีการเคลื่อนไหวในแนว Sagittal plane เป็นหลัก ส่วนในแนว Transverse และ Frontal plane น้อย ซึ่งเกิดจากแนวแกนที่เฉียงๆ



ภาพที่ 1 ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อเท้า
ที่มา: NEUMANN (2015)

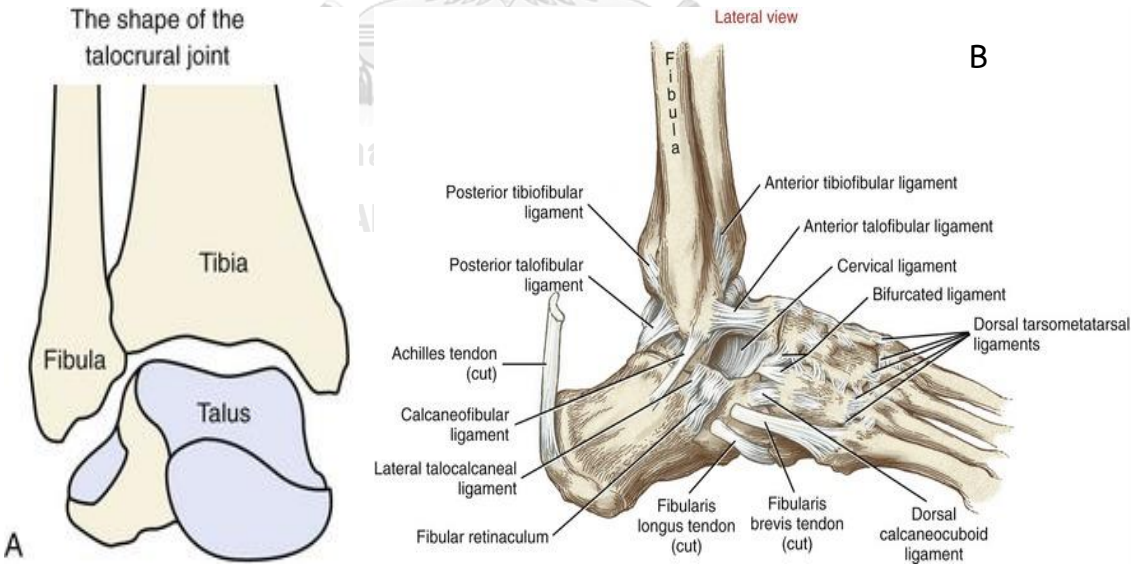
การศึกษาแรงกดที่ข้อเท้าในขณะลงน้ำหนัก (Closed kinetic chain) นั้นพบว่า ข้อเท้าอยู่ในท่า กระดกข้อเท้าขึ้น 30 องศา จากท่าปกติ ซึ่งประกอบด้วย กระดกข้อเท้าขึ้น 28 องศา, หมุนข้อเท้าเข้าด้านใน 1 องศา และ บิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน 4 องศา เปรียบเทียบกับท่ากระดกข้เท้าลง 30 องศา ประกอบด้วย กระดกข้อเท้าลง 23 องศา, หมุนข้อเท้าออกด้านนอก 9 องศา และ บิดฝ่าเท้าออกด้านนอก 2 องศา โดยการเคลื่อนไหวในท่ากระดกข้อเท้าลง ในขณะลงน้ำหนักส่วนปลาย จะมีการเคลื่อนกระดูก Tibia ไปด้านหน้าในขณะที่กระดูก Talar อยู่กับที่ ความรู้เกี่ยวกับการเคลื่อนที่สามระนาบของ TC นั้นสำคัญมากต่อการเข้าใจถึงความมั่นคงของข้อต่อ TC เมื่อข้อเท้าลงน้ำหนัก ผิวข้อจะชิดเข้าหากันเป็นการสร้างความมั่นคงเพื่อป้องกันการหมุนและการเคลื่อนของกระดูก Talar ที่มากกเกินไป อย่างไรก็ตามผลของเอ็นข้อต่อนั้นก็มีความสำคัญ TC จะได้รับการพยุงจากทั้งเยื่อหุ้มข้อและเอ็นข้อต่อ ได้แก่ เอ็นข้อต่อ Anterior talofibular (ATFL), เอ็นข้อต่อ Posterior talofibular ligament (PTFL), เอ็นข้อต่อ Calcaneofibular (CFL) และเอ็นข้อต่อ Deltoid ซึ่ง เอ็นข้อต่อATFL, PTFL และ CFL จะอยู่ทางด้านนอกของข้อเท้า ในขณะที่เอ็นข้อต่อ Deltoid จะอยู่ทางด้านในข้อเท้า



ภาพที่ 2 OPEN KINETIC CHAIN และ CLOSE KINETIC CHAIN ของข้อเท้า
ที่มา: CHAI (2008)

เอ็นข้อต่อ Anterior talofibular (ATFL) นั้นวางอยู่บริเวณด้านข้างไปทางด้านหลังของเท้า เกาะจากตาตุ่มด้านข้างทางด้านหน้า และด้านในของกระดูก talus ในมุมประมาณ 45 องศาจาก Frontal plane เอ็นข้อต่อ AFTL จะกว้างประมาณ 7.2 มม. และยาวประมาณ 24.8 มม. จากการศึกษากลศาสตร์พบว่า ATFL ช่วยป้องกันการเคลื่อนที่ไปด้านหน้าของ Talus จากเบ้า และป้องกันการบิดข้อเท้าเข้าด้านในและหมุนข้อเท้าเข้าด้านในมากเกินไปของกระดูก Talar บนกระดูก Tibia ถ้าการฉีกขาดของ เอ็น ATFL ข้อเท้าจะเคลื่อนไหวจากการกระดกข้อเท้าลงไปกระดกข้อเท้าขึ้นได้เพิ่มขึ้น เอ็นข้อต่อ ATFL สามารถรับแรงตึงสูงสุดได้น้อยและขาดได้ง่ายกว่า PTFL, CFL , Anterior inferior tibiafibular ligament และ Deltoid ligament ซึ่งสามารถอธิบายว่าทำไม ATFL จึงพบการฉีกขาดบ่อยที่สุดในบรรดาเอ็นทางด้านนอก

เอ็นข้อต่อ Calcaneofibular (CFL) เกาะจากตาตุ่มด้านข้างทางด้านหลังไปยังส่วนใต้ด้านข้างของกระดูกส้นเท้า ซึ่งทำมุม 133 องศาจากแกนกระดูก fibular เอ็นข้อต่อ CFL ป้องกันการการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) ที่มากเกินไปของทั้งข้อต่อ TC และข้อต่อ ST ในการศึกษาพบว่าเอ็นข้อต่อ CFL ป้องกันการเคลื่อนไหวมากเกินไปของการบิดข้อเท้าเข้าด้านในและหมุนข้อเท้าเข้าด้านในของกระดูกเท้าส่วนหลัง (Rearfoot) ซึ่งจะตึงแข็งมากสุดเมื่ออยู่ในท่ากระดกข้อเท้าลง เอ็นข้อต่อ CFL เป็นเอ็นที่เกิดการฉีกขาดบ่อยเป็นอันดับสองของเอ็นของ TC ทางด้านนอก เอ็นข้อต่อ Posterior talofibular (PTFL) เกาะจากด้านหลังของตาตุ่มด้านข้างไปยังด้านหลังและข้างของกระดูก talus เอ็นข้อต่อ PTFL ป้องกันการบิดข้อเท้าเข้าด้านในและหมุนข้อเท้าเข้าด้านของข้อต่อ TC และพบฉีกขาดน้อยในบรรดาเอ็นทางด้านนอก (ดังภาพที่ 3B)



ภาพที่ 3 A) ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อ TALOCRURAL JOIN (TC) และ B) เอ็นด้านนอกข้อเท้า ที่มา: NEUMANN (2015)

1.2) กายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อซับทาลา (Subtalar Joint, ST)

Subtalar Joint ประกอบด้วยกระดูก Talar และ Calcaneus ซึ่งเหมือนกับ TC มันรับแรงจากขาท่อนล่าง (Internal and external rotation) มายังเท้า (Pronation and supination) ST ทำให้เกิดการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) และ การหมุนเท้าจากด้านนอกเข้าด้านใน (Pronation) ได้จากการเคลื่อนไหวของข้อต่อ 2 ส่วน ข้อต่อ ST ทางด้านล่าง ประกอบจากกระดูกส่วนด้านหลัง และด้านล่างของกระดูก Talus กับ ผิวด้านบนบริเวณด้านหลังของกระดูก Calcaneus สำหรับข้อต่อ ST ทางด้านหน้า หรือ Talocalcaneonavicular joint ประกอบจาก Head of talus กระดูกด้านหน้าและด้านบนของกระดูก Calcanues, Sustentaculum talai of calcaneus และส่วนเว้าของ Navicular การประกอบของกระดูกเหล่านี้ คล้ายข้อต่อแบบ Ball-and-socket ซึ่ง Head of talar ทำหน้าที่เหมือน Ball และ ด้านหน้าของกระดูก Calcaneus และ Navicular ทำหน้าที่เหมือน Socket ซึ่งยึดกันไว้ด้วย Spring ligament ข้อต่อ ST ส่วนหน้าและส่วนล่างมีการแยกเยื่อหุ้มข้อต่อกัน และแยกจากข้อต่ออื่นๆ ด้วย Sinus tarsi และ Canalis tarsi ข้อต่อส่วนด้านหน้าจะวางตัวไปทางด้าน Medial และเป็นจุดศูนย์กลางของการหมุนมากกว่าทางด้านหลัง แต่ข้อต่อ ST ทั้งส่วนหน้าและส่วนล่างนี้จะมีการสร้างจุดหมุนร่วมกัน ทำให้จุดหมุนเฉียงๆ ประมาณ 42 องศาจากด้านบน และ 23 องศาไปทางด้านในจากเส้นตั้งฉากของกับข้อเท้า ซึ่งจะพบองศาของแกนนี้ในแต่ละคนแตกต่างกันมาก

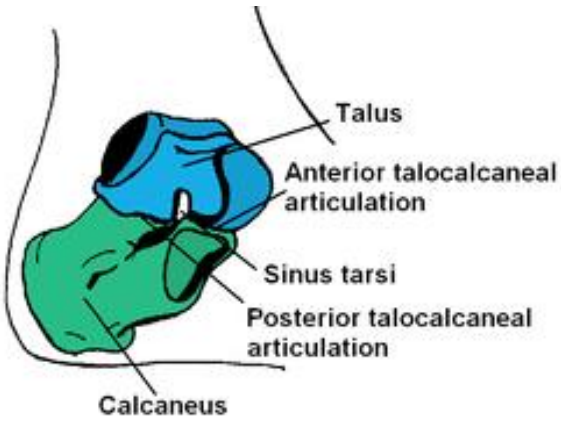
เอ็นที่พยุงข้อต่อ ST นั้น มีการแบ่งกลุ่มของเอ็นทางด้านนอกออกเป็น 3 กลุ่ม คือ 1. เอ็นข้อต่อชั้นลึก(Deep ligament) 2. เอ็นข้อต่อชั้นนอก (Peripheral ligament) และ 3. เอ็นเนื้อเยื่อกระดูก (Retinacular ligament)

เอ็นข้อต่อชั้นลึก (Deep ligament) ประกอบด้วย Cervical และ Interosseous ligament ซึ่งร่วมกันสร้างความมั่นคงให้ข้อต่อ ST และประกอบตัวเป็นตัวกั้นระหว่างเยื่อหุ้มข้อด้านหน้า เอ็นนี้วางตัวเฉียงๆ ผ่าน Canalis tarsi เป็นเหมือน Cruciate ligament ของข้อต่อ ST c ervical ligament วางตัวไปทางด้านหน้าไปทางด้านในของ Talar neck โดยวางตัวอยู่ใน Sinus tarsi และพยุงข่อต่อ ST ทั้งส่วนด้านหน้าและด้านหลัง ซึ่งเป็นเอ็นข้อต่อที่แข็งแรงที่สุดของข้อต่อ ST และช่วยป้องกัน การหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) มากเกินไปด้วย

เอ็นเนื้อเยื่อระหว่างกระดูก (Interosseous ligament) นั้นวางตัวทางด้านหลังซึ่งอยู่ทางด้านในต่อ Cervical ligament เอ็นนี้เกาะมากจากส่วนหน้าของกระดูก calcanus ไปยังด้านหลังของเยื่อหุ้มข้อของ ST และวิ่งไปเกาะทางด้านบนและด้านในของ Talar neck เนื่องจากลักษณะการวางตัวเฉียงๆของเอ็นผ่านข้อต่อ และตำแหน่ง พบว่า Interosseous ligament จะตึงเมื่ออยู่ในท่าหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) และหมุนเท้าจากด้านนอกเข้าด้านใน (Pronation) บางครั้งเรียกเอ็นนี้ว่า Canalis tarsi เส้นใยของ Inferior extensor retinacula (IER) ช่วยการพยุงทางด้านข้างของข้อต่อ ST สามส่วนเกาะของ IER ซึ่งถูกแบ่งด้วย Sinus tarsi เป็นด้านข้าง ระหว่างกลาง และด้านใน มีเพียงเส้นใยด้านข้างเท่านั้นที่มีผลต่อความมั่นคงของ ST อย่างไรก็ตามถ้ามีการฉีกขาดของเอ็นดังกล่าวอาจเป็นสาเหตุของ Sinus tarsi syndrome

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

เอ็นข้อต่อชั้นนอก (Peripheral ligament) ของข้อต่อ ST ประกอบด้วย Calcaneofibular ligament (CFL) และ Lateral talocalcaneal (LTCL) และ Fibulotalocalneal (FTCL) ซึ่งเอ็นข้อต่อ CFL ให้ผลในการป้องกันการบิดฝ่าเท้าเข้าด้านในและหมุนข้อเท้าเข้าด้านใน ของกระดูก Calcaneus ต่อกระดูก Talus ในขณะที่เอ็นข้อต่อ CFL ไม่ได้เกาะกับกระดูก Calcaneus ตามปกติ แต่ก็มีการรายงานว่าเอ็นข้อต่อ CFL เกาะไปยัง talus ด้วย (ดังภาพที่ 4)



ภาพที่ 4 ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อ SUBTALAR JOINT (ST)
ที่มา: CEREATTI ET AL. (2011)

1.3) เอ็นข้อต่อด้านนอกข้อเท้า (Lateral ankle ligament)

Lateral talocalcaneal ligament (LTCL) วิ่งขนานไปกับส่วนด้านหน้าของ Calcaneofibular ligament (CFL) แต่ผ่านเฉพาะส่วนด้านหลังของข่อต่อ ST ในขณะที่เอ็นข้อต่อ LTCL เล็กและแข็งแรงน้อยกว่า CFL แต่ก็ช่วยป้องกันการการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอกมากเกินไปของข้อต่อ ST ด้วย มีความหลากหลายของรูปร่างของเอ็นข้อต่อ LTCL และบางครั้งก็มีการการเชื่อมต่อไปเกาะกับเอ็นข้อต่อ CFL, LTCL หรือ Ligament of rouveire วิ่งจากด้านหลังของตากตุ่มด้านใน มายังด้านหลังด้านข้างของ Talus แล้วไปเกาะด้านหลังด้านข้างของกระดูก Calcaneus โดยวางตัวแยกอยู่ทางด้านหลังของ CFL และช่วยในการป้องกันการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

เอ็นข้อต่อบิเฟอร์เคชั่น (Bifurcation ligament) ซึ่งให้แรงพยุงทางด้านนอกของข้อเท้า ประกอบด้วย 2 ส่วน คือ Dorsal calcaneocuboid และ Dorsal calcaneonarvicular เอ็นนี้ช่วยป้องกันการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก ของ Midfoot และมีการบาดเจ็บบ่อยเมื่อมีการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอกมากเกินไป (Hypersupination) ที่ทำให้เกิดข้อเท้าแพลงทางด้านนอก

1.4) กายวิภาคศาสตร์ของข้อต่อดิสทอลทิเบียโอฟิบูลา (Distal tibiaofibular joint, DTF)

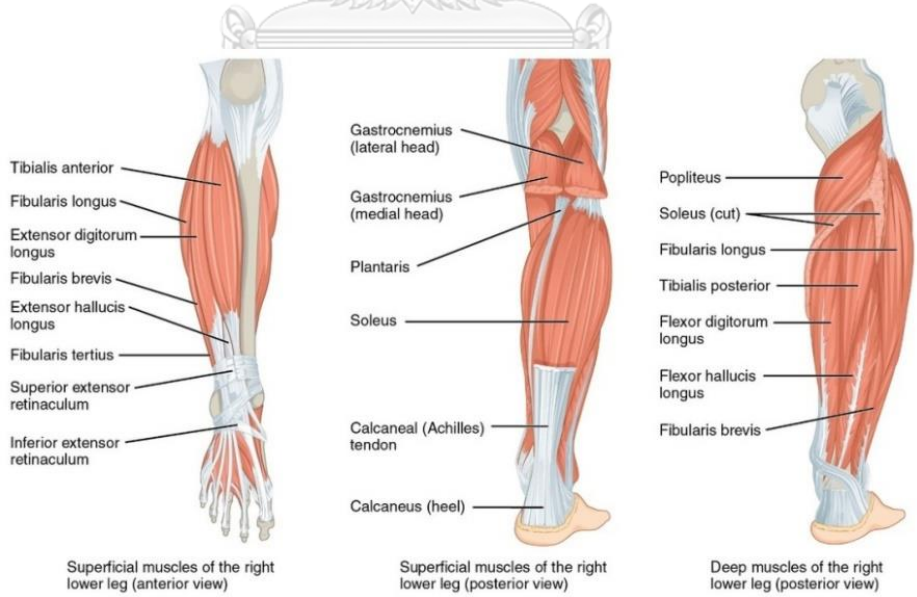
DTF เกิดจากการประกอบกันของกระดูก Tibia และ Fibular ส่วนปลาย ซึ่งช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวระหว่างสองกระดูกนี้ อย่างไรก็ตามก็มีการเคลื่อนไหวเล็กน้อยเมื่อมีการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ข้อต่อนี้ถูกเพิ่มความมั่นคงด้วย Interosseous membrane และ Anterior and posterior inferior tibiofibular ligament การประกอบกันของข้อต่อนี้เหมือนการสร้างความมั่นคงให้ส่วนเบ้าของข้อต่อ TC พบว่า Anterior inferior tibiofibular ligament มีการบาดเจ็บบ่อยเมื่อมีการ

บาดเจ็บเนื่องจากบิดฝ่าเท้าออกด้านนอก และเรียกการบาดเจ็บนี้ว่า High ankle sprain มากกว่าเรียกว่าเท้าแพลงด้านนอกตามทั่วไป

1.5) กล้ามเนื้อและเอ็นกล้ามเนื้อ (Muscle and tendon)

กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่กระดกเท้าขึ้น (Dorsiflexion) สามารถทำการเคลื่อนไหวได้ 20° โดยอาศัยกล้ามเนื้อ Tibialis anterior, Extensor hallucis longus (EHL) และ Extensor digitorum longus (EDL) ส่วนกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่กระดกเท้าลง (Plantarflexion) ทำการเคลื่อนไหวได้ 50° โดยอาศัยกล้ามเนื้อ Triceps surae (กล้ามเนื้อ Gastrocnemius และ Soleus) กล้ามเนื้อ Peroneus longus & brevis, กล้ามเนื้อ Tibialis posterior, Flexor digitorum longus (FDL) และ Flexor hallucis longus (FHL) กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดฝ่าเท่าเข้าด้านในและออกด้านนอก (Inversion-Eversion) ซึ่งการเคลื่อนไหวส่วนใหญ่ เกิดขึ้นที่ข้อต่อ Subtalar และ Midtarsal ซึ่งการบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) สามารถทำการเคลื่อนไหวได้ 40° โดยอาศัยกล้ามเนื้อ Tibialis anterior และ posterior, Extensor hullucis longus, Flexor hullucis longus และ Flexor digitorum longus ส่วนการบิดฝ่าเท้าออกด้านนอก (Eversion) ทำการเคลื่อนไหวได้ 20° โดยอาศัยกล้ามเนื้อ Peroneus longus และ brevis และ Extensor digitorum longus

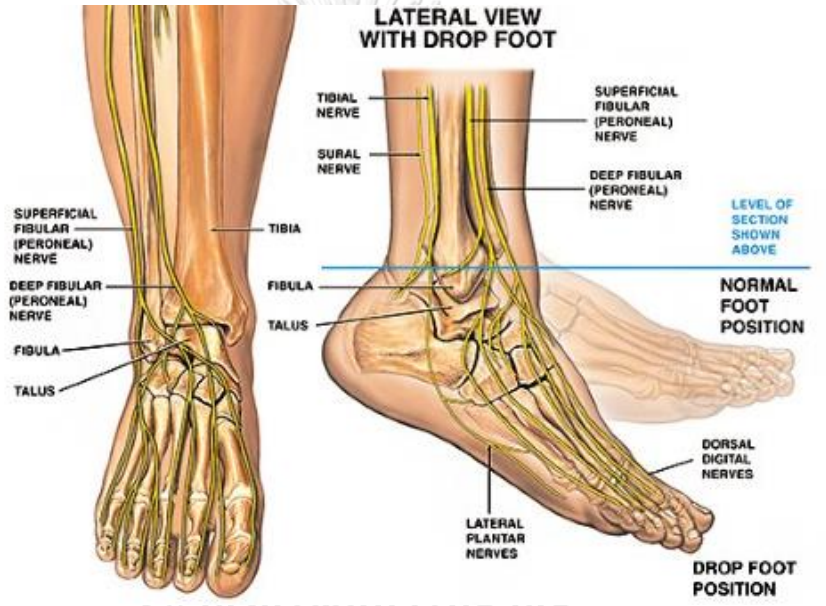
เมื่อมีการหดตัว กล้ามเนื้อและเอ็นกล้ามเนื้อจะสร้างแรงยึดและพยุงข้อต่อ กล้ามเนื้อที่ผาดผ่านข้อเท้าจะการทำงานแบบ Concentric ส่วนกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่การพยุงข้อต่อในขณะเคลื่อนไหว จะทำงานในลักษณะ Eccentric คือกล้ามเนื้อ Peroneus longus และ Brevis เพื่อช่วยควบคุมการเคลื่อนไหวในทิศทางการหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) ของส้นเท้า (Rear foot) และป้องกันการข้อเท้าแพลงทางด้านนอก



ภาพที่ 5 กล้ามเนื้อ และเอ็นกล้ามเนื้อของข้อเท้า
ที่มา: BREWER (2014)

1.6) เส้นประสาทที่มาเลี้ยง (Innervation nerve)

เส้นประสาทรับความรู้สึกและสั่งการต่อข้อเท้านั้นมากจากร่างแหเส้นประสาทสันหลังบริเวณเอว (Lumbar plexus) และร่างแหเส้นประสาทสันหลังบริเวณกระเบนเหน็บ (Sacral plexus) ซึ่งเส้นประสาทสั่งการจะควบคุมการทำงานกล้ามเนื้อผ่านทาง Tibia nerve, Deep peroneal และ Superficial peroneal nerve สำหรับการรับความรู้สึกจะรับความรู้สึกผ่านทาง 3 mixed nerves และ 2 เส้นประสาทรับความรู้สึก คือ Sural and Saphenous nerve ที่บริเวณเอ็นทางด้านนอกและเยื่อหุ้มข้อของ TC และ ST พบว่าจะมีตัวรับความรู้สึกที่เร็ว ซึ่งมีผลต่อการรับความรู้สึกของข้อมากที่สุด นอกจากนั้นการรับความรู้สึกในกล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อ Peroneal ก็มีผลต่อการรับความรู้สึกของข้อต่อด้วย



CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาพที่ 6 เส้นประสาทที่มาเลี้ยงบริเวณข้อเท้า
ที่มา: SOHRABI (2015)

ลักษณะการบาดเจ็บที่เกิดที่ข้อเท้า (Type of ankle injury)

2. ลักษณะการบาดเจ็บที่เกิดที่ข้อเท้า (Type of ankle injury)

การบาดเจ็บของข้อเท้าในนักกีฬาร้อยละ 85 เกิดการบาดเจ็บข้อเท้าแพลงแบบบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) ร่วมกับการกระดกข้อเท้าลง (Plantar flexion) และการหมุนข้อเท้าเข้าด้านใน (Internal rotation) ในบางส่วน ส่วนข้อเท้าแพลงแบบบิดเข้าด้านนอก (Eversion) ก็สามารถเกิดได้ด้วยเช่นกัน แต่มักพบได้น้อย ซึ่งโดยปกติจะเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวในทิศทางกระดกข้อเท้าลงและหมุนข้อเท้าออกด้านนอก (Dorsiflexion และ External rotation)

2.1) ข้อเท้าแพลงแบบบิดเข้าด้านใน (Inversion)

การบาดเจ็บข้อเท้าแบบบิดเข้าด้านใน มักจะเกิดจากแรงที่มากระทำปกติเป็นแรงของการบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) ร่วมกับการกระดกข้อเท้าลง (Plantar flexion) และการหมุนข้อเท้าเข้าด้านใน (Internal rotation) หรือกล่าวอีกอย่างหนึ่งว่าเท้ามีการบิดเข้าด้านในและชี้ลงไปทางด้านล่าง โดยข้อเท้าและขาจะถูกแรงมากระทำออกทางด้านนอก ขณะที่เท้าเคลื่อนที่ไปทางด้านตรงข้ามโดยสัมพันธ์กับขาท่อนล่าง การยืดจะอยู่ที่ตำแหน่งของ Lateral collateral ligaments ลำดับแรกคือ Anterior talofibular ligament ต่อมาคือ Calcaneofibular ligament และสุดท้ายคือ Posterior talofubular ligament

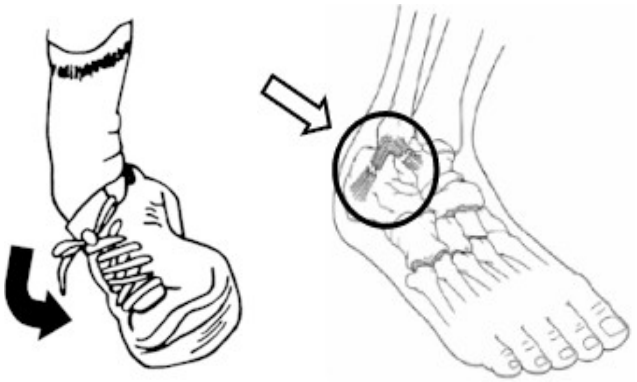
เอ็นข้อต่อ (Ligament) จะถูกยืดเพียงเล็กน้อย ต่อมาจะมีการฉีกขาดบางส่วน หรือฉีกขาดทั้งหมดขึ้นอยู่กับความรุนแรงของแรงที่มากระทำ โดยปกติเอ็นข้อต่อ จะมีการฉีกขาดในบริเวณตรงกลาง แต่ในบางโอกาสอาจเกิดการหลุดของชิ้นกระดูกออกจากปลายของกระดูกตาตุ่มด้านนอก (Lateral malleolus) โดยเฉพาะในผู้สูงอายุ กระดูกที่เปราะแตกง่าย ส่วนที่ใหญ่กว่าของ Lateral malleolus อาจจะมีการแตก ถ้ามีแรงในด้านตรงข้ามอย่างต่อเนื่องก็จะมีการฉีกขาดบางส่วนของเอ็นข้อต่อ จากนั้นข้อเท้าด้านนอกจะมีการเปิดขึ้นและกระดูก Talus จะดันต้านกับกระดูกตาตุ่มด้านใน (Medial malleolus)

ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของ Medial mallolus จะสั้นและหนา และยาวไปทางด้านล่างเพียงครึ่งหนึ่งของตัว Body ของ Talus ดังนั้นขณะที่ Talus ถูกดันก็จะมีการหมุนเหนือต่อปลายของ Medial malleolus จะมีการเปิดออกทางด้านนอกของข้อเท้าทำให้มีการฉีกขาดที่รุนแรงขึ้นของ Lateral collateral ligaments ถ้ามีแรงบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน (Inversion) ที่รุนแรงก็จะสามารถทำให้ Medial malleolua แตกหรือหักได้ เหมือนกับรอบแตกที่เป็นแนวขึ้นไปตามก้านของกระดูก Tibia ที่เริ่มจากขอบด้านนอกของ Medial malleolus ถ้าการแตกหรือหักชนิดนี้ถูกพบร่วมกับกลไกของการบาดเจ็บให้ตั้งข้อสันนิษฐานไว้ว่า Lateral ligament ได้รับการบาดเจ็บหรือมีการฉีกขาด

2.2) ข้อเท้าแพลงแบบบิดฝ่าออกทางด้านนอก (Eversion)

การบาดเจ็บข้อเท้าแบบบิดเข้าด้านนอก จะเกิดขึ้นเมื่อเท้าถูกแรงมากระทำทางด้านนอกโดยมีความสัมพันธ์กับขาท่อนล่าง เริ่มต้นโดยมีการยืดและฉีกขาดของ เอ็นข้อต่อ deltoid ขณะที่กระดูก Talus ถูกดันต้านกับ Lateral malleolus ในการบาดเจ็บแบบบิดฝ่าเท้าออกทางด้านนอก (Eversion) นี้ความแตกต่างทางกายวิภาคศาสตร์ระหว่างกระดูกตาตุ่ม (Malleolus) ด้วยเหตุที่ว่าตาตุ่มด้านใน (Medial malleolus) จะมีขนาดสั้นกว่าจึงยอมให้กระดูก Talus สามารถหมุนไปบนปลายสุดของตาตุ่มด้านใน ส่งเสริมให้มีการเปิดกว้างมากขึ้น ทำให้เกิดการฉีกขาดของเอ็นข้อต่อฝั่งด้านนอก (Lateral ligament) ส่วนตาตุ่มด้านนอก (Lateral malleolus) มีความยาวเท่ากับความสูงของกระดูก Talus ดังนั้นการเคลื่อนไหวในทิศทางบิดฝ่าเท้าออกด้านนอกและการหมุ่นข้อเท้าออกด้านนอก จะทำได้ยากกว่าทำให้การบาดเจ็บในลักษณะบิดฝ่าเท้าออกทางด้านนอกพบได้น้อยกว่า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



ภาพที่ 7 การแพลงและฉีกขาดของเอ็นข้อเท้าด้านนอก
ที่มา: HILLER ET AL., 2011

ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Ankle instability

3. ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Ankle instability)

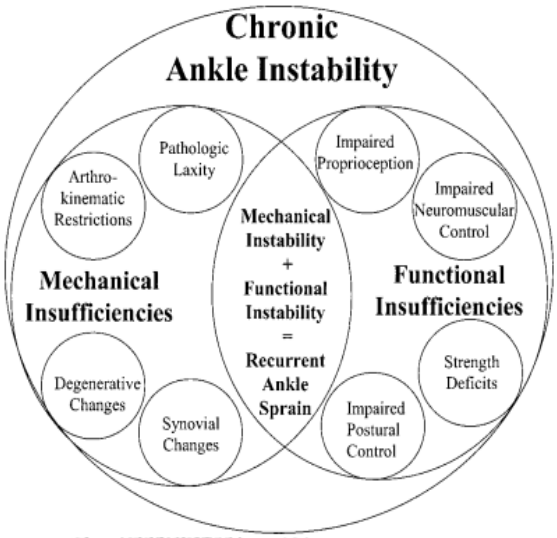
ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง หรือ ภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง (Chronic ankle instability, CAI) คือภาวะที่เกิดความไม่มั่นคงของข้อเท้าที่เกิดจากเอ็นข้อเท้าด้านนอกได้รับบาดเจ็บเนื่องจากการบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน Inversion มากไปของเท้าส่วนหลัง (Hind foot) ซ้ำกันหลายๆครั้ง (Hiller, Kilbreath, & Refshauge, 2011; Tanaka & Mason, 2011) (ดังรูปภาพที่ 7)

เฮอร์เทล และคณะ (Hertel, 2002) กล่าวว่า สาเหตุของภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง (CAI) เกิดจาก ความไม่มั่นคงของข้อเท้าทางกลศาสตร์ (Mechanical instability, MI) และความไม่มั่นคงของข้อเท้าจากการใช้งาน Functional instability, FI) ซึ่งจากการศึกษาเกี่ยวกับความบกพร่องที่เป็นสาเหตุของ MI และ FI จะช่วยทำให้สามารถอธิบายสาเหตุของ CAI ได้ดีขึ้น โดย MI และ FI อาจจะไม่เกิดร่วมกัน แต่เป็นส่วนหนึ่งในการดำเนินโรคของ CAI (ดังรูปภาพที่ 8)

3.1) ความไม่มั่นคงของข้อเท้าทางกลศาสตร์ (Mechanical instability, MI) คือ ความไม่มั่นคงทางกลศาสตร์ของข้อเท้าซึ่งเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงของโครงสร้างหลังจากเกิดข้อเท้าแพลงในครั้งแรก นำไปสู่ความบกพร่องและทำให้ข้อเท้าเกิดความไม่มั่นคง การเปลี่ยนแปลงนี้ได้แก่ การหลวมของข้อต่อ (Pathologic laxity), ความผิดปกติของโครงสร้าง (Impaired arthrokinematics), การเปลี่ยนแปลงของเยื่อหุ้มข้อ (Synovial changes) และความเสื่อมของข้อต่อ (Degenerative changes) ซึ่งอาจเกิดร่วมกันหรือแยกกันก็ได้

- **การหลวมของข้อต่อ (Pathologic Laxity)** การบาดเจ็บของเส้นเอ็นมีผลต่อการหย่อนหรือหลวมของข้อต่อ ซึ่งเป็นสาเหตุของความไม่มั่นคง การหลวมของข้อต่อนั้นขึ้นอยู่กับจำนวนเอ็นด้านนอกที่บาดเจ็บหรือฉีกขาด การหลวมของข้อต่อมีผลต่อความมั่นคงโดยการหลวมของข้อต่อสามารถประเมินได้จาก การตรวจร่างกาย, การฉายรังสี และการวัดทาง Anthrometry หลังจากข้อเท้าแพลงทางด้านนอก การหลวมมักเกิดขึ้นที่ข้อต่อ Talocrural และข้อต่อ Subtalar โดยความไม่มั่นคงของข้อต่อ Talocrural มักเกิดขึ้นเป็นส่วนแรก หลังเกิดการบาดเจ็บที่ Anteriortalofibular ligament (ATFL) และ

calcaneofibular ligament (CFL) การบาดเจ็บของ ATFL ถูกประเมินด้วยการเคลื่อนไปด้านหน้าของกระดูก Talus จากกระดูก Fibiofibular ซึ่งเป็นเบ้าด้วยวิธีวิธีการตรวจร่างกายโดยใช้ท่าตรวจที่ชื่อว่า Anterior drawer test ในท่ากระดกปลายเท้าลง และการประเมินเอ็นข้อต่อ calcaneofibular ligament ในขณะอยู่ในท่ากระดกปลายเท้าขึ้น ประเมินด้วยการบิดของกระดูก Talar เมื่อมีการบิดฝ่าเท้าเข้าด้านในของเท้าส่วนหลัง (Hind foot) บริเวณข้อต่อ Talocrural ด้วยวิธีการตรวจร่างกายโดยใช้ท่าตรวจที่ชื่อว่า Talar tilt



ภาพที่ 8 แสดงกลไกลความบกพร่องของ MECHANICAL INSTABILITY และ FUNCTIONAL INSTABILITY ที่มีส่วนทำให้เกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง (CAI)
ที่มา: HERTEL (2002)

- **ความผิดปกติของโครงสร้าง (Arthrokinematic Impairments)** ความบกพร่องที่ทำให้เกิดความไม่มั่นคงทางกลศาสตร์ คือความผิดปกติของตำแหน่ง ข้อต่อ ความผิดปกติจากการเกิดข้อเท้าแพลงหลายๆ ครั้งมีผลต่อตำแหน่งที่ผิดปกติของ Inferior tibiofibular joint ซึ่ง มัลลิแกนและคณะ (Mulligan, 2000) แนะนำว่าผู้ป่วยที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง มักมีตำแหน่งของกระดูก Fibular ที่เคลื่อนไปด้านหน้าและบิดเข้าด้านใน ซึ่งถ้าตาตุ่มด้านนอกยังคงอยู่ในตำแหน่งเดิม ก็จะทำให้ ATFL หย่อนมากขึ้นเมื่ออยู่ในท่าปกติ ดังนั้นเมื่อ ตำแหน่งเท้าส่วนหลังเริ่มมีการ Supinate talus ก็จะเคลื่อนที่ในองศาที่มากขึ้น เอ็นข้อต่อ ATFL จะตึงตัว ความผิดปกติของตำแหน่งของกระดูก fibular อาจมีผลต่อความไม่มั่นคงของข้อต่อ และทำให้เกิดการแพลงซ้ำได้ มีการศึกษาจากกรณีศึกษา 2 กรณี และการศึกษาเบื้องต้น พบว่ามีการเคลื่อนที่ไปด้านหลังของกระดูก Fibular หลังจากมีข้อเท้าแพลง ซึ่งตำแหน่งของตาตุ่มนอกอาจจะเคลื่อนไปทางด้านหน้า การเคลื่อนที่น้อยลงของข้อต่อ หรือองศาการเคลื่อนไหวที่ลดลง อาจจะเป็นส่วนหนึ่งของความบกพร่องทางกลศาสตร์ องศาการเคลื่อนไหวในทิศทางกระดกปลายเท้าขึ้น อาจทำให้เกิดข้อเท้าแพลงได้ ถ้าข้อต่อ Talocrural ไม่สามารถทำ การกระดกปลายเท้าขึ้นได้เต็มช่วง

องศาการเคลื่อนไหว ข้อต่อไม่สามารถเคลื่อนเข้าสู่ท่าที่ทำให้ข้อต่อชนกันได้มากที่สุดได้ในขณะยืน ดังนั้นข้อต่อก็จะสามารถบิดฝ่าเท้าเข้าด้านในและหมุนข้อเท้าเข้าด้านใน ได้ง่ายขึ้น การกระดกปลายเท้าขึ้นได้น้อยลง ในขณะเท้าลงน้ำหนักจะถูกทดแทนด้วยการเคลื่อนไหวข้อต่อ Subtalar ในทิศทาง pronation มากขึ้น

- **การเปลี่ยนแปลงของเยื่อหุ้มข้อและการเสื่อม (Synovial and degenerative changes)** ความไม่มั่นคงทางกลศาสตร์ของข้อเท้าอาจเกิดจาการหนาตัวของเยื่อหุ้มข้อและการบีบอัดของข้อต่อจากการเสื่อม การอักเสบของเยื่อหุ้มเกิดขึ้นที่ข้อต่อ Talocrural และข้อต่อ Subtalar ทางด้านหลัง ผู้ป่วยที่มีการอักเสบของเยื่อหุ้มข้อพบว่ามีอาการปวดและข้อเท้าแพลงซ้ำได้ เนื่องจากการบีบอัดของส่วนที่มีการหนาตัวของเยื่อหุ้มข้อระหว่างกระดูกของข้อเท้า ดี-ไอจีโกวานีและคณะ พบว่าการบีบอัดทางด้านหน้าและด้านนอกของข้อต่อ talocrural มี 67% ของผู้ป่วยทั้งหมดมีการอักเสบของเยื่อหุ้มข้อที่ข้อต่อ Talocrural และ 49% ต้องการการผ่าตัดเพื่อแก้ไขความไม่มั่นคงทางด้านนอกของข้อเท้า Sinus tarsi syndrome หรือการอักเสบของเยื่อหุ้มข้อของบริเวณด้านหลังของข้อต่อ Subtalar พบบ่อยหลังจากมีข้อเท้าแพลงหลายๆครั้ง ซึ่งมีผลต่อการเสื่อมของข้อเท้า คนที่จะผ่าตัดซ่อมแซมเอ็นข้อต่อร้อยละ 3.37 มักมีกระดูกงอก หรือ Loose body มากกว่ากลุ่มที่ไม่มีอาการที่ข้อเท้า (BF, Fraga, Cohen, & Shereff, 2000)

3.2) ความไม่มั่นคงของข้อเท้าจากการใช้งาน (Functional instability, FI) เนื่องจากการบาดเจ็บของเอ็นข้อเท้าด้านนอกเป็นผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อของข้อเท้า เกิดความการบกพร่องของกลไกการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ (Proprioception), ความบกพร่องของระบบประสาทและการสั่งการ (Neuromuscular control), การควบคุมการทรงตัว (Postural control) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength)

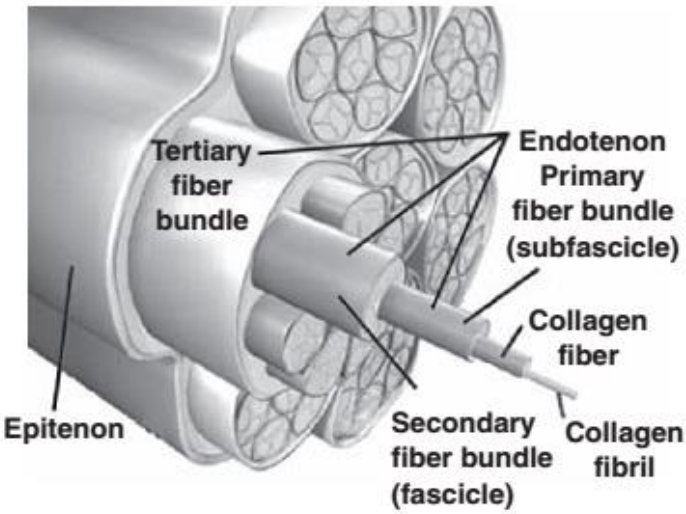
- **ความผิดปกติของการรับความรู้สึกที่ข้อ และการรับความรู้สึกอื่นๆ (Impaired proprioception and sensation)** การรับความรู้สึกที่ข้อเท้ามีข้อบกพร่องในคนที่มีข้อเท้าแพลงซ้ำ สามารถวัดได้ด้วยวิธีการวัดการรับรู้ตำแหน่งและองศาข้อต่อของข้อเท้า (Kinesthesia) การศึกษาส่วนใหญ่พบความบกพร่องของการรับความรู้สึกของข้อในคนที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง แต่การศึกษาในปัจจุบันพบว่าการเปลี่ยนแปลงการทำงานของ Muscle spindle ในกล้ามเนื้อ Peroneal อาจจะมีความสำคัญมากกว่าการเปลี่ยนแปลงการทำงานของตัวรับความรู้สึกของข้อต่อ ซึ่งทำให้การรับความรู้สึกของข้อต่อลดลง และความผิดปกติของการรับความรู้สึกที่ผิวหนัง การลดลงของการสื่อประสาท ถูกรายงานจากการวัดการทำงานของเส้นประสาท common peroneal หลังจากมีข้อเท้าแพลงเฉียบพลัน และพบว่าปัญหานี้ก็อาจจะเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง ซึ่งต้องมีการศึกษาต่อไป

- **ความบกพร่องของระบบประสาทและการสั่งการ (Impaired Neuromuscular -Firing Patterns)** ความบกพร่องในการทำงานร่วมกันของระบบประสาทและการสั่งการ มีการศึกษาพบว่าในคนที่เคยมีประวัติข้อเท้าแพลงซ้ำๆ มักแสดง

ออกมาจากการตรวจเวลาการตอบสนองของ Reflex ในกล้ามเนื้อ Peroneal เมื่อมีแรงรบกวนในขณะบิดฝ่าเท้าเข้าด้านใน แต่ก็มีผลการศึกษาที่ขัดแย้งกันเกี่ยวกับวิธีการทำการทดลองของแต่ละคน ซึ่งถ้าการตอบสนองของกล้ามเนื้อ Peroneal มีความบกพร่องในผู้ป่วยที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง มันก็อาจจะเกิดจากความบกพร่องของการรับความรู้สึกที่ข้อต่อ, การลดลงของความไวของสารสื่อประสาท, และการทำงานประสานกันของระบบประสาทและการสั่งการในระบบประสาทส่วนกลางบกพร่อง

- **ความบกพร่องในการทรงตัว (Impaired postural control)** ความบกพร่องในการทรงตัวขณะยืนขาข้างเดียวพบบ่อยหลังจากมีข้อเท้าแพลงแบบเฉียบพลันและผู้ป่วยที่เคยมีประวัติข้อเท้าแพลงซ้ำๆ มีการประเมินที่ประยุกต์มาจากการทดสอบรอมเบิร์ก (Romberg) ที่สามารถประเมินด้วยการยืนด้วยขาข้างเดียวโดยไม่ขยับภายใน 10 ถึง 30 วินาที ท่านี้จะทำขณะยืนโดยขาข้างที่บาดเจ็บ และข้างที่ไม่บาดเจ็บ โดยเริ่มแรก จะเปิดตาและตามด้วยการปิดตา ผู้ถูกทดสอบจะรู้สึกเหมือนจะล้มหรือปรากฏความไม่มั่นคงในการทรงตัว (Subjective measures) ซึ่งการตรวจนี้ยังใช้ในการตรวจความบกพร่องในการใช้งานของผู้ป่วยที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรังด้วยเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินการทรงตัวเพื่อบอกว่า มีความไม่มั่นคงหรือไม่ด้วยแผ่นวัดแรง (Force plates) โดยประเมินจุดศูนย์กลางแรงกดที่เท้า (Center of pressure, COP) ขณะยืนขาข้างเดียว โดยวัดทิศทางการเคลื่อนของจุดศูนย์กลางแรงกดที่เท้า และความเร็วการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงกดที่เท้า การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางแรงกดที่เท้าที่น้อยลงหรือระยะการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางแรงกดที่เท้าที่ช้าบ่งบอกว่ามีการควบคุมการทรงตัวที่ดี การควบคุมการทรงตัวที่ผิดปกติ อาจเกิดจากความผิดปกติร่วมกันของการรับความรู้สึกที่ข้อต่อ และการควบคุมของระบบประสาทและการสั่งการ เมื่อมีการทรงตัวด้วยขาข้างเดียว การหมุนเท้าจากด้านในออกด้านนอก (Supination) และ การหมุนเท้าจากด้านนอกเข้าด้านใน (Pronation) ของข้อเท้าจะช่วยรักษาจุดศูนย์กลางมวลให้อยู่ในพื้นที่ฐานรองรับ (Base of support) ซึ่งเรียกว่ากลไกการเคลื่อนไหวข้อเท้า (Ankle strategy) บุคคลที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรังจะใช้ กลไกการเคลื่อนไหวสะโพก (Hip strategy) มากขึ้น ในกลุ่มคนที่มีข้อเท้าแพลง Hip strategy มีประสิทธิภาพน้อยกว่า Ankle strategy ในการยืนขาข้างเดียวซึ่งการเปลี่ยนแปลงนี้ดูเหมือนจะเกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงของระบบประสาทส่วนกลาง เมื่อมีการทำงานของข้อเท้าที่ผิดปกติ นอกจากนี้ ฟายเดนท์และคณะ (1989) ยังพบว่ามีการบกพร่องของการทรงตัวทั้งสองข้างในผู้ป่วยที่มีข้อเท้าแพลง (Friden, Zatterstrom, Lindstrand, & Moritz, 1989)

- **ความแข็งแรงที่ลดลง (Strength deficit)** ในผู้ป่วยที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรังจะมีความแข็งแรงลดลง ทั้งการเคลื่อนไหวแบบบิดฝ่าเท้าเข้าด้านในและบิดฝ่าเท้าออกด้านนอก อย่างไรก็ตามสาเหตุของปัญหาดังกล่าวยังเป็นที่ทราบ ว่าการอ่อนแรงอาจจะเกิดจากการฝ่อของกล้ามเนื้อที่บาดเจ็บ ซึ่งความบกพร่องนี้อาจจะเกิดจากการลดลงของการรวมกันของการควบคุมของระบบประสาทและการสั่งการ ซึ่งมักพบในข้อเท้าที่ผิดปกติ ถึงกระนั้นก็ตาม สาเหตุของความบกพร่องจำเป็นต้องมีการศึกษาต่อไป



ภาพที่ 9 แสดงโครงสร้างของเอ้นกล้ามเนื้อ (LIGAMENT)
ที่มา: HAUSER R.A. (2013)

พยาธิสรีรวิทยาของเอ็นข้อต่อ (Pathophysiology of ligament)

4. พยาธิสรีรวิทยาของเอ็นข้อต่อ (Pathophysiology of ligament)

เอ็นข้อต่อ (Ligament) เป็นเนื้อเยื่อเส้นใย (Dense fibrous tissue) ที่ทำหน้าที่เชื่อมกระดูกสองชิ้นหรือมากกว่า ในปลอกหุ้มข้อต่อ (Joint capsule) เนื้อเยื่อเอ็นข้อต่ออาจจะเป็นแผ่นยาว และขุ่น หรือ จะเป็นแผ่นสั้น และหนา ซึ่งจะมีความแตกต่างกันตามขนาด รูปร่าง การทำงาน และตำแหน่ง เป็นต้น เอ็นข้อต่อพาดผ่านข้อต่อ มีหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหวในช่วงกว้าง หรือเคลื่อนไหวในช่วงแคบ และหน้าที่หลักของเอ็นข้อต่อ คือช่วยให้ข้อต่อมีความมั่นคงขณะอยู่นิ่งหรือขณะที่มีการเคลื่อนไหวในช่วงปกติ บางครั้งอาจคิดว่าเอ็นข้อต่อ เป็นเนื้อเยื่อที่ไม่ได้ทำงาน แต่ที่จริงแล้ว เอ็นข้อต่อเป็นเนื้อเยื่อที่มีความซับซ้อนสามารถตอบสนองต่อแรงที่กระทบเฉพาะจุด (Local influence) และ แรงที่กระทำทั่วร่างกาย (Systemic influence) (Hauser R.A. , 2013; Steiner, 2010)

4.1) โครงสร้างและหน้าที่ของเอ็นข้อต่อ (Ligament structure and functions)

เอ็นข้อต่อ ส่วนใหญ่ประกอบด้วยน้ำ คอลลาเจน และกรดอะมิโน ประมาณ 2 ใน 3 ของน้ำหนักโดยมวลทั้งหมดเป็นของแข็ง อีก 1 ใน 3 ของน้ำหนักโดยมวลเป็นน้ำ คอลลาเจนในเอ็นข้อต่อมีประมาณ 75% อีก 25% ประกอบด้วย โปรตีโอไกลแคน (Proteoglycan) อีลาสติน (elastin) ไกลโคโปรตีน (Glycoprptein) และโปรตีนอื่นๆ ในส่วนของคอลลาเจน ประกอบด้วย คอลลาเจน Type I เกือบ 85% ที่เหลือ เป็น คอลลาเจน ประเภท III,IV,V,XI และ XIV ถ้าส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์ จะเห็นเอ็นข้อต่อมีลักษณะเป็นกลุ่มใยคอลลาเจน (Bundles of collagen fibers) ในกลุ่มใยนี้ประกอบด้วยเส้นใยเส้นเล็กๆ ทอดขนานกันเป็นแนวยาวของเอ็นข้อต่อ ลักษณะการวางตัวของเส้นใยคอลลาเจนจะไขว้กันไปมา (Cross-linked pattern) การวางตัวแบบนี้จะช่วยให้มีการ

กระจายแรงที่จะมากระทำต่อเอ็นข้อต่อได้ จากภาพกล้องจุลทรรศน์ ยังพบว่า กลุ่มใยคอลลาเจนมีลักษณะเป็นคลื่น เพื่อช่วยในการรับแรงที่มากระทำ (Loading capacity and tension) ทั้งยังช่วยในการรับน้ำหนัก (Load bearing) กลุ่มเส้นใยคอลลาเจน มีการวางตัวแบบแน่นหนา หรือ วางตัวบางหลวมๆ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของเอ็นข้อต่อในร่างกาย เพื่อที่จะสามารถปรับแรงที่จะมากระทำต่อข้อขณะที่มีการเคลื่อนไหว

		Tendon		Ligament		Meniscus	
Cells		Tenocytes (fibroblasts)		Ligamentocytes (fibroblasts)		Fibrochondrocytes	
Components	Water	60–80%		60–80%		72%	
	Collagen type I	20–40%	95–99%	20–40%	90%	22%	90%
	Collagen type III		1–5%		10%		10%
	Elastin		~0%		<1%		<1%
Young's modulus		1200–1800 MPa		100–300 MPa		0.2 MPa	

Modified from Fox et al.[16] and Hasan et al.[66]

ภาพที่ 10 ตารางแสดงส่วนประกอบและลักษณะทางกลศาสตร์ของเอ็นกล้ามเนื้อเอ็นข้อต่อและหมอนรองเข่า ที่มา: LIOU, LANGHANS, GOTTARDI, AND TUAN (2016)

4.2) แรงต้านการดึง (Tensile strength)

เซลล์ไฟโบรบลาสต์ (Fibroblast) ที่อยู่ในกลุ่มใยคอลลาเจน จะสร้างสารเคลือบเซลล์ (Extracellular matrix) เพื่อช่วยในการติดต่อสื่อสารระหว่างเซลล์ (Cell-cell communication) ในกระบวนการต่าง เช่น เมตาบอลิซึม เป็นต้น Extracellular maxtrix ที่ทำหน้าที่ในการกักเก็บน้ำ และช่วยให้เอ็นข้อต่อมีคุณสมบัติความยืดหยุ่น (Viscoelastic) ซึ่งคุณสมบัตินี้ทำให้เอ็นข้อต่อมีความยาวเพิ่มขึ้นตามแรงที่กระทำแล้วกลับสู่สภาพเดิมเมื่อแรงกระทำนั้นสิ้นสุดลง

เอ็นข้อต่อทำหน้าที่ยึดกระดูกกับกระดูกเข้าด้วยกัน โดยมีจุดเกาะที่แน่นอน (Insertion) จุดเกาะแต่ละจุดอาจมีรูปร่างที่แตกต่างกันไป แต่อย่างไรก็ตามลักษณะการวางตัวก็ยังคงสัมพันธ์กับเส้นใยเอ็นข้อต่อเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวข้อต่อ ทิศทางการเคลื่อนไหวของข้อต่อนั้นขึ้นอยู่กับเส้นใยเอ็นข้อต่อ เอ็นข้อต่อมีเส้นเลือด (vascular) และ เซลล์ (Cellular) ปกคลุมอยู่ ซึ่งชั้นนี้เรียกว่าเอพิลิกาเมนต์ (Epiligament) โดย epiligament นี้ จะมีประกอบด้วยเส้นประสาทที่รับความรู้สึก (sensory) และเส้นประสาทที่รับรู้ตำแหน่งข้อต่อ (Proprioceptive) โดยเส้นประสาทเหล่านี้จะพบมากใกล้บริเวณจุดเกาะกับกระดูก (Insertion site) เมื่อมีการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ (Ligament sprain) เส้นประสาทที่รับรู้ตำแหน่งข้อ (Proprioceptive nerve) จะส่งกระแสประสาทไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อรอบๆข้อมีการหดตัว เพื่อช่วยกระชับข้อต่อให้มีความมั่นคงหลังได้รับบาดเจ็บ เอ็นข้อต่อจะช่วยป้องกันแรงที่มากระทบต่อข้อที่มากเกินไป โดยจะทำให้ข้อต่อมีความมั่นคงขณะเคลื่อนไหว (Active stabilization) ในช่วงปกติเมื่อมีแรงมากระทำ ดังนั้น เอ็นข้อต่อสามารถถ่ายโอนแรงและกระจายแรงจากกระดูกขณะที่มีการแรงมากระทบต่อข้อโดยมีการเคลื่อนไหวที่เป็นแบบแผนเฉพาะ ถึงแม้ว่าเอ็นกล้ามเนื้อ (Wanji, Kimbi, Eyong, Tendongfor, & Ndamukong) และ เอ็นข้อต่อ (Ligament) จะไปเกาะที่ผิวกระดูก (Periosteum) ซึ่งเป็นบริเวณที่การเจริญเติบโตและการซ่อมแซม

ของกระดูก มีเส้นเลือดมาเลี้ยงกระดูกและกล้ามเนื้อในบริเวณนี้ periosteum มี 2 ชั้น คือ ชั้นนอก (Outer fibrous layer) และชั้นใน (Inner layer)หรือเรียกว่า Cambium ชั้น outer fibrous layer ประกอบด้วย ชั้นบน (Superior portion)ที่ไม่มีความยืดหยุ่นและมีเซลล์จำนวนน้อย และชั้นลึก (Deeper portion) มี fibroelastic และมีเซลล์จำนวนน้อย ในส่วน Superior portion มีเมทริกซ์ที่เป็นคอลลาเจนเป็นส่วนใหญ่และมีกลุ่ม Compact bundles แทรกตามช่องว่างของ เซลล์ fibroblast ในชั้นนั้นมีเส้นเลือดและเส้นประสาทเป็นจำนวนมาก เพื่อมาเลี้ยงกระดูกและกล้ามเนื้อ เส้นประสาทจะไปสิ้นสุดที่ชั้นลึก (Deeper substratum) เอ็นกล้ามเนื้อ (periosteum tendon) จะเกาะที่บริเวณ fibroelastic portion (ชั้นลึก) ในชั้นลึกมีคอลลาเจนอยู่มากแต่มีเส้นเลือด เส้นประสาทน้อย เพราะบริเวณนี้มี เส้นใยอีลาสตินเป็นจำนวนมาก จึงทำให้ชั้นนี้มีความยืดหยุ่นสูง ชั้น Cambium หรือ ชั้น inner layer จะมีเซลล์ต้นกำเนิดอยู่เป็นจำนวนมาก (Mesenchymal progenitor cells) ซึ่งต่อมาจะกลายเป็นเซลล์ต้นกำเนิดกระดูก (Osteogenic progenitor cells) เซลล์ Fibroblast และเซลล์กระดูก (Osteoblasts) เซลล์เหล่านี้กระจายอยู่ใน Collagenous matrix ชั้น cambium เป็นส่วนหลักใน periosteum แต่จะมีการลดลงไปตามอายุ โดยขณะที่เป็นตัวอ่อน (fetus) ชั้น cambium จะมีความหนามากที่สุด และจะลดลงเมื่อมีอายุที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นในผู้ใหญ่จึงไม่ค่อยมีความแตกต่างกันระหว่างชั้นนอกและชั้นใน periosteum ในผู้ใหญ่จึงเป็นเพียงแค่เนื้อเยื่อบางๆ ที่เคลือบโครงสร้างของกระดูกเท่านั้น

จุดยึดเส้นเอ็น (Enthesis) คือจุดที่ periosteum เคลือบโครงสร้างกระดูกทั้งหมด ยกเว้นบริเวณที่เป็นพื้นผิวสัมผัส (Articular surface) ในข้อต่อ ซึ่งบริเวณ articular surface จะถูกเคลือบด้วย Synovial membrane ในจุดเกาะยึดอื่นๆ periosteum สามารถเกิดการบาดเจ็บ หรือกลายเป็นโรคได้ เมื่อมีถูกกระตุ้นที่รุนแรงเป็นสาเหตุให้เกิดการอักเสบ พังผืด และเกิดภาวะหินปูนเกาะ (Calcification)

เอ็นข้อต่อมีหน้าที่ในการจัดความสมดุลและความยืดหยุ่นของข้อต่อ ซึ่งหน้าที่ดังกล่าวนี้มีอาศัยการทำงานร่วมกันระหว่าง คอลลาเจน proteoglycans น้ำ และ โปรตีนอื่นๆ คุณสมบัติความยืดหยุ่นนี้เกิดจากการทำงานของกลุ่มคอลลาเจน ที่อยู่ในโครงสร้างของเอ็นข้อต่อ เมื่อมีแรงมากระทำเอ็นข้อต่อจะมีการเปลี่ยนรูปร่างเช่น ขยายความยาวมากขึ้น (Elongation) ในลักษณะที่ไม่เป็นเส้นตรงซึ่งเกิดจากการทำงานของ Crimped collagen fibers แต่ถ้ามีแรงเข้ามากระทำที่เอ็นข้อต่อมากขึ้น เส้นใยคอลลาเจนก็จะเพิ่มความยาวจนมีลักษณะเกือบที่จะเป็นเส้นตรง ในขณะที่เส้นใยคอลลาเจนเป็นเส้นตรงมากขึ้น โครงสร้างของเอ็นข้อต่อก็จะมีความแข็งแรงมากขึ้น (Stiffness) ความแข็งแรงของโครงสร้างเอ็นข้อต่อก็จะมีความแตกต่างกันไปตามแต่น้ำหนักที่มากระทำ หรือมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ

แรงที่มากระทำที่มากเกินไปจนทำให้เส้นใยคอลลาเจนจัดแรงตัวเป็นเส้นตรงนั้นก่อให้เกิดการดูดซับแรง และ มีแรงดึงที่ลดลง ทำให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อ ดังนั้นการยืดเอ็นข้อต่อที่มากเกินไป (Overstretch) ทำให้เกิดความไม่มั่นคงของข้อต่อและเกิดการฉีกขาดของเอ็นข้อต่อ คุณสมบัติความยืดหยุ่น (Viscoelatic properties)นั้น ทำให้เอ็นข้อต่อสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพในการป้องกันการเกิดการยืดที่มากเกินไปและการฉีกขาดได้ การที่เอ็นข้อต่อมีการหดตัวอย่างช้าๆและผ่อนคลาย (Creep and relaxation action) จะช่วยป้องกันความอ่อนล้าของ

เนื้อเยื่อได้เมื่อมีแรงมากระทำต่อข้อ creep relaxation คือภาวะที่เอ็นกล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดหรือความยาวเมื่อมีแรงกระทำที่คงที่ตลอดเวลาหรือแรงที่มากขึ้น (Load relaxation) คือ การที่มีแรงกระทำในเนื้อเยื่อลดลงเมื่อเอ็นข้อต่อมีความยาวที่คงที่ การที่เอ็นข้อต่อถูกยืดหรือถูกขยายเป็นเวลานานๆ ทำให้เอ็นข้อต่อสูญเสียความสามารถในการกลับคืนรูปร่างเดิม เป็นสาเหตุทำให้ข้อต่อไม่มีความมั่นคงและเกิดการบาดเจ็บ เนื่องจากเอ็นข้อต่อมีความหลวม (Laxity) ซึ่งนำไปสู่ภาวะข้อเสื่อมได้

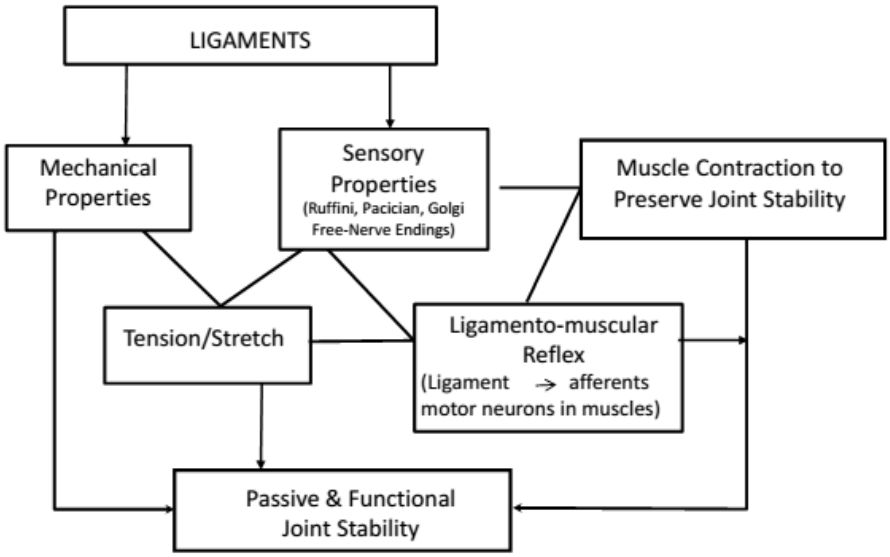
4.3) การรับความรู้สึกและรีเฟล็กซ์ของเอ็นข้อต่อ (ligaments as sensory organs and the ligamento-muscular reflex)

เอ็นข้อต่อเป็นที่ทราบกันดีว่าทำหน้าที่ในการสร้างความมั่นคงให้ข้อต่อ แต่มีอีกหน้าที่อีกอย่างหนึ่งที่สำคัญคือการรับความรู้สึกและรีเฟล็กซ์ระหว่างเอ็นข้อต่อและกล้ามเนื้อ หน้าที่การรับความรู้สึกของเอ็นข้อต่อสามารถช่วยป้องกันการบาดเจ็บของข้องต่อ เมื่ออยู่ในภาวะที่แรงกดดันต่อข้อ การศึกษาจุลกายวิภาคศาสตร์แสดงให้เห็นว่า เอ็นกล้ามเนื้อมีกลุ่มรับความรู้สึกรับแรงกด (Mechanoreceptors) ที่เชื่อมกับปลายเส้นประสาท ได้แก่ Pacinian corpuscles, Golgi tendon organ และ Ruffini กลุ่มรับความรู้สึกรับแรงกดที่อยู่ในเอ็นข้อต่อบริเวณกระดูกสันหลังและตามรยางค์ต่างๆ จะตอบสนองเมื่อมีการกระตุ้นการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อและการเคลื่อนไหว (Proprioception and kinesthesia) โดยจะไปกระตุ้นหรือยับยั้งการทำงานของกล้ามเนื้อ รีเฟล็กซ์ของเอ็นข้อต่อและกล้ามเนื้อ เป็นกลไกการป้องกันของเอ็นข้อต่อผ่านตัวรับความรู้สึกจากเอ็นข้อต่อไปยังกล้ามเนื้อ โดยการถ่ายแรง หรือ ดัดแปลงแรงที่กระทำต่อเอ็นข้อต่อ โดยมีการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ ของ Anterior cruciate ligament reflex (ACL reflex) พบว่า ACL reflex นี้ มี 2 หน้าที่หลัก คือ การเพิ่มความมั่นคงของข้อต่อและการยับยั้งการทำงานของกล้ามเนื้อ (Muscular inhibition) เมื่อรีเฟล็กซ์ของกล้ามเนื้อถูกกระตุ้น ACL จะช่วยป้องกันข้อให้เกิดความมั่นคงและช่วยลดแรง stress ต่อ ACL โดยมีการทำงานร่วมกัน และยังมีการศึกษาอีกมากที่สนใจศึกษาผลการยับยั้งของรีเฟล็กซ์ (Inhibitory effect of ligamento-muscular reflex) ซึ่งสามารถช่วยป้องกันเอ็นข้อต่อโดยการลดแรงของกล้ามเนื้อที่มากระทำต่อเอ็นข้อต่อ เช่น การยับยั้งของรีเฟล็กซ์ ช่วยป้องกันแรงจากกล้ามเนื้อ Quadriceps ในขณะที่มีการงอเข่าจนสุด ซึ่งเป็นการเพิ่มแรงกดดันให้แก่ ACL คล้ายๆกับควบคุมการยับยั้งใน เอ็นด้านในข้างเข่า (Medial collateral ligaments,MCL) ในข้อเท้า ซึ่ง inhibitory reflex จะไปช่วยป้องกันการหมุนปลายเท้าออก (Eversion of foot) โดยการกระตุ้นกล้ามเนื้อของขา (Intrinsic muscle of extremity) การกระตุ้นกล้ามเนื้อทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ของเอ็นข้อต่อเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อต่อ โดยอาศัยกล้ามเนื้อที่พาดผ่านและไม่ผ่านข้อต่อนั้น

4.4) การตอบสนองของเอ็นข้อต่อหลังการบาดเจ็บ (ligament response to injury)

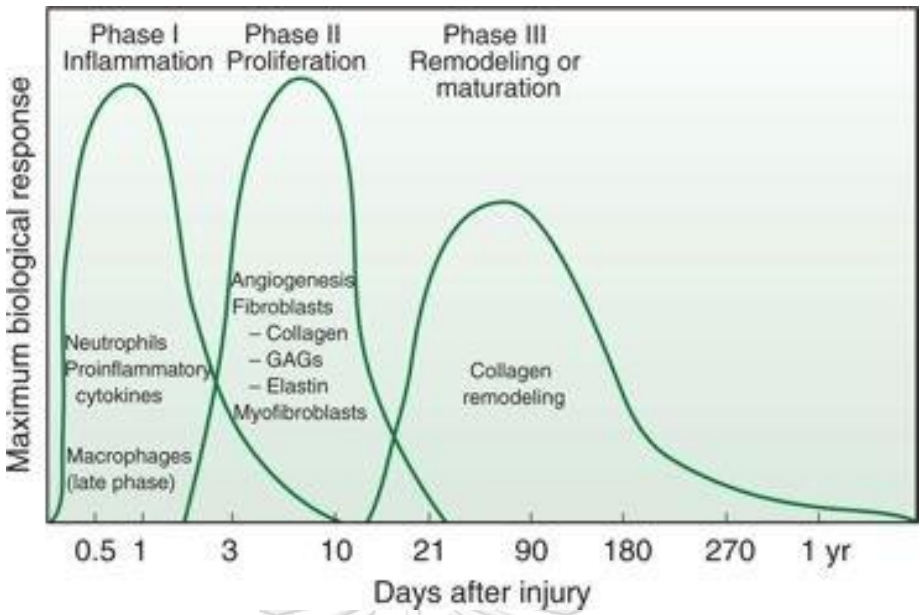
เมื่อเอ็นข้อต่อมีแรงมากระทำเป็นระยะเวลานาน เอ็นข้อต่อนั้นจะมีการเพิ่มขนาดที่ใหญ่ขึ้น มีความแข็งแกร่งมากขึ้นเพื่อป้องกันแรงที่มากระทำ แต่เมื่อมีแรงกระทำที่มากเกินไป หรือ มีแรงที่กระดึงทีกระทำต่อเอ็นข้อต่อ ก็ทำให้เนื้อเยื่อมีการบาดเจ็บ มีการแยกจากกัน หรือ มีการฉีกขาดของเส้นใยเอ็นข้อต่อ เมื่อมีภาวะนี้เกิดขึ้น ร่างกายจึงพยายามที่จะมีการซ่อมแซมการบาดเจ็บนี้ โดยผ่านกระบวนการซ่อมแซมในเซลล์ ซึ่งกระบวนการนี้เกิดขึ้นได้กับเนื้อเยื่ออ่อน (Soft tissue) ที่มีการ

บาดเจ็บ กระบวนการซ่อมแซมการบาดเจ็บนี้แบ่งได้เป็น 3 ระยะ ระยะแรกคือ ระยะการอักเสบ (Acute inflammatory phase) ระยะที่สองคือ ระยะการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ หรือการซ่อมแซม (Proliferative or regenerative/repair phase) และระยะที่สามคือ ระยะการจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่ (Tissue-remodeling phase)



ภาพที่ 11 แผนภาพแสดง LIGAMENTS AS A SENSORY ORGAN
ที่มา: HAUSER R.A. (2013)

ระยะการอักเสบ (Acute inflammatory phase) เกิดขึ้นภายในไม่กี่นาทีหลังได้รับการบาดเจ็บ และต่อเนื่องจนถึง 48 ถึง 72 ชั่วโมง ในระยะนี้ จะมีเลือดมาสะสมบริเวณที่มีการบาดเจ็บ โดยจะมีเซลล์เกล็ดเลือด (Platelet cells) ทำงานร่วมกับ matrix component เพื่อสร้างลิ่มเลือด (Blood clot formation) ใน เกล็ดเลือด จะมีไฟบริน (fibrin) ซึ่งเป็นจะหลั่งโกรทแฟคเตอร์ (growth factors) ที่จำเป็นต่อการซ่อมแซม และเตรียมพื้น (Platform) บริเวณนี้สำหรับกระบวนการการซ่อมแซมของเซลล์ (Cellular events) โกรทแฟคเตอร์ที่เกี่ยวข้องในระยะนี้ ได้แก่ Platelet-Derived Growth Factor, Transforming Growth Factor-B, Vascular Endothelial Growth Factor และ Fibroblast Growth Factor โดยโกรทแฟคเตอร์แต่ละตัวก็มีหน้าที่เฉพาะในระยะการอักเสบ เช่น Platelet-Derived Growth Factor และ Transforming Growth Factor-B จะทำหน้าที่ในการดึงและเพิ่มจำนวนเซลล์ระบบภูมิคุ้มกันมาในบริเวณที่มีการอักเสบ ส่วน Vascular Endothelial Growth Factor ทำหน้าที่ในการสร้างหลอดเลือดใหม่ เพื่อให้มีเลือดมาเลี้ยงบริเวณที่มีการอักเสบเพิ่มขึ้น และ ไฟโบรบลาสต์โกรทแฟคเตอร์ (Fibroblast Growth Factor) ทำหน้าในการกระตุ้นเซลล์ ไฟโบรบลาสต์ (fibroblasts) ให้มีการสร้างคอลลาเจน และกระดูกอ่อนเพิ่มขึ้น ในระยะที่มีการอักเสบ Growth factor, Neutrophils, Monocytes, และเซลล์ภูมิคุ้มกันอื่นๆ ก็จะมารวมกันในบริเวณที่เนื้อเยื่อมีการบาดเจ็บ เพื่อย่อยหรือย้ายเซลล์ที่ตายแล้ว เตรียมพร้อมกับการสร้างเมทริกซ์ (Matrix) ใหม่มาทดแทน



ภาพที่ 12 แสดงกระบวนการซ่อมแซมการบาดเจ็บโดยแบ่งออกเป็น 3 ระยะ
ที่มา: HAUSER R.A. (2013)

ระยะการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ หรือ การซ่อมแซม (Proliferative/repair phase) จะเริ่มขึ้นเมื่อ เซลล์ภูมิคุ้มกัน (Immune cells) หลั่งโกรทแฟคเตอร์และ cytokines โดยเริ่มสร้างไฟโบรบลาสต์เพื่อสร้างเมทริกซ์ของเนื้อเยื่อเอ็น กระดูก เนื้อเยื่อที่สร้างขึ้นใหม่จะมีการจัดเรียงตัวที่ไม่เป็นระเบียบ มีเส้นเลือดจำนวนมาก มีเซลล์ไฟโบรบลาสต์ขนาดใหญ่ และเซลล์ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบ (Inflammatory cells) เป็นจำนวนมากกว่าปกติ หลายสัปดาห์ต่อมา เซลล์ไฟโบรบลาสต์สร้างคอลลาเจนชนิดต่างๆ เช่น โปรตีโอไกลแคน (Proteoglycan), ไกลโคโปรตีน (glycoprotein) และโปรตีนอื่นๆ มาสะสมไว้ในเมทริกซ์ โดยเส้นใยคอลลาเจนจะมีการจัดเรียงตัวเป็นแนวยาวตามแนวของเอ็นข้อต่อ แต่อย่างไรก็ตามการสร้างคอลลาเจนขึ้นมาใหม่นี้จะมีขนาดที่ผิดปกติไปจากเดิมคือมีขนาดที่เล็กลง เมื่อเทียบกับคอลลาเจนในเอ็นข้อต่อที่ภาวะปกติ หลังจากนั้นประมาณ 2-3 สัปดาห์เข้าสู่ระยะการจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่

การจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่ (Remodeling phase) ในระยะนี้ เริ่มมีการเจริญของคอลลาเจน และใช้เวลาหลายเดือน หลายปีหลังจากได้รับการบาดเจ็บ ในช่วงนี้ เมทริกซ์ เริ่มที่จะมีความเหมือนกับเมทริกซ์ในเนื่อเยื่อเอ็นข้อต่อปกติ แต่ก็ยังมีความแตกต่างกันในโครงสร้างและการทำงานอยู่บ้าง โดยมีหลักฐานทางจุลกายวิภาคศาสตร์ ชีวเคมี และชีวกลศาสตร์ ว่าเอ็นข้อต่อที่ได้รับบาดเจ็บจะมีลักษณะที่เป็นแผลเป็น (Scar tissue) (รูปภาพที่ 13) แฟรงค์และคณะ(Frank, Bauwens, & Ekkernkamp, 2009) ได้กล่าวว่า การจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่ยังคงเป็นแผลเป็น โดยยังมีลักษณะโครงสร้างที่หยาบและการทำงานที่ต่างจากเนื้อเยื่อปกติ ดังนั้น การจัดเรียงตัวเนื้อเยื่อใหม่ (Remodeling phase of ligament repair) ใช้เวลาหลายเดือนถึงหลายปี ในช่วงระยะเวลานั้นคอลลาเจนและเมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อก็มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง โดยมีการสร้างและย่อย

เนื้อเยื่อใหม่ตลอดเวลา กระบวนการนี้ช่วยให้เอ็นข้อต่อมีการปรับสภาพเพื่อให้สามารถทำงานต่อแรงที่มากระทำได้ ความผิดปกติที่ยังมีอยู่ในเมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อที่จัดเรียงตัวใหม่ อาจส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของข้อต่อได้ ทำให้เอ็นข้อต่อที่มีความหลวม (Laxity) ส่งผลและเป็นอันตรายต่อข้อต่อและเนื้อเยื่ออ่อนอื่นๆที่อยู่ภายในและรอบๆข้อได้ ความแตกต่างระหว่างเมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อที่จัดเรียงตัวใหม่กับเมทริกซ์ของเอ็นข้อต่อปกติ คือ ปริมาณโปรตีโอไกลแคน (proteoglycans) และชนิดของคอลลาเจน ซึ่งมีผลมาจากการวางตัวของเส้นใยคอลลาเจนจะไขว้กัน (Crosslinks) ซึ่งมีไฟเบอร์คอลลาเจนที่มีขนาดเล็ก การเปลี่ยนแปลงของเซลล์ที่อยู่ติดกัน การเพิ่มจำนวนเส้นเลือดที่มาเลี้ยง การส่งกระแสประสาทที่ผิดปกติไป การเพิ่มขึ้นของจำนวนเซลล์ และความผิดปกติของเมทริกซ์ที่ไม่สมบูรณ์ เป็นต้น คอลลาเจนที่เปลี่ยนไปจากเดิม รวมถึงส่วนประกอบอื่นๆในเอ็นข้อต่ออาจมีผลทั้งทางตรงและทางอ้อมต่อความสามารถในการทำงานของเอ็นข้อต่อ

การวินิจฉัยการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ (Diagnosis of ligament injuries)

5. การวินิจฉัยการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อ (Diagnosis of ligament injuries)

เครื่องมือที่ใช้วินิจฉัยและการตรวจประเมินทางคลินิกมีหลากหลายวิธี โดยแต่ละเทคนิคที่ใช้ขึ้นอยู่กับระดับความรุนแรงของการบาดเจ็บ โดยทั่วไปการตรวจประเมินภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าที่เป็นวิธีมาตรฐาน แต่ละรูปแบบก็มีข้อดีข้อเสียที่ต่างกันขึ้นอยู่กับการนำไปใช้ (Rodriguez-Merchan, 2012) เช่น

- การประเมินด้วยตนเองโดยใช้แบบสอบถามที่เกี่ยวกับการใช้งานของข้อเท้าในชีวิตประจำวัน เช่น แบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) เป็นต้น (Claire E. Hiller, Kathryn M. Refshauge, Anita C. Bundy, Rob D. Herbert, & Sharon L. Kilbreath, 2006)
- การประเมินด้วยวิธีการทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้า (Ankle functional performance test) ด้วยการทำ function ต่างๆ เช่น การทดสอบด้วยกระโดด (Hopping test), การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength) โดยการตรวจวัดการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG), การวัดการตอบสนองความรู้สึกต่อการทรงตัวโดยการวัด Postural sway การวัด Muscle reaction time, การวัดการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ (Joint position sense) โดยการใช้เครื่องมือ Isokinetic machines หรือ Biodex เป็นต้น (Hubbard & Hertel, 2006; Wikstrom, Fournier, & McKeon, 2010; Willems, Witvrouw, Verstuyft, Vaes, & De Clercq, 2002)

สิเกอร์และคณะ (Sekir et al., 2008) ได้ศึกษาความน่าเชื่อถือของเครื่องมือที่ใช้ประเมินความมั่นคงของข้อเท้า 3 แบบในนักกีฬาที่มีภาวะความไม่มั่นคงที่ข้อเท้า โดยวิธีวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ด้วยเครื่อง Cybex norm dynamometer ทดสอบ Isokinetic strength ของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดฝ่าเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอก ของข้อเท้าที่ความเร็ว 120°/s ทั้งแบบ Concentric/Eccentric พบว่า มีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับสูง (ICCs = 0.82-0.98), วัดการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ

(Ankle joint position sensibility) ทั้งแบบ Active/passive และ การทดสอบการยืนขาเดียว (Single standing test) พบว่า มีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับสูง (ICCs = 0.94-0.98) และการทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้าโดยใช้การทดสอบทั้งหมด 5 การทดสอบ คือ, กระโดดขาเดียว (Single limb hopping course), กระโดดขาเดียวระยะไกล (one-legged hop), กระโดดขาเดียว 3 ก้าว (Triple-legged hop), กระโดดขาเดียว 6 เมตร (Six-meter hop (6-m)) และกระโดดขาเดียวแบบไขว้ 6 เมตร (Cross 6-meter hop) พบว่า มีความน่าเชื่อถือระดับสูง (ICCs = 0.95-0.98) จากงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า เครื่องมือทั้ง 3 แบบ สามารถใช้ในการประเมินความมั่นคงของข้อเท้าในนักกีฬาที่มีภาวะความไม่มั่นคงที่ข้อเท้าได้

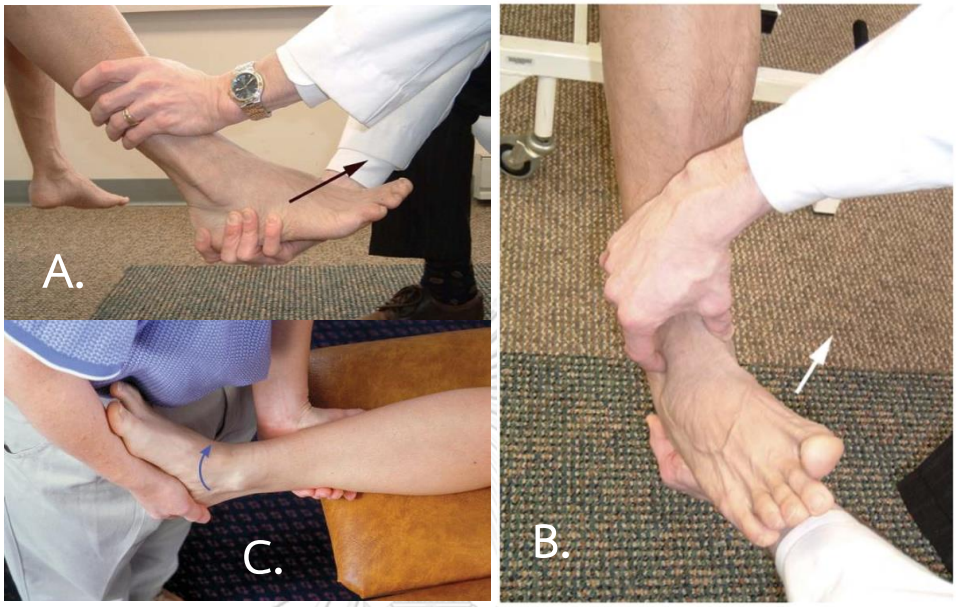
ต่อมายิลดิสและคณะ (Yildiz Y., 2009) ได้ศึกษาความน่าเชื่อถือของเครื่องมือ 3 แบบโดยใช้วิธีการที่เหมือนกันทุกอย่าง ต่างกันที่ผู้เข้าร่วมวิจัยคือคนทั่วไปที่มีสุขภาพดี ผลการศึกษา พบว่า วิธีการวัดการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อและการทดสอบประสิทธิภาพการทำงาน มีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับสูง (ICCs = 0.89-0.98) ส่วนวิธีการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อก็มีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับสูง (ICCs = 0.86-0.89) แสดงว่าเครื่องมือทั้ง 3 แบบมีความสัมพันธ์กัน และสามารถใช้ทดแทนกันได้

- การประเมินโครงสร้างของข้อเท้าแบ่งเป็น 2 แบบ คือ
    - การใช้เครื่องมือทางการแพทย์ เช่น การตรวจทางรังสีวิทยา (MRI), การส่งกล้อง (Arthroscopy) การวินิจฉัยกล้ามเนื้อและกระดูกโดยใช้อัลตร้าซาวน์ (Ultrasound) เครื่อง Digital Motion X-ray (DMX) และการถ่ายภาพเอกซเรย์ (Stress radiography) (Chandnani et al., 1994; Maffulli & Ferran, 2008) เป็นต้น
    - การตรวจประเมินภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า โดยผู้เชี่ยวชาญ (Physical examination) เช่น การตรวจในท่า anterior drawer test คือการทดสอบความตึงตัวของเอ็นกล้ามเนื้อ Anterior talofilbular ligament (ATFL) และ การตรวจในท่า Talar tilt test คือการทดสอบความตึงตัวของเอ็นข้อต่อทั้งด้านในและด้านนอก (Inversion/Eversion test) การตรวจในท่า Inversion test (หมุนปลายเท้าเข้าด้านใน) เพื่อตรวจประเมินเอ็นข้อต่อ ATFL และเอ็นข้อต่อ Calcaneofibular ligament (CFL) การการตรวจในท่า Eversion test (หมุนปลายเท้าออกด้านนอก) เพื่อประเมิน Deltoid ligament ดังรูปภาพที่ 13 (Lynch, 2002; Wilkin et al., 2012)

นอกจากนี้ยังมีการตรวจประเมินความผิดปกติของวงจรกระแสประสาทที่ผ่านไขสันหลัง คือ การทดสอบหา H-reflex (Hoffmann reflex) ซึ่งเป็นปฏิกิริยาของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการนำกระแสประสาทเข้าสู่ไขสันหลัง (Spinal cord) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับกลไกลการเกิดรีเฟล็กซ์การเหยียด (Stretch reflex) โดย H-reflex เกิดจากการกระตุ้นเส้นประสาทรับรู้ (Sensory nerve) ทำให้เกิดกระแสประสาทที่เดินทางไปยังไขสันหลัง ทำให้เกิดการส่งกระแสประสาทกลับมายังเส้นประสาทยนต์ (Motor nerve) และเดินทางไปยังกลุ่มกล้ามเนื้อเดียวกัน และหากมีกระแสไฟฟ้ามากพอจนทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน (Action potential) ส่งผลให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้น (ภาพที่ 14) (Braddom & Johnson, 1974; Christie, Lester, LaPierre, & Gabriel, 2004) ดังนั้น H-reflex

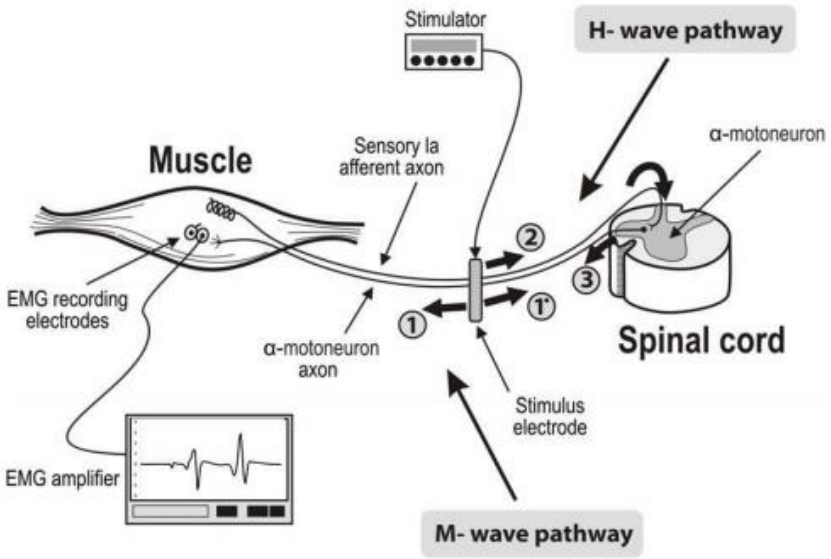
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สามารถใช้ในการตรวจประเมิน การทำงานระบบประสาทที่ผิดปกติไปจากเดิม (Marinacci, 1963) และ การบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อได้ (Palmieri-Smith, Hopkins, & Brown, 2009); (Ono A, 2013)



ภาพที่ 13 A) แสดงการตรวจในท่า ANTERIOR DRAWER TEST คือการทดสอบความตึงตัวของเอ็นกล้ามเนื้อ ANTERIOR TALOFILBULAR LIGAMENT (ATFL) B) การตรวจในท่า TALAR TILT INVERSION TEST (หมุนปลายเท้าเข้าด้านใน) เพื่อตรวจประเมินเอ็นข้อต่อ ATFL และเอ็นข้อต่อ CALCANEOFIBULAR LIGAMENT (CFL) C) การการตรวจในท่า TALAR TILT EVERSION TEST (หมุนปลายเท้าออกด้านนอก) เพื่อประเมิน DELTOID LIGAMENT
ที่มา: YOUNG, NIEDFELDT, MORRIS, AND EERKES (2005)

สมิธและคณะ (Palmieri-Smith et al., 2009) ได้ศึกษาผลของการขาดการกระตุ้นของกล้ามเนื้อ Peroneus ในผู้ที่มีปัญหาข้อเท้าไม่มั่นคง โดยมีแนวคิดที่ว่าการเกิดภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงเกิดจากการทำลายตัวรับความรู้สึก (Mechanoreceptors) ที่เกิดจากการบาดเจ็บในครั้งแรก นำไปสู่การยับยั้ง รีเฟล็กซ์ที่อยู่รอบๆ ข้อต่อ ทำให้เกิดภาวะ Arthrogenic muscle inhibition (AMI) ทำให้ไม่สามารถควบคุมการทำงานของข้อเท้าได้ นำไปสู่การเกิดความไม่มั่นคงของข้อเท้าซ้ำๆ (Recurrent ankle injury) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า ภาวะ Arthrogenic muscle inhibition จะพบในกล้ามเนื้อ Peroneas ของคนที่มีปัญหาข้อเท้าไม่มั่นคง โดยพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของอัตราส่วนระหว่าง H-reflex กับ M wave (H-M ratio) เมื่อเทียบกับข้อเท้าที่ไม่มีพยาธิสภาพ นอกจากนี้ โอโนและคณะ (Shinichi Daikuya, Atsuko Ono, & Kenta Yabe, 2014) ได้ทำการศึกษา H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus ในนักบาสเกตบอลที่เกิดข้อเท้าแพลงเกรด 2 พบว่าค่า H-M ratio มีค่าสูงขึ้นหลังจากเกิดข้อเท้าแพลง 3 วัน เมื่อเปรียบเทียบกับค่า H-M ratio ก่อนการบาดเจ็บและหลังจากการบาดเจ็บมา 1 เดือน



ภาพที่ 14 กลไกการตอบสนองของกล้ามเนื้อ soleus เมื่อเทียบกับการกระตุ้นที่ประสาท Tibia nerve ซึ่งใช้สำหรับอธิบายการเปลี่ยนแปลงของ H-reflex
ที่มา: Gajewski and Mazur-Róż̇ycka (2016)

5.1 แนวทางการตรวจประเมินการรับรู้การเคลื่อนไหวที่ตำแหน่งข้อต่อ (Assessing proprioception methods)

การเคลื่อนไหวของร่างกายเป็นองค์ประกอบพื้นฐานที่สำคัญของมนุษย์ โดยมนุษย์กับสิ่งแวดล้อมในชีวิตประจำวันล้วนเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวร่างกาย นอกจากนี้ในการแข่งขันกีฬาการประสานการเคลื่อนไหวของร่างกายเป็นหัวใจสำคัญต่อความสำเร็จของนักกีฬา จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า การรับรู้ที่ตำแหน่งของข้อต่อมีส่วนสำคัญที่สุดต่อการพัฒนาระบบประสาทซึ่งก็จะขึ้นอยู่กับกิจกรรมที่ทำ ในปัจจุบันนี้ยังไม่มีความเข้าใจที่ชัดเจนเกี่ยวกับกลไกการควบคุมการรับรู้ความรู้สึกที่ตำแหน่งข้อต่อทั้งจากระบบประสาทส่วนกลางและส่วนปลาย และในการออกกำลังกายและเล่นกีฬาก็ยังไม่สามารถสรุปได้ว่าการพัฒนาการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อดังกล่าวที่เกิดจากการฝึกฝนนั้นเป็นผลลัพธ์มาจากการปรับตัวของระบบประสาทส่วนปลาย (Peripheral adaptation) หรือการปรับโครงสร้างของเซลล์ประสาท (Neural plasticity) หรือทั้งสองอย่าง หรือเป็นลักษณะทางพันธุกรรม อย่างไรก็ตาม ความสำคัญของการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อเป็นที่ตระหนักกันดีในวงการกีฬา เกี่ยวกับการป้องกันการบาดเจ็บและการฟื้นฟูร่างกาย การพิจารณาการบาดเจ็บก่อนการลงแข่งขัน การคัดเลือกนักกีฬาและการคาดการณ์ที่จะเกิดการบาดเจ็บซ้ำ ดังนั้นจึงมีหลายๆ งานวิจัยที่ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับวิธีการประเมินการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ได้แก่ การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนที่ให้ (Threshold to detection of passive motion,TTDPM), การวัดการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ (Joint position reproduction,JPR) และ การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนไหวเอง (Active movement extent discrimination apparatus, AMEDA)

วิธีการประเมินแบบ TTDPM จะทำการทดสอบกับบริเวณข้อต่อต่างๆ ทั่วร่างกาย (รูปที่ 15 A-C) โดยผู้ทดสอบจะทำการควบคุมเครื่องมือเพื่อขยับส่วนต่างๆ ของร่างกายตามทิศทางที่กำหนดด้วยความเร็วที่แตกต่างกัน โดยมีการบันทึกความแตกต่างที่ขึ้นอยู่กับความเร็วในขยับส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยผู้รับการทดสอบจะรับรู้แรงและทิศทางที่เข้ามากระทำกับอวัยวะได้ที่ความเร็วต่ำ โดยผู้ทดสอบบางรายได้ใช้ความเร็วที่ต่ำมากในการทดลอง เช่น 0.25 องศาต่อวินาที ซึ่งเป็นความเร็วที่เครื่อง Biodex สร้างขึ้น ในระหว่างการประเมินแบบ TTDPM ผู้รับการทดสอบจะอยู่ในท่านั่งหรือนอน โดยจะมีการรัดบริเวณของร่างกายที่ทำการทดสอบ เช่น ส่วนบนของร่างกาย และปิดกั้นประสาทสัมผัสส่วนอื่น เช่นการสัมผัส การมองเห็น และการได้ยิน โดยการใช้เบาะลม ที่ปิดตา และหูฟัง หลังจากทำการควบคุมตัวแปรเหล่านี้ได้แล้ว ส่วนของร่างกายที่ทำการศึกษาก็จะขยับเขยื้อนไปตามทิศทางที่กำหนด ผู้รับการทดสอบจะทำการกดปุ่มหยุดทันทีที่สัมผัสได้ถึงการเคลื่อนไหวและทิศทางที่กำหนด หลังจากนั้นผู้รับการทดสอบจะทำการรายงานทิศทางที่อวัยวะของตนเองเคลื่อนไหว หากทิศทางดังกล่าวคลาดเคลื่อน จะถือว่าการทดลองดังกล่าวโมฆะ และทำการทดลองครั้งถัดไปจนกระทั่งผู้รับการทดลองบอกทิศทางถูก 3-5 ครั้ง กิฟสัน (Gibson, 1966) ได้อธิบายว่าการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อเกิดขึ้นเมื่ออุปกรณ์ภายนอกทำการขยับส่วนของร่างกายเอง เช่น วิธีการ TTDPM เรียกว่า “การรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อที่เกิดขึ้น (Imposed proprioception)” ซึ่งตรงกันข้ามกับ “การรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อที่สร้างขึ้น (Obtained proprioception)” อันเกิดขึ้นจากการขยับร่างกายด้วยตนเอง

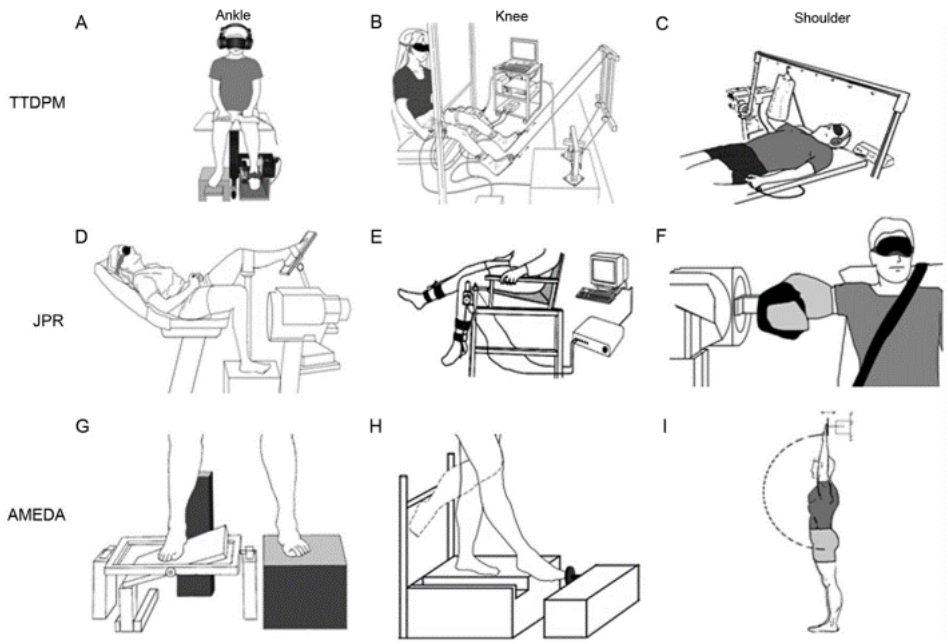
ในทางตรงกันข้ามวิธีการประเมินแบบ TTDPM ที่ใช้อุปกรณ์ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวร่างกาย การทดสอบด้วยวิธีการ JPR อาจกระทำโดยใช้เครื่องมือขยับส่วนของร่างกายหรือให้ผู้รับการทดสอบทำการขยับส่วนของร่างกายเอง และอาจทำการทดสอบกับอวัยวะทีละข้างหรือสองข้างก็ได้ (รูปที่ 15 D-F) โดยมีลักษณะการทดสอบด้วยวิธี JPR ทั้งหมด 3 ประเภทในการประเมินการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อ ได้แก่ การเคลื่อนไหวข้อต่อเพียงข้างเดียวไปยังตำแหน่งเดิม (ipsilateral joint position reproduction (IJPR)) และการเคลื่อนไหวข้อต่อทั้งสองข้างไปยังตำแหน่งเดิม (contralateral joint position reproduction (CJPR) ซึ่งมีสองวิธี สำหรับการทดสอบแบบ IJPR คือ ผู้รับการทดสอบจะทราบตำแหน่งของข้อต่อที่ต้องการ โดยอาจเกิดจากการกระทำของเครื่องมือ (Passive) หรือผู้รับการทดสอบทำเองโดยขยับไปที่ตำแหน่งที่กำหนด (Active) หลังจากนั้น ข้อต่อจะกลับคืนสู่ตำแหน่งเริ่มต้น ทั้งโดยแรงกระทำของผู้ทดลองหรือผู้รับการทดลองเป็นผู้ขยับอวัยวะเอง ผู้รับการทดสอบจะต้องทำการนำข้อต่อกลับไปยังตำแหน่งก่อนหน้าโดยกดปุ่มหยุดเมื่อเครื่องมือได้ออกแรงกระทำกับอวัยวะไปถึงระยะที่กำหนด หรือโดยการขยับข้อต่อไปยังตำแหน่งดังกล่าว ดังนั้น ผู้รับการทดสอบจะต้องจดจำตำแหน่งและเลื่อนข้อต่อกลับไปที่เดิมด้วยอวัยวะเดียวกัน สำหรับการทดสอบแบบ CJPR อีกสองวิธี วิธีการหนึ่งเหมือนกับวิธีการทดสอบแบบ IJPR ในแง่ของการเคลื่อนข้อต่อไปยังจุดที่กำหนด แต่จุดที่แตกต่างกันคือผู้รับการทดสอบจะต้องเคลื่อนข้อต่อไปยังจุดดังกล่าวโดยใช้อวัยวะด้านตรงข้าม ดังนั้น ผู้รับการทดสอบจะต้องจดจำตำแหน่งของข้อต่อและใช้อวัยวะด้านตรงข้ามในการทำให้ข้อต่อกลับไปยังจุดดังกล่าว การทดสอบ CJPR วิธีที่สองต่างออกไปตรงที่จะมีการเคลื่อนข้อต่อข้างหนึ่งไปยังจุดที่กำหนด และผู้รับการทดสอบจะต้องใช้อวัยวะอีกข้างหนึ่งในการขยับข้อต่ออีกข้างไปยัง

จุดดังกล่าว ดังนั้นการทดสอบนี้ไม่ต้องอาศัยความทรงจำตำแหน่งเดิม แต่ผู้รับการทดสอบจะสามารถใช้ข้อมูลเกี่ยวกับตำแหน่งที่กำลังสัมผัสอยู่ในการเคลื่อนย้ายตำแหน่งข้อต่อในอวัยวะอีกข้างหนึ่ง

วิธีการประเมินแบบ AMEDA (รูปที่ 15 G-I) ทำโดยใช้การเคลื่อนไหวที่ผู้รับการทดสอบเป็นผู้ออกแรงกระทำ ผู้รับการทดสอบจะได้ทำการทดลองใช้เครื่องมือ AMEDA ก่อนที่จะเริ่มมีการเก็บข้อมูล โดยระหว่างที่ทำการทดลอง ผู้รับการทดสอบจะได้รับแจ้งโจทย์ในการทดลอง อาทิเช่น การเคลื่อนที่ไประยะต่างกันห้าระดับ โดยเริ่มตั้งแต่ใกล้ที่สุด (เคลื่อนไปยังตำแหน่งที่ 1) ไปจนถึงไกลที่สุด (เคลื่อนไปยังตำแหน่งที่ 5) จำนวนสามครั้ง รวมเป็นการเคลื่อนไหว 15 ครั้ง หลังจากนั้น ผู้รับการทดสอบจะทำการเคลื่อนที่ทั้งหมด 50 ครั้ง โดยประกอบด้วยตำแหน่งทั้งห้า ตำแหน่งละสิบครั้งแบบสุ่ม โดยผู้รับการทดสอบจะทำการเคลื่อนไหวออกจากจุดเริ่มต้นที่ความเร็วคงที่ได้เพียงครั้งเดียวต่อการทดสอบหนึ่งครั้ง หลังจากนั้นจะต้องกลับมายังจุดเริ่มต้น หลังจากนั้นผู้รับการทดสอบจะต้องทำการระบุหมายเลขตำแหน่ง (1,2,3,4 หรือ 5) ของการเคลื่อนไหวแต่ละครั้งโดยไม่ทราบคำตอบที่ถูกต้องดังนั้นผู้รับการทดสอบจึงต้องอาศัยความทรงจำเกี่ยวกับตำแหน่งทั้งห้าเพื่อทำการระบุตำแหน่งในแต่ละครั้ง พร้อมทั้งหมายเลขตำแหน่ง (1,2,3,4 หรือ 5) หลังจากถูกกระตุ้นในแต่ละครั้ง การทดลองดังกล่าวประกอบด้วยการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าเพียงหนึ่งครั้งและให้ผู้รับการทดสอบใช้ดุลยพินิจตัดสิน โดยมีหนึ่งคำตอบต่อการกระตุ้นหนึ่งครั้ง ระยะเวลาที่ใช้ในการทดสอบการรับรู้ตำแหน่งที่ข้อต่อหนึ่งครั้งอยู่ที่ประมาณสิบนาที

5.1.1 ข้อกำหนดสำหรับการทดสอบการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อแต่ละวิธี

ภาพที่ 16 ระบุรายละเอียดของขั้นตอนและทำการเปรียบเทียบการประเมินการรับรู้ตำแหน่งที่ข้อต่อ พร้อมด้วยองค์ประกอบที่ต่างกันสามประการ คือ 1. ความสมบูรณ์ของสภาพแวดล้อม 2. วิธีการทดสอบ และ 3. ข้อมูลที่ได้จากการประเมิน ในแต่ละวิธีการประเมินมีความแตกต่างกันออกไป



ภาพที่ 15 แสดงการเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละวิธีการประเมิน
ที่มา; HAN ET AL. (2016)

วิธีการประเมินแบบ TTDPM และ JPR จะลดจำนวนผลกระทบที่มาจากภายนอกให้มากที่สุด และจำกัดตัวแปรตลอดจนปัจจัยที่จะทำให้ผลการทดลองคลาดเคลื่อน เพื่อที่จะศึกษาผลกระทบจากการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อเพียงอย่างเดียว ในทางตรงข้าม วิธีการประเมินแบบ AMEDA จะทำการศึกษาว่าการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อทำงานอย่างไรในสภาวะปกติ โดยใช้การทดสอบที่ใกล้เคียงกับการใช้งานในชีวิตประจำวัน นักวิจัยบางท่านได้กล่าวว่าการประเมินแบบ TTDPM และ JPR นั้นขาดความสมจริงด้านสภาพแวดล้อม เนื่องจากการทดสอบมีความแตกต่างจากการใช้งานในชีวิตประจำวัน ทำให้ผลลัพธ์ที่ได้มีความหมายต่อการทำความเข้าใจผลของการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อในการใช้ชีวิตประจำวันและการเล่นกีฬาได้เพียงเล็กน้อย นอกจากนั้น ผลลัพธ์ที่ได้จากการประเมินแบบ TTDPM ที่ความเร็วต่างกันอาจมีความไม่สอดคล้องกัน

ความสำคัญของการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อในชีวิตประจำวัน ไม่ใช่เพียงการพิจารณาการรับรู้ของข้อต่อเพียงอย่างเดียวในการตัดสินใจเคลื่อนไหวร่างกาย แต่เป็นการที่จะต้องทำการพิจารณาการเคลื่อนไหวร่างกายให้เหมาะสมกับสภาพแวดล้อม เช่น การทำการตัดสินใจอย่างทันท่วงทีและไม่ได้มีการไตร่ตรองล่วงหน้า ในการขยับองศาของข้อเท้าเมื่อเหยียบพื้นผิวที่ไม่เสมอกันเพื่อรักษาการทรงตัวของร่างกาย ดังนั้น หากเป้าหมายของการทำการทดสอบคือต้องการจำลองสภาวะการใช้ชีวิตประจำวัน วิธีการแบบ AMEDA จึงมีความเหมาะสมมากกว่าวิธีการ TTDPM หรือ JPR แต่การประเมินด้วยวิธี TTDPM และ JPS สามารถลดผลกระทบที่มีผลต่อปัจจัยอื่นๆ ได้ และทำให้การประเมินมีความสมบูรณ์มากที่สุด แต่การประเมินดังกล่าวจะไม่เหมือนการดำเนินชีวิตประจำวันที่ต้องอาศัยการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อในความเป็นจริง ซึ่งจะทำการเคลื่อนไหวภายใต้สภาวะการรับน้ำหนักตามปกติ

การรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อมีบทบาทสำคัญในการควบคุมการเคลื่อนไหวของมนุษย์ ซึ่งเป็นรากฐานของกิจกรรมในชีวิตประจำวัน การออกกำลังกาย และการเล่นกีฬา แม้ว่าที่ผ่านมาจะมีการศึกษาเกี่ยวกับความสำคัญของการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อค่อนข้างมาก อย่างไรก็ตามความสัมพันธ์ระหว่างการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวและแรงกระทำยังไม่ชัดเจน โดยในการศึกษาเกี่ยวกับการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อ ได้มีการใช้วิธีการทดลองทั้ง 3 วิธี โดยสมบูรณ์ของสภาพแวดล้อม วิธีการทดสอบ และข้อมูลที่ได้จากการประเมิน ของแต่ละวิธีการมีความแตกต่างกันออกไป วิธีการ TTDPM อาจไม่สะท้อนการใช้งานในชีวิตจริงแต่มีความสมบูรณ์ในเชิงทฤษฎี เนื่องจากมีการผ่อนคลายกล้ามเนื้อที่ได้รับการกระตุ้นมาก่อนหน้านี้ และมีการควบคุมข้อมูลจากแหล่งอื่น วิธีการดังกล่าวได้รับความนิยมในการศึกษาด้านประสาทสรีรวิทยา เนื่องจากมีการแยกผลกระทบจากตัวรับความรู้สึกเชิงกลที่แตกต่างกันต่อการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อ วิธีการ JPR อาจมีความไม่สมเหตุผลในชีวิตจริง แต่เป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพและสามารถทำให้เข้าใจความสามารถการทำงานของระบบประสาทสัมผัสของร่างกายแต่ละด้านได้ ส่วนวิธีการ AMEDA มีความเหมาะสมในชีวิตจริงมากที่สุดและมีความสมบูรณ์ของการทดสอบและข้อมูลมากที่สุด อย่างไรก็ตาม ในการวัดความสามารถการรับรู้ความรู้สึกที่ตำแหน่งข้อต่อ เราไม่สามารถคำนวณคะแนน AUC ได้โดยง่ายเหมือนการหาค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดในวิธี JPR หรือการกำหนดค่าในวิธี TTDPM ดังนั้นในการเลือกวิธีการประเมินการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อจะต้องขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการทดสอบ (Han et al., 2016)

Variable	TTDPM	JPR	AMEDA
Movement type	Passive	Passive/active	Active
Movement velocity	Very slow	Slow/normal	Normal
Practice/familiarization trial number	Unfixed	Unfixed	Fixed, 15 trials
Testing trial number	3–5 correct answers	Usually 3–5, up to 10 trials	50
Movement difference between familiarization and testing	No	Depends on the types of movement used in target joint position establishment and reproduction	No
Proprioceptive information	Largely movement information	Depends on whether a physical stop is used during target joint position establishment	Both movement and position information
General vision	Blocked	Blocked	Available
Audio	Blocked	Available	Available
Posture	Usually lying or sitting	Usually lying or sitting	Standing
Constrain	Usually constrained	Usually constrained	No constrains
Weight-bearing	Usually none or partial weight-bearing	None, partial or normal weight-bearing	Normal weight-bearing
Attention requirement	Very high	High	Medium-high
Memory requirement	Very low	High	Low (recall)
Measurement	Difference between the start position and responded position	Error between the target position and performed position	AUC score
Unit	Degree	Degree	AUC score
Testing duration	Up to 6 h	Depends on the number of trials used	10 min

Abbreviations: TTDPM = threshold to detection of passive motion; JPR = joint position reproduction; AMEDA = active movement extent discrimination apparatus; AUC = area under the curve.

ภาพที่ 16 ภาพตารางแสดงการเปรียบเทียบการทดสอบการรับรู้ตำแหน่งที่ข้อต่อ ทั้ง 3 วิธี คือ การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนที่ให้ (Threshold to detection of passive motion,TTDPM), การวัดการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ (Joint position reproduction,JPR) และ การรับรู้การเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบเคลื่อนไหวเอง (Active movement extent discrimination apparatus, AMEDA) ที่มา: Han et al. (2016)

การรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (Ankle sprain treatment)

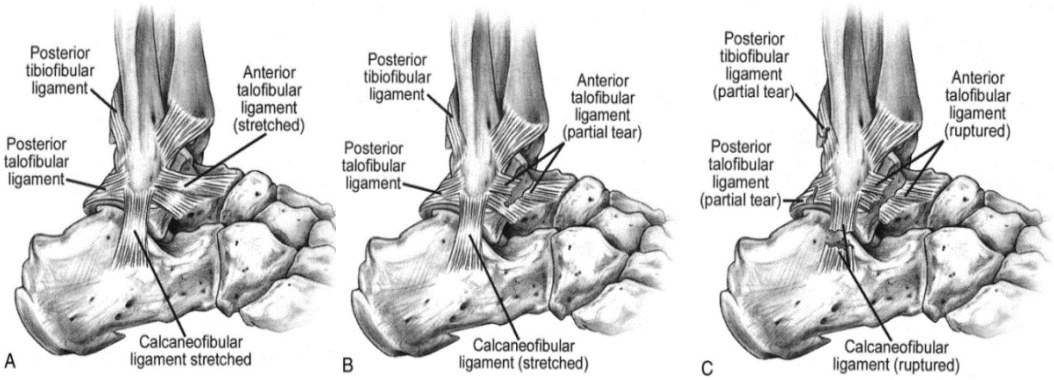
6. การรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (Ankle sprain treatment)

6.1) ระดับความรุนแรงของการข้อเท้าแพลง

ชานและคณะ (Chan, Ding, & Mroczek, 2011) ได้อธิบายเกี่ยวกับความรุนแรงของการแพลงของข้อเท้า (Lateral ankle sprain) ออกเป็น 3 ระดับตามพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น (ภาพที่ 17)

- ระดับหนึ่ง Grade I (Mild sprain) จะมีอาการเจ็บ บวม และสูญเสียหน้าที่เพียงเล็กน้อยทางด้านกายวิภาคศาสตร์ ligaments ยังคงอยู่ปราศจากแต่เอ็นจะมีการถูกยืดมากเกินไปซึ่งเป็นผลมาจากการบาดเจ็บ ข้อยังสามารถทำงานได้ โดยไม่มีการเคลื่อนของข้อ
- ระดับสอง Grade II (Moderate sprain) การบาดเจ็บรุนแรงมากขึ้นทำให้มีการฉีกขาดของเอ็นบางส่วน จะมีอาการเจ็บ บวมเพิ่มมากขึ้น และลงน้ำหนักค่อนข้างลำบาก มีอาการฟกช้ำเนื่องจากมีการฉีกขาดของ ligament fibers โดยปกติจะแสดงให้เห็นภายใน 2-3 วัน อาจจะสามารถใช้งานได้แต่ไม่ปกติ และมีความไม่มั่นคงของข้อเท้า
- ระดับสาม Grade III (severe sprain) จะเห็นว่ามีการฉีกขาดทั้งหมดของ Lateral ankle ligaments และสอดคล้องกับมีการสูญเสียของ Functional stability เป็นการบาดเจ็บที่รุนแรงมากที่สุดซึ่งจะแสดงอาการและลักษณะทางกายภาพชัดเจนคือจะปวดบวมมาก ไม่สามารถลงน้ำหนักได้ และไม่สามารถใช้งานได้เลย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



ภาพที่ 17 ระดับความรุนแรงของการข้อเท้าแพลง A. ระดับหนึ่ง (GRADE I) B. ระดับสอง (GRADE II) และ C. ระดับสาม (GRADE III) ที่มา: MATTACOLA AND DWYER (2002)

บาราวาเรียนและคณะ (Baravarian, Berlet, Chang, & Perlman, 2008) ได้กล่าวว่าการรักษาข้อเท้าแพลงสามารถแบ่งออก 4 ระยะ (Phase) โดยในแต่ละระดับความรุนแรง ของภาวะข้อเท้าพลิกจะมีระยะเวลาของการรักษาในแต่ละระยะที่แตกต่างกันไป

ระยะที่ 1 ระยะอักเสบ (Phase I acute phase)

เป็นช่วงแรกหลังได้รับบาดเจ็บ มีจุดประสงค์ในการรักษาคือ ลดอาการปวด บวม และป้องกันไม่ให้เส้นเอ็นได้รับบาดเจ็บเพิ่มขึ้น ในระยะแรกพบว่ามีการคั่งของของเหลวในช่องระหว่างเนื้อเยื่อรอบเอ็นที่ได้รับบาดเจ็บ การคั่งของของเหลวหรือเลือดที่ออกจะทำให้เกิดการยึดของเอ็นข้อต่อ ซึ่งจะทำให้มุมองศาการเคลื่อนไหวลกลง โดยทั่วไปแนะนำให้ใช้หลักการ “RICE” คือ พักการใช้งานของข้อเท้า, ใช้การประคบเย็น, การพันยึดข้อ, และยกให้บริเวณที่ได้รับบาดเจ็บอยู่สูง ร่วมกับการใช้ยาต้านการอักเสบในระยะแรกก็สามารถลดอาการปวดและบวมได้ ส่วนความสามารถในการลงน้ำหนักขึ้นอยู่กับความรุนแรงของการบาดเจ็บ ถ้าเป็นการบาดเจ็บที่รุนแรงจะไม่มีการลงน้ำหนักหรือแตะพื้นเบาๆ ใน 24-72 ชั่วโมงแรกของการบาดเจ็บ แต่การกระตุ้นให้มีการลงน้ำหนักให้เร็วที่สุดเป็นสิ่งที่ควรกระทำเพื่อป้องกันการสูญเสียระบบการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ(Proprioception)

ระยะที่ 2 ระยะการสร้างและซ่อมแซมเนื้อเยื่อใหม่ (Phase II subacute)

เมื่อมีอาการปวดและบวมลดลง จุดประสงค์ในการรักษาฟื้นฟูในช่วงนี้คือ เพิ่มองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้า การรักษาด้วยความเย็นเป็นวิธีการรักษาที่ได้ผลมากที่สุดในการรักษาข้อเท้าบวม ในระยะนี้จะถูกกระตุ้นให้มีการเคลื่อนไหวด้วยตนเอง (Active exercise) ร่วมกับการฝึกความแข็งแรง (Strengthening) หรือเริ่มออกกำลังกายแบบเกร็งค้าง (Isometric exercise) เพื่อให้ข้อต่อมีการเคลื่อนไหว ถึงแม้ว่าการเคลื่อนไหว บิดฝ่าเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอก (Inversio/Eversion) จะทำได้ไม่มาก แต่การเคลื่อนไหวเบาๆ ของ Talocrural joint (Anterior and posterior glides) จะช่วยป้องกันการเกิดแผลเป็นยึดติดและช่วยเพิ่มมุมองศาการเคลื่อนไหวในแนว Sagittal การยืดกล้ามเนื้อด้วยตนเองด้วยผ้าขนหนูก็สามารถทำได้เป็นการเพิ่มองศาการกระดกข้อเท้าขึ้น และถีบปลายเท้าลง

ระยะที่ 3 ระยะการจัดเรียงตัวของเนื้อเยื่อใหม่ (Phase III chronic or late rehabilitation phase)

ระยะที่ 3 การฟื้นฟูจะเริ่มขึ้นเมื่อนักกีฬาสามารถลงน้ำหนักได้เต็มที่และสามารถยืน เดินได้ตามปกติ อาการเจ็บไม่ควรหลงเหลืออยู่ และอาการบวมมีน้อยหรือแทบไม่มีเลย วัตถุประสงค์ในการฟื้นฟูในระยะนี้ คือ การเพิ่มการเคลื่อนไหวให้ได้เต็มองศาการเคลื่อนไหว การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อรอบข้อเท้า ได้แก่ กล้ามเนื้อ Peroneal และกล้ามเนื้อน่อง (Gastrocnemius และ Soleus) การฟื้นฟูของระบบการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อเท้า (Proprioception) และการป้องกันไม่ให้ได้รับการบาดเจ็บซ้ำ โดยพบว่าการสูญเสียการทำงานของระบบ Proprioception เป็นสาเหตุหลักของการเกิดข้อเท้าแพลงซ้ำ ดังนั้นการฝึก Proprioception เป็นสิ่งจำเป็นในโปรแกรมการฟื้นฟู โดยมีรายงานการวิจัยพบว่าอุบัติการณ์ที่ลดลงของผู้ป่วยข้อเท้าแพลงเรื้อรังและสามารถทำให้การปรับท่าทางของร่างกายดีขึ้นในผู้ป่วยที่ได้รับการฝึกระบบการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อที่ (Proprioception)

การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (Proprioception training) ทำได้ทันทีเมื่อผู้ป่วยสามารถลงน้ำหนักได้เต็มที่ และเท่าที่ผู้ป่วยจะสามารถทำได้โดยไม่มีอาการเจ็บ โดยการฝึกโดยใช้กระดานฝึกการทรงตัว (Balance Board), แองเคิลดิสค์ (Ankle disc), กระดานโยกเยก (wobble board) และอุปกรณ์ Biomechanical Ankle Platform System (BAPS) และเพิ่มความยากขึ้นตามลำดับ

ระยะที่ 4 ระยะที่กลับไปสู่การใช้งานจริง (Phase IV return to activity or functional phase)

เมื่อนักกีฬาสามารถเคลื่อนไหวได้เต็มอาศาการเคลื่อนไหวและการเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้ออยู่ที่ประมาณ 80% ของความแข็งแรงก่อนการบาดเจ็บ ระยะนี้จึงเป็นขั้นตอนการเตรียมตัวกลับสู่กิจกรรมปกติ โปรแกรมการฝึกขึ้นอยู่กับความต้องการของนักกีฬาแต่ละคนที่จะกลับไปเล่นกีฬานั้นๆ โดยกิจกรรมที่ฝึกจะเน้นการลงน้ำหนัก เริ่มจากเบาๆแล้วเพิ่มความหนักขึ้นเรื่อยๆ เช่น การวิ่งเบาๆ การวิ่งสปีต การวิ่งเลขแปด การะโดด เป็นต้น โดยในระยะแรกของการฝึกให้ฝึกด้วยความเร็วครึ่งหนึ่งในระยะเวลาสั้นๆ จากนั้นประเมินอาการนักกีฬา และเพิ่มความหนักของการฝึกขึ้นตามผลการประเมินที่ได้ จนกระทั่งสามารถฝึกจนแข่งขันได้ การใส่ ankle support (Tape หรือ Brace) แนะนำให้ใส่ในช่วงแรกๆ ของการบาดเจ็บ

ระยะที่ 1	ระยะที่ 2	ระยะที่ 3	ระยะที่ 4
- หลักการ “RICE” - รักษาทางกายภาพบำบัด - ยา NISADs	- ประคบเย็นสลับกับร้อนเพื่อลดบวม - รักษาทางกายภาพบำบัด - Active exercise - Isometric exercise - Stretching exercise - Aquatic exercise	- Proprioceptive exs. - Strengthening exs. - Functional movement - Vibration exs.	- Sport-Specific training - Return to play

ตารางที่ 1 แสดงการรักษาการบาดเจ็บที่เกิดจากข้อเท้าแพลง (ANKLE SPRAIN TREATMENT)
ที่มา: COMFORT AND ABRAHAMSON (2010)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

การออกกำลังกายเพื่อกระตุ้นและการฟื้นฟูการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ

7. การออกกำลังกายเพื่อกระตุ้นและการฟื้นฟูการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ

การฝึกความรู้สึกของข้อต่อเป็นการรักษาที่ได้รับการยอมรับในการรักษาความไม่มั่นคงของข้อเท้าอย่างแพร่หลาย เมื่อเกิดการบาดเจ็บตัวรับที่อยู่ในเอ็นข้อต่อจะการเปลี่ยนแปลงสัญญาณเข้า ทำให้หลังจากเกิดการบาดเจ็บจึงจำเป็นที่ต้องได้รับการฟื้นฟูการทำงานของระบบประสาท เทคนิคการกระตุ้นระบบประสาทกล้ามเนื้อจึงถูกใช้ในการป้องกันอาการดังกล่าว การเพิ่มขึ้นของความแม่นยำในการเคลื่อนไหวหรือการทรงท่าจะทำให้มีความปลอดภัยในขณะทำกิจกรรมจะมากขึ้น

การรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อ (Proprioception) หรือ การรับรู้การเคลื่อนไหวของร่างการ (Kinesthetic) นั้นเป็นสิ่งหนึ่งในโปรแกรมการฟื้นฟูที่ต้องมีการฝึกเฉพาะ จุดประสงค์ของการฟื้นฟูนั้นก็เพื่อกระตุ้นสัญญาณเข้าเพื่อให้รับความรู้สึกจากข้อต่อได้ดีขึ้น การควบคุมระบบประสาทกล้ามเนื้อผ่านความรู้สึกของข้อต่อสามารถแบ่งออกเป็นสามขั้นที่ต่างกันในระบบประสาทส่วนกลาง (Emin Ergen & Bülent Ulkar, 2008)

1. รีเฟล็กซ์ที่ระดับไขสันหลังซึ่งมีผลต่อรูปแบบการเคลื่อนไหว ได้รับข้อมูลจากระบบประสาทที่สูงกว่า การทำงานนี้ได้ให้รีเฟล็กซ์ที่ช่วยคงความมั่นคงของข้อต่อในขณะที่ได้รับแรงและเป็นส่วนสำคัญที่ใช้ในการรักษาทางคลินิก
2. ระดับที่สองของการควบคุมการสั่งการ ซึ่งอยู่บริเวณก้านสมอง ได้รับข้อมูลมาจากตัวรับแรงที่ข้อต่อ ระบบการมองเห็น (Vestibular) เพื่อทรงการทรงท่าและสมดุลของร่างกาย การกระตุ้นการทำงานนี้เพิ่มได้โดยการเพิ่มสัญญาณเข้าเพื่อเพิ่มการทำงานบริเวณก้านสมอง
3. ระดับสูงสุดของระบบประสาทส่วนกลาง (Motor cortex, basal ganglia and cerebellum) ได้รับการรับรู้ที่ตำแหน่งของร่างกายและการเคลื่อนไหวจากการสั่งการที่รู้ตัว เส้นทางการส่งสัญญาณประสาทจาก Cortex ได้สั่งการให้มีการเคลื่อนไหวซ้ำหลายครั้งจนมีการบรรจุเป็นโปรแกรมอัตโนมัติ ซึ่งทำให้เคลื่อนไหวได้โดยที่ไม่ต้องสั่งการ การฝึกการรับรู้ของข้อต่อซ้ำ จึงช่วยให้สามารถปรับปรุงการใช้งานได้ด้วยระบบนี้

การไม่ทำงานประสานกันของสามระดับทำให้การรับรู้ตำแหน่งของร่างกายขาดหายไป ซึ่งควรจะเริ่มต้นฟื้นฟู การเพิ่มสัญญาณเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางควรมีเป้าหมายในการรักษาไปที่การกระตุ้นตัวรับที่ข้อต่อและกล้ามเนื้อ การกระตุ้นรีเฟล็กซ์ในการสร้างความมั่นคงของข้อต่อ ซึ่งเกิดจากการทำงานในระดับไขสันหลัง กิจกรรมที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วจะช่วยกระตุ้นรีเฟล็กซ์ในส่วนนี้ การพัฒนาการทำงานของก้านสมองจะช่วยเพิ่มการทำงานในการรักษาสมดุลและการทรงท่า ซึ่งควรฝึกทั้งปิดตาและเปิดตา การกระตุ้นที่ดีที่สุดเพื่อปรับการเคลื่อนไหวที่รู้ตัวให้เป็นแบบไม่รู้ตัวนั้นควรจะถูกกระตุ้นให้รับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ โดยเฉพาะองศาสุดท้ายในการเคลื่อนไหว การฝึกการรักษาสมดุลและทำองศาข้อต่อนั้นซ้ำๆ ควรจะเริ่มเป็นโปรแกรมแรกๆ และควรจะเพิ่มความยากขึ้นเรื่อยๆ (Ergen et al., 2008)

การปรับเปลี่ยนที่เกิดขึ้นในขณะมีการฟื้นฟูด้วยการให้และตอบสนองต่อสิ่งเร้านั้นจะช่วยเพิ่มสัญญาณเข้าได้น้อย ตามทฤษฎีแนะนำว่าการเคลื่อนไหวเร็วๆ จะถูกควบคุมผ่านระบบการตอบสนอง

ที่มีการควบคุมที่สูงกว่าจะได้รับข้อมูลที่มากกว่า ที่จะได้รับจากการรับความรู้สึกของข้อต่อเพียงอย่างเดียว ดังนั้นการตอบสนองควรจะถูกใช้จากการควบคุมระดับสูงที่สมอง (cortex) เป็นหลักเพื่อให้เกิดการรับรู้การใช้งานและใช้ในระดับ subcortical น้อยๆ นอกจากนี้การทำซ้ำจะช่วยใช้การทำงานในระดับสมอง ซึ่งจะให้ข้อมูลที่มีประสิทธิภาพมากกว่า

การเพิ่มความยากในการฝึกในนักกีฬาเพื่อให้สามารถกลับไปใช้งานได้ปกติ มีขั้นตอนคือ

1. การรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ
2. การเพิ่มความมั่นคงของข้อต่อในขณะเคลื่อนไหว
3. กระตุ้นการควบคุมในระบบประสาทกล้ามเนื้อ
4. ฝึกในกิจกรรมเฉพาะที่ใช้บ่อยๆ

การเพิ่มความยากนี้ทำให้โปรแกรมการฟื้นฟูรวมเอาการกระตุ้นทั้ง 3 ระดับมาใช้งานในการสร้างความมั่นคง การเคลื่อนไหวและควบคุมได้ กิจกรรมที่ช่วยเพิ่มการรับรู้ตำแหน่งควรถูกออกแบบในโปรแกรม การออกกำลังกายที่ช่วยเพิ่มการรับรู้ผ่านการออกกำลังกายที่ทำซ้ำๆ ทั้งใช้การมองและไม่ใช้การมอง และท่าที่ช่วยกระตุ้นการทำงานของระบบควบคุมประสาทและกล้ามเนื้อผ่านการให้แรงต้านผ่านมือ การเพิ่มความมั่นคงในขณะเคลื่อนที่ถูกออกแบบมาเพื่อกระตุ้นกล้ามเนื้อให้ทำงานประสานกัน ที่ข้อเท้า กิจกรรมเช่นการให้แรงที่แกนของข้อต่อบริเวณ Talotibial joint จะช่วยเพิ่มการทำงานประสานกันที่ข้อต่อ การฝึกพลัยโอเมตริก (plyometric training) จะช่วยกระตุ้นได้ทั้งในระดับไขสันหลังและสมอง การออกกำลังกายแบบฝึกพลัยโอเมตริกที่ข้อเท้าจะช่วยกระตุ้นรีเฟล็กซ์ (Reflex) ผ่านการกระตุ้นตัวรับที่กล้ามเนื้อผ่านการพลังงานในการยืด กิจกรรมนี้จะช่วยเพิ่มความมั่นคงของข้อต่อโดยเฉพาะนักกีฬาที่ต้องมีกิจกรรมยกแขนสูงกว่าศีรษะ การรับรู้ของข้อต่อและกล้ามเนื้อจะถูกฟื้นฟูและกลับมาสามารถใช้งานในกิจกรรมเฉพาะในแต่ละกีฬาได้ (de Vries, Krips, Sierevelt, Blankevoort, & van Dijk, 2011; E. Ergen & B. Ulkar, 2008; Mattacola & Dwyer, 2002)

7.1) การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มการรับรู้และตอบสนองของข้อต่อ

การออกกำลังกายก็สามารถเพิ่มการรับรู้ของข้อต่อ โดยควรเป็นกิจกรรมที่ทำซ้ำ รู้ตัว ออกจากการเคลื่อนที่ที่ช้าไปเร็ว ให้การรบกวนด้วยแรงภายนอกเพื่อกระตุ้นการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ กระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อโดยไม่รู้ตัว ในการรักษาไม่ใช่หมายความว่าการไม่มีความเจ็บปวดคือการรักษาที่สมบูรณ์หากการรับรู้ของข้อต่อยังไม่ได้ถูกฟื้นฟูอย่างเต็มที่ มากไปกว่านั้น การแก้ไขโครงสร้าง (เช่น การผ่าตัดเชื่อมเนื้อเยื่อ) อาจจะไม่มีประสิทธิภาพสูงสุดหากไม่มีการฟื้นฟูดังกล่าว (E. Ergen & B. Ulkar, 2008)

7.2) การฝึกการทรงตัว (Balance training) การออกกำลังกายหลักในการกระตุ้นการรับรู้ของข้อต่อคือการฝึกการทรงตัว การออกกำลังกายนี้จะช่วยฝึกในกิจกรรมที่อยู่กับที่ กิจกรรมเช่น การฝึกการทรงตัวด้วยขาข้างเดียว บนกระดานทรงตัว เพื่อเพิ่มความยากในการทรงตัว (เช่น ผ่านแรงรบกวนจากภายนอก) (Wortmann & Docherty, 2013)

7.3) การออกกำลังกายที่มีการเคลื่อนไหวโดยส่วนปลายอยู่กับที่ (Close and open kinetic chain exercise) ช่วยกระตุ้นการทำงานของข้อต่อในขณะเคลื่อนไหวและรีเฟล็กซ์ของขาและเท้า ในขณะที่มีการเคลื่อนไหวโดยส่วนปลายอยู่กับที่ ข้อต่อหนึ่งจะมีการเดาความเคลื่อนไหวให้

ประสานกับอีกข้อต่อหนึ่ง ซึ่งปรับเปลี่ยนไปตามแนวแกนของแรง การทำงานของขาส่วนใหญ่เป็นแบบ close chain ในขณะเล่นกีฬาหรือทำกิจวัตรประจำวัน การออกกำลังกายแบบนี้จึงเหมาะสมในการกระตุ้นการควบคุมของระบบประสาทกล้ามเนื้อที่ขา การทำ ท่าบริหารกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (leg press), สควอช (squat), การวิ่งเป็นวงกลม (circle running), การกระโดดเป็นรูปเลขแปด (figure of eight hop), single leg hop (การกระโดดขาเดียว), การกระโดดในแนวดิ่ง (vertical jump), และ คาลิโอก้า (carioca) เป็นตัวอย่างบางส่วนในการออกกำลังกายแบบนี้ การออกกำลังกายแบบ open chain ด้วยการให้แรงต้านที่ข้อเท้าโดยเปลี่ยนแนวแรงที่ต้านไปเรื่อยๆ ก็ถูกใช้ในการเพิ่มการรับรู้ของข้อต่อเช่นกัน ซึ่งแรงต้านที่ใช้ก็สามารถปรับเปลี่ยนได้ตามความเจ็บปวดและความแข็งแรงของคนไข้ (Kaya, Yosmaoglu, & Doral, 2018)

7.4) ระยะเวลาการตอบสนอง (Reaction time) เพื่อการป้องกันการบาดเจ็บ การฟื้นฟูการทำงานของกล้ามเนื้อเป็นสิ่งสำคัญ โปรแกรมการสั่งการควรถูกเริ่มตั้งแต่มีการเคลื่อนที่ตอนแรก การออกกำลังกายซ้ำจะช่วยให้ สมอง (Cortex) สามารถสร้างโปรแกรมการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมเพื่อลดระยะเวลาการตอบสนองได้ ลินฟอร์ดและคณะ (Linford et al., 2006) ได้ศึกษาผลของการฝึกด้วยการกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อเป็นเวลา 6 สัปดาห์ ที่มีต่อ Electromechanical delay และระยะเวลาการตอบสนองของกล้ามเนื้อ peroneal longus ในผู้ถูกทดสอบ 36 คนซึ่งเป็นผู้มีกิจกรรมทางกายสูง ในนักเรียนระดับวิทยาลัย โดยมีเพียง 26 คนที่ทำจนครบการศึกษา เมื่อผ่านไป 6 สัปดาห์พบว่า การฝึกช่วยลดระยะเวลาการตอบสนองของกล้ามเนื้อนี้ได้ การฝึกการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อนั้นอาจจะมีผลดีในการปรับปรุงการทำงานของกล้ามเนื้อ จากผลดังกล่าว อาจจะเป็นไปได้ว่าวัตถุประสงค์หลักในการฝึกคือการลดระยะเวลาการตอบสนอง ซึ่งจะช่วยเพิ่มความมั่นคงของข้อในขณะเคลื่อนไหว

7.5) การฝึกเฉพาะกีฬา (Sport-specific maneuvers) ในส่วนสุดท้ายของโปรแกรมการฟื้นฟูควรประกอบด้วยการออกกำลังกายที่จำลองท่าทางเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นจริงในแต่ละกีฬา ความเจาะจงในการฝึกนี้จะช่วยเพิ่มกลไกการตอบสนองและรีเฟล็กซ์และการควบคุมแบบรู้ตัวในขณะทำกิจกรรม การออกกำลังกายเฉพาะแต่ละกีฬาจะช่วยเพิ่มข้อมูลการเคลื่อนไหวให้แก่การรับรู้ของข้อต่อและการควบคุมของระบบประสาทกล้ามเนื้อของกิจกรรมที่เฉพาะเจาะจง การฟื้นฟูที่สมบูรณ์คือนักกีฬาสามารถทำกิจกรรมดังกล่าวด้วยความสามารถสูงสุดโดยที่ไม่มีความเจ็บปวด ทักษะนี้ควรมีการทดสอบทางคลินิกและทดสอบภาคสนามก่อนที่นักกีฬาจะกลับไปลงแข่งได้ (Comfort & Abrahamson, 2010)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อเท้า (Proprioceptive training)

8. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อเท้า (Proprioceptive training)

อิลและโรสเซนบาอัม (Eils & Rosenbaum, 2001) ได้ศึกษาผลของของการฝึกรูปแบบการทรงตัวแบบหลายฐานเพื่อกระตุ้นการรับรู้ของข้อต่อ พบว่าสามารถทำให้การรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ การส่ายของการทรงท่า (Postural sway) และเวลาการตอบสนองของกล้ามเนื้อดีขึ้น เมื่อผ่านการฝึกรูปแบบการทรงตัวที่มีความแตกต่างกัน 12 แบบ (ออกกำลังกายบนเสื่อ, บนกระดานส่าย, บนถุงลม, บนกระดานโยก, บนกระดานทรงตัว, บนแทมโปลีน, ช่วงทางเดินที่ไม่สม่ำเสมอและการใช้ยางยืดออก

กำลังกาย) โดยโปรแกรมนี้จะฝึก 45 วินาทีต่อฐาน และพัก 30 นาทีก่อนที่ผู้ถูกทดสอบจะผ่านไปฐานถัดไป

เวอร์ฮาเก้นและคณะ (Verhagen et al., 2004) ได้ศึกษาผลของโปรแกรมการฝึกการทรงตัวด้วยอุปกรณ์ Balance disc ในการป้องกันการเกิดข้อเท้าแพลงซ้ำ ในนักกีฬาวอลเลย์บอลชายและหญิง ทั้งหมด 1,1721 คน จาก 116 ทีม โดยแบ่งเป็นกลุ่มควบคุม 641 คน กลุ่มทดลอง 486 คน โดยที่กลุ่มทดลองจะได้รับโปรแกรม Balance disc Training ซึ่งโปรแกรมดังกล่าวจะมี 4 รูปแบบ เริ่มจากง่ายไปยากคือ ไม่ใช้อุปกรณ์ ใช้ลูกบอล ใช้ Balance disc และสุดท้ายใช้ลูกบอลร่วมกับ Balance disc ระยะเวลาในการฝึกจำนวน 36 สัปดาห์ โดยให้เป็นโปรแกรมฝึกส่วนหนึ่งของการฝึกซ้อม มีผู้ฝึกสอนเป็นคนสังเกตและจดบันทึกข้อมูล ส่วนกลุ่มควบคุมฝึกซ้อมตามปกติ และดูผลของโปรแกรมการฝึกในนักกีฬาหลังจากเสร็จสิ้นการฝึก 1 สัปดาห์ ผลการศึกษาพบว่ากลุ่มทดลองมีความเสี่ยงที่จะเกิดข้อเท้าพลิกในนักกีฬาที่มีประวัติข้อเท้าแพลงลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม อย่างไรก็ตามโปรแกรมการฝึกนี้มีข้อจำกัดในการใช้สำหรับ ผู้ที่มีประวัติการบาดเจ็บที่หัวเข่า

โอชิและคณะ (Ochi et al., 2015) ได้ศึกษาผลของการฝึกการทรงตัวร่วมกับการออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่นที่มีต่อความสามารถในการก้าวขึ้นบันไดและประสิทธิภาพการทำงานของกล้ามเนื้อขาระหว่างที่สูญเสียการทรงตัวด้วยการติด EMG ในผู้หญิงสูงอายุ ทั้งหมด 20 คน โดยแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่ฝึกการทรงตัวร่วมกับการออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น 10 คน (WBV) และกลุ่มที่ฝึกการทรงตัวอย่างเดียวจำนวน 10 คน (STE) โดยฝึก 3 วันต่อสัปดาห์ ครั้งละ 30 นาที จำนวน 12 สัปดาห์ ผลการวิจัยพบว่า หลังการฝึก 12 สัปดาห์ทั้ง 2 กลุ่มมีความสามารถทางกายที่เพิ่มขึ้น เช่น ความเร็วในการเดิน ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและเวลาในการทดสอบ (Time up and go test) แสดงว่าการฝึกการทรงตัวร่วมกับการออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่นมีผลต่อการเคลื่อนไหวและความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (Dynamic balance) ในผู้สูงอายุเมื่อเทียบกับการออกกำลังกายประเภทอื่นๆ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration)

9. การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Whole body vibration)

9.1 กลไกการทำงานของเครื่องสั่นทั้งร่างกาย

เครื่องสั่นทั้งร่างกาย เป็นแบบการใช้งานการสั่นแบบทางอ้อม (Indirect vibration) โดยให้การสั่นส่งผ่านจากจุดกำเนิดไปยังกล้ามเนื้อเป้าหมายโดยผ่านส่วนของร่างกายแล้วส่งไปยังบริเวณกล้ามเนื้อที่ต้องการ ตัวอย่างเช่น ถ้าต้องการกระตุ้นกล้ามเนื้อต้นขา ให้บุคคลยืนบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ตัวเครื่องสั่นจะส่งการสั่นไปกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยคลื่นของการสั่นที่เกิดขึ้นจากจุดกำเนิดจะถูกส่งผ่านจากแท่นสั่นผ่านไปที่กล้ามเนื้อน่องแล้วส่งผ่านมายังกล้ามเนื้อต้นขา เป็นต้น ซึ่งรูปแบบการสั่นแบบนี้ เรียกว่า การสั่นทั้งร่างกาย (Whole body vibration) ฐานของเครื่องสั่น (Platform) จะส่งแรงสั่นสะเทือนมาที่ร่างกายของคนที่ยืนอยู่บนเครื่องโดยคลื่นการสั่นสะเทือนที่มาจากเครื่องจักรกลนั้น จะมีลักษณะแตกต่างกันไป แต่คลื่นที่มาจากเครื่องสั่นทั้งร่างกายนั้นจะมีลักษณะ

เฉพาะตัว หรือเป็นลักษณะที่เรียกว่า Sinusoidal wave คลื่นรูปไซน์เป็นรูปแบบคลื่นพื้นฐานของคลื่นต่อเนื่อง ซึ่งสามารถคำนวณความเข้มของคลื่นได้จาก (Abercromby et al., 2007b; Rittweger, 2010)

- ความถี่ (Frequency) คือ อัตราการเคลื่อนไหวซ้ำๆโดยบอกจำนวนรอบของคลื่นต่อวินาทีมีหน่วยเป็น เฮิร์ตซ์ (Hz)
- แอมพลิจูด (Amplitude) ความสูงของการสั่น คือระยะห่างของการสั่นไปในแต่ละทิศทาง หน่วยเป็นมิลลิเมตร (mm)
- ความเร่ง (Acceleration) คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็วต่อเวลา ความเร่งอาจวัดเปรียบเทียบกับแรงโน้มถ่วงมีหน่วยเป็น gravity (g) (1g เท่ากับแรงโน้มถ่วงของโลกที่ 9.81 m/s2) ดังนั้นแรงจากเครื่องที่กระทำต่อร่างกายคำนวณได้จากกฎของนิวตันแรงเท่ากับมวลของร่างกายคูณด้วยความเร่ง ปัจจุบันการออกกำลังแบบสั่นทั้งตัวมีการใช้ความถี่ที่ในการออกกำลังกายอยู่ในช่วง 15 ถึง 44 Hz และ ระยะทางของการสั่นอยู่ในช่วงจาก 3 ถึง 10 mm ค่าความเร่งอยู่ในช่วง 3.5 ถึง 15 g

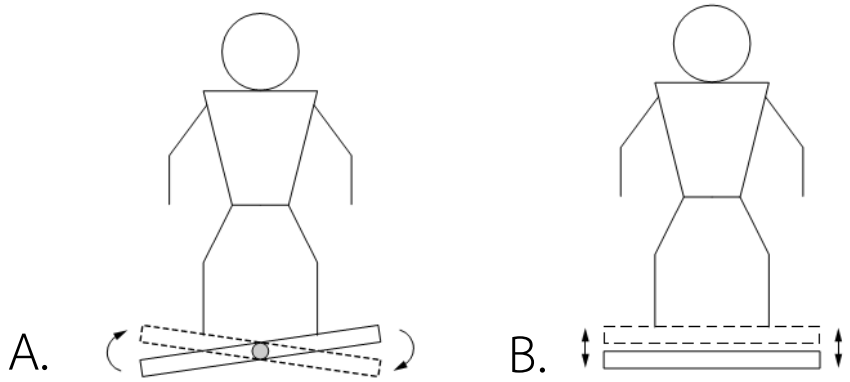
ชนิดของเครื่องสั่นแบ่งตามการเคลื่อนไหวของฐานเครื่องได้ 3 แบบ ได้แก่ 1) การเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (Vertical movement) ในบางเครื่องจะมีการเคลื่อนไหวแบบ 3 แนวร่วมด้วย (แกน x, y, z) 2) การเคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (Oscillating movement) 3) การเคลื่อนไหวในแนวนอน (Horizontal movement) ลักษณะการเคลื่อนไหวของฐานของเครื่องย่อมมีผลต่อร่างกายที่แตกต่างกัน โดยชนิดของเครื่องสั่น ที่นิยมใช้ในการออกกำลังกาย มี 2 แบบ คือ (A) การเคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (Oscillating movement) ทำให้เกิดการถ่ายโดนพลังงานด้วยการยืนด้วนขาสองข้างในแนวที่ข้างขวาอยู่ต่ำกว่าขาซ้าย ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่อิสระในบริเวณข้อสะโพกและข้อต่อระหว่างข้อสะโพกและเชิงกราน และ (B) การเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (Vertical movement) เกิดการถ่ายโอนพลังงานด้วยการยืนด้วยขาสองข้างในแนวเดียวกัน ทำให้ค่าความหน่วงของการถ่ายโอนพลังงานแบบ Vertical มีค่ามากกว่าการถ่ายโอนพลังงานแบบ Side alternating (ดังภาพที่ 18) มีหลายงานวิจัยที่ศึกษาผลของการรักษาและการฝึกทางการกีฬาจากเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ฐานของเครื่องสั่น (WBV plate) เป็นแผ่นที่นำมาใช้ในการกระตุ้นและตอบสนองของร่างกายด้วยการหดเกร็งของกล้ามเนื้อ เป็นการควบคุมการทำงานแบบภายนอกอำนาจจิตใจ เมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหว muscle spindles ก็จะถูกยืดซึ่งจะเป็นการส่งสัญญาณไปยังไขสันหลัง จากนั้นกล้ามเนื้อก็มีการหดเกร็ง ลักษณะการทำงานคล้ายกับ Stretch reflex (Abercromby et al., 2007b; Rittweger, 2010)

- การสั่นที่เคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (Vertical movement) จะกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อในลักษณะการกระโดด ในกรณีนี้กล้ามเนื้อทั้ง 2 ข้างของร่างกายก็จะมีการหดเกร็งพร้อมกัน น้ำหนักในร่างกายจึงมีสูงและเมื่อมีผลนี้เกิดขึ้นซ้ำๆ ก็จะทำให้เกิดท่าทางที่ไม่เหมาะสม ซึ่งเครื่องนี้จะต้องปรับให้มีความเหมาะต่อผู้ใช้ การใช้เครื่องที่มีการเคลื่อนไหว แบบ vertical ผู้ใช้ต้องมีความชำนาญใน

การใช้อุปกรณ์ เพื่อหลีกเลี่ยงการบาดเจ็บและเพื่อให้แน่ใจว่าอยู่ในท่าทางที่ถูกต้องในระหว่างออกกำลังกาย ดังนั้นการใช้เครื่องที่มีการเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง จำเป็นจะต้องมีความเข้าใจในเรื่องที่เกี่ยวข้องกับผลของการฝึกโดยใช้เครื่องสั่นทั้งร่างกาย

- การสั่นที่เคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (Oscillating movement) หรือ มีการส่งแรงในลักษณะคล้ายฟันเลื่อย จากด้านหนึ่งไปอีกด้านหนึ่ง จะกระตุ้นสมองซีกซ้ายและซีกขวา โดยมีการกระตุ้นการสื่อสารระหว่างสมองสองซีก การกระตุ้นลักษณะแบบนี้ มีผลดีต่อการทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อและการทรงตัว ตัวแปรที่สำคัญของเครื่องสั่นแบบ Oscillating คือ ความเร็ว/ความถี่ (Plate เคลื่อนขึ้น-ลง อย่างไร) และ amplitude (ระยะห่างที่ plate เคลื่อนขึ้น-ลง) เมื่อมีการใช้เครื่องสั่นแบบ Oscillating กล้ามเนื้อมีการหดเกร็งสลับกัน กล้ามเนื้อมัดเดียวกันทั้งสองข้างจะไม่สามารถทำงานเหมือนกันในเวลาเดียวกันได้ การเคลื่อนไหวลักษณะแบบนี้เหมือนกับการเดิน

ดังนั้นรูปแบบการสั่นที่ฐานเครื่องทั้งแบบ การเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (Vertical movement) และ การเคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (Oscillating movement) ให้ผลลัพธ์คล้ายๆ กัน แต่ชนิดของการสั่นมีผลต่อแรงสั่นที่ถูกส่งผ่านไปยังร่างกาย (Cardinale & Bosco, 2003) เครื่องที่มีการสั่นแบบ Vertical/linear ปัจจุบันมีการศึกษาวิจัยที่ค่อนข้างน้อย และเหมาะกับนักกีฬาที่ความแข็งแรงในระดับหนึ่ง ซึ่งผลของการสั่นแบบ Vertical อาจมีผลระยะยาวต่อการเปลี่ยนแปลงที่ระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Torvinen et al., 2002)



ภาพที่ 18 รูปแบบการเคลื่อนไหวฐานของเครื่องสั่น (A) การเคลื่อนไหวขึ้นลงในด้านข้างเหมือนกระดานหก (OSCILLATING MOVEMENT) และ (B) การเคลื่อนไหวในแนวดิ่ง (VERTICAL MOVEMENT) ที่มา; ABERCROMBY ET AL. (2007B)

9.2 การตอบสนองต่อการสั่นทั้งร่างกาย

การออกกำลังกายแบบสั่นที่ส่งแรงสั่นทั้งร่างกาย จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อกล้ามเนื้อโดยการกระตุ้นผ่านการทำงานของรีเฟล็กซ์ที่กระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีชื่อว่า Tonic vibration reflex การ

สั่นสะเทือนจะกระตุ้นที่ Primary endings ของ muscle spindles (Ia afferents) ซึ่งจะนำไปสู่การกระตุ้นเซลล์ประสาทสั่งการ (Alpha motor neuron) ที่ไขสันหลัง ส่งกระแสประสาทมากระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัว (Cardinale & Bosco, 2003) จากการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) มีหลักฐานบ่งชี้ว่า การทำงานของกล้ามเนื้อและระบบประสาทประสานงานกันได้ดีขึ้น (Synchronization of motor units) และ เซลล์ประสาทสามารถปล่อยกระแสประสาทได้ถี่ขึ้น (Motor unit firing frequency) นอกจากนี้ การสั่นสะเทือนยังกระตุ้นที่ primary ending ของ Gamma motor neuron เพิ่มความไวของกล้ามเนื้อ ทำให้ใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber) ที่ไม่ตอบสนองต่อการกระตุ้น ให้มีความไวมากขึ้นและถูกกระตุ้นได้ง่าย การออกกำลังกายแบบสั่นอย่างสม่ำเสมอ จะช่วยกระตุ้นการหดตัวของกล้ามเนื้อเพื่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ มีผลในการเพิ่มมวลกระดูก เพิ่มการไหลเวียนของเลือด เพิ่มความสามารถในการทรงตัวและ กระตุ้นฮอร์โมนที่สำคัญต่อร่างกาย นำมาใช้ในการเพิ่มประสิทธิภาพร่างกายของนักกีฬาได้ดีขึ้น (Cardinale & Bosco, 2003; Cardinale & Wakeling, 2005; Cochrane, 2011; Ritzmann, Kramer, Bernhardt, & Gollhofer, 2014)

จากการทบทวนงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า การออกกำลังกายด้วยเครื่องสั่นใช้ในการออกกำลังกายเพื่อการรักษาเนื่องจากมีผลต่อการเพิ่มสมรรถภาพของรยางค์ส่วนล่าง ปัจจุบันได้รับความนิยมเนื่องจากให้ผลทั้งในระบบประสาทสั่งการ ระบบประสาทกล้ามเนื้อ และเพิ่มมวลกระดูก รูปแบบและวิธีการฝึกขึ้นอยู่กับการนำไปใช้ โดยถ้ามีจุดประสงค์เพื่อเพิ่มความแข็งแรง กระตุ้นการการทำงานของระบบประสาทสั่งการ ความความถี่ที่ใช้คือ 30-50 Hz เป็นความถี่ที่กระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัวตอบสนองต่อแรงสั่นสะเทือนได้ดีที่สุด (Issurin, 2005) ส่วนแอมพิจูดนิยมใช้ในช่วง 2-8 มม. ความถี่และแอมพิจูดที่สูงจะเพิ่มแรงในการสั่นมากขึ้น (Cerciello, Rossi, Visona, Corona, & Oliva, 2016) จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า การฝึกการสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อและความสามารถในการทนทานของกล้ามเนื้อ ที่ความถี่ 15-60 Hz แอมพลิจูดที่ 1-11 มิลลิเมตร ความเร่งอยู่ในช่วง 2.2-5.1 g (Dolny & Reyes, 2008) นอกจากนี่ยังมีการศึกษาเพื่อประเมินผลที่แตกต่างกันของการฝึก whole body vibration (WBV) โดยการดูค่า EMG activity ในขณะที่มีการสั่น โดยศึกษาตัวแปรดังนี้ 1) ชนิดของการสั่นระหว่าง การสั่นแบบ Side alternating และ Synchronous 2) ความถี่ตั้งแต่ 5-10-15-20-25-30 Hz 3) ท่าทางในการยืนคือแบบยืนด้วยปลายเท้ากับการยืนปกติ 4) มุมองศาของการงอเข่าที่ 5° 30° 60° และ 5) การฝึกโดยมีน้ำหนัก 1ใน 3 ของน้ำหนักตัวกับไม่มีน้ำหนัก ผลการศึกษาพบว่า 1) ชนิดของการสั่นแบบ side-alternating vibration ค่า neuromuscular activation มีค่าเพิ่มมากขึ้นเมื่อเทียบกับ synchronous vibration 2) ค่า neuromuscular activation ขณะทำ WBV มีความสัมพันธ์กับความถี่ที่สูงขึ้น ค่า EMG activity ก็สูงขึ้น ลักษณะของร่างกายก็มีผลต่อ neuromuscular activation ในขณะ WBV ได้แก่ 3) ค่า EMG activity ของกล้ามเนื้อ knee extensors จะมีค่าสูงที่สุดเมื่อมีการงอเข่าที่ 60 องศา และ 4) ค่า EMG activity ของกล้ามเนื้อ plantar flexor จะมีค่าสูงที่สุดเมื่อยืนในลักษณะ forefoot และ 5) น้ำหนักที่เพิ่มขึ้นมีผลต่อ การเพิ่มค่า EMG activity (Ritzmann, Gollhofer, & Kramer, 2013) เรย์และคณะ (Reyes, Dickin, Crusat, & Dolny, 2011) ได้กล่าวถึง แบบท่าทางในการสั่นทั้งร่างกาย หมายถึงการหดตัวของกล้ามเนื้อในระหว่างการสั่น เช่น การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบอยู่กับที่

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ในท่า Static half squat ในท่านี้การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบนี้จะหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric) ตลอดช่วงการสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย กล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) และกล้ามเนื้อน่อง (Gastrocnemius) จะอยู่ในลักษณะเหยียดออกและกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (Hamstring) และกลุ่มกล้ามเนื้อกระดกข้อเท้า (Doxiflexor muscle) จะอยู่ในลักษณะหดสั้นตลอดช่วงการสั่น ในขณะที่การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเคลื่อนที่ (Dynamic) ในท่า dynamic half squat กล้ามเนื้อจะหดตัวแบบเอคเซ็นตริก (Eccentric) สลับกับคอนเซ็นตริก (Concentric) โดยกลุ่มกล้ามเนื้อของขาจะหดตัวทั้งสองแบบสลับกันระหว่างการสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย

9.3) การนำเครื่อง whole body vibration มาประยุกต์ใช้

การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย นอกจากกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัวส่งผลให้เกิดแรงกดต่อกระดูกแล้ว แรงสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นทำให้เกิดแรงเหวี่ยงส่งผลต่อกระดูกด้วย การออกกำลังกายด้วยเครื่อง ออกกำลังกายแบบสั่นสม่ำเสมอ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกระดูกโดยลดขบวนการสลายตัวของเนื้อกระดูก และ เพิ่มการสร้างมวลกระดูกใหม่จากการกระตุ้นเซลล์สร้างมวลกระดูก ทำให้เพิ่มความหนาแน่นของมวลกระดูกได้ เวอร์ชูเรนและคณะ (Verschueren et al., 2004) ได้ทำการศึกษาในผู้ป่วยวัยหมดประจำเดือน พบว่า หลังจากออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 35-40 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 1.7-2.5 มม.) เป็นเวลา 24 สัปดาห์ มวลกระดูกที่ข้อสะโพกเพิ่มขึ้นร้อยละ 0.93 และการศึกษาของ กูชิและคณะ(Gusi, Raimundo, & Leal, 2006) ในผู้ป่วยวัยหมดประจำเดือนเช่นกัน พบว่า หลังจากออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 12.6 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 3 ซม.) เป็นเวลา 8 เดือน มวลกระดูกส่วนคอของกระดูกต้นขาเพิ่มขึ้นร้อยละ 4.3 นอกจากนี้ การสั่นสะเทือนจะกระตุ้นผนังหลอดเลือด(endothelium) ให้หลั่งสารที่ทำให้หลอดเลือดขยายตัว (endothelium-derived vasodilators) ขณะเดียวกันก็ลดการหลั่งสารที่ทำให้หลอดเลือดหดตัว ได้แก่ endothelin การกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัว เพิ่มการใช้ออกซิเจน กระตุ้นให้มีการสูบฉีดเลือดมาเลี้ยงมากขึ้น เป็นต้น ลิคโกสและคณะ (Lythgo, Eser, de Groot, & Galea, 2009) รายงานว่าความเร็วในการไหลของเลือดที่หลอดเลือดแดงต้นขา (Femoral artery) เพิ่มขึ้น 5 เท่าหลังจากยืนบนเครื่อง Whole body vibration เป็นเวลา 45 วินาที และ โลห์แมนและคณะ(Lohman, Petrofsky, Maloney-Hinds, Betts-Schwab, & Thorpe, 2007) พบว่าเลือดไหลไปเลี้ยงที่ผิวหนังเพิ่มขึ้นร้อยละ 147 หลังจากใช้เครื่อง Whole body vibration เป็นเวลา 3 นาที เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น มีผลต่อการเพิ่มการทรงตัวของร่างกาย ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในผู้สูงอายุ ช่วยป้องกันการหกล้มได้ มีการศึกษาของ บรูแยร์และคณะ (Bruyere et al., 2005) ในผู้สูงอายุ (59-86 ปี) พบว่า การใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น อาทิตย์ละ 1 ครั้งเป็นเวลา 8 สัปดาห์ จะทำให้เวลาที่ใช้ในการทรงตัวโดยยืนด้วยขาข้างเดียวได้นานขึ้นร้อยละ 65 สำหรับขาขวา และร้อยละ 88.4 สำหรับขาซ้าย นอกจากนี้ยังพบว่าคะแนนการทรงตัว (Tinetti test) เพิ่มขึ้น 5.6 คะแนน และเวลาของ Time up and go test ดีขึ้น 11 วินาที หลังจากใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น เป็นเวลา 8 สัปดาห์ในผู้สูงอายุ (63-93 ปี) เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น อาจมีผลต่อเส้นประสาท

การออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่นสามารถเพิ่มการทรงตัวในสูงอายุ รีและคณะ (Rees, Murphy, & Watsford, 2008) พบว่าผู้สูงอายุ (อายุเฉลี่ย 73ปี) ที่ออกกำลังกาย

ด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 26 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 5-8 มม.) 3 ครั้ง ต่อสัปดาห์ เป็นเวลา 2 เดือน วัดผลจากจะมีความสามารถในการทรงตัวขณะลุกจากเก้าอี้ (Chair rising time) การทดสอบ Time up and go test และการเดินเร็ว (Walking speed) ดีขึ้น เช่นเดียวกับกลุ่มที่ออกกำลังกายแบบปกติ นอกจากนี้การออกกำลังกายแบบสั่นยังสามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ Ankle plantar flexion ได้ดีกว่ากลุ่มที่ออกกำลังกายแบบปกติ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ คาบานาเบะและคณะ (Kawanabe et al., 2007) พบว่า การออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 12-20 เฮิรตซ์) 4 นาที เป็นเวลา10 เดือน สามารถเพิ่มการทรงตัวในการเดิน เช่น เดิน 10 เมตร (10-m walk time) ,ความยาวก้าว (Step length), และ เวลาสูงสุดในการยืนทรงตัวขาเดียว (Maximum standing time on one leg) ในคนสูงอายุ 72 ปี เปรียบเทียบกับกลุ่มออกกำลังกายแบบปกติ

การศึกษาของ เวอร์ชูเรนและคณะ (Verschueren et al., 2011) พบว่าการออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 35-40เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 1.7 -2.5 มม.) 30 นาที 3 ครั้งต่อสัปดาห์ ในผู้หญิงหลังหมดประจำเดือน (Postmenopause women) ต่อเนื่องมากกว่า 6 เดือน สามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และ การทรงตัว เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกาย

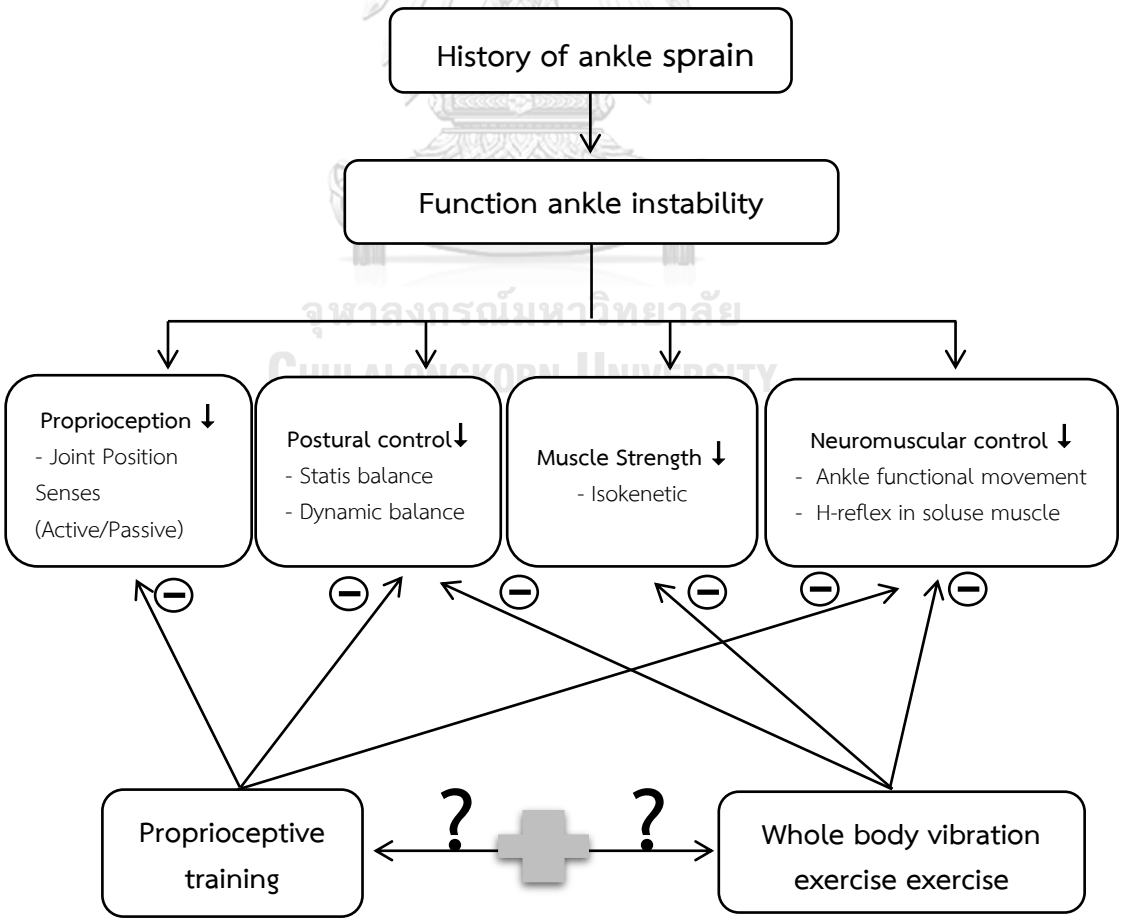
ไรมุนโดและคณะ (Raimundo, Gusi, & Tomas-Carus, 2009; Verschueren et al., 2011) ยังพบว่าการออกกำลังกายด้วย เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (ความถี่ 12.6 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 6 มม.) สามารถเพิ่ม ความสูงในการกระโดด เปรียบเทียบกับการออกกำลังกายโดยการเดิน ในขณะที่การออกกำลังกายโดยการเดิน สามารถเพิ่มความเร็วในการเดิน (4-m walk time) และ เวลาในการทรงตัวจากการลุกจากเก้าอี้ (Chair rise test) ได้ดีกว่า

คลอร์กและคณะ (Cloak et al., 2013) ได้ทำการศึกษาผลของการใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่นร่วมกับอุปกรณ์ฝึกการทรงตัว Wobble board (Vibrosphere; ProMedvi) จากผลการทดลองพบว่า มีการการกระจายตัวของค่าสัมบูรณ์ของจุดศูนย์กลางมวล (COM) ให้ดีขึ้น (Absolute center of mass (COM) distribution during single-leg stance) , ค่าการทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาวแบบประยุกต์ (Modified star excursion balance test (SEBT) reach distances) และการทดสอบยืนขาเดียวแล้วกระโดดติดต่อกันจำนวนสามครั้ง (Single-leg triple hop for distance (SLTHD)) ของนักฟุตบอลที่บาดเจ็บจากอาการ FAI ก็ดีขึ้นเช่นกันเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้อุปกรณ์ฝึกการทรงตัววับเบิลบอร์ด (Wobble board) อย่างเดียว

เซียรา กัสแมนและคณะ (Sierra-Guzman et al., 2018) ได้ศึกษาผลของการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายร่วมกับการฝึกการทรงตัวบนพื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอ โดยการวาง BOSU บนเครื่องสั่น ใช้ระยะเวลาในการฝึกหกสัปดาห์ ผลลัพธ์ของการศึกษาพบว่า การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายร่วมกับการฝึกการทรงตัวบนพื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอสามรถพัฒนาการความสามารถในการทรงตัวของร่างกายได้ทั้ง 2 แบบ คือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายร่วมกับการฝึกการทรงตัวบนพื้นผิวที่ไม่สม่ำเสมอ และการฝึกการทรงตัวบนพื้นผิวไม่สม่ำเสมอเพียงอย่างเดียว (BOSU) สามารถรักษาภาวะการทรงตัวบกพร่องในผู้ป่วยที่มีภาวะ CAI ได้เหมือนกัน

กรอบแนวความคิดในการวิจัย (Conceptual Framework)

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการบาดเจ็บข้อเท้าแพลงทางด้านนอกยังพบได้บ่อยในการเล่นกีฬา ประเภทที่มีการปะทะ มีการเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนไหวและการกระโดด เป็นต้น ซึ่งปัญหาที่ตามมาคือ นักกีฬาอาจมีโอกาสเสี่ยงที่จะเกิดภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง ดังนั้นการรักษาฟื้นฟูด้วยขั้นตอนและวิธีการที่เหมาะสม จะสามารถทำให้ประสิทธิภาพการทำงานของข้อเท้ากลับมาใช้งานได้อย่างปกติเร็วขึ้น ปัจจุบันเริ่มมีการนำการออกกำลังกายมาใช้ในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อและเอ็นข้อต่อหลังการได้รับบาดเจ็บมากขึ้น และการออกกำลังกายแต่ละประชนิดก็มีผลต่อการรักษาต่างกัน ดั้งนั้นจึงมีแนวความคิดในการประยุกต์นำการออกกำลังกายหลายๆ อย่าง มาใช้ร่วมกันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูความสามารถในการทำงานของส่วนที่ได้รับบาดเจ็บในนักกีฬา เพื่อเตรียมความพร้อมให้กลับไปใช้งานได้อย่างเป็นปกติและมีประสิทธิภาพได้เร็วที่สุด ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่ศึกษาการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อที่เป็นการออกกำลังกายที่กระตุ้นการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อในคนที่เคยมีประวัติข้อเท้าแพลงและการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่ข้อเท้าไม่มั่นคง



บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัย

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental Research) เพื่อศึกษาผลของ**การ**ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่ข้อเท้าไม่มั่นคง

ประชากรที่ศึกษา

นักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยที่เคยมีประวัติการบาดเจ็บที่ข้อเท้า เช่น นักกีฬาบาสเกตบอล ฟุตบอล แฮนด์บอล รักบี้ฟุตบอล เนตบอล เป็นต้น อายุระหว่าง 18-27 ปี โดยการผ่านเกณฑ์การคัดเข้า-คัดออก และได้รับการยินยอมอย่างสมัครใจให้ความร่วมมือในการทำวิจัยครั้งนี้ตลอดช่วงการศึกษา โดยผู้วิจัยเข้าถึงประชากรที่ศึกษาโดยได้ทำการติดต่อประสานงานกับหัวหน้าผู้ฝึกสอนและต้นสังกัดของนักกีฬาด้วยตัวเอง

กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้คือ นักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ของมหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยการเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive sampling) คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง โดยใช้โปรแกรม StatsToDo อ้างอิงจากงานวิจัยของ เซฟตันและคณะ (Sefton, Yarar, Hicks-Little, Berry, & Cordova, 2011) กำหนดค่าอำนาจการทดสอบ (Power of the test) ที่ 0.80 ค่าขนาดของผล (Effect size) ที่ 0.17 และค่าแอลฟาที่ระดับความมีนัยสำคัญ 0.05 ได้กลุ่มตัวอย่าง 12 คนต่อกลุ่ม ทั้งหมดจำนวน 48 คน แต่เพื่อป้องกันการสูญหายของกลุ่มตัวอย่างในขณะทำการวิจัย และเพื่อให้ผลการศึกษาเป็นที่น่าเชื่อถือ ผู้วิจัยจึงเพิ่มจำนวนตัวอย่างอีกร้อยละ 10 ดังนั้นการวิจัยครั้งนี้ ใช้จำนวนกลุ่มตัวอย่างทั้งสิ้น 52 คน (มหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ วิทยาเขตกรุงเทพจำนวน 35 คน และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยจำนวน 17 คน) แบ่งเป็นเพศหญิง 30 คน และชาย 22 คน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย

เกณฑ์การคัดเข้า

1. นักกีฬาระดับมหาวิทยาลัย เช่น นักกีฬาบาสเกตบอล ฟุตบอล แฮนด์บอล เนตบอล ฯลฯ
2. เพศหญิงและเพศชาย อายุระหว่าง 18-27 ปี
3. เคยมีประวัติข้อเท้าแพลงด้านนอกอย่างน้อย 2 ครั้ง ภายในระยะเวลา 2 ปี

4. ผลการทำแบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) ได้คะแนนน้อยกว่าหรือเท่ากับ 24 คะแนนจากคะแนนเต็ม 30 (รายละเอียดในภาคผนวก ข)
5. ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ได้รับอุบัติเหตุหรือการผ่าตัดของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ เช่น กระดูกหัก เอ็นฉีก เป็นต้น ที่อาจเป็นอุปสรรคต่อการทดลอง ในช่วงเวลา 3 เดือนก่อนการวิจัย
6. ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่มีการฝึกเสริมอื่นๆใด นอกเหนือจากที่ผู้วิจัยฝึกให้
7. ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องงดเครื่องดื่มที่มีคาเฟอีนและแอลกอฮอล์ก่อนการทดสอบอย่างน้อย 48 ชั่วโมง

เกณฑ์การคัดออก

1. มีเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อได้ เช่น เกิดอาการเจ็บขณะมีการเคลื่อนไหวที่ข้อเท้าและเจ็บป่วย เป็นต้น
2. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยเข้าร่วมการวิจัยไม่ครบ 90% ของระยะเวลาการฝึกที่กำหนด (เข้ารับการฝึกน้อยกว่า 16 จากทั้งหมด 18 ครั้ง)
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยขอถอนตัวหรือไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ

ขั้นตอนดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยอธิบายวัตถุประสงค์ ชี้แจงข้อมูลเกี่ยวกับการวิจัย และคัดกรองผู้เข้าร่วมการวิจัย ด้วยการซักประวัติและตอบแบบสอบถามภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) ซึ่งคะแนนที่ผ่านเกณฑ์คัดเข้าคือน้อยกว่าหรือเท่ากับ 24 คะแนน (รายละเอียดในภาคผนวก ข) ในกรณีผู้เข้าร่วมวิจัยที่ไม่ผ่านเกณฑ์คัดกรอง ผู้วิจัยให้คำปรึกษาและแนะนำวิธีการออกกำลังกายบริเวณข้อเท้า พร้อมทั้งมอบของที่ระลึกที่เข้าร่วมการคัดกรอง

2. ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ผ่านเกณฑ์คัดเข้า กรอกแบบบันทึกข้อมูล ได้แก่ อายุ, เพศ, น้ำหนัก, ส่วนสูง, ขาข้างที่บาดเจ็บ, ประวัติการบาดเจ็บ เป็นต้น และเซ็นชื่อตอบรับเข้าร่วมการวิจัย

3. ผู้วิจัยอธิบายขั้นตอนและวิธีการวัดผลในการวิจัย การเก็บข้อมูลก่อนการทดสอบตามลำดับต่อไปนี้ (รายละเอียดเพิ่มเติมในภาคผนวก ก)

3.1 การทดสอบความสามารถในการทรงตัว (Balance test) แบ่งออกเป็น 3 การทดสอบ

3.1.1 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses)

- การทดสอบความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยผู้ทดสอบเคลื่อนไหวเอง (Reproduction of active positioning)
- การทดสอบความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยผู้ทดสอบเคลื่อนไหวเองโดยอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้อัตโนมัติ (Reproduction of passive positioning)

3.1.3 การทดสอบการยืนขาเดียว (Single leg standing test)

- ทดสอบบนพื้นปกติ (Stable surface)

- ทดสอบบนพื้นโฟม (Unstable surface)

3.1.4 การทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาว (Star excursion balance test)

3.2 การทดสอบการทำงานระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular function test) แบ่งออกเป็น 3 ทดสอบ

3.2.1 การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

3.2.2 การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้า (Ankle functional movement)

- การวิเคราะห์การกระโดดลงพื้น (Drop Jump analysis)
  - กระโดดลงบนพื้นปกติ (Stable surface)
  - กระโดดลงบนพื้นโฟม (Unstable surface)

3.2.2 การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength test)

- กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าเข้าด้านใน (Ankle invertors) (Tibialis anterior/posterior muscle))
- กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าออกด้านนอก (Ankle evertors) (Peroneal muscle))

โดยจะทำการทดสอบขาทั้ง 2 ข้าง ลำดับการทดสอบเริ่มต้นจากขาที่มีภาวะไม่มั่นคงก่อน ทำเสร็จ 1 ข้างพัก 2 นาที แล้วสลับข้าง เมื่อทำเสร็จทั้งสองข้างจะพัก 5 นาที ก่อนเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบในบางการทดสอบที่มีการทดสอบย่อยให้พัก 3 นาที ก่อนจะเริ่มทำการทดสอบย่อยอีกข้อ ลำดับการทดสอบทำแบบเดิมจนครบทุกการทดสอบ จะใช้เวลาประมาณ 120 นาที (รายละเอียดเพิ่มเติมในภาคผนวก ก) มีผู้ช่วยวิจัยจำนวน 1 คน คือ นิสิตระดับปริญญาโท คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4. แบ่งกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยเป็น 4 กลุ่มๆ ละ 13 คน โดยการจับคู่ (Matched pair) โดยใช้เกณฑ์ เพศ ชนิดกีฬา และความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static balance) เพื่อให้กลุ่มตัวอย่างมีลักษณะใกล้เคียงกัน

4.1. โดยในกลุ่มควบคุมผู้เข้าร่วมวิจัยจะที่ไม่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย และในกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มได้รับการฝึกซ้อมทักษะตามปกติภายใต้การควบคุมดูแลของผู้ฝึกสอน เป็นระยะเวลาทั้งหมด 6 สัปดาห์

4.2. ในกลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกการทรงตัว โดยใช้เครื่อง Biodex stability system รุ่น Balance system SD เป็นเวลา 6 สัปดาห์ โดยจะมีการปรับเพิ่มระดับความยากในทุกสัปดาห์ คือ ฝึกแบบลืมตา หลับตา บนพื้นปกติ บนพื้นโฟม และฝึกแบบมีการเคลื่อนไหว โดยจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาทีทุกครั้งก่อนเข้าโปรแกรมการฝึก ทำการฝึก 3 วันต่อสัปดาห์ ครั้งละ 10-20 นาที วันที่ทำการฝึกคือวัน จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 13.00 - 15.00 น. (Lee & Lin, 2008) (รายละเอียดเพิ่มเติมในภาคผนวก ง)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

4.3. ในกลุ่มที่ออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว ผู้เข้าร่วมวิจัยจะเข้าโปรแกรมการฝึก โดยใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น รุ่น Power plate Pro5 silver เป็นเวลา 6 สัปดาห์ โดยขึ้นไปยืนขาเดียวบนฐานของเครื่อง ใช้ท่าทางในการฝึกเป็นขณะอยู่ (Static Balance) จำนวน 2 ท่า คือ ท่าที่หนึ่งยืนขาเดียวบนปลายเท้า (Single leg heel raises) ท่าที่สองยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats 60°) ทำการฝึก 3 ครั้งต่อสัปดาห์ ครั้งละ 10-20 นาที ใช้ความถี่ 35-40-50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 2-4/4-8 มม. ความเร่งอยู่ในช่วง 2.2-5.1 g โดยโปรแกรมจะเพิ่มความหนักขึ้นทุก 2 สัปดาห์ วันที่ทำการฝึกคือวัน จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 16.00 - 18.00 น. (Cloak, Nevill, Clarke, Day, & Wyon, 2010; Ritzmann et al., 2013) (รายละเอียดเพิ่มเติมในภาคผนวก จ)

4.4. ในกลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อควบคู่กับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย โดยผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกทั้ง 2 แบบมาใช้ฝึกควบคู่กัน โดยจะฝึกโปรแกรมการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อก่อน ตามด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย ซึ่งก็จะใช้แบบโปรแกรมเดียวกันกับกลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว และกลุ่มที่ฝึกการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว ทำการฝึก 3 ครั้งต่อสัปดาห์ ระยะเวลาประมาณ 20-25 นาที วันที่ทำการฝึกคือวัน อังคาร พฤหัส เสาร์ ช่วงเวลา 13.00 - 16.00 น. (รายละเอียดเพิ่มเติมในภาคผนวก ฉ)

5. ผู้วิจัยเก็บข้อมูลหลังการทดสอบ โดยการทดสอบจะเหมือนกับการเก็บข้อมูลก่อนการทดสอบ

6. ทำการวิเคราะห์ข้อมูลและสรุปผลการศึกษา

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

<u>เครื่องมือในการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง</u>

1. แบบสอบถามภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง (Cumberland ankle instability tool (CAIT) (Claire E. Hiller et al., 2006)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

<u>เครื่องมือที่ใช้ในการฝึก</u>

1. เครื่องออกกำลังกายแบบสั่น (Whole body vibration exercise) รุ่น Power plate Pro5 silver ผลิตโดยบริษัท Powerplate international Ltd. ประเทศสหรัฐอเมริกา
2. เครื่อง Biodex stability system รุ่น Balance system SD ผลิตโดยบริษัท Biodex medical system, Inc. ประเทศอังกฤษ

<u>เครื่องมือที่ใช้ในการวัดตัวแปร</u>

1. การวัดการรับรู้และการตอบสนองที่ข้อต่อ (Joint position senses) โดยใช้เครื่อง Biodex isokinetic dynamometer รุ่น System 4 Pro™ ผลิตโดยบริษัท Biodex medical system, Inc. ประเทศอังกฤษ
2. การวัดการทรงตัว โดยใช้เครื่อง Biodex stability system ใช้โปรแกรม Postural stability testing

3. การวัดความสามารถในการทำงานข้องข้อเท้า (Functional movement) โดยใช้แผ่นวัดแรง (force plate) ขนาด 90*90 ซม. ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM) Version 2018.1
4. การวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength) โดยใช้เครื่อง Biodex isokinetic dynamometer
5. อุปกรณ์ตรวจ H-reflex รุ่น Biopac Student Lab MP36 ผลิตโดยบริษัท BIOPAC Systems, Inc. ประเทศ สหรัฐอเมริกา

การเก็บรวบรวมข้อมูล

การเก็บรวบรวมข้อมูลในการวิจัยครั้งนี้ โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. ผู้วิจัยดำเนินการประสานงานกับผู้จัดการทีมกีฬา หัวหน้าผู้ฝึกสอนและต้นสังกัดของนักกีฬาที่มีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดการบาดเจ็บที่ข้อเท้าสูง เช่น กีฬาบาสเกตบอล ฟุตบอล ฟุตซอล รักบี้ เนตบอล เป็นต้น ที่มหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ วิทยาเขตกรุงเทพ และจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยผู้วิจัยจะทำการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างในการวิจัยครั้งนี้ด้วยตนเอง

2. ผู้วิจัยทำหนังสือขอความร่วมมือในการทำวิจัย จากคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ไปยังผู้จัดการทีมกีฬา หัวหน้าผู้ฝึกสอนและต้นสังกัดของนักกีฬา เพื่อขอความร่วมมือในการทำการทดลอง และเก็บข้อมูล

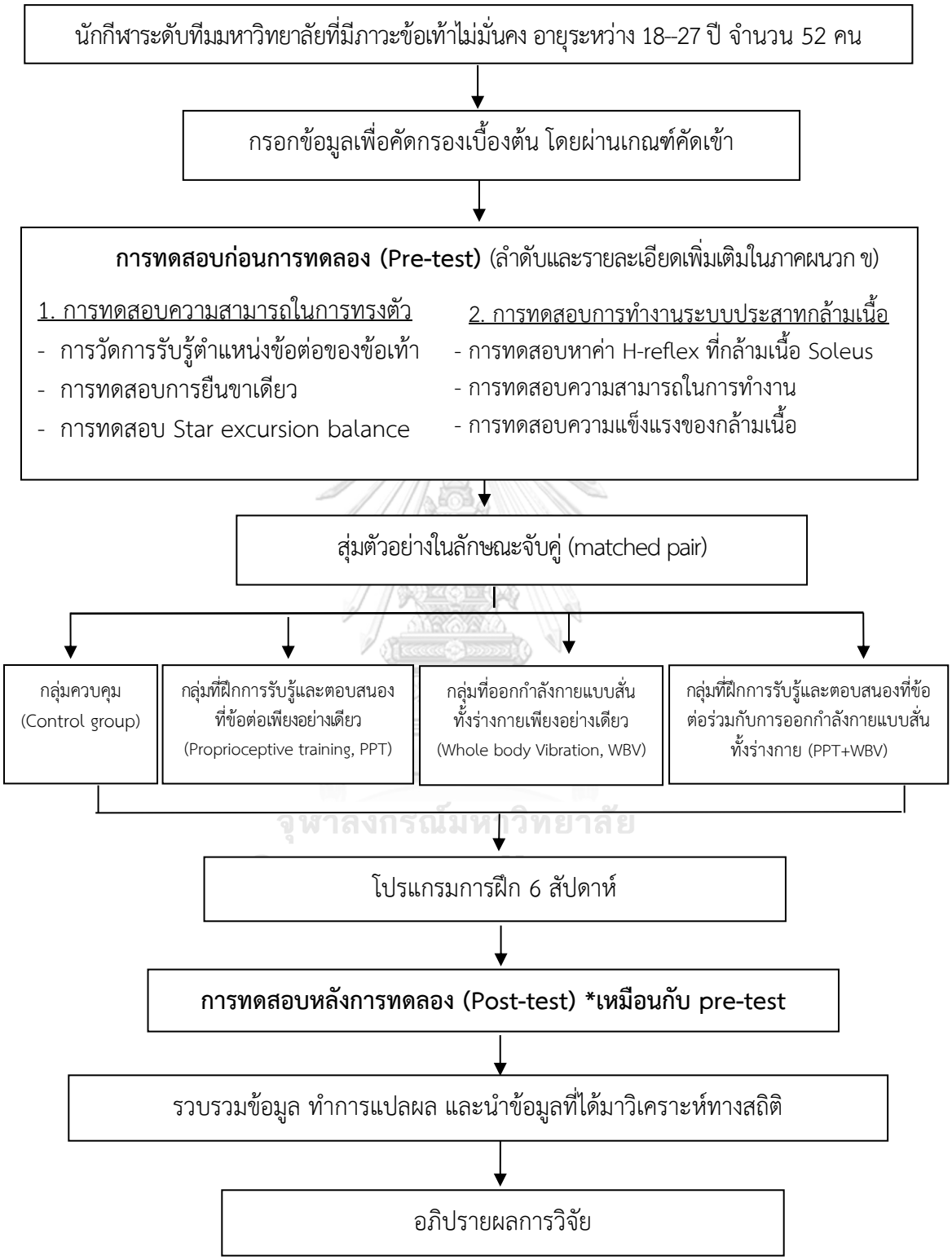
3. ผู้วิจัยชี้แจงและทำหนังสืออธิบาย วัตถุประสงค์ และประโยชน์รวมทั้งความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมวิจัย ตลอดจนขั้นตอนและรายละเอียดต่างๆในการเก็บรวบรวมข้อมูล โดยผู้เข้าร่วมวิจัยต้องเดินทางมาทดสอบก่อนและหลังการฝึกที่คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ส่วนในช่วงการฝึกจะทำการฝึกที่สถาบันการพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ พร้อมทั้งขอความร่วมมือจากผู้เข้าร่วมการวิจัย และผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย เมื่อกลุ่มตัวอย่างยินยอมเข้าร่วมวิจัย ผู้วิจัยจะให้กลุ่มตัวอย่าง ลงนามในหนังสือยินยอมเข้าร่วมวิจัย

4. ผู้วิจัยอธิบายวิธีการทดสอบก่อนและหลังการฝึก และอธิบายโปรแกรมการฝึกให้กับผู้ช่วยวิจัยด้วยตนเอง โดยผู้ช่วยวิจัยเป็นนักกายภาพบำบัดที่มีความรู้ความเชี่ยวชาญด้านภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง เพื่อความปลอดภัยขณะที่ทำการทดสอบ และเพื่อให้เกิดความเข้าใจถึงวิธีดำเนินการวิจัย การเก็บรวบรวมข้อมูลอย่างถูกต้องและเป็นมาตรฐานเดียวกัน

5. ผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยจำนวน 1 คน ดำเนินการฝึกซ้อมการทดสอบตัวแปรด้านต่าง ๆ และควบคุมการฝึกซ้อมตามโปรแกรมการฝึก เพื่อให้เกิดความชำนาญก่อนที่จะทำการทดสอบจริง

6. ข้อกำหนดในการทดสอบ ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องงดเครื่องดื่มที่มีคาเฟอีนและแอลกอฮอล์ก่อนการทดสอบอย่างน้อย 12 ชั่วโมงและงดการออกกำลังกายอย่างหนักก่อนการทดสอบอย่างน้อย 24 ชัวโมง

ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย



วิธีการพิทักษ์สิทธิ์กลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ผู้วิจัยใช้เครื่องมือวิจัยที่ได้รับมาตรฐานและมีการตรวจสอบความปลอดภัย ความถูกต้องแม่นยำ ก่อนที่ผู้เข้าร่วมวิจัยจะใช้ทดสอบทุกครั้ง สำหรับการฝึกและการทดสอบผู้วิจัยได้ควบคุมการฝึกและการทดสอบด้วยตนเอง ซึ่งมีความชำนาญในการควบคุมการฝึกในขั้นตอนต่างๆ หากเกิดอาการบาดเจ็บจากการทดลอง จะได้รับการช่วยเหลือปฐมพยาบาลเบื้องต้น และนำส่งโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์หรือ โรงพยาบาลศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ มศว องค์รักษ์ โดยผู้วิจัยจะรับผิดชอบในการออกค่ารักษาพยาบาลทั้งหมด

การวิเคราะห์ข้อมูล

นำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ SPSS version 23.0 ดังนี้

1. แสดงผลลักษณะกลุ่มตัวอย่าง อายุ เพศ น้ำหนัก ส่วนสูง คะแนนที่ได้จาการทำแบบสอบถาม(CAIT Score) ค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation)
2. ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลโดยใช้ Shapiro-wilk test
3. หากข้อมูลมีการกระจายตัวปกติ ทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปร โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง เวลา*กลุ่ม (Two-way ANOVA) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปรก่อนการฝึกและหลังการฝึกระหว่างกลุ่ม และภายในโดยวิธีของ Bonferroni กลุ่มโดยการทดสอบค่า “ที” (Paired t-test) ตามลำดับ
4. หากข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติ เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปรก่อนการฝึกและหลังการฝึกระหว่างกลุ่ม โดยใช้การวิเคราะห์ Kruskal-Walls One-way ANOVA หากพบว่ามีความแตกต่างกันใช้สถิติทดสอบรายคู่ โดยใช้การวิเคราะห์ The Mann-Whitney U Test และทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปรก่อนการฝึกและหลังการฝึกภายในกลุ่ม โดยใช้การวิเคราะห์ Wilcoxon Signed Rank Test
5. หาค่าสหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรทุกตัว โดยใช้การวิเคราะห์ Pearson-moment product correlation coefficient และการการหาความสัมพันธ์ด้วย Spearman rank correlation coefficient
6. กำหนดความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การวิจัยในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบของประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง โดยกลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬาชายและหญิงที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง จากมหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติและจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จำนวน 52 คน จาก 4 ชนิดกีฬา (บาสเกตบอล, ฟุตบอล, แฮนด์บอลและเนตบอล) โดยแบ่งกลุ่มตัวอย่างเป็น 4 กลุ่มๆ ละ 13 คน ได้แก่ กลุ่มควมคุมที่ไม่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Control) และกลุ่มทดลอง 1 ที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว (PPT) กลุ่มทดลอง 2 ที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว (WBV) และกลุ่มทดลอง 3 ที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายต่อเนื่องกัน (PPT+WBV) โดยกลุ่มทดลองทั้ง 3 กลุ่มทำการฝึก 3 ครั้งต่อสัปดาห์ (วันจันทร์ พุธ และศุกร์) โดยกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มได้รับการฝึกซ้อมทักษะตามปกติภายใต้การควบคุมดูแลของผู้ฝึกสอน เป็นระยะเวลาทั้งหมด 6 สัปดาห์ ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลก่อนและหลังการฝึก นำข้อมูลที่ได้เก็บมาทำการวิเคราะห์ทางสถิติ โดยหาค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตราฐาน ($\overline{X} \pm SD$) ของตัวแปรตามทุกตัว และทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลแบบปกติโดยใช้ Shapiro-Wilk test พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติ (Non- parametric) ทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปรก่อนการฝึกและหลังการฝึกระหว่างกลุ่ม โดยใช้การวิเคราะห์ Kruskal-Wallis ถ้าหากพบว่ามีความแตกต่างกันใช้สถิติทดสอบรายคู่ โดยใช้การวิเคราะห์ The Mann-Whitney U Test และเปรียบเทียบผลค่าเฉลี่ยของทุกตัวแปรก่อนการฝึกและหลังการฝึกภายในกลุ่ม โดยใช้การวิเคราะห์ Wilcoxon Signed Rank Test โดยกำหนดความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้ทำการหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างความสามารถในการทรงตัวและและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อหลังจากได้รับการฝึกด้วยวิธี Pearson-moment product correlation และการการหาความสัมพันธ์ด้วย Spearman rank correlation coefficient โดยกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05 ได้แก่ ข้อมูลทางสรีรวิทยาพื้นฐาน ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัว และความสามารถในการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ จากนั้นทำการวิเคราะห์ผลตามระเบียบวิธีทางสถิติและนำเสนอในรูปแบบตารางประกอบความเรียง และแผนภูมิ โดยแบ่งการนำเสนอออกเป็น 3 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 แสดงข้อมูลพื้นฐานทั่วไป และคะแนนการทำแบบประเมินด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (CAIT score) ของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่ม

ตอนที่ 2 การวิเคราะห์เปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัว

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

2.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance)

2.2 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

2.3 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance)

2.4 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อทางความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

2.5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense)

2.6 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

ตอนที่ 3 การวิเคราะห์เปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางระบบการทำงานของประสาทกล้ามเนื้อ

3.1 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.2 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

3.3 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทำงานของข้อเท้า

3.4 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทำงานของข้อเท้า ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

3.5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

3.6 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

ตอนที่ 4 การศึกษาความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อหลังจากได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง

4.1 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าหลังจากได้รับการฝึก

4.2 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการทรงตัวแบบขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) และ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus หลังจากได้รับการฝึก

ตอนที่ 1 แสดงข้อมูลพื้นฐานทั่วไป และคะแนนการทำแบบประเมินด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (CAIT score) ของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่ม

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ($\overline{X} \pm$ S.D.) ของ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง ขาข้างที่ได้รับบาดเจ็บ ขาข้างที่ถนัด และคะแนนการทำแบบสอบถามด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าจากการใช้งาน (CAIT score) ของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่ม

ตัวแปร	Control (n=13)	WBV (n=13)	PPT (n=13)	PPT+WBV (n=13)
เพศ (หญิง/ชาย)	9/4	7/6	7/6	7/6
อายุ (ปี)	20.9(1.55)	20.07(0.95)	19.76(1.01)	19.84(0.89)
ความสูง (ซม.)	168.46(7.12)	169.30(5.61)	168(8.09)	167.92(7.29)
น้ำหนัก (กก.)	60.84(7.86)	62.69(6.45)	61.76(8.32)	62.30(9.41)
ค่าดัชนีมวลกาย (กก./เมตร^2)	21.38(1.92)	21.87(1.95)	21.79(1.55)	22.01(2.27)
ขาข้างที่บาดเจ็บ (ข้างขวา/ข้างซ้าย)	8/5	5/8	7/6	8/5
ขาข้างที่ถนัด (ข้างขวา/ข้างซ้าย)	12/1	13/0	12/1	13/0
คะแนนการทำแบบประเมินด้วยตนเองเกี่ยวกับภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง(CAIT score) (ขาข้างที่บาดเจ็บ/ขาข้างที่ไม่บาดเจ็บ)	19.84(3.21) /27.84(2.96)	18.84(2.85) /28.69(2.62)	18.30(3.27) /27.69(2.65)	18.92(3.45) /28.84(3.41)

Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย, PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ (PPT), PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จากตารางที่ 2 พบว่านักกีฬาส่วนใหญ่มีความถนัดขาข้างขวา ยกเว้นกลุ่ม Control และกลุ่ม PPT ที่มีนักกีฬาถนัดซ้ายกลุ่มละ 1 คน โดยพบว่ากลุ่ม Control (เพศหญิง 9 คน เพศชาย 4 คน) มีอายุเฉลี่ย 20.9 ± 1.55 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย 168.46 ± 7.12 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 60.84 ± 7.86, กิโลกรัม ค่าดัชนีมวลกาย 21.38 ± 1.92,กก./เมตร^2 ขาข้างที่บาดเจ็บข้างขวา 8 คน ข้างซ้าย 5 คน และCAIT score ของขาข้างที่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 19.84 ± 3.21 และขาข้างที่ไม่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 27.84 ± 2.96 ขณะที่กลุ่ม WBV (เพศหญิง 7 คน เพศชายุ 6 คน) มีอายุเฉลี่ย 20.07 ± 0.95 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย 169.30 ± 5.6 1เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 62.69 ± 6.45, กิโลกรัม ค่าดัชนีมวลกาย 21.87 ± 1.95,กก./เมตร^2 ขาข้างที่บาดเจ็บข้างขวา 5 คน ข้างซ้าย 8 คน และมีคะแนน CAIT score ของขาข้างที่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 18. 84± 2.85 และขาข้างที่ ไม่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 28.69 ± 2.62 ส่วนกลุ่ม PPT (เพศหญิง 7 คน เพศชาย 6 คน) มีอายุเฉลี่ย 19.76 ± 1.01 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย 168 ± 8.09 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 61.76 ± 8.32, กิโลกรัม ค่าดัชนีมวลกาย 21.79 ± 1.55,กก./เมตร^2 ขาข้างที่บาดเจ็บข้างขวา 7 คน ข้างซ้าย 6 คน และคะแนน CAIT score ของขาข้างที่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 18.30 ± 3.27 และขาข้างที่ไม่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 27.69 ± 2.65 และกลุ่ม PPT+WBV (เพศหญิง 7 คน เพศชาย 6 คน) มีอายุเฉลี่ย 19.84 ± 0.89 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย 167.92 ± 7.29 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 62.30 ± 9.41, กิโลกรัม ค่าดัชนีมวลกาย 22.01 ± 2.27,กก./เมตร^2 ขาข้างที่บาดเจ็บข้างขวา 8 คน ข้างซ้าย 5 คน และคะแนน CAIT score ของขาข้างที่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 18.92 ± 3.45 และขาข้างที่ไม่บาดเจ็บเฉลี่ยเท่ากับ 28.84 ± 3.41 ตามลำดับ

ตอนที่ 2 การวิเคราะห์เปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัว

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 3 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทางของกลุ่มและเวลาของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance)

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
พื้นปกติ (Stable surface)			
ค่าดัชนีความมั่นคงรวม (OSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.245	0.006*	0.825
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.552	0.198	0.572
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (APSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.016*	0.000*	0.301
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.180	0.001*	0.125
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (MLSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.521	0.938	0.163
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.872	0.064	0.116
พื้นโฟม (Unstable surface)			
ค่าดัชนีความมั่นคงรวม (OSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.010*	0.000*	0.175
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.014*	0.000*	0.295
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (APSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.110	0.121	0.722
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.243	0.361	0.251
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (MLSI)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.896	0.001	0.493
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.848	0.697	0.736

* P< 0.05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

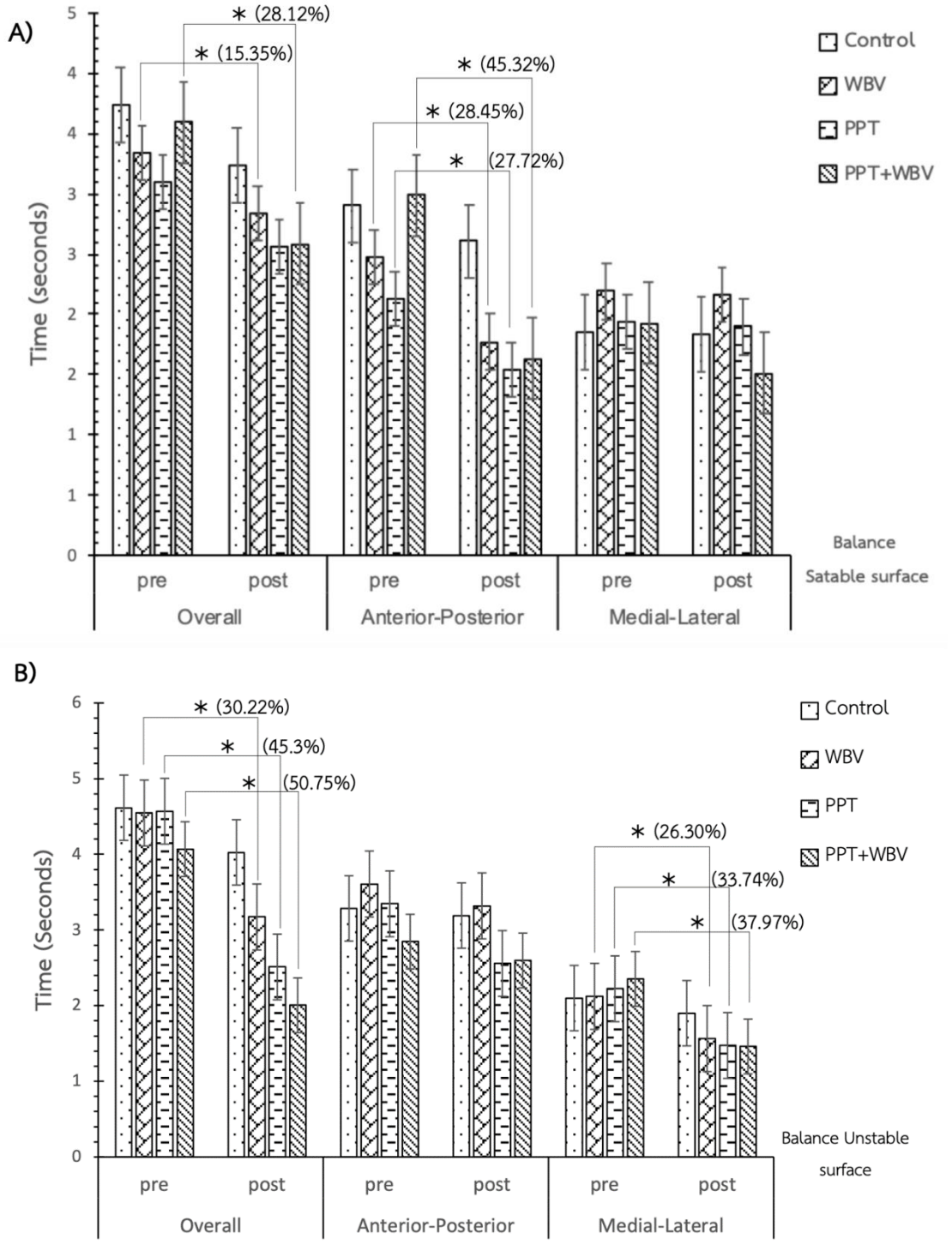
จากตารางที่ 3 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่ากลุ่ม (Group) มีผลต่อค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (Anterior-posterior stability index, APSI) ของขาข้างที่เจ็บบนพื้นปกติ (Stable surface) และของขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บในค่าดัชนีความมั่นคงรวม (Overall stability index, OSI) บนพื้นโฟม (Unstable surface) ขณะที่เวลา (Time) มีผลต่อค่าดัชนีความมั่นคงรวม และค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง ของขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บบนพื้นปกติ นอกจากนี้เวลายังมีผลต่อค่าดัชนีความมั่นคงรวม ของขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บ และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (Medial-lateral stability index, MLSI) บนพื้นโฟม (Unstable surface) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 อย่างไรก็ตามไม่พบผลการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction) ต่อตัวแปรความสามารถในการทรงตัวทั้งบนพื้นปกติ (Stable surface) และบนพื้นโฟม (Unstable surface)

ตารางที่ 4 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
พื้นปกติ (Stable surface)												
ค่าดัชนีความมั่นคงรวม (OSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	3.73(1.79)	3.23(1.06)	0.069	3.34(1.26)	2.83(1.23)	0.045*	3.09(0.95)	2.56(0.46)	0.081	3.59(1.07)	2.58(0.92)	0.011*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.90(1.05)	2.85(0.90)	0.317	2.95(0.61)	2.96(.077)	0.954	2.93(0.84)	2.71(0.79)	0.192	2.93(0.97)	2.35(0.90)	0.069
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (APSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	2.90(1.47)	2.60(0.85)	0.109	2.47(1.12)	1.77(1.17)#	0.018*	2.12(0.78)	1.53(0.46)#	0.017*	2.99(1.02)	1.63(1.08)#	0.008*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.33(0.89)	2.32(0.68)	0.865	2.15(0.70)	1.81(0.72)	0.137	2.31(0.86)	1.50(0.84)#	0.012*	2.37(1.01)	1.40(0.63)#	0.005*
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (MLSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	1.85(0.55)	1.83(0.29)	0.955	2.19(0.65)	2.16(0.71)	0.111	1.94(0.70)	1.89(0.43)	0.726	1.92(0.72)	1.51(0.53)	0.059
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	1.63(0.78)	1.83(0.65)	0.195	1.89(0.44)	1.86(0.66)	0.094	1.86(0.63)	1.83(0.65)	0.106	1.76(0.30)	1.64(0.42)	0.069
พื้นโฟม (Unstable surface)												
ค่าดัชนีความมั่นคงรวม (OSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	4.61(1.84)	4.03(1.03)	0.067	4.54(1.62)	3.17(1.96)	0.012*	4.56(1.24)	2.51(1.05)#	0.003*	4.06(0.80)	2.00(0.93)#	0.000*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	3.59(1.30)	3.26(0.66)	0.109	4.06(1.16)	3.20(1.56)	0.075	4.18(0.78)	2.89(1.16)	0.011*	3.40(0.67)	2.06(0.93)#	0.002*
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (APSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	3.28(1.22)	3.19(0.64)	0.067	3.60(1.68)	3.32(1.39)	0.207	3.34(1.48)	2.55(0.49)	0.208	2.84(0.86)	2.59(0.90)	0.340
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.98(1.08)	2.71(0.64)	0.187	3.06(1.29)	3.05(1.16)	0.886	2.53(0.91)	2.84(0.84)	0.102	2.55(0.54)	2.46(0.52)	0.100
ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (MLSI)												
ขาข้างที่เจ็บ	2.10(1.27)	1.90(1.00)	0.824	2.12(0.76)	1.56(0.71)	0.033*	2.22(0.66)	1.47(0.72)	0.011*	2.35(0.73)	1.46(0.73)	0.010*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	1.50(0.73)	1.46(0.59)	0.317	1.97(0.82)	1.55(0.63)	0.139	1.81(0.66)	2.16(3.28)	0.310	1.74(0.66)	1.46(0.52)	0.135

Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว (PPT), PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย, *แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม; P< 0.05, # แตกต่างจากหลังการฝึกระหว่างกลุ่มเทียบกับกลุ่มควบคุม; P< 0.05

จากตารางที่ 4 แสดงให้เห็นว่าก่อนการฝึกกลุ่มทดลองทั้ง 3 กลุ่มและกลุ่มควบคุมมีค่าความสามารถในการทรงตัวแบบคงที่ของขาข้างที่เจ็บ (Injured) และไม่เจ็บ (Uninjured) ในทุกตัวแปร ขณะทดสอบบนพื้นปกติ และขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟม ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่ากลุ่ม WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวม (Overall stability index, OSI) *(P=.045)* และค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (Anterior-posterior stability index, APSI) *(P=.018)* ขณะทดสอบบนพื้นปกติ และค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=.012)* และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (Medial-lateral stability index, MLSI) *(P=.033)* ขณะทดสอบบนพื้นโฟมของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ในขณะที่ไม่พบความแตกต่างกันของขาที่ไม่เจ็บอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ในกลุ่ม PPT พบว่าค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง *(P=.017)* ขณะทดสอบบนพื้นปกติ รวมทั้งค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=.003)* และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง *(P=.011)* ขณะทดสอบบนพื้นโฟมของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ขณะที่ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง *(P=.012)* ขณะทดสอบบนพื้นปกติ และค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=.004)* ขณะทดสอบบนพื้นโฟมของขาที่ไม่ได้เจ็บก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เช่นกัน ส่วนในกลุ่ม PPT+WBV พบว่ามีค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=*.011*)* และค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง *(P=.005)* ขณะทดสอบบนพื้นปกติ ค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=.000)* และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง *(P=.010)* ขณะทดสอบบนพื้นโฟมในขาข้างที่เจ็บ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เช่นกัน นอกจากนี้ยังพบว่าค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง *(P=.005)* และค่าดัชนีความมั่นคงรวม *(P=.002)* ขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟมของขาข้างที่ไม่เจ็บก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ขณะที่ในกลุ่มควบคุมไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่า หลังการฝึกทั้งกลุ่ม WBV *(P=.017)* กลุ่ม PPT *(P=.031)* และ กลุ่ม PPT+WBV *(P=.008)* มีค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลังขณะทดสอบบนพื้นปกติ ของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม นอกจากนี้กลุ่ม PPT (*P=*.025 และ กลุ่ม PPT+WBV *P=.000)* ยังมีค่าดัชนีความมั่นคงรวมขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟมของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เมื่อเทียบกับกล่มควบคุม มีที่ขณะที่กลุ่ม PPT *(P=.019)* และ กลุ่ม PPT+WBV *(P=.012)* มีค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลังขณะทดสอบบนพื้นปกติ ของขาข้างที่ไม่เจ็บ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม / และกลุ่ม PPT+WBV (*P=*.035) มีค่าดัชนีความมั่นคงรวมขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟมของขาข้างที่ไม่เจ็บ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 เมื่อเทียบกับกล่มควบคุม



Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้ง

ภาพที่ 19 แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง ขณะทดสอบบนพื้นปกติ (A) และขณะทดสอบบนพื้นโฟม (B) ของขาข้างที่เจ็บระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการฝึก

จากภาพที่ 19 แสดงให้เห็นว่าหลังการฝึก 6 สัปดาห์ค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งของขาข้างที่เจ็บ เพิ่มขึ้น ขณะทดสอบบนพื้นปกติอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 โดยกลุ่ม WBV และกลุ่ม PPT+WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวม (Overall stability index, OSI) เพิ่มขึ้น 15.35% และ 28.12% ตามลำดับ ขณะที่ กลุ่ม WBV, PPT และ PPT+WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (Anterior-posterior stability index, APSI) เพิ่มขึ้น 28.45%, 27.72%, และ 45.32% ตามลำดับ นอกจากนี้ขณะทดสอบบนพื้นโฟม พบว่า กลุ่ม WBV, PPT และ PPT+WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวม เพิ่มขึ้น 30.22%, 45.03%, และ 50.75%, ตามลำดับ และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (Medial-lateral stability index, MLSI) เพิ่มขึ้น 26.30%, 33.74% , และ 37.97% ตามลำดับ

จากตารางที่ 5 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่าเวลา (Time) มีผลต่อมีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (Anterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral) และด้านนอก (Latera) ของขาข้างที่เจ็บ และมีผลต่อมีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ด้านใน (Medial), ด้านหลัง (Posterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral) และด้านนอก (Latera) ของขาข้างที่ไม่เจ็บ อย่างไรก็ตามไม่พบผลการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction) ต่อตัวแปรความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหว (Dynamic Balance)

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
ทิศทางด้านหน้า			
ขาข้างที่เจ็บ	0.777	0.039*	0.820
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.633	0.053	0.687
ทิศทางด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน			
ขาข้างที่เจ็บ	0.690	0.392	0.920
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.499	0.175	0.855
ทิศทางด้านใน			
ขาข้างที่เจ็บ	0.659	0.542	0.705
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.669	0.038*	0.671
ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านใน			
ขาข้างที่เจ็บ	0.647	0.333	0.748
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.808	0.125	0.962
ทิศทางด้านหลัง			
ขาข้างที่เจ็บ	0.489	0.115	0.773
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.205	0.038*	0.664
ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก			
ขาข้างที่เจ็บ	0.204	0.038*	0.653
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.571	0.020*	0.607
ทิศทางด้านนอก			
ขาข้างที่เจ็บ	0.449	0.027*	0.325
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.136	0.001*	0.027
ทิศทางด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก			
ขาข้างที่เจ็บ	0.932	0.364	0.626
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.703	0.116	0.639

* P< 0.05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 6 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อทางความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
ทิศทางด้านหน้า												
ขาข้างที่เจ็บ	78.16(10.0)	79.17(8.13)	0.435	78.72(10.01)	83.69(7.82)	0.012*	78.20(7.61)	82.09(5.39)	0.050*	78.28(5.68)	82.87(8.02)	0.006*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	79.31(9.58)	79.20(10.53)	0.926	77.98(6.26)	80.45(6.02)	0.061	78.93(8.80)	82.64(6.46)	0.178	79.85(6.61)	85.19(7.53)	0.056
ทิศทางด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน												
ขาข้างที่เจ็บ	79.40(5.01)	80.56(4.81)	0.368	78.78(10.79)	79.15(10.04)	0.077	79.35(6.85)	80.31(5.61)	0.573	79.83(7.31)	82.64(6.91)	0.255
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	80.32(7.00)	80.22(6.80)	0.925	80.06(6.53)	82.27(8.73)	0.994	79.13(5.80)	82.39(4.93)	0.160	81.98(8.62)	84.26(7.80)	0.304
ทิศทางด้านใน												
ขาข้างที่เจ็บ	83.25(5.07)	82.25(4.43)	0.439	83.21(7.84)	83.20(7.50)	0.399	84.16(10.18)	85.09(9.16)	0.694	83.13(9.20)	86.81(3.80)	0.244
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	83.96(9.82)	84.78(10.44)	0.337	84.29(10.17)	86.47(6.75)	0.082	81.66(8.35)	87.60(5.58)	0.007*	84.55(9.94)	89.49(3.54)	0.142
ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านใน												
ขาข้างที่เจ็บ	81.67(6.55)	82.99(7.96)	0.083	83.51(11.78)	82.17(12.51)	0.503	83.02(10.41)	86.96(6.80)	0.140	83.26(9.32)	86.56(8.54)	0.273
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	82.63(9.12)	84.46(11.69)	0.107	83.16(7.20)	85.41(9.32)	0.409	81.98(10.46)	86.46(8.57)	0.062	84.51(10.47)	87.60(9.25)	0.431

CHULALONGKORN UNIVERSITY จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 7 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อทางความสามารถในการ ทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง (ต่อ)

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
ทิศทางด้านหลัง												
ขาข้างที่เจ็บ	81.22(8.20)	82.51(9.09)	0.083	78.92(11.13)	81.65(8.65)	0.014*	81.61(7.35)	84.01(5.38)	0.340	80.28(10.74)	86.07(8.04)	0.007*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	79.77(8.98)	81.07(10.29)	0.083	79.00(10.62)	80.44(9.33)	0.220	80.75(8.68)	85.44(4.71)	0.020*	81.51(16.34)	89.46(8.13)	0.030*
ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก												
ขาข้างที่เจ็บ	73.14(8.42)	73.75(9.40)	0.195	73.13(8.83)	78.53(6.33)	0.050*	74.28(8.40)	76.54(6.27)	0.164	75.67(10.65)	81.19(7.72)	0.047*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	74.67(8.51)	75.50(9.38)	0.165	73.90(7.92)	80.0(8.45)	0.037*	75.67(11.99)	79.22(9.94)	0.116	75.05(13.43)	82.75(6.95)	0.041*
ทิศทางด้านนอก												
ขาข้างที่เจ็บ	67.81(11.10)	68.16(11.79)	0.317	68.63(9.21)	73.09(8.06)	0.022*	68.26(10.69)	74.58(11.41)	0.055	67.26(11.99)	77.38(9.53)	0.021*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	67.51(8.97)	67.95(10.05)	0.337	69.04(9.52)	70.36(7.52)	0.108	68.76(9.57)	73.66(9.49)	0.074	66.07(11.67)	81.94(8.26)	0.002*
ทิศทางด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก												
ขาข้างที่เจ็บ	67.72(12.01)	68.15(12.68)	0.956	67.22(9.80)	66.79(14.33)	0.665	68.24(13.18)	69.97(7.05)	0.261	64.58(7.53)	71.82(9.26)	0.082
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	67.88(13.39)	67.62(11.28)	0.862	66.98(14.50)	70.05(10.96)	0.206	68.48(8.78)	72.08(8.46)	0.142	67.11(15.48)	75.11(6.29)	0.108

Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย, PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย ,SEBT Score หมายถึงระยะทางที่ปลายเท้าไปแตะเส้นหารด้วยความยาวขาของแต่ละข้างคูณ 100, * แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม; P< 0.05

จากตารางที่ 6 และ 7 แสดงให้เห็นว่า ก่อนการฝึกทั้งกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม มีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (Anterior),ด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน (Anteromedial), ด้านใน (Medial), ด้านหลังค่อนมาทางด้านใน (Posteromedial), ด้านหลัง (Posterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral), ด้านนอก (Lateral), ด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก (Anterolateral) ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่ากลุ่ม WBV พบว่าค่าระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาว (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (*P*=.012), ด้านหลัง (*P*=.014), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก(*P*=.050) และด้านนอก (*P*=.022) ของขาข้างที่เจ็บเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในทำนองเดียวกันค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (*P*=.038), ด้านหลัง (*P*=.041) และด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก(*P*=.037) ในขาข้างที่ไม่เจ็บก็เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 กลุ่ม PPT ที่พบว่าค่าระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาว (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (*P*=.050) ของขาข้างที่เจ็บเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในทำนองเดียวกันค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านใน (*P*=.007) และ ด้านหลัง (*P*=.002) ของขาข้างที่ไม่เจ็บก็เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 เช่นกัน นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่ม PPT+WBV มีค่าระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาว (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (*P*=.006), ด้านหลัง (*P*=.007), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก(*P*=.047) และด้านนอก (*P*=.021) ของขาข้างที่เจ็บเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในทำนองเดียวกันค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหลัง (*P*=.030), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก(*P*=.041) และด้านนอก (*P*=.020) ของขาข้างที่ไม่เจ็บก็เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 เช่นเดียวกัน ขณะที่ในกลุ่มควบคุมไม่พบความแตกต่างกันดังกล่าวอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่าหลังการฝึกค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทุกตัวแปร ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 8 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense)

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
การทดสอบโดยอุปกรณ์ (Passive test)			
ค่า Absolute error angle eversion 20°			
ขาข้างที่เจ็บ	0.889	0.044*	0.294
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.348	0.214	0.948
ค่า Absolute error angle inversion 20°			
ขาข้างที่เจ็บ	0.699	0.182	0.075
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.235	0.422	0.170
การทดสอบด้วยตนเอง (Active test)			
ค่า Absolute error angle eversion 20°			
ขาข้างที่เจ็บ	0.475	0.057*	0.598
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.160	0.314	0.805
ค่า Absolute error angle inversion 20°			
ขาข้างที่เจ็บ	0.979	0.320	0.718
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.432	0.284	0.879

* P< 0.05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จากตารางที่ 8 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่ามีเพียงเวลาที่มีผลต่อตัวแปรการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า ขณะที่กลุ่มและการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction) ไม่มีผลต่อตัวแปรดังกล่าวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตารางที่ 9 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense) ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
การทดสอบโดยอุปกรณ์ (Passive test)												
ค่า Absolute error angle eversion 20°												
ขาข้างที่เจ็บ	3.60(1.17)	3.53(1.58)	0.397	4.29(2.71)	3.71(1.83)	0.388	4.09(1.8)	2.93(1.12)	0.043*	4.22(1.57)	2.36(0.98)	0.016*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	3.23(1.18)	3.03(1.17)	0.257	3.72(1.21)	3.22(1.35)	0.063	3.59(2.16)	3.35(1.79)	0.620	3.36(1.85)	2.81(1.32)	0.318
ค่า Absolute error angle inversion 20°												
ขาข้างที่เจ็บ	2.93(1.45)	2.79(1.83)	0.073	2.51(1.41)	2.07(1.13)	0.342	3.20(1.24)	2.76(1.24)	0.037*	3.78(3.90)	1.66(1.01)	0.025*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.33(1.09)	2.62(1.97)	0.079	2.71(1.11)	2.96(1.40)	0.467	2.16(1.05)	2.03(1.36)	0.465	4.06(4.06)	2.28(1.19)	0.396
การทดสอบด้วยตนเอง (Active test)												
ค่า Absolute error angle eversion 20°												
ขาข้างที่เจ็บ	4.52(3.34)	3.16(1.46)	0.188	4.75(2.98)	4.33(2.89)	0.681	5.69(2.54)	4.08(1.89)	0.141	5.95(3.53)	3.23(2.12)	0.417
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.98(1.63)	2.50(1.55)	0.084	4.38(1.81)	4.66(2.05)	0.420	4.83(2.07)	4.05(3.13)	0.327	4.07(2.38)	3.28(1.61)	0.428
ค่า Absolute error angle inversion 20°												
ขาข้างที่เจ็บ	4.76(3.34)	4.39(2.19)	0.257	4.96(3.05)	4.06(2.57)	0.082	5.55(3.15)	3.88(1.42)	0.086	5.38(3.14)	3.37(1.91)	0.084
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	3.80(2.92)	3.24(1.87)	0.163	4.84(3.08)	4.61(3.44)	0.272	5.07(3.38)	3.73(1.98)	0.174	4.63(2.06)	4.39(2.19)	0.778

ค่า Absolute error angle คือ ค่าความคลาดเคลื่อนขององศาระหว่างตำแหน่งอ้างอิง (Reference angle) กับตำแหน่งที่ผู้ถูกทดสอบระบุ (Repositioned angle) Control คือ กลุ่มควบคุม,WBV คือ กลุ่มการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย * แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม; P< 0.05

จากตารางที่ 9 แสดงให้เห็นว่า ก่อนการฝึก ทั้งกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม มีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนขององศา (Absolute error angle) ในการทดสอบทั้งแบบมีอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้ (Passive test) และเคลื่อนไหวด้วนตนเอง (Active test) ที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา/มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา (Eversion 20°/ Inversion 20°) ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่ากลุ่ม WBV ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ทั้งขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บ ในกลุ่ม PPT พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนขององศาของขาข้างที่เจ็บในการทดสอบแบบอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้ ที่มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา *(P=.043)* และที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา *(P=.037)* ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ขณะที่ไม่พบความแตกต่างกันในขาข้างที่ไม่เจ็บอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ส่วนในกลุ่ม PPT+WBV พบว่า มีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนขององศาของขาข้างที่เจ็บในการทดสอบแบบอุปกรณ์เคลื่อนไหวที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา *(P=.016)* และที่มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา *(P=.025)* ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ขณะที่ไม่พบความแตกต่างกันในขาข้างที่ไม่เจ็บอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างกันระหว่างทั้ง 3 กลุ่มทดลอง ในการทดสอบแบบเคลื่อนไหวเอง อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่าหลังการฝึกค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนขององศาในการทดสอบแบบอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้ (Passive test) และเคลื่อนไหวด้วนตนเอง (Active test) ที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา/มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา (Eversion 20°/ Inversion 20°) มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

ตอนที่ 3 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางระบบการทำงานของประสาทกล้ามเนื้อ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 10 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
ค่าความแข็งแรงสูงสุด (Peak torque) (Nm)			
Eversion 60°/s			
ขาข้างที่เจ็บ	0.181	0.038*	0.861
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.054	0.969	0.941
Inversion 60°/s			
ขาข้างที่เจ็บ	0.057	0.558	0.990
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.053	0.482	0.829
Eversion 120°/s			
ขาข้างที่เจ็บ	0.545	0.715	0.465
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.551	0.822	0.836
Inversion 120°/s			
ขาข้างที่เจ็บ	0.059	0.662	0.920
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.114	0.984	0.845

* P< 0.05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จากตารางที่ 10 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่ามีเพียงเวลาที่มีผลต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าของทั้งขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ขณะที่เวลาและการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction)ไม่มีผลต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า

ตารางที่ 11 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
ค่าความแข็งแรงสูงสุด (Peak torque) (Nm)												
Eversion 60°/s												
ขาข้างที่เจ็บ	20.58(7.31)	21.57(7.33)	0.177	21.47(6.35)	25.45(6.86)	0.059*	19.94(6.87)	21.09(4.75)	0.450	24.02(6.37)	26.46(5.82)	0.464
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	20.77(8.16)	21.63(7.96)	0.337	25.95(4.36)	24.93(4.64)	0.456	22.52(3.80)	22.10(6.22)	0.739	24.88(8.08)	25.66(6.87)	0.575
Inversion 60°/s												
ขาข้างที่เจ็บ	20.96(4.95)	20.03(5.80)	0.180	22.28(4.76)	23.39(4.33)	0.531	20.89(6.92)	21.53(6.23)	0.441	22.30(9.64)	23.56(8.84)	0.721
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	20.48(6.47)	20.79(6.33)	0.337	24.97(7.04)	25.40(11.55)	0.499	24.61(5.65)	22.12(2.77)	0.575	26.32(12.29)	26.59(8.33)	0.870
Eversion 120°/s												
ขาข้างที่เจ็บ	14.60(6.82)	15.97(5.84)	0.753	16.26(8.80)	18.33(6.54)	0.894	14.59(5.21)	15.01(4.91)	0.135	16.93(6.15)	19.46(5.44)	0.640
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	17.71(6.04)	17.90(4.06)	0.826	17.49(5.84)	17.82(4.83)	0.790	17.25(5.17)	16.53(4.72)	0.224	18.03(6.63)	19.89(5.34)	0.472
Inversion 120°/s												
ขาข้างที่เจ็บ	14.12(5.21)	15.48(5.50)	0.124	16.07(5.36)	17.66(5.48)	0.228	15.96(7.29)	15.14(4.55)	0.631	16.70(7.94)	17.60(4.82)	0.683
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	17.83(7.07)	19.08(5.44)	0.180	16.74(7.14)	17.67(7.36)	0.628	16.16(4.35)	15.02(3.18)	0.627	20.30(8.33)	19.16(5.94)	0.198

Eversion 60 and 120°/s คือ การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าออกด้านนอกที่ความเร็วเชิงมุม 60 และ 120 องศาต่อวินาที, Inversion 60 and 120°/s คือ การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ทำหน้าที่บิดเข้าด้านในที่ความเร็วเชิงมุม 60 และ 120 องศาต่อวินาที, Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย, *แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม; P< 0.05

จากตารางที่ 11 แสดงให้เห็นว่า ก่อนการฝึกทั้งกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม มีค่าเฉลี่ยของการออกแรงสูงสุด (Peak torque) ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอกที่ความเร็วเชิงมุม 60 องศาและ 120 องศา ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่ากลุ่ม WBV มีเพียงค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุดในท่าบิดข้อเท้าเข้าออกด้านนอกที่ความเร็วเชิงมุม 60 องศาเท่านั้นที่ (P=0.047) เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ส่วนในขาข้างที่ไม่เจ็บไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในกลุ่ม PPT+WBV และ PPT มีค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุดในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอกที่ความเร็วเชิงมุม 60 องศาและ 120 องศาของขาข้างที่เจ็บเพิ่มขึ้น แม้ว่าไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ขณะที่ในขาข้างที่ไม่เจ็บไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่า หลังการฝึกค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุด ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอกที่มุม 60 องศาและ 120 องศา ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

ตารางที่ 12 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทำงานของข้อเท้า

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
กระโดดลงบนพื้น (Drop jump)			
กระโดดลงบนพื้นปกติ (TTS)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.273	0.001*	0.560
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.267	0.073	0.718
กระโดดลงบนพื้นโฟม (TTS)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.649	0.000*	0.852
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.876	0.019*	0.921

* P< 0.05

จากตารางที่ 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่ามีเพียงเวลาที่มีผลต่อตัวแปรทางความสามารถในการทำงานของข้อเท้า ขณะที่กลุ่มและขณะที่กลุ่มและการมีการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction)ไม่มีผลต่อตัวแปรดังกล่าวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ตารางที่ 13 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อตัวแปรทางความสามารถในการทำงานของข้อเท้า ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

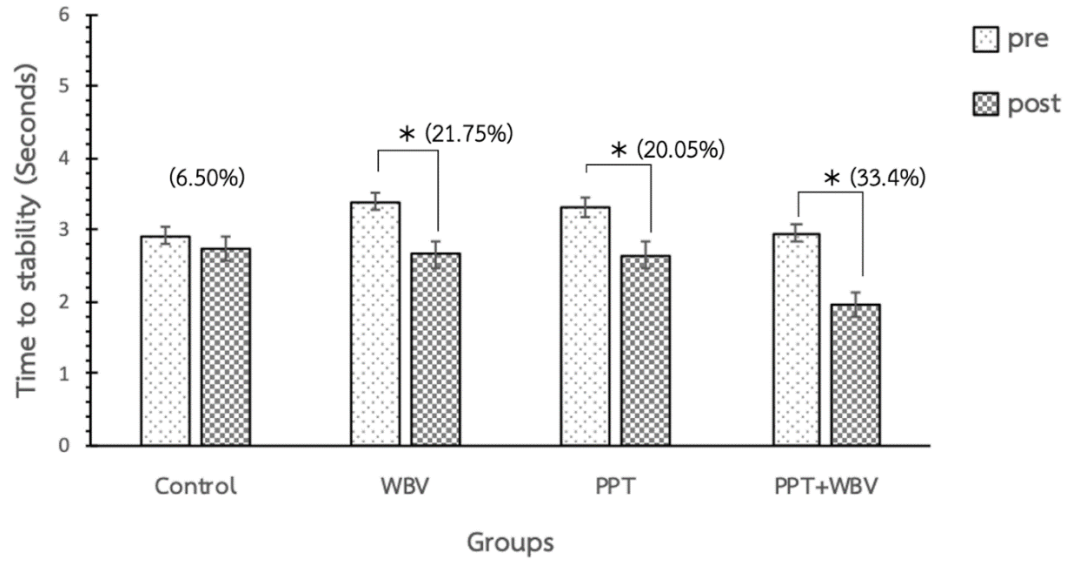
	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
กระโดดลงบนพื้น (Drop jump)												
กระโดดลงบนพื้นปกติ (TTS)												
ขาข้างที่เจ็บ	2.92(1.33)	2.73(0.89)	0.345	3.39(0.86)	2.45(1.02)	0.002*	3.31(1.69)	2.65(0.67)	0.041*	2.94(1.11)	1.96(0.53)	0.011*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	2.43(0.82)	2.37(0.95)	0.402	2.75(0.80)	2.47(1.04)	0.152	2.5(0.93)	2.22(0.68)	0.456	2.24(1.06)	1.82(0.48)	0.056
กระโดดลงบนพื้นโฟม (TTS)												
ขาข้างที่เจ็บ	5.48(1.79)	4.66(1.42)	0.040*	5.3(1.07)	4.33(1.54)	0.009*	5.4(1.02)	4.03(1.49)	0.001*	5.25(1.94)	3.89(1.31)	0.034*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	4.55(1.61)	4.07(1.17)	0.146	4.65(1.2)	3.90(1.10)	0.001*	4.67(1.61)	3.75(1.06)	0.12*	4.25(1.79)	3.78(1.45)	0.116

Time to stability (TTS) คือ ค่าเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย * แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม $P<0.05$

จากตารางที่ 13 แสดงให้เห็นว่า ก่อนการฝึกทั้งกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม มีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติและพื้นโฟม ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่า กลุ่ม PPT+WBV มีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ *(P=*.011*)* และบนพื้นโฟม *(P=*.003*)* ของขาข้างที่เจ็บ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ขณะที่ไม่แตกต่างในขาข้างที่ไม่เจ็บ อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในกลุ่ม PPT พบว่ามีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ *(P=*.041*)* และบนพื้นโฟม *(P=*.012*)* ของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้ค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม *(P=*.001) ของขาข้างที่ไม่เจ็บก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ส่วนในกลุ่ม WBV พบว่ามีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ *(P=*.020*)* และบนพื้นโฟม *(P=*.010*)* ในขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้ยังพบว่าค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม *(*P=.009*)* ของขาข้างที่ไม่เจ็บก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 เช่นกัน ขณะที่ในกลุ่มควบคุมพบว่ามีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม *(P=*.040*)* ของขาข้างที่เจ็บลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่าหลังการฝึกค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) ทั้งบนพื้นปกติ และบนพื้นโฟม ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

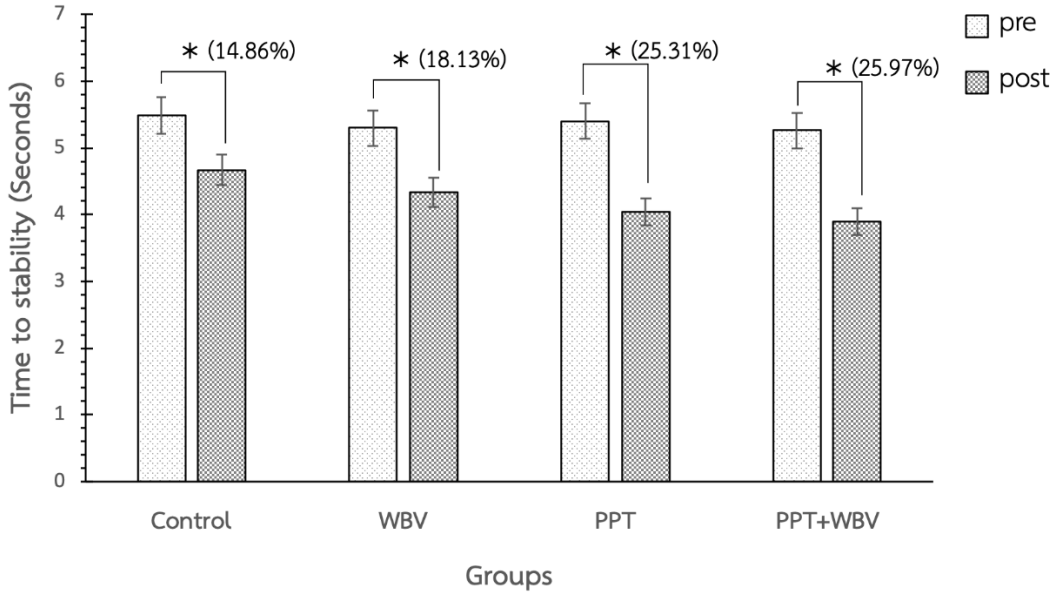
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

A)



Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย

B)



ภาพที่ 20 A) แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ (Stable surface) B) แสดงเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม (Unstable surface) ระหว่างก่อนและหลังการฝึก ในขาข้างที่เจ็บของแต่ละกลุ่มการทดลอง

จากภาพที่ 20 แสดงให้เห็นว่าหลังการฝึก 6 สัปดาห์เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นปกติ (Stable surface) ของขาข้างที่เจ็บในกลุ่ม WBV (21.75%), PPT (20.05%), PPT+WBV (33.4%,) และกลุ่ม Control (6.50%) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟม (Unstable surface) ของขาข้างที่เจ็บก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่ กลุ่ม WBV, PPT, PPT+WBV, และกลุ่ม Control มีค่าลดลง 18.13%, 25.31%, 25.97%, และ 14.86% ตามลำดับ

ตารางที่ 14 การวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) ของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

	กลุ่ม (P-value)	**เวลา (P-value)**	**กลุ่ม*เวลา (P-value)**
การกระตุ้นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electrical muscle simulatiom, EMS)			
ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex (mV)			
ขาข้างที่เจ็บ	0.586	0.019*	0.678
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	0.683	0.055	0.627

* P< 0.05

จากตารางที่ 14 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนร่วมสองทาง (กลุ่ม*เวลา) พบว่ามีเพียงเวลาที่มีผลต่อความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ขณะที่กลุ่มและการมีปฏิสัมพันธ์ของทั้งสองปัจจัย (Interaction) ไม่มีผลต่อความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 15 การเปรียบเทียบผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus ระหว่างกลุ่มก่อนและหลังการทดลอง

	control (N=13)			WBV (N=13)			PPT (N=13)			PPT+WBV (N=13)		
	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P	ก่อนทดลอง	หลังทดลอง	P
การกระตุ้นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMS)												
ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex (mV)												
ขาข้างที่เจ็บ	2.70(1.21)	2.86(1.87)	0.750	2.77(1.44)	3.76(1.82)	0.003*	2.71(1.24)	3.68(1.69)	0.007*	2.78(2.28)	4.23(3.03)	0.001*
ขาข้างที่ไม่เจ็บ	3.73(1.57)	3.62(1.40)	0.790	3.66(1.76)	4.54(1.81)	0.003*	3.36(1.02)	4.19(1.39)	0.006*	3.68(1.45)	4.52(2.07)	0.062

ค่า Peak to peak amplitude (P-P) ของ H-reflex คือ ค่าความสูงของ action potential ที่เกิดขึ้นสูงสุด ซึ่งแสดงถึงจำนวนใยประสาท (Axon nerve fiber) ที่ยังทำงานอยู่ในเส้นประสาทนั้น มีหน่อยเป็นมิลิโวลต์ Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย, * แตกต่างจากก่อนการฝึกภายในกลุ่ม P<0.05

จากตารางที่ 15 แสดงให้เห็นว่า ก่อนการฝึกทั้งกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม มีค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามหลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่าทั้งกลุ่ม WBV และ PPT มีค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex ของขาข้างที่เจ็บและไม่เจ็บเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้พบว่า กลุ่ม PPT+WBV มีค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex (*P*=.001) ของขาข้างที่เจ็บเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ขณะที่ไม่พบความแตกต่างของขาข้างที่ไม่เจ็บในกลุ่มควบคุมไม่พบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex ของขาที่เจ็บและไม่เจ็บอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม พบว่าหลังการฝึกค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

A)

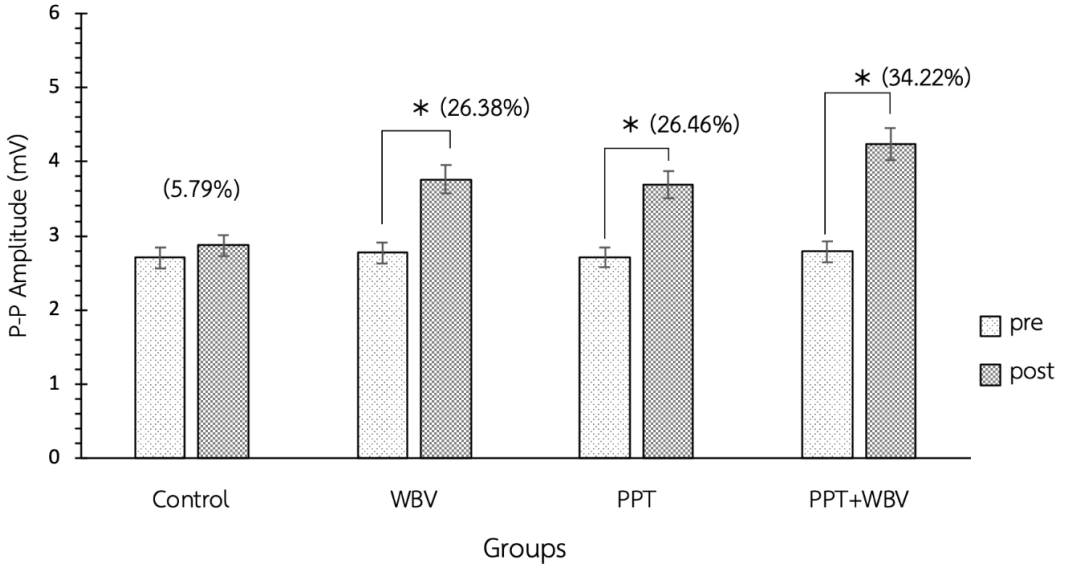
Control คือ กลุ่มควบคุม

WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างเดียว

PPT คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว

PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย

B)



ภาพที่ 21 A) ค่าเฉลี่ยความสูงของ ค่า Peak to peak amplitude (P-P) ของ H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus ในขาข้างที่เจ็บของแต่ละกลุ่มการทดลอง B) เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

จากภาพที่ 21 แสดงให้เห็นว่าหลังการฝึก 6 สัปดาห์ในขาข้างที่เจ็บค่าเฉลี่ย P-P ของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soluse เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ทั้ง 3 กลุ่มการทดลอง เมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการฝึกขณะที่กลุ่มควบคุมไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 นอกจากนี้ยังพบว่าค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ย Peak to peak amplitude (P-P) ของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ในทุกกลุ่มยกเว้นกลุ่ม Control ดังนี้ กลุ่ม PPT+WBV เพิ่มขึ้น 34.22%, WBV เพิ่มขึ้น 26.38%, กลุ่ม PPT เพิ่มขึ้น 26.46% และ กลุ่ม Control เพิ่มขึ้น 5.79%

ตอนที่ 4 การศึกษาความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อหลังจากได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง

4.1 แสดงความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและตัวแปรการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อทุกตัว

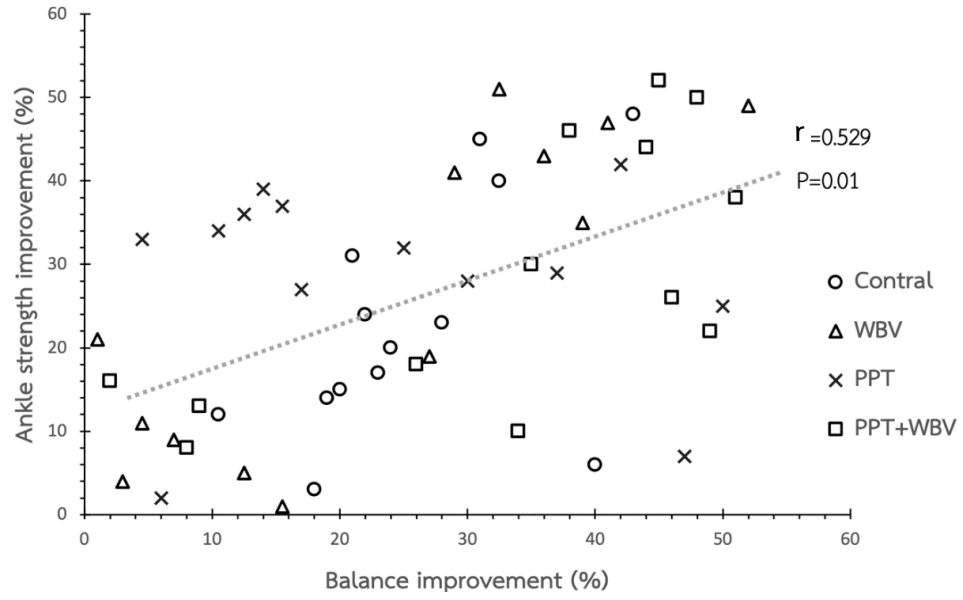
ตารางที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ของตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและตัวแปรการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ

			Static Balance						SEBT			Muscle Strength				JPS		Funtional test		H-reflex
			Stable surface			Unstable surface			Anterior	Postero medial	Postero lateral	Eversion 60°/s	Invesion 60°/s	Eversion 120°/s	Invesion 120°/s	Passive test		Drop jump		P-P amplitude
			OSI	APSI	MLSI	OSI	APSI	MLSI								Eversion 20°	Invesion 20°	Un Stable	Stable	
Static Balance	Stable surface	OSI	1.00																	
		APSI	0.77*	1.00																
		MLSI	0.18	0.31	1.00															
	Unstable surface	OSI	0.77*	0.82*	0.37	1.00														
		APSI	0.62*	0.62*	0.07	0.61*	1.00													
		MLSI	0.50*	0.64*	0.27	0.81*	0.61*	1.00												
SEBT	Anterior		-0.09	-0.03	-0.13	0.03	-0.10	0.07	1.00											
	Posteromedial		0.18	0.19	0.15	0.21	0.12	0.14	0.15	1.00										
	Posterolateral		0.00	0.13	0.17	0.14	-0.22	0.08	0.25	0.15	1.00									
Muscle Strength	Eversion 60°/s		0.26	0.19	-0.09	0.19	0.03	0.06	0.00	-0.04	0.37	1.00								
	Invesion 60°/s		0.07	0.15	0.24	0.28	0.06	0.23	0.33	0.09	0.42	0.32	1.00							
	Eversion 120°/s		0.53*	0.41	0.00	0.50*	0.21	0.32	-0.01	-0.02	0.05	0.33	0.11	1.00						
	Invesion 120°/s		-0.03	0.07	0.21	0.13	0.07	0.08	0.04	0.26	0.22	0.25	0.41	0.01	1.00					
JPS	Passive test	Eversion 20°	0.09	0.35	0.18	0.23	0.24	0.31	-0.01	0.05	-0.05	-0.07	0.11	0.16	0.06	1.00				
		Invesion 20°	0.22	0.17	0.18	0.30	0.27	0.24	0.07	0.07	0.14	0.06	0.25	0.02	0.12	0.01	1.00			
Funtional test	Stable surface		0.03	0.18	0.04	0.07	0.12	0.06	-0.07	0.15	-0.14	-0.08	-0.09	-0.01	0.16	0.02	-0.17	1.00		
	Unstable surface		0.41	0.30	0.14	0.28	0.32	0.17	-0.03	0.18	-0.11	-0.04	0.14	-0.08	0.15	-0.03	0.16	-0.05	1.00	
H-reflex	P-P amplitude		0.25	0.35	0.14	0.43	0.38	0.56*	-0.05	-0.03	-0.06	-0.04	-0.04	0.08	-0.08	0.25	-0.09	0.17	0.03	1.00

OSI: ค่าดัชนีความมั่นคงรวม, APSI: ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง, MLSI: ค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง, SEBT: การทดสอบความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหว, Anterior:ทิศทางด้านหน้า, Posteromedial:ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านใน, Posterolateral: ทิศทางด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก, Muscle strength: ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า, Eversion 60 and 120°/s: การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าออกด้านนอกที่ความเร็วเชิงมุม 60 และ 120 องศาต่อวินาที, Inversion 60 and 120°/s: การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ทำหน้าที่บิดเข้าด้านในที่ความเร็วเชิงมุม 60 และ 120 องศาต่อวินาที , JPS: การรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ, Functional test: ความสามารถในการทำงานของข้อเท้า, P-P amplitude: ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex (mV)

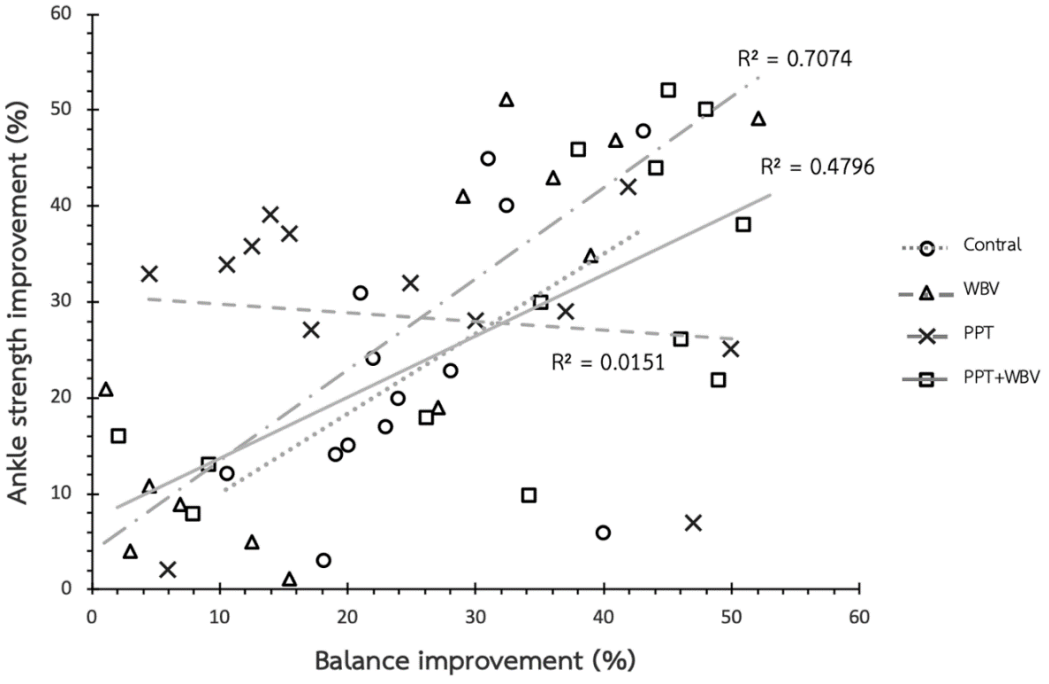
4.2 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าหลังจากได้รับการฝึกของทุกกลุ่มและแยกแต่ละกลุ่ม

A)



B)

Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้ง



ภาพที่ 22 A) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (% change) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (%change) ของทุกกลุ่ม
B) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (%change) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (%change) ในแต่ละกลุ่ม

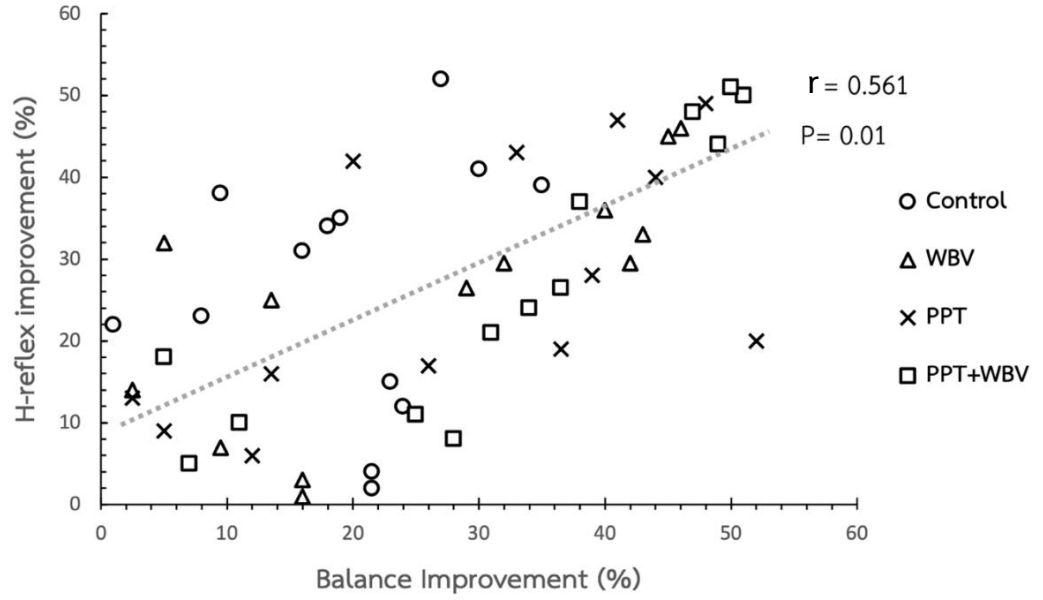
จากภาพ 22 แสดงให้เห็นว่าความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าหลังจากได้รับการฝึกของทุกกลุ่ม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยพบว่ากลุ่ม WBV มีค่าสหสัมพันธ์สูงสุด (R^2=0.70, *P=0.00*) รองลงมาคือ PPT+WBV (R^2=0.479, *P=0.02*) กลุ่มควบคุม (R^2=0.279, *P=0.07*) และกลุ่ม PPT (R^2=0.0150, *P=0.08*) ตามลำดับ

จากภาพ 23 แสดงให้เห็นว่าความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับค่าความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus หลังจากได้รับการฝึกของทุกกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 โดยพบว่า กลุ่ม PPT+WBV มีค่าสหสัมพันธ์สูงสุด (R^2 = 0.764, *P=0.00*) รองลงมาคือ กลุ่ม WBV (R^2 = 0.511, *P=0.01*) กลุ่ม PPT (R^2=0.396, *P=0.04*) และ กลุ่ม ควบคุม (R^2= 0.034, *P=0.75*) ตามลำดับ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

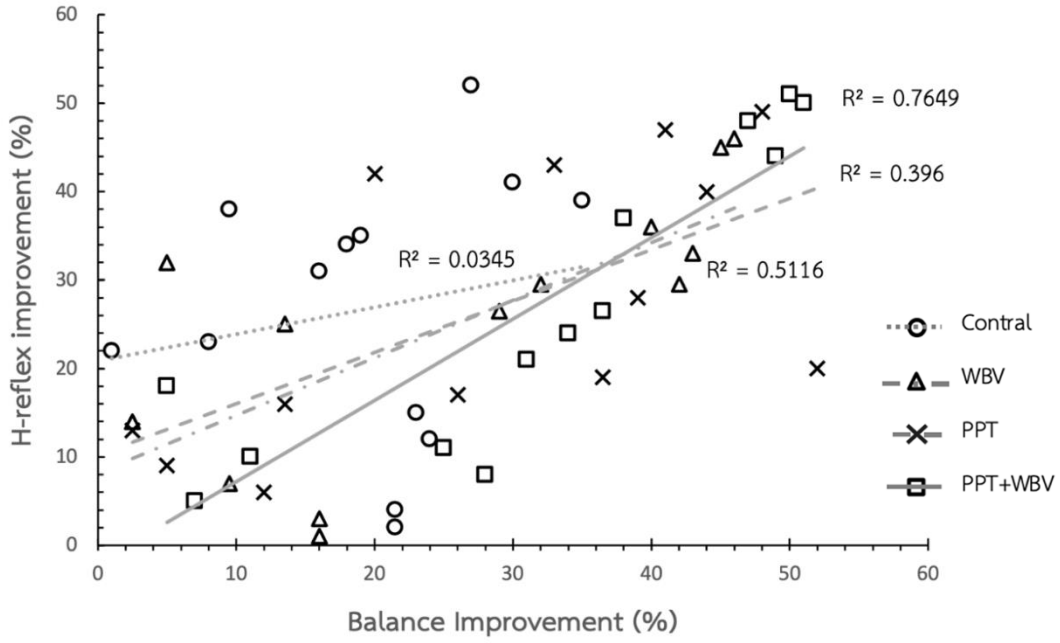
4.3 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง และ ความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus หลังจากได้รับการฝึกของทุกกลุ่มและในแต่ละกลุ่ม

A)



B)

Control คือ กลุ่มควบคุม, WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายอย่างเดียว, PPT คือ กลุ่มการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว, PPT+WBV คือ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย



ภาพที่ 23 A) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (% change) และ ความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus (%change) ในทุกกลุ่ม
B) แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (%change) และ H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus (%change) ในแต่ละกลุ่ม

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

การวิจัยครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบของประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง โดยกลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยจากมหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติและจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จำนวน 52 คน จากการเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive sampling) แบ่งเป็น 4 กลุ่มๆละ 13 คน ได้แก่ กล่มควบคุม (Control) ที่ไม่ได้รับการฝึกใดๆ กลุ่มที่ได้รับการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออย่างเดียว (PPT) กลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายอย่างเดียว (WBV) และกลุ่มที่ได้รับทั้ง WBV และ PPT (WBV+PPT) โดยกลุ่มทดลองแต่ละกลุ่มทำการฝึกตามโปรแกรมที่กำหนด 3 ครั้งต่อสัปดาห์ (วันจันทร์ พุธ และศุกร์) เป็นเวลา 6 สัปดาห์ ร่วมกับการฝึกซ้อมทักษะตามปกติ

สรุปผลการวิจัย

การศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของระบบของประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีข้อเท้าไม่มั่นคง สามารถสรุปผลการทดลองได้ ดังนี้

ผลต่อตัวแปรทางความสามารถในการทรงตัว

1. ความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance)

1.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม WBV และกลุ่ม PPT+WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวม (Overall stability index, OSI) และค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (Anterior-posterior stability index, APSI) ขณะทดสอบบนพื้นปกติ ลดลงจากก่อนการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่ค่าดัชนีความมั่นคง ทิศด้านข้าง (Medial-lateral stability index, MLSI) ไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก ในทำนองเดียวกันค่าดัชนีความมั่นคงรวม และค่าดัชนีความมั่นทิศด้านข้างขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟม ลดลงจากก่อนการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่ค่าดัชนีความมั่นคงรวมทิศหน้าหลังไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก

1.2 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT มีค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง ลดลงจากก่อนการฝึก ขณะที่ค่าดัชนีความมั่นคงรวมและค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้างไม่แตกต่างจากก่อนการฝึกขณะทดสอบบนพื้นปกติ นอกจากนี้ค่าดัชนีความมั่นคงรวมและค่าดัชนีความมั่นคงรวมทิศด้านข้าง ลดลงจากก่อนการฝึก อย่างไรก็ตามค่าดัชนีความมั่นคงรวมและค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลังและค่าดัชนีความมั่นคงรวมทิศด้านข้าง ขณะทดสอบบนพื้นปกติและขณะที่ทดสอบบนพื้นโฟมของกลุ่ม Control ไม่เปลี่ยนแปลงจากก่อนการทดลอง

1.3 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV, PPT และ WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวม ขณะทดสอบบนพื้นปกติ ลดลงเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่ม Control นอกจากนี้ยังพบว่า กลุ่ม

PPT+WBV และ กลุ่ม WBV มีค่าดัชนีความมั่นคงรวมขณะทดสอบบนพื้นโฟมลดลงเมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่ม Control

2. ความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Balance)

2.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV และกลุ่ม WBV มีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (Anterior), ด้านหลัง (Posterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral) และด้านนอก (Lateral) เพิ่มขึ้นจากก่อนการฝึก ส่วนในทิศทางด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน (Anteromedial), ด้านใน (Medial), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral) และด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก (Anterolateral) ไม่เปลี่ยนแปลง

2.2 ขณะที่หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT มีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (Anterior) เพิ่มขึ้นจากก่อนการฝึก ส่วนในทิศด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน (Anteromedial), ด้านใน (Medial), ด้านหลังค่อนมาทางด้านใน (Posteromedial), ด้านหลัง (Posterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral), ด้านนอก (Lateral), ด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก (Anterolateral) ไม่เปลี่ยนแปลงจากก่อนการฝึก ขณะที่กลุ่ม Control มีค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ในทิศทางด้านหน้า (Anterior), ด้านหน้าค่อนมาทางด้านใน (Anteromedial), ด้านใน (Medial), ด้านหลังค่อนมาทางด้านใน (Posteromedial), ด้านหลัง (Posterior), ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral), ด้านนอก (Lateral), ด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก (Anterolateral) ไม่แตกต่างจากก่อนการทดลอง นอกจากนี้หลังการฝึก 6 สัปดาห์ ยังพบว่าค่าเฉลี่ยระยะทางที่เคลื่อนที่ได้ต่อความยาวขา (SEBT Score) ไม่แตกต่างกันระหว่างกลุ่ม

3. การรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position sense)

3.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV และกลุ่ม PPT มีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนขององศา ในการทดสอบแบบมีอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้ (Passive test) ที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา/มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา ลดลงจากก่อนการฝึก แต่การทดสอบแบบเคลื่อนไหวด้วยตนเอง (Active test) ไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก

3.2 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม WBV มีค่าความคลาดเคลื่อนขององศาในการทดสอบแบบมีอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้ (Passive test) และการทดสอบแบบเคลื่อนไหวด้วยตนเอง (Active test) ไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก นอกจากนี้ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนขององศาในการทดสอบทั้งสองแบบ (Passive/Active test) ที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา/มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา ของกลุ่ม Control ไม่แตกต่างจากก่อนการทดลอง

3.3 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่าค่าเฉลียความคลาดเคลื่อนขององศาในการทดสอบทั้งสองแบบ (Passive/Active test) ที่มุมบิดข้อเท้าออกด้านนอก 20 องศา/มุมบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 20 องศา ไม่แตกต่างกันระหว่างกลุ่ม

ผลต่อตัวแปรทางการทำงานของระบบของประสาทกล้ามเนื้อ

1. ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (Ankle muscle strength)

1.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม WBV มีค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุด (Peak torque) ในท่าบิดข้อเท้าเข้าออกด้านนอกที่มุม 60 องศา เพิ่มขึ้นจากก่อน แต่ค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุด (Peak torque) ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 60 องศาและ 120 องศา และในท่าบิดข้อเท้าออกด้านนอกที่มุม 120 องศา ไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก

1.2 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV, PPT, และกลุ่ม Control มีค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุด (Peak torque) ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอกที่มุม 60 องศาและ 120 องศา ไม่แตกต่างจากก่อนการฝึก

1.3 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่ามีค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุด (Peak torque) ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านในและออกด้านนอกที่มุม 60 องศาและ 120 องศา ไม่แตกต่างกันระหว่างกลุ่ม

2. ความสามารถในการทำงานของข้อเท้า (Functional movement drop jump)

2.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV, PPT และ WBV มีค่าเฉลี่ยของเวลาที่อยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) ทั้งบนพื้นปกติและพื้นโฟม ลดลงจากก่อนการฝึก ขณะที่มีเพียงค่าเฉลี่ยเวลาที่อยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) บนพื้นโฟมของกลุ่ม Control ไม่ลดลงจากก่อนการฝึก

2.2 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่าค่าเฉลี่ยเวลาที่อยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) ทั้งบนพื้นปกติและพื้นโฟม ไม่แตกต่างกันระหว่างกลุ่ม

3. H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

3.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV, PPT และ WBV มีค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex เพิ่มขึ้นจากก่อนการฝึก ขณะที่ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ของกลุ่ม Control ไม่แตกต่างจากก่อนการทดลอง นอกจากนี้พบว่าหลังการฝึก 6 สัปดาห์ ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ไม่แตกต่างกันระหว่างกลุ่ม

4. ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรความสามารถในการทรงตัวและและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อหลังจากได้รับการฝึก

4.1 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่า มีความสัมพันธ์เชิงบวกระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (r=0.529, P=0.01) อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

4.2 หลังการฝึก 6 สัปดาห์ พบว่า มีความสัมพันธ์เชิงบวกระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่ง (Static Balance) และค่าความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus (r=0.561, P=0.01) อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

อภิปรายผลการวิจัย

การศึกษาวิจัยนี้มีสมมุติฐานว่าการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทรงตัวของนักกีฬาที่มีภาวะ FAI ผลการศึกษาพบว่า โปรแกรมการฝึกทั้งสามรูปแบบ คือ PPT+WBV, PPT และ WBV สามารถพัฒนาความสามารถในการทรงตัวจากการประเมินด้วยเครื่องไบโอเด็กซ์ (BBS) ทั้งบนพื้นปกติและพื้นโฟม ขณะที่กลุ่มควบคุมไม่พบการเปลี่ยนแปลง และโปรแกรมการฝึกทั้งสามรูปแบบสามารถพัฒนาความสามารถในการทรงตัวแบบเคลื่อนไหวโดยการทดสอบสตาร์เอ็กเคิลชั่นบาลาน (SEBT), การรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ (JPS) แบบ passive motion, ความสามารถในการทำงานของข้อเท้าขณะที่โดดลงพื้น (Drop jump) และ ค่าความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus เมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการฝึก โดยเฉพาะโปรแกรมการฝึก PPT+WBV มีแนวโน้มในการพัฒนาการความสามารถในการทรงตัวและการทำงานของข้อเท้าที่ดีกว่ากลุ่มที่ฝึกโปรแกรม PPT หรือ WBV เพียงอย่างเดียว ดังนั้นโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายน่าจะเป็นแนวทางเลือกในการรักษาและฟื้นฟูภาวะการบกพร่องในการทรงตัวและภาวะการรับรู้และตอบสนองที่ข้อเท้าในนักกีฬาและผู้ป่วยที่มีภาวะ FAI ได้ โดยมีรายละเอียดการอภิปรายผลดังนี้

ผลต่อความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งและขณะเคลื่อนไหว (Effects on static and dynamic balance)

การสูญเสียการรับรู้เกี่ยวกับตำแหน่งข้อ เป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดภาวะข้อเท้าที่ไม่มั่นคง ทำให้ความสามารถในการทรงตัวของร่างกายลดลง อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ายังมีข้อโต้แย้งเกี่ยวกับประสิทธิภาพของการรักษาและฟื้นฟูด้วยการฝึกการทรงตัวและการฝึกการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวของร่างกายในคนที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง ทั้งนี้อาจเกิดจากความแตกต่างของความรุนแรงของอาการของแต่ละบุคคล เช่นบางคนอาจสูญเสียความสามารถในการทรงตัวมากกว่าการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อ ขณะที่บางรายอาจสูญเสียการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อมากกว่าความสามารถในการทรงตัว นอกจากนี้อุปกรณ์ที่ใช้ในการฝึกและการประเมินความสามารถในการทรงตัวอาจมีความแตกต่างในแต่ละการศึกษา ซึ่งปัจจัยที่กล่าวมานี้ส่งผลให้ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละการศึกษา แตกต่างกัน (Thompson, Schabrun, Romero, Bialocerkowski, & Marshall, 2016; Verhagen et al., 2005) ในการงานวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของร่างกายทั้งขณะอยู่นิ่ง (Static) ด้วยเครื่องไบโอเด็กซ์ (BBS) (Otzel et al., 2019; Pollock, Provan, Martin, & Newham, 2011) และขณะเคลื่อนไหว (Dynamic) โดยวัดจากการทดสอบ Star execution balance ในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง (Miklovic, Donovan, Protzuk, Kang, & Feger, 2018; Sefton et al., 2009) โดยพบว่าหลังการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย เป็นเวลา 6 สัปดาห์ ตัวแปรความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งเพิ่มขึ้นทั้ง 3 กลุ่มทดลอง เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้รับการฝึก ผลการทดลองนี้สอดคล้องกับหลายๆ งานวิจัยที่รายงานว่าการออกกำลังกายโดยกระตุ้นความรู้สึกของข้อต่อสามารถช่วยลดความรู้สึกไม่มั่นคงและทำให้สามารถใช้งานได้ดีขึ้นหลังจากมีการบาดเจ็บของเอ็นข้อเท้า (Postle, Pak, & Smith, 2012) ซึ่งกลไกอาจจะเกิดจากการทำงานร่วมกันของทั้งระบบประสาทและกล้ามเนื้อเพื่อรับรู้ตำแหน่งของร่างกายและการเคลื่อนไหว

ซึ่งประกอบด้วยการรับความรู้สึกและกระแสประสาทที่สั่งกล้ามเนื้อให้ทำงาน จึงส่งผลต่อความมั่งคงของข้อต่อและช่วยป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นซ้ำได้ (Schiftan et al., 2015) นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังพบว่ากลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว (PPT) มีความสามารถในการทรงตัวขณะเคลื่อนไหวที่ดีขึ้น แม้ว่าจะน้อยกว่ากลุ่มที่ฝึก WBV เพียงอย่างเดียวและกลุ่มที่ฝึกทั้ง WBV ร่วมกับ PPT ทั้งนี้อาจเป็นไปได้ว่าระยะเวลาในการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่ออาจไม่เพียงพอ โดยงานวิจัยของ วินเทอร์และคณะ (Winter, Beck, Walther, Zwipp, & Rein, 2015) ที่ได้ศึกษาผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อในนักกีฬาสปีดสเก็ตที่มีภาวะ FAI พบว่าความสามารถในการทรงตัวมีพัฒนาการที่ดีขึ้นหลังจากได้รับการเป็นเวลา 12 สัปดาห์ และงานวิจัยของ เบนและคณะ (Ben Moussa Zouita et al., 2013) ที่พบว่าการออกกำลังกายกระตุ้นความรู้สึกของข้อต่อเป็นระยะเวลา 8 สัปดาห์ ส่งผลให้เกิดความมั่นคงมากขึ้นของข้อเท้าที่มีภาวะไม่มั่นคงทั้งในการทำงานของกล้ามเนื้อและการทรงท่า (Muscular and postural control) (Lee & Lin, 2008) ดังนั้นระยะเวลาในการฝึกอาจเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อประสิทธิผลของโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ

ผลต่อการทำงานของข้อเท้า (Effects on ankle joint function)

เนื่องจาก FAI ส่งผลให้เกิดการจำกัดการใช้ร่างกายทั้งในการทำกิจวัตรประจำวันและการเล่นกีฬาเป็นเวลาหลายเดือนหลังจากการบาดเจ็บ ปัจจุบันแม้ว่ากลไกการทำงานของข้อเท้าในภาวะ FAI ยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ามีปัจจัยทางพยาธิสภาพหลายอย่างที่เกี่ยวข้องกับ FAI รวมถึงการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ (Joint kinematic) ระหว่างการเคลื่อนไหว และแรงที่กระทำ (Kinetic) ในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น การที่เท้าสัมพัสพื้นจากการกระโดดจัดเป็นกิจกรรมที่ใช้ในชีวิตประจำวันและการเล่นกีฬาที่ต้องอาศัย dynamic stabilization ซึ่งอาจเป็นสาเหตุทำให้เกิดข้อเท้าแพลงแบบบิดเข้าด้านในได้ (ankle-inversion injury) ซึ่งกลไกการลงสู่พื้นจากการกระโดด (jump landing) ที่ไม่ถูกต้อง ก็อาจเป็นสาเหตุให้เกิดภาวะที่ข้อเท้าไม่มั่นคงได้ ในการวิจัยนี้ ผู้วิจัยใช้การวัดค่าเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้น (Time to stability,TTS) เป็นดัชนีในการประเมิน dynamic stability ผลจากการทดลองพบว่า หลังการฝึก 6 สัปดาห์ กลุ่ม PPT+WBV, PPT และ WBV มีค่าเฉลี่ยเวลาที่ผู้ถูกทดสอบอยู่นิ่งหลังจากที่กระโดดลงมาสู่พื้นด้วยขาข้างเดียว (TTS) ทั้งบนพื้นปกติและพื้นโฟม ดีขึ้นจากก่อนการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการทดลองนี้สอดคล้องกับงานวิจัยของไรท์และคณะ (Wright, Arnold, & Ross, 2016) ที่ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงการเคลื่อนที่ (kinematics) และเวลาที่ใช้ในการทรงตัวในขณะที่มีการกระโดดลงพื้น (drop-jump landing) ในผู้ที่มีและไม่มีปัญหาข้อเท้าไม่มั่นคง โดยแบ่งเป็น 3 กลุ่มได้แก่ กลุ่ม FAI, กลุ่มที่เคยมีประวัติข้อเท้าแพลง (ankle sprain coper) และกลุ่มควบคุม พบว่ากลุ่ม FAI และ กลุ่ม ankle sprain coper มีค่าเฉลี่ย TTS นานกว่าเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม โดยเฉพาะใน sagittal plane กล่าวคือผู้ทีมีปัญหาข้อเท้าไม่มั่นคง จะมี plantar flexion ขณะที่เท้าแตะพื้น และมี Anterior-Posterior sway ในระหว่างการทรงตัว (stabilization) ในทางตรงข้ามกัน งานวิจัยของอับเบนและคณะ (Ebben, Petushek, & Nelp, 2010) ที่ศึกษาผลของการสั่นสะเทือนของร่างกาย (WBV) ต่อความมั่นคงในการทรงตัวขณะที่มีการเคลื่อนไหวในนักกีฬาบาสเกตบอลหญิงในระดับ

มหาวิทยาลัยของประเทศสหรัฐอเมริกา (NCCA Division I) จำนวน 11 คน โดยแบ่งการทดลองเป็น 2 เงื่อนไข คือ แบบที่มีและไม่มีการสั่น หลังจากการทดลองแต่ละเงื่อนไข พบว่าไม่มีความแตกต่างกันของ TTS ระหว่างการทดลองแบบที่ไม่มีการสั่น และแบบมีการสั่น อย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ปัจจัยเรื่องความเมื่อยล้าก็มีผลต่อค่า TTS เช่นกัน ในการศึกษาของ บราเซนและคณะ (Brazen, Todd, Ambegaonkar, Wunderlich, & Peterson, 2010) พบว่าความเมื่อยล้ามีผลต่อกลไกที่เท้าแตะพื้นในขณะกระโดดลงพื้นด้วยขาข้างเดียว หลังจากเกิดการล้า ขณะเท้าแตะพื้นผู้ถูกทดสอบจะมีมุมองศาการงอของข้อเข่าและข้อเท้า (knee flexion and ankle plantarflexion) เพิ่มมากขึ้น นอกจากนี้ยังมีค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง (peak vertical ground reaction forces) เพิ่มมากขึ้น ทำให้ต้องใช้เวลาในการทรงตัวให้มั่นคงมากขึ้นหลังจากเท้าแตะพื้น ซึ่งการเพิ่มขึ้นของค่า TTS อาจจะมีผลทำให้ปฏิกิริยาตอบสนอง (reaction time) ล่าช้า ส่งผลต่อการเพิ่มความเสี่ยงในการบาดเจ็บขณะทำกิจกรรม ในการศึกษานี้พบว่าหลังฝึก 6 สัปดาห์ ค่า TTS ลดลงทั้ง 3 กลุ่มทดลอง แสดงว่าความสามารถในการทรงท่าในการทำกิจกรรมต่างๆ ก็ดีขึ้นด้วยเช่นกัน

ผลต่อค่า H-reflex (Effect on H-reflex)

H-reflex คือปฏิกิริยาการตอบสนองที่เกิดขึ้นจากการเหนี่ยวนำหรือกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า ซึ่งมีลักษณะคล้ายคลึงกับ Stretch reflex ซึ่งนิยมวัดเพื่อเป็นตัวบ่งชี้ความไวในการกระตุ้นและความเร็วในการนำกระแสประสาทไปยังกล้ามเนื้อ ในการวิจัยนี้ ผู้วิจัยวัดค่าความสูง –ของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ soleus เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย โดยพบว่าอัตราส่วนระหว่าง H_{max} ต่อ M_{max} (H_{max}/M_{max}) จะมีค่าสูงสุดในนักกีฬาประเภทเน้นความทนทาน (endurance athletes) และมีค่าต่ำสุดในนักกีฬาประเภทเน้นความเร็วและกำลัง (sprint and power athletes) ซึ่งการลดลงของ H-reflex จะสะท้อนถึงระดับของการเมื่อยล้าที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทส่วนกลาง (central fatigue) ในขณะที่การลดลงของ M-wave จะเกิดขึ้นจากการล้าที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทส่วนปลาย (peripheral fatigue) (Gajewski & Mazur-Ró**ż**ycka, 2016; McVey, Palmieri-Smith, Docherty, Zinder, & Ingersoll, 2005) ผลการวิจัยในครั้งนี้พบว่าหลังการฝึก 6 สัปดาห์ทั้ง 3 กลุ่มการทดลองมีค่าเฉลี่ยความสูง (peak to peak amplitude) ของ H-reflex เพิ่มขึ้นจากก่อนการฝึกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งผลการทดลองนี้สอดคล้องกับ แมคเวย์และคณะ (McVey et al., 2005) ที่พบว่าในผู้ที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงในการใช้งาน จะมีอัตราส่วนระหว่าง H_{max}/M_{max} ในขาข้างที่มีภาวะไม่มั่นคงต่ำกว่าขาข้างที่ปกติ ซึ่งชี้ให้เห็นว่าการวัด H-reflex อาจนำไปใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการของผู้ที่มีความผิดปกติของระบบประสาทกล้ามเนื้อในทางคลินิก นอกจากนี้การศึกษาผลของการฝึกซ้อมกีฬาประเภทต่างๆ ที่มีต่อค่าเฉลี่ยความสูง ของ H-reflex (Vila-Chã, Falla, Correia, & Farina, 2012) พบว่าค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ soleus ในกลุ่มที่ได้รับการฝึกเพื่อเพิ่มความแข็งแรงเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวในกลุ่มที่ได้รับการฝึกเพื่อเพิ่มความทนทาน นอกจากนี้ คาซาโบนาและคณะ (Casabona, Polizzi, & Perciavalle, 1990) ได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex ในกล้ามเนื้อ soleus และ gastrocnemius ระหว่างนักกีฬาที่เล่นกีฬาที่เน้นความเร็วและความแข็งแรงของ

ร่างกาย เช่น การวิ่งระยะสั้นและวอลเล่ย์บอล เปรียบเทียบกับคนทั่วไปที่ไม่ได้เล่นกีฬา พบว่าอัตราส่วน H_{max}/M_{max} ของกลุ่มนักกีฬาที่เล่นกีฬาที่เน้นความเร็วมีค่าต่ำกว่ากลุ่มนักกีฬาที่เล่นกีฬาที่เน้นความแข็งแรง ซึ่งเกิดจากการที่ค่าเฉลี่ยความสูงของ H-reflex มีค่าต่ำกว่า และมัฟฟิวเลตติและคณะ (Maffiuletti et al., 2001) ได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างนักกีฬาที่เล่นกีฬาที่เน้นความเร็วและความแข็งแรงของร่างกาย นักกีฬาซึ่งเล่นกีฬาที่เน้นความทนทานของร่างกาย เปรียบเทียบกับคนทั่วไปที่ไม่ได้เล่นกีฬา พบว่าอัตราส่วน H_{max}/M_{max} ของกลุ่มนักกีฬาซึ่งเล่นกีฬาที่เน้นความทนทานของร่างกายมีค่าสูงสุด และอัตราส่วน H_{max}/M_{max} ของกลุ่มนักกีฬาที่เล่นกีฬาที่เน้นความเร็วและพละกำลังของร่างกายมีค่าต่ำสุด อย่างไรก็ตาม ไดร์คูย่าและคณะ (Shinichi Daikuya, A. Ono, & K. Yabe, 2014) ได้ทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ soleus ในผู้ป่วยที่มีภาวะข้อเท้าแพลง โดยกลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬาบาสเกตบอลชายระดับอุดมศึกษา มีอายุเฉลี่ย 21 ปี และมีภาวะข้อเท้าด้านซ้ายแพลงแบบบิดเข้าด้านใน (ระดับ 2) ผลการศึกษาพบว่า อัตราส่วน H_{max}/M_{max} ในขาข้างที่บาดเจ็บและข้างปกติ จะมีค่าเพิ่มขึ้นภายในระยะเวลา 3 วันหลังเกิดภาวะข้อเท้าแพลง เมื่อเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้ในช่วง 1 เดือนก่อนและหลังอาการบาดเจ็บ นอกจากนี้ยังพบว่ารีเฟล็กซ์จะใช้เวลาตอบสนองนาน (Long Latency Reflex) ซึ่งเกิดขึ้นหลังจากการกระตุ้น H-reflex อย่างต่อเนื่องเฉพาะในขาข้างที่บาดเจ็บ อย่างไรก็ตามยังมีปัจจัยอื่นอีกที่สามารถส่งผลกระทบต่อตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับ H-reflex เช่น เพศ (Huang, Chang, Chang, Tsai, & Lu, 2009) อายุ (Kallio et al., 2010), ท่าทางในการวัด (ท่ายืนหรือท่านอน) (Chen, Zhou, & Cartwright, 2014), ความตึงของกล้ามเนื้อ (Tucker & Türker, 2004), อุณหภูมิร่างกาย (Dewhurst, Riches, Nimmo, & De Vito, 2005), รวมทั้งปัจจัยด้านขนาดของร่างกายของผู้ป่วย (Stetson, Albers, Silverstein, & Wolfe, 1992) โดยผู้หญิงต้องใช้กระแสไฟฟ้าที่แรงกว่าในการกระตุ้นให้เกิด H-reflex เนื่องจากความแตกต่างของโครงสร้างร่างกายซึ่งอาจทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบายตัวได้ อีกทั้งระยะเวลาในการตอบสนองในผู้ชายจะนานกว่าผู้หญิง โดยมีสาเหตุมาจากความยาวของรยางค์ส่วนล่างที่มากกว่าผู้หญิง (Narkeesh & Kaur, 2009) ปัจจัยที่กล่าวมาเหล่านี้อาจทำให้ค่า H-reflex สูงขึ้น ดังนั้นการศึกษาเกี่ยวกับ H-reflex สามารถใช้เป็นตัวบ่งชี้เกี่ยวกับการตอบสนองและการปรับตัวในระบบประสาทสั่งการภายหลังการฝึกของนักกีฬาได้

ผลต่อความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า (Effect on isokinetic ankle strength)

คนที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจะมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าที่ลดลงตามมา ทั้งในกลุ่มกล้ามเนื้อบิดข้อเท้าเข้าด้านในและบิดข้อเท้าออกด้านนอก สาเหตุส่วนใหญ่มาจากการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อที่บาดเจ็บซึ่งอาจจะเกิดจากการฝ่อของกล้ามเนื้อ หรือไม่ได้ใช้งานกล้ามเนื้อบริเวณนั้นเป็นเวลานานๆ ความบกพร่องนี้ทำให้เกิดการลดลงของการทำงานร่วมกันของระบบประสาทกล้ามเนื้อซึ่งมักพบในข้อเท้าที่ผิดปกติ (Hertel, 2002; Wisthoff et al., 2019) การผลการศึกษาวิจัยนี้พบว่ามีเพียงกลุ่ม WBV เท่านั้นที่มีค่าเฉลี่ยการออกแรงสูงสุดในท่าบิดข้อเท้าเข้าออกด้านนอกที่มุม 60 องศาต่อวินาทีเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 อย่างไรก็ดีไม่พบความแตกต่างของความแข็งแรง (isokinetic strength) ทั้งกล้ามเนื้อ invertor และ evertor ในกลุ่มทดลอง และกลุ่มควบคุม อย่างไรก็ตามทุกกลุ่มทดลองมีแนวโน้มมีค่า peak toque เพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับก่อนการทดสอบ ซึ่งผลการทดลองนี้แตกต่างจากผลการวิจัยที่ผ่านมาที่พบความแตกต่างของแรงบิดสูงสุดที่ลดลงของ

กล้ามเนื้อ invertor มากกว่า evertor ในผู้ป่วยที่มีการบาดเจ็บเอ็นที่ข้อเท้าด้านข้าง (Wilkerson, Pinerola, & Caturano, 1997) และ มีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ evertor เพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม (Willems et al. (2002) อย่างไรก็ดีผลการทดลองที่ได้นี้สอดคล้องกับผลการศึกษาของเซียร์รา-กูสแมนและคณะ (Sierra-Guzman, Jimenez, & Abian-Vicen, 2018) ที่ได้ศึกษาปัจจัยที่บ่งชี้ภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงเรื้อรัง (CAI) โดยทำการวิเคราะห์เวลาในการตอบสนองของกล้ามเนื้อ peroneal การรักษาสมดุลในการทรงตัว และความแข็งแรงเมื่อออกแรงด้วยความเร็วคงที่ โดยไม่พบความแตกต่างของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้าเช่นเดียวกัน ทั้งนี้ความแตกต่างของผลการวิจัยอาจเกิดจากการใช้โปรแกรมการฟื้นฟูที่แตกต่างกัน โดยการศึกษาที่ผ่านมาใช้การฝึก WBV ผสมผสานเข้ากับการฝึกการทรงตัว การฝึก WBV ร่วมกับการฝึกความแข็งแรง เป็นต้น ขณะที่รูปแบบโปรแกรมการฝึกทั้ง 3 แบบที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ไม่ได้เน้นการฝึกเพื่อเพิ่มความแข็งแรง การศึกษาของเทอร์เรอและคณะ (Terrier, Degache, Fourchet, Gojanovic, & Forestier, 2017) ได้ทำการประเมินความสามารถของการทดสอบการออกแรงด้วยความเร็วคงที่เพื่อใช้ในการจำแนกระหว่างกลุ่มผู้เข้าร่วมการศึกษาที่มีสุขภาพแข็งแรงและมีภาวะภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงเรื้อรัง โดยเปรียบเทียบกับการทดสอบการทำงานของข้อเท้า พบว่ามีเพียงการประเมินการทำงาน (Ankle functional test) เท่านั้นที่สามารถชี้ให้เห็นถึงความอ่อนแรงของกล้ามเนื้อกลุ่ม evertor ในข้อเท้าที่มีภาวะไม่มั่นคง นอกจากนี้งานวิจัยของ โชว์และปาร์ค (Cho, Park, Choi, Kang, & SooHoo, 2019) ได้ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างการรับรู้ที่ตำแหน่งข้อต่อ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ peroneal การควบคุมการทรงตัว และความสามารถในการใช้งานของข้อเท้าในผู้ป่วยที่มีภาวะข้อเท้าด้านนอกไม่มั่นคง พบว่าทุกตัวแปรมีความสัมพันธ์กันหมดยกเว้นความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ peroneal กับความสามารถในการควบคุมการทรงตัว จากข้อมูลที่กล่าวมาแสดงให้เห็นว่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าอาจไม่ใช่ตัวแปรที่ดีในการทำนายภาวะที่มีข้อเท้าที่มีภาวะไม่มั่นคง เพราะว่าสามารถแปรผันได้ขึ้นอยู่กับรูปแบบโปรแกรมการฝึกที่เลือกใช้ว่าเน้นฝึกเพื่ออะไร ถ้าต้องการเน้นความแข็งแรงที่ให้เห็นผลชัดเจนมากขึ้น ก็อาจจะต้องปรับรูปแบบการฝึกเพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าให้มากขึ้น เช่น การฝึกด้วยแรงต้าน การฝึกบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย เป็นต้น

CHULALONGKORN UNIVERSITY

การฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (Proprioceptive training and Whole body vibration exercise)

การออกกำลังกายโดยใช้การสั่นสะเทือนทั่วร่างกาย (WBV) เป็นการบริหารระบบประสาทกล้ามเนื้อซึ่งได้รับความนิยมมากในช่วงหลายสิบปีที่ผ่านมา โดยนำมาใช้เป็นแนวทางในการฟื้นฟูและรักษาอาการบาดเจ็บ โดยเฉพาะในกลุ่มนักกีฬา (Martinez et al., 2013) นักกีฬาเคยมีประวัติการบาดเจ็บ (Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008) ผู้หญิงหมดประจำเดือน (Cardinale & Bosco, 2003) และผู้สูงอายุที่มีการทรงตัวที่ลดลง (Cochrane, 2011) โดยเครื่องสั่นสะเทือน (The oscillating vibration platform) จะเปลี่ยนแปลงความยาวในการยืดขยายกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นอย่างรวดเร็ว (Cloak et al., 2010) โดยจะไปกระตุ้นปลายกระสวยกล้ามเนื้อ (muscle spindles) ทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ที่ทำหน้าที่กระตุ้นการหดตัวของกล้ามเนื้อทำงาน (Tonic vibration reflex) (Cardinale & Bosco, 2003) การออกกำลังกายโดยการใช้ WBV ยังช่วยเพิ่มการ

กระตุ้นเซลล์ประสาทสั่งการ α และ γ และเพิ่มการสอดประสานในการทำงานของหน่วยประสาทสั่งการ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพดังกล่าวทำให้การรับรู้ตำแหน่งของข้อและการเคลื่อนไหวดีขึ้น จึงส่งผลให้สามารถทรงตัวได้ดีขึ้นและช่วยป้องกันการบาดเจ็บของข้อเท้าได้ (Abercromby et al., 2007a; Cochrane, 2011; Pollock, Woledge, Martin, & Newham, 2012) งานวิจัยที่ผ่านมาได้นำการการออกลังกายแบบ WBV มาฝึกเพื่อเพิ่มความสามารถในการทรงตัว ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ก็สอดคล้องกับผลการทดลองนี้ที่พบว่าการออกกำลังแบบสั่นเพียงอย่างเดียวสามารถเพิ่มความสามารถในการทรงตัวทั้งแบบ static และ dynamic balance โดยใช้การทดสอบ SEBT ในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน และอีกหลายๆ งานวิจัยก็มีผลการศึกษาที่คล้ายๆ กัน (Abercromby et al., 2007a; Martinez et al., 2013; Rendos et al., 2017) นอกจากนี้ยังมีอีกหลายๆ งานวิจัยที่ได้นำการออกกำลังกายแบบสั่นมาฝึกร่วมกับการทรงตัว อาทิเช่น คลอส์กและคณะ (Cloak et al., 2013) ได้นำการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายมาผสมผสานเข้ากับการฝึกการทรงตัว ในกลุ่มตัวอย่างที่มีภาวะ CAI และพบว่าผู้ที่ฝึกการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายบนกระดาน Wobble board มีพัฒนาการการทรงตัวที่ดีกว่าผู้ที่การออกกำลังกายบนกระดานฝึกการทรงตัวเพียงอย่างเดียว นอกจากนี้ เซียร์รา-กูสแมนและคณะ (Sierra-Guzman et al., 2018) ได้ศึกษาผลของการออกกำลังกายแบบ WBV บนพื้นผิวไม่สม่ำเสมอ ผลการทดลองที่ได้ก็เป็นไปในทิศทางเดียวกันกล่าวคือมีความสามารถในการทรงตัวเพิ่มขึ้น และมีพัฒนาการที่ดีขึ้นในการทดสอบ SEBT อย่างไรก็ตามทั้งสองงานวิจัยไม่ได้ทำการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยการกระตุ้นไฟฟ้าในระหว่างการทดสอบการทรงตัว จากผลการทดลองครั้งนี้จึงอนุมานได้ว่าความแตกต่างเหล่านั้นเกิดจากผลของสั่นทั้งร่างกายร่วมด้วย นอกจากนี้งานวิจัยที่ผ่านมายังชี้ให้เห็นว่าการออกกำลังกายแบบสั่นและการฝึกการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อมีความสำคัญสำหรับการฟื้นฟูในกลุ่มผู้ที่มีภาวะการสูญเสียความมั่นคงของข้อเท้า (Hass, Bishop, Doidge, & Wikstrom, 2010) โดยอาจจะต้องมีการปรับรูปแบบการออกกำลังกายให้เหมาะสม ซึ่งสอดคล้องกับผลจากงานวิจัยในครั้งนี้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สรุปผลการวิจัย

ผลของการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า การฝึกการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย เป็นเวลา 6 สัปดาห์ มีประสิทธิภาพในการพัฒนาความสามารถในการทรงตัวทั้งขณะอยู่นิ่งและแบบมีการเคลื่อนไหว การทำงานของข้อเท้า และ H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus โดยมีแนวโน้มในการพัฒนาที่ดีกว่าการฝึกการรับรู้ความรู้สึกที่ข้อต่อ หรือการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว นอกจากนี้ยังความสัมพันธ์เชิงบวกในระดับปานกลางระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งกับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อข้อเท้า และความสัมพันธ์เชิงบวกระดับปานกลางระหว่างความสามารถในการทรงตัวขณะอยู่นิ่งกับค่า H-reflex ของกล้ามเนื้อ Soleus หลังจากได้รับการฝึกในทุกกลุ่มทดลอง

ข้อจำกัดในการวิจัย

1. เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาครั้งนี้ประกอบด้วยนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยจากหลากหลายชนิดกีฬา ดังนั้นอาจมีตัวแปรกวนอื่น (Confouding variables) ที่อาจส่งผลกระทบต่อผลการทดลอง แม้ว่าผู้วิจัยได้ทำการแบ่งกลุ่มตัวอย่างโดยให้แต่ละกลุ่มมีจำนวนสัดส่วนของกีฬาแต่ละชนิดใกล้เคียงกันแล้ว

2. เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยนี้มีจำนวนน้อย จึงจำเป็นต้อง Recruit มาจาก 2 มหาวิทยาลัย ซึ่งอาจมีโปรแกรมการฝึกซ้อมแตกต่างกันในแต่ละชนิดกีฬา ที่อาจส่งผลกระทบต่อผลการทดลองได้

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป

1. ควรมีการเปรียบเทียบผลของโปรแกรมการฟื้นฟูระหว่างนักกีฬาที่มีระดับความรุนแรงของภาวะ FAI ที่แตกต่างกัน

2. ควรเพิ่มระยะเวลาในการฝึกทั้ง 3 โปรแกรมการฟื้นฟู เพื่อให้เห็นความแตกต่างชัดเจนยิ่งขึ้น

3.ควรเพิ่มจำนวนกลุ่มตัวอย่างให้มากขึ้น และใช้กลุ่มตัวอย่างจากกีฬาชนิดเดียวกัน เพื่อลดตัวแปรกวนอื่นเพื่อให้ได้ข้อสรุปที่ชัดเจนมากขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

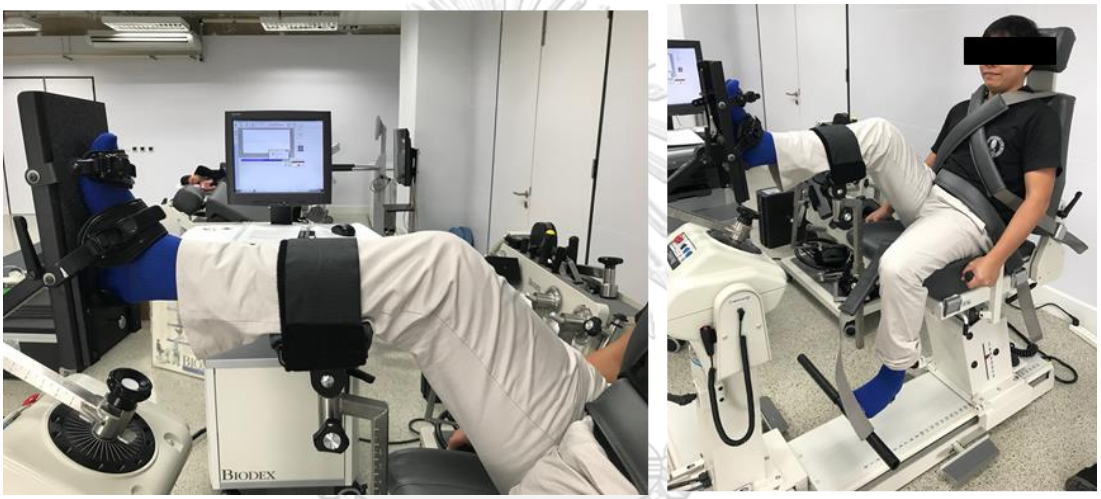
ภาคผนวก ก

ขั้นตอนการทดสอบตัววัดผลในการวิจัย

1. การทดสอบความสามารถในการทรงตัว (Balance test)

1.1 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses) (Sekir et al., 2008)

- การทดสอบความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยผู้ทดสอบเคลื่อนไหวเอง (Reproduction of active positioning)
- การทดสอบความแม่นยำในการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อโดยผู้ทดสอบเคลื่อนไหวเองโดยอุปกรณ์เคลื่อนไหวให้อัตโนมัติ (Reproduction of passive positionin)



ภาพที่ 24 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

1.1.1 การทดสอบแบบ Reproduction of passive positioning คือ การทดสอบการรับรู้การเคลื่อนไหวที่ตำแหน่งข้อเท้าแบบที่เครื่องมือจะขยับให้ ใช้โหมดการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง (Continue motion) ที่ความเร็วทำมุม 1 องศาต่อวินาที มุมที่ใช้ในการทดสอบ 20 องศา ในทิศทาง Inversion และ Eversion

- ผู้เข้าร่วมวิจัยนั่งบนเครื่อง Biodex โดยเริ่มทดสอบข้อเท้าข้างที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงก่อน ผู้วิจัยจัดท่าทางโดยนำส้นเท้าข้างที่ทดสอบวางที่แผ่นรองเท้า ฝ่าเท้าแนบกับฐานของแผ่นรองเท้า ให้หน้าแข้งขนานไปกับพื้น และเข่าทำมุมตั้งฉากกับข้อเท้า โดยให้ข้อเท้าอยู่ในตำแหน่งกลาง (Neutral position) ตำแหน่งฐานรองเข่าอยู่ล่างต่อข้อพับเข่าประมาณ 2 นิ้ว มีสายคาดสองเส้นคาดหลังเท้าให้ติดกับฐานรอง และคาดหน้าแข้งให้ติดกับฐานรองเพื่อรับรองความปลอดภัยของขาข้างที่ทำการทดสอบ เข็มขัดนิรภัยจะคาดไว้ที่หน้าท้องเพื่อความปลอดภัยของลำตัว ในการทดสอบผู้เข้าร่วมวิจัยจะถอดรองเท้า ก่อนการทดสอบทุกครั้งจะใช้ผ้าปิดตาเพื่อป้องกันการมองเห็นระหว่างการเปลี่ยนตำแหน่งข้อต่อในแต่ละทิศทางการเคลื่อนไหว

- ก่อนเริ่มการทดสอบ ผู้เข้าร่วมวิจัยจะทดสอบการเคลื่อนไหวข้อเท้า ในช่วง Maximal ankle inversion ถึง Maximal ankle eversion จำนวน 3 ครั้ง เพื่อดูช่วงองศาการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในแต่ละคนและเพื่อให้เกิดความคุ้นชินกับเครื่องมือ จากนั้นผู้วิจัยจะอธิบายขั้นตอนและทดลองทำการทดสอบผู้เข้าร่วมวิจัยก่อนเริ่มทดสอบจริง

- การทดสอบแบบ Reproduction of passive positioning วิธีการคือ รอบแรก เครื่อง Biodex จะค่อยๆเคลื่อนตำแหน่งของข้อเท้าในทิศทางบิดเข้าด้านใน (Inversion) ที่มุม 20 องศา ตำแหน่งนี้คือมุมที่อ้างอิง (Reference angle) แล้วค้างไว้ 10 วินาที เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยจดจำและรับรู้ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่เคลื่อนไปยังมุมที่อ้างอิง หลังจากนั้น เครื่องจะเคลื่อนข้อเท้ากลับมาตำแหน่งเดิม คือตำแหน่งกลาง (Neutral position) รอบที่ 2 เครื่องจะค่อยๆ เคลื่อนที่เหมือนเดิม แต่ในขณะที่เครื่องเคลื่อนที่ไป ถ้าผู้เข้าร่วมวิจัยคิดว่าเป็นตำแหน่งไหนคือมุมที่เป็นมุมที่อ้างอิง ให้กดสวิตซ์เพื่อหยุดการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ และตำแหน่งที่หยุดคือตำแหน่งมุมที่ผู้วิจัยทำได้ ทำการทดสอบซ้ำจำนวนสามครั้ง บันทึกความคลาดเคลื่อนเป็นองศาระหว่างมุมอ้างอิง (Reference angle) และตำแหน่งที่ทำได้ (Repositioned angle) ค่าเฉลี่ยของการทดสองสามครั้ง นำมาคำนวณเพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย เมื่อทำเสร็จครบ พัก 2 นาที แล้วเปลี่ยนทิศทางเป็น ทิศทางบิดข้อเท้าออกด้านนอก (Eversion) มุม 20 องศา เหมือนเดิม เมื่อทดสอบครบขาสองข้าง พัก 3 นาที เพื่อเปลี่ยนรูปแบบการวัด

1.1.2 การทดสอบแบบ Reproduction of active positioning คือ การทดสอบการรับรู้การเคลื่อนไหวที่ตำแหน่งข้อเท้าแบบผู้รับการทดสอบเคลื่อนไหวเอง มุมที่ใช้ในการทดสอบ 20 องศา ในทิศทาง Inversion และ Eversion

- การทดสอบแบบ Reproduction of active positioning วิธีการคือ รอบแรก ผู้เข้าร่วมวิจัยจะค่อยๆเคลื่อนไหวข้อเท้าในทิศทางบิดเข้าด้านใน (Inversion) ที่มุม 20 องศา โดยผู้วิจัยจะเป็นคนบอกตำแหน่งที่เป็นมุมที่อ้างอิง (Reference angle) แล้วค้างไว้ 10 วินาที เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยจดจำและรับรู้ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่เคลื่อนไปยังมุมที่อ้างอิง หลังจากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยจะเคลื่อนข้อเท้ากลับมาตำแหน่งเดิม คือตำแหน่งกลาง (Neutral position) รอบที่ 2 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยเคลื่อนไหวข้อเท้าด้วยตนเองไปยังตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมวิจัยคิดว่าเป็นตำแหน่งที่เป็นมุมที่อ้างอิง แล้วให้กดสวิตซ์เพื่อยืนยันตำแหน่งที่เคลื่อนไหว และตำแหน่งที่หยุดคือตำแหน่งมุมที่ผู้วิจัยทำได้ ทำการทดสอบซ้ำจำนวนสามครั้ง บันทึกความคาดเคลื่อนเป็นองศาระหว่างมุมอ้างอิง (Reference angle) และตำแหน่งที่ทำได้ (Repositioned angle) ค่าเฉลี่ยของการทดสองสามครั้ง นำมาคำนวณเพื่อหาค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย เมื่อทำเสร็จครบ พัก 2 นาที แล้วเปลี่ยนทิศทางเป็นทิศทางบิดข้อเท้าออกด้านนอก (Eversion) มุม 20 องศา เมื่อทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ

1.2 การทดสอบการทรงตัวด้วยการยืนขาเดียวบนพื้นปกติและพื้นโฟม (Single legstanding test) (Lee & Lin, 2008)

1.2.1 การทดสอบความสามารถในการทรงท่าโดยเครื่อง Biodex Balance System โดยใช้โปรแกรม Postural stability testing แบบ static บนพื้นปกติ

เครื่อง Biodex Balance System ทำการประเมินความสามารถในการทรงตัวของข้อเท้า โดยอุปกรณ์ดังกล่าวจะประกอบด้วยฐานรองเคลื่อนที่ (Platform) ซึ่งสามารถเอียงทำมุม 20 องศา และหมุนได้ 360 องศา ฐานรองดังกล่าวจะเชื่อมต่อกับซอฟท์แวร์คอมพิวเตอร์ (เวอร์ชัน 1.32 พัฒนาโดยไบโอเด็กซ์ เมดิคอล ซิสเทม) เพื่อคำนวณค่าดัชนีความมั่นคงรวม (OSI) ค่าดัชนีความมั่นคงทิศหน้าหลัง (APSI) และค่าดัชนีความมั่นคงทิศด้านข้าง (MLSI) จากองศาของการลาดเอียง โดย APSI และ MLSI จะแสดงการเคลื่อนที่ตามแนวระนาบไปยังตำแหน่งซ้ายขวา (Y) และหน้าหลัง (X) ตามลำดับ และ OSI คือผลรวมระหว่าง APSI และ MLSI โดยดัชนีคำนวณมาจากสูตรดังต่อไปนี้

$$OSI = \left[\left(\frac{\sum(0-Y)^2 + \sum(0-X)^2}{\text{จำนวนกลุ่มตัวอย่าง}}\right)\right]^{0.5}$$

$$APSI = \left[\left(\frac{\sum(0-Y)^2}{\text{จำนวนกลุ่มตัวอย่าง}}\right)\right]^{0.5}$$

$$MLSI = \left[\left(\frac{\sum(0-X)^2}{\text{จำนวนกลุ่มตัวอย่าง}}\right)\right]^{0.5}$$

โดยค่าที่มากจะหมายถึงการทรงตัวที่ไม่ดี ขณะที่ค่าที่น้อยจะหมายถึงการทรงตัวที่ดี

เริ่มทดสอบข้อเท้าข้างที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงก่อน โดยยืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก หลับตา ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยพยายามทรงตัวเป็นเวลา 30 วินาที ทดสอบจำนวน 3 ครั้ง และบันทึกค่าวัดค่าดัชนีความมั่นคง (Stability Index,SI) จากนั้นพัก 3 นาทีและลับข้าง ในกรณีที่ผู้เข้าร่วมวิจัยนำขาลงมาแตะที่พื้น ลืมตา หรือกางแขนออก ผู้วิจัยจะให้ทำการทดสอบใหม่

1.2.2 การทดสอบความสามารถในการทรงท่าด้วยการยืนขาเดียวบนพื้นโฟม ทำการทดสอบเหมือนกับข้อ 1.2.1 เมื่อทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ

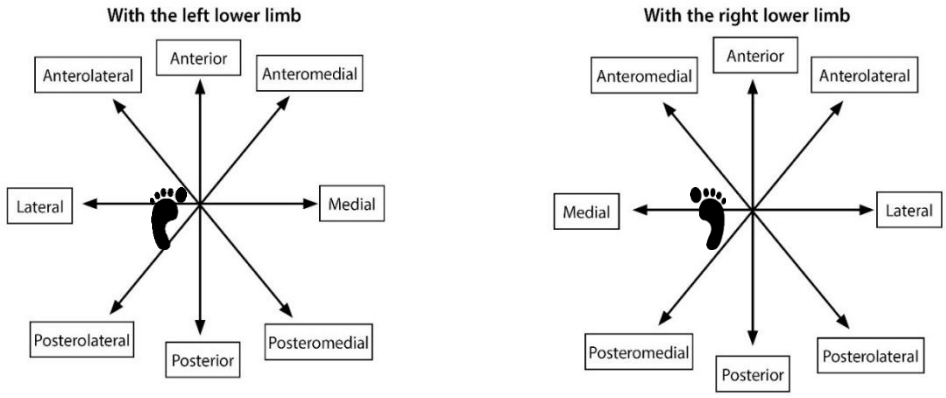
ภาพที่ 25 การทดสอบการทรงตัวด้วยการยืนขาเดียวบนเครื่อง Biodex stability system

1.3 การทดสอบการทรงตัวตามแนวเส้นรูปดาว (Star excursion balance test) (Hertel, Braham, Hale, & Olmsted-Kramer, 2006)

1.3.1 การทดสอบโดยให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนด้วยขาข้างเดียวที่จุดกึ่งกลางของเส้นที่ลากมาตัดกัน มือทั้ง 2 ข้างท้าวเอว จากนั้นเหยียด ขาอีกข้างหนึ่ง ไปแตะใน 8 ทิศทาง ให้ได้ไกลที่สุดเท่าที่จะทำได้โดยใช้ปลายเท้าไปแตะเบาๆ และดึงกลับมาที่จุดเริ่มต้น แล้วยืนด้วยขาทั้งสองข้าง (Double-leg stance)

1.3.2 เริ่มแตะจะแตะจากทิศทางด้านหน้า (Anterior) ด้านหน้าค่อนมาด้านใน (Anteromedial) ด้านใน (Medial) ด้านหลังค่อนมา ทางด้านใน (Posteromedial) ด้านหลัง (Posterior) ด้านหลังค่อนมาทางด้านนอก (Posterolateral) ด้านนอก (Lateral) และด้านหน้าค่อนมาทางด้านนอก (Anterolateral) ผู้เข้าร่วมวิจัยมีเวลา 2 นาทีในการทำความคุ้นเคย ทำการทดสอบ 3 ครั้ง บันทึกหน่วยเป็นเซนติเมตร เลือกครั้งที่ดีที่สุดในแต่ละทิศทาง

1.3.3 หากผู้เข้าร่วมวิจัยเสียการทรงตัว เท้าสัมผัสพื้น หรือยกมือออกจากที่ท้าวเอวให้เริ่มทำใหม่ ประเมินการทรงตัวขณะเคลื่อนไหวทั้ง 8 ทิศทางของขาทั้งสองข้าง นำค่าที่ได้มาหารด้วยความยาวของขาแต่ละข้าง ก่อนนำไปหาค่าเฉลี่ย



Chulalongkorn University

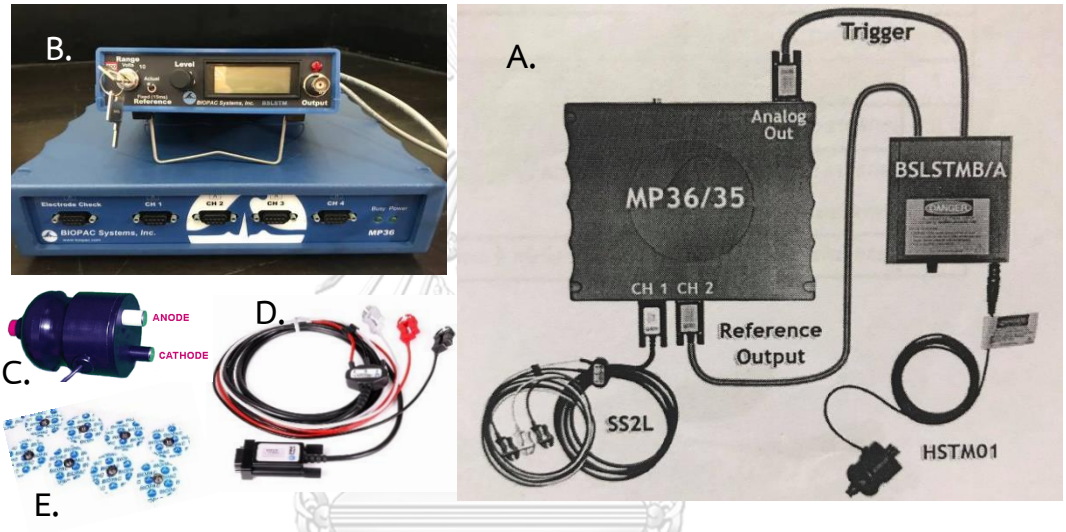
ภาพที่ 26 รูปแบบการทดสอบ Star excursion balance ทั้งหมด 8 ทิศทาง

ภาพที่ 27 แสดงการทดสอบ Star excursion balance

2. การทดสอบการทำงานระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular function test)

2.1 การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus (Gajewski & Mazur-Ró**ż**ycka, 2016)

2.1.1 อุปกรณ์ที่ใช้คือ รุ่น BiopacStudent Lab MP36 ผลิตโดยบริษัท BIOPAC Systems, Inc. ประกอบไปด้วย Biopac data acquisition unit (MP36), Biopac stimulator (BSLSTM), Biopac human stimulator probe (HSTM01), Biopac electrode lead set (SS2L), Biopac disposable eletrodes (EL503 และ Electrode gel ผู้วิจัยต่ออุปกรณ์เพื่อพร้อมใช้งาน



ภาพที่ 28 อุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบหาค่า H-reflex ประกอบไปด้วย A) แสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์พร้อมแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์ B) Biopac data acquisition unit (MP36) และ Biopac stimulator (BSLSTM) C) Biopac human stimulator probe (HSTM01) D) Biopac electrode lead set (SS2L) และ E) Biopac disposable eletrodes (EL503)

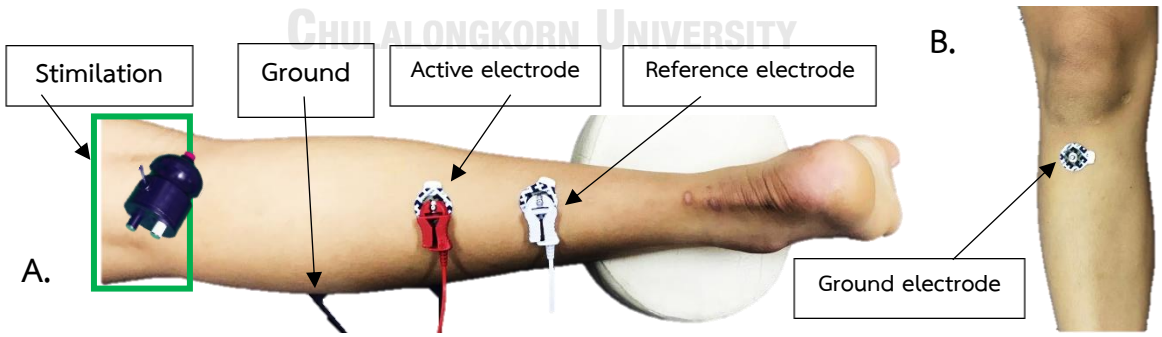
2.1.2 ผู้วิจัยทำความสะอาดบริเวณที่จะติด electrodes ด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์ของขาข้างที่จะทำการทดสอบ ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยนอนในท่านอนคว่ำบนเตียงในท่าที่ผ่อนคลาย ศีรษะหันไปทางใดทางหนึ่ง แขนและมือวางไว้ข้างลำตัว ในส่วนของข้อเท้าจะเลยพ้นเตียง ขาเหยียดตรง ปล่อยเท้าธรรมชาติ โดยเริ่มทดสอบข้อเท้าข้างที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงก่อน

2.1.3 ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการติด EMG electrodes เพื่อวัดค่า H-reflex โดยจะติด Record electrode ที่บริเวณจุดกึ่งกลางของกล้ามเนื้อ Soleus ส่วน Reference electrode จะติดด้านล่างต่ำกว่า Record electrode เป็นระยะทาง 4 เซนติเมตร ในทิศทางเดียวกันกับการเรียงตัวของเส้นใยกล้ามเนื้อ ขณะที่จะติด ground electrode ที่บริเวณกึ่งกลางปุ่มกระดูก Tibia จากนั้นจะทำการกระตุ้นเส้นประสาท tibia nerveด้วยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประมาน 1 นาที ที่บริเวณข้อพับเข่าของขาข้างที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

2.1.4 เมื่อ tibia nerve ได้รับการกระตุ้นผ่านผิวหนังด้วยกระแสไฟฟ้า เป็นระยะเวลาสั้นๆ เส้นใยรับความรู้สึกประเภท Ia จะได้รับการกระตุ้นเป็นลำดับแรกเนื่องจากมีเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ ทั้งนี้หากเส้นใยรับความรู้สึกมีเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ขึ้นเท่าใด ก็จะมีความไวต่อการตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้ามากขึ้นเท่านั้นการตอบสนองกล้ามของเนื้อต่อกระแสไฟฟ้าจะเกิดจากการปล่อยกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเซลล์ประสาทสั่งการ ระยะเวลาในการตอบสนองของ H-reflex ที่กล้ามเนื้อ soleus จะมีค่าอยู่ระหว่าง 30-40 มิลลิวินาที (ms) ความสูงของคลื่นการตอบสนอง H-reflex จะเพิ่มขึ้นเมื่อกระแสไฟฟ้าเพิ่มขึ้น เนื่องจากมีจำนวนของเส้นใยกล้ามเนื้อและเซลล์ประสาทสั่งการได้รับการกระตุ้นจำนวนมากขึ้น การเพิ่มความแรงในการกระตุ้นจะก่อให้เกิดการตอบสนองจากเส้นใยของระบบประสาทที่ควบคุมการเคลื่อนไหว ซึ่งจะทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อตามมา คือ M-wave ระยะเวลาการตอบสนองของ M-wave จะอยู่ระหว่าง 4-5 มิลลิวินาที (ms) เมื่อเพิ่มความแรงของกระแสไฟฟ้าขึ้นไปอีกจะทำให้ความสูงของคลื่นการตอบสนอง M-wave เพิ่มขึ้นจนถึงค่าสูงสุด การวิเคราะห์หาจุดสูงสุดของคลื่น M-wave (Mmax) ซึ่งสะท้อนการกระตุ้นหน่วยสั่งการประสาทอาทิเช่น อัตราการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่สูงที่สุด อีกตัวแปรหนึ่งที่สามารถนำไปใช้ในการวิเคราะห์ได้คือจุดสูงสุดของคลื่น H-reflex (Hmax) ซึ่งช่วยในการประเมินจำนวนของเซลล์ประสาทสั่งการที่ถูกกระตุ้นจากกระบวนการรีเฟล็กซ์ที่เกิดขึ้นภายใต้เงื่อนไขที่กำหนด ความสูงของคลื่น H-reflex จะสะท้อนถึงระดับการล้าที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทส่วนกลางของผู้ป่วย อัตราส่วนระหว่างตัวแปรทั้งสอง (Hmax/Mmax) จะบ่งชี้ถึงสัดส่วนระหว่างเซลล์ประสาทที่ถูกกระตุ้นจากกระบวนการรีเฟล็กซ์และจำนวนเซลล์ประสาทในหน่วยสั่งการประสาท

สำหรับการวิจัยครั้งนี้จะทำการทดสอบจุดสูงสุดของคลื่น H-reflex การกระตุ้นไฟฟ้าจะใช้ความแรงของกระแสไฟฟ้าสูงสุด (Maximal stimulus) ที่ทำให้เกิด H-reflex ซึ่งจะมีค่าแตกต่างกันไปตามแต่ละคน (60-75 โวลต์ (V)) โดยจะทำการกระตุ้นด้วยความแรงไฟฟ้าเหนือจุดสูงสุด (Supramaximal stimulus) จำนวน 3 ครั้ง เพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยของความสูงของ H-reflex ที่ มีหน่วยเป็น มิลลิโวลต์ (mV)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



ภาพที่ 29 A) แสดงตำแหน่งการติด EMG electrodes เพื่อวัดค่า H-reflex จาก Record electrode ที่ติดบริเวณจุดกึ่งกลางของกล้ามเนื้อ Soleus ส่วน Referrence electrode จะติดบริเวณด้านล่างถัดจาก Record electrode เป็นระยะทาง 4 เซนติเมตร ในทิศทางเดียวกันกับเส้นใยกล้ามเนื้อ B) ขณะที่ ground electrode จะติดที่บริเวณกึ่งกลางปุ่มกระดูกหน้าแข้ง (Tibia)

2.2 การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้า (Ankle functional movement) (Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005)

2.2.1 การประเมินความสามารถในการกระโดดลงบนพื้นปกติ (Drop jump)

- ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนด้วยขาทั้ง 2 ข้าง บริเวณขอบกล่องสูง 40 ซม. จากนั้นให้ก้าวลงบนพื้นบริเวณที่มี Force plate โดยลงน้ำหนักขาข้างที่มีภาวะไม่มั่นคง ให้ขาอีกข้างงอไว้ และให้ทรงตัวในลักษณะที่ยืนด้วยขาข้างเดียว

- โดยผู้เข้าร่วมวิจัย เมื่อก้าวลงสู่พื้นแล้วให้พยายามรักษาการทรงตัวให้เร็วที่สุดค้างไว้ 10 วินาที ทำการทดสอบทั้งหมด 3 ครั้ง (มีการฝึกซ้อมก่อน 2-3 ครั้ง) บันทึกค่า Time to stability index (TTS) คือค่าที่แสดงความแปรปรวนของ platform ในองศาต่างๆ จากการเคลื่อนไหวขณะที่เท้าสัมผัสพื้นเป็นระยะเวลา 10 วินาที ทำการทดสอบซ้ำจำนวน 3 ครั้ง จากนั้นพัก 2 นาที สลับขาข้างที่ทดสอบ เมื่อทดสอบครบขาสองข้าง พัก 3 นาที เพื่อเปลี่ยนรูปแบบการวัด

ภาพที่ 30 A) การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้าในท่าการกระโดดลงบนพื้นปกติ (Drop jump on stable surface) B) การทดสอบความสามารถในการทำงานของข้อเท้ากระโดดลงบนพื้นโฟม (Drop jump on unstable surface)

2.2.2 การคำนวณค่า TTS โดยโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM) Version 2018.1 โดยมีแผ่นวัดแรง (Force plate) ความถี่ 500 Hz

- เปิดโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM) เลือกไฟล์ข้อมูลกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์

- เปิดข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาข้างที่ต้องการ จากนั้นนำข้อมูลไปเก็บไว้ในรูปแบบ Text files (data only) สามารถดูข้อมูลได้จากข้อมูลของเวลา (Time) ที่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นในทิศทางแนวดิ่ง (Vertical) ที่แกน Fz เส้นสีน้ำเงิน

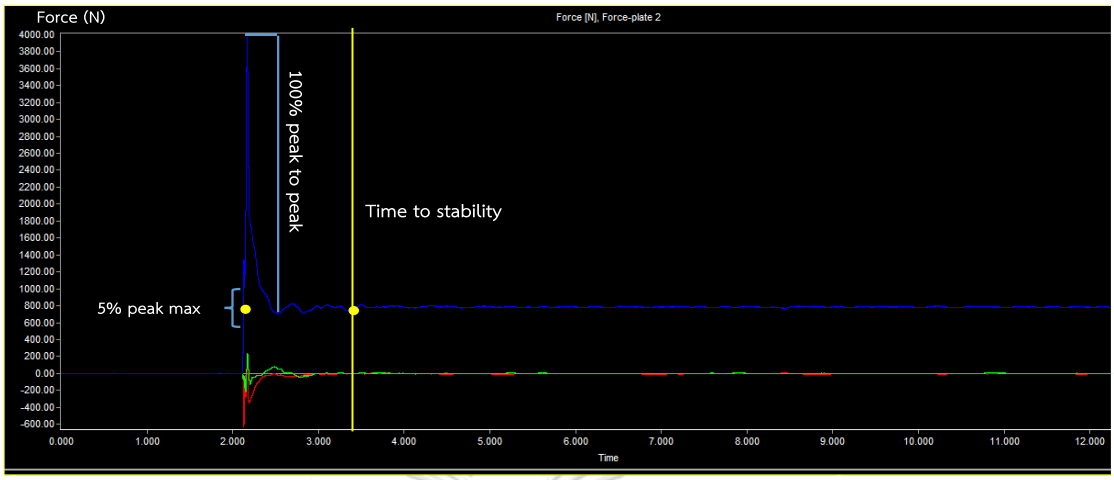
- คำนวณหาค่า 100% ของ Peak to peak max (ค่า Force (N))

- คำนวนหา 5% ของ peak max (ค่า Force (N))

- ตำแหน่งเริ่มต้นมาจากข้อมูลรูปแบบ Text files ค่า force ต้องไม่ติดลบและไม่เกิน 15 N

- เพื่อคำนวนหาค่า TTS มีหน่วยเป็นวินาที

ดัดแปลงโดยอ้างอิงมาจาก Fransz, Huurnink, de Boode, Kingma, and van Dieën (2015)



ภาพที่ 31 ภาพแสดงการคำนวณค่าเวลาในการทรงท่าขณะที่เท้าลงสู่พื้น (TTS)

2.3 การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength test) (David, Halimi, Mora, Doutrellot, & Petitjean, 2013)

- กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าเข้าด้านใน (Ankle invertors) (Tibialis anterior/posterior muscle))
- กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่บิดข้อเท้าออกด้านนอก (Ankle evertors) (Peroneal muscle))

2.3.1 การทดสอบ Isokinematic strength ของกล้ามเนื้อ Invertor และ Evertor จะทดสอบที่ความเร็ว 60 และ 120 องศาต่อวินาที แบบ concentric/concentic

- ผู้เข้าร่วมวิจัยนอนในท่าที่เหมาะสมบนเครื่อง Biodex ที่ทำการ Calibrate แล้ว เริ่มทดสอบข้อเท้าข้างที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงก่อน ผู้วิจัยจัดท่าทางโดยนำส้นเท้าข้างที่ทดสอบวางที่แผ่นรองเท้า ฝ่าเท้าแนบกับฐานของแผ่นรองเท้า หน้าแข้งจะขนานไปกับพื้น โดยให้เข่าทำมุมตั้งฉากกับข้อเท้า ข้อเท้าอยู่ในตำแหน่งกลาง (Neutral position) ตำแหน่งฐานรองเข่าอยู่ล่างข้อพับเข่าประมาณ 2 นิ้ว มีสายคาดสองเส้นคาดหลังเท้าให้ติดกับฐานรอง และคาดหน้าแข้งให้ติดกับฐานรอง เพื่อรับรองความปลอดภัยของขาข้างที่ทำการทดสอบ เข็มขัดนิรภัยจะคาดไว้ที่หน้าท้องเพื่อความปลอดภัยของลำตัว ในการทดสอบผู้เข้าทดสอบจะใส่รองเท้าทุกการทดสอบ ก่อนการทดสอบผู้เข้าร่วมวิจัยซ้อมทำการเคลื่อนไหวและออกแรงกระตุ้นสูงสุดสามครั้งเริ่มการทดสอบด้วยการให้ผู้เข้าร่วมวิจัยทำการเคลื่อนไหว Maximal concentric evertor/invertor ที่ความเร็วเชิงมุม 60° ต่อวินาที จำนวน 5 ครั้ง ระหว่างการเคลื่อนไหว Isokinetic Inversion และ Eversion เพื่อให้แน่ใจว่าความพยายามที่มากที่สุดที่จะทำให้ผู้เข้ารับการทดสอบได้รับการพูดให้กำลังใจเชิงบวกในระหว่างการทดสอบ บันทึกค่า จากนั้นพัก 5 นาที สลับทำการเคลื่อนไหว Maximal concentric evertor และ invertor ที่ความเร็วเชิงมุม 120° ต่อวินาที จำนวน 5 ครั้ง เมื่อทดสอบครบทั้ง 2 องศา พัก 5 นาที เพื่อสลับขา

ภาพที่ 32 **การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยใช้เครื่อง Biodex**

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ขั้นตอนการทดสอบตัววัดผลในการวิจัย

ขั้นตอนการทดสอบตัววัดผลในการวิจัย ใช้เวลาในการทดสอบทั้งหมด 90 นาที

ลำดับขั้นตอนการทดสอบ	หมายเหตุ
ก่อนเริ่มการทดสอบ ผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายด้วยการยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่าง เป็นเวลา 5 นาที	
1. การทดสอบความสามารถในการทรงตัว (Balance test)	
1.1 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้าแบบเครื่องเคลื่อนไหวให้ เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคง	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
1.1.1 ทดสอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 1.1.2 ทดทอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านนอก ทำเสร็จครบ 2 ทิศทาง พัก 2 นาที แล้วจึงสลับขา	
1.1.3 ทดสอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าออกด้านใน 1.1.4 ทดสอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าออกด้านนอก เมื่อทดสอบครบขาสองข้าง พัก 3 นาที เพื่อเปลี่ยนรูปแบบการวัด	
1.2 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้าแบบทำเอง เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
1.2.1 ทดสอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านใน 1.2.2 ทดทอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าเข้าด้านนอก ทำเสร็จครบ 2 ทิศทาง พัก 2 นาที แล้วจึงสลับขา	
1.2.3 ทดสอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าออกด้านใน 1.2.4 ทดทอบที่มุม 20 องศา ในท่าบิดข้อเท้าออกด้านนอก ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ	
1.3 การทดสอบการยืนขาเดียว 1.3.1 การยืนขาเดียวบนพื้นปกติ เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า เมื่อทดสอบเสร็จพัก 2 นาที สลับขา 1.3.2 การยืนขาเดียวบนพื้นโฟม เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
1.4 การทดสอบ Star excursion balance เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า เมื่อทดสอบเสร็จพัก 2 นาที สลับขา ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
2. การทดสอบการทำงานระบบประสาทกล้ามเนื้อ	
2.1 การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า เมื่อทดสอบเสร็จพัก 2 นาที สลับขา ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
2.2 การทดสอบความสามารถในการทำงาน (Functional movement test)	
2.2.1 การประเมินความสามารถในการกระโดดลงบนพื้นปกติ (Drop jump on sable surface) เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า เมื่อทดสอบเสร็จพัก 2 นาที สลับขา ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 3 นาที เพื่อเปลี่ยนรูปแบบการวัด	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
2.2.2 การประเมินความสามารถในการกระโดดลงบนพื้นโฟม (Drop jump on unsable surface) เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า เมื่อทดสอบเสร็จพัก 2 นาที สลับขา ทดสอบครบขาสองข้าง พัก 5 นาที เพื่อเปลี่ยนหัวข้อการทดสอบ	ใช้เวลาในการทดสอบ 10 นาที
2.3 การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ	
2.3.1 เริ่มจากขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ทดสอบกลุ่มกล้ามเนื้อ invertors/evertors ที่ความเร็ว 60° เมื่อทำเสร็จ พัก 5 นาที ต่อด้วยการทดสอบกล้ามเนื้อ invertors/evertors ที่ความเร็ว 120° ทำครบ 2 มุม พัก 5 นาที สลับขา	ใช้เวลาในการทดสอบ 20 นาที
หลังการทดสอบ ผู้เข้าร่วมวิจัยผ่อนคลายร่างกายโดยการยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่าง เป็นเวลา 5 นาที	

ภาคผนวก ข

แบบสอบถามภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (ณภัทร เครือทิวา, 2556)

กรุณาทำเครื่องหมาย ✓เพียงภาวะเดียวในแต่ละหัวข้อคำถามที่บ่งบอกถึงอาการที่ข้อเท้าของคุณได้ดีที่สุด **(แบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT))**

	ข้อเท้าซ้าย	ข้อเท้าขวา	คะแนน
1. ฉันมีอาการปวดที่ข้อเท้า			
ไม่เป็น	☐	☐	5
เป็นขณะเล่นกีฬา	☐	☐	4
เป็นขณะวิ่งบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	3
เป็นขณะวิ่งบนพื้นเรียบ	☐	☐	2
เป็นขณะเดินบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	1
เป็นขณะเดินบนพื้นเรียบ	☐	☐	0
2. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	4
เป็นบางครั้งขณะเล่นกีฬา (ไม่ทุกครั้ง)	☐	☐	3
เป็นบ่อยๆ ขณะเล่นกีฬา (ทุกครั้ง)	☐	☐	2
เป็นบางครั้งขณะทำกิจวัตรประจำวัน	☐	☐	1
เป็นบ่อยๆ ขณะทำกิจวัตรประจำวัน	☐	☐	0
3. เมื่อฉันเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนไหวอย่างกะทันหันข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	3
เป็นบางครั้งขณะวิ่ง	☐	☐	2
เป็นบ่อยๆ ขณะวิ่ง	☐	☐	1
เป็นขณะเดิน	☐	☐	0
4. เมื่อฉันลงบันได ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	3
เป็นถ้าลงบันไดเร็ว	☐	☐	2
เป็นบางครั้งเมื่อลงบันได	☐	☐	1
เป็นทุกครั้ง	☐	☐	0
5. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อยืนด้วยขาข้างเดียว			
ไม่เป็น	☐	☐	2
เป็นเมื่อยืนด้วยปลายเท้า	☐	☐	1
เป็นเมื่อยืนเต็มเท้า	☐	☐	0

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

	ข้อเท้าซ้าย	ข้อเท้าขวา	คะแนน
6. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อ?			
ไม่เป็น	☐	☐	3
ฉันกระโดดขาเดียวไปทางด้านข้าง	☐	☐	2
ฉันกระโดดขาเดียวอยู่กับที่	☐	☐	1
เมื่อฉันกระโดด	☐	☐	0
7. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อ?			
ไม่เป็น	☐	☐	4
ฉันวิ่งบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	3
ฉันวิ่งเหยาะๆ บนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	2
ฉันเดินบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	1
ฉันเดินบนพื้นเรียบ	☐	☐	0
8. โดยทั่วไปแล้ว เมื่อข้อเท้าของฉัน เริ่มจะข้อพลิก(หรือบิด) ฉันสามารถจะรู้ตัวก่อนและป้องกันได้หรือไม่			
ได้ทันที	☐	☐	3
ได้บ่อยๆ ครั้ง	☐	☐	2
ได้บางครั้ง	☐	☐	1
ไม่เคยได้เลย	☐	☐	0
ฉันไม่เคยเท้าข้อพลิก.	☐	☐	3
9. โดยทั่วไปแล้ว หลังจากข้อเท้าพลิก ข้อเท้าของฉันจะ กลับมาใช้งานได้ปกติหรือไม่?			
กลับมาใช้งานได้ปกติทันที	☐	☐	3
กลับมาใช้งานได้ปกติภายใน 1 วัน	☐	☐	2
กลับมาใช้งานได้ปกติใน 1-2 วัน	☐	☐	1
กลับมาใช้งานได้ปกติหลังจาก 2 วันไปแล้ว	☐	☐	0
ฉันไม่เคยข้อเท้าพลิก	☐	☐	3

แปลผล: ถ้าได้คะแนนน้อยกว่าหรือเท่ากับ 24 คะแนน แปลว่า มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน
ถ้าได้คะแนนมากกว่า 24 คะแนน แปลว่า ไม่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงจากการใช้งาน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก ค

ต้นฉบับแบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

(C. E. Hiller, K. M. Refshauge, A. C. Bundy, R. D. Herbert, & S. L. Kilbreath, 2006)

APPENDIX 1: THE CAIT QUESTIONNAIRE

Please tick the ONE statement in EACH question that BEST describes your ankles.

	LEFT	RIGHT	Score
1. I have pain in my ankle			
Never	☐	☐	5
During sport	☐	☐	4
Running on uneven surfaces	☐	☐	3
Running on level surfaces	☐	☐	2
Walking on uneven surfaces	☐	☐	1
Walking on level surfaces	☐	☐	0
2. My ankle feels UNSTABLE			
Never	☐	☐	4
Sometimes during sport (not every time)	☐	☐	3
Frequently during sport (every time)	☐	☐	2
Sometimes during daily activity	☐	☐	1
Frequently during daily activity	☐	☐	0
3. When I make SHARP turns, my ankle feels UNSTABLE			
Never	☐	☐	3
Sometimes when running	☐	☐	2
Often when running	☐	☐	1
When walking	☐	☐	0
4. When going down the stairs, my ankle feels UNSTABLE			
Never	☐	☐	3
If I go fast	☐	☐	2
Occasionally	☐	☐	1
Always	☐	☐	0
5. My ankle feels UNSTABLE when standing on ONE leg			
Never	☐	☐	2
On the ball of my foot	☐	☐	1
With my foot flat	☐	☐	0
6. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	☐	☐	3
I hop from side to side	☐	☐	2
I hop on the spot	☐	☐	1
When I jump	☐	☐	0
7. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	☐	☐	4
I run on uneven surfaces	☐	☐	3
I jog on uneven surfaces	☐	☐	2
I walk on uneven surfaces	☐	☐	1
I walk on a flat surface	☐	☐	0
8. TYPICALLY, when I start to roll over (or "twist") on my ankle, I can stop it			
Immediately	☐	☐	3
Often	☐	☐	2
Sometimes	☐	☐	1
Never	☐	☐	0
I have never rolled over on my ankle	☐	☐	3
9. After a TYPICAL incident of my ankle rolling over, my ankle returns to "normal"			
Almost immediately	☐	☐	3
Less than one day	☐	☐	2
1–2 days	☐	☐	1
More than 2 days	☐	☐	0
I have never rolled over on my ankle	☐	☐	3

ภาคผนวก ง

โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียว (proprioceptive training)

ฝึกโดยใช้เครื่อง Biodex stability system อ้างอิงจาก (Lee & Lin, 2008) โดยจะฝึกความสามารถในการทรงตัว ตลอด 6 สัปดาห์ โดยระดับความยากจะเพิ่มขึ้นทุกสัปดาห์ เช่น ฝึกแบบลืมตา หลับตา บนพื้นปกติ บนพื้นโฟม ในทิศทางต่างๆ และฝึกแบบมีการเคลื่อนไหว เป็นต้น ก่อนเริ่มการฝึกผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที จากนั้นผู้วิจัยก็จะเข้าสู่โปรแกรมการฝึก ฝึก 3 วันต่อสัปดาห์ ครั้งละ 20 นาที และเมื่อฝึกเสร็จให้ผู้เข้าร่วมวิจัยผ่อนคลายร่างกายด้วยการยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที วันที่ทำการฝึกคือวัน จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 13.00 - 15.00 น. โดยใช้โปรแกรมการฝึก ดังนี้

	3 วันต่อสัปดาห์ จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 13.00 - 15.00 น. ใช้เวลาประมาน 20 นาที/ครั้ง/คน
สัปดาห์ที่ 1 ระดับความยากที่ 11	รูปแบบการฝึกจะฝึกเฉพาะขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก บนเครื่อง Biodex stability system ตามลำดับต่อไปนี้ <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง**ข้างซ้าย**</u>
สัปดาห์ที่ 2 ระดับความยากที่ 9	1. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที (anterior (↑) และ posterior (↓)) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 2. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ anterolateral (↖) lateral (←) และ posterolateral (↙) ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 3. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◖) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง**ข้างขวา**</u> 1. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที anterior (↑) และ posterior (↓) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 2. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ lateral (→) anterolateral (↗) และ posterolateral (↘) ต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 3. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◗) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก
	4. ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 5. ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที
สัปดาห์ที่ 3 ระดับความยากที่ 7	รูปแบบการฝึกจะฝึกเฉพาะขาข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า ในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก บนเครื่อง Biodex stability system ตามลำดับต่อไปนี้ <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง**ข้างซ้าย**</u>

<table>
<tr><td rowspan="2">สัปดาห์ที่ 4
ระดับความยากที่ 5</td><td>1. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที (anterior (↑) และ posterior (↓)) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า
2. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ anterolateral (↖) lateral (←) และ posterolateral (↙) ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า
3. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◖) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที
* ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก
<u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างขวา</u>
1. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที anterior (↑) และ posterior (↓) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า
2. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ lateral (→) anterolateral (↗) และ posterolateral (↘) ต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า
3. ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◗) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที
* ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก</td></tr>
<tr><td>4. ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมลืมตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก
5. ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมหลับตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที</td></tr>
<tr><td colspan="2">สัปดาห์ที่ 5 ระดับความยากที่ 3 โดยโปรแกรมการฝึกเหมือนกับสัปดาห์ที่ 4 แต่ปรับระดับความยากของการฝึกที่เครื่อง Biodex</td></tr>
<tr><td colspan="2">สัปดาห์ที่ 6 ระดับความยากที่ 1</td></tr>
</table>

หมายเหตุ: กรณีที่ผู้เข้าร่วมวิจัยนำขาลงมาแตะที่พื้น ลืมตา หรือกางแขนออก ผู้วิจัยจะให้ทำการทดสอบใหม่

กรณีที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่สามารถทำได้ตามรูปแบบของโปรแกรม ให้จดบันทึกความผิดปกติต่างๆ และปรับรูปแบบโปรมแกรมให้เหมาะสมกับผู้เข้าร่วมวิจัย เช่น ลดระดับความยากในการเคลื่อนของฐานรองเป็นต้น

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก จ

โปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว (whole body vibration)

แบบฝึกที่ใช้นำมาประยุกต์โดย อ้างอิงจาก (Cloak et al., 2010; Ritzmann et al., 2013) โดยใช้ท่าทางเป็นขณะอยู่นิ่ง (Static) การฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อจำนวน 2 ท่า คือ ท่าที่หนึ่ง ยืนขาเดียวบนปลายเท้า (Single leg heel raises) ท่าที่สอง ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats 60°) พักระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 15 วินาที ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า รวมเวลา 20 นาที ความถี่ 35-40-50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 2-4/4-8 มม. ความเร่งอยู่ในช่วง 2.2-5.1 g ซึ่งจะเพิ่มความหนักขึ้นทุกสองอาทิตย์ ก่อนเริ่มการฝึกให้ผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที และเมื่อฝึกเสร็จให้ผู้เข้าร่วมวิจัยผ่อนคลายร่างกายด้วยการยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที สัปดาห์ วันที่ทำการฝึกคือวัน จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 16.00 - 18.00 น

	3 วันต่อสัปดาห์ จันทร์ พุธ ศุกร์ ช่วงเวลา 16.00 - 18.00 น. ใช้เวลาประมาน 10-20 นาที/ครั้ง/คน
สัปดาห์ที่ 1 **สัปดาห์ที่ 2**	รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 1. เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 35 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2. เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) ทำการทดสอบในรูปแบบ เดียวกับท่าแรก
สัปดาห์ที่ 3 **สัปดาห์ที่ 4** **เพิ่มการหลับตา**	รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 1. เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 40 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2. เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) ทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกับท่าแรก
สัปดาห์ที่ 5 **สัปดาห์ที่ 6**	รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 1. เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) หลับตา ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 8 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2. เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) หลับตา ทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกับท่าแรก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก ฉ

โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย (PPT+WBV)

กลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย โดยผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกทั้ง 2 แบบมาใช้ฝึกร่วมกัน โดยเริ่มจากโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อก่อน จากนั้นพัก 5 นาที ต่อด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย ซึ่งก็จะใช้แบบโปรแกรมเดียวกันกับกลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อเพียงอย่างเดียวและกลุ่มที่ฝึกการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกายเพียงอย่างเดียว โดยจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที จากนั้นผู้วิจัยก็จะเข้าสู่โปรแกรมการฝึก 3 วันต่อสัปดาห์ วันที่ทำการฝึกคือวัน อังคาร พฤหัส เสาร์ ช่วงเวลา 13.00 - 16.00 น. และเมื่อฝึกเสร็จให้ผู้เข้าร่วมวิจัยผ่อนคลายร่างกายด้วยการยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที ฝึกทั้งหมด 6 สัปดาห์ โดยใช้โปรแกรมการฝึก ดังนี้

	3 วันต่อสัปดาห์ อังคาร พฤหัส เสาร์ ช่วงเวลา 13.00 - 16.00 น. ใช้เวลาประมาน 20-25 นาที/ครั้ง/คน
สัปดาห์ที่ 1	1.) เริ่มจากโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก บนเครื่อง Biodex stability system ตามลำดับต่อไปนี้
สัปดาห์ที่ 2	<u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างซ้าย</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที (anterior (↑) และ posterior (↓)) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ anterolateral (↖) lateral (←) และ posterolateral (↙) ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◖) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างขวา</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที anterior (↑) และposterior (↓) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ lateral (→) anterolateral (↗) และ posterolateral (↘) ต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◗) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.4 ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.5 ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที ** กำหนดระดับความยากในการเคลื่อนที่ของฐานรอง คือสัปดาห์ที่ 1 ระดับที่ 11 และ สัปดาห์ที่ 2 ระดับที่ 9
	จากนั้นพัก 5 นาที ต่อด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

	2.) รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 2.1 เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 35 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2.1 เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) ทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกับท่าแรก
สัปดาห์ที่ 3 สัปดาห์ที่ 4	1.) เริ่มจากโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก บนเครื่อง Biodex stability system ตามลำดับต่อไปนี้ <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างซ้าย</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที (anterior (↑) และ posterior (↓)) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ anterolateral (↖) lateral (←) และ posterolateral (↙) ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◖) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างขวา</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที anterior (↑) และposterior (↓) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ lateral (→) anterolateral (↗) และ posterolateral (↘) ต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◗) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.4 ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.5 ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที ** กำหนดระดับความยากในการเคลื่อนที่ของฐานรอง คือสัปดาห์ที่ 3 ระดับที่ 7 และ สัปดาห์ที่ 4 ระดับที่ 5
	จากนั้นพัก 5 นาที ต่อด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย
	2.) รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 1. เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 40 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2. เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) ทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกับท่าแรก
สัปดาห์ที่ 5 สัปดาห์ที่ 6	1.) เริ่มจากโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังโดยไม่ให้เท้าสัมผัสกับพื้น มือกอดอก บนเครื่อง Biodex stability system ตามลำดับต่อไปนี้ <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างซ้าย</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที (anterior (↑) และ posterior (↓)) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ anterolateral (↖) lateral (←) และ posterolateral (↙) ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่ม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

	จากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◖) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก <u>กรณีผู้เข้าร่วมวิจัยมีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคงข้างขวา</u> 1.1 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศขึ้นและลงต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที anterior (↑) และposterior (↓) พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.2 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทาง 3 ทิศ lateral (→) anterolateral (↗) และ posterolateral (↘) ต่อเนื่องจบครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที เปลี่ยนท่า 1.3 ยืนทรงตัวขาเดียวถ่ายน้ำหนักไปในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย โดยเริ่มจากจุดตรงกลางถ่ายน้ำหนักไปตามจุดที่ขึ้นบนหน้าจอ (◗) ต่อเนื่องไปจนครบ 30 วินาที พักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที * ทำครบ 3 ท่านับเป็น 1 รอบ แต่ละรอบพักในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 30 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.4 ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที เปลี่ยนแบบฝึก 1.5 ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที จำนวน 3 รอบ พักในท่าในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น 10 วินาที ทำครบ 3 รอบ นั่งพัก 3 นาที ** กำหนดระดับความยากในการเคลื่อนที่ของฐานรอง คือสัปดาห์ที่ 5 ระดับที่ 3 และ สัปดาห์ที่ 6 ระดับที่ 1
	จากนั้นพัก 5 นาที ต่อด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย
	รูปแบบการฝึกจะยืนขาเดียวข้างที่มีภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า 1. เริ่มจากการฝึกในท่ายืนขาเดี่ยวบนฝ่าเท้า (Single leg heel raises) ความหนักในการฝึกใช้ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 8 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที พัก 15 วินาที ระหว่างชุดในทางยืนวางเท้าลงบนพื้น ทำท่าละ 3 รอบ ท่าครบ 3 รอบให้นั่งพักจำนวน 2 นาที แล้วเปลี่ยนท่า 2. เปลี่ยนเป็นท่าที่ 2 คือ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats) ทำการทดสอบในรูปแบบเดียวกับท่าแรก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ช

รายนามผู้ทรงคุณวุฒิในการตรวจเครื่องมือวิจัย

1. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ผกาภรณ์ พู่เจริญ	สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
2. อาจารย์ ดร.เบญจพล เบญจพลากร	สาขาการเสริมสร้างสมรรถนะทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
3. อาจารย์ ดร.สุรสา โค้งประเสริฐ	สาขาสรีรวิทยาการออกกำลังกาย คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
4. อาจารย์เอกวิทย์ แสวงผล	คณะวิทยาศาสตร์การกีฬาและสุขภาพ มหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ วิทยาเขตศรีสะเกษ
5. รองศาสตราจารย์ นพ.พงศ์ศักดิ์ ยุตะนันทน์	ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ภาคผนวก ซ

ผลการประเมินในการตรวจสอบค่าความตรงเชิงเนื้อหา

ใบประเมินโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย
โดยอาศัยดุลยพินิจของผู้เชี่ยวชาญ เพื่อหาค่าดัชนีความสอดคล้องของวัตถุประสงค์
(Index of item objective congruence: IOC)

ที่	เนื้อหา	ความเห็นของผู้เชี่ยวชาญ					รวม	ค่า IOC
		1	2	3	4	5		
1.	ช่วงอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
2.	ท่าทางในการฝึกเป็นขณะอยู่นิ่ง (Static) จำนวน 2 ท่า คือ ท่าที่ 1 ยืนขาเดียวบนปลายเท้า (Single leg heel raises) ท่าที่ 2 ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (Single squats 60°)	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
3.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 1 และ 2 ความถี่ 35 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมด จำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
4.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 3 และ 4 ความถี่ 40 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมด จำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
5.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 5 และ 6 ความถี่ 50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 8 มิลลิเมตร (High amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมด จำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
6.	ความถี่ของโปรแกรมการฝึก 3 ครั้ง/สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
7.	ระยะเวลาของโปรแกรมการฝึก 6 สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1

จากตารางแสดงผลการตรวจสอบ พบว่า ไม่มีข้อรายการใดที่มีค่าดัชนีความสอดคล้องต่ำกว่า 0.5 (Cox and Vargas, 1996) แสดงว่ามีความเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ฝึกนักกีฬาได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ใบประเมินโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ
โดยอาศัยดุลยพินิจของผู้เชี่ยวชาญ เพื่อหาค่าดัชนีความสอดคล้องของวัตถุประสงค์
(Index of item objective congruence: IOC)

ที่	เนื้อหา	ความเห็นของผู้เชี่ยวชาญ					รวม	ค่า IOC
		1	2	3	4	5		
1.	ช่วงอบอุ่นร่างกายปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
2.	ท่าที่ใช้ฝึกคือยืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังทำมุม 90 องศา มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
3.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 1 และ 2 <u>ขาซ้าย</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้าย - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย <u>ขาขวา</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า ** ระดับความยากคือการเคลื่อนที่ของฐานรอง ถ้าระดับที่ 12 การเคลื่อนที่ของฐานรองจะน้อย ดังนั้นทุกสัปดาห์จะเพิ่มระดับความยากโดยปรับที่ 11 และ 9 ตามลำดับ	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
4.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 3 และ 4 <u>ขาซ้าย</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้ายด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย <u>ขาขวา</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

	- ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตาบนพื้นโฟม 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า ** ระดับความยากคือการเคลื่อนที่ของฐานรอง ถ้าระดับที่ 12 การเคลื่อนที่ของฐานรองจะน้อย ดังนั้นทุกสัปดาห์จะเพิ่มระดับความยากโดยปรับที่ 7 และ 5 ตามลำดับ							
5.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 5 และ 6 <u>ขาซ้าย</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้ายด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย <u>ขาขวา</u> - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ยืนบนพื้นโฟม ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตาบนพื้นโฟม 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า ** ระดับความยากคือการเคลื่อนที่ของฐานรอง ถ้าระดับที่ 12 การเคลื่อนที่ของฐานรองจะน้อย ดังนั้นทุกสัปดาห์จะเพิ่มระดับความยากโดยปรับที่ 3 และ 1 ตามลำดับ	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
6.	ความถี่ของโปรแกรมการฝึก 3 ครั้ง/สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
7.	ระยะเวลาของโปรแกรมการฝึก 6 สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

จากตารางแสดงผลการตรวจสอบ พบว่า ไม่มีข้อรายการใดที่มีค่าดัชนีความสอดคล้องต่ำกว่า 0.5 (Cox and Vargas, 1996) แสดงว่ามีความเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ฝึกนักกีฬาได้

ใบประเมินโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อร่วมกับ
การออกกำลังกายแบบสั่นสะเทือนทั้งร่างกาย
โดยอาศัยดุลยพินิจของผู้เชี่ยวชาญ เพื่อหาค่าดัชนีความสอดคล้องของวัตถุประสงค์
(Index of item objective congruence: IOC)

ที่	เนื้อหา	ความเห็นของผู้เชี่ยวชาญ					รวม	ค่า IOC
		1	2	3	4	5		
1.	ช่วงอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
2.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 1 และ 2 2.1 ยืนบนเครื่องสั่นทั้งร่างกายในท่ายืนขาเดียวบนปลายเท้าและ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา รูปแบบการฝึก ความถี่ 35 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมดจำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที 2.2 ยืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังทำมุม 90 องศา มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน บนเครื่อง Biodex stability system ในท่าต่อไปนี้ ขาซ้าย - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้ายด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย ขาขวา - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตา 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า ** ระดับความยากโดยปรับที่ 11 และ 9 ตามลำดับ	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
3.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 3 และ 4 3.1 ยืนบนเครื่องสั่นทั้งร่างกายในท่ายืนขาเดียวบนปลายเท้าและ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา ความถี่ 40 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 4 มิลลิเมตร (Low amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมดจำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที 3.2 ยืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังทำมุม 90 องศา มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน บนเครื่อง Biodex stability system ในท่าต่อไปนี้ ขาซ้าย - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้ายด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย ขาขวา - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

	- ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตาบนพื้นโฟม 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า **ระดับความยากโดยปรับที่ 7 และ 5 ตามลำดับ							
4.	รูปแบบการฝึก สัปดาห์ที่ 5 และ 6 4.1 ยืนบนเครื่องสั่นทั้งร่างกายในท่ายืนขาเดียวบนปลายเท้าและ ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา ความถี่ 50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 8 มิลลิเมตร (High amplitude) ระยะเวลา 45 วินาที จำนวนครั้งต่อชุดของการฝึกทั้งหมดจำนวน 3 ชุด ระยะพักระหว่างสลับขา 15 วินาที ระยะพักระหว่างชุด 2 นาที 4.2 ยืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลังทำมุม 90 องศา มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน บนเครื่อง Biodex stability system ในท่าต่อไปนี้ ขาซ้าย - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านซ้ายด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านซ้าย ขาขวา - ยืนทรงตัวขาเดี่ยวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านหน้าและหลัง - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองไปทางด้านข้างและทางเฉียง 45 องศา ทางด้านขวา - ยืนทรงตัวขาเดียวเคลื่อนฐานรองในทิศทางครึ่งวงกลมตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกาทางด้านขวา *ยืนบนพื้นโฟม ทิศทางละ 30 วินาที พัก 15 วินาทีต่อ 1 ครั้ง จำนวน 3 ครั้ง - ยืนทรงตัวขาเดียวบนพื้นโฟมลืมตา 20 วินาที - ยืนทรงตัวขาเดียวหลับตาบนพื้นโฟม 20 วินาที * ทำ 3 รอบ พักรอบละ 10 วินาที ครบ 3 รอบ พัก 30 วินาที แล้วเปลี่ยนท่า ** ระดับความยากโดยปรับที่ 3 และ 1 ตามลำดับ	+1	-1	+1	+1	+1	3	0.6
5.	ความถี่ของโปรแกรมการฝึก 3 ครั้ง/สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1
6.	ระยะเวลาของโปรแกรมการฝึก 6 สัปดาห์	+1	+1	+1	+1	+1	5	1

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จากตารางแสดงผลการตรวจสอบ พบว่า ไม่มีข้อรายการใดที่มีค่าดัชนีความสอดคล้องต่ำกว่า 0.5 (Cox and Vargas, 1996) แสดงว่ามีความเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ฝึกนักกีฬาได้

ภาคผนวก ซ

จริยธรรมการวิจัย

AF 01-12

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
254 อาคารจามจุรี 1 ชั้น 2 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
โทรศัพท์/โทรสาร: 0-2218-3202 E-mail: eccu@chula.ac.th

COA No. 040/2561

ใบรับรองโครงการวิจัย

โครงการวิจัยที่ 232.1/60	:	ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง
ผู้วิจัยหลัก	:	นางสาวณภัทร เครือทิวา
หน่วยงาน	:	คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้พิจารณา โดยใช้หลัก ของ The International Conference on Harmonization – Good Clinical Practice (ICH-GCP) อนุมัติให้ดำเนินการศึกษาวิจัยเรื่องดังกล่าวได้

ลงนาม..... (รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ปรีดา ทัศนประดิษฐ) ประธาน	**ลงนาม**..... (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทรี ชัยชนะวงศาโรจน์) กรรมการและเลขานุการ
วันที่รับรอง : 21 กุมภาพันธ์ 2561	**วันหมดอายุ** : 20 กุมภาพันธ์ 2562

เอกสารที่คณะกรรมการรับรอง

1) โครงการวิจัย
2) ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
3) ผู้วิจัย
4) แบบสอบถาม
5) ใบประชาสัมพันธ์

เลขที่โครงการวิจัย 232.1/60
วันที่รับรอง 21 ก.พ. 2561
วันหมดอายุ 20 ก.พ. 2562

เงื่อนไข

1. *ข้าพเจ้ารับทราบว่าเป็นการผิดจริยธรรมิ หากดำเนินการเก็บข้อมูลการวิจัยก่อนได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยฯ*
2. *หากใบรับรองโครงการวิจัยหมดอายุ การดำเนินการวิจัยต้องยุติ เมื่อต้องการต่ออายุต้องขออนุมัติใหม่ล่วงหน้าไม่ต่ำกว่า 1 เดือน พร้อมส่งรายงานความก้าวหน้าการวิจัย*
3. *ต้องดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด*
4. *ใช้เอกสารข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัย (ถ้ามี) เฉพาะที่ประทับตราคณะกรรมการเท่านั้น*
5. *หากเกิดเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ร้ายแรงในสถานที่เก็บข้อมูลที่ขออนุมัติจากคณะกรรมการ ต้องรายงานคณะกรรมการภายใน 5 วันทำการ*
6. *หากมีการเปลี่ยนแปลงการดำเนินการวิจัย ให้ส่งคณะกรรมการพิจารณารับรองก่อนดำเนินการ*
7. *โครงการวิจัยไม่เกิน 1 ปี ส่งแบบรายงานสิ้นสุดโครงการวิจัย (AF 03-12) และบทคัดย่อผลการวิจัยภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยสิ้นสุดสิ้น สำหรับโครงการวิจัยที่เป็นวิทยานิพนธ์ให้ส่งบทคัดย่อผลการวิจัย ภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น*

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
(สำหรับผู้เข้าร่วมวิจัยในกลุ่มควบคุม)

ทำที่ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
วันที่.....เดือน.....พ.ศ. .....

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายต่อการทรงตัวและการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณภัทร เครือทิวา

ที่อยู่ที่ทีทำงาน สถาบันการพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ เลขที่ 63 หมู่ 3 ถ. รังสิต-นครนายก ต.บึงน้ำรักษ์ อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110 โทรศัพท์ 089-4054093

หน่วยงาน คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 ปทุมวัน กทม. 10330

ข้าพเจ้า **ได้รับทราบ**รายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด และ**ได้รับคำอธิบาย**จากผู้วิจัย **จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว** ข้าพเจ้าจึง**สมัครใจเข้าร่วม**ในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้ายินยอมเข้ารับการคัดกรองเพื่อเข้าร่วมการวิจัย ด้วยการทำแบบสอบถามเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) ใช้เวลาประมาน 10 นาที และยินยอมเข้ารับการทดสอบทั้งหมด 2 ครั้ง คือก่อนการทดลอง 1 ครั้ง และภายหลังการฝึก 6 สัปดาห์อีก 1 ครั้ง ซึ่งเป็นการทดสอบที่เป็นตัววัดผลในการวิจัย เกี่ยวกับความสามารถในการทรงตัว ดังนี้ 1.) การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า 2.) การทดสอบการยืนขาเดียว 3.) การทดสอบ Star excursion balance และเกี่ยวกับการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ ดังนี้ 1.) การทดสอบความสามารถในการทำงาน 2.) การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ 3.) การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus โดยใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 60 นาที

ข้าพเจ้า**มีสิทธิถอนตัว**ออกจากการวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ **โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล** ซึ่งการถอนตัวออกจากการวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ เช่น ผลทางการศึกษา ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะ**เก็บรักษาเป็นความลับ** โดยจะนำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวมเท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

หากข้าพเจ้าไม่ได้รับการปฏิบัติตรงตามที่ได้ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย ข้าพเจ้าสามารถร้องเรียนได้ที่คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 254 อาคารจามจุรี 1 ชั้น 2 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์/โทรสาร 0-2218-3202 E-mail: eccu@chula.ac.th

เลขที่โครงการวิจัย 232.1/60
วันที่รับรอง 21 ก.พ. 2561
วันหมดอายุ 20 ก.พ. 2562

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

(สำหรับผู้เข้าร่วมวิจัยในกลุ่มทดลอง)

โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อควบคู่การออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย)

ทำที่ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วันที่.....เดือน.....พ.ศ. .....

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายต่อการทรงตัว และการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณภัทร เครือทิวา

ที่อยู่ที่ทีทำงาน สถาบันการพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ เลขที่ 63 หมู่ 3 ถ. รังสิต-นครนายก ต.บึงน้ำรักษ์ อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110 โทรศัพท์ 089-4054093

หน่วยงาน คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 ปทุมวัน กทม. 10330

ข้าพเจ้า **ได้รับทราบ**รายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด **และได้รับคำอธิบาย**จากผู้วิจัย **จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว** ข้าพเจ้าจึง**สมัครใจ**เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้ายินยอมเข้ารับการคัดกรองเพื่อเข้าร่วมการวิจัย ด้วยการทำแบบสอบถามเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) ใช้เวลาประมาน 10 นาที และยินยอมเข้ารับการทดสอบทั้งหมด 2 ครั้ง คือก่อนการทดลอง 1 ครั้ง และภายหลังการฝึก 6 สัปดาห์อีก 1 ครั้ง ซึ่งเป็นการทดสอบที่เป็นตัววัดผลในการวิจัย เกี่ยวกับความสามารถในการทรงตัว ดังนี้ 1.) การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า 2.) การทดสอบการยืนขาเดียว 3.) การทดสอบ Star excursion balance และเกี่ยวกับการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ ดังนี้ 1.) การทดสอบความสามารถในการทำงาน 2.) การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ 3.) การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus โดยใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 60 นาที ในระหว่างการทดลองผู้ร่วมการวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อควบคู่การออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกทั้ง 2 แบบมาใช้ฝึกควบคู่กัน โดยจะฝึกโปรแกรมฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อก่อน คือ ฝึกบนเครื่อง Biodex stability system ตามโปรแกรมของเครื่องที่ได้เซทไว้ ในการฝึกจะมีการปรับเพิ่มระดับความยากในทุกสัปดาห์ คือ ฝึกแบบลืมตา หลับตา บนพื้นปกติ บนพื้นโฟม และฝึกแบบมีการเคลื่อนไหว เป็นต้น เมื่อฝึกเสร็จพัก 5 นาทีและฝึกต่อด้วยโปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย คือ ยืนขาเดียวบนฐานของเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น ใช้ท่าในการฝึกเป็นแบบอยู่นิ่ง จำนวน 2 ท่า คือ ท่าที่หนึ่งยืนขาเดียวบนปลายเท้า ท่าที่สองยืนขาเดียวงอเข่า 60 องศา ความหนักในการฝึก ความถี่ 35-40-50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 2-4/4-8 มม. โดยโปรแกรมจะเพิ่มความหนักขึ้นทุก 2 สัปดาห์ ซึ่งโปรแกรมที่ใช้คือแบบเดียวกันกับกลุ่มที่ฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ

เลขที่โครงการวิจัย 232.1/60

วันที่รับรอง 21 ก.พ. 2561

วันหมดอายุ 20 ก.พ. 2562

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

(สำหรับผู้เข้าร่วมวิจัยในกลุ่มทดลอง โปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย)

ทำที่.คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วันที่.....เดือน.....พ.ศ. .....

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายต่อการทรงตัว และการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณภัทร เครือทิวา

ที่อยู่ที่ทีทำงาน สถาบันการพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ เลขที่ 63 หมู่ 3 ถ. รังสิต-นครนายก ต.บึงน้ำรักษ์ อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110 โทรศัพท์ 089-4054093

หน่วยงาน คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 ปทุมวัน กทม. 10330

ข้าพเจ้า **ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย** รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด **และได้รับคำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย** โดยข้าพเจ้ายินยอมเข้ารับการคัดกรองเพื่อเข้าร่วมการวิจัย ด้วยการทำแบบสอบถามเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) ใช้เวลาประมาน 10 นาที และยินยอมเข้ารับการทดสอบทั้งหมด 2 ครั้ง คือก่อนการทดลอง 1 ครั้ง และภายหลังการฝึก 6 สัปดาห์อีก 1 ครั้ง ซึ่งเป็นการทดสอบที่เป็นตัววัดผลในการวิจัย เกี่ยวกับความสามารถในการทรงตัว ดังนี้ 1.) การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า 2.) การทดสอบการยืนขาเดียว 3.) การทดสอบ Star excursion balance และเกี่ยวกับการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ ดังนี้ 1.) การทดสอบความสามารถในการทำงาน 2.) การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ 3.) การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus โดยใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 60 นาที ในระหว่างการทดลองผู้ร่วมการวิจัยจะได้รับ **โปรแกรมการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกาย** โดยฝึกบนเครื่องออกกำลังกายแบบสั่น โดยขึ้นไปยืนขาเดียวบนฐานของเครื่อง ใช้ท่าทางในการฝึกเป็นแบบอยู่นิ่ง (Static) จำนวน 2 ท่า คือ ท่าที่หนึ่งยืนขาเดียวบนปลายเท้า ท่าที่สองยืนขาเดียวงอเข่า 60 องศา ความหนักในการฝึก ความถี่ 35-40-50 เฮิรตซ์ แอมพลิจูด 2-4/4-8 มม. โดยโปรแกรมจะเพิ่มความหนักขึ้นทุก 2 สัปดาห์ ทำการฝึก 3 ครั้งต่อสัปดาห์ เป็นระยะเวลา 6 สัปดาห์ ใช้เวลาประมาณ 15-20 นาที

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากการวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ **โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล** ซึ่งการถอนตัวออกจากการวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ เช่น ผลทางการศึกษา ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะเก็บรักษาเป็นความลับ โดยจะนำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวมเท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

เลขที่โครงการวิจัย 232.1/60
วันที่รับรอง 21 ก.พ. 2561
วันหมดอายุ 20 ก.พ. 2562

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

(สำหรับผู้เข้าร่วมวิจัยในกลุ่มทดลอง โปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ)

ทำที่.คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วันที่.....เดือน.....พ.ศ. .....

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อและการออกกำลังกายแบบสั่นทั้งร่างกายต่อการทรงตัว และการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อในนักกีฬาที่มีภาวะข้อเท้าไม่มั่นคง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณภัทร เครือทิวา

ที่อยู่ที่ทีทำงาน สถาบันการพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ เลขที่ 63 หมู่ 3 ถ. รังสิต-นครนายก ต.บึงน้ำรักษ์ อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110 โทรศัพท์ 089-4054093

หน่วยงาน คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 ปทุมวัน กทม. 10330

ข้าพเจ้า **ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย** รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด **และได้รับคำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว** ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้ายินยอมเข้ารับการคัดกรองเพื่อเข้าร่วมการวิจัย ด้วยการทำแบบสอบถามเกี่ยวกับภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) ใช้เวลาประมาน 10 นาที และยินยอมเข้ารับการทดสอบทั้งหมด 2 ครั้ง คือก่อนการทดลอง 1 ครั้ง และภายหลังการฝึก 6 สัปดาห์อีก 1 ครั้ง ซึ่งเป็นการทดสอบที่เป็นตัววัดผลในการวิจัย เกี่ยวกับความสามารถในการทรงตัว ดังนี้ 1.) การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า 2.) การทดสอบการยืนขาเดียว 3.) การทดสอบ Star excursion balance และเกี่ยวกับการทำงานของระบบประสาทกล้ามเนื้อ ดังนี้ 1.) การทดสอบความสามารถในการทำงาน 2.) การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ 3.) การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus โดยใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 60 นาที ในระหว่างการทดลองผู้ร่วมการวิจัยจะได้รับโปรแกรมการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ โดยฝึกบนเครื่อง Biodex stability system ตามโปรแกรมของเครื่องที่ได้เซทไว้ เป็นเวลา 6 สัปดาห์ ในการฝึกจะมีการปรับเพิ่มระดับความยากในทุกสัปดาห์ คือ ฝึกแบบลืมตา หลับตา บนพื้นปกติ บนพื้นโฟม และฝึกแบบมีการเคลื่อนไหว เป็นต้น ทำการฝึก 3 วันต่อสัปดาห์ ระยะเวลาในการฝึกต่อครั้งประมาน 15-20 นาที

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากการวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล ซึ่งการถอนตัวออกจากการวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ เช่น ผลทางการศึกษา ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะ**เก็บรักษาเป็นความลับ** โดยจะนำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวมเท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

เลขที่โครงการวิจัย 232.1/60

วันที่รับรอง 21 ก.พ. 2561

วันหมดอายุ 20 ก.พ. 2562

ภาคผนวก ฌ

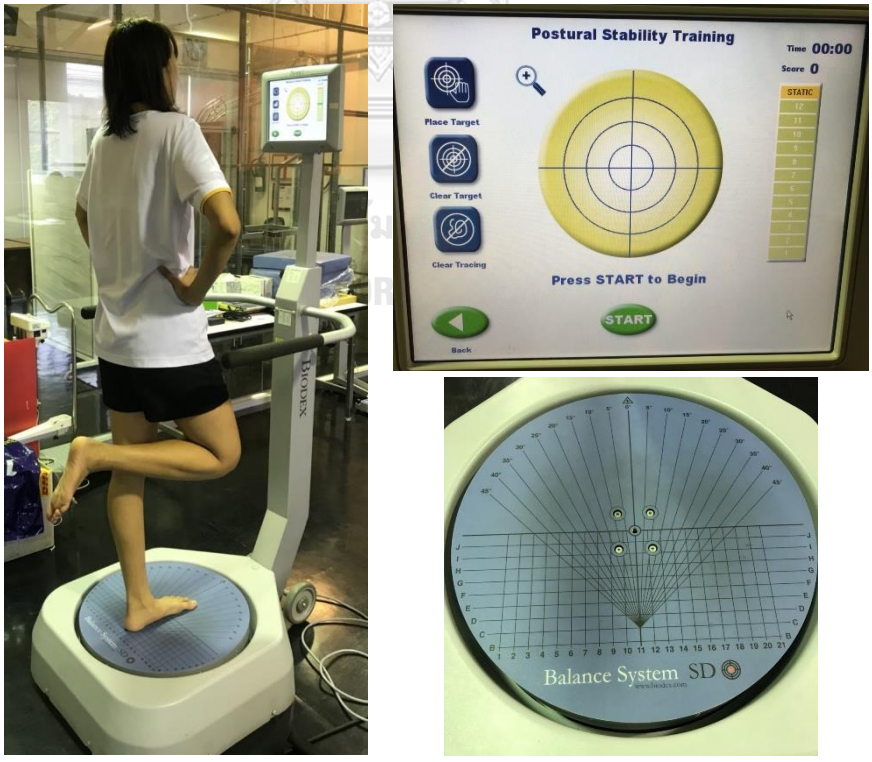
การอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่าง

ภาพที่ 33 การอบอุ่นร่างกายโดยการปั่นจักรยานและยืดกล้ามเนื้อรยางค์ล่างเป็นเวลาเวลา 10 นาที

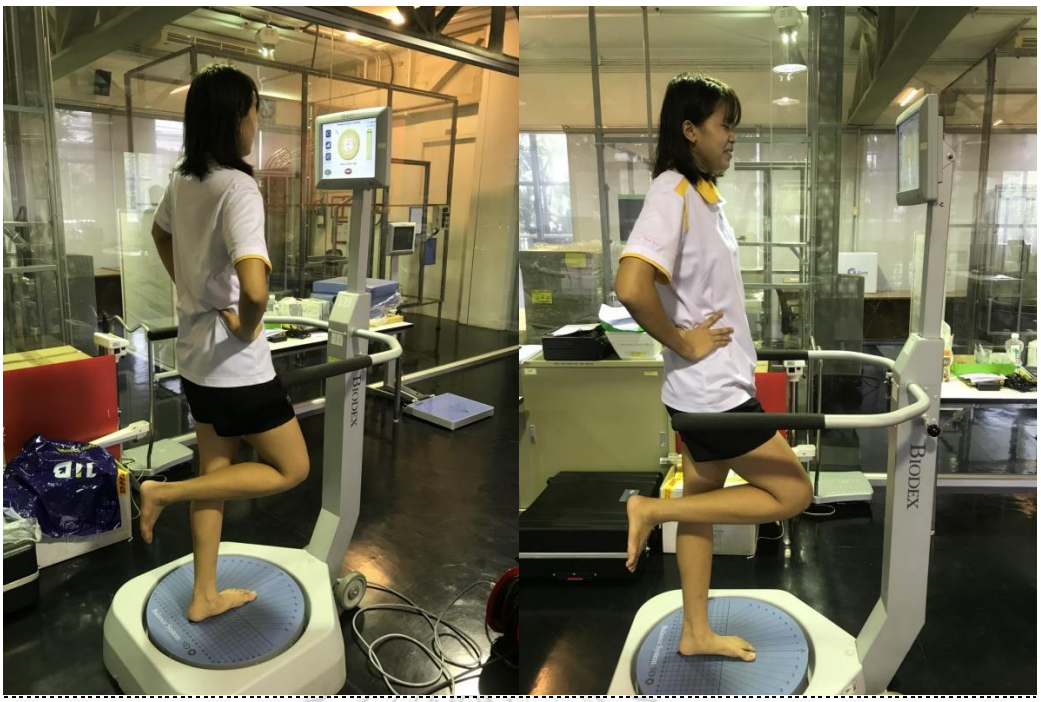
ภาพที่ 34 เครื่องสั่นทั้งร่างกาย (WHOLE BODY VIBRATION)

ภาพที่ 35 ท่าทางในการฝึกบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ท่าที่ 1 ยืนขาเดียวบนปลายเท้า (SINGLE LEG HEEL RAISES)

ภาพที่ 36 ท่าทางในการฝึกบนเครื่องสั่นทั้งร่างกาย ท่าที่ 2 ยืนขาเดี่ยวงอเข่า 60 องศา (SINGLE SQUATS 60°)



ภาพที่ 37 เครื่อง BIODEX STABILITY SYSTEM หน้าจอแสดงผลและฐานรองเครื่อง



ภาพที่ 38 ท่าทางในการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ ในท่ายืนขาเดียว งอเข่าไปด้านหลัง มือจับบริเวณสะโพก เหนือขอบกระดูกเชิงกราน

ภาพที่ 39 การเพิ่มระดับความยากในการฝึกการรับรู้และตอบสนองที่ข้อต่อ โดยการหลับตาและยืนบนพื้นโฟม

ภาคผนวก ญ

แบบสอบถามและเก็บข้อมูลที่ใช้ในการวิจัย

วันที่ที่ทำการเก็บข้อมูล ...../...../..... ลำดับที่ .....

คำแนะนำในการตอบแบบสอบถาม

ส่วนที่ 1 เกี่ยวกับข้อมูลส่วนบุคคล

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามความมั่นคงของข้อเท้า Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

ส่วนที่ 3 เกี่ยวกับการทดสอบก่อนและหลังการเข้ารับการฝึก

การตอบแบบสอบถามในแต่ละส่วนให้ใส่เครื่องหมาย ✓ ลงในช่องที่ตรงกับสภาพความเป็นจริง และในส่วนที่เป็นช่องว่างให้เติมข้อความให้ครบถ้วน

การตอบแบบสอบถามให้ทำครบทุกข้อ เพื่อให้แบบสอบถามสมบูรณ์ และสามารถนำผลมาวิเคราะห์ได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ส่วนที่ 1 ข้อมูลส่วนบุคคล

1. ผู้เข้าร่วมวิจัยกลุ่มที่เข้ารับโปรแกรมการฝึก.....

2. เพศ ❒ หญิง ❒ ชาย

3. อายุ ..... ปี ส่วนสูง.....ซม. น้ำหนัก.....กก.

4. กีฬาที่เล่น.....

5. ตำแหน่งที่เล่น.....

6. ประสบการณ์การเล่นกีฬา.....ปี

7. คะแนนการทำแบบสอบถามภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้า.....

8. ท่านมีประวัติการบาดเจ็บ (ที่เกี่ยวข้องกับการเล่นกีฬา)

8.1) การบาดเจ็บ (ในช่วง 2 ปีที่ผ่านมา)

❒ ไม่มี ❒ มี (โปรดระบุ)

บริเวณที่ได้รับบาดเจ็บ		ระยะเวลาในการบาดเจ็บ		ผลต่อการเล่นกีฬา		การรักษา		
		เริ่ม (ว/ด/ป)	หาย (ว/ด/ป)	มี	ไม่มี	รักษาเอง	พบแพทย์	กายภาพบำบัด
1.								
2.								
3.								
4.								

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

8.2) ท่านเคยมีประวัติข้อเท้าแพลง

❒ ไม่มี

❒ มี 1 ข้าง..... จำนวน..... ครั้ง

❒ มี ทั้ง 2 ข้าง ข้างซ้าย จำนวน..... ครั้ง / ข้างขวาจำนวน..... ครั้ง

8.3) ในช่วง 1 เดือนที่ผ่านมาท่านเคยข้อเท้าแพลง

❒ ไม่มี ❒ มี

8.4) ท่านเคยได้รับการผ่าตัดรยางค์ส่วนล่าง (ข้อเข่า, ข้อสะโพก เป็นต้น)

❒ ไม่มี ❒ มี ระบุตำแหน่ง.....

9. ภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าอื่นๆ

.....

.....

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามภาวะความมั่นคงของข้อเท้า Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) (ณภัทร เครือทิวา, 2556)

กรุณาทำเครื่องหมาย✓เพียงภาวะเดียวในแต่ละหัวข้อคำถามที่บ่งบอกถึงอาการที่ข้อเท้าของคุณได้ดีที่สุด

แบบสอบถาม Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

	ข้อเท้าซ้าย	ข้อเท้าขวา	คะแนน
1. ฉันมีอาการปวดที่ข้อเท้า			
ไม่เป็น	☐	☐	5
เป็นขณะเล่นกีฬา	☐	☐	4
เป็นขณะวิ่งบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	3
เป็นขณะวิ่งบนพื้นเรียบ	☐	☐	2
เป็นขณะเดินบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	1
เป็นขณะเดินบนพื้นเรียบ	☐	☐	0
2. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	4
เป็นบางครั้งขณะเล่นกีฬา (ไม่ทุกครั้ง)	☐	☐	3
เป็นบ่อยๆ ขณะเล่นกีฬา (ทุกครั้ง)	☐	☐	2
เป็นบางครั้งขณะทำกิจวัตรประจำวัน	☐	☐	1
เป็นบ่อยๆ ขณะทำกิจวัตรประจำวัน	☐	☐	0
3. เมื่อฉันเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนไหวอย่างกะทันหันข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	3
เป็นบางครั้งขณะวิ่ง	☐	☐	2
เป็นบ่อยๆ ขณะวิ่ง	☐	☐	1
เป็นขณะเดิน	☐	☐	0
4. เมื่อฉันลงบันได ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคง			
ไม่เป็น	☐	☐	3
เป็นถ้าลงบันไดเร็ว	☐	☐	2
เป็นบางครั้งเมื่อลงบันได	☐	☐	1
เป็นทุกครั้ง	☐	☐	0
5. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อยืนด้วยขาข้างเดียว			
ไม่เป็น	☐	☐	2
เป็นเมื่อยืนด้วยปลายเท้า	☐	☐	1
เป็นเมื่อยืนเต็มเท้า	☐	☐	0

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

	ข้อเท้าซ้าย	ข้อเท้าขวา	คะแนน
6. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อ?			
ไม่เป็น	☐	☐	3
ฉันกระโดดขาเดียวไปทางด้านข้าง	☐	☐	2
ฉันกระโดดขาเดียวอยู่กับที่	☐	☐	1
เมื่อฉันกระโดด	☐	☐	0
7. ข้อเท้าของฉันรู้สึกไม่มั่นคงเมื่อ?			
ไม่เป็น	☐	☐	4
ฉันวิ่งบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	3
ฉันวิ่งเหยาะๆ บนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	2
ฉันเดินบนพื้นไม่เรียบ	☐	☐	1
ฉันเดินบนพื้นเรียบ	☐	☐	0
8. โดยทั่วไปแล้ว เมื่อข้อเท้าของฉัน เริ่มจะข้อพลิก(หรือบิด) ฉันสามารถจะรู้ตัวก่อนและป้องกันได้หรือไม่			
ได้ทันที	☐	☐	3
ได้บ่อยๆ ครั้ง	☐	☐	2
ได้บางครั้ง	☐	☐	1
ไม่เคยได้เลย	☐	☐	0
ฉันไม่เคยเท้าข้อพลิก.	☐	☐	3
9. โดยทั่วไปแล้ว หลังจากข้อเท้าพลิก ข้อเท้าของฉันจะกลับมาใช้งานได้ปกติหรือไม่?			
กลับมาใช้งานได้ปกติทันที	☐	☐	3
กลับมาใช้งานได้ปกติภายใน 1 วัน	☐	☐	2
กลับมาใช้งานได้ปกติใน 1-2 วัน	☐	☐	1
กลับมาใช้งานได้ปกติหลังจาก 2 วันไปแล้ว	☐	☐	0
ฉันไม่เคยข้อเท้าพลิก	☐	☐	3

แปลผล:

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ส่วนที่ 3 เกี่ยวกับการทดสอบก่อนและหลังการเข้ารับการฝึก (Pre and post-test)

1. การทดสอบความสามารถในการทรงตัว (Balance test)

1.1 การวัดการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อของข้อเท้า (Joint position senses)

Reproduction of passive positioning		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3
Inversion 20°	Rt.			
	Lt.			
Eversion 20°	Rt.			
	Lt.			
Reproduction of active positioning		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3
Inversion 20°	Rt.			
	Lt.			
Eversion 20°	Rt.			
	Lt.			

1.2 การทดสอบการยืนขาเดียว (Single leg standing test)

Single leg standing test		Stability index (SI)		
		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3
Stable surfece	Rt.			
	Lt.			
Unstable surfece	Rt.			
	Lt.			

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

1.3 การทดสอบ Star excursion balance (Dynamic) (เซนติเมตร)

ทิศทาง (✳)	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	Rt.	Lt.	Rt.	Lt.	Rt.	Lt.
Anterior ↑						
Anteromedial ↗						
Medial →						
Posteromedial ↘						
Posterior ↓						
Posterolateral ↙						
Lateral ←						
Anterolateral ↖						
รวม						

2. การทดสอบการทำงานระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular function test)

2.1 การทดสอบหาค่า H-reflex ที่กล้ามเนื้อ Soleus

ข้อเท้า	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3
กล้ามเนื้อ Soleus ข้าง Rt.			
กล้ามเนื้อ Soleus ข้าง Lt.			

.....

.....

2.2 การทดสอบความสามารถในการทำงาน (Functional movement test)

2.2.1 การประเมินความสามารถในการกระโดดลงบนพื้น (Drop jump) (Time to stability index (TTS))

ข้อเท้า	Stable surface			Unstable surface		
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3
Rt.						
Lt.						

.....

.....

2.3 การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscle strength test)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ประเภท	กล้ามเนื้อ	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
		Rt.	Lt.	Rt.	Lt.	Rt.	Lt.
Concentric 60°	invertor						
	evertor						
Concentric 120°	invertor						
	evertor						

.....

.....

บรรณานุกรม

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007a). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc, 39*(9), 1642-1650. doi:10.1249/mss.0b013e318093f551

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007b). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc, 39*(10), 1794-1800. doi:10.1249/mss.0b013e3181238a0f

Asimenia, G., Paraskevi, M., Polina, S., Anastasia, B., Kyriakos, T., & Georgios, G. (2013). Aquatic training for ankle instability. *Foot Ankle Spec, 6*(5), 346-351. doi:10.1177/1938640013493461

Baravarian, B., Berlet, G. C., Chang, T. J., & Perlman, M. H. (2008). Treatment of chronic lateral ankle instability and associated pathology. *Foot Ankle Spec, 1*(6), 359-362. doi:10.1177/1938640008327306

Ben Moussa Zouita, A., Majdoub, O., Ferchichi, H., Grandy, K., Dziri, C., & Ben Salah, F. Z. (2013). The effect of 8-weeks proprioceptive exercise program in postural sway and isokinetic strength of ankle sprains of Tunisian athletes. *Annals of physical and rehabilitation medicine, 56*(9-10), 634-643. doi:10.1016/j.rehab.2013.08.003

Bennett, W. F. (1994). Lateral ankle sprains. Part I: Anatomy, biomechanics, diagnosis, and natural history. *Orthop Rev, 23*(5), 381-387. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8041572

BF, D. I., Fraga, C. J., Cohen, B. E., & Shereff, M. J. (2000). Associated injuries found in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int, 21*(10), 809-815. doi:10.1177/107110070002101003

Braddom, R. L., & Johnson, E. W. (1974). H reflex: review and classification with suggested clinical uses. *Arch Phys Med Rehabil, 55*(9), 412-417. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4413616

Brazen, D., Todd, M., Ambegaonkar, J., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The Effect

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine, 20*, 286-292. doi:10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc

Brewer, J. (2014). Feet, ankles, and the effects of footwear on hitting. Retrieved from http://www.eastbayhittinginstruction.com/lind-ankle-foot.html

Bruyere, O., Wuidart, M. A., Di Palma, E., Gourlay, M., Ethgen, O., Richy, F., & Reginster, J. Y. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil, 86*(2), 303-307. doi:10.1016/j.apmr.2004.05.019

Burks, R. T., & Morgan, J. (1994). Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med, 22*(1), 72-77. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8129114

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev, 31*(1), 3-7. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12562163

Cardinale, M., & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med, 39*(9), 585-589; discussion 589. doi:10.1136/bjsm.2005.016857

Casabona, A., Polizzi, M., & Perciavalle, V. (1990). Differences in H-reflex between athletes trained for explosive contractions and non-trained subjects. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 61*(1-2), 26-32.

Cerciello, S., Rossi, S., Visona, E., Corona, K., & Oliva, F. (2016). Clinical applications of vibration therapy in orthopaedic practice. *Muscles Ligaments Tendons J, 6*(1), 147-156. doi:10.11138/mltj/2016.6.1.147

Cereatti, A., Ripani, F. R., & Margheritini, F. (2011). Pathophysiology of Ligament Injuries. In F. Margheritini & R. Rossi (Eds.), *Orthopedic Sports Medicine: Principles and Practice* (pp. 41-47). Milano: Springer Milan.

Chai, H. M. (2008). Kinematics of the Foot. Retrieved from http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Kinesiology/KINlower/Foot.files/FootKinematics.htm

Chan, K. W., Ding, B. C., & Mroczek, K. J. (2011). Acute and chronic lateral ankle

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

instability in the athlete. *Bull NYU Hosp Jt Dis, 69*(1), 17-26. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21332435

Chandnani, V. P., Harper, M. T., Ficke, J. R., Gagliardi, J. A., Rolling, L., Christensen, K. P., & Hansen, M. F. (1994). Chronic ankle instability: evaluation with MR arthrography, MR imaging, and stress radiography. *Radiology, 192*(1), 189-194. doi:10.1148/radiology.192.1.8208935

Chen, Y. S., Zhou, S., & Cartwright, C. (2014). Effects of ankle joint position and submaximal muscle contraction intensity on soleus H-reflex modulation in young and older adults. *Motor Control, 18*(2), 112-126. doi:10.1123/mc.2012-0095

Christie, A., Lester, S., LaPierre, D., & Gabriel, D. A. (2004). Reliability of a new measure of H-reflex excitability. *Clin Neurophysiol, 115*(1), 116-123. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14706478

Cloak, R., Nevill, A., Day, S., & Wyon, M. (2013). Six-week combined vibration and wobble board training on balance and stability in footballers with functional ankle instability. *Clin J Sport Med, 23*(5), 384-391. doi:10.1097/JSM.0b013e318291d22d

Cloak, R., Nevill, A. M., Clarke, F., Day, S., & Wyon, M. A. (2010). Vibration training improves balance in unstable ankles. *Int J Sports Med, 31*(12), 894-900. doi:10.1055/s-0030-1265151

Cochrane, D. J. (2011). Vibration exercise: the potential benefits. *Int J Sports Med, 32*(2), 75-99. doi:10.1055/s-0030-1268010

Comfort, P., & Abrahamson, E. (2010). *Sports rehabilitation and injury prevention*. Chichester, West Sussex, UK ; Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell.

Daikuya, S., Ono, A., & Yabe, K. (2014). H REFLEX FROM SOLEUS MUSCLE AFTER ANKLE SPRAIN OF A COLLEGE BASKETBALL PLAYER. *British Journal of Sports Medicine, 48*, 583 - 583.

Daikuya, S., Ono, A., & Yabe, K. (2014). H reflex from soleus muscle after ankle sprain of a college basketball player. *British Journal of Sports Medicine, 48*, 583. doi:10.1136/bjsports-2014-093494.63

David, P., Halimi, M., Mora, I., Doutrellot, P.-L., & Petitjean, M. (2013). Isokinetic testing of

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

evertor and invertor muscles in patients with chronic ankle instability. *Journal of applied biomechanics, 29*(6), 696-704.

de Vasconcelos, G. S., Cini, A., Sbruzzi, G., & Lima, C. S. (2018). Effects of proprioceptive training on the incidence of ankle sprain in athletes: systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil, 32*(12), 1581-1590. doi:10.1177/0269215518788683

de Vries, J. S., Krips, R., Sierevelt, I. N., Blankevoort, L., & van Dijk, C. N. (2011). Interventions for treating chronic ankle instability. *Cochrane Database Syst Rev*(8), CD004124. doi:10.1002/14651858.CD004124.pub3

Dewhurst, S., Riches, P. E., Nimmo, M. A., & De Vito, G. (2005). Temperature dependence of soleus H-reflex and M wave in young and older women. *European journal of applied physiology, 94*(5-6), 491-499.

Dolny, D. G., & Reyes, G. F. (2008). Whole body vibration exercise: training and benefits. *Curr Sports Med Rep, 7*(3), 152-157. doi:10.1097/01.CSMR.0000319708.18052.a1

Ebben, W., Petushek, E., & Nelp, A. (2010). *The effect of whole body vibration on the dynamic stability of women basketball players.* Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.

Eechaute, C., Vaes, P., & Duquet, W. (2008). Functional performance deficits in patients with CAI: validity of the multiple hop test. *Clin J Sport Med, 18*(2), 124-129. doi:10.1097/JSM.0b013e31816148d2

Eils, E., & Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc, 33*(12), 1991-1998. doi:10.1097/00005768-200112000-00003

Ellis, H. (2010). The clinical anatomy of examination of the ankle. *Br J Hosp Med (Lond), 71*(11), M170-171. doi:10.12968/hmed.2010.71.Sup11.79672

Ergen, E., & Ulkar, B. (2008). Proprioception and ankle injuries in soccer. *Clin Sports Med, 27*(1), 195-217, x. doi:10.1016/j.csm.2007.10.002

Ergen, E., & Ulkar, B. (2008). Proprioception and ankle injuries in soccer. *Clinics in sports medicine, 27*(1), 195-217.

Fong, D. T., Hong, Y., Chan, L. K., Yung, P. S., & Chan, K. M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med, 37*(1), 73-94. doi:10.2165/00007256-200737010-00006

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Frank, M., Bauwens, K., & Ekkernkamp, A. (2009). [Fractures of the upper ankle]. *Orthopade, 38*(10), 981-994; quiz 995-986. doi:10.1007/s00132-009-1497-4

Fransz, D. P., Huurnink, A., de Boode, V. A., Kingma, I., & van Dieën, J. H. (2015). Time to stabilization in single leg drop jump landings: an examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait Posture, 41*(1), 63-69. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.08.018

Friden, T., Zatterstrom, R., Lindstrand, A., & Moritz, U. (1989). A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am J Sports Med, 17*(1), 118-122. doi:10.1177/036354658901700120

Gajewski, J., & Mazur-Ró**ż**ycka, J. (2016). The H-reflex as an Important Indicator in Kinesiology. *Human Movement, 17*. doi:10.1515/humo-2016-0018

Gibson, J. J. (1966). The senses considered as perceptual systems.

Gusi, N., Raimundo, A., & Leal, A. (2006). Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord, 7*, 92. doi:10.1186/1471-2474-7-92

Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci, 5*(1), 80-90. doi:10.1016/j.jshs.2014.10.004

Hass, C. J., Bishop, M. D., Doidge, D., & Wikstrom, E. A. (2010). Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med, 38*(4), 829-834. doi:10.1177/0363546509351562

Hauser R.A. , D. E. E., Phillips H.J. , Newlin A.C. , Moore R.E. and Woldin B.A. . (2013). Ligament Injury and Healing: A Review of Current Clinical Diagnostics

and Therapeutics. *The Open Rehabilitation Journal, 6*, 1-20.

Hentges, M. J., & Lee, M. S. (2011). Chronic ankle and subtalar joint instability in the athlete. *Clin Podiatr Med Surg, 28*(1), 87-104. doi:10.1016/j.cpm.2010.10.001

Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train, 37*(4), 364-375. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937557

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther, 36*(3), 131-137. doi:10.2519/jospt.2006.36.3.131

Hiller, C. E., Kilbreath, S. L., & Refshauge, K. M. (2011). Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train, 46*(2), 133-141. doi:10.4085/1062-6050-46.2.133

Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil, 87*(9), 1235-1241. doi:10.1016/j.apmr.2006.05.022

Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing. *Arch Phys Med Rehabil, 87*(9), 1235-1241. doi:10.1016/j.apmr.2006.05.022

Huang, C.-R., Chang, W.-N., Chang, H.-W., Tsai, N.-W., & Lu, C.-H. (2009). Effects of age, gender, height, and weight on late responses and nerve conduction study parameters. *Acta Neurol Taiwan, 18*(4), 242-249.

Hubbard, T. J., & Hertel, J. (2006). Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports Med, 36*(3), 263-277. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16526836

Hughes, T., & Rochester, P. (2008). The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: a review of the literature. *Phys Ther Sport, 9*(3), 136-147. doi:10.1016/j.ptsp.2008.06.003

Issurin, V. B. (2005). Vibrations and their applications in sport. A review. *J Sports Med Phys Fitness, 45*(3), 324-336. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16230984

Kallio, J., Avela, J., Moritani, T., Kanervo, M., Selänne, H., Komi, P., & Linnamo, V. (2010). Effects of ageing on motor unit activation patterns and reflex sensitivity in dynamic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 20*(4), 590-598.

Karakaya, M. G., Rutbll, H., Akpinar, E., Yildirim, A., & Karakaya, I. C. (2015). Effect of ankle proprioceptive training on static body balance. *J Phys Ther Sci, 27*(10), 3299-

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

3302. doi:10.1589/jpts.27.3299

Kawanabe, K., Kawashima, A., Sashimoto, I., Takeda, T., Sato, Y., & Iwamoto, J. (2007). Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly. *Keio J Med, 56*(1), 28-33. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17392595

Kaya, D., Yosmaoglu, B., & Doral, M. N. (2018). *Proprioception in orthopaedics, sports medicine and rehabilitation*: Springer.

Kobayashi, T., & Gamada, K. (2014). Lateral Ankle Sprain and Chronic Ankle Instability: A Critical Review. *Foot Ankle Spec, 7*(4), 298-326. doi:10.1177/1938640014539813

Lazarou, L., Kofotolis, N., Pafis, G., & Kellis, E. (2018). Effects of two proprioceptive training programs on ankle range of motion, pain, functional and balance performance in individuals with ankle sprain. *J Back Musculoskelet Rehabil, 31*(3), 437-446. doi:10.3233/BMR-170836

Lee, A. J., & Lin, W. H. (2008). Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 23*(8), 1065-1072. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.04.013

Lin, C. (2009). Proprioceptive training reduces the risk of ankle sprain recurrence in athletes. *Aust J Physiother, 55*(4), 283. doi:10.1016/s0004-9514(09)70009-1

Linford, C. W., Hopkins, J. T., Schulthies, S. S., Freland, B., Draper, D. O., & Hunter, I. (2006). Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. *Arch Phys Med Rehabil, 87*(3), 395-401. doi:10.1016/j.apmr.2005.10.027

Liou, J.-J., Langhans, M. T., Gottardi, R., & Tuan, R. S. (2016). Injury and Repair of Tendon, Ligament, and Meniscus. 75-88. doi:10.1016/b978-0-12-800548-4.00006-1

Lohman, E. B., 3rd, Petrofsky, J. S., Maloney-Hinds, C., Betts-Schwab, H., & Thorpe, D. (2007). The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Med Sci Monit, 13*(2), CR71-76. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17261985

Loudon, J. K., Santos, M. J., Franks, L., & Liu, W. (2008). The effectiveness of active

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

exercise as an intervention for functional ankle instability: a systematic review. *Sports Med, 38*(7), 553-563. doi:10.2165/00007256-200838070-00003

Lynch, S. A. (2002). Assessment of the Injured Ankle in the Athlete. *J Athl Train, 37*(4), 406-412. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937562

Lythgo, N., Eser, P., de Groot, P., & Galea, M. (2009). Whole-body vibration dosage alters leg blood flow. *Clin Physiol Funct Imaging, 29*(1), 53-59. doi:10.1111/j.1475-097X.2008.00834.x

Maffiuletti, N. A., Martin, A., Babault, N., Pensini, M., Lucas, B., & Schieppati, M. (2001). Electrical and mechanical Hmax-to-Mmaxratio in power-and endurance-trained athletes. *Journal of Applied Physiology, 90*(1), 3-9.

Maffulli, N., & Ferran, N. A. (2008). Management of acute and chronic ankle instability. *J Am Acad Orthop Surg, 16*(10), 608-615. doi:10.5435/00124635-200810000-00006

Marinacci, A. A. (1963). Clinical application of nerve conduction velocity (motor and sensory) and the H-reflex. *Bull Los Angel Neuro Soc, 28*, 1-21. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13933082

Martinez, F., Rubio, J. A., Ramos, D. J., Esteban, P., Mendizabal, S., & Jimenez, F. (2013). Effects of 6-week whole body vibration training on the reflex response of the ankle muscles: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther, 8*(1), 15-24. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23439725

Mattacola, C. G., & Dwyer, M. K. (2002). Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *J Athl Train, 37*(4), 413-429. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937563

McVey, E., Palmieri-Smith, R., Docherty, C., Zinder, S., & Ingersoll, C. (2005). Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society, 26*, 1055-1061. doi:10.1177/107110070502601210

Miklovic, T. M., Donovan, L., Protzuk, O. A., Kang, M. S., & Feger, M. A. (2018). Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: a pathway of dysfunction. *Phys Sportsmed, 46*(1), 116-122. doi:10.1080/00913847.2018.1409604

Moezy, A., Olyaei, G., Hadian, M., Razi, M., & Faghihzadeh, S. (2008). A comparative study

of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med, 42*(5), 373-378. doi:10.1136/bjsm.2007.038554

Mogayzel, P. J., Jr., Naureckas, E. T., Robinson, K. A., Brady, C., Guill, M., Lahiri, T., . . . Cystic Fibrosis Foundation Pulmonary Clinical Practice Guidelines, C. (2014). Cystic Fibrosis Foundation pulmonary guideline. pharmacologic approaches to prevention and eradication of initial Pseudomonas aeruginosa infection. *Ann Am Thorac Soc, 11*(10), 1640-1650. doi:10.1513/AnnalsATS.201404-166OC

Mulligan, M. E. (2000). Ankle and foot trauma. *Semin Musculoskelet Radiol, 4*(2), 241-253. doi:10.1055/s-2000-13015

Narkeesh, A., & Kaur, J. (2009). correlation study on H-reflex with leg length in Indian population. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy, 5*(2), 76.

Neumann, D. A. (2015). Ankle and Foot. Retrieved from http://clinicalgate.com/ankle-and-foot/

Ochi, A., Abe, T., Yamada, K., Ibuki, S., Tateuchi, H., & Ichihashi, N. (2015). Effect of balance exercise in combination with whole-body vibration on muscle activity of the stepping limb during a forward fall in older women: a randomized controlled pilot study. *Arch Gerontol Geriatr, 60*(2), 244-251. doi:10.1016/j.archger.2014.11.011

Ono A, D. S. (2013). H Reflex from Soleus Muscle After Ankle Sprain of a College Basketball Player. *Trauma & Treatment, 02*(04). doi:10.4172/2167-1222.1000175

Otzel, D. M., Hass, C. J., Wikstrom, E. A., Bishop, M. D., Borsa, P. A., & Tillman, M. D. (2019). Motoneuron Function Does not Change Following Whole-Body Vibration in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehabil, 28*(6), 614-622. doi:10.1123/jsr.2017-0364

Palmieri-Smith, R. M., Hopkins, J. T., & Brown, T. N. (2009). Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med, 37*(5), 982-988. doi:10.1177/0363546508330147

Pollock, R. D., Provan, S., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2011). The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *Eur J Appl Physiol, 111*(12), 3069-3077. doi:10.1007/s00421-011-1943-y

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Pollock, R. D., Woledge, R. C., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2012). Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *J Appl Physiol (1985), 112*(3), 388-395. doi:10.1152/japplphysiol.01223.2010

Postle, K., Pak, D., & Smith, T. (2012). Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: a systematic literature and meta-analysis. *Manual therapy, 17*(4), 285-291.

Raimundo, A. M., Gusi, N., & Tomas-Carus, P. (2009). Fitness efficacy of vibratory exercise compared to walking in postmenopausal women. *Eur J Appl Physiol, 106*(5), 741-748. doi:10.1007/s00421-009-1067-9

Rees, S. S., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2008). Effects of whole-body vibration exercise on lower-extremity muscle strength and power in an older population: a randomized clinical trial. *Phys Ther, 88*(4), 462-470. doi:10.2522/ptj.20070027

Rendos, N. K., Jun, H. P., Pickett, N. M., Lew Feirman, K., Harriell, K., Lee, S. Y., & Signorile, J. F. (2017). Acute effects of whole body vibration on balance in persons with and without chronic ankle instability. *Res Sports Med, 25*(4), 391-407. doi:10.1080/15438627.2017.1365299

Reyes, G. F., Dickin, D. C., Crusat, N. J. K., & Dolny, D. G. (2011). Whole-body vibration effects on the muscle activity of upper and lower body muscles during the baseball swing in recreational baseball hitters. *Sports Biomechanics, 10*(4), 280-293. doi:10.1080/14763141.2011.629208

Riegger, C. L. (1988). Anatomy of the ankle and foot. *Phys Ther, 68*(12), 1802-1814. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3194450

Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology, 108*(5), 877-904. doi:10.1007/s00421-009-1303-3

Ritzmann, R., Gollhofer, A., & Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *Eur J Appl Physiol, 113*(1), 1-11. doi:10.1007/s00421-012-2402-0

Ritzmann, R., Kramer, A., Bernhardt, S., & Gollhofer, A. (2014). Whole body vibration training--improving balance control and muscle endurance. *PLoS One, 9*(2),

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

e89905. doi:10.1371/journal.pone.0089905

Rodriguez-Merchan, E. C. (2012). Chronic ankle instability: diagnosis and treatment. *Arch Orthop Trauma Surg, 132*(2), 211-219. doi:10.1007/s00402-011-1421-3

Schiftan, G. S., Ross, L. A., & Hahne, A. J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training in preventing ankle sprains in sporting populations: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport, 18*(3), 238-244. doi:10.1016/j.jsams.2014.04.005

Sefton, J. M., Hicks-Little, C. A., Hubbard, T. J., Clemens, M. G., Yengo, C. M., Koceja, D. M., & Cordova, M. L. (2009). Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 24*(5), 451-458. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.03.003

Sefton, J. M., Yarar, C., Hicks-Little, C. A., Berry, J. W., & Cordova, M. L. (2011). Six weeks of balance training improves sensorimotor function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther, 41*(2), 81-89. doi:10.2519/jospt.2011.3365

Sekir, U., Yildiz, Y., Hazneci, B., Ors, F., Saka, T., & Aydin, T. (2008). Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med, 44*(4), 407-415. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19002090

Sierra-Guzman, R., Jimenez-Diaz, F., Ramirez, C., Esteban, P., & Abian-Vicen, J. (2018). Whole-Body-Vibration Training and Balance in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train, 53*(4), 355-363. doi:10.4085/1062-6050-547-16

Sohrabi, F. (2015). How to Keep Walking With MS-Related Foot Drop. Retrieved from http://www.everydayhealth.com/multiple-sclerosis/symptoms/how-keep-walking-with-ms-related-foot-drop/

Steiner, D. (2010). Pathophysiology of ligament injuries. *Sports Rehabilitation and Injury Prevention*. doi:10.1038/ncprheum0700©Nature

Stetson, D. S., Albers, J. W., Silverstein, B. A., & Wolfe, R. A. (1992). Effects of age, sex, and anthropometric factors on nerve conduction measures. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine,*

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

15(10), 1095-1104.

Tanaka, H., & Mason, L. (2011). (v) Chronic ankle instability. *Orthopaedics and Trauma, 25*(4), 269-278. doi:10.1016/j.mporth.2011.06.007

Thompson, C., Schabrun, S., Romero, R., Bialocerkowski, A., & Marshall, P. (2016). Factors contributing to chronic ankle instability: a protocol for a systematic review of systematic reviews. *Syst Rev, 5*, 94. doi:10.1186/s13643-016-0275-8

Torvinen, S., Kannus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., . . . Vuori, I. (2002). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc, 34*(9), 1523-1528. doi:10.1249/01.MSS.0000027713.51345.AE

Tucker, K. J., & Türker, K. (2004). Muscle spindle feedback differs between the soleus and gastrocnemius in humans. *Somatosensory & motor research, 21*(3-4), 189-197.

Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., van Kalken, M., van der Beek, A., Bouter, L., & van Mechelen, W. (2005). The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 20*(10), 1094-1100. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.07.001

Verhagen, E., van der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., & van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *Am J Sports Med, 32*(6), 1385-1393. doi:10.1177/0363546503262177

Verschueren, S. M., Bogaerts, A., Delecluse, C., Claessens, A. L., Haentjens, P., Vanderschueren, D., & Boonen, S. (2011). The effects of whole-body vibration training and vitamin D supplementation on muscle strength, muscle mass, and bone density in institutionalized elderly women: a 6-month randomized, controlled trial. *J Bone Miner Res, 26*(1), 42-49. doi:10.1002/jbmr.181

Verschueren, S. M., Roelants, M., Delecluse, C., Swinnen, S., Vanderschueren, D., & Boonen, S. (2004). Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res, 19*(3), 352-359. doi:10.1359/JBMR.0301245

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Vila-Chã, C., Falla, D., Correia, M. V., & Farina, D. (2012). Changes in H reflex and V wave following short-term endurance and strength training. *Journal of Applied Physiology, 112*(1), 54-63.

Wanji, S., Kimbi, H. K., Eyong, J. E., Tendongfor, N., & Ndamukong, J. L. (2008). Performance and usefulness of the Hexagon rapid diagnostic test in children with asymptomatic malaria living in the Mount Cameroon region. *Malar J, 7*, 89. doi:10.1186/1475-2875-7-89

Wikstrom, E. A., Fournier, K. A., & McKeon, P. O. (2010). Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait Posture, 32*(1), 82-86. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.03.015

Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., & Borsa, P. A. (2005). Detection of dynamic stability deficits in subjects with functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc, 37*(2), 169-175. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15692310

Wilkin, E. J., Hunt, A., Nightingale, E. J., Munn, J., Kilbreath, S. L., & Refshauge, K. M. (2012). Manual testing for ankle instability. *Man Ther, 17*(6), 593-596. doi:10.1016/j.math.2012.03.007

Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & De Clercq, D. (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl Train, 37*(4), 487-493. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937572

Winter, T., Beck, H., Walther, A., Zwipp, H., & Rein, S. (2015). Influence of a proprioceptive training on functional ankle stability in young speed skaters - a prospective randomised study. *J Sports Sci, 33*(8), 831-840. doi:10.1080/02640414.2014.964751

Wisthoff, B., Matheny, S., Struminger, A., Gustavsen, G., Glutting, J., Swanik, C., & Kaminski, T. W. (2019). Ankle Strength Deficits in a Cohort of College Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation, 28*(7), 752-757.

Wortmann, M. A., & Docherty, C. L. (2013). Effect of balance training on postural stability in subjects with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil, 22*(2), 143-149. doi:10.1123/jsr.22.2.143

Wright, C. J., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2016). Altered Kinematics and Time to

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *J Athl Train, 51*(1), 5-15. doi:10.4085/1062-6050-51.2.10

Yildiz Y., S. U., Hazneci B. Ors F., Saka T. and Aydin T. . (2009). Reliability of a Functional Test Battery Evaluating Functionality, Proprioception and Strength of the Ankle Joint. *Turk J Mea Sci 39* (1), 115-123. doi:10.3906/sag-0709-4

Young, C. C., Niedfeldt, M. W., Morris, G. A., & Eerkes, K. J. (2005). Clinical examination of the foot and ankle. *Prim Care, 32*(1), 105-132. doi:10.1016/j.pop.2004.11.002

Youssef, N. M., Abdelmohsen, A. M., Ashour, A. A., Elhafez, N. M., & Elhafez, S. M. (2018). Effect of different balance training programs on postural control in chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Acta Bioeng Biomech, 20*(2), 159-169. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30220726

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาวณภัทร เครือทิวา
วัน เดือน ปี เกิด	3 มกราคม 2531
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	- สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขากายภาพบำบัด คณะกายภาพบำบัดมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เมื่อปีการศึกษา 2552 - สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเวชศาสตร์การกีฬา คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปีการศึกษา 2556
ที่อยู่ปัจจุบัน	มหาวิทยาลัยการกีฬาแห่งชาติ วิทยาเขตกรุงเทพ เลขที่ 63 หมู่ 3 ถ. รังสิต-นครนายก ต.บึงน้ำรักษ์ อ. ธัญบุรี จ.ปทุมธานี 12110
ผลงานตีพิมพ์	- ณภัทร เครือทิวา และวิไล อโนมะศิริ. การทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของข้อเท้าเพื่อใช้วินิจฉัยภาวะความไม่มั่นคงของข้อเท้าเรื้อรัง, วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต, สาขาวิชาเวชศาสตร์การกีฬา คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2554. - Naphat K. and Tossiporn Y. (2019). A comparison of balance performance between injured and uninjured in athletes with functional ankle instability. Proceedings 9th Institute of Physical Education International Conference, pp. 780-789. 19-21 May 2019, Bangkok: Institute of Physical Education.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University