ผลของท่าทางการกางสะโพกต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medial Oblique (VMO) และ Vastus Lateralis (VL) ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ

พรลักษณ์ แพเพชร์ เสือโต (ว.ทม.), ศิริรัตน์ เกียรติกูลานุสรณ์ (ปร.ด.) และนงนุช ล่วงพ้น (ว.ทม.)

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา จังหวัดชลบุรี

บทคัดย่อ

บทนำ การออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ (prone plank) ช่วยเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางลำตัว (core stability) ได้ และมีผลต่อการทำงานของรยางค์ล่างไปจนถึงข้อเท้า การลดลงของ core stability จะเสี่ยงต่อการบาดเจ็บข้อเข่าเนื่องจากกล้ามเนื้อรอบข้อสะโพก กล้ามเนื้อขา กล้ามเนื้อ vastus medialis oblique (VMO) และ vastus lateralis (VL) ทำงานลดลง โดยในการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำจะสามารถช่วยเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและรอบข้อสะโพกได้

วัตถุประสงค์ เพื่อวัดสัดส่วนการทำงานของ VMO : VL ขณะแพลงค์คว่ำด้วยท่าทางกางสะโพกที่แตกต่างกัน

วิธีการศึกษา ศึกษาในอาสาสมัคร 20 คน โดยวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Surface Electromyography : sEMG) ของกล้ามเนื้อ VMO : VL ในท่าแพลงค์คว่ำขณะข้อสะโพกหุบ (adduction) ข้อสะโพกอยู่ในแนวกลาง (neutral position) และข้อสะโพกกาง (abduction)

ผลการศึกษา พบว่าท่าทางของข้อสะโพกที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อสัดส่วนการทำงานของ VMO : VL ของขาทั้ง 2 ข้าง และค่า VMO : VL ของขาทั้ง 2 ข้างไม่แตกต่างจาก 1.0 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

สรุป การออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำสามารถส่งเสริมให้เกิดสมดุลการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL ของขาทั้งสองข้าง

คำสำคัญ แพลงค์ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัดส่วน VMO : VL ท่าทางสะโพก

ผู้นิพนธ์ที่รับผิดชอบ ศิริรัตน์ เกียรติกูลานุสรณ์
สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์
มหาวิทยาลัยบูรพา ชลบุรี ประเทศไทย
E-mail: siriratk@go.buu.ac.th

Effect of hip positions on electromyographic activity of vastus medial oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) during prone plank exercises

Bhornluck Paepetch Sauto (M.Sc.), Sirirat Kiatkulanusorn (Ph.D.) and Nongnuch Luangpon (M.Sc.)

Faculty of Allied Health Science, Burapha University, Chonburi, Thailand

Abstract

Introduction Prone plank exercises improve overall core stability. However, decreased core stability may cause knee injury, specifically anterior knee pain – for example, anterior cruciate ligament injury, resulting in knee injuries caused by hip muscles, and general knee muscle weakness [especially vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL)].

Materials and Methods A cross-sectional study was performed with 20 healthy volunteers carrying out prone plank exercises, using surface electromyography to measure the subject's VMO and VL during hip adduction, hip abduction as well as with the hip in neutral position.

Results Prone plank exercises with different hip positions did not generate statistically significant differences in VMO : VL ratios for both of the subject's legs while in different hip positions ($p < 0.05$). As well, VMO : VL ratios of both legs in all groups was not statistically different from 1.0 ($p < 0.05$).

Conclusions Prone plank exercises could promote muscle activation of VML : VO for both of the subject's legs.

Keywords Plank, Electromyography, VMO: VL ratio, Hip position

Corresponding author Sirirat Kiatkulanusorn
Department of Physical therapy,
Faculty of Allied Health Science, Burapha University,
Chonburi, Thailand
E-mail: siriratk@go.buu.ac.th

บทนำ

ความมั่นคงของแกนกลางของลำตัว (core stability) ประกอบด้วยกระดูกสันหลังส่วนเอว กระดูกเชิงกราน ข้อสะโพก กล้ามเนื้อและเอ็นที่ยึดระหว่างข้อต่อเหล่านี้โดยการทำงานประสานงานกันในรูปแบบของการทำงานแบบ active และ passive ซึ่งจะส่งเสริมให้เกิดการเคลื่อนไหวหรือการยับยั้งการเคลื่อนไหวของแกนกลางของลำตัวหรือป้องกันการเลื่อนหลุดของแนวกระดูกสันหลังและรักษาความมั่นคงของแนวกระดูกสันหลัง หากมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางหรือแรงที่มากระทำต่อแนวของกระดูกสันหลัง องค์ประกอบของ core stability จะทำงานเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อต่อกระดูกสันหลังไว้ให้มั่นคงและเป็นฐานที่มั่นคงในการเคลื่อนไหวของรยางค์ขา การเพิ่มความมั่นคงกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวสามารถทำได้ 3 วิธี ดังนี้ การเพิ่มแรงดันในช่องท้อง (intra-abdominal pressure) การเพิ่มแรงกดต่อแนวกระดูกสันหลัง (spinal compressive forces (Axial load)) การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกและลำตัว (hip and trunk muscle strength) [1] ได้มีการศึกษาอิทธิพลของการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวต่อรยางค์ล่างพบว่าก่อนที่จะมีการเคลื่อนไหวของรยางค์ล่าง กล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวจะทำงานก่อน โดยเฉพาะกล้ามเนื้อ transversus abdominis และกล้ามเนื้อ multifidus นอกจากนี้ยังพบว่ากล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวมีผลต่อการทำงานของรยางค์ล่างไปจนถึงข้อเท้า[1,2] กล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกเป็นหนึ่งในองค์ประกอบของความมั่นคงของแกนกลางลำตัว โดยกล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกมีความสำคัญในการทำงานของกล้ามเนื้อรยางค์ส่วนล่างและการจัดแนวของรยางค์ระหว่างการทำกิจกรรมที่เป็นแบบ closed chain ดังนั้นการอ่อนแรงหรือประสิทธิภาพการทำงานที่ลดลงของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่รยางค์ล่างได้ การเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางลำตัวสามารถทำได้โดยการเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่เป็นองค์ประกอบของแกนกลางลำตัว ซึ่งจะช่วยส่งเสริมให้เกิดความมั่นคงของสะโพก หลังส่วนล่างและเชิงกราน (lumbopelvic hip complex) สามารถทำได้หลากหลายวิธี แต่วิธีที่เป็นที่นิยมอย่างแพร่หลายคือ การทำท่าสะพานในท่านอนคว่ำ (prone bridge) หรือการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ (prone plank) ซึ่งสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ rectus abdominis, external oblique, internal oblique และกล้ามเนื้อ transversus abdominis ได้[3] นอกจากนี้แพลงค์คว่ำยังช่วยกระตุ้นให้เกิดการทำงานประสานสัมพันธ์กันของกล้ามเนื้อรอบๆ ลำตัว ข้อสะโพก และขา อีกทั้งยังเป็นการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain โดยที่ข้อสะโพกอยู่ในท่ากาง (hip abduction) หุบเข้า (hip adduction) หรืออยู่ในท่าปกติ (hip in neutral position)

ได้มีการศึกษาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อกลุ่มงอและเหยียดหลังต่อการบาดเจ็บเอ็นไขว้หน้าข้อเข่า (Anterior Cruciate Ligament, ACL) ในนักกีฬาสกี พบว่าหากความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแกนกลางของลำตัวหรือร่างกายลดลงจะมีความเสี่ยงต่อการการบาดเจ็บของเอ็นไขว้หน้าข้อเข่าได้ และยังพบว่าการบาดเจ็บของ ACL และการบาดเจ็บของข้อเข่ามักจะเกิดร่วมกับข้อสะโพกอยู่ในท่าทางหุบเข้าและหมุนเข้าด้านใน (adduction and Internal rotation) กล่าวคือมีอาจมีการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ hip abductor และ external rotator หรืออาจเกิดจากการล้า การลดลงของประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อ hip abductor และ external rotator ทำให้ข้อสะโพกอยู่ในท่า adduction และ internal rotation motion ก็ได้[1,4] ดังนั้นกล้ามเนื้อที่แกนกลางลำตัวจึงสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของรยางค์ล่าง การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่เป็นองค์ประกอบของแกนกลางลำตัวทั้งหลังส่วนล่างและข้อสะโพกจึงช่วยลดความเสี่ยงหรือป้องกันการบาดเจ็บของข้อเข่าได้

มีการศึกษาถึงสาเหตุการบาดเจ็บของ ACL หรือการบาดเจ็บของข้อเข่าอื่นๆ พบว่าสาเหตุส่วนใหญ่เกิดมาจากการทำงานที่ไม่สมดุลกันของกล้ามเนื้อ Vastus Medialis Oblique (VMO) และ Vastus Lateralis (VL) ซึ่งกล้ามเนื้อ VMO นั้นจะให้แรงดึงกระดูกสะบ้า (patella) เข้าทางด้านใน และ VL ให้แรงดึงกระดูกสะบ้าไปทางด้านนอก ทำให้ patella เคลื่อนไหวอยู่ในแนวที่เหมาะสมบนร่องของกระดูกต้นขา (patellofemoral groove) ในขณะที่มีการงอหรือเหยียดข้อเข่า ซึ่งกระบวนการฟื้นฟูผู้ที่มีการบาดเจ็บหรือได้รับการผ่าตัดเพื่อซ่อมแซม ACL ที่สำคัญและมีความจำเป็นมากคือการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อกลุ่ม quadriceps ซึ่งในระหว่างการออกกำลังกายของกล้ามเนื้อ quadriceps ต้องระวังในเรื่องของการจัดตำแหน่งของกระดูกสะบ้าให้อยู่ในแนวที่เหมาะสม เนื่องจากการอยู่ในแนวที่เหมาะสมของกระดูกสะบ้าจะเป็นกลไกสำคัญในการป้องกันการเกิดอาการปวดข้อเข่าทางด้านหน้า[5] ซึ่งเกิดจากการทำงานที่สมดุลกันของกล้ามเนื้อ VMO และ VL โดยปกติสัดส่วนระหว่างคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ electromyography (EMG) VMO : VL มีค่าประมาณ 1 : 1 จากการศึกษาสัดส่วนที่ลดลงของ VMO : VL นั้นจะพบว่าค่าที่ลดลงคือค่าการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO[6] ซึ่งการหมุนของกระดูกขาทางด้านล่าง (tibial rotation) และการหุบเข้าของข้อสะโพกจะส่งผลให้กล้ามเนื้อ VMO มีการทำงานดีขึ้นและทำให้กล้ามเนื้อ quadriceps มีการทำงานดีขึ้นเช่นกัน นอกจากนี้ยังได้มีการศึกษาถึงการออกกำลังกายแบบ open kinetic chain ของกล้ามเนื้อกลุ่มเหยียดข้อเข่า (quadriceps) ร่วมกับการทำ isometric contraction ของกล้ามเนื้อ hip adductor พบว่าจะช่วยกระตุ้นให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO เพิ่มขึ้น สามารถกระตุ้นให้สัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL เป็นไปอย่างสมดุลกันมากขึ้น แต่ในการศึกษาในขณะที่ออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain นั้นพบว่าไม่สัมพันธ์กันกับการเพิ่มขึ้นของการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps แต่ยังมีบางการศึกษาพบว่าในท่า hip adduction นั้นไม่มีผลต่อสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL[5] และการหุบข้อสะโพกไม่มีผลต่อการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ด้วยเช่นกัน

การออกกำลังกายที่เป็นที่นิยมในการสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ quadriceps คือการออกกำลังกายในท่า squats exercise ซึ่งเป็นการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain และเป็นลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบ Isotonic contraction ของกล้ามเนื้อ quadriceps แต่จากการศึกษาในอาสาสมัครสุขภาพดีพบว่าไม่สามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ได้และยังไม่สามารถเพิ่มสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL[5] ในส่วนของการออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำนั้นเป็นการออกกำลังกายในรูปแบบ closed kinetic chain เช่นกัน แต่กล้ามเนื้อ quadriceps มีการหดตัวแบบ isometric contraction ได้มีการศึกษาการออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำสามารถทำให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ได้[4] อีกทั้งในการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำนั้นยังไม่มีข้อสรุปที่แน่ชัดว่าควรวางเท้าในลักษณะใดจึงจะเหมาะสมที่สุด และยังไม่มีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำโดยทำในท่าทางการกางของข้อสะโพกที่ต่างกันต่อการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO และ VL ดังนั้นการศึกษาในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus Medialis Oblique : Vastus Lateralis (VMO : VL ratio) ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยท่าทางการกางสะโพกที่แตกต่างกันโดยการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการศึกษาแบบตัดขวาง (cross-sectional study) เป็นส่วนหนึ่งของโครงการวิจัย เรื่อง ผลของท่าทางการวางเท้าขณะออกกำลังกาย

ท่าแพลงค์คว่ำต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ล่าง ซึ่งผ่านการพิจารณาโดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา ในชื่อ ผลของท่าทางการวางเท้าขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์ต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ล่าง ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นเพศชายสุขภาพดีจำนวน 20 คน อายุระหว่าง 18-35 ปี มีดัชนีมวลกายระหว่าง 18.00-24.99 กิโลกรัม/เมตร^2 เกณฑ์การคัดออก คือ ไม่สามารถรักษาร่างกายให้อยู่ในท่าแพลงค์คว่ำเป็นเวลาอย่างน้อย 5 วินาทีได้ หรือมีภาวะกระดูกสันหลังคด (โดยใช้การทดสอบ Adam's forward bending test ได้ผลเป็นบวก) และมีเกณฑ์ยุติการวิจัย คือ มีอาการปวดหรือไม่สบายอย่างมากขณะรักษาร่างกายให้อยู่ในท่าแพลงค์คว่ำ หรือประสงค์จะออกจากการวิจัย

อาสาสมัครที่เป็นไปตามเกณฑ์ และสมัครใจเข้าร่วมโครงการจะถูกคัดเลือกเพื่อเข้าร่วมงานวิจัยโดยวิธีการสุ่ม ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ถูกคัดเลือกตามเกณฑ์การคัดเข้าและเกณฑ์การคัดออกแล้ว จะได้รับคำอธิบายเกี่ยวกับขั้นตอนวิธีการวิจัยและลงชื่อในใบยินยอมเพื่อเข้าร่วมการวิจัย และผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคนจะได้รับการฝึกการทรงท่าแพลงค์คว่ำอย่างถูกวิธี โดยผู้ร่วมวิจัยต้องสามารถทรงอยู่ในท่าแพลงค์คว่ำได้เป็นเวลาอย่างน้อย 5 วินาที (รูปที่ 1)

รูปที่ 1 การทรงท่าแพลงค์คว่ำ (prone plank): เริ่มต้นจากนอนคว่ำ วางข้อศอกใต้ข้อไหล่ แขนท่อนล่างเป็นบริเวณรับน้ำหนักในแนวตั้งฉากกับพื้นผิว เท้าและแขนเพื่อเป็นจุดรับน้ำหนัก รักษาระดับข้อสะโพกเชิงกราน และหลังให้อยู่ในแนวตรงปกติ

ในขั้นตอนการเก็บข้อมูลผู้ร่วมวิจัยจะได้รับการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography) ของกล้ามเนื้อ vastus medialis oblique (VMO) และ vastus lateralis (VL) โดยก่อนการติดขั้วรับสัญญาณจะทำการโกนขนบนผิวหนังบริเวณที่ติดขั้วด้วยมีดโกนที่ใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้ง แล้วทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ และติดขั้วรับสัญญาณบนกล้ามเนื้อ (muscle belly) โดยดำเนินการวิธีการมาตรฐานที่ระบุใน SENIAM (surface Electromyography for the noninvasive assessment of muscles) สำหรับ sEMG recordings โดยที่กล้ามเนื้อ VMO ทำการติดขั้วรับสัญญาณในแนว oblique angle บริเวณด้านในต่อขอบด้านบนของกระดูกสะบ้า 2 เซนติเมตร ซึ่งจะอยู่บริเวณส่วนปลาย 1/3 ของกล้ามเนื้อ vastus medialis และกล้ามเนื้อ VL ทำการติดขั้วรับสัญญาณบริเวณเหนือต่อ patella 3-5 เซนติเมตร ตามแนว oblique angle ไปทางด้านนอกจากแนวกลาง[7,8] จากนั้นทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO และ VL ในขณะทำท่าแพลงค์ทั้ง 3 ท่า ได้แก่ 1) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกหุบ โดยการวางเท้าชิดกันในแนวกลาง (Adduction : AD) 2) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกอยู่ในแนวกลาง โดยวางเท้าให้ห่างกัน

เป็นระยะเท่ากับความกว้างระหว่าง ASIS ทั้ง 2 ข้าง (Neutral Position: NP) และ 3) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกกาง โดยวางเท้าแต่ละข้างห่างออกไปจากท่า neutral position ข้างละ 20 เซนติเมตร และเพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นในระหว่างการทำวิจัย ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการยืดกล้ามเนื้อทั้ง 2 มัดที่ทำการวัด โดยทำการยืดกล้ามเนื้อก่อนและภายหลังจากการทดสอบการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทำการยืดกล้ามเนื้อค้างไว้ครั้งละ 15-30 วินาที ท่าละ 3 ครั้ง

การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ใช้การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อผ่านผิวหนัง (Surface Electromyography; sEMG) ด้วยเครื่องบันทึกสัญญาณฟ้ากล้ามเนื้อยี่ห้อ Noraxon รุ่น Wireless TeleMyo DTS สหรัฐอเมริกา พร้อมกับบันทึกวิดีโอขณะออกกำลังกายเป็นระยะเวลา 5 วินาที/ ท่า/ ครั้ง ด้วยความถี่ 1,500 Hz และวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม MyoResearch XP Master Edition software (Naroxon Inc., USA) และวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยค่า Root mean square (RMS) ที่บันทึกได้ การบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อใช้ขั้วรับสัญญาณ Ag/ AgCl surface electrodes ที่มี diameter เท่ากับ 10 มิลลิเมตร

หลังจากติดขั้วรับสัญญาณครบทั้ง 2 มัด ผู้ร่วมวิจัยจะได้รับการบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดในขณะพัก (rest) โดยวัดในท่าท่านอนหงายและผ่อนคลายที่สุด จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมวิจัยจับสลากเพื่อสุ่มลำดับ (random order) ในการทำท่าแพลงค์คว่ำ 3 ท่า ซึ่งแต่ละท่าจะทำการวัดท่าละ 3 ครั้ง โดยแต่ละครั้งจะทำค้างไว้นาน 5 วินาที พักระหว่างการทำแต่ละครั้ง 30 วินาทีหรือจนกว่าผู้ร่วมวิจัยจะหายล้าที่กล้ามเนื้อ และได้รับพักระหว่างท่าเป็นเวลา 4 นาที หรือจนกว่าจะหายล้า จากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการทดสอบการหดตัวสูงสุดของการทำงานของกล้ามเนื้อ (Maximum voluntary isometric contraction: MVC) ของกล้ามเนื้อ VMO และ VL โดยเริ่มจากผู้ร่วมวิจัยนั่งห้อยขาบนเตียงวาง ผู้วิจัยใช้ strap รัดบริเวณข้อเท้า จากนั้นผู้ร่วมวิจัยออกแรงเหยียดขาออกไปด้วยแรงมากที่สุดต้านกับ strap เกร็งค้างไว้เวลา 5 วินาที ซึ่ง strap จะถูกรัดหลวมเล็กน้อยให้มีระยะเคลื่อนไหวได้เล็กน้อยเพื่อป้องกันการเคลื่อนไหวชดเชยที่ไม่ต้องการทำทั้งหมด 3 ครั้ง แต่ละครั้งพัก 3 นาทีหรือจนกว่าจะหายล้า ขณะทดสอบผู้วิจัยสามารถส่งเสียงเชียร์เพื่อกระตุ้น และหลังจากการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขั้วรับสัญญาณจะถูกถอดออกจากบริเวณผิวหนัง เช็ดทำความสะอาดผิวหนังด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์ ตรวจสอบความผิดปกติของผิวหนัง แล้วยืดกล้ามเนื้อทุกมัดที่ทำการวัดเช่นเดียวกันกับก่อนการทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มาทั้งหมดจะถูกนำมาวิเคราะห์โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากการวัดทั้งหมดท่าละ 3 ครั้ง แล้วนำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย %MVC ของกล้ามเนื้อแต่ละมัด โดยการคำนวณ Root Mean Square (RMS) ของกล้ามเนื้อแต่ละมัด ขณะทำท่าแพลงค์คว่ำ ทั้ง 3 แบบ แล้วนำมาทำให้เป็นค่าปกติด้วยค่า RMS ของกล้ามเนื้อมัดนั้นขณะทดสอบการหดตัวสูงสุด (MVC) ในการคำนวณ RMS จะใช้ข้อมูลที่บันทึกในระยะเวลา 3 วินาที (ตัดวินาทีแรกและวินาทีสุดท้ายของข้อมูลที่บันทึกได้ออก) โดยใช้สูตรการคำนวณ คือ %MVC = $(RMS_{plank} - RMS_{rest}) \times 100 / (RMS_{MVC} - RMS_{rest})$ แล้วจึงคำนวณค่าวัดส่วน %MVC of VMO/ %MVC of VL (VMO : VL)

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติใช้โปรแกรมสำเร็จรูป โดยกำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติที่ $P< 0.05$ โดยรายงานค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย และค่า %MVC ของกล้ามเนื้อแต่ละมัดขณะออกกำลังกายแต่ละแบบรายงานด้วยสถิติเชิงพรรณนา การทดสอบอิทธิพลของท่าทางการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ 3 ท่าที่แตกต่างกันต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL จึงใช้การทดสอบ one way repeated measure ANOVA และทดสอบความแตกต่างของค่า VMO : VL เทียบกับ

1.0 (ค่าในอุดมคติของ VMO: VL) ด้วย one sample t-test

ผลการศึกษา

การวิจัยนี้มีกลุ่มตัวอย่างเพศชาย 20 คน อายุเฉลี่ย 20.85 ± 1.23 ปี น้ำหนักตัว เฉลี่ย 61.65 ± 6.75 กิโลกรัม ส่วนสูง เฉลี่ย 170.95 ± 4.30 เซนติเมตร ดัชนีมวลกาย เฉลี่ย 21.06 ± 1.87 กิโลกรัม/ตารางเมตร

ผลการศึกษาพบว่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO:VL ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยท่าทางการกางสะโพกที่ต่างกัน 3 แบบ พบว่า ท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL ทั้ง 2 ข้างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) และขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยการ AD, NP และ AB ค่า VMO: VL ทั้ง 2 ข้าง ไม่แตกต่างจาก 1.0 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) (ตารางที่ 2, รูปที่ 2)

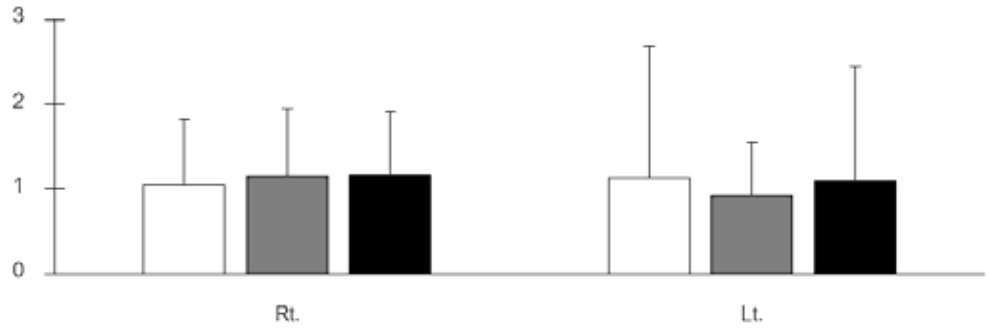
ตารางที่ 1 แสดงผลค่า Mean ± S.D. ของค่า RMS ของกล้ามเนื้อ VMO และ VL ขณะพัก (resting) และขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยการหุบสะโพก (Adduction = AD) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (Neutral position = NP) และกางสะโพก (Abduction = AB)

Muscle		Exercise Position			
		Rest	AD	NP	AB
VMO	Rt.	1.87 ± 0.29	40.68 ± 25.59	41.59 ± 30.58	42.89 ± 25.86
	Lt.	1.95 ± 0.21	42.56 ± 33.04	49.14 ± 33.41	43.49 ± 24.94
VL	Rt.	2.03 ± 0.31	56.51 ± 34.11	55.93 ± 35.18	54.45 ± 23.16
	Lt.	2.00 ± 0.39	41.18 ± 30.30	46.13 ± 34.96	43.94 ± 27.07

ตารางที่ 2 แสดงผลของท่าทางการกางสะโพกที่ต่างกันขณะแพลงค์คว่ำ ต่อ %MVC ของกล้ามเนื้อ VMO : VL และผลการทดสอบความแตกต่างของค่า VMO : VL เทียบกับ 1.0 (ค่าในอุดมคติของ VMO : VL) (n=20)

Muscle		VMO : VL			F	*p-value*
		Exercise Position				
		AD	NP	AB		
Rt.	%MVC (Mean ± S.D.)	1.06 ± 0.76	1.16 ± 0.79	1.17 ± 0.34	1.03	0.37[a]
	t	0.33	0.90	0.99		
	p	0.74[b]	0.38[b]	0.33[b]		
Lt.	%MVC (Mean ± S.D.)	1.13 ± 1.55	0.93 ± 0.61	1.10 ± 1.74	0.31	0.68[a]
	t	0.39	0.49	0.33		
	p	0.70[b]	0.63[b]	0.75[b]		

[a]*p*-value from one way repeated ANOVA, [b]*p*-value from one sample t-test, = 0.05,



รูปที่ 2 การเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO:VL ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์ด้วยการหุบสะโพก (AD) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (NP) และกางสะโพก (AB)

สรุปผลและวิจารณ์ผล

จากการศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยท่าทางการกางข้อสะโพกที่ต่างกัน 3 แบบในอาสาสมัครเพศชายจำนวน 20 คน พบว่าท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อสัดส่วนคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL ทั้ง 2 ข้างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) และขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยท่าทาง AD, NP และ AB ค่า VMO : VL ทั้ง 2 ข้าง ไม่แตกต่างจาก 1.0 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยผลการศึกษาครั้งนี้สอดคล้องกับที่ Kim และ Song (2012) กล่าวไว้ว่าค่าอัตราส่วนของ VMO : VL ที่เหมาะสมคือ 1:1 และได้ศึกษาสัดส่วนของ VMO : VL ในอาสาสมัครที่มีและไม่มีอาการปวดเข่าทางด้านหน้าพบว่ามีค่าใกล้เคียง 1 ในผู้ที่ไม่มีภาวะปวดเข่าทางด้านหน้าโดยวัดในขณะที่มีการก้าวขึ้นและลงบันได และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Coqueiro และคณะ ในปี 2005[9] โดยศึกษาในอาสมัครสุขภาพดีและมีอาการปวดเข่าทางด้านหน้าพบว่าการออกกำลังกายแบบ double leg semi squat with isometric hip adduction สามารถเพิ่มความสมดุลของกล้ามเนื้อ quadriceps ทั้งทางด้าน medial และ lateral และช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps ได้ และการศึกษาของพัฒน์ สวรรค์พิทักษ์ และวารี จิรอดิศัย ในปี 2014[10] ในอาสาสมัครสุขภาพดีโดยพบว่าการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain ในท่า semi squat exercise ร่วมกับข้อสะโพกอยู่ในท่าหุบเข้าและข้อสะโพกหมุนออกด้านนอกมีผลกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ได้ดีกว่าในท่าที่ข้อสะโพกอยู่ในแนวปกติ (neutral position) และการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain ในท่า hip adduction จะมีคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO ที่ดีกว่าการออกกำลังกายแบบ open kinetic chain ร่วมกับ hip in neutral และ hip adducted ร่วมกับ external rotated

ในการศึกษาครั้งนี้การออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำเป็นการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain เช่นเดียวกับการออกกำลังกายท่า squat แต่แตกต่างกันที่การออกกำลังในท่าแพลงค์คว่ำนั้นรยางค์ส่วนล่างจะรับน้ำหนักของร่างกายน้อยกว่าการออกกำลังกายในท่า squats อีกทั้งในท่าแพลงค์คว่ำกล้ามเนื้อ quadriceps หดตัวแบบ isometric contraction และการเคลื่อนไหวอยู่ในช่วง inner range ซึ่งเป็นช่วงที่กล้ามเนื้อ VMO และ VL สามารถทำงานได้เหมาะสม อีกทั้งยังเป็นการออกกำลังที่กระตุ้นให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ hip adductor มีการทำงานเพิ่มขึ้น ซึ่งในท่าทางที่ข้อสะโพกมีการหุบเข้าจะส่งผลให้กระตุ้นการทำงานของใยกล้ามเนื้อ VMO ซึ่งมีจุดเกาะต้นอยู่ที่เอ็นของกล้ามเนื้อ adductor magnus และ adductor longus ซึ่งในขณะที่มีการทำงานแบบ isometric contraction ของกล้ามเนื้อ

hip adductor จะทำให้เกิดความตึงตัวของกล้ามเนื้อดังกล่าวเพิ่มขึ้น และในขณะที่มีการหดตัวค้างกล้ามเนื้อดังกล่าวจะส่งผลให้ใยของกล้ามเนื้อ VMO ตึงขึ้นและมีความพร้อมที่จะหดตัวส่งผลให้เกิดการกระตุ้นทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ให้ดีขึ้น

ผลการศึกษาในครั้งนี้ไม่สอดคล้องกับงานวิจัยของ Boling และคณะในปี 2006 ที่ทำการศึกษาในอาสาสมัครสุขภาพดีโดยการวัดการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO และ VMO : VL โดย EMG ขณะที่ออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain ด้วยท่า dynamic squat exercise ขณะข้อสะโพกอยู่ในท่า active hip adduction ซึ่งจากการศึกษาพบว่าไม่มีผลต่อสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL และไม่มีการเพิ่มขึ้นของการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO แต่มีการเพิ่มขึ้นของการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำสามารถช่วยเพิ่มสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL ratio ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ของ Ekstrom และ คณะในปี 2007[4] พบว่าการออกกำลังกายในท่า prone-bridge exercise หรือท่าแพลงค์คว่ำสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ได้เป็นลำดับที่ 3 รองจากการออกกำลังกายในท่า lateral step-up lunge และ dynamic edge ซึ่งการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำจะช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ rectus abdominis, external oblique, Internal oblique และ transversus abdominis ซึ่งเป็นกลุ่มกล้ามเนื้อที่ส่งเสริมให้เกิดความมั่นคงของแกนกลางลำตัว และหากมีการเพิ่มขึ้นของ core stability แล้วจะช่วยส่งเสริมให้การเคลื่อนไหวของรยางค์ล่างดีขึ้น กล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกมีการทำงานสมดุลมากขึ้น เนื่องจากกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและกล้ามเนื้อรอบข้อสะโพกมีจุดเกาะที่เกี่ยวข้องกัน นอกจากนี้ในท่าแพลงค์คว่ำกล้ามเนื้อ external abdominal oblique มีการทำงานส่งผลให้มีการทำงานประสานกันกับกล้ามเนื้อ hip adductor ด้านตรงข้ามเพื่อทรงท่าทางของร่างกายในระบบการทำงานแบบ Anterior Oblique System (AOS) ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ external abdominal oblique, internal abdominal oblique โดยมีกล้ามเนื้อดังกล่าวมีการเชื่อมต่อกับกล้ามเนื้อ hip adductor โดยผ่านทาง adductor-abdominal fascia ซึ่งช่วยให้เกิดความมั่นคงของข้อสะโพกเพิ่มมากขึ้น อีกทั้งในท่าแพลงค์คว่ำจะช่วยกระตุ้นให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ hip adductor ซึ่งเป็นจุดเกาะต้นของกล้ามเนื้อ VMO เมื่อกล้ามเนื้อ adductor magnus และ adductor longus มีการหดตัวจะส่งผลให้ VMO มีความตึงตัวเพิ่มมากขึ้นและทำงานได้ดีขึ้นไม่ว่าข้อสะโพกจะอยู่ในท่าทางแบบใดก็ตามเพราะกล้ามเนื้อ hip adductor จะถูกกระตุ้นให้เกิดการทำงานผ่านกลไก AOS ในส่วนของการทำท่าแพลงค์คว่ำโดยการวางเท้าให้ข้อสะโพกอยู่ในท่ากางก็ส่งผลให้สัดส่วนคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL ใกล้เคียง 1.0 เนื่องมาจากในท่ากางขานั้นกล้ามเนื้อ hip adductor จะถูกทำให้ยืดยาวออกส่งผลให้กล้ามเนื้อ VMO มีความตึงตัวเพิ่มมากขึ้นและทำงานได้ดีขึ้นเช่นกัน

การลดลงของสัดส่วนคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ VMO : VL นั้นส่วนที่มักลดลงคือส่วนของกล้ามเนื้อ VMO ดังนั้นหากต้องการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO นั้นสามารถทำได้โดยการออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำก็เป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ เพราะในท่าแพลงค์คว่ำมีการกระตุ้นให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ hip adductor ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่เป็นจุดเกาะต้นของกล้ามเนื้อ VMO อีกทั้งการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำนอกจากได้ประโยชน์ในด้านของการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและรยางค์แล้วในขณะเดียวกันยังช่วยเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO ได้อีกด้วย ซึ่งสามารถทำท่าแพลงค์คว่ำโดยการวางเท้าเพื่อให้ข้อสะโพกอยู่ในท่ากาง ท่าหุบเข้าหรืออยู่ในท่าปกตินั้นสามารถช่วยให้การทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL ใกล้เคียง 1.0 ได้

ในการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและกล้ามเนื้อรยางค์ล่าง หากมีการจัดแนวรยางค์ล่างให้อยู่ในแนวที่เหมาะสมจะส่งผลให้ช่วยลดการบาดเจ็บของข้อเข่าหรือกลุ่มอาการปวดเข่าทางด้านหน้า จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าการออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำในขณะที่ข้อสะโพกกางสะโพกแตกต่างกันให้ผลของ VML : VO ใกล้เคียง 1.0 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าในทุกท่าทางของข้อสะโพกให้ผลดีต่อการทำงานของกล้ามเนื้อ VML : VO

ดังนั้นท่าแพลงค์คว่ำจึงเป็นท่าที่เหมาะสมในการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางลำตัวและส่งเสริมให้เกิดสมดุลการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL

ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

การศึกษาในครั้งนี้มีข้อจำกัด คือ การศึกษาเฉพาะในกลุ่มอาสาสมัครเพศชายสุขภาพดีซึ่งอาจจะมีสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL ที่ใกล้เคียง 1.0 อยู่แล้วก็เป็นได้ ซึ่งในการทำวิจัยครั้งนี้ การทำท่าแพลงค์เป็นท่าทางที่ค่อนข้างยากและใช้กล้ามเนื้อหลายมัดจึงต้องทำการทดสอบในผู้ที่สุขภาพดีก่อน ซึ่งในการศึกษาครั้งต่อไปอาจจะทำการศึกษาในทั้ง 2 เพศ ทำการศึกษาในนักกีฬาหรือทำในผู้ที่มีอาการปวดเข่าทางด้านหน้าซึ่งจะทำให้ทราบถึงผลของการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำต่อการทำงานของกล้ามเนื้อ core stability และสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อ VML : VO ในกลุ่มดังกล่าวเพิ่มขึ้น

การนำไปใช้ประโยชน์

การออกกำลังกายในท่าแพลงค์คว่ำสามารถช่วยส่งเสริมการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO VL และช่วยให้เกิดสมดุลการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO : VL ซึ่งจะส่งผลให้ป้องกันการบาดเจ็บของข้อเข่าหรือช่วยส่งเสริมสมรรถภาพในนักกีฬาได้ด้วย อีกทั้งยังเป็นการออกกำลังกายแบบ closed kinetic chain ที่เลียนแบบการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO VL ในขณะที่เราใช้รยางค์ล่างในชีวิตประจำวัน อีกทั้งยังช่วยประหยัดเวลาในการออกกำลังกายอีกด้วย

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้เป็นส่วนหนึ่งของโครงการวิจัย เรื่อง ผลของท่าทางการวางเท้าขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ล่าง ซึ่งได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)

เอกสารอ้างอิง

1. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. J Am Acad Orthop Surg. 2005; 5: 316-25.
2. Cedric DB, Roosen P, Willems T, Danneels V, Bossche LV, Ridder RD. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systemic review. Phys Ther Sport. 2018; 30: 48-56.
3. Czaprowski D, et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. Sports Phys Ther. 2014; 15: 162–68.
4. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2007; 37: 754-62
5. Boling M, Padua D, Blackburn JT, Petschauer M, Hirth C. Hip Adduction Does not Affect VMO EMG Amplitude or VMO:VL Ratios During a Dynamic Squat Exercise. J Sport Rehabil. 2006; 15: 195-205

6. Kim H, Song CH. Comparison of the VMO/VL EMG Ratio and Onset Timing of VMO Relative to VL in Subjects with and without Patellofemoral Pain Syndrome. J Phys Ther Sci. 2012; 24: 1315–317.
7. Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, Van Dieen JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. J Electromyogr Kinesiol. 2010; 20: 375–87.
8. De Luca CJ. The use of electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1997; 13: 135-63.
9. Coqueiro KR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. J Electromyogr Kinesiol. 2005; 15: 596-603.
10. พัฒน์ สวรรค์พิทักษ์, วารี จิรอดิศัย. คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ขณะออกแรงในตำแหน่งของขาที่ต่างกัน. เวชศาสตร์ฟื้นฟูสาร. 2557; 24: 13-9.