

นิพนธ์ฉบับ

ผลของการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าในท่าพลงค์คว่ำต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างในชายสุขภาพดี

ศิริรัตน์ เกียรติกุลานุสรณ์*, ประเมษฐ์ พีรโชติภณัฐ**, พูลสวัสดิ์ โพธิพัฒน์***,
กิติวัฒน์ เยื้องไธสง****

บทคัดย่อ

- บทนำ:** การออกกำลังกายท่าพลงค์คว่ำเป็นการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางร่างกายสำหรับบุคคลทั่วไป ผู้ป่วยปวดหลังส่วนล่าง และนักกีฬา ความมั่นคงของการทรงท่าขณะพลงค์คว่ำต่างกันเมื่อท่าทางข้อสะโพกต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า อย่างไรก็ตามยังไม่ทราบแน่ชัดว่าส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างอย่างไร การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างขณะออกกำลังกายท่าพลงค์คว่ำด้วยการกางสะโพกที่ต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า
- วิธีการศึกษา:** ผู้ร่วมวิจัยชายสุขภาพดี ๒๐ คน ได้รับการบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) และวิเคราะห์ค่า %MVC ของ rectus abdominis (RA), external abdominis oblique (EO), internal abdominal oblique (IO), rectus femoris (RF), adductor longus (ADL), tensor fasciae latae (TF), vastus medialis oblique (VMO) และ vastus lateralis (VL) เปรียบเทียบระหว่างท่าพลงค์คว่ำด้วยการกางสะโพก 3 แบบ คือ สะโพกหุบ (AD) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (NP) และสะโพกกาง (AB) ด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า
- ผลการศึกษา:** ผลการศึกษพบว่าไม่มีความแตกต่างของ EMG ของ EO, RA, RF, VMO และ VL ทั้ง ๒ ข้าง แต่มีความแตกต่างของ EMG ของ IO, TF และ ADL ทั้ง ๒ ข้าง ระหว่างท่าทางการกางสะโพกแต่ละแบบจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าท่าพลงค์คว่ำ โดยกล้ามเนื้อ IO และ TF ทำงานมากที่สุดขณะ AB และทำงานน้อยที่สุดขณะ AD กล้ามเนื้อ ADL ทำงานน้อยที่สุดขณะ NP
- วิจารณ์และสรุปผลการศึกษา:** เนื้อ IO, TF และ ADL ได้ ดังนั้นการออกกำลังกายด้วยท่าพลงค์คว่ำสามารถปรับความยากได้ด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า โดยควรเริ่มต้นการฝึกด้วยท่าหุบสะโพกและกางสะโพกมากขึ้นเมื่อต้องการเพิ่มความยาก
- คำสำคัญ:** พลงค์, คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, กล้ามเนื้อหน้าท้อง, กล้ามเนื้อรยางค์ล่าง, ตำแหน่งการวางเท้า

วันที่รับบทความ: ๒๘ มีนาคม ๒๕๖๑

วันที่อนุญาตให้ตีพิมพ์: ๑๔ กันยายน ๒๕๖๑

* ๑๖๙ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ถนนลงหาดบางแสน ตำบลแสนสุข อำเภอเมือง จังหวัดชลบุรี ๒๐๑๓๑ อีเมล: siriratko@go.buu.ac.th
** ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู สาขากายภาพบำบัด คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล เลขที่ ๒ ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพฯ ๑๐๗๐๐
*** คลินิกกายภาพบำบัดบ้านสุขกายสบายใจ ๓๕/๒๑ หมู่ ๗ ตำบลจันทนิมิต อำเภอเมือง จังหวัดจันทบุรี ๒๒๐๐๐
**** ๒๖๒ หมู่ ๑๐ ตำบลแม่ข้าวต้ม อำเภอเมือง จังหวัดเชียงราย ๕๗๑๐๐

บทนำ

ความมั่นคงของแกนกลาง (core stability) หมายถึง ความสามารถของหลังส่วนล่าง-เชิงกราน-สะโพก (lumbo-pelvic-hip complex) ในการรักษาสมดุลไม่ให้กระดูกสันหลังเคลื่อนไหวยามากเกินไปเมื่อถูกรบกวนสมดุลโดยเฉพาะเมื่อมีการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกายและขณะทรงท่าทาง ซึ่งความมั่นคงของแกนกลาง (core stability) มีส่วนประกอบที่สำคัญ ๒ ส่วน ได้แก่ ความมั่นคงเฉพาะที่ (local stability) ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อมัดเล็ก ชั้นลึก ที่สำคัญได้แก่ transversus abdominis และ multifidus และความมั่นคงโดยทั่วไป (global stability) ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อมัดใหญ่ ชั้นตื้น ที่สำคัญได้แก่ rectus abdominis และ back muscle ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหลัก (prime movers) ที่ควบคุมท่าทางของกระดูกเชิงกราน และทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของลำตัวและข้อสะโพก ซึ่งความบกพร่องหรือการสูญเสียประสิทธิภาพการทำงานของกล้ามเนื้อเหล่านี้มีความสัมพันธ์กับอาการปวดหลังส่วนล่าง^{(๑), ๒, ๓} ดังนั้นนักกายภาพบำบัดจึงมุ่งเน้นและให้ความสำคัญกับการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัว (core stabilization exercise) เพื่อส่งเสริมสุขภาพและป้องกันการเกิดการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังสำหรับบุคคลทั่วไป เพื่อรักษาและฟื้นฟูความมั่นคงของกระดูกสันหลังในผู้ที่มีการปวดหลังส่วนล่างตลอดจนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในนักกีฬา^(๓, ๔)

ความมั่นคงของแกนกลาง (core stability) มีความสัมพันธ์กับการทำงานของร่างกายส่วนล่าง โดยกล้ามเนื้อแกนกลางร่างกายจะทำงานเพื่อรองรับการทรงท่าทางก่อนที่จะย่างค้ำแขนขาจะเคลื่อนไหว^(๓, ๔) ซึ่งเชื่อว่าเกิดจากระบบประสาทส่วนกลางต้องการทำให้เกิดความมั่นคงแก่การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยผ่านการสั่งการให้กล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวทำงาน^(๕) โดยการเคลื่อนไหวของร่างกายนั้นแท้จริงมีจุดเริ่มต้นการเคลื่อนไหวจากแกนกลางลำตัวแล้วส่งผ่านการเคลื่อนไหวไปสู่ร่างกาย^(๖) ซึ่งมีการศึกษาอย่างแพร่หลายยืนยันว่ากล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวเป็นโครงสร้างที่มีอิทธิพลต่อการทำงานของหลังส่วนล่างและร่างกายส่วนล่างไปจนถึงข้อเท้า โดยกล้ามเนื้อสะโพกเป็นกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อเออร์ยางค์ส่วนล่างและแนวของร่างกายเมื่ออยู่ในท่า closed kinematic chain เนื่องจากกล้ามเนื้อสะโพกจะทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อหลังและกล้ามเนื้อหน้าท้องเพื่อกำหนดท่าทางของกระดูกสันหลังส่วนล่าง อีกด้านหนึ่งท่าทางและการทำงานของข้อเข่าและข้อเท้าก็จะได้รับอิทธิพลจากการทำงานของกล้ามเนื้อสะโพกตามลำดับ^(๗) ซึ่งการศึกษายังเป็นระบบล่าสุดพบว่าการศึกษา

วิจัยส่วนใหญ่พบผลการศึกษาที่สอดคล้องกันว่า ความบกพร่องของการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัว อาทิ ความแข็งแรง การรับรู้ของข้อต่อ และการควบคุมสั่งการของระบบประสาท เป็นปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของร่างกายส่วนล่างทั้งในคนทั่วไปและนักกีฬา^(๘) อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางหรือการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อแกนกลางร่างกายมักศึกษาเฉพาะกล้ามเนื้อแกนกลาง เช่น กล้ามเนื้อหลังและกล้ามเนื้อหน้าท้อง โดยไม่ครอบคลุมการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อสะโพกและเออร์ยางค์ส่วนล่าง

การออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ หรือ prone plank หรือ prone bridge หรือ elbow plank เป็นหนึ่งในการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางร่างกาย (core stability exercise) ที่มีประสิทธิภาพ ปลอดภัยและได้รับความนิยม เหมาะกับบุคคลทั่วไป ผู้ป่วยปวดหลังส่วนล่างและนักกีฬา^(๙, ๑๐) เนื่องจากส่งเสริมการทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อหน้าท้อง กล้ามเนื้อเออร์ยางค์ส่วนบน และกล้ามเนื้อเออร์ยางค์ส่วนล่าง เป็นการออกกำลังกายโดยการทรงท่าทางของศีรษะ ลำตัว สะโพก และเออร์ยางค์ส่วนล่างให้อยู่ในแนวตรง ขณะร่างกายอยู่ในท่าคว่ำ ข้อศอกงอยันพื้น จึงเป็นการออกกำลังกายที่กล้ามเนื้อหดตัวทำงานโดยความยาวของกล้ามเนื้อไม่เปลี่ยนแปลง (isometric) ใช้ร่างกายหลายส่วน เพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวหลายระนาบ หลายข้อต่อ แต่เป็นการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของหลายข้อต่อที่ปลอดภัย มีประสิทธิภาพ^(๑๑, ๑๒, ๑๓)

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ การเคลื่อนไหวของเออร์ยางค์ขณะออกกำลังกายจะทำให้กล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวทำงานเพิ่มมากขึ้น การให้แรงต้านต่อกล้ามเนื้อหุบสะโพก^(๑๔, ๑๕) การให้แรงต้านต่อกล้ามเนื้อกางสะโพก^(๑๕) การวางข้อศอกบนพื้นที่ไม่มั่นคง^(๑๖) การทำ posterior pelvic tilt และการวางข้อศอกเหนือข้อไหล่ (long lever plank)^(๑๗) ส่งผลให้กล้ามเนื้อหน้าท้องทำงานมากขึ้น ขณะที่ท่าทางของสะโพกซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าที่แตกต่างกัน เช่น สะโพกหุบ (ตำแหน่งเท้าชิดกัน) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (ตำแหน่งเท้าห่างกันเท่ากับความกว้างของเชิงกราน) หรือสะโพกกาง (ตำแหน่งเท้าห่างกันมากกว่าความกว้างของเชิงกราน) จะมีฐานการรองรับที่ต่างกัน อาจส่งผลต่อการรักษาสมดุลในการทรงท่าแพลงค์และการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและเออร์ยางค์ส่วนล่างที่แตกต่างกันได้ อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ผ่านมาเกี่ยวกับการออกกำลังกายท่า prone plank ส่วนใหญ่ไม่ระบุท่าทางของข้อสะโพก

หรือตำแหน่งการวางเท้า และไม่มีการศึกษาใดที่ศึกษาผลของปัจจัยดังกล่าวต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์ ซึ่งองค์ความรู้จะเป็นประโยชน์ในการจัดทำทางการออกกำลังกายท่าแพลงค์ที่เหมาะสม ตลอดจนมีประโยชน์ในการปรับความยากในการออกกำลังกายโดยเฉพาะในผู้ที่เริ่มต้นออกกำลังกายท่านี้

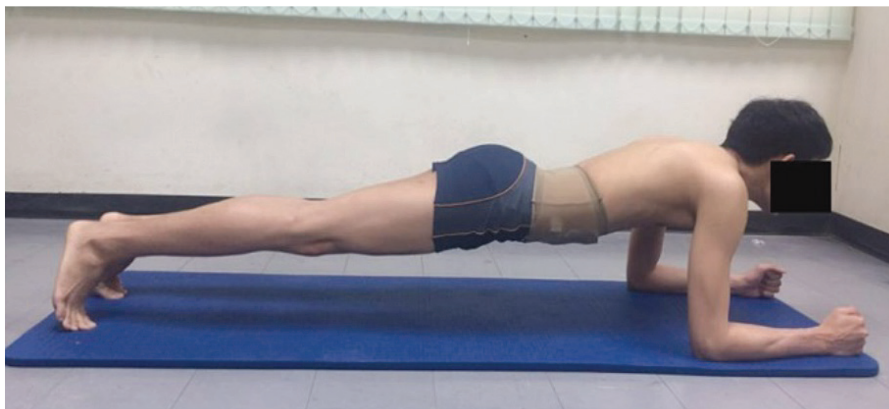
การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและกล้ามเนื้อรยางค์ส่วนล่างขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์ว่าด้วยท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าโดยการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการศึกษาแบบตัดขวาง (cross-sectional study) ได้ผ่านการพิจารณาโดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา รหัสโครงการ

วิจัย Sci ๐๒๒/๒๕๖๑ กลุ่มตัวอย่างเป็นเพศชายสุขภาพดี อายุระหว่าง ๑๘ - ๓๕ ปี ดัชนีมวลกายอยู่ในช่วง ๑๘.๐๐ - ๒๔.๙๙ กิโลกรัม/เมตร^๒ จำนวน ๒๐ คน มีเกณฑ์คัดออก คือ ไม่สามารถรักษาร่างกายให้อยู่ในท่าแพลงค์คว่ำได้ หรือมีภาวะกระดูกสันหลังคด (เมื่อทดสอบ Adam's forward bending test ได้ผลบวก) มีเกณฑ์ยุติการวิจัย คือ มีอาการปวดหรือไม่สบายอย่างมากขณะเก็บข้อมูล หรือประสงค์จะออกจากการศึกษา

การศึกษานี้คัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัยโดยการสุ่มอาสาสมัครที่เป็นไปตามเกณฑ์และสมัครใจเข้าร่วมโครงการ ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ถูกคัดเลือกตามเกณฑ์การคัดเลือกและการคัดออกแล้ว ได้รับคำอธิบายเกี่ยวกับขั้นตอนการวิจัยและลงชื่อในใบยินยอมเพื่อเข้าร่วมการวิจัย หลังจากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคนจะได้รับการฝึกท่าแพลงค์คว่ำอย่างถูกวิธี โดยผู้ร่วมวิจัยต้องสามารถทรงท่าอยู่ในท่าแพลงค์คว่ำเป็นเวลาอย่างน้อย ๕ วินาทีได้ (รูปที่ ๑)



รูปที่ ๑ การทรงท่าแพลงค์คว่ำ (prone plank): เริ่มต้นจากนอนคว่ำ วางข้อศอกใต้ข้อไหล่ แขนท่อนล่างเป็นบริเวณรับน้ำหนัก ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิว เท้าและแขนเป็นจุดรับน้ำหนัก รักษาระดับข้อสะโพก เข่ากราน และหลังให้อยู่ในแนวตรงปกติ^{๑๖}

จากนั้นผู้ร่วมวิจัยได้รับการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography) ดังต่อไปนี้ rectus abdominis (RA), external abdominis oblique (EO), internal abdominal oblique (IO), rectus femoris (RF), adductor longus (ADL), tensor fascia latae (TF), vastus medialis oblique (VMO) และ vastus lateralis (VL) แล้วได้รับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะทำท่าแพลงค์ ๓ ท่า ได้แก่ ๑) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกหุบ คือ วางเท้าชิดกัน (Adduction

(AD)) ๒) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกอยู่ในแนวกลาง คือ วางเท้าห่างเท่ากับความกว้างระหว่าง ASIS ทั้ง ๒ ข้าง (Neutral Position (NP)) และ ๓) แพลงค์คว่ำขณะสะโพกกาง คือ วางเท้าแต่ละข้างห่างออกไปจาก ASIS ข้างละ ๒๐ เซนติเมตร โดยก่อนและหลังการทดสอบการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ผู้เข้าร่วมวิจัยยืดกล้ามเนื้อทุกมัดที่ถูกวัดเพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้น โดยการยืดค้างไว้ครั้งละ ๑๕ - ๓๐ วินาที ทำละ ๓ ครั้ง

หลังจากติดตัวรับสัญญาณครบทุกมัด ผู้ร่วมวิจัย จะได้รับการบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่านอนหงายผ่อนคลายที่สุดเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดขณะพัก (rest) จากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกสุ่มลำดับ (random order) ในการทำท่าแพลงค์คว่ำ ๓ รูปแบบ โดยการจับสลับก้นแต่ละท่าทำท่าละ ๓ ครั้ง โดยแต่ละครั้งทำค้างไว้ให้ได้ ๕ วินาที พักระหว่างการทำแต่ละครั้ง ๓๐ วินาทีหรือจนกว่าจะหายใจไม่ไหวและพักระหว่างท่า ๔ นาทีหรือจนกว่าจะหายใจไม่ไหว จากนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการทดสอบการหดตัวสูงสุดของการทำงานของกล้ามเนื้อ (Maximum voluntary isometric contraction: MVC) ทุกมัด โดยวัดแยกแต่ละมัดกล้ามเนื้อ ซึ่งการทดสอบผู้ร่วมวิจัยออกแรงกล้ามเนื้อที่วัดด้วยแรงมากที่สุดต้านกับ strap เกร็งค้างไว้เป็นเวลา ๕ วินาที โดยแต่ละท่า strap จะถูกรัดหลวมเล็กน้อยให้มีระยะเคลื่อนไหวได้เล็กน้อยเพื่อป้องกันการเคลื่อนไหวที่ไม่ต้องการ แต่ละท่าทำทั้งหมด ๓ ครั้ง แต่ละครั้งพัก ๓ นาทีหรือจนกว่าจะหายใจไม่ไหว ขณะทดสอบผู้วิจัยส่งเสียงเชียร์เพื่อกระตุ้น และหลังจากการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อผู้เข้าร่วมวิจัยถูกถอดออกจากบริเวณผิวหนัง เช็ดทำความสะอาดผิวหนังด้วยสาลิซิบแอลกอฮอล์ ตรวจสอบความผิดปกติของผิวหนัง แล้วยึดกล้ามเนื้อทุกมัดที่ทำการวัดด้วยวิธีเดียวกันกับการทดสอบ

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติใช้โปรแกรมสำเร็จรูป โดยกำหนดค่านัยสำคัญของสถิติที่ $p < 0.05$ รายงานค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย และค่า %MVC ของกล้ามเนื้อแต่ละมัดขณะออกกำลังกายแต่ละแบบทดสอบด้วย descriptive analysis ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk test พบว่าการกระจายตัวของข้อมูลไม่เป็นปกติ ($p > 0.05$) การทดสอบอิทธิพลของท่าทางการออกกำลังกายท่าพลวงค์คว่ำ ๓ รูปแบบที่แตกต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงใช้การทดสอบ Friedman Test และทดสอบ post-hoc analysis เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละมัดขณะออกกำลังกายท่าพลวงค์คว่ำแต่ละแบบด้วย Wilcoxon Signed Ranks Tests with Bonferroni correction

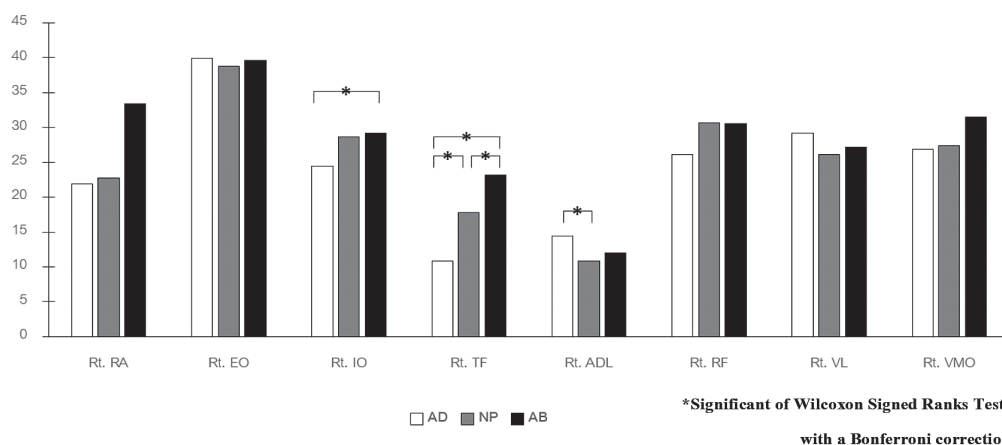
การวิจัยนี้มีกลุ่มตัวอย่างเพศชาย ๒๐ คน อายุ เฉลี่ย ๒๐.๘๕ ± ๑.๒๓ ปี น้ำหนักตัว เฉลี่ย ๖๑.๖๕ ± ๖.๗๕ กิโลกรัม ส่วนสูง เฉลี่ย ๑๗๐.๙๕ ± ๔.๓๐ เซนติเมตร ดัชนีมวลกาย เฉลี่ย ๒๑.๐๖ ± ๑.๘๗ กิโลกรัม/ตารางเมตร และความกว้าง ระหว่าง ASIS ทั้ง ๒ ข้าง เฉลี่ย ๒๓.๗๘ ± ๑.๖๓ เซนติเมตร

ผลการศึกษาการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและยางค์ส่วนล่างขณะออกกำลังกายท่าพลงค์ด้วยท่าทางการกางสะโพกที่ต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า ๓ แบบ พบว่า ท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างกันมีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ RA ข้างซ้าย IO ทั้ง ๒ ข้าง TF ทั้ง ๒ ข้าง ADL ทั้ง ๒ ข้าง และ RF ข้างซ้าย อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) (ตารางที่ ๑) โดยเมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละมัดขณะออกกำลังกายท่าพลงค์ด้วยแต่ละแบบด้วย Wilcoxon Signed Ranks Tests with Bonferroni correction พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.017$) ระหว่างท่าทางสะโพกแต่ละแบบจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า ดังรูปที่ ๒ และ ๓

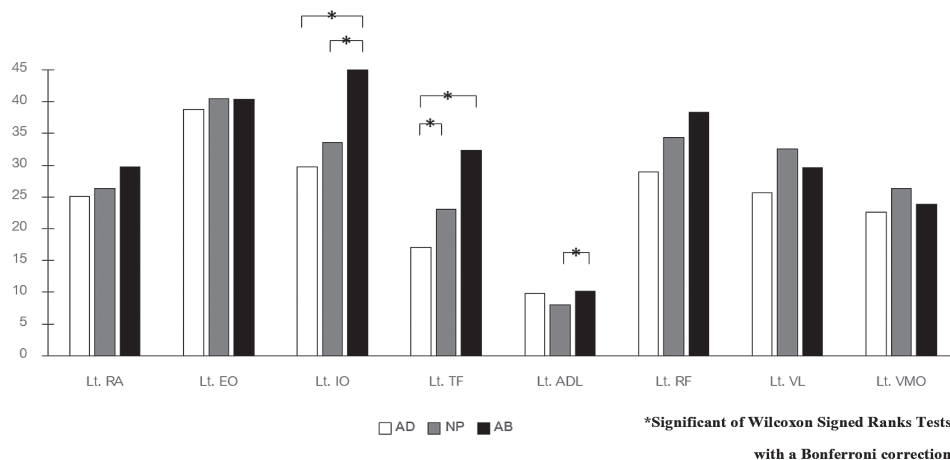
ตารางที่ ๑ แสดงผลของท่าทางข้อสะโพกที่ต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าขณะแพลงค์ต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่าง (n = ๒๐)

Muscle		%MVC (Mean ± SD)			χ2	p
		Exercise Position				
		AD	NP	AB		
RA	Rt.	21.94 ± 10.03	22.74 ± 11.19	33.38 ± 42.19	2.80	0.247
	Lt.	25.14 ± 11.32	26.29 ± 11.03	29.69 ± 11.57	7.30	0.026*
EO	Rt.	39.97 ± 24.74	38.71 ± 25.62	39.59 ± 21.43	0.70	0.705
	Lt.	38.78 ± 19.25	40.49 ± 21.71	40.34 ± 16.88	1.90	0.387
IO	Rt.	24.42 ± 14.15	28.65 ± 19.02	29.21 ± 17.62	9.10	0.011*
	Lt.	29.68 ± 15.50	33.60 ± 31.14	47.55 ± 68.69	10.30	0.006*
TF	Rt.	10.89 ± 7.95	17.79 ± 10.06	23.13 ± 11.63	27.90	< 0.001*
	Lt.	17.00 ± 16.43	23.00 ± 18.97	32.27 ± 44.06	21.04	< 0.001*
ADL	Rt.	14.42 ± 10.57	10.82 ± 10.89	11.96 ± 9.08	12.40	0.002*
	Lt.	9.86 ± 7.94	7.98 ± 7.50	10.20 ± 9.52	12.70	0.002*
RF	Rt.	26.15 ± 14.44	30.70 ± 21.14	30.53 ± 16.03	2.10	0.350
	Lt.	28.95 ± 13.75	34.35 ± 15.68	38.28 ± 17.70	6.67	0.035*
VL	Rt.	29.21 ± 18.72	26.14 ± 13.88	27.18 ± 14.07	0.70	0.705
	Lt.	25.71 ± 11.63	32.57 ± 16.83	29.60 ± 16.00	2.10	0.350
VMO	Rt.	26.89 ± 17.21	27.40 ± 18.74	31.53 ± 30.72	2.10	0.350
	Lt.	22.64 ± 18.72	26.34 ± 17.90	23.86 ± 14.51	3.70	0.157

* Significant of Freidman Test, $\alpha=0.05$, AD; หูสะโพก, NP; สะโพกอยู่ในแนวกลาง, AB; สะโพกทาง, RA; Rectus abdominis, EO; External abdominal oblique, IO; internal abdominal oblique, TF; Tensor fascia latae, ADL; Adductor longus, RF; Rectus femoris, VMO; Vastus medialis oblique, VL; Vastus lateralis



รูปที่ ๒ การเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างข้างขวา ขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์ด้วยการหุบสะโพก (AD) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (NP) และกางสะโพก (AB) ด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า



รูปที่ ๓ การเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้องและรยางค์ส่วนล่างข้างซ้าย ขณะออกกำลังกายท่าแพลงก์ ด้วยการ หุบสะโพก (AD) สะโพกอยู่ในแนวกลาง (NP) และกางสะโพก (AB) ด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า

วิจารณ์ และสรุปผลการศึกษา

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องและกล้ามเนื้อรยางค์ส่วนล่างขณะออกกำลังกายท่าแพลงก์ด้วยท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างกันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า โดยการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ RA, EO, IO, TF, ADL, RF, VMO และ VL ทั้ง ๒ ข้าง ขณะออกกำลังกายท่าแพลงก์ด้วยท่าทางหุบสะโพกซึ่งตำแหน่งเท้าชิดกัน สะโพกอยู่ในแนวกลางซึ่งตำแหน่งเท้าห่างกันเท่ากับระยะระหว่าง ASIS และกางสะโพกซึ่งตำแหน่งเท้าห่างกันกว้างกว่าระยะระหว่าง ASIS โดยวิเคราะห์ค่า RMS เป็นเวลา ๓ วินาที ขณะออกกำลังกายแต่ละครั้ง และทำการ normalized คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อดังกล่าวด้วยค่า RMS ขณะแต่ละกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด (%MVC) ซึ่งเป็นวิธีการมาตรฐานของการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกกำลังกายรวมถึงการออกกำลังกายกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัว คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการศึกษานี้บันทึกขณะทรงท่าออกกำลังกายอยู่นิ่งซึ่งกล้ามเนื้อหดตัวทำงานแบบความยาวไม่เปลี่ยนแปลง (isometric) ทำให้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้มีความเสถียร อีกทั้งตลอดการศึกษามีการติดขั้วรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อครั้งเดียว ดังนั้นการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อการเปรียบเทียบระหว่างการออกกำลังกายแต่ละแบบจึงมีความเที่ยงตรงระดับสูง^{๓๘, ๓๙} อย่างไรก็ตามแม้ค่า %MVC ในการศึกษานี้ส่วนใหญ่มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกว้าง ทั้งนี้เป็นภาวะปกติที่พบได้ในการศึกษาค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เนื่องจากความยากของการออกกำลังกายท่าแพลงก์ว่าในการศึกษานี้จะเป็นความยากที่ต่ำหรือสูงกว่าความสามารถในการทำกิจกรรม

เฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคน^{๓๙, ๔๐} นอกจากนี้ความมั่นคงของกระดูกสันหลังมีความซับซ้อนเกิดจากการทำงานประสานกันของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ และระบบประสาทซึ่งเป็นระบบควบคุมสั่งการ^{๔๑} อย่างไรก็ตามการศึกษานี้เป็นการศึกษาภาคตัดขวางที่ทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นขณะออกกำลังกายจึงอาจไม่สะท้อนถึงประสิทธิภาพของการออกกำลังกายที่มีการฝึกฝนซึ่งจะทำให้เกิดการปรับปรุงการควบคุมสั่งการของระบบประสาท ความแข็งแรงและทนทานของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ เป็นต้น

การออกกำลังกายท่าแพลงก์ด้วยท่าทางสะโพกทั้ง ๓ แบบจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าในการศึกษานี้กล้ามเนื้อหน้าท้องและกล้ามเนื้อเข้า ได้แก่ RA, EO, IO, RF, VMO และ VL ทำงานอยู่ในช่วง 30 - 45 %MVC ยกเว้นกล้ามเนื้อสะโพก ได้แก่ TF และ ADL ที่ทำงานน้อยกว่า 30 %MVC เนื่องจาก MVC คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดซึ่งเปรียบได้กับ 1RM^{๔๒} จากการศึกษาที่ผ่านมาเสนอแนะว่าการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวควรใช้แรงต้านมากกว่า 40 - 45 %MVC^{๔๓, ๔๔, ๔๕, ๔๖, ๔๗} ขณะที่การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความทนทานของกล้ามเนื้อควรใช้แรงต้านประมาณ 30 %MVC โดยเพิ่มระยะเวลาในการออกกำลังกาย^{๔๘} ดังนั้นการออกกำลังกายท่าแพลงก์ด้วยท่าทางวางเท้าทั้ง ๓ แบบในการศึกษานี้จึงเหมาะกับการฝึกกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและรยางค์ส่วนล่างด้านความทนทานและการควบคุมสั่งการของระบบประสาทมากกว่าเพื่อเพิ่มความแข็งแรง ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาส่วนใหญ่ที่พบว่าการออกกำลังกายท่าแพลงก์ว่ามาตรฐานเหมาะกับการฝึกความ

มันคงของแกนกลางลำตัวด้านความทนทานและการควบคุม
สั่งการของระบบประสาท^{๑๑, ๑๖, ๑๗, ๒๐} อย่างไรก็ตามการศึกษา
ของ Kong และคณะ^{๑๑} พบว่าการออกกำลังกายท่าแพลงค์
คว่ำมาตรฐาน เป็นเวลา ๘ สัปดาห์ เพิ่มขนาดความหนาของ
ใยกล้ามเนื้อ transversus abdominis (TrA), IO และ EO
ได้ และการศึกษาของ Aggarwal และคณะ^{๒๒} พบว่า ท่าแพลงค์
คว่ำมาตรฐานมีความสัมพันธ์กับการทรงท่าขณะอยู่นิ่ง (static
balance performance) ของรายครึ่งส่วนล่าง เนื่องจากการ
ทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องขณะออกกำลังกายส่งผลควบคุม
การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระนาบ sagittal ระหว่าง
การทดสอบ stork balance

การศึกษาในครั้งนี้พบว่าท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่าง
กันจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าขณะออกกำลังกายท่า
แพลงค์ไม่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าท้อง EO และกล้ามเนื้อ
หน้าท้อง VMO และ VL และแม้จะพบว่าไม่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
หน้าท้อง RA และ RF ข้างหนึ่ง แต่เป็นระดับนัยสำคัญระดับต่ำ ($p = 0.026$ และ $p = 0.035$ ตามลำดับ) ซึ่งเมื่อทดสอบ Wilcoxon
Signed Ranks Tests ด้วย Bonferroni correction ไม่พบ
ความแตกต่างของการทำงานของกล้ามเนื้อระหว่างตำแหน่งการ
วางเท้าแต่ละแบบ แต่ผลการศึกษาพบว่าท่าทางสะโพกที่ต่างกัน
จากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้ามีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
หน้าท้อง IO และกล้ามเนื้อสะโพก TF และ ADL ทั้ง ๒ ข้าง โดย
พบว่า กล้ามเนื้อ IO และ TF ทำงานมากที่สุด ขณะแพลงค์คว่ำ
ด้วยการกางสะโพก รองลงมาคือข้อสะโพกอยู่ในแนวกลาง และ
ทำงานน้อยที่สุดขณะหุบสะโพก ขณะที่กล้ามเนื้อ ADL ทำงาน
น้อยที่สุดขณะสะโพกอยู่ในแนวกลาง ท่าแพลงค์คว่ำมาตรฐาน
เป็นท่าออกกำลังกายที่กล้ามเนื้อหน้าท้องต้องทำงานประสานกัน
เพื่อต้านการงอของกระดูกสันหลังจากแรงโน้มถ่วงของโลก
โดยมีรายครึ่งส่วนบนและรายครึ่งส่วนล่างทำหน้าที่เสมือนตอหม้อ
สะพาน^{๑๑} จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการออกกำลังกายท่าแพ
ลงค์คว่ำมาตรฐานส่งเสริมการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องทั้ง
ชั้นลึกและตื้น ได้แก่ RA, TrA, IO และ EO ทั้งในคนทั่วไปที่ไม่เคย
ได้รับการฝึกมาก่อนและในผู้ป่วยปวดหลังเรื้อรัง จึงเป็น
การออกกำลังกายที่ถูกแนะนำเพื่อเพิ่มความมั่นคงของ
แกนกลางลำตัวและการควบคุมการทรงท่าในคนทั่วไปและ
ผู้ป่วยปวดหลัง^{๑๐, ๑๑, ๑๓, ๑๗, ๒๓} แทนการการออกกำลังกายด้วย
ท่าลุกนั่ง (sit up) ซึ่งเพิ่มแรงอัดต่อกระดูกสันหลังและส่งผลต่อ
การบาดเจ็บและความเสื่อมของกระดูกสันหลัง^{๒๓} อย่างไรก็ตาม
การศึกษานี้พบว่าเมื่อท่าทางข้อสะโพกต่างกันจากการเปลี่ยน
ตำแหน่งการวางเท้าขณะแพลงค์คว่ำ การทำงานของกล้ามเนื้อ
EO และ RA ไม่แตกต่างกัน แต่การทำงานของกล้ามเนื้อ

IO ต่างกัน สมมติฐานว่าเกิดจากท่าทางการกางสะโพกที่ต่าง
กันในการศึกษานี้มีฐานการรองรับ (base of support) ในการ
ทรงท่าที่ต่างกันเล็กน้อย จึงส่งผลต่อการควบคุมการทรงท่า ดัง
นั้นกล้ามเนื้อในแนวขวางเช่น TrA ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหน้าท้องชั้น
ลึกจึงถูกกระตุ้นให้ทำงานเพื่อความมั่นคงของลำตัวก่อน^{๑๑} ทั้งนี้
คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ IO แสดงถึงการทำงานของกล้ามเนื้อ TrA
ด้วยเนื่องจากสามารถรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อผ่านผิวหนัง
ได้ที่ตำแหน่งเดียวกัน^{๑๔, ๑๕, ๑๗}

การศึกษานี้พบว่าท่าแพลงค์คว่ำด้วยการกางสะโพก
ซึ่งตำแหน่งการวางเท้าต่างกันกว้างกว่าระยะระหว่าง ASIS นั้น
กล้ามเนื้อ IO ทำงานมากกว่าท่าสะโพกอยู่ในแนวกลางซึ่ง
ตำแหน่งการวางเท้าต่างกันเท่ากัระยะระหว่าง ASIS และ
ท่าหุบสะโพกซึ่งตำแหน่งการวางเท้าชิดกันตามลำดับ โดยท่า
สะโพกอยู่ในแนวกลางกล้ามเนื้อ ADL ทำงานน้อยกว่าท่ากาง
สะโพกและท่าหุบสะโพก ทั้งนี้เนื่องจากท่าแพลงค์คว่ำด้วยการ
หุบสะโพกกล้ามเนื้อหุบสะโพกต้องเกร็งตัวทำงานมากเพื่อทรง
ท่าให้รายครึ่งล่างชิดกัน ทั้งนี้แม้ท่าหุบสะโพกเป็นท่าที่มีฐาน
การรองรับแคบที่สุด ความมั่นคงน้อยที่สุด แต่การที่สะโพกและ
รายครึ่งล่างตึงชิดกันทำให้ความมั่นคงในการทรงท่ามากขึ้น^{๒๔}
และเนื่องจากใยกล้ามเนื้อหุบสะโพกมีส่วนเชื่อมต่อกับกล้ามเนื้อ
IO ข้างเดียวกัน^{๒๕} ดังนั้นจึงสมมติฐานได้ว่าท่าหุบสะโพก
กล้ามเนื้อ IO ทำงานน้อยกว่า เนื่องมาจากความมั่นคงของ
หลังส่วนล่าง-เชิงกราน ได้รับการชดเชยจากการที่สะโพกและ
รายครึ่งล่างตึงชิดกันจากการทำงานที่เพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อ
ADL สอดคล้องกับการศึกษาของ Schoenfeld และคณะ^{๑๗}
ซึ่งพบว่าการวางข้อศอกเฉียงไปทางด้านบนขณะแพลงค์คว่ำซึ่ง
เป็นการเพิ่มฐานการรองรับการทรงท่าทำให้กล้ามเนื้อ upper
RA และ lower abdominal stabilizer ทำงานมากกว่า
ท่าแพลงค์คว่ำธรรมดา ขณะที่บางการศึกษาพบว่าการเกร็ง
กล้ามเนื้อหุบสะโพกแบบอยู่กับที่ต้านแรงต้านจากภายนอกขณะ
แพลงค์คว่ำทำให้กล้ามเนื้อ RA, IO และ EO ทำงานมากกว่า
ท่าแพลงค์คว่ำธรรมดา^{๑๔, ๑๕} อีกทั้งการที่การศึกษานี้พบว่าขณะ
แพลงค์คว่ำในท่ากางข้อสะโพกกล้ามเนื้อ TF ทำงานมากกว่า
ขณะสะโพกอยู่ในแนวกลางและสะโพกหุบตามลำดับนั้น
เนื่องจากเมื่อข้อสะโพกกางมากขึ้นขณะแพลงค์คว่ำ กล้ามเนื้อ
TF ต้องทำงานมากขึ้นเพื่อทรงท่าเชิงกรานในระนาบ frontal
แทนกล้ามเนื้อหุบสะโพกที่ทำงานน้อยลง^{๒๔} ซึ่งสอดคล้องกับ
การศึกษาของ Kang และคณะ^{๑๔} ที่พบว่าการเกร็งกล้ามเนื้อ
กางสะโพกแบบอยู่กับที่ต้านแรงต้านจากภายนอกขณะแพลงค์
คว่ำทำให้กล้ามเนื้อ IO และ EO ทำงานมากกว่าท่าแพลงค์
คว่ำธรรมดา

ขณะแพลงค์คว่ำกล้ามเนื้อ quadriceps ทำงานตรงเข้าให้อยู่ในแนวตรงเพื่อควบคุมสมดุลการทรงท่าในระนาบ sagittal^{๒๔} ซึ่งการศึกษานี้พบว่าขณะแพลงค์คว่ำ กล้ามเนื้อ RF ทำงาน 26.15 - 38.28 %MVC กล้ามเนื้อ VMO ทำงาน 22.64 - 31.53 %MVC และกล้ามเนื้อ VL ทำงาน 25.71 - 32.57 %MVC ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Ekstrom และคณะ^{๑๑} ที่พบว่ากล้ามเนื้อ VMO ขณะแพลงค์คว่ำทำงานเฉลี่ย 23 %MVC ซึ่งมากกว่าการออกกำลังกายกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวท่าอื่น เช่น supine bridge, side bridge และ unilateral supine bridge และจากการที่การทรงท่าขณะอยู่นิ่งของร่างกายส่วนล่างมีความสัมพันธ์กับท่าแพลงค์คว่ำมาตรฐาน^{๒๒} ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าการออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำในการศึกษานี้ทั้ง ๓ แบบ ควรนำไปฝึกเพื่อส่งเสริมการทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อหน้าท้องและร่างกายส่วนล่างเพื่อส่งเสริมความมั่นคงของแกนกลางร่างกาย อย่างไรก็ตามการศึกษานี้พบว่าท่าทางข้อสะโพกที่แตกต่างจากการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าขณะออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำ กล้ามเนื้อ RF, VMO และ VL ทำงานไม่แตกต่างกัน ทั้งนี้อาจเนื่องจากความแตกต่างของการกางสะโพกด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าขณะแพลงค์คว่ำเป็นการเปลี่ยนแปลงปัจจัยทางกลศาสตร์ในระนาบ frontal ขณะที่กล้ามเนื้อ RF, VMO และ VL ควบคุมสมดุลการทรงท่าในระนาบ sagittal เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อ RA^{๒๔} ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาที่พบว่าการเหยียดเข่าร่วมกับการหุบหรือกางสะโพกไม่ส่งผลเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ VMO และ VL^{๒๖, ๒๗}

การออกกำลังกายท่าแพลงค์ถูกนำมาใช้ทางคลินิกเพื่อออกกำลังกายกล้ามเนื้อ gluteus medius และ gluteus maximus ซึ่งการศึกษาของ Ekstrom และคณะ^{๑๑} พบว่าท่าแพลงค์คว่ำที่ข้อศอกและเท้ายันพื้น (ดังในการศึกษานี้) กล้ามเนื้อ gluteus medius ทำงานเพียง 27 ± 11 %MVC และกล้ามเนื้อ gluteus maximus ทำงานเพียง 9 ± 7 %MVC เท่านั้น จึงเหมาะแก่การออกกำลังกายเพื่อฝึกความทนทานหรือฝึกความมั่นคง ทั้งนี้การออกกำลังกายเพื่อฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อนั้นกล้ามเนื้อควรทำงานมากกว่า 45 %MVC ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ากล้ามเนื้อ gluteus maximus ควรออกกำลังกายด้วยท่าแพลงค์คว่ำที่ข้อศอกและเท้ายันพื้นร่วมกับงอเข่าและเหยียดสะโพกข้างหนึ่งขึ้นด้วย (prone plank with unilateral hip extension) และกล้ามเนื้อ gluteus medius ควรออกกำลังกายด้วยท่าแพลงค์ทางด้านข้าง (side plank)^{๑๑, ๒๔}

การศึกษานี้ประยุกต์การออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำมาตรฐานซึ่งเป็นหนึ่งในการออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความมั่นคงของแกนกลางร่างกายที่มีวัตถุประสงค์เพื่อเพิ่มความมั่นคงแก่ลำตัวโดยการปรับปรุงการทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อลำตัวและร่างกาย ด้วยการกางสะโพกแตกต่างกัน ๓ ระดับด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้า ซึ่งผลการศึกษพบการทำงานที่แตกต่างกันของกล้ามเนื้อ IO, TF และ ADL อย่างชัดเจนโดยการกางสะโพกด้วยตำแหน่งการวางเท้ากว้างกว่าระยะห่างระหว่าง ASIS ขณะแพลงค์คว่ำกล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานมากที่สุดและการหุบสะโพกด้วยตำแหน่งการวางเท้าชิดกันขณะแพลงค์คว่ำกล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานน้อยที่สุด ขณะที่ไม่พบผลอย่างชัดเจนต่อการทำงานของกล้ามเนื้ออื่น ได้แก่ RA, EO, RF, VMO และ VL ดังนั้นท่าแพลงค์คว่ำมาตรฐานซึ่งเป็นท่าที่เหมาะสมกับผู้เริ่มต้นการฝึก หรือการฟื้นฟูผู้ป่วยปวดหลังที่มีปัญหาการขาดความมั่นคงของแกนกลาง (spinal instability) เนื่องจากขณะแพลงค์คว่ำไม่มีการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังที่อาจกระตุ้นอาการปวดหลังได้ และจากข้อค้นพบของการศึกษานี้จึงเพิ่มเติมว่าท่าแพลงค์คว่ำนั้นควรเริ่มต้นการฝึกด้วยการหุบสะโพก ขาทั้ง ๒ ข้างชิดกัน ตำแหน่งเท้าชิดกัน จากนั้นจึงเพิ่มความยากไปเป็นกางขาและวางตำแหน่งเท้าเท่ากับความกว้างเชิงกราน และกางขาวางตำแหน่งเท้ากว้างกว่าความกว้างเชิงกราน ตามลำดับ ซึ่งเป็นการเพิ่มความยากโดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์เพิ่มเติม จากนั้นจึงพัฒนาไปสู่การแพลงค์คว่ำบนพื้นที่ไม่มั่นคง เช่น บอล สลิง หรืออุปกรณ์ฝึกการทรงตัว หรือการเพิ่มแรงต้านจากภายนอกแก่ร่างกาย ตลอดจนท่าออกกำลังกายอื่นที่ยากมากขึ้นตามลำดับ

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้มีข้อจำกัด คือ มีจำนวนผู้เข้าร่วมการวิจัยน้อย ทำการศึกษาในเพศชายเท่านั้น และเป็นการศึกษาภาคตัดขวางไม่มีการฝึกออกกำลังกายตามโปรแกรม จึงอาจจำกัดการนำผลการศึกษาไปใช้ในการฝึกออกกำลังกายในคนทั่วไป ดังนั้นการศึกษาต่อไปควรมีการศึกษาในจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยที่มากขึ้น หรือศึกษาผลของโปรแกรมการฝึกออกกำลังกายท่าแพลงค์คว่ำด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งการวางเท้าต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)

เอกสารอ้างอิง

๑. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. I: Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disor.d* 1992;5/4:383-9.
๒. Hodges P, Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1996;6/21: 2640-50.
๓. Richardson C, Hodges P, Hides J. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain*. China: Churchill Livingstone; 2004.
๔. Hertling D, Kessler RM. *Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy Principles and Methods*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
๕. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 1997;77:132-42.
๖. Bliss LS, Teeple P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Curr Sports Med Rep*. 2005;4:179-83.
๗. 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;October:316-25.
๘. Blaiser CD, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, Ridder RD. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2018;30:48-56.
๙. American College of Sports Medicine (ACSM), Ratamess N. *ACSM's Foundations of Strength Training and Conditioning*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2011.
๑๐. Yong-Soo Kong, Woo-Jin Lee, Seol Park, Gwon-Uk Jang. The effects of prone bridge exercise on trunk muscle thickness in chronic low back pain patients. *J Phys Ther Sci*. 2015;27:2073-6.
๑๑. 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.
๑๒. Marshall PW, Desai I. Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced Swiss ball exercises. *J Strength Cond Res*. 2010;24:1537-45
๑๓. Lee KB, Kim JG, Park HG, Kim JE, Kim HS, Lee WH. Correlation between lateral abdominal, rectus femoris, and triceps brachii muscle thickness and endurance during prone bridge exercise in healthy young adults. *Phys Ther Rehabil Sci*. 2015;4/1:11-6.
๑๔. Soo-Yong Kim, Min-Hyeok Kang, Eui-Ryong Kim, In-Gui Jung, Eun-Young Seo, Jae-seop Oh. Comparison of EMG activity on abdominal muscles during plank exercise with unilateral and bilateral additional isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol*. 2016;30:9-14.
๑๕. Min-Hyeok Kang, Soo -Yong Kim, Myoung-Joo Kang, So-Hee Yoon, Jae-Seop Oh. Effects of isometric hip movements on electromyographic activities of the trunk muscles during plank exercises. *J Phys Ther Sci*. 2016;28:2373-5.
๑๖. Czaprowski D, Afeltowicz A, Gebicka A, Pawlowska P, Kedra A, Barrios C, et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys Ther Sport*. 2014;15/3:162-68.
๑๗. Schoenfeld BJ, Contreras B, Tiryaki-Sonmez G, Willardson JM, Fontana F. An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise. *Sports Biomech*. 2014;13/3:296-306.
๑๘. 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;20/3: 375-87.

๑๙. De Luca CJ. The use of electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-63.
๒๐. Mok NM, Yeung EW, Cho JC, Hui SC, Liu KC, Pang CH. Core muscle activity during suspension exercises. *J Sci Med Sport.* 2015;18:189-94.
๒๑. Andersson EA, Ma Z, Thorstensson A. Relative EMG levels in training exercises for abdominal and hip flexor muscles. *Scand J Rehabil Med.* 1998;30(3):175-83.
๒๒. Aggarwal A, Kumar S, Zutshi K, Sharma V. The relationship between core stability performance and the lower extremities static balance performance in recreationally active individuals. *Nigerian Journal of Medical Rehabilitation.* 2010;15/23:11-6.
๒๓. McGill S. Core training: evidence translating to better performance and injury prevention". *The J Strength Cond Res.* 2010;32/3:33-46.
๒๔. Nordin M, Frankle VH. Basic biomechanic of the musculoskeletal system. 2nd ed. Philadelphia: Lea&Febiger; 1989.
๒๕. Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and leg. 1: biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clin Biomech.* 1993;8/6:285-94.
๒๖. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Muscle activation of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during a dynamic leg press exercise with and without isometric hip adduction. *Phys Ther Sport.* 2013;14/1:44-9.
๒๗. Hertel J, Earl JE, Tsang KK, Miller SJ. Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. *Br J Sports Med.* 2004;38/2:210-3.
๒๘. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *J Sports Phys Ther.* 2011;6/3:206-23.

Abstract

The Effects of Foot Position Variations during Prone Plank on Abdominal and Lower Extremities Muscle Activations in Healthy Male Subjects

Sirirat Kiatkulanusorn*, Paramet Peerachotikkaphun**, Poolsawat Potipat***, Kitiwat Yuangthaisong****

* 169 Long-Hard Bangsaen Road, Saen Sook Sub-district, Mueang District, Chonbuti, Thailand 20131 E-mail: sirirat@go.buu.ac.th

** Rehabilitation Department, Division of Physical Therapy, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University 2 Prannok Road, Bangkok 10700

*** Healthy Mind and Body Home Physical Therapy Clinic 35/21, Village No.7, Chanthanimit Sub-district, Muang, Chanthaburi 22000

**** Mae Ping Physical Therapy Clinic 225/182 Village No.3, Chiang Mai-Hot, Bann Wan, Hang Dong, Chiang Mai 50230

Introduction: The prone plank exercise is core stability exercise for general people, low back pain patients and athletes. The difference of hip positions due to foot variations influences stability of prone plank positions. However, there is no evidence to support the effects of foot position variations during prone plank on abdominal and lower extremity muscle activations. The purpose of this study was to investigate muscle activity of abdominal and lower extremity muscles during prone plank with different hip positions following foot position variations.

Method: Twenty healthy males participated in this study. They were recorded electromyography (EMG) and compared to the %MVC of rectus abdominis (RA), external abdominis oblique (EO), internal abdominal oblique (IO), rectus femoris (RF), adductor longus (ADL), tensor fasciae latae (TF), vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) between prone plank with 3 different hip positions following foot position variations that were hip adduction (AD), neutral position of the hip (NP) and hip abduction (AB).

Results: The result showed that there was no significant difference of EO, RA, RF, VMO and VL EMG activities. However, there were significant differences in the use of IO, TF and ADL EMG activities between the deferent hip positions following foot position variations during prone plank. The IO and TF muscles functioned the most during AB while the least during AD position. The ADL muscles functioned the least particularly during NP position.

Discussion and Conclusion: The alteration of foot position during prone plank exercise was able to change IO, TF and ADL activities. Therefore, the difficulty level of prone plank exercise could be adjusted in according to the alteration of foot position. The training program should start from hip adduction to the greatest extent with hip abduction.

Key words: plank, electromyography, abdominal muscle, lower extremity muscle, foot position