

ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร ที่มีต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าแบ็คสควอทในนักศึกษาชายระดับมหาวิทยาลัย

ราตรี คำทะ และคนางค์ ศรีหิรัญ

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Received: 28 May 2562 / Revised: 17 June 2562 / Accepted: 7 December 2563

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าแบ็คสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรในนักศึกษาชายระดับมหาวิทยาลัย

วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่าง เป็นนิสิตชาย คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา อายุ 18-25 ปี จำนวน 24 คน ทำการทดสอบแบกน้ำหนักในท่าสควอท ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 6 ครั้ง ใน 4 รูปแบบ คือ แบบที่ 1 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร แบบที่ 2 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร แบบที่ 3 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร และ แบบที่ 4 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร สุ่มลำดับการทดสอบแต่ละรูปแบบด้วยวิธีการถ่วงดุลลำดับ ขณะทดสอบทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ด้านขาข้างซ้าย จำนวน 8 มัด ได้แก่ biceps femoris, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, soleus, rectus abdominis, external oblique และ erector spinae นำข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มาแสดงในรูปร้อยละของค่าคลื่นไฟฟ้าขณะหดตัวสูงสุด (Maximum voluntary isometric contraction; %MVIC) และวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยโดยวิเคราะห์ความแปรปรวน

แบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ โดยกำหนดความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ผลการวิจัย การทดสอบรูปแบบที่ 1 มีค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis สูงกว่า การทดสอบรูปแบบที่ 3 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus ของการทดสอบรูปแบบที่ 2 และ 4 มีค่าสูงกว่า การทดสอบรูปแบบที่ 1 และ 3 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัดอื่นระหว่างการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

สรุปผลการวิจัย การแบกน้ำหนัก 75%1RM ในท่าแบ็คสควอท แบบน้ำหนักที่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร ส่งผลให้มีการระดมประสาทยนต์ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis เพิ่มขึ้นเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเข่าเมื่อเปรียบเทียบกับแบบน้ำหนักที่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรและแบบน้ำหนักที่มีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร นอกจากนั้นกล้ามเนื้อ Soleus มีการระดมประสาทยนต์เพิ่มขึ้นเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเท้า

คำสำคัญ: ท่าแบ็คสควอท/ น้ำหนักที่ไม่เสถียร/ พื้นผิวที่ไม่เสถียร/ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

EFFECTS OF STABLE AND UNSTABLE LOAD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE ON EMG ACTIVITY DURING BACK SQUAT EXERCISE IN COLLEGE STUDENTS

Ratree Khamtha and Kanang Srihirun

Faculty of Sport Science, Chulalongkorn University

Received: 28 May 2019 / Revised: 17 June 2019 / Accepted: 7 December 2020

Abstract

Purpose To study the effects of stable and unstable load on stable and unstable surface on EMG activity during the back squat exercise.

Methods Twenty-four male sport science students, aged range between 18-25 years, were recruited for this study. Each subjects performed a parallel back squat at 75% 1RM under 4 different conditions; 1) a stable load on stable surface (SLSS), 2) a stable load on unstable surface (SLUS), 3) an unstable load on stable surface (ULSS) and 4) an unstable load on unstable surface (ULUS) in a counter-balance order. Surface electromyography (EMG) was used to detect muscle activities from 8 muscles (Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Soleus, Rectus abdominis, External oblique and Erector spinae) and expressed as percentage of maximum voluntary isometric contraction (%MVIC). Data were analyzed using One-way Analysis of Variance with repeated measure, followed by the Bonferroni as post-hoc test. A level of 0.05 was

considered statistical significance.

Results The result showed that EMG activity of vastus lateralis was significant higher in SLSS than in ULUS ($p < 0.05$), with no differences observed among other conditions. In addition, the EMG activity of soleus was significant higher in SLUS and ULUS than those in SLSS and ULSS ($p < 0.05$). However, no significant differences in EMG activities were observed in other muscles, regardless of conditions.

Conclusion: The findings suggest that a parallel back squat (75% 1RM) with stable load on stable surface increased activation of the vastus lateralis muscle in order to stabilize the knee joint. In addition, both squat exercise with stable load on unstable surface and unstable load on unstable surface resulted in increased activation of the soleus muscle for stabilizing the ankle joint.

Keywords: Back squat/ Unstable load/ Unstable surface/ Electromyography

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscular strength) หมายถึง ความสามารถของกล้ามเนื้อในการหดตัวได้อย่างเต็มที่ในการออกแรงหนึ่งครั้งซึ่งเป็นพื้นฐานที่สำคัญของกีฬาทุกชนิด เพื่อให้การฝึกซ้อมหรือการแข่งขันเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อสามารถพัฒนาได้โดยการฝึกด้วยน้ำหนัก (Weight training) หรือการฝึกด้วยแรงต้าน (Resistance training) (Sharkey and Gaskill, 2006) Kenney, Willmore และคณะ (2015) กล่าวว่า การฝึกด้วยแรงต้านส่งผลให้สมรรถภาพกล้ามเนื้อด้านต่าง ๆ ของนักกีฬาเพิ่มขึ้นโดยกลไกที่ทำให้เกิดการความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นในช่วงแรกถูกควบคุมด้วยระบบประสาท เมื่อมีแรงต้านเกิดขึ้นกล้ามเนื้อจะพยายามออกแรงให้มากเพื่อเอาชนะแรงต้านนั้น โดยเพิ่มการนำเข้าของกระแสประสาทที่ไปกระตุ้นการทำงานของ (α -motor neuron) ให้มีการระดมหน่วยยนต์ของกล้ามเนื้อมัดนั้นรวมทั้งหน่วยยนต์ที่อยู่ใกล้เคียงมาใช้ร่วมกัน เพื่อให้กล้ามเนื้อออกแรงได้มากขึ้น การฝึกเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อส่วนล่างของร่างกายที่ได้รับความนิยมมากที่สุด คือ การฝึกในท่าสควอท (Squat) (Escamilla, 2001) เนื่องจากการฝึกในท่าสควอท มีลักษณะใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวของกีฬา เช่น การวิ่ง การกระโดด และการเคลื่อนที่เปลี่ยนทิศทาง โดยการเคลื่อนไหวทางการกีฬาเป็นการทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อขาที่พาดผ่านข้อต่อมากกว่าหนึ่งข้อต่อ (Multiple joints movement) ได้แก่ กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก และกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ปัจจุบันมีการใช้อุปกรณ์ที่หลากหลายในการฝึกด้วยแรงต้านสำหรับพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ เช่น เครื่องออกกำลังกายดัมเบลล์ บาร์เบลล์ เป็นต้น ในปัจจุบันการฝึกเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อยังมีการประยุกต์ใช้อุปกรณ์

ให้มีความหลากหลายมากขึ้น เช่น การใช้ความหนักที่ไม่เสถียรแทนการใช้เครื่องออกกำลังกาย (Saeterbakken, Van den tillaar, and Fimland, 2011 ; Schick, Coburn, Brown, Judelson, Khamoui, Tran, et al., 2010) หรือการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรแทนการฝึกบนพื้นผิวที่เสถียร (Anderson and Behm, 2004 ; Behm, Anderson, and Curnew, 2002 ; Kohler, Flanagan, and Whiting, 2010)

ความไม่เสถียรของน้ำหนัก เช่น การแขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับบาร์เบลล์ด้วยยางยืด หรือความไม่เสถียรของพื้นผิวนั้นส่งผลทำให้กล้ามเนื้อลำตัวของร่างกาย (Trunk muscles) ทำงานมากขึ้นทั้งนี้เพื่อรักษาสสมดุลของร่างกายกับน้ำหนักและรักษาสสมดุลของร่างกายกับพื้นผิว การศึกษาวิจัยที่ผ่านมาพบว่ากล้ามเนื้อแกนกลางของร่างกายจะทำงานมากขึ้นโดยการวัดจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Anderson and Behm, 2005 ; Lawrence and Carlson, 2015 ; Vera-Garcia, Grenier, and McGill, 2000) โดยสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าบริเวณเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อที่มีการผ่านเข้าออกเซลล์ของไอออนต่างๆ ทำให้เกิดรีโพลาร์ไรเซชันไปตามเซลล์กล้ามเนื้อ (Clarys and Cabri, 1993) ดังนั้นความต่างศักย์ที่วัดได้ที่ผิวหนังของกล้ามเนื้อจะเป็นผลรวมของการทำงานของหน่วยยนต์หลายๆ หน่วย จากการศึกษาของ Lawrence และ Carlson (2015) โดยฝึกท่าสควอทด้วยความหนักที่ไม่เสถียร(60%1RM) พบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อเรคตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) กล้ามเนื้อเอ็กเทอนอล ออฟลิค (External oblique) ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อลำตัวของร่างกาย รวมถึงกล้ามเนื้อขา (Soleus) จะทำงานเพิ่มขึ้น แสดงให้เห็นว่าการฝึกด้วยความหนักที่ไม่เสถียรในท่าสควอทนั้นสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อที่ออกแรงพุงเพื่อช่วยรักษาสสมดุลของการเคลื่อนไหว (Stabilizer) ได้มากกว่าการฝึกด้วย

ความหนักที่เสถียรโดยที่การทำงานของกล้ามเนื้อขาและแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดไม่ได้แตกต่างกันมาก

นอกจากนี้ ยังมีการฝึกด้วยแรงต้านบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรซึ่งได้รับความนิยมนำมาใช้ในการฝึกและการฟื้นฟูร่างกาย (Rehabilitation) ให้แก่นักกีฬามากขึ้น (Zemková, Jelen, Kováčiková, Ollé, Vilman, and Hamar, 2012) โดยจากการศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) พบว่าในสภาวะที่พื้นผิวไม่เสถียรมีการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวที่ช่วยพยุงร่างกาย (Trunk-stabilizing muscle) มากขึ้นและมากกว่าพื้นผิวที่เสถียร ทั้งในท่า Curl-up (Vera-Carcia, Grenier, and McGill, 2000) ท่า Bridge (Anderson, and Behm, 2005 ; Marshall and Murphy, 2005) ท่า Dumbbell chest press (Marshall and Murphy, 2006) และท่าสควอท (Squat) (Anderson, and Behm, 2005 ; McBride, Cormie, and Deane, 2006) ดังนั้น การฝึกแรงต้านด้วยความหนักที่ไม่เสถียรจึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาใช้ในการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อมากขึ้น ซึ่งสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว (Trunk muscle) ได้ทั้งในท่านอนดัน (Bench press) (Dunnick, Brown, Coburn, Lynn, and Barillas, 2015) และท่าสควอท อย่างไรก็ตาม ข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานของกล้ามเนื้อในการฝึกแรงต้านโดยใช้น้ำหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมีจำกัด ดังนั้นผู้วิจัยสนใจศึกษาและเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรเพื่อประโยชน์ในการนำข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้ไปประยุกต์ใช้เป็นทางเลือกให้แก่ผู้ฝึกสอนและนักกีฬานำไปใช้พัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อให้การฝึกมีประสิทธิภาพมากขึ้น

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

วิธีดำเนินการวิจัย

กลุ่มตัวอย่าง

นิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี ที่สามารถแบกน้ำหนักในท่าสควอทได้มากกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว จำนวนกลุ่มตัวอย่าง 24 คน จากการกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม จี-พาวเวอร์ (G*Power) เวอร์ชัน 3.0.10 กำหนดค่าอำนาจการทดสอบ (Power of test) ที่ 0.8 (Padulo, Laffaye, Haddad, Chaouachi, Attene, Migliaccio, et al., 2015) และขนาดของผลกระทบ (Effect size) ที่ 0.6 (Kohler, Flanagan, and Whiting, 2010) กำหนดความมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัย

1. เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี
2. เป็นผู้ที่ไม่ได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 6 เดือน
3. สามารถออกกำลังกายในท่าย่อเข่า (ท่า squat) อย่างถูกต้อง และสามารถแบกน้ำหนักในท่าย่อเข่าท่ามุม 90 องศาได้ไม่ต่ำกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว
4. เป็นผู้ที่ไม่เคยได้รับโปรแกรมการฝึกด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรและฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อน

เกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัยออกจากการวิจัย

1. เกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถทดสอบต่อไปได้
2. ไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ

ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

1. ชี้แจงรายละเอียด วัตถุประสงค์ ขั้นตอนการวิจัยให้แก่ผู้เข้าร่วมการวิจัยรับทราบ

2. คัดกรองกลุ่มตัวอย่างตามเกณฑ์การคัดเข้าและเกณฑ์การคัดออก โดยกลุ่มตัวอย่างต้องมีความสามารถในการออกกำลังกายในท่าย่อเข่าท่ามูม 90 องศา (ท่า Squat) ได้ไม่ต่ำกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัวอย่างถูกวิธี คือ มีการทิ้งน้ำหนักไปที่ส้นเท้าและสะโพกลำตัวตรง สามารถย่อเข่าและยืนขึ้นโดยไม่เสียการทรงตัวจะถือว่าผ่านการทดสอบในท่าย่อเข่า (ท่า Back Squat)

3. ขั้นตอนการทดสอบ ประกอบด้วย 3 ขั้นตอนดังนี้

3.1 ก่อนเริ่มการทดสอบ

- ทำการอบอุ่นร่างกายและยืดเหยียดกล้ามเนื้อก่อนการทดสอบ โดยปั่นจักรยานวัดงาน (Bicycle leg ergometer) ที่ระดับความเร็ว 50 รอบ/นาที เป็นระยะเวลา 5 นาที และทำการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทั้งแบบคงค้างและแบบเคลื่อนไหว เป็นเวลา 15 นาที

- เตรียมและติดตั้งอุปกรณ์เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนัง ผู้วิจัยติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังด้านขวาของร่างกายจำนวน 8 มัด (Konrad, 2005) ให้แก่ผู้เข้ารับการทดสอบ ดังนี้ 1. กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพกและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟิโมริส (Biceps femoris) 2. กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อเรคตัส ฟิโมริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อวาสตัสมีเดียลิส (Vastus medialis) และกล้ามเนื้อวาสตัสแลทเทอราลิส (Vastus lateralis) 3. กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อโซเลียส (Soleus) และ 4. กลุ่ม

กล้ามเนื้อลำตัว เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อเรคตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) กล้ามเนื้อเอ็กเทอรินอล ออฟลิค (External oblique) และกล้ามเนื้ออีเรคเตอร์ สไปแน (Erector spinae)

- ระบุตำแหน่งกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้วยการทำสัญลักษณ์บนผิวหนังด้วยปากกาที่สามารถลบออก แล้วขีดทำความสะอาดผิวบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์

- ผู้วิจัยจะใช้อุปกรณ์สำหรับโกนขนแบบธรรมดากำจัดขนบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังซึ่งจะเป็นการรบกวนการส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยทำการเปลี่ยนใบมีดทุกครั้งเมื่อเปลี่ยนกลุ่มตัวอย่าง และขัดผิวบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังด้วยเจลลิลิคโคโรด

- ผู้วิจัยทำการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังในตำแหน่งที่ระบุไว้ บริเวณกึ่งกลางของกล้ามเนื้อและติดตามแนวยาวของกล้ามเนื้อด้วยวิธีการของ SENIAM (Day, 2002) จากนั้นจะเชื่อมต่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ากับอุปกรณ์รับสัญญาณซึ่งเป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สาย

3.2 การทดสอบการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ (Maximum voluntary isometric contraction; MVIC) เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้น

- ก่อนทดสอบจริงกลุ่มตัวอย่างต้องทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้านขวาของร่างกายจำนวน 8 มัด โดยกลุ่มตัวอย่างออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาทีละมัด มัดละ 10 วินาที (Konrad, 2005)

- หลังจากติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังและทดสอบการหดตัวของกล้ามเนื้อแล้วให้กลุ่มตัวอย่างทำความสะอาดแขนกับเครื่องมือและอบอุ่นร่างกายอีกครั้งด้วยการแบกน้ำหนักในท่าย่อตัว

ให้เข่าทำมุม 90 องศา (ท่า Squat) ที่น้ำหนัก 50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม

- ให้กลุ่มตัวอย่างแบกน้ำหนักที่ความหนัก 50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 2 เซ็ตๆ ละ 3 ครั้ง พักระหว่างเซต 3 นาที เพื่อเตรียมความพร้อมก่อนการทดสอบและป้องกันการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นขณะทดสอบจริง

3.3 ทำการทดสอบแบกน้ำหนักในท่าสควอท 4 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบที่ 1 แบนน้ำหนักแบบมี

ความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) รูปแบบที่ 2 แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) รูปแบบที่ 3 แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และรูปแบบที่ 4 แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS) โดยบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยเครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แบบไร้สาย ยี่ห้อ COMETA (Milan, Italy)



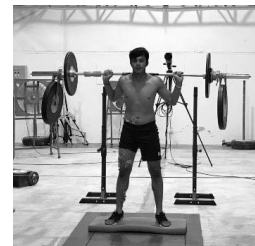
รูปแบบที่ 1 น้ำหนัก
มีความเสถียรบนพื้นผิว
ที่เสถียร (SLSS)



รูปแบบที่ 2 น้ำหนัก
มีความเสถียรบนพื้นผิว
ที่ไม่เสถียร (SLUS)



รูปแบบที่ 3 น้ำหนัก
มีความไม่เสถียรบนพื้นผิว
ที่เสถียร (ULSS)



รูปแบบที่ 4 น้ำหนัก
มีความไม่เสถียรบนพื้นผิว
ที่ไม่เสถียร (ULUS)

รูปที่ 1 แสดงรูปแบบการทดสอบ 4 รูปแบบ โดยใช้ตามอุปกรณ์ ดังนี้

ความหนักที่เสถียร (Stable load) คือ แผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติ โดยใช้แผ่นน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ลักษณะกลมแบน และโอลิมปิก บาร์

ความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load) คือ น้ำหนักที่ไม่ถูกยึดไว้ให้มั่นคง ใช้การแขวนแผ่นน้ำหนักข้างละ 20 กิโลกรัมด้วยยางยืดยี่ห้อ EliteFTS รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ กว้าง 78 นิ้ว (Lawrence and Carlson, 2015) ซึ่งยางยืดจะถูกทำให้เป็นสี่ห่วง (Quadruple looped) เพื่อใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ โดยสามารถเพิ่มแผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติเพื่อให้ได้น้ำหนัก

ที่ 75%1RM ของแต่ละคน

พื้นผิวที่เสถียร (Stable surface) คือ พื้นผิวที่มีลักษณะแข็งและมั่นคง โดยใช้พื้นผิวของแผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 5695A DAQ

พื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface) คือ พื้นผิวที่มีลักษณะนุ่มและไม่มั่นคง โดยใช้ Foam rubber pad (Hirase, Inokuchi, Matsusaka, and Okita, 2015)

- กลุ่มตัวอย่างเข้ารับการทดสอบในท่าย่อเข่าทำมุม 90 องศา (ท่า Squat) โดยใช้ความหนักในการออกกำลังกายเท่ากันทั้ง 4 รูปแบบ คือ 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 6 ครั้ง พักระหว่างรูปแบบ

5 นาที (Lawrence and Carlson, 2015 ; Ostrowski, Carlson, and Lawrence, 2017) ในระหว่างพักให้กลุ่มตัวอย่างพักแบบมีการเคลื่อนไหว (Active rest) อยู่บริเวณที่ทำการทดสอบ

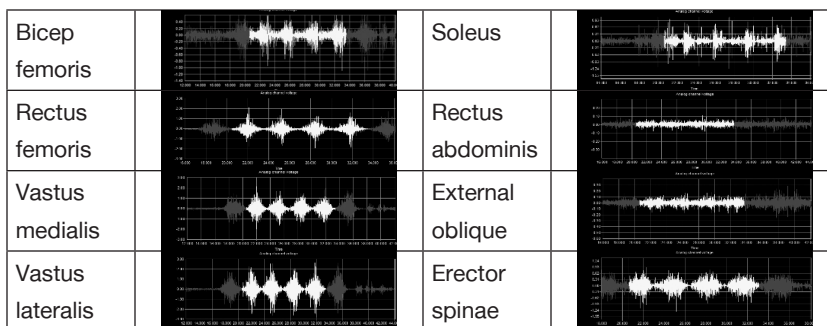
- ผู้วิจัยกำหนดให้จังหวะการย่ำเท้าเป็นอัตราส่วน 2:1 คือ จังหวะในช่วงลง 4 วินาที และจังหวะในช่วงขึ้น 2 วินาที โดยใช้โปรแกรมนับจังหวะ (metronome) และเพื่อให้มั่นใจว่ากลุ่มตัวอย่างได้ทำท่าย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ถูกต้องผู้วิจัยใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมองศาเข้าที่ 90 องศาของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน

- เมื่อการทดสอบเสร็จสิ้นกลุ่มตัวอย่างจะต้องยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบคงค้างเพื่อป้องกัน

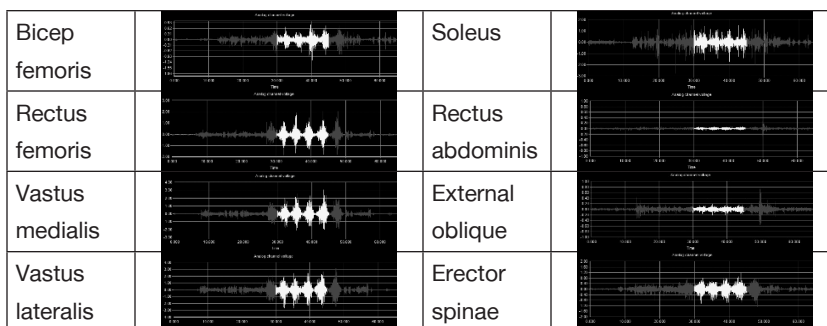
การบาดเจ็บ เป็นเวลา 10 นาที จากนั้นผู้วิจัยจะถอดอุปกรณ์ชั่วคราวสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพร้อมทำความสะอาดผิวหนังกลุ่มตัวอย่างด้วยแอลกอฮอล์

- หลังจากเสร็จสิ้นการทดสอบในรูปแบบแรกแล้ว จะทำการทดสอบต่อในรูปแบบที่ 2 รูปแบบที่ 3 และรูปแบบที่ 4 โดยลำดับการทดสอบใช้วิธีการดูภาพลำดับ

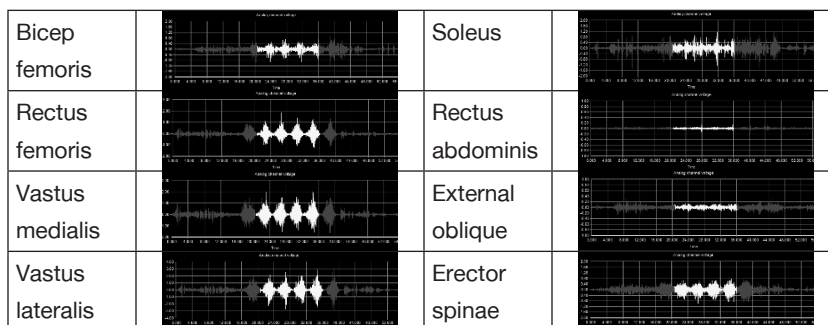
4. เมื่อเสร็จสิ้นการทดสอบทุกรูปแบบ ทำการรวบรวมข้อมูลของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และวิเคราะห์ค่าแอมพลิจูดด้วยโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM) (Gothenburg, Sweden)



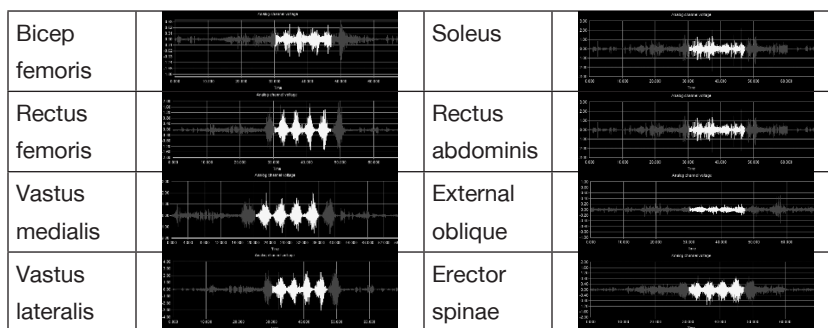
รูปที่ 2 แสดง Raw Data คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ขณะทดสอบแบกน้ำหนักท่าฮาล์ฟ สควอท ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว แบบน้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)



รูปที่ 3 แสดง Raw Data คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ขณะทดสอบแบกน้ำหนักท่าฮาล์ฟ สควอท ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว แบบน้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)



รูปที่ 4 แสดง Raw Data คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ขณะทดสอบแบกน้ำหนักท่าฮาล์ฟ สควอท ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว แบบน้ำหนักมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)



รูปที่ 5 แสดง Raw Data คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ขณะทดสอบแบกน้ำหนักท่าฮาล์ฟ สควอท ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว แบบน้ำหนักมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. นำข้อมูล Root Mean Square ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บรวบรวมได้มาวิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรม IBM SPSS Statistics 23

2. นำเสนอข้อมูลพื้นฐานและผลการทดสอบในรูปแบบของค่าเฉลี่ย (Mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (S.D)

3. เปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) จำนวน 8 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อ biceps femoris, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, soleus, rectus abdominis, external oblique และ erector spinae ในท่าแบก

น้ำหนักท่าฮาล์ฟ สควอท น้ำหนัก 75 %1RM ของทั้ง 4 รูปแบบ คือ 1) แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร 2) แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร 3) แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร และ 4) แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร โดยนำข้อมูลค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว มาทำข้อมูลเท่าเทียมกัน (normalization) ด้วยค่าการทดสอบการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด (MVIC) โดยบันทึกเป็นเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way ANOVA with repeated measure) หากพบความแตกต่าง

ทำการเปรียบเทียบรายคู่ ด้วยวิธีของบอนเฟอโรนี (Bonferroni) และกำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.05

ผลการวิจัย

1. ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย จำนวน 24 คน มีค่าเฉลี่ยของอายุ 21.38 ± 1.84 ปี ส่วนสูง 175.92 ± 7.56 เซนติเมตร น้ำหนัก 75.82 ± 13.30

กิโลกรัม และความแข็งแรงสูงสุดในการทำสควอท 123.04 ± 20.28 กิโลกรัม

2. ค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Root Mean Square) ขณะแบกน้ำหนักในท่าฮาล์ฟ สควอท (75% 1RM) ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว ในการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Root Mean Square) ขณะแบกน้ำหนักในท่าฮาล์ฟ สควอท ครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหว น้ำหนัก 75%1RM ในการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

กล้ามเนื้อ	ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)								F	P	เปรียบเทียบรายคู่
	รูปแบบที่ 1		รูปแบบที่ 2		รูปแบบที่ 3		รูปแบบที่ 4				
	น้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร		น้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร		น้ำหนักมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร		น้ำหนักมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร				
	x	S.D.	x	S.D.	x	S.D.	x	S.D.			
Bicep Femoris	40.76	23.80	40.22	23.80	39.94	22.88	39.71	24.03	.446	.721	
Rectus Femoris	78.39	42.00	78.24	37.03	75.73	37.19	75.58	38.83	1.255	.297	
Vastus Medialis	250.48	165.60	240.06	151.31	241.62	166.77	238.05	156.71	1.299	.282	
Vastus Lateralis	216.25	148.36	213.88	148.77	206.99	139.79	207.83	135.31	4.977	.003*	(1-3)
Soleus	79.59	29.50	88.69	28.16	75.75	29.18	89.21	29.65	11.480	.000*	(1-2),(1-4), (2-3),(3-4)
Rectus Abdominis	9.41	9.41	10.57	12.59	10.80	14.05	8.29	5.70	.528	.664	
External Oblique	27.01	18.41	28.33	21.23	25.37	17.58	26.90	18.78	2.107	.107	
Erector Spinae	111.90	27.26	117.36	31.61	112.22	29.98	113.91	34.13	1.645	.187	

*p < .05

จากตารางที่ 1 พบว่า คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Soleus และกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีความแตกต่างกันระหว่าง 4 รูปแบบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อมัดอื่น ๆ

อภิปรายผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาและเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อครั้งที่ 2-5 ตลอดช่วงการเคลื่อนไหวในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร การวิจัยพบว่า ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis ของการทดสอบในรูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร; SLSS) มีค่าสูงกว่าการทดสอบในรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร; ULSS) แสดงให้เห็นว่ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis มีการระดมประสาทยนต์มาทำงานเพิ่มขึ้น เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าที่มัดค่อนข้างใหญ่ทำหน้าที่หลักในการเหยียดข้อเข่า ประกอบกับความมั่นคงของพื้นผิวทำให้การวางตำแหน่งของเท้าและการลงน้ำหนักมีความมั่นคง และการที่กล้ามเนื้อ Vastus lateralis ทำงานมากขึ้นก็เพื่อช่วยคงความมั่นคงให้กับข้อเข่าด้วยเพื่อให้ร่างกายสามารถทรงท่าอยู่ได้ขณะย่อสควอท สอดคล้องกับการศึกษาของ Anderson และ Behm (2005) ซึ่งพบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ลดลงบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

นอกจากนี้ ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus มีค่าสูงจากการทดสอบในรูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร; SLUS) และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร; ULUS) เมื่อเทียบกับรูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิว

ที่เสถียร; SLSS) และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร; ULSS) ซึ่งความไม่เสถียรของพื้นผิวและน้ำหนักเป็นลิ่งกระตุ้นให้กล้ามเนื้อ Soleus มีการหดเกร็งทั้งแบบมีการเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อ (Isotonic) และไม่เปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อ (Isometric) ควบคุมการทำงานของข้อเท้าและรักษาความสมดุลของร่างกายให้ทรงตัวอยู่ได้ทั้งในขณะยืนนิ่งและขณะย่อสควอทโดยเฉพาะช่วงย่อลง (Robertson, Wilson, and Pierre, 2008) ก่อให้เกิดการทำงานที่ประสานกันระหว่างระบบประสาทกล้ามเนื้อเพิ่มการนำเข้าของกระแสประสาทเพื่อระดมหน่วยยนต์มาที่กล้ามเนื้อทั้งในสภาวะที่ไม่เสถียรของน้ำหนักและพื้นผิว โดยสอดคล้องกับการศึกษาของ Anderson และ Behm (2005) พบว่ากล้ามเนื้อ Soleus มีค่าคลื่นไฟฟ้าสูงขึ้นประมาณร้อยละ 30-40 ขณะทำท่าสควอทบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร และสอดคล้องกับการศึกษาของ Lawrence และคณะ (2015) พบว่ากล้ามเนื้อ Soleus ทำงานมากขึ้นขณะสควอทแบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร ซึ่ง Behm, Muehlbauer, Kibele, และ Granacher (2015) ได้อธิบายไว้ว่าความไม่เสถียรของอุปกรณ์จะเพิ่มกระแสประสาทไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อทำงานมากกว่าอุปกรณ์ที่เสถียร

ผลการศึกษาในครั้งนี้ ยังพบว่า กล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Vastus medialis แม้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ แต่จะเห็นว่าค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร; SLSS) สูงกว่ารูปแบบอื่นๆ เล็กน้อย เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อมัดหลักที่มีการหดตัวเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวข้อต่อ (Prime mover) อีกทั้งช่วยรักษาความมั่นคงของข้อเข่าในท่าสควอท และพบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Bicep femoris ขณะทดสอบทั้ง 4 รูปแบบไม่มีความแตกต่าง

อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ Quadriceps (Antagonist) และทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อขาให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อต่อ (Synergist) จากการศึกษาโดยทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) พบว่าในสภาวะที่พื้นผิวไม่เสถียรมีการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวที่ช่วยพยุงร่างกาย (Trunk-stabilizing muscle) มากขึ้นในจังหวะต้นตัวขึ้นและมากกว่าพื้นผิวที่เสถียร แต่จากการวิจัยพบว่ากล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External Oblique และกล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งที่ท่าหน้าที่ช่วยรักษาสมดุลของกระดูกสันหลัง สามารถอธิบายได้ว่าเกิดจากการเพิ่มแรงดันภายในช่องท้อง (Intra-abdominal pressure; IAP) (Anderson and Behm, 2005) นอกจากนี้การทำงานประสานกัน แรง และสมรรถนะจะหยุดชะงักลงภายใต้สภาวะที่ไม่เสถียร โดยเพิ่ม Joint stiffness เช่นเดียวกับ Adkin, Frank, Carpenter และ Peysar (2002) พบว่าเมื่อพยายามทรงตัว อัตราการเคลื่อนไหวภายใต้อำนาจจิตใจจะลดลง อีกทั้งความกลัวที่จะล้มและความตื่นตัวส่งผลให้ความมั่นใจลดลงด้วย ซึ่งสอดคล้องกับจากการศึกษาของ Lawrence และ Carlson (2015) พบว่า มีการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และกล้ามเนื้อ Soleus เพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อย ขณะที่แบบน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรในท่าสควอท แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของกล้ามเนื้อ

Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis และ กล้ามเนื้อ Erector spinae

สรุปผลการวิจัย

จากผลการวิจัยสรุปได้ว่า การแบกน้ำหนัก 75% 1RM ในท่าฮาล์ฟ สควอท แบบน้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรมีการระดมประสาทยนต์ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis มากขึ้นเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเท้า แบบน้ำหนักมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร และแบบน้ำหนักมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร กล้ามเนื้อ Soleus มีการระดมประสาทยนต์มามากเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเท้า โดยมีกล้ามเนื้อ Vastus medialis และ Rectus femoris ทำงานเป็นกล้ามเนื้อหลักที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อ Bicep femoris คอยเสริมการทำงานของกล้ามเนื้อหลัก และกล้ามเนื้อลำตัวได้แก่ Erector spinae, External oblique และ Rectus abdominis รักษาสมดุลขณะสควอท

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณผู้ทรงคุณวุฒิและผู้เชี่ยวชาญทุกท่านที่ให้ข้อเสนอแนะ บัณฑิตวิทยาลัยที่มอบทุนอุดหนุนการศึกษา 72 พรรษา และทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช และคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาที่สนับสนุนเครื่องมือและสถานที่ในการเก็บข้อมูลเพื่อให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., and Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 143(2), 160-170.
- Anderson, K., and Behm, D. G. (2005). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(1), 33-45.
- Anderson, K. G., and Behm, D. G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 637-640.
- Behm, D. G., Anderson, K., and Curnew, R. S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 416-422.
- Behm, D. G., Muehlbauer, T., Kibele, A., and Granacher, U. (2015). Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(12), 1645-1669.
- Clarys, J. P., and Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sports Sciences*, 11(5), 379-448.
- Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd publishers*, 1-17.
- Dunnick, D. D., Brown, L. E., Coburn, J. W., Lynn, S. K., and Barillas, S. R. (2015). Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(12), 3279-3283.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(1), 127-141.
- Hirase, T., Inokuchi, S., Matsusaka, N., and Okita, M. (2015). Effects of a balance training program using a foam rubber pad in community-based older adults: a randomized controlled trial. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 38(2), 62-70.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., and Costill, D. L. (2015). *Physiology of Sport and Exercise 6th Edition: Human kinetics*.
- Kohler, J. M., Flanagan, S. P., and Whiting, W. C. (2010). Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(2), 313-321.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. 1, 29-33.

- Lawrence, M. A., and Carlson, L. A. (2015). Effects of an unstable load on force and muscle activation during a parallel back squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(10), 2949-2953.
- Marshall, P. W., and Murphy, B. A. (2005). Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(2), 242-249.
- Marshall, P. W., and Murphy, B. A. (2006). Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 745-750.
- McBride, J. M., Cormie, P., and Deane, R. (2006). Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 915.
- Ostrowski, S. J., Carlson, L. A., and Lawrence, M. A. (2017). Effect of an unstable load on primary and stabilizing muscles during the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(2), 430-434.
- Padulo, J., Laffaye, G., Haddad, M., Chaouachi, A., Attene, G., Migliaccio, G. M., and Pizzolato, F. (2015). Repeated sprint ability in young basketball players: one vs. two changes of direction (Part 1). *Journal of Sports Sciences*, 33(14), 1480-1492.
- Rab, G. T., Chao, E., and Stauffer, R. (1977). Muscle force analysis of the lumbar spine. *The Orthopedic Clinics of North America*, 8(1), 193-199.
- Robertson, D., Wilson, J.-M. J., and Pierre, T. A. S. (2008). Lower extremity muscle functions during full squats. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 333-339.
- Saeterbakken, A. H., Van den Tillaar, R., and Fimland, M. S. (2011). A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of Sports Sciences*, 29(5), 533-538.
- Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., and Uribe, B. P. (2010). A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(3), 779-784.
- Sharkey, B. J., and Gaskill, S. E. (2006). *Sport physiology for coaches* (Vol. 10): Human Kinetics.
- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., and McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80(6), 564-569.
- Zemková, E., Jelen, M., Kováčiková, Z., Ollé, G., Vilman, T., and Hamar, D. (2012). Power outputs in the concentric phase of resistance exercises performed in the interval mode on stable and unstable surfaces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(12), 3230-3236.