

ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของ
คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2561
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECTS OF STABLE AND UNSTABLE LOAD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE ON
EMG ACTIVITY AND GROUND REACTION FORCE DURING THE SQUAT EXERCISE



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

Common Course

Faculty of Sports Science

Chulalongkorn University

Academic Year 2018

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร และไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท
โดย	น.ส.ราตรี คำทะ
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.คนางค์ ศรีหิรัญ

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(อาจารย์ ดร.ทศพร ยิ้มลมัย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร.คนางค์ ศรีหิรัญ)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร.นนท์ส เจริญพานิช)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.อภิรักษ์ เทียนทอง)

รดาตรี คำทะ : ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท. (

EFFECTS OF STABLE AND UNSTABLE LOAD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE ON

EMG ACTIVITY AND GROUND REACTION FORCE DURING THE SQUAT EXERCISE) อ.ที่ปรึกษาหลัก : อ. ดร.คณางค์ ศรี หิรัญ

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แรงแปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร กลุ่มตัวอย่าง เป็นนิสิตชาย คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อายุ 18-25 ปี จำนวน 24 คน ทำการทดสอบแบกน้ำหนักในท่าสควอท ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 6 ครั้ง ของ 4 รูปแบบ คือ แบบที่ 1 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) แบบที่ 2 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) แบบที่ 3 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และ แบบที่ 4 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร(ULUS) ลำดับการทดสอบแต่ละรูปแบบด้วยวิธีการถ่วงตุลาลำดับ ขณะทดสอบยืนบนแผ่นวัดแรงและทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้านขาร่างกาย จำนวน 8 มัด ได้แก่ 1) Biceps femoris 2) Rectus femoris 3) Vastus medialis 4) Vastus lateralis 5) Soleus 6) Rectus abdominis 7) External Oblique และ 8) Erector spinae โดยนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุด คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ยที่ได้จากการทดสอบเปรียบเทียบกับค่าคลื่นไฟฟ้าขณะหดตัวสูงสุด (Maximum voluntary isometric contraction; MVIC) ค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง (Ground Reaction Force) ภายหลังการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์หาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยโดยวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ โดยกำหนดความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ผลการวิจัย พบว่า การทดสอบแบบ SLUS และ ULUS มีค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus สูงกว่าการทดสอบแบบ SLSS และ ULSS ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis ของการทดสอบแบบ SLSS มีค่าสูงกว่าการทดสอบแบบ ULSS และยังพบว่า ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus ของการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS มีค่าสูงกว่าการทดสอบแบบ SLSS และ ULSS ค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris, Vastus lateralis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique และ Erector spinae ของการทดสอบแบบ SLUS สูงกว่าแบบ SLSS กล้ามเนื้อ Bicep femoris, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Soleus, External Oblique และ Erector spinae ของการทดสอบแบบ ULSS สูงกว่าแบบ SLSS กล้ามเนื้อ Bicep femoris, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique และ Erector spinae ของการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS อีกทั้งกล้ามเนื้อ Vastus lateralis และ Vastus medialis มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ SLUS นอกจากนี้ กล้ามเนื้อ Soleus มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ ULSS ค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดของการทดสอบแบบ ULUS น้อยกว่าแบบ SLUS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

สรุปผลการวิจัย การทดสอบแบกน้ำหนักในท่าสควอทโดยใช้ความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร มีผลต่อการหดตัวเพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis และ Soleus มีผลต่อการทำงานที่เพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อ Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique และ Erector spinae และมีผลทำให้แรงปฏิกิริยาจากพื้นลดลง

CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5878319339 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORD: Stable load, Unstable load, Stable surface, Unstable surface, Electromyography (EMG), Ground reaction force
 Ratre Khamtha : EFFECTS OF STABLE AND UNSTABLE LOAD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE ON
 EMG ACTIVITY AND GROUND REACTION FORCE DURING THE SQUAT EXERCISE . Advisor: Kanang Sihirun, Ph.D.

The purpose of this study was to study EMG activity and ground reaction force (GRF) during the squat exercise under unstable condition. The samples were sport science student males aged 18-25 years old (N=24). Peak vertical GRF and the EMG activity of the bicep femoris, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, soleus, rectus abdominis, external oblique and erector spinae on the right side of the body were determined. All subjects were asked to performed maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of 8 muscle groups. Twenty four subjects back squatted 75% of their single repetition maximum (1RM) parallel back squat under 4 conditions include stable load on stable surface (SLSS), stable load on unstable surface (SLUS), unstable load on stable surface (ULSS) and unstable load on unstable surface (ULUS). Subjects performed 6 repetitions with each conditions. Repetitions 2-5 of the set were used for analysis. The obtained data were analyzed in term of means and standard deviations, one-way analysis of variance with repeated measure as well as multiple comparisons by the Bonferroni method was used to compare data variability. The statistical significance of this study was accepted at $p < 0.05$ level.

Results : Percentage of maximum voluntary isometric contraction (%MVIC) of peak amplitude of soleus was significantly higher in SLUS and ULUS than in SLSS and ULSS ($p < 0.05$). Percentage of maximum voluntary isometric contraction (%MVIC) of mean amplitude of soleus was significantly higher in SLUS and ULUS than in SLSS and ULSS ($p < 0.05$) and electromyographic amplitude of vastus lateralis was significantly higher in SLSS than in ULUS ($p < 0.05$). The integrated muscle activity (IEMG) of Rectus femoris, Vastus lateralis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique and Erector spinae was significantly higher in SLUS than SLSS ($p < 0.05$). Bicep femoris, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Soleus, External Oblique and Erector spinae was significantly higher in ULSS than SLSS ($p < 0.05$). Bicep femoris, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique and Erector spinae was significantly higher in ULUS than SLSS ($p < 0.05$). Vastus lateralis and Vastus medialis was also significantly higher in ULUS than SLUS. In addition Soleus was significantly higher in ULUS than ULSS too ($p < 0.05$). The peak vertical GRF was significantly lower in ULUS than SLUS. ($p < 0.05$)

Conclusion : The findings of this study suggest that squatting with and unstable load and unstable surface will increase recruitment activation of the limb muscle especially soleus muscle; and while increase activation of vastus lateralis under stable condition. The unstable load and unstable surface also produced greater muscle activation in the Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Soleus, Rectus abdominis, External Oblique and Erector spinae but significantly decrease in peak vertical GRF.

CHULALONGKORN UNIVERSITY

Field of Study: Sports Science

Student's Signature

Academic Year: 2018

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาของ อาจารย์ ดร.คนางค์ ศรีหิรัญ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำ ข้อคิดเห็น แก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ตลอดระยะเวลาทำวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่อย่างยิ่ง ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.ชัยวัฒน์ หล่อศิริรัตน์ ที่คอยให้คำปรึกษาด้านการเก็บรวบรวมข้อมูลและกระบวนการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยดีตลอดเวลาที่ผู้วิจัยขอคำปรึกษา ขอขอบพระคุณผู้ทรงคุณวุฒิทุกท่านที่กรุณาใช้เวลาตรวจสอบเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้กรุณาให้ข้อคิด คำแนะนำ และตรวจแก้ไขปรับปรุงข้อบกพร่องต่างๆ ให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอกราบขอบพระคุณคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา ที่ให้ความอนุเคราะห์เครื่องมือสำหรับใช้ในงานวิจัย และยังเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำทดลองครั้งนี้อย่างยิ่ง ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่คณะวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่าน โดยเฉพาะอย่างยิ่งพี่ต้อม จิรายุ วงศ์ปัญญา เจ้าหน้าที่ประจำศูนย์ทดสอบวิจัย วัสดุและอุปกรณ์ทางการกีฬา ที่ให้คำแนะนำและอำนวยความสะดวกเรื่องอุปกรณ์ตลอดระยะเวลาการทดลอง

ขอกราบขอบพระคุณบัณฑิตวิทยาลัยที่มอบทุนอุดหนุนการศึกษา 72 พรรษา ให้ผู้วิจัยจนจบการศึกษา

ขอกราบขอบพระคุณผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่านที่ให้ความร่วมมือในการทำวิทยานิพนธ์ด้วยดีมาโดยตลอด และขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่และรุ่นน้องคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่านที่คอยช่วยเหลือ ให้คำแนะนำ และเป็นกำลังใจให้เสมอมา

ท้ายที่สุดนี้ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัว ที่คอยอบรมสั่งสอน ให้กำลังใจและความปรารถนาดี รวมทั้งการสนับสนุนทางด้านการศึกษาและการดำเนินชีวิต ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตากรุณาเป็นอย่างยิ่ง คุณค่า และประโยชน์ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงขอมอบเป็นเครื่องบูชาพระคุณของผู้มีพระคุณทุกท่านมา ณ โอกาสนี้

ราตรี คำทะ

สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ.....	ญ
สารบัญแผนภูมิ.....	1
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
คำสำคัญ.....	3
สมมุติฐานของการวิจัย.....	3
ขอบเขตของการวิจัย.....	4
คำจำกัดความของการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
1. สรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อ.....	7
2. การฝึกในสภาวะที่ไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงการทำงานของกล้ามเนื้อ.....	25
3. การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	30

4. แรงแปฏิกิริยาจากพื้น	38
5. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	39
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	44
ประชากร.....	44
กลุ่มตัวอย่าง	44
การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเพื่อเข้าร่วมการทดลอง	44
แบบแผนการวิจัย.....	45
ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล.....	46
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	50
การวิเคราะห์ข้อมูล	51
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	53
ตอนที่ 1 การแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย	54
ตอนที่ 2 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูด คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ	55
ตอนที่ 3 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูด คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ	58
ตอนที่ 4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ	61
ตอนที่ 5 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงแปฏิกิริยาสูงสุดจาก พื้นในท่าสควอท ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ	66
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	68
สรุปผลการวิจัย.....	68
ผลการวิจัย.....	69
อภิปรายผลการวิจัย.....	70
ข้อเสนอแนะจากการวิจัย.....	75

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป	75
ภาคผนวก.....	76
ภาคผนวก ก. ใบรับรองโครงการวิจัย.....	77
ภาคผนวก ข. ผลการประเมินในการตรวจค่าความตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	94
ภาคผนวก ค. เครื่องมือหลักที่ใช้ในการวิจัย.....	101
ภาคผนวก ง. ภาพแสดงตำแหน่งการติด EMG อิเล็กโทรด จำนวน 8 มัดกล้ามเนื้อ	103
ภาคผนวก จ. โปรแกรมการยืดเหยียดกล้ามเนื้อ	105
ภาคผนวก ฉ. แบบทดสอบความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์	111
ภาคผนวก ช. การติดเครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	112
ภาคผนวก ซ. การทดสอบ maximum voluntary isometric contraction (MVIC)	114
ภาคผนวก ฌ. โปรแกรมการทดสอบในท่าสควอท	117
บรรณานุกรม.....	120
ประวัติผู้เขียน.....	126

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงลักษณะทางโครงสร้างและการทำงานของใยกล้ามเนื้อ.....	8
ตารางที่ 2 แสดงจำนวนครั้งของการยกกับความหนักคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของหนึ่งอาร์เอ็ม	29
ตารางที่ 3 แสดงความหนักคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวนครั้งเป้าหมายและจำนวนชุดที่ใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อ.....	30
ตารางที่ 4 แสดงรูปแบบการวิจัย (Counterbalancing design)	46
ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย	54
ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	55
.....	55
ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	58
.....	58
ตารางที่ 8 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	61
ตารางที่ 9 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้งต่อน้ำหนัก.....	66

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่าง	10
รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายกับข้อสะโพกที่มีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อในการเหยียดข้อสะโพก	20
รูปที่ 3 แสดงการเกิดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	31
รูปที่ 4 แสดงศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ขณะที่กล้ามเนื้อทำงาน.....	32
รูปที่ 5 แสดงค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้า (raw EMG) และแสดง rectified EMG.....	35
รูปที่ 6 แสดงการเปรียบเทียบ smoothing algorithms 2 แบบ	36
รูปที่ 7 แสดงการเปรียบเทียบ smoothing algorithms 3 แบบ รูปร่างของแอมพลิจูดและผลทางสถิติ	36
รูปที่ 8 แสดง MVC normalization	37
รูปที่ 9 แสดง EMG Amplitude parameter.....	37
รูปที่ 10 แสดงรูปแบบการทดสอบทั้ง 4 แบบ.....	48

สารบัญแผนภูมิ

	หน้า
แผนภูมิที่ 1 กรอบแนวความคิดในการวิจัย.....	43
แผนภูมิที่ 2 การดำเนินงานวิจัย	52
แผนภูมิที่ 3 แสดงแผนภูมิต่ำเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อ.....	56
แผนภูมิที่ 4 แสดงแผนภูมิต่ำเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อ.....	59
แผนภูมิที่ 5 แสดงแผนภูมิต่ำเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	62
แผนภูมิที่ 6 แสดงอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้งต่อน้ำหนัก	67

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Muscular strength) คือ ความสามารถของกล้ามเนื้อในการหดตัวเพื่อให้งานได้อย่างเต็มที่ในการออกแรงหนึ่งครั้ง ซึ่งเป็นพื้นฐานที่สำคัญของกีฬาทุกชนิด เพื่อใช้ในการฝึกซ้อมหรือแข่งขันได้อย่างมีประสิทธิภาพ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อสามารถพัฒนาได้โดยการฝึกด้วยน้ำหนัก (Weight training) (Sharkey and Gaskill, 2006) ซึ่งเป็นการฝึกด้วยแรงต้าน (Resistance training) รูปแบบหนึ่ง Kenney, Wilmore และ Costill (2015) กล่าวว่า การฝึกด้วยแรงต้านส่งผลให้สมรรถภาพกล้ามเนื้อด้านต่างๆของนักกีฬาเพิ่มขึ้น เกิดจากกลไกที่ซับซ้อนซึ่งกลไกที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อในช่วงแรกถูกควบคุมด้วยระบบประสาท เมื่อมีแรงต้านเกิดขึ้นกล้ามเนื้อจะพยายามออกแรงให้มากเพื่อเอาชนะแรงต้านนั้น โดยเพิ่มการนำเข้ามาของกระแสประสาทที่ไปกระตุ้นการทำงานของ α -motor neuron ให้มีการระดมหน่วยยนต์ของกล้ามเนื้อมัดนั้นรวมทั้งหน่วยยนต์ที่อยู่ใกล้เคียงมาใช้ร่วมกัน เพื่อให้กล้ามเนื้อออกแรงได้มากขึ้น ซึ่งการฝึกเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อส่วนล่างของร่างกายที่ได้รับความนิยม คือ การฝึกในท่าสควอท (Squat) (Escamilla and Rafael, 2001) เนื่องจากการฝึกในท่าสควอท มีลักษณะใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวของกีฬา เช่น การวิ่ง การกระโดด การเคลื่อนที่ ซึ่งเป็นการทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อขาที่ทอดข้ามข้อต่อมากกว่าหนึ่งข้อต่อ ได้แก่ กล้ามเนื้อเหยียดเข่า กล้ามเนื้อเหยียดสะโพก และกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ในปัจจุบันมีการใช้อุปกรณ์ที่หลากหลายในการฝึกด้วยแรงต้านสำหรับพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ เช่น เครื่องออกกำลังกาย (machine) ดัมเบลล์ (dumbbell) บาร์เบลล์ (barbell) เป็นต้น นอกจากนี้ยังมีการประยุกต์ใช้อุปกรณ์ที่มีความหลากหลายในการฝึกเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อมากขึ้น เช่น การนำอุปกรณ์ที่ไม่เสถียรมาใช้ในการฝึกความแข็งแรง ยกตัวอย่างเช่น การใช้ความหนักที่ไม่เสถียรแทนการใช้เครื่องออกกำลังกาย (Saeterbakken, Van Den Tillaar, and Fimland, 2011; Schick et al., 2010) หรือการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรแทนการฝึกบนพื้นผิวที่เสถียร (Anderson and Behm, 2004; Behm, Anderson, and Curnew, 2002; Kohler, Flanagan, and Whiting, 2010)

ความไม่เสถียรของน้ำหนัก หมายถึง น้ำหนักที่ไม่ถูกยึดไว้ให้มั่นคง ยกตัวอย่างเช่น การแขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับบาร์เบลล์ด้วยยางยืด หรือความไม่เสถียรของพื้นผิวนั้น ทำให้กล้ามเนื้อลำตัวของร่างกาย (Trunk muscle) ทำงานมากขึ้นเพื่อรักษาสมดุลของร่างกายกับน้ำหนักและรักษาสมดุลของร่างกายกับพื้นผิว มีการศึกษาวิจัยและยืนยันว่ากล้ามเนื้อแกนกลางของร่างกายทำงานมากขึ้นโดยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Anderson and Behm, 2005; Lawrence and Carlson, 2015; Vera-

Garcia, Grenier, and McGill, 2000) ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อ เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าบริเวณเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อที่เกิดจากการผ่านเข้าออกเซลล์ของไอออนต่างๆ ทำให้เกิดรีโพลาไรเซชันไปตามเซลล์กล้ามเนื้อ (Clarys and Cabri, 1993) ความต่างศักย์ที่วัดได้ที่ผิวหนังของกล้ามเนื้อจะเป็นผลรวมของการทำงานของหน่วยยนต์หลายๆ หน่วย และใช้อธิบายถึงกิจกรรมของกล้ามเนื้อนั้นๆ จากการศึกษาของ Lawrence และ Carlson (2015) โดยฝึกท่าสควอทด้วยความหนักที่ไม่เสถียร พบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อเรคตัส แอบโดมินิส (rectus abdominis) กล้ามเนื้อเอ็กเทอนอล ออพลีค (external oblique) ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อลำตัวของร่างกาย รวมถึงกล้ามเนื้อขา (soleus) ทำงานเพิ่มขึ้น และพบว่าแรงที่กระทำต่อพื้นในแนวตั้ง (Vertical ground reaction force) ลดลงเล็กน้อยเมื่อเทียบกับความหนักที่เสถียร (Stable load) ซึ่งเป็นผลจากการที่กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำงานตรงกันข้าม (Antagonistic muscle) ทำงานเพิ่มขึ้น แสดงให้เห็นว่าการฝึกด้วยความหนักที่ไม่เสถียรในท่าสควอทนั้นสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อที่ออกแรงพยุงเพื่อช่วยรักษาสสมดุลของการเคลื่อนไหว (Stabilizer) ได้มากกว่าการฝึกด้วยความหนักที่เสถียร โดยที่การทำงานของกล้ามเนื้อขาและแรงไม่ได้แตกต่างกันมาก เช่นเดียวกันกับการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface) ซึ่งพื้นผิวที่ไม่เสถียรจะช่วยเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวของร่างกาย สอดคล้องกับการศึกษาของ Anderson และ Behm (2005) พบว่ามีการทำงานเพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อส่วนท้องที่ช่วยรักษาสสมดุลของการเคลื่อนไหว (Abdominal stabilizer) และกล้ามเนื้อขา (soleus) ขณะที่ทำท่าสควอทบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface)

ที่ผ่านมามีการฝึกด้วยแรงต้านบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรได้รับความนิยมนำมาใช้ในการฝึกนักกีฬา และการฟื้นฟูร่างกาย (Rehabilitation) มากขึ้น (Zemková et al., 2012) ซึ่งจากการศึกษาโดยทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) พบว่าในสถานะที่พื้นผิวไม่เสถียรมีการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวที่ช่วยพยุงร่างกาย (Trunk-stabilizing muscle) มากขึ้นและมากกว่าพื้นผิวที่เสถียร ทั้งในท่า Curl-up (Vera-Garcia et al., 2000) ท่า Bridge (Behm, Leonard, Young, Bonsey, and Mackinnon, 2005; Marshall and Murphy, 2005) ท่า Dumbbell chest press (Marshall and Murphy, 2006) และท่าสควอท (Squat) (Anderson and Behm, 2005; McBride, Cormie, and Deane, 2006) ซึ่งเป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับการฝึกแรงต้านด้วยความหนักที่ไม่เสถียรและวิธีการฝึกนี้ถูกนำมาใช้ในการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อมากขึ้น เช่นเดียวกัน ซึ่งสามารถเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว (Trunk muscle) ได้ทั้งในท่านอนดัน (Bench press) (Dunnick, Brown, Coburn, Lynn, and Barillas, 2015) และท่าสควอท (Lawrence and Carlson, 2015) แต่อย่างไรก็ตามยังไม่มีการศึกษาที่จะเป็นคำแนะนำในการเลือกวิธีการฝึกที่เหมาะสมและปลอดภัยในสถานะที่ไม่เสถียร (Instability) ดังนั้นผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic activity) และแรงปฏิกิริยาจากพื้น

(Ground reaction force) เปรียบเทียบกันระหว่างการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร ออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร และออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรในท่าสควอท ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้ใช้ความหนักในช่วงของการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยข้อมูลที่ได้จากการศึกษาสามารถนำมาประยุกต์ใช้เป็นทางเลือกให้แก่ผู้ฝึกสอนและนักกีฬานำไปใช้พัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อให้การฝึกมีประสิทธิภาพมากขึ้น

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

คำสำคัญ

ความหนักที่เสถียร (Stable load), พื้นผิวที่เสถียร (Stable surface), ความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load), พื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface), แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force), คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG)

สมมุติฐานของการวิจัย

1. การออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรในท่าสควอทจะมีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่าการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร ความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรและความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร
2. แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งเมื่อออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรในท่าสควอทจะน้อยกว่าเมื่อเทียบกับการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร ความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรและความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

ขอบเขตของการวิจัย

1. ตัวแปรที่ศึกษา

1.1 ตัวแปรอิสระ (Independent variable)

การวิจัยนี้แบ่งการศึกษาออกเป็น 4 รูปแบบ โดยแต่ละกลุ่มใช้การแบกน้ำหนักด้วยความหนัก 75 %ของหนึ่งอาร์เอ็ม (1RM) ในท่าฮาล์ฟ สควอท (Half squat) ให้เข้าท่ามุม 90 องศา ดังนี้

รูปแบบที่ 1 น้ำหนักแบบมีความเสถียร (Stable load; SL) บนพื้นผิวที่เสถียร (Stable surface; SS)

รูปแบบที่ 2 น้ำหนักแบบมีความเสถียร (Stable load; SL) บนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface; US)

รูปแบบที่ 3 น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร (Unstable load; UL) บนพื้นผิวที่เสถียร (Stable surface; SS)

รูปแบบที่ 4 น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร (Unstable load; UL) บนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface; US)

2.2 ตัวแปรตาม (Dependent variable)

2.2.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic activity)

ในการวิจัยครั้งนี้ศึกษาค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด โดยบันทึกเป็นเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด (%MVIC) และค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละมัดต่อเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป ในแต่ละรูปแบบการออกกำลังกาย ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องต่างๆ และกำหนดให้วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จำนวน 8 จุด โดยอ้างอิงจากการศึกษาของ Lawrence และ Carlson (2015) และ Saeterbakken และคณะ (2011) ดังนี้

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก เลือкмัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Biceps femoris

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า เลือкмัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Rectus femoris
- กล้ามเนื้อ Vastus medialis
- กล้ามเนื้อ Vastus lateralis

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า เลือкмัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Soleus

กลุ่มกล้ามเนื้อลำตัว เลือкмัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Rectus abdominis
- กล้ามเนื้อ External oblique
- กล้ามเนื้อ Erector spinae

2.2.2 แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force)

ในการวิจัยครั้งนี้ศึกษาแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งจากพื้นสูงสุด (Peak vertical ground reaction force) ขณะทดสอบด้วยท่าสควอท โดยใช้แผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 5695A DAQ บริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน

คำจำกัดความของการวิจัย

น้ำหนักแบบมีความเสถียร (Stable load) หมายถึง แผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติ โดยงานวิจัยนี้ใช้แผ่นน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ลักษณะกลมแบน และโอลิมปิก บาร์

น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร (Unstable load) หมายถึง น้ำหนักที่ไม่ถูกยึดไว้ให้มั่นคง โดยงานวิจัยนี้ใช้การแขวนแผ่นน้ำหนักข้างละ 20 กิโลกรัมด้วยยางยืด ซึ่งยางยืดจะถูกทำให้เป็นสี่ห่วง (Quadruple looped) เพื่อใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ โดยสามารถเพิ่มแผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติเพื่อให้ได้ความหนักที่ 75%1RM ของแต่ละคน

พื้นผิวที่เสถียร (Stable surface) หมายถึง พื้นผิวที่มีลักษณะแข็งและมั่นคง โดยงานวิจัยนี้ใช้พื้นผิวของแผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 5695A DAQ บริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน ติดตั้งในอาคารจุฬาพัฒน์ 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface) หมายถึง พื้นผิวที่มีลักษณะนิ่มและไม่มั่นคง ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้ Foam rubber pad (Hirase, Inokuchi, Matsusaka, and Okita, 2015) ยี่ห้อ Airex® mat บริษัท Sakai Medical ประเทศญี่ปุ่น

แรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง (Peak vertical ground reaction force) หมายถึง แรงจากพื้นที่สะท้อนกลับจากแรงกระทำของวัตถุ ซึ่งมีค่าเท่ากับน้ำหนักของวัตถุ และมีทิศทางตรงข้ามกับแรงกระทำเสมอตามกฎข้อที่ 3 ของนิวตัน เช่น ขณะยืนเท้าจะส่งแรงไปสู่พื้นและพื้นจะสะท้อนแรงมาสู่เท้าเช่นกัน

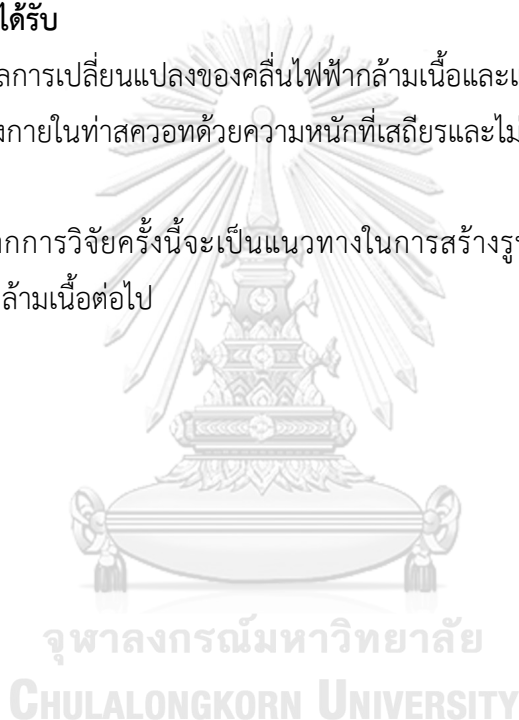
แผ่นเพิ่มน้ำหนัก (Weight plate) หมายถึง แผ่นน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ที่ใช้สำหรับเพิ่มน้ำหนัก โดยงานวิจัยครั้งนี้ใช้แผ่นน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ ยี่ห้อ ELEIKO ประเทศสหรัฐอเมริกา

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) หมายถึง ศักย์ไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย มีหน่วยเป็น มิลลิโวลต์ (mV)

ยางยืด (Elastic resistance band) หมายถึง ยางยืดแบบยืดหยุ่น ใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ สำหรับน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร โดยยางยืดจะถูกม้วนให้เป็น 4 ห่วง (Quadruple looped) เพื่อแขวนน้ำหนักข้างละ 20 กิโลกรัมไว้กับโอลิมปิก บาร์ และยังคงมีน้ำหนักติดอยู่กับโอลิมปิก บาร์ในลักษณะปกติ แทนการแขวนน้ำหนักทั้งหมดด้วยยางยืดเพื่อป้องกันการแขวนน้ำหนักที่ไม่เท่ากันของความหนัก 75%ของหนึ่งอาร์เอ็ม ของผู้เข้าร่วมวิจัย ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้ยางยืดยี่ห้อ EliteFTS รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ กว้าง 78 นิ้ว ประเทศสหรัฐอเมริกา โดยอ้างอิงจากงานวิจัยของลอเรนซ์และคาร์ลสัน (Lawrence and Carlson, 2015)

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้ทราบผลการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นด้วยรูปแบบการออกกำลังกายในท่าสควอทด้วยความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร
2. ข้อมูลที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้จะเป็นแนวทางในการสร้างรูปแบบการฝึกเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต่อไป



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในงานวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยศึกษาผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท ผู้วิจัยจึงได้ศึกษาค้นคว้าและรวบรวมเอกสาร บทความ และตำราวิชาการต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง พร้อมทั้งเรียบเรียงไว้ดังหัวข้อต่อไปนี้

1. สรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อ
2. การฝึกในสถานะที่ไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงการทำงานของกล้ามเนื้อ
3. การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
4. แรงปฏิกิริยาจากพื้น
5. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. สรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อ

1.1 คุณสมบัติของใยกล้ามเนื้อในการหดตัวและเมแทบอลิซึม

ถนอมวงศ์ กฤษณ์พีษฐ์ (2555) กล่าวว่า ใยกล้ามเนื้อจำแนกตามคุณสมบัติในการหดตัวและเมแทบอลิซึมสามารถจำแนกได้เป็น ใยหดตัวช้า (Slow-twitch fibers, ST) และใยหดตัวเร็ว (Fast-twitch fibers, FT) ตามลักษณะการหดตัวและตามลักษณะเมแทบอลิซึม ใยกล้ามเนื้อจำแนกเป็น ออกซิเดทีฟ (แบบใช้ออกซิเจนเป็นส่วนใหญ่) ไกลโคไลติก (แบบไม่ใช้ออกซิเจนเป็นส่วนใหญ่) และแบบผสมทั้งแบบใช้และไม่ใช้ออกซิเจน

ใยกล้ามเนื้อหดตัวเร็ว (Fast-twitch fibers, FT) เป็นใยที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่เป็น 2 เท่าของใยกล้ามเนื้อหดตัวช้าให้พลังงานสูงสุดเป็นวินาทีถึงนาที มีเอนไซม์ของระบบพอสฟาเจนและระบบไกลโคไลติก 2-3 เท่าของใยกล้ามเนื้อหดตัวช้า แต่ใยกล้ามเนื้อหดตัวช้า (Slow-twitch fibers, ST) ให้พลังงานประเภททำงานได้ยาวนาน (อดทน) จากนาทีถึงชั่วโมง มีไมโทคอนเดรีย ไมโอโกลบิน ฮีโมโกลบิน และเส้นเลือดฝอยมาก นักกีฬาชนิดต่างกันจะมีเปอร์เซ็นต์ใยกล้ามเนื้อหดตัวเร็วและหดตัวช้าแตกต่างกัน

ปัจจุบันได้มีการจำแนกใยกล้ามเนื้อ โดยพิจารณาจากลักษณะการหดตัวและการเมแทบอลิซึม (Axen and Axen, 2001; Brown, Miller, and Eason, 2006) จำแนกใยกล้ามเนื้อได้ 2 ชนิดคือ

1. ไยก้ามเนื้อชนิดที่ I (Type I fibers) หมายถึง ไยก้ามเนื้อหดตัวช้า (Slow-twitch fibers, ST) ต้านทานความล้าได้ดีและแหล่งพลังงานได้จากระบบใช้ออกซิเจน จึงเรียกว่า ไยเอสโอ [Slow oxidative (SO) fibers]

2. ไยก้ามเนื้อชนิดที่ II (Type II fibers) หมายถึง ไยก้ามเนื้อหดตัวเร็ว (Fast-twitch fibers, FT) เกิดความล้าได้เร็วและแหล่งพลังงานได้จากระบบเอทีพี-ซีพี และระบบไกลโคไลติก เป็นระบบไม่ใช้ออกซิเจน ไยชนิดนี้แบ่งเป็น 2 แบบ คือ

2.1 ไยก้ามเนื้อชนิด IIa (Type IIa fibers) หรือเรียกว่าไยเอฟโอจี [Fast oxidative (FOG) fibers] เพราะพลังงานได้มาจากทั้งระบบใช้ออกซิเจนและระบบไม่ใช้ออกซิเจน (ATP-CP and glycolytic system)

2.2 ไยก้ามเนื้อชนิด IIb (Type IIb fibers) หรือเรียกว่าไยเอฟจี [Fast glycolytic (FG) fibers] เพราะพลังงานได้มาจากระบบไม่ใช้ออกซิเจนเป็นสำคัญ

ตารางที่ 1 แสดงลักษณะทางโครงสร้างและการทำงานของไยก้ามเนื้อ (ดร.ณรรณ สุขสม, 2552)

ลักษณะ	ชนิดของไยก้ามเนื้อ		
	หดตัวช้า (I)	หดตัวเร็ว (IIa)	หดตัวเร็ว (IIb)
ลักษณะทางโครงสร้าง			
สี	แดง	แดง(ชมพู)	ขาว(ซีด)
ขนาดไยก้ามเนื้อ	เล็ก	ปานกลาง	ใหญ่
ไมโทคอนเดรีย (Mitochondria)	มาก	มาก	มาก
หลอดเลือดฝอย	มาก	มาก	น้อย
ลักษณะทางเมตาบอลิซึม			
ความเร็วในการหดตัว	ช้า	เร็ว	เร็ว
ฤทธิ์เอนไซม์ Myosin ATPase	ช้า	เร็ว	เร็ว
กระบวนการสร้าง ATP	แอโรบิก	แอโรบิก	แอนแอโรบิก
ปริมาณไมโอโกลบิน (Myoglobin)	มาก	มาก	น้อย
ปริมาณไกลโคเจนสะสม	น้อย	ปานกลาง	มาก
ภาวะเพลียล้า	ยาก	ปานกลาง	ง่าย
ลักษณะทางหน้าที่การทำงาน			
แรงที่เกิดขึ้น	ต่ำ	สูง	สูง
ประสิทธิภาพในการเกิดแรง	สูง	ต่ำ	ต่ำ

1.2 กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal muscle)

ดร.ณวรรณ สุขสม (2552) กล่าวว่า การทำงานของกล้ามเนื้อโครงร่างในร่างกายโดยปกติจะถูกควบคุมโดยระบบประสาทยนต์ โดยที่มอเตอร์แอเรีย (Motor area) ในสมองจะส่งพลังประสาทมาตามเส้นประสาทในระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งถูกถ่ายทอดไปยังระบบประสาทส่วนปลาย และไปยังระบบกล้ามเนื้อ โดยผ่านทางหน่วยประสาทยนต์ (Motor unit) ซึ่งถือเป็นหน่วยย่อยที่สุดของระบบกล้ามเนื้อที่สามารถทำงานได้ หน่วยประสาทยนต์ประกอบด้วยเซลล์ประสาทยนต์ (Motor neuron) 1 เซลล์ และเส้นใยกล้ามเนื้อจำนวนหนึ่งที่นิเวรอนนั้นไปเลี้ยง เมื่อเซลล์ประสาทยนต์หนึ่งถูกกระตุ้น เส้นใยกล้ามเนื้อทุกเส้นใยที่ถูกเลี้ยงโดยนิเวรอนนั้นจะตอบสนองโดยการหดตัวทั้งหมด

กล้ามเนื้อโครงร่างถูกกระตุ้นด้วยกระแสประสาท ซึ่งแพร่กระจายไปตามเส้นประสาทผ่านทางนิวโรมัสคูลาร์ จังก์ชัน (Neuromuscular junction) หรือมอเตอร์เอนเพลท (Motor end plate) ไปยังเซลล์กล้ามเนื้อเหนี่ยวนำทำให้เกิดเอนเพลท โปเทนเชียล (End plate potential) แอคชั่น โปเทนเชียล (Action potential) จะแพร่กระจายเข้าสู่เซลล์กล้ามเนื้อเข้าไปในเซลล์โดยทาง ที-ทิวบูล (T-tubule) ทำให้แคลเซียมหลั่งออกจากซาร์โคพลาสมิก เรติคิวลัม (Sarcoplasmic reticulum; SR) เกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานเคมีไปเป็นพลังงานกล และพลังงานความร้อนภายในไมโอไฟลาเมนต์ (Myofilament) ซึ่งเป็นส่วนประกอบย่อยของเซลล์กล้ามเนื้อ มีผลทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว (Muscle twitch หรือ Muscle contraction) ในที่สุด

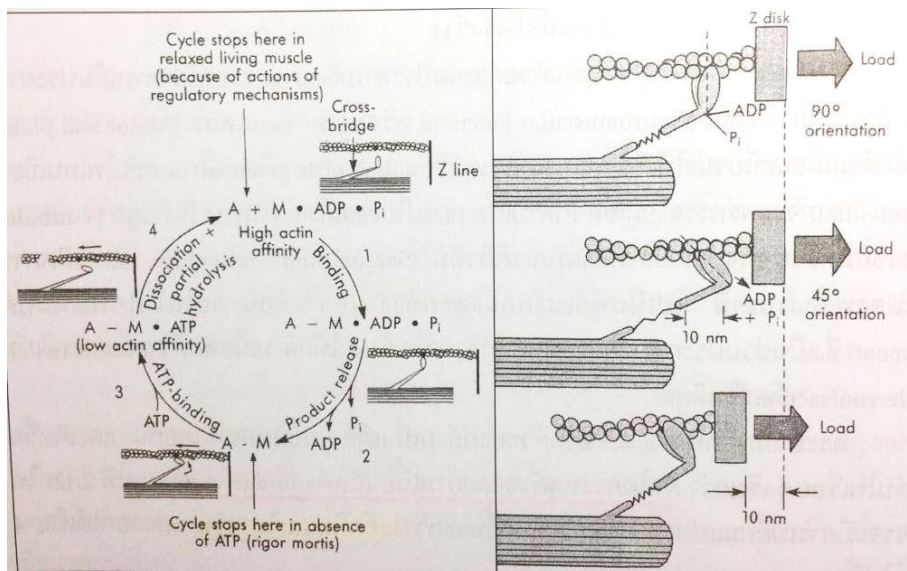
ขบวนการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อเกิดขึ้นตอนติดต่อกันและเกิดขึ้นวนเวียนกันไปเรื่อยๆ เรียกว่า กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Cross bridge cycle) ในแต่ละวงจรจะมีการเปลี่ยนแปลงทางชีวเคมีที่เกิดขึ้นระหว่างไมโอซินและแอคติน แบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอน ดังต่อไปนี้

ขั้นที่ 1 เป็นระยะพัก แอคตินและไมโอซินเป็นอิสระต่อกันเนื่องจากอิทธิพลของเรกกูลาโทรี โปรตีน (Regulatory protein) และไม่มีแคลเซียมเป็นตัวก่อให้เกิดปฏิกิริยาระหว่างแอคตินและไมโอซิน

ขั้นที่ 2 เมื่อแคลเซียมภายในเซลล์สูงขึ้น จะเกิดครอสบริดจ์ (Cross bridge) ระหว่างแอคตินและไมโอซิน พลังงานที่สะสมไว้ในโมเลกุลของไมโอซินถูกปล่อยออกมาใช้ในการหดตัวของกล้ามเนื้อ

ขั้นที่ 3 กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ในขั้นนี้หัวของไมโอซินยังคงเกาะกับแอคติน เรียกการรวมตัวขณะนี้เป็นไรเกอร์ คอมเพล็กซ์ (Rigor complex)

ขั้นที่ 4 หัวของไมโอซินรวมตัวกับเอทีพี (ATP) 1 โมเลกุล ทำให้หัวของไมโอซินหลุดจากแอคติน จากนั้นมีการสลายตัวของเอทีพี ได้เป็น เอดีพีพีไอ (ADP Pi) และพลังงานซึ่งสะสมไว้ในโมเลกุลของไมโอซิน ขั้นนี้กล้ามเนื้อมีการคลายตัวและวงจรย้อนกลับไปขั้นที่ 1



รูปที่ 1 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่าง (ดร.ณวรรณ สุขสม, 2552)

ในแต่ละกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อจะมีการสลายตัวของเอทีพีเพียง 1 โมเลกุล พลังงานที่เกิดขึ้นถูกเปลี่ยนเป็นพลังงานกล โดยการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของส่วนหัวของไมโอซิน ในการเกิดกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อแต่ละครั้งจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของฟิลาเมนต์ไปได้ 10 นาโนเมตร และแรงที่เกิดขึ้นมีเพียงเล็กน้อย อย่างไรก็ตามการเกิดกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อนี้จะเกิดวนเวียนติดต่อกันไปเรื่อยๆ หลายๆล้านครั้ง เป็นผลให้กล้ามเนื้อหดตัวและเกิดแรงขึ้น

1.3 การระดมการทำงานของหน่วยยนต์ (Order of recruitment of motor unit)

ดร.ณวรรณ สุขสม (2552) กล่าวว่า หน่วยยนต์ (Motor unit) เป็นหน่วยที่เล็กที่สุดที่ระบบการเคลื่อนไหวจะทำงานได้ โดยหน่วยยนต์หนึ่งประกอบด้วย ประสาทยนต์ (Motor nerve) 1 ไย พร้อมทั้งจำนวนใยกล้ามเนื้อที่ประสาทยนต์นี้ไปเลี้ยง การหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่างอยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ ซึ่งสั่งงานออกมาในรูปของสัญญาณไฟฟ้า (Nerve action potential) จากระบบประสาทส่วนกลาง ดังนั้น เมื่อมีคำสั่งส่งมาจากเซลล์ประสาทจะทำให้ใยกล้ามเนื้อในหน่วยยนต์นั้นๆ เกิดการหดตัวพร้อมกันทั้งกลุ่ม ลักษณะของสัญญาณโดยเฉพาะความถี่จากเซลล์ประสาทยนต์ (Motor neuron) จะเป็นตัวกำหนดคุณสมบัติของกล้ามเนื้อโดยออกฤทธิ์ที่ยืน เช่น เซลล์ประสาทยนต์ที่ควบคุมกลุ่มเส้นใยที่หดตัวช้า (Type I) ก็จะเป็นชนิดนั้นๆ เหมือนกันหมด แต่เนื่องจากกล้ามเนื้อแต่ละมัดของร่างกายจะประกอบขึ้นด้วยหน่วยยนต์จำนวนมากและแต่ละหน่วยยนต์มีคุณสมบัติต่างกัน ดังนั้น ในกล้ามเนื้อโครงร่างแต่ละแห่งจะมีทั้งเส้นใยที่หดตัวได้เร็วและหดตัวได้ช้าอยู่ปะปนกัน (Heterogeneous) ซึ่งคุณสมบัติของกล้ามเนื้อมัดนั้นจะเป็นอย่างไรขึ้นอยู่กับชนิดเซลล์กล้ามเนื้อส่วนใหญ่ว่าเป็นชนิดใด เช่น โซเลียส (Soleus) เป็นกล้ามเนื้อที่จัดว่าหดตัวช้าจะมีเส้นใยที่

หดตัวช้าอยู่ 80-90% และหดตัวเร็วอยู่ 10-20% คุณสมบัติของเซลล์ประสาทยอนต์และเส้นใยกล้ามเนื้อในหน่วยยอนต์แต่ละชนิดจะแตกต่างกัน ในหน่วยยอนต์ของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า (Type I) เซลล์ประสาทสั่งการจะมีขนาดเล็ก มีระดับกั้น (Threshold) ต่ำ ถูกกระตุ้นโดยง่าย ส่วนในหน่วยยอนต์ของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวเร็ว (Type II) นั้น เซลล์ประสาทสั่งการมีขนาดใหญ่ มีระดับกั้นสูง ถูกกระตุ้นยากโดยเฉพาะชนิดหดตัวเร็วบี (Type II b) ถูกกระตุ้นยากที่สุด ดังนั้น เมื่อทำงานหนักขึ้นหน่วยยอนต์ที่มาช่วยในการทำงานของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า คือ ชนิดหดตัวเร็วเอ (Type II a) เมื่อแรงกระตุ้นสูงขึ้นถึงอีกระดับหนึ่งจะถึงระดับกั้นของชนิดหดตัวเร็วบี (Type II b) หน่วยยอนต์เส้นใยในกลุ่มนี้จึงจะถูกกระตุ้นให้ออกมาทำงาน การพัฒนาความสามารถในการระดมความพร้อมเพียงในการทำงานของหน่วยยอนต์นี้จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่จะต้องได้รับการฝึกฝนในนักกีฬา อย่างไรก็ตาม ยังพบว่าในกล้ามเนื้อมัดเดียวกัน ก็ยังมีความแตกต่างกันในการกระจายของชนิดใยกล้ามเนื้อ และในบุคคลต่างๆ ก็ยังมีการกระจายของใยกล้ามเนื้อแตกต่างกันไปด้วย แต่อาจกล่าวได้ว่านักกีฬาที่ต้องอาศัยความอดทนจะมีเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้ามากกว่า ส่วนนักกีฬาที่ไม่ต้องการความอดทนจะมีเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวเร็วมากกว่า

ในการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละครั้ง สามารถแบ่งกลุ่มกล้ามเนื้อตามลักษณะการทำงานได้ดังนี้

1. กล้ามเนื้อที่มีหน้าที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (Agonistic or Prime movers) เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบความยาวสั้นลง (Concentric contraction) และเกิดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้ออย่างแท้จริง จะเกิดขึ้นใกล้ๆกับจุดที่กล้ามเนื้อเกาะอยู่
2. กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ตรงกันข้าม (Antagonists) หมายถึง กล้ามเนื้อที่หย่อนหรือคลายตัวเมื่อกกล้ามเนื้อกลุ่มแรกหดตัว หรือหดตัวเมื่อกกล้ามเนื้อกลุ่มแรกคลายตัว เช่น กล้ามเนื้อ triceps brachii จะทำงานตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ biceps brachii และกล้ามเนื้อ brachialis
3. กล้ามเนื้อที่อยู่กับที่ (Fixation muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ช่วยดึงส่วนต้นของกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เคลื่อนไหวให้อยู่กับที่ ฉะนั้นเมื่อกกล้ามเนื้อกลุ่มนั้นหดตัวก็จะมี การเคลื่อนไหวเฉพาะอีกปลายหนึ่งเท่านั้น
4. กล้ามเนื้อที่ร่วมทำงาน (Synergists) คือ กล้ามเนื้อที่ช่วยควบคุมหรือบังคับข้อต่อต่างๆ ไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ไม่จำเป็นในขณะที่กล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เคลื่อนไหวกำลังทำงาน

1.4 ชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่าง

ดร.ณวรรณ สุขสม (2552) การหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่างเกิดจากการกระตุ้นของประสาทกล้ามเนื้อ ปลายข้างหนึ่งของกล้ามเนื้อจะเกาะกับกระดูกชิ้นหนึ่ง (Origin) ส่วนปลายของกล้ามเนื้ออีกข้างหนึ่งจะอยู่ข้ามข้อต่อไปเกาะยึดกับกระดูกอีกชิ้นหนึ่ง (Insertion) ดังนั้น เมื่อกกล้ามเนื้อทำงาน คือ

การหดตัวก็จะดึงกระดูกชั้นที่สองให้เกิดการเคลื่อนที่ ซึ่งโดยปกติแล้วกล้ามเนื้อจะทำงานเป็นคู่ๆ หรือเป็นกลุ่ม ถ้ากลุ่มหนึ่งทำหน้าที่เหยียดออก อีกกลุ่มหนึ่งซึ่งอยู่ในด้านตรงกันข้ามก็จะทำหน้าที่งอพับ หรือกลุ่มหนึ่งทำหน้าที่กางออก กลุ่มตรงกันข้ามจะทำหน้าที่หุบเข้า การทำงานจะผสมผสานกันทำให้เกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ ฉะนั้น ความสมดุลของการทำงานของกล้ามเนื้อคู่สัมพันธ์ จึงเป็นปัจจัยที่สำคัญต่อประสิทธิภาพของการเคลื่อนไหว

การหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่าง แบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ

1. การหดตัวแบบคงความตึง (Isotonic or Dynamic contraction) เกิดขึ้นเมื่อแรงภายในกล้ามเนื้อมีค่ามากกว่าแรงต้านทานภายนอก เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ความยาว (Length) และความตึงตัว (Tension) ของกล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลง ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่เป็นผลให้ได้งานเกิดขึ้น (งาน = แรง x ระยะทาง) การหดตัวชนิดนี้ยังแบ่งออกเป็น 2 แบบย่อย คือ

1.1 การหดตัวแบบคอนเซนทริก (Concentric contraction) คือ กล้ามเนื้อมีการหดตัวสั้นเข้า มีความตึงตัวสูงขึ้นเพื่อต่อสู้กับแรงต้านทาน เช่น กล้ามเนื้อแขนขณะยกดัมเบลล์ ทำให้เกิดการงอ (Flexion) ที่ข้อศอก

1.2 การหดตัวแบบเอ็กเซนทริก (Eccentric contraction) คือ การทำงานของกล้ามเนื้อเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวสั้นอยู่ และมีแรงภายนอกที่มากกว่าแรงภายในของกล้ามเนื้อและกล้ามเนื้อยอมให้ความยาวเพิ่มขึ้นโดยที่แรงตึงตัวของกล้ามเนื้อยังคงปกติ การทำงานชนิดนี้เปรียบเสมือนเป็นเบรกเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยจะเกิดขึ้นกับการเคลื่อนไหวที่เป็นไปตามทิศทางของแรงดึงดูดของโลก ยกตัวอย่างเช่น การที่กล้ามเนื้อแอนตาโกนิสต์ (Antagonist) จะทำงานเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหว เช่น การนั่งลง กล้ามเนื้อในการเหยียดข้อสะโพกจะทำงานโดยการหดตัวแบบเอ็กเซนทริก หรือการถือน้ำหนักท่างอข้อศอก 90 องศา และค่อยๆ ปล่อยให้ระดับลง กล้ามเนื้อในการงอข้อศอกจะทำงานโดยการหดตัวแบบเอ็กเซนทริก เป็นต้น

2. การหดตัวแบบคงความยาว (Isometric or static contraction) เกิดขึ้นเมื่อแรงภายในกล้ามเนื้อที่เกิดจากการหดตัวมีค่าเท่ากับแรงต้านทานภายนอก เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยที่ความยาว (Length) ของกล้ามเนื้อไม่เปลี่ยนแปลง แต่มีความตึงตัวเพิ่มขึ้น ดังนั้น การหดตัวชนิดนี้จึงไม่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวแต่อย่างใด จึงไม่มี “งาน” ในแง่ของกลศาสตร์เกิดขึ้นเพราะว่าไม่มีระยะทางนั่นเอง เช่น เมื่อเรากางแขนถือของหนักไว้ในมือหรือนอนยกขาขึ้นขณะขาเหยียดตรงแล้วเกร็งกล้ามเนื้อค้างไว้ แม้ไม่มีการเปลี่ยนแปลงระยะทางของการเคลื่อนไหวแต่กล้ามเนื้อแขนและขาได้มีการตึงตัวขึ้น

1.5 กลไกการทำงานของกล้ามเนื้อขา

Weineck (1990) ได้วิเคราะห์กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ออกแรงทำให้เกิดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อต่างๆ ของขา โดยเรียงลำดับจากกล้ามเนื้อมัดที่ออกแรงมากไปหาน้อยตามลำดับดังนี้

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อ Gluteus maximus
- กล้ามเนื้อ Adductor magnus
- กล้ามเนื้อ Semimembranosus
- กล้ามเนื้อ Semitendinosus
- กล้ามเนื้อ Gluteus medius
- กล้ามเนื้อ Quadratus femoris

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดหัวเข่า ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อ Rectus femoris
- กล้ามเนื้อ Vastus medialis
- กล้ามเนื้อ Vastus lateralis
- กล้ามเนื้อ Vastus intermedius

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อ Gastrocnemius
- กล้ามเนื้อ Soleus
- กล้ามเนื้อ Flexor hallucis longus
- กล้ามเนื้อ Flexor digitorum longus
- กล้ามเนื้อ Tibialis posterior

Weineck (1990) ได้สรุปผลจากการวิเคราะห์กล้ามเนื้อว่า ในกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก มีกล้ามเนื้อ Gluteus maximus เป็นกล้ามเนื้อมัดหนึ่งที่แข็งแรงที่สุดในร่างกาย มีหน้าที่หลักคือการเหยียดสะโพก ได้แก่ ในขณะที่ยกตัวขึ้นสู่ท่ายืนปกติจากท่าย่อตัวในขณะวิ่ง และในขณะหยุด ในกลุ่มกล้ามเนื้อ Quadriceps femoris เป็นกล้ามเนื้อที่ใหญ่ที่สุด มีหน้าที่เหยียดเข่า ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus intermedius โดยที่กล้ามเนื้อ Rectus femoris ประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็วเป็นส่วนใหญ่ และนอกจากจะทำหน้าที่เหยียดเข่าแล้ว ยังทำหน้าที่เหยียดสะโพกอีกด้วย ส่วนใหญ่กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้าก็มีกล้ามเนื้อ gastrocnemius เป็นกล้ามเนื้อที่ประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็วเป็นส่วนใหญ่ มีหน้าที่หลักคือ การเหยียดข้อเท้า เพื่อยกส้นเท้าให้พ้นพื้นได้แก่ ในขณะวิ่ง และในขณะกระโดด

จากข้อสรุปของ Weineck (1990) จะเห็นได้ว่า ในการพัฒนาสมรรถภาพของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกระโดด การเคลื่อนที่ และหยุด จะต้องพัฒนากล้ามเนื้อเหยียดสะโพก กล้ามเนื้อเหยียดเข่า และกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็วเป็นส่วนใหญ่ ดังนั้นการฝึกด้วยน้ำหนักเพื่อพัฒนาความแข็งแรง และสมรรถภาพของกล้ามเนื้อเหล่านี้ จะต้องใช้ความหนักในระดับที่สามารถระดมเส้นใยกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็วมาทำงานได้

พลังกล้ามเนื้อขาทั้งหมดที่ใช้ในการกระโดดขึ้นในแนวตั้งนั้น มาจาก

- กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก 40%
- กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า 24.2%
- กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า 35.8%

ดังนั้นจึงเป็นแนวทางในการเลือกท่าฝึกที่เหมาะสมกับท่าฝึกที่ใช้กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก และกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า

Umberger (1998) ได้สรุปกายวิภาคของขาที่แสดงให้เห็นถึงข้อเท็จจริงสองประการซึ่งมีความเกี่ยวข้องเป็นอย่างมากต่อประสิทธิภาพของการทำงานโดยใช้พลังกล้ามเนื้อขา

1. กล้ามเนื้อขาหลายมัดที่ทอดข้ามข้อต่อมากกว่าหนึ่งข้อต่อ ซึ่งมีกล้ามเนื้อที่สำคัญ ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus femoris, กล้ามเนื้อ Gastrocnemius, กล้ามเนื้อ Hamstrings ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ Semimembranosus, กล้ามเนื้อ Semitendinosus และกล้ามเนื้อ Biceps femoris
2. น้ำหนักส่วนใหญ่ของกล้ามเนื้อขาจะตกอยู่ใกล้กับข้อต่อที่อยู่ใกล้กับลำตัวซึ่งก็คือ สะโพก น้ำหนักส่วนน้อยของกล้ามเนื้อขาจะตกอยู่ใกล้กับข้อต่อที่อยู่ไกลจากลำตัวซึ่งก็คือ เข่ากับข้อเท้า ดังนั้น ในการทำงานของขา จึงมีการถ่ายโยงพลังงานจากกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณสะโพกไปยังกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณเข่าและข้อเท้า เพื่อเป็นการชดเชยลักษณะทางกายวิภาคที่ถูกกำหนดขึ้นมาตามธรรมชาติ ให้กล้ามเนื้อบริเวณข้อต่อที่อยู่ไกลจากลำตัวนั้นมีน้ำหนักน้อย

ในการกระโดดขึ้นไปในแนวตั้งนั้น กล้ามเนื้อขาที่แตกต่างกันเริ่มจากกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก กล้ามเนื้อเหยียดเข่า และกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ตามลำดับจนกว่าเท้าจะพ้นจากพื้น ซึ่งกล้ามเนื้อดังกล่าวจะหดตัวแบบความยาวเพิ่มขึ้น ก่อนจะหดตัวแบบความยาวลดลงอย่างรวดเร็ว

กล้ามเนื้อ Rectus femoris ทอดข้ามข้อสะโพกและเข่าทางด้านหน้า มีหน้าที่งอสะโพกและเหยียดหัวเข่า

กล้ามเนื้อ Hamstrings ทอดข้ามสะโพกและเข่าผ่านทางด้านหลัง มีหน้าที่เหยียดสะโพกและงอเข่า

กล้ามเนื้อ Gastrocnemius ทอดข้ามเข่าและข้อเท้าทางด้านหลัง มีหน้าที่เหยียดข้อเท้าและงอเข่า

Umberger (1998) ได้กล่าวว่า ในขณะที่เริ่มต้นออกแรงเพื่อที่จะกระโดดขึ้นไปในแนวตั้งนั้น กล้ามเนื้อ Rectus femoris จะออกแรงเพื่อเหยียดเข่า แต่เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่ทอดข้ามสองข้อต่อจึงมีการออกแรงเพื่อองสะโพกในเวลาเดียวกัน ส่วนกล้ามเนื้อ Hamstrings จะออกแรงเพื่อเหยียดสะโพก ก็จะมีการออกแรงเพื่อองเข่าในเวลาเดียวกัน การทำงานเช่นนี้เป็นไปในลักษณะที่ปลายข้างหนึ่งของกล้ามเนื้อมีความยาวเพิ่มขึ้น ส่วนปลายอีกข้างหนึ่งมีความยาวลดลง ดังนั้น กล้ามเนื้อ Rectus femoris และกล้ามเนื้อ Hamstrings จะทำงานด้วยความเร็วต่ำจึงเกิดแรงมากและสามารถถ่ายโยงไปยังเข่าได้ ส่วนกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ทอดข้ามสองข้อต่อเช่นเดียวกัน ก็จะมีการถ่ายโยงแรงไปยังข้อเท้าด้วย จากการวิเคราะห์ตามหลักชีวกลศาสตร์พบว่าในปริมาณพลังกล้ามเนื้อทั้งหมดที่ใช้ในการเหยียดเข่านั้น ได้รับการถ่ายโยงมาจากข้อสะโพกโดยผ่านกล้ามเนื้อ Rectus femoris เป็นปริมาณ 21% และในปริมาณพลังกล้ามเนื้อทั้งหมดที่ใช้ในการเหยียดข้อเข่านั้นได้รับการถ่ายโยงมาจากเข่าโดยผ่านกล้ามเนื้อ Gastrocnemius เป็นปริมาณ 25%

นอกจากนั้น Umberger (1998) ได้เสนอแนะว่า การที่จะวัดพลังกล้ามเนื้อที่ข้อต่อแต่ละข้อต่อนั้นคงจะไม่ถูกต้องถ้าใช้การวัดโดยให้ข้อต่อแต่ละข้อทำงานเป็นอิสระต่อกัน และให้แนวคิดที่น่าเชื่อถือว่า วิธีการฝึกที่จะนำมาใช้นั้นจะต้องเลียนแบบหรือเหมือนกับกิจกรรมที่จะกระทำจริงๆ ซึ่งถ้าจะพัฒนาความสามารถในการกระโดดขึ้นไปในแนวตั้ง ก็ต้องใช้ท่าฝึกที่ใช้กล้ามเนื้อขาชนิดต่างๆ ทำงานต่อเนื่องกันตามลำดับ ได้แก่ ท่าเพาเวอร์คลีน ท่าเพาเวอร์สแนทซ์ ท่าแสงค์คลีน หรือพลัยโอเมตริก

1.6 กล้ามเนื้อที่ทำการศึกษา

โดยงานวิจัยครั้งนี้อ้างอิงกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาจากงานวิจัยของลอว์เรนซ์และคาร์ลสัน (Lawrence and Carlson, 2015) ดังนี้

1. กล้ามเนื้อขา (Leg muscle) ที่ทำการศึกษาประกอบไปด้วย

1.1 กล้ามเนื้อของต้นขา (Muscle of the thigh) (วิลเล่ ซินธเนส, 2555)

1. กล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Anterior or extensor group) ในงานวิจัยครั้งนี้ ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกลุ่มกล้ามเนื้อ Quadriceps femoris เป็นกล้ามเนื้อที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ 4 มัดย่อย ที่มีจุดเกาะต้นแตกต่างกัน ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Rectus femoris อยู่ตรงกลางทางด้านหน้าของต้นขามีจุดเกาะต้นจาก Anterior inferior iliac spine มีแนวของเส้นใยกล้ามเนื้อขนานกับแนวกลางตัว
- กล้ามเนื้อ Vastus lateralis อยู่ทางด้านนอก เกาะจาก Greater trochanter และ Linea aspera ของกระดูก Femur

- กล้ามเนื้อ Vastus medialis อยู่ทางด้านใน เกาะจาก Linea aspera ของกระดูก femur

- กล้ามเนื้อ Vastus intermedius อยู่ตรงกลางลึกลงต่อกล้ามเนื้อ Rectus femoris ทั้งนี้ไม่ได้ทำการศึกษากล้ามเนื้อมัดนี้เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ลึกจึงไม่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนังได้

กล้ามเนื้อทั้งมัดทำหน้าที่เหยียดปลายขา เฉพาะกล้ามเนื้อ Rectus femoris จะทำหน้าที่งอต้นขาด้วย

2. กล้ามเนื้อด้านหลัง (Posterior or flexor group) (วิไล ชินธเนศ, 2555)

ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อ Biceps femoris เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้น 2 ตำแหน่งคือ Long head เกาะจาก Ischial tuberosity และ Short head เกาะจาก Linea aspera บนกระดูก Femur ทั้ง 2 ส่วนมีจุดเกาะปลายร่วมกันที่ส่วนหัวของกระดูก Fibula และผิวด้านนอกของกระดูก Tibia

- กล้ามเนื้อ Semitendinosus เกาะจาก Ischial tuberosity ไปยังผิวด้านใกล้แนวกลางตัวของกระดูก Tibia

- กล้ามเนื้อ Semimembranosus เกาะจาก Ischial tuberosity ไปยัง Medial condyle ของกระดูก Tibia

กล้ามเนื้อกลุ่มนี้รวมเรียกว่า Hamstrings ทำหน้าที่เหยียดต้นขาและงอปลายขา โดยงานวิจัยครั้งนี้ศึกษาเฉพาะการเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ซึ่งอ้างอิงจากงานวิจัยของลอว์เรนซ์และคาร์ลสัน (Lawrence and Carlson, 2015)

1.2 กล้ามเนื้อของปลายขา (Muscle of the leg) (วิไล ชินธเนศ, 2555)

งานวิจัยครั้งนี้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อ Soleus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อด้านหลัง (Posterior group) และเป็นกล้ามเนื้อกลุ่มที่อยู่ตื้น (Superficial layer) ประกอบด้วย

- กล้ามเนื้อ Gastrocnemius

- กล้ามเนื้อ Soleus

- กล้ามเนื้อ Plantaris

กล้ามเนื้อแต่ละมัดมีจุดเกาะต้นต่างกันคือกล้ามเนื้อ Gastrocnemius เกาะจาก Medial และ Lateral condyles ของกระดูก Femur กล้ามเนื้อ Soleus เกาะจากกระดูก

Tibia และ Fibula และกล้ามเนื้อ Plantaris เกาะจากกระดูก Femur เหนือ Lateral condyle เอ็นของกล้ามเนื้อเหล่านี้รวมกันเป็นเอ็นเส้นเดียวเรียกว่า Calcaneal (Achilles) tendon ไปเกาะที่กระดูก Calcaneus ทำหน้าที่กระดูกปลายเท้าลง (Plantar flexion)

2. กล้ามเนื้อลำตัว (Trunk muscle)

2.1 กล้ามเนื้อของหลัง (Posterior wall)

วิลเลียม ชินธเนต (2555) กล่าวว่า กล้ามเนื้อของหลังทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง (Vertebral column) กล้ามเนื้อกลุ่มนี้มีความซับซ้อนทั้งทางด้านจุดเกาะและการคาบเกี่ยวกันระหว่างกล้ามเนื้อแต่ละมัด ซึ่งงานวิจัยครั้งนี้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Erector spinae (Sacrospinalis) เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มใหญ่ทางด้านข้างของกระดูกสันหลัง ทิศทางการเกาะขนานกับแนวของกระดูกสันหลัง มีจุดเกาะต้นอยู่ทางด้านล่างและจุดเกาะปลายอยู่ทางด้านบน ประกอบด้วยกล้ามเนื้อหลายมัดพาดทับกัน แบ่งเป็นกลุ่มย่อยได้ 3 กลุ่มคือ

2.1 Iliocostalis group เป็นกลุ่มที่อยู่ไกลจากแนวกลางตัว

2.2 Longissimus group เป็นกลุ่มที่อยู่ส่วนกลาง

2.3 Spinalis group เป็นกลุ่มที่อยู่ใกล้แนวกลางตัว

2.2 กล้ามเนื้อของผนังช่องท้อง (Muscle of the abdominal wall)

1. กล้ามเนื้อช่องท้องด้านหน้า (Anterior wall)

งานวิจัยครั้งนี้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus abdominis เป็นกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเป็นแถบยาวขนานกับแนวกลางลำตัว มีจุดเกาะต้นจากกระดูก Pubis ทอดขึ้นบนไปยังจุดเกาะปลายที่ Xiphoid process และกระดูกอ่อนของซี่โครงที่ 5 ถึง 7 กล้ามเนื้อนี้จะมีแถบพังผืดพาดขวางแนวกล้ามเนื้อเป็นระยะเรียกว่า Tendinous intersections และถูกหุ้มด้วยแผ่นพังผืดเรียกว่า Rectus sheath ซึ่งเป็นเอ็นของกล้ามเนื้อผนังช่องท้องด้านข้าง หน้าที่ของกล้ามเนื้อคือกอดผนังช่องท้องเพื่อเพิ่มความดันในช่องท้องช่วยในการถ่ายอุจจาระและปัสสาวะ (วิลเลียม ชินธเนต, 2555)

2. กล้ามเนื้อผนังช่องท้องด้านข้าง (Lateral wall)

งานวิจัยครั้งนี้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ External abdominal oblique เป็นกล้ามเนื้อชั้นนอกสุด มีจุดเกาะจากกระดูกซี่โครง 8 อันล่างไปยังจุดเกาะปลายที่ Iliac crest ทางด้านหน้าแผ่เป็นแผ่นเอ็น (Aponeurosis) แล้วรวมกับแผ่นเอ็นของกล้ามเนื้อผนังด้านข้างมัดอื่นไปหุ้มกล้ามเนื้อ Rectus เป็น Rectus sheath แผ่นเอ็นของกล้ามเนื้อแต่ละข้างมาเชื่อมกันในแนวกลางตัวเป็นแถบพังผืดหนาเหนียว เรียกว่า Linea

alba ยึดจาก Xiphoid process ของกระดูก Sternum ลงไปยัง Pubic symphysis ขอบล่างของแผ่นเอ็นของกล้ามเนื้อ External abdominal oblique ไม่ได้ยึดเกาะกับโครงสร้างใดแต่มีมัดเอ็นที่ขึ้นเป็นเอ็น เรียกว่า Inguinal ligament ซึ่งจาก Anterior superior iliac spine ไปยัง Pubic tubercle ใช้เอ็นนี้เป็นตำแหน่งสำหรับแบ่งระหว่างต้นขากับผนังหน้าท้อง เมื่อกลิ้ามเนื้อหดตัวจะกดผนังช่องท้องทำให้ความดันในช่องท้องเพิ่มขึ้น ช่วยในการถ่ายอุจจาระและปัสสาวะ (วีไล ชินธเนศ, 2555)

1.7 การเคลื่อนไหวของข้อ

การเคลื่อนไหวของข้อสะโพก

กานดา ใจภักดี (2542) กล่าวว่า เนื่องจากเป็นข้อต่อชนิด Ball และ Socket จะเคลื่อนไหวได้รอบแกน 3 แกน ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว 6 ทิศทางต่อไปนี้ คือ

1. การงอสะโพก ระยะการเคลื่อนไหวของการงอมากหรือน้อยอย่างไรขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข้าด้วย เช่น ถ้างอสะโพกขณะที่ข้อเข่างอด้วย จะได้ระยะการเคลื่อนไหวประมาณ 120-140 องศา แต่ถ้าให้ข้อสะโพกขณะที่ข้อเข่าเหยียดตรงจะได้ระยะการเคลื่อนไหวประมาณ 90 องศา ทั้งนี้เนื่องจากกล้ามเนื้อแฮมสตริง (Hamstrings) จะตึงรั้งเอาไว้ เมื่อกลิ้ามแฮมสตริงตึงที่ข้อเข่าแล้วจะไม่ยอมให้ถูกยืดที่ข้อสะโพกอีก นอกจากนี้ขณะที่ข้อสะโพกจะมีการเคลื่อนไหวของกระดูกเชิงกรานร่วมด้วยทำให้เกิดหลังแบน กล้ามเนื้อที่ใช้ในการงอสะโพกประกอบด้วยกล้ามเนื้อต่อไปนี้คือ

1.1 กล้ามเนื้อ Iliopsoas มีที่เกาะต้นอยู่ที่ด้านข้างของกระดูกสันหลังระดับเอวทั้งหมดและระดับอกอันที่ 12 ที่เกาะปลายอยู่ที่ Lesser trochanter ของกระดูกพีเมอร์ จากการศึกษาแรงดึงของกล้ามเนื้อมัดนี้ พบว่า นอกจากงอสะโพกแล้วกล้ามเนื้อมัดนี้จะช่วยหุบขาและหมุนขาออกด้านนอกอีกด้วย

1.2 กล้ามเนื้อ Sartorius เป็นกล้ามเนื้อที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่าซึ่งมีที่เกาะต้นจาก Anterior superior iliac spine ของกระดูกสะโพก ที่เกาะปลายอยู่ที่ด้านในของปลายบนของกระดูกทibia จากลักษณะทิศทางของกล้ามเนื้อทำให้มีหน้าที่หลายอย่าง คือ งอพร้อมกับหมุนข้อสะโพกออกทางด้านนอกและงอข้อเข่าพร้อมกับหมุนกระดูกทibia เข้าด้านใน

1.3 กล้ามเนื้อ Rectus femoris เป็นกล้ามเนื้อมัดหนึ่งของกล้ามเนื้อ Quadriceps ที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า โดยมีที่เกาะต้นจาก Anterior inferior iliac spine ของกระดูกสะโพก ไปยัง Tibial tuberosity ของกระดูกทibia กล้ามเนื้อมัดนี้จะงอข้อสะโพกได้อย่างมีประสิทธิภาพเมื่อเข่างอ เช่น ในการเดิน

1.4 กล้ามเนื้อ Tensor fascia latae เป็นกล้ามเนื้อทางด้านข้างเอียงมาด้านหน้าของข้อสะโพก โดยเกาะจากส่วนหน้าและส่วนข้างของ Iliac crest มายัง Iliotibial tract จาก

ลักษณะทิศทางของใยกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่งอ กางและหมุนข้อสะโพกเข้าทางด้านในและช่วยหมุนกระดูกทibia ออกทางด้านนอกด้วย

1.5 กล้ามเนื้อที่ช่วยในการงอข้อสะโพกอื่นๆ นั้น ได้แก่ กล้ามเนื้อ Pectineus กล้ามเนื้อ Adductor longus กล้ามเนื้อ Gracilis และ Anterior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus minimus และ medius

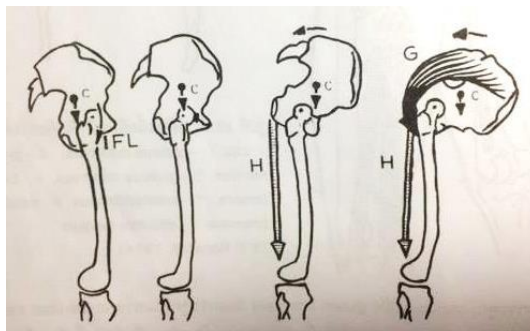
2. การเหยียดสะโพก ระยะการเคลื่อนไหวจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข่า เช่นเดียวกัน ถ้าเหยียดข้อสะโพกร่วมกับเหยียดเข่าด้วยจะได้ระยะการเคลื่อนไหว 20 องศา แต่ถ้าเหยียดสะโพกร่วมกับงอข้อเข่าจะได้ระยะการเคลื่อนไหวเพียง 10 องศา ทั้งนี้เนื่องจากกล้ามเนื้อ Rectus femoris ถูกดึงให้ตึงที่ข้อเข่าแล้วจะไม่สามารถถูกยืดที่ข้อสะโพกได้อีก ขณะเหยียดข้อสะโพก กระดูกเชิงกรานจะกระดกไปด้านหน้าด้วย ย่อมทำให้กระดูกสันหลังระดับเอวแอ่นมากกว่าปกติ กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดข้อสะโพกจะประกอบด้วย

2.1 กล้ามเนื้อ Gluteus maximus เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญที่สุดในการเหยียดข้อสะโพก เป็นกล้ามเนื้อที่ใหญ่และมีกำลังมากที่สุดในร่างกาย กล้ามเนื้อมัดนี้เกาะจากกระดูก Sacrum ไปยัง Gluteal tuberosity ของกระดูกพิวเออร์และ Iliotibial tract

2.2 กล้ามเนื้อ Hamstrings เป็นกล้ามเนื้อที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า โดยเกาะจาก Ischial tuberosity ไปยังปลายด้านบนของกระดูกทibia และฟีบูลาร์ ประกอบด้วยกล้ามเนื้อต่อไป นี้ คือ กล้ามเนื้อ Biceps femoris, กล้ามเนื้อ Semitendinosus, กล้ามเนื้อ Semimembranosus และ Ham part ของ Adductor magnus กำลังในการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้มีค่าประมาณ 2/3 เท่าของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus นอกจากนี้ประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ยังขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข่า เช่น เหยียดข้อสะโพกในท่าเหยียดเข่ากล้ามเนื้อจะทำงานดีกว่าในท่างอข้อเข่า

2.3 กล้ามเนื้ออื่นๆ ที่ช่วยในการเหยียดข้อสะโพก ได้แก่ Posterior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus medius และ minimus

กล้ามเนื้อเหยียดข้อสะโพก มีความสำคัญที่จะช่วยรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกรานในระนาบ Sagittal ดังรูปที่ 2 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายกับข้อสะโพกที่มีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อในการเหยียดข้อสะโพก ดังต่อไปนี้คือ



รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายกับข้อสะโพกที่มีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อในการเหยียดข้อสะโพก (กานดา ใจภักดี, 2542)

1. ในขณะยืนปกติ ให้เส้นศูนย์กลางถ่วงของร่างกายทั้งหมดผ่านหลังต่อข้อสะโพก พบว่าเอ็น Iliofemoral ของข้อสะโพกจะช่วยรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกรานไว้
 2. ในขณะยืนโดยให้เส้นศูนย์กลางถ่วงของร่างกายผ่านจุดศูนย์กลางข้อสะโพก กล้ามเนื้อในการงอและการเหยียดข้อสะโพกจะไม่ทำงาน เพราะอยู่ในภาวะสมดุลแล้ว
 3. ขณะยืนโดยให้ส่วนบนของลำตัวเอียงไปด้านหน้า จะทำให้เส้นศูนย์กลางถ่วงของร่างกายผ่านหน้าต่อข้อสะโพก กล้ามเนื้อ Hamstrings จะทำงานเพื่อรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกรานไว้
 4. ขณะยืนพร้อมกับก้มตัวไปด้านหน้ามากๆ ทั้งกล้ามเนื้อ Hamstrings และกล้ามเนื้อ Gluteus maximus จะช่วยกันทำงานเพื่อรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกราน
3. การกางข้อสะโพก จะได้ระยะการเคลื่อนไหวประมาณ 45 องศา เนื่องจากถูกจำกัดโดยการกระทบกันระหว่างคอของกระดูกฟีเมอร์กับขอบบนของ Acetabulum การดึงตัวของกล้ามเนื้อกลุ่ม Adductor และการดึงตัวของเอ็น Pubofemoral กล้ามเนื้อที่ใช้ในการกางขา ได้แก่
- 3.1 กล้ามเนื้อ Gluteus medius เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญที่สุดในการกางขา เกาะจากกระดูกสะโพกไปยัง Greater trochanter ของกระดูกฟีเมอร์ กล้ามเนื้อนี้จะทำงานมีประสิทธิภาพมากที่สุดเมื่อกางขาได้ประมาณ 35 องศา ซึ่งทำให้ใยกล้ามเนื้อตั้งฉากกับแกนของคานพอดี

กล้ามเนื้อมัดนี้จะช่วยรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกรานในระนาบ Frontal ในขณะที่ขาข้างหนึ่งรับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด ตามหลักของกลศาสตร์กระดูกเชิงกรานจะถูกแรงดึงดูดของโลกกระทำ ทำให้เอียงลงมาด้านตรงกันข้ามกับขาที่รับน้ำหนัก แต่ในคนปกติกล้ามเนื้อ Gluteus medius ของขาข้างที่ยืนรับน้ำหนักจะทำงานเพื่อยึดกระดูกเชิงกรานไว้ให้อยู่ในภาวะสมดุล
 - 3.2 กล้ามเนื้อ Gluteus minimus มีกำลังประมาณ 1/3 ของกล้ามเนื้อ Gluteus medius

3.3 กล้ามเนื้อ Tensor fascia latae จะมีกำลังประมาณ 1/2 ของกล้ามเนื้อ gluteus medius

3.4 Superior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus

จากการจัดเรียงตัวของกล้ามเนื้อ Tensor fascia latae ที่เกาะจากด้านหน้าของกระดูก Iliac crest และ Superficial fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus ที่เกาะจากกระดูก Sacrum กล้ามเนื้อทั้งสองมัดนี้จะมีทิศทางพุ่งเข้าหากันมาเกาะที่ Ilio-tibial tract ทำให้มีลักษณะเหมือนกับกล้ามเนื้อ Deltoid ของแขน ซึ่งจะช่วยรักษาสมดุลของกระดูกเชิงกรานในระนาบ Frontal ด้วย

3.5 กล้ามเนื้อ Piriformis เป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ อยู่ทางด้านบนของข้อสะโพกซึ่งช่วยในการกางขา

4. การหุบข้อสะโพก กล้ามเนื้อกลุ่มที่ใช้ในการหุบขานั้นประกอบด้วย

4.1 กล้ามเนื้อกลุ่ม Adductor ของข้อสะโพก ได้แก่ Adductor magnus, Adductor longus, Adductor brevis และ Gracilis

4.2 กล้ามเนื้อ Hamstrings

4.3 Inferior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus

4.4 กล้ามเนื้อมัดเล็กๆ ที่อยู่ทางด้านหน้าและด้านหลังของข้อสะโพก ได้แก่ Quadratus femoris, Pectineus, และ Obturator internus

5. การหมุนข้อสะโพกออกทางด้านนอก

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหมุนข้อสะโพกออกทางด้านนอก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Piriformis, กล้ามเนื้อ Obturator externus, กล้ามเนื้อ Obturator internus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ บริเวณก้น นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้อต่อไปนี้ช่วย ได้แก่ กล้ามเนื้อ Quadratus femoris, กล้ามเนื้อ Pectineus, กล้ามเนื้อ Posterior fibre ของกล้ามเนื้อ Adductor magnus กล้ามเนื้อ Gluteus maximus และ Posterior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus medius

6. การหมุนข้อสะโพกเข้าด้านใน กำลังของกล้ามเนื้อกลุ่มที่หมุนข้อสะโพกเข้าด้านในมีค่าประมาณ 1/3 ของกล้ามเนื้อกลุ่มที่หมุนข้อสะโพกออกด้านนอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหมุนข้อสะโพกเข้าด้านใน ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ Tensor fascia latae, กล้ามเนื้อ Gluteus minimus, และ Anterior fibre ของกล้ามเนื้อ Gluteus medius

การเคลื่อนไหวข้อเข้า

กานดา ใจภักดี (2542) กล่าวว่า ข้อเข้าเป็นข้อต่อชนิดบานพับที่มีการตัดแปลงตัว ฉะนั้น จะมีการเคลื่อนไหวได้มากกว่า 1 ระนาบ โดยแบ่งได้ดังต่อไปนี้ คือ

1. การเคลื่อนไหวในระนาบ Sagittal แบ่งการเคลื่อนไหวได้เป็น

1.1 การเหยียดข้อเข่า เข่าจะเหยียดได้มากน้อยอย่างไรนั้นขึ้นอยู่กับท่าของข้อสะโพกด้วย เนื่องจากทั้งข้อสะโพกและข้อเข่ามีกล้ามเนื้อที่ผ่าน 2 ข้อต่อกลุ่มเดียวกัน เช่น กล้ามเนื้อ rectus femoris และกล้ามเนื้อ hamstrings เป็นต้น กล้ามเนื้อที่สำคัญในการเหยียดข้อเข่า คือ กล้ามเนื้อ quadriceps เป็นกล้ามเนื้อที่แข็งแรงมาก แข็งแรงกว่ากล้ามเนื้อในการงอข้อเข่าประมาณ 3 เท่า กล้ามเนื้อ quadriceps ประกอบด้วยกล้ามเนื้อดังต่อไปนี้ คือ กล้ามเนื้อ vastus medialis, กล้ามเนื้อ vastus lateralis, กล้ามเนื้อ vastus intermedius และกล้ามเนื้อ rectus femoris กล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดนี้จะรวมกันเป็นเอ็น ligamentum patella ไปเกาะที่ tibial tuberosity ของกระดูกทibia ภายในเอ็นนี้มีกระดูก patella ซึ่งเป็นตัวช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps

1.2 การงอข้อเข่า เหมือนกับการเหยียดข้อเข่าจะได้ระยะการเคลื่อนไหวมากน้อยอย่างไร ขึ้นอยู่กับท่าของข้อสะโพก ถ่างข้อเข่าพร้อมกับงอข้อสะโพกด้วยได้ค่าประมาณ 40 องศา แต่ถ่างข้อเข่าพร้อมกับเหยียดข้อสะโพกจะได้ค่าประมาณ 120 องศา กล้ามเนื้อที่งอข้อเข่า ได้แก่

1. กล้ามเนื้อ hamstrings ที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ semitendinosus, semimembranosus และ biceps femoris ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อผ่าน 2 ข้อต่อ ทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า
2. กล้ามเนื้อกลุ่ม pes anserine ได้แก่ กล้ามเนื้อ gracilis กล้ามเนื้อ Sartorius และกล้ามเนื้อ semitendinosus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ผ่าน 2 ข้อต่อเช่นกัน
3. กล้ามเนื้อ popliteus เป็นกล้ามเนื้อรูปสามเหลี่ยมซึ่งเกาะระหว่าง condyle อันนอกของกระดูกฟีเมอร์กับส่วนบนของด้านหลังของกระดูกทibia

2. การเคลื่อนไหวในระนาบ transverse ซึ่งแบ่งการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นได้เป็น 2 ลักษณะ คือ

1. การเคลื่อนไหวภายใต้อำนาจจิตใจซึ่งเกิดขึ้นขณะที่ข้อเข่างอ
2. การเคลื่อนไหวโดยอัตโนมัติ จะเกิดในระยะ 20 องศาสุดท้ายของการเหยียดข้อเข่า จะเกิดการหมุนออกของข้อเข่า ซึ่งเรียกว่า screw-home movement หรือเกิดการล๊อคข้อเข่า และเมื่อเริ่มงอข้อเข่าก็ต้องเกิดการหมุนเข้าของข้อเข่าก่อนจึงจะงอต่อไปได้ เรียกว่า unlock ข้อเข่า

สาเหตุของการเกิดการหมุนของข้อเข่าโดยอัตโนมัติ คือ

1. Condyle ของกระดูกฟีเมอร์ทั้งสองข้างไม่เท่ากัน condyle ทางด้านในยาวกว่าทางด้านนอก
2. รูปร่าง condyle ของกระดูกทibia ผิวด้านบนของ condyle อันในจะเว้าเล็กน้อย ส่วนของ condyle อันนอกค่อนข้างแบน ทำให้เกิดการเคลื่อนของ femoral condyle อันนอกได้เป็นอิสระมากกว่าอีกด้านหนึ่ง

3. ทิศทางของเอ็น collateral ขณะที่มีการเหยียดเข่า เอ็น collateral ด้านในจะตึงเร็วกว่าเอ็น collateral ทางด้านนอก ฉะนั้นก็จะยอมให้ condyle นั้น เคลื่อนต่อไปได้อีก

การเคลื่อนไหวในระนาบ transverse แบ่งได้เป็น

2.1 การหมุนข้อเข่าออกทางด้านนอก ทำโดยกล้ามเนื้อที่เกาะทางด้านนอกของข้อเข่า เช่น กล้ามเนื้อ biceps femoris, กล้ามเนื้อ tensor fascia latae

2.2 การหมุนข้อเข่าเข้าทางด้านใน ทำโดยกล้ามเนื้อเกาะอยู่ทางด้านในของข้อเข่า เช่น กล้ามเนื้อกลุ่ม pes anserine, กล้ามเนื้อ semimembranosus และกล้ามเนื้อ popliteus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อทำ unlock ข้อเข่าที่สำคัญก่อนที่จะงอข้อเข่า

3. การเคลื่อนไหวในระนาบ frontal คือการทำ adduct และ abduct ของข้อเข่ามีระยะการเคลื่อนไหวน้อยมากและเป็นการเคลื่อนไหวชนิด passive การเคลื่อนไหวในระนาบนี้จะเกิดขึ้นในช่วงการงอข้อเข่าจาก 0-30 องศา

การเคลื่อนไหวของเท้า

กานดา ไจภักดี (2542) กล่าวว่า เท้าจะเคลื่อนไหวได้รอบแกน 3 แกน คือ

1. รอบแกน transverse ที่ลากผ่านตาตุ่มทั้งสองข้าง ซึ่งจะทอดเฉียงไปด้านข้างและด้านหลัง การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น คือ การกระดกปลายเท้าขึ้น (dorsiflexion) และการเหยียดปลายเท้าลง (plantarflexion)

2. รอบแกนตามแนวยาวของขา การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น คือ การเบนปลายเท้าออกด้านนอก (abduction) และการเบนปลายเท้าเข้าด้านใน (adduction)

3. รอบแกนตามยาวของเท้า การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น คือ การหันฝ่าเท้าออกทางด้านนอก (pronation) และการหันฝ่าเท้าเข้าทางด้านใน (supination)

ส่วน eversion เป็นการเคลื่อนไหวร่วมกันระหว่าง pronation, abduction และ dorsiflexion

ส่วน inversion เป็นการเคลื่อนไหวร่วมกันระหว่าง supination, adduction และ plantarflexion

3.1 การกระดกปลายเท้าขึ้นและการเหยียดปลายเท้าลง เป็นการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้า ระยะของการเคลื่อนไหวของข้อเท้าขึ้นอยู่กับกระดูกที่มาเชื่อมกัน ซึ่งปรากฏว่าเมื่อดูในระนาบ sagittal ของข้อเท้า พื้นผิวเว้าของกระดูกทibia ที่มาประกอบเป็นข้อต่อเปรียบได้กับเส้นรอบวงของวงกลมที่มีมุมที่จุดศูนย์กลางมีค่า 70 องศา ส่วนที่ผิวโค้งของกระดูกทาลัส ก็เปรียบได้กับเส้นรอบวงกลมที่มีมุมจุดศูนย์กลางมีค่าประมาณ 140 ถึง 150 องศา

ฉะนั้น การเคลื่อนไหวโดยการกระดกปลายเท้าขึ้น และถีบปลายเท้าลงจะมีค่าทั้งหมดประมาณ 70-80 องศา การเหยียดปลายเท้าลงจะมีค่ามากกว่าการกระดกปลายเท้าขึ้น

3.1.1 การกระดกปลายเท้าขึ้น (dorsiflexion) ขณะที่กระดกปลายเท้าขึ้นจะทำให้ส่วนหน้าของกระดูกทาลัสที่ค่อนข้างกว้าง เข้าไปอยู่ในส่วนหลังของแอ่งกระดูกทibia และกระดูกfibula ที่แคบกว่า ย่อมทำให้ข้อต่อเกิดความมั่นคง นอกจากนี้กระดูกfibula จะถูกดันให้สูงขึ้นด้วย ทำให้ interosseous membrane มีทิศทางค่อนข้างอยู่ในแนวนอน ปัจจัยที่จำกัดการกระดกปลายเท้าขึ้นประกอบด้วย

1. กระดูก ผิวนบนของกระดูกทาลัสจะกระทบกับขอบหน้าของกระดูกทibia ในกรณีที่มีการกระทบกันอย่างแรงจะทำให้กระดูกนั้นหักได้
2. เอ็นยึดข้อต่อ เอ็นข้อต่อทางด้านหลังจะตึง พร้อมทั้งเอ็นส่วนหลังของเอ็น collateral ด้วย
3. กล้ามเนื้อ การตึงตัวของกล้ามเนื้อ gastrosoleus จะจำกัดการกระดกปลายเท้าขึ้น

3.1.2 การเหยียดปลายเท้าลง (plantarflexion) ขณะที่เหยียดปลายเท้าลงทำให้ด้านหลังของกระดูกทาลัสที่ค่อนข้างแคบ เข้าไปอยู่ในส่วนหน้าของแอ่งของกระดูกทibia และfibula ที่กว้างกว่า ทำให้ข้อต่อไม่มีความมั่นคงและเกิดเท้าแพลงได้ง่าย นอกจากนี้กระดูกfibula จะเคลื่อนต่ำลงตามแรงดึงดูดของโลก ทำให้ interosseous membrane มีทิศทางอยู่ในแนวตั้งมากขึ้นจากท่าปกติ

ปัจจัยที่จำกัดการเหยียดของปลายเท้าลง ประกอบด้วย

1. กระดูก ส่วนหลังของผิวนบนของกระดูกทาลัส จะกระทบกับขอบหลังของกระดูกทibia
2. เอ็นยึดข้อต่อ เอ็นทางด้านหน้าจะตึงมากขึ้น
3. กล้ามเนื้อ ทางด้านหน้าของข้อเท้าจะตึงตัวยับยั้งการเหยียดปลายเท้าลง

กล้ามเนื้อของเท้า

1. กล้ามเนื้อที่ใช้ในการกระดกปลายเท้าขึ้น เป็นกล้ามเนื้อที่วิ่งผ่านหน้าต่อข้อเท้า ได้แก่ กล้ามเนื้อ extensor hallucis longus กล้ามเนื้อ tibialis anterior กล้ามเนื้อ extensor digitorum longus และกล้ามเนื้อ peroneus tertius เนื่องจากที่เกาะต้น ที่เกาะปลายกล้ามเนื้อเหล่านี้มีต่างๆ กัน ย่อมทำให้กล้ามเนื้อสามารถทำการเคลื่อนไหวทำอื่นๆ ของเท้าได้อีก เช่น

- กล้ามเนื้อ extensor hallucis longus และกล้ามเนื้อ tibialis anterior จะทำ adduction และ supination ของเท้าด้วย

- ส่วนกล้ามเนื้อ extensor digitorum longus และกล้ามเนื้อ peroneus tertius จะทำ abduction และ pronation ของเท้าด้วย

2. กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดปลายเท้าลง จะวิ่งอยู่หลังต่อข้อเท้าและที่สำคัญที่สุด คือ กล้ามเนื้อ gastrocnemius และกล้ามเนื้อ soleus ขณะที่กล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานจะเกิด adduction และ supination ของเท้าร่วมด้วย นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้ออื่นๆ อีก คือ

- กล้ามเนื้อ peroneus brevis และกล้ามเนื้อ peroneus longus นอกจากจะช่วยเหยียดปลายเท้าลงแล้ว ยังช่วยทำ abduction และ pronation เท้าร่วมด้วย

- กล้ามเนื้อ tibialis posterior กล้ามเนื้อ flexor digitorum longus และ กล้ามเนื้อ flexor hallucis longus นอกจากจะช่วยเหยียดปลายเท้าลงแล้วยังช่วยทำ adduction และ supination ของเท้าร่วมด้วย

3. กล้ามเนื้อที่ใช้ในการทำ adduction และ supination คือ กล้ามเนื้อ tibialis anterior และกล้ามเนื้อ tibialis posterior

4. กล้ามเนื้อที่ใช้ในการทำ abduction และ pronation คือ กล้ามเนื้อ peroneus longus กล้ามเนื้อ peroneus brevis และกล้ามเนื้อ peroneus tertius

2. การฝึกในสถานะที่ไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงการทำงานของกล้ามเนื้อ

ในการฝึกด้วยแรงต้านนิยมฝึกในสถานะที่ไม่มั่นคง (Instability) มากขึ้น เช่น ใช้พื้นผิวที่ไม่มั่นคงแทนพื้นผิวที่มั่นคง ใช้ความหนักที่ไม่เสถียรแทนเครื่องออกกำลังกาย ด้วยเหตุผลที่มีการศึกษาแล้วว่าอุปกรณ์หรือสถานะที่ไม่มั่นคงช่วยให้สมรรถนะ (Performance) ของนักกีฬาดีขึ้น และเพิ่มความความเครียดต่อระบบประสาทกล้ามเนื้อมากกว่าการฝึกด้วยแรงต้านแบบประเพณีนิยม (Traditional resistance training) (Saeterbakken and Fimland, 2013) ได้มีผู้สรุปไว้ว่าการฝึกด้วยแรงต้านในสถานะที่ไม่มั่นคง (Instability) ระหว่างพื้นและร่างกายจะเพิ่มความเครียดให้กับระบบประสาทกล้ามเนื้อ (neuromuscular) ที่มากกว่าการฝึกด้วยแรงต้านแบบประเพณีนิยม เช่น ฝึกบนพื้นที่ไม่มั่นคง โดยความเครียดมีความสำคัญที่จะเป็นแรงผลักดันให้ร่างกายมีการปรับตัวจากสิ่งกระตุ้นใหม่ๆ ซึ่งประโยชน์ของการฝึกในสถานะที่ไม่เสถียรนั้นมีความสำคัญต่อการปรับตัวของระบบประสาทกล้ามเนื้อในการพัฒนาความแข็งแรง (Behm and Anderson, 2006) ซึ่งสอดคล้องกับ Behm (1995) กล่าวว่า การพัฒนาความแข็งแรงสามารถพัฒนาจากการเพิ่มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของกล้ามเนื้อและการทำงานประสานกันของประสาทกล้ามเนื้อ โดยที่การปรับตัวของระบบประสาทในช่วงแรกของการฝึกด้วยแรงต้านเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้ความแข็งแรงเพิ่มขึ้น เช่นเดียวกับ Rutherford and Jones (1986) กล่าวว่า การปรับตัวของระบบประสาทจากการฝึกนั้นไม่ใช่เพียงแค่การเพิ่มขึ้นของการระดมหน่วยยนต์หรือการทำงานของหน่วยยนต์เพียงอย่างเดียว แต่เกิดจากการ

ทำงานประสานกันของกล้ามเนื้อ agonist, antagonist, synergists และกล้ามเนื้อ stabilizer ด้วย ดังนั้นในสภาวะที่ไม่เสถียรของพื้นกับร่างกายจึงมีผลในการกระตุ้นระบบประสาทกล้ามเนื้อได้มากกว่าในสภาวะที่เสถียร

การฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface training) เช่นการใช้ Swiss ball, Wobble board, Bosu เป็นต้น กำลังได้รับความนิยมมากขึ้นในการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยมีสมมติฐานว่าการฝึกด้วยแรงต้านในลักษณะที่ไม่เสถียร(Unstable)จะเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะกล้ามเนื้อลำตัว (trunk muscle) ซึ่งการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรเป็นวิธีที่จะช่วยพัฒนาการทรงตัวของร่างกาย (balance) การรับรู้การเคลื่อนไหว (kinesthetic awareness) การรับรู้ข้อต่อ (proprioception) และการรวมของแรง (gradation of force) (Brooks and Brooks, 2002) อ้างใน (Lawrence and Carlson, 2015) และจากการศึกษาของ Behm และคณะ (2005) ช่วยยืนยันได้ว่าการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรในท่าสควอทเทียบกับการสควอทปกติและการสควอทด้วย smith machine นั้นอาจเกิดจากบทบาทหน้าที่ของกล้ามเนื้อลำตัวที่ต้องคงความสมดุลให้กับร่างกายขณะทำท่าสควอท (Behm et al., 2005) โดยการระดมการทำงานของกล้ามเนื้อ lumbo-sacral erector spinae, upper lumbar erector spinae และกล้ามเนื้อ abdominal stabilizers เพื่อให้ลำตัวและกระดูกสันหลังมั่นคง แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่าแรงของกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (prime mover) ลดลงระหว่างการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Behm et al., 2002; McBride et al., 2006) ซึ่งค้านกับประโยชน์ที่ได้จากการฝึกความแข็งแรงของร่างกาย

นอกจากการฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรแล้วยังมีการฝึกด้วยความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load training) โดยการแขวนน้ำหนักไว้กับบาร์ เช่น ใช้ยางยืดแขวนแผ่นน้ำหนัก หรือ kettlebells ไว้กับบาร์เบลล์ มีการศึกษาพบว่ากล้ามเนื้อลำตัวทำงานเพิ่มมากขึ้นในขณะที่กล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (prime mover) ในท่าสควอทไม่มีการเปลี่ยนแปลง (Lawrence and Carlson, 2015) ซึ่งแตกต่างกับผลการศึกษาของ Dunnick และคณะ (2015) โดยฝึกด้วยความหนักที่ไม่เสถียรในท่าเบENCH เพรส (bench press) พบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนบนของร่างกาย(upper body muscle) ไม่แตกต่างกันระหว่างฝึกด้วยความหนักที่ไม่เสถียรและความหนักที่เสถียร

การฝึกในสภาวะที่ไม่มั่นคงนั้นจะคงการทำงานของกล้ามเนื้อหรือเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อขึ้นเล็กน้อย ในขณะที่แรงของกล้ามเนื้อ (Force output) จะลดลง เนื่องจากกล้ามเนื้อจะออกแรงไปที่ข้อต่อเพิ่มขึ้นเพื่อช่วยให้ข้อต่อมั่นคง (joint stability) ในขณะที่มีการเคลื่อนไหวดังนั้นแรงจะกระทำต่อข้อต่อโดยตรง เป็นผลให้แรงของกล้ามเนื้อลดลง (Behm et al., 2002) มีการศึกษาพบว่า การฝึกด้วย Swiss ball ซึ่งเป็นสภาวะที่ไม่เสถียรจะเพิ่มความเครียดให้กับกล้ามเนื้อได้ดีกว่าซึ่งเป็นการปรับตัวของร่างกายเมื่อได้รับสิ่งกระตุ้นใหม่ๆ และจากรูปแบบการออกแบบการฝึกของบอม

พา (อั้งใน (Anderson and Behm, 2004)) ซึ่งให้ความสำคัญกับการปรับเปลี่ยนความหนัก (Intensity) ปริมาณ (Volume) หรือรูปแบบ (Mode) ของการฝึกเพื่อกระตุ้นระบบประสาท กล้ามเนื้อด้วยสิ่งกระตุ้นที่เปลี่ยนแปลงไป นอกจากนี้ยังรวมถึงความเฉพาะเจาะจงของการฝึกด้วย เนื่องจากการที่กล้ามเนื้อจะออกแรงได้มากนั้นไม่ใช่เฉพาะในสภาวะที่เสถียรอย่างเดียว เช่น กีฬาสกี หรือฮอกกี้น้ำแข็ง ฟุตบอลดังนั้นการฝึกจึงต้องใกล้เคียงกับความต้องการของกีฬานั้นๆ ด้วย จากการศึกษาของ Mccaw และ Friday (1994) และ Stone และคณะ (1998) การใช้น้ำหนักที่ไม่เสถียร เช่น ฟรีเวท (Free weight) ให้ผลจากการฝึกดีกว่าการฝึกด้วยเครื่องออกกำลังกาย (Machine) เนื่องจากต้องควบคุมน้ำหนักที่ไม่เสถียรให้คงความสมดุล จึงช่วยให้กล้ามเนื้อทำงานประสานกันมากขึ้น โดยเฉพาะการทำงานของกล้ามเนื้อที่ช่วยควบคุมหรือบังคับข้อต่อต่างๆ ไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ไม่จำเป็นในขณะที่กล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เคลื่อนไหวกำลังทำงาน (Synergist) และกล้ามเนื้อที่ออกแรงพยุงเพื่อช่วยรักษาสสมดุลของการเคลื่อนไหว (Stabilizer)

Bompa (1993) ได้เสนอแนะการวางแผนระยะยาวของการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และพลังกล้ามเนื้อ โดยแบ่งออกเป็นระยะต่างๆ ดังนี้

1. ระยะการปรับตัวทางกายวิภาค (Anatomical adaptation phase) ใช้เวลา 8-10 สัปดาห์ สำหรับนักกีฬาที่เพิ่งเริ่มเล่น และ 3-5 สัปดาห์ สำหรับนักกีฬาที่มีประสบการณ์มาแล้ว โดยใช้รูปแบบการฝึกแบบของการฝึกเป็นวงจร (Circuit training)

	นักกีฬาที่เพิ่มเริ่มเล่น	นักกีฬาที่มีประสบการณ์
ความหนัก	30-40% ของหนึ่งอาร์เอ็ม	40-60% ของหนึ่งอาร์เอ็ม
จำนวนท่าฝึก	9-12(15) ท่า	6-9 ท่า
จำนวนรอบของการฝึก	2-3 รอบ	3-5 รอบ
ระยะเวลาที่ใช้ในการฝึก	20-25 นาที	30-40 นาที
เวลาพักระหว่างท่าฝึก	90 วินาที	60 วินาที
เวลาพักระหว่างรอบ	2-3 นาที	1-2 นาที
ความถี่ของการฝึก	2-3 ครั้ง/สัปดาห์	3-4 ครั้ง/สัปดาห์

2. ระยะพัฒนาขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ (Hypertrophy phase) ใช้เวลา 4-6 สัปดาห์

ความหนัก	70-80% ของหนึ่งอาร์เอ็ม
จำนวนท่าฝึก	6-9 ท่า
จำนวนครั้ง	6-12 ครั้ง
จำนวนชุด	4-8 (8) ชุด
เวลาพัก	3-5 นาที

จังหวะการยก	ช้าถึงปานกลาง
ความถี่	2-4 ครั้งต่อสัปดาห์

สำหรับนักกีฬาประเภทที่ไม่ต้องการพัฒนาขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ ได้แก่ กีฬาที่มีการแบ่ง
รุ่นโดยน้ำหนักตัว ก็ไม่ต้องฝึกระยะที่ 2 นี้

3. ระยะพัฒนาความแข็งแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ (Maximum strength phase) ใช้เวลา 9
สัปดาห์

ความหนัก	80-100% ของหนึ่งอาร์เอ็ม
จำนวนท่าฝึก	3-5 ท่า
จำนวนครั้ง	1-4 ครั้ง
จำนวนชุด	6-10 (12) ชุด
เวลาพัก	3-6 นาที
จังหวะการยก	เร็ว
ความถี่	2-3 (4) ครั้งต่อสัปดาห์

4. ระยะเปลี่ยน (Conversion phase) หลังจากที่ได้พัฒนาความแข็งแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ
แล้ว ก็เป็นการเปลี่ยนความแข็งแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อไปเป็นพลังกล้ามเนื้อในลักษณะต่างๆ ที่
ต้องการใช้ในการแข่งขันกีฬาแต่ละชนิด ดังนี้

4.1 พลังกล้ามเนื้อ (Power) ใช้เวลา 4-5 สัปดาห์

ความหนัก	
- กีฬาที่ใช้ความพยายามซ้ำๆ กัน	30-50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม
- กีฬาที่ใช้ความพยายามครั้งเดียว	50-80% ของหนึ่งอาร์เอ็ม
จำนวนท่าฝึก	2-4 (5) ท่า
จำนวนครั้ง	4-10 ครั้ง
จำนวนชุด	3-6 ชุด
เวลาพัก	2-6 นาที
จังหวะการยก	เร็ว
ความถี่	2-3 ครั้งต่อสัปดาห์

4.2 พลังความอดทนของกล้ามเนื้อ (Power endurance) ใช้เวลา 4-6 สัปดาห์

ความหนัก	70-85 ของหนึ่งอาร์เอ็ม
จำนวนท่าฝึก	2-3 ท่า
จำนวนครั้ง	15-30 ครั้ง
จำนวนชุด	2-4 ชุด

เวลาพัก	8-10 นาที
จังหวะการยก	เร็วมาก
ความถี่	2-3 ครั้งต่อสัปดาห์

5. ระยะเวลาคงสภาพกล้ามเนื้อ (Maintenance phase) การฝึกกล้ามเนื้อในระยะนี้เป็นการฝึกในระยะเวลาแข่งขัน (Competitive phase) ซึ่งจำเป็นต้องมีการฝึกเพื่อคงสภาพกล้ามเนื้อไว้ไม่ให้ประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อลดลง โดยการฝึกกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หลัก (Prime movers) ความถี่ของการฝึก 2-4 ครั้งต่อสัปดาห์ ซึ่งขึ้นอยู่กับระดับความสามารถของนักกีฬาและใช้เวลาในการฝึกแต่ละครั้งน้อย

6. ระยะเวลาหยุดฝึก (Cessation phase) โดยการหยุดฝึกด้วยน้ำหนักรก่อนการแข่งขันที่สำคัญ 5-7 วัน เพื่อใช้พลังงานทั้งหมดไปในการแข่งขัน

เบเกอร์ (Baker, Nance, and Moore, 2001) กล่าวว่า ความหนักที่ใช้ในการพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อนั้นเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปมีสองลักษณะ คือ จำนวนครั้งที่ยกได้มากที่สุด (repetition maximum) และเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักที่ยกได้มากที่สุดหนึ่งครั้ง (% 1RM)

ตารางที่ 2 แสดงจำนวนครั้งของการยกกับความหนักคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของหนึ่งอาร์เอ็ม (%1RM) (Harman, Baechle, Earle, and Champaign, 2000)

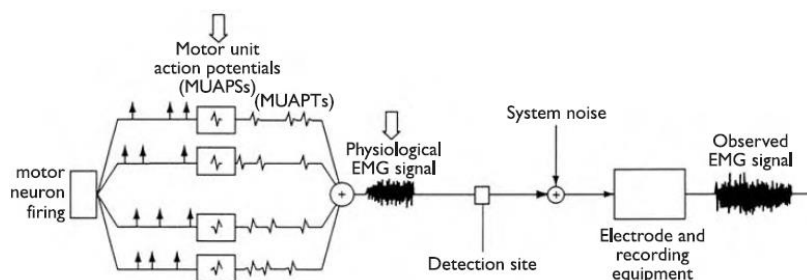
เปอร์เซ็นต์ของหนึ่งอาร์เอ็ม (%1RM)	จำนวนครั้งของการยก
100	1
95	2
93	3
90	4
87	5
85	6
83	7
80	8
77	9
75	10
70	11
67	12
65	15

ตารางที่ 3 แสดงความหนักคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวนครั้งเป้าหมายและจำนวนชุดที่ใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อ ตามเป้าหมายที่กำหนดไว้ (Harman et al., 2000)

เป้าหมายของการฝึก	ความหนัก (%ของหนึ่งอาร์เอ็ม)	จำนวนครั้งเป้าหมาย	จำนวนชุด
พัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ พัฒนาพลังกล้ามเนื้อ	ตั้งแต่ 85 % ขึ้นไป	ไม่เกิน 6 ครั้ง	2-6
กีฬาที่ใช้ความพยายามครั้งเดียว	80 – 90 %	1-2 ครั้ง	3-5
กีฬาที่ใช้ความพยายามซ้ำๆ กัน	75 – 85 %	3-5 ครั้ง	3-5
พัฒนาขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ	67 – 85 %	6-12 ครั้ง	3-6
พัฒนาความอดทนของกล้ามเนื้อ	ตั้งแต่ 67 % ลงมา	ตั้งแต่ 12 ครั้งขึ้นไป	2-3

3. การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การทำงานของกล้ามเนื้อเริ่มจากการที่กล้ามเนื้อมีการหดตัว (muscle contraction) โดยการหดตัวจะเกิดขึ้นได้เมื่อมีการนำกระแสประสาทมาถึงกล้ามเนื้อแล้วเกิดกระบวนการทางไฟฟ้าที่ทำให้เกิด action potential จากความรู้นี้จะนำมาสู่การวัดการทำงานของกล้ามเนื้อโดยดูจากค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถวัดได้โดยตัวรับสัญญาณชนิดเข็ม (needle electromyography) หรือตัวรับสัญญาณไฟฟ้าชนิดผิว (surface electromyography) โดยการวัดค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนิยมใช้ตัวรับสัญญาณไฟฟ้าชนิดผิวเนื่องจากทำได้ง่ายและสะดวก ค่าที่ได้จากการบันทึกนั้นเรียกว่า ภาพคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyogram) ซึ่งค่าที่ได้จากเครื่องจะเป็นค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้า (raw EMG) และได้รับอิทธิพลจากปัจจัยต่างๆ เช่น ส่วนประกอบของเส้นใยกล้ามเนื้อ คุณสมบัติการเป็นฉนวนของเนื้อเยื่อซึ่งแตกต่างกันไปในแต่ละคน หรือแตกต่างกันในบุคคลคนเดียวกันเมื่อวัดในช่วงเวลาที่ต่างกัน ดังนั้นหากต้องการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงจำเป็นต้องมีการแปลงคลื่นแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (normalization) ซึ่งมีอยู่หลายวิธี แต่ที่นิยมใช้คือการคิดเป็นค่าร้อยละการทำงานของกล้ามเนื้อเมื่อเปรียบเทียบกับค่าการหดตัวสูงสุด (percent of maximal voluntary contraction; %MVC)



รูปที่ 3 แสดงการเกิดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Bartlett, 2007)

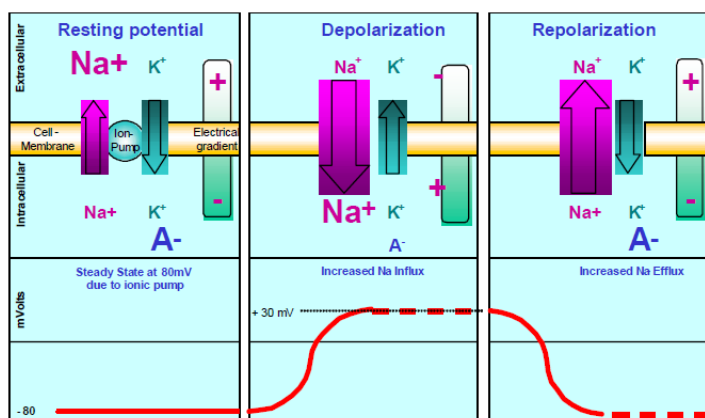
ชูศักดิ์ เวชแพศย์ (2528) ได้กล่าวว่า กล้ามเนื้อและเส้นประสาทมีคุณสมบัติที่เยื่อหุ้มเซลล์สามารถเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ไฟฟ้าได้เมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าที่เหมาะสม กล้ามเนื้อมีเยื่อหุ้มเซลล์เป็น semipermeable membrane คือ มีคุณสมบัติในการเลือกให้สารต่างๆ ผ่านเข้าออกจากเซลล์ได้ และมีสารอิเลคโตรไลต์ที่เป็นส่วนประกอบที่สำคัญ ได้แก่ โซเดียมและโพแทสเซียม อีกทั้งมีกลไกคอกอซูโพแทสเซียมเข้าไปในเซลล์และผลักโซเดียมออกนอกเซลล์ (ion pump) จึงทำให้โพแทสเซียมนำประจุบวกออกมาข้างนอกเซลล์และเรียงรายอยู่นอกเยื่อหุ้มเซลล์ เป็นผลให้ภายนอกเซลล์เป็นบวกมากกว่าภายในเซลล์ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เยื่อหุ้มเซลล์ (membrane potential) ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจึงเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะพัก (resting membrane potential) ซึ่งมีค่าประมาณ 70 มิลลิโวลต์ ภายในเป็นลบมากกว่าภายนอกอาจเรียกว่ามีค่า -70 มิลลิโวลต์เมื่อเปรียบเทียบกับผิวหนังซึ่งใช้เป็นจุดอ้างอิง (reference potential)

3.1 ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (Action potential)

เมื่อกล้ามเนื้อหรือเส้นประสาทมีการทำงาน จะมีการกระจายของไฟฟ้าออกไปซึ่งจะเป็นส่วนหนึ่งของกลไกการทำงาน คือ เส้นประสาทจะใช้การกระจายของไฟฟ้าไปตามใยประสาทที่เรียกว่า กระแสประสาท ส่วนในกล้ามเนื้อนั้นใช้การกระจายไฟฟ้าไปตามเซลล์กล้ามเนื้อ เพื่อเป็นการนำคำสั่งที่ได้รับจากประสาทโดยผ่านบริเวณรอยต่อประสานระหว่างเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (neuromuscular junction) ให้กระจายไปตามกล้ามเนื้อได้โดยรวดเร็วและกว้างขวาง จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้พร้อมเพียงกัน ไฟฟ้าที่กระจายไปตามกล้ามเนื้อนั้นมีหน้าที่ไปกระตุ้นกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้ออีกต่อหนึ่ง

เมื่อถูกกระตุ้น เยื่อหุ้มเซลล์ของประสาทและกล้ามเนื้อจะมีการยอมให้โซเดียมผ่านเพิ่มขึ้น จึงเป็นผลให้โซเดียมไหลเข้าไปในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เป็นลบน้อยลงจนถึงเป็นบวก ที่เรียกว่า ดีโพลาไรเซชัน (depolarization) เมื่อโซเดียมหยุดเข้าไปในเซลล์ หลังจากนั้นโพแทสเซียมอิออนก็จะวิ่งจากภายในเซลล์ออกสู่นอกเซลล์ ทำให้ภายในเซลล์เป็นลบเหมือนเดิม เรียกกระบวนการนี้ว่า รีโพ

ลาไรเซชัน (repolarization) เมื่อเกิดดีโพลาไรเซชันขึ้น จนเกิดการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ของกล้ามเนื้อและเส้นประสาทแล้ว จะเกิดการกระจายของศักย์ไฟฟ้าไปตามเยื่อหุ้มเซลล์นั้นๆ โดยอาศัยความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าบริเวณใกล้เคียง



รูปที่ 4 แสดงศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ขณะที่กล้ามเนื้อทำงาน (Konrad, 2005)

3.2 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Clarys และ Cabri (1993) ได้กล่าวว่า คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อ เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า บริเวณเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อ ที่เกิดจากการผ่านเข้าออกเซลล์ของไอออนต่างๆ ทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันไปตามเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถวัดโดยใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยจะรับสัญญาณของกระแสประสาทของกระแสไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า (electrode) แล้วส่งต่อไปยังแอมพลิไฟเออร์ (amplifier) ของเครื่องมือ เพื่อขยายสัญญาณแล้วแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณภาพออกทางจอ (oscilloscope) ในทางกีฬามักใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อร่วมกับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกาย

3.3 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในกิจกรรมทางการกีฬา

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อช่วยในการวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ โดยวิเคราะห์ว่ากล้ามเนื้อมีการทำงานเมื่อใด หรือมีการทำงานอย่างไร ในท่าทางการเคลื่อนไหวใดๆ กล้ามเนื้อมัดนี้มีการทำงานมากน้อยเพียงใด อีกกรณีหนึ่งนำมาใช้ในการประเมินอาการล้าของกล้ามเนื้อหรืออาการบาดเจ็บในนักกีฬา เพื่อประโยชน์ในการวางแผนและกำหนดโปรแกรมการฝึกซ้อม

นอกจากนี้ Basmajian และ De Luca (1985) ได้กล่าวว่า ประโยชน์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มักนำมาใช้ในทางการกีฬา มีดังนี้

1. ศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อระหว่างการเคลื่อนไหวต่างๆ เช่น แรงของกล้ามเนื้อ ชนิดของเส้นใยกล้ามเนื้อ เพอร์เซ็นต์การทำงานของกล้ามเนื้อ เป็นต้น
2. ศึกษาถึงลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อ เช่น ถ้ากล้ามเนื้อหดตัวแบบไปไอโซเมตริก พบว่าความตึงของกล้ามเนื้อจะมีความสัมพันธ์กับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นเชิงเส้นตรง แต่ถ้าการหดตัวของกล้ามเนื้อไม่ใช่แบบไอโซเมตริก พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับความตึงของกล้ามเนื้อจะไม่เป็นเชิงเส้นตรง
3. ศึกษาเกี่ยวกับความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ โดยศึกษาจากความถี่และความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า ถ้าความถี่สูงและความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าลดลงแสดงว่าเกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อมัตันั้น
4. ประเมินประสิทธิภาพของการฝึกรูปแบบต่างๆ ที่มีต่อกล้ามเนื้อ

3.4 ปัจจัยที่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

De Luca (1997) ได้กล่าวว่า เมื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิว (Surface electrode) จะมีปัจจัยที่มีผลต่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แบ่งได้เป็น 2 กลุ่ม ได้แก่

1. ปัจจัยภายนอก (Extrinsic factor) เกี่ยวกับขั้วสัญญาณไฟฟ้า ได้แก่
 - 1.1 ลักษณะของขั้วรับสัญญาณ (Electrode configuration) ได้แก่ ขนาดของพื้นที่หรือรูปร่างของขั้วรับสัญญาณ มีผลต่อจำนวนหน่วยยนต์ที่บันทึกได้ ขณะกล้ามเนื้อหดตัวขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่เหมาะสมควรประมาณ 1 เซนติเมตร
 - 1.2 ตำแหน่งของการวางขั้วสัญญาณไฟฟ้า (Electrode location) มีผลต่อความสูง (Amplitude) และความถี่ (frequency) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตำแหน่งที่มีความเหมาะสมในการวางขั้วสัญญาณ คือ บริเวณจุดกึ่งกลางระหว่างจุดมอเตอร์ (Motor point) กับบริเวณรอยต่อระหว่างกล้ามเนื้อและเอ็นกล้ามเนื้อ (Myotendinous junction) เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีค่ามากที่สุด โดยใช้ขั้วสัญญาณ 2 ขั้ววางขนานกันและตั้งฉากกับเส้นใยกล้ามเนื้อที่ต้องการจะวัด
2. ปัจจัยภายใน (Internal factor) เกี่ยวกับสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ เป็นปัจจัยที่ไม่สามารถควบคุมได้ ได้แก่
 - 2.1 จำนวนหน่วยยนต์ (The number of active motor unit) จำนวนหน่วยยนต์ที่ทำงานขณะกล้ามเนื้อหดตัวมีผลต่อความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ถ้าจำนวนหน่วยยนต์มากความสูงของคลื่นไฟฟ้าก็จะมากด้วย

2.2 ชนิดของเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber type) มีผลต่อความเป็นกรด-ด่าง ของเหลวภายในกล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อหดตัว

2.3 การไหลเวียนเลือดภายในกล้ามเนื้อ (Blood flow) การเคลื่อนย้ายสารที่เกิดจากกระบวนการเมแทบอลิซึม (Metabolism) และอุณหภูมิ มีผลต่อความเร็วในการนำศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน และความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ เมื่อการไหลเวียนเลือดในร่างกายสูงขึ้น ความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมากขึ้นด้วย

2.4 ขนาดของเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber diameter) มีผลต่อความเร็วในการนำศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานและความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.5 ความลึกและความหนาของชั้นเนื้อเยื่อ มีผลต่อความสูงและความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น การวัดกล้ามเนื้อที่ลึกมากหรือมีชั้นไขมันใต้ผิวหนังระหว่างกล้ามเนื้อและขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ามาก ทำให้ความสูงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้น้อยกว่าความเป็นจริง

3.5 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

De Luca (1997) ได้กล่าวว่า ความสูงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อมีความสัมพันธ์กันโดย ความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นเมื่อกล้ามเนื้อออกแรงหดตัวเพิ่มขึ้น กล้ามเนื้อที่หดตัวได้แบบไอโซเมตริก (Isometric contraction) คือ กล้ามเนื้อหดตัวขณะที่ความยาวของกล้ามเนื้อไม่เปลี่ยนแปลง Kenney et al. (2015) พบว่า ความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อมีลักษณะเป็นเส้นตรง ถ้ากล้ามเนื้อหดตัวแบบไอโซโทนิค (Isotonic contraction) คือ มีการเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อหดตัว ทำให้มีการเคลื่อนที่ของขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าขณะทำการบันทึกสัญญาณ รวมถึงความไม่คงที่ของหน่วยยนต์ที่ทำงานขณะกล้ามเนื้อหดตัวที่ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าบันทึกได้ ทำให้รูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้เปลี่ยนแปลงไป ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้จะไม่มีความสัมพันธ์กันเป็นเส้นตรง โดยส่วนใหญ่ขนาดของขั้วรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมักมีขนาดเล็กกว่ากล้ามเนื้อที่ต้องการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทำให้จำนวนหน่วยยนต์ที่บันทึกได้ขณะกล้ามเนื้อหดตัวมีจำนวนน้อยกว่าหน่วยยนต์ที่ทำงานจริง เมื่อกล้ามเนื้อออกแรงหดตัวเพิ่มขึ้นทำให้มีการระดมหน่วยยนต์ (Recruitment of motor unit) เพิ่มขึ้น ถ้าหน่วยยนต์ใหม่อยู่ใกล้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า พบว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีค่าเท่ากับแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อจริง แต่ถ้าหน่วยยนต์ใหม่อยู่ไกลขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า พบว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออาจจะไม่ได้เพิ่มตามแรงที่เกิดขึ้นจากการหดตัวของกล้ามเนื้อจริง

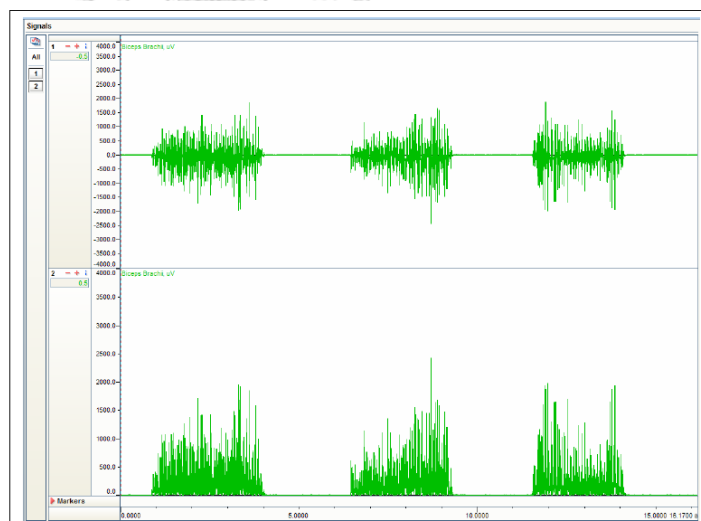
3.6 ค่าการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด

ชูศักดิ์ เวชแพศย์ (2536) กล่าวว่า การหดตัวของกล้ามเนื้อคลายตามปกติ เซลล์กล้ามเนื้อจะทำการหดตัวอย่างพร้อมเพรียงกันของกลุ่มเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งเลี้ยงโดยหน่วยยนต์เดียวกัน ซึ่งหน่วยยนต์ถือเป็นหน่วยที่เล็กที่สุด และสามารถกระตุ้นให้เกิดการหดตัวได้ หน่วยยนต์แต่ละหน่วยสามารถถูกกระตุ้นด้วยความแรงของสิ่งที่กระตุ้นแตกต่างกัน ระดับความแรงของสิ่งที่กระตุ้นที่ทำให้กล้ามเนื้อหดตัว เรียกว่า Threshold หน่วยยนต์ที่มี Threshold ต่ำจะถูกกระตุ้นก่อน ทำให้มีแรงดึงในกล้ามเนื้อระดับหนึ่ง ถ้าความแรงของสิ่งที่กระตุ้นสูงพอ ทุกหน่วยยนต์จะทำงานอย่างพร้อมเพรียงกัน ทำให้ได้แรงดึงที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด เรียกการทำงานร่วมกันของทุกๆ หน่วยยนต์ว่า การระดมหน่วยยนต์ (Summation of motor unit หรือ Recruitment of motor unit)

3.7 กระบวนการแปลงสัญญาณ (Signal Processing)

1. Rectification

หรือเรียกว่า Full-wave rectification คือ การแปลงค่าแอมพลิจูดที่เป็นค่าลบให้เป็นค่าบวก เพื่อให้สามารถหาค่าเฉลี่ย (mean) ค่าสูงสุด (peak/max) หรือพื้นที่ใต้กราฟ (area) ของค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าได้



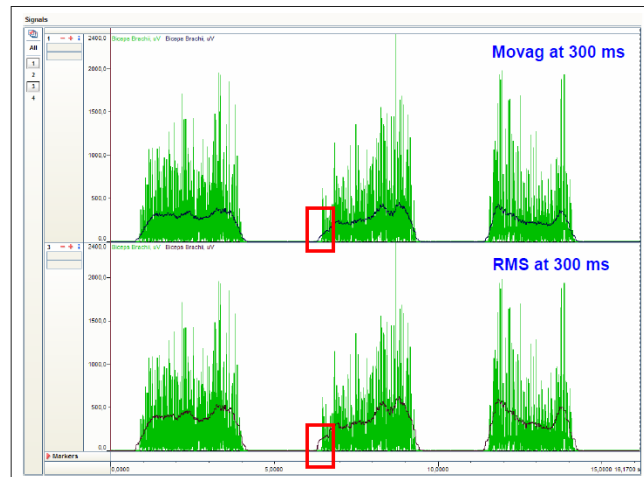
รูปที่ 5 แสดงค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้า (raw EMG) และแสดง rectified EMG (Konrad, 2005)

2. Smoothing

เป็นการนำ algorithms มาทำให้สัญญาณแอมพลิจูดที่สูงชันเรียบลง ประกอบไปด้วย

1.1 Moving average (Movag)

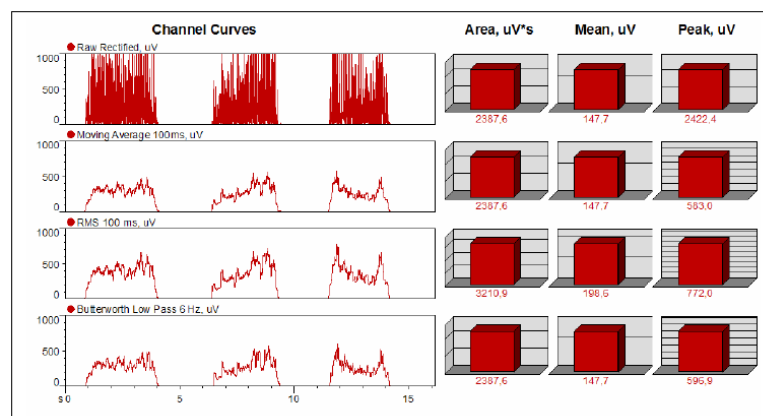
1.2 Root mean square (RMS) เป็นค่าพารามิเตอร์ที่สะท้อนค่า mean power ของสัญญาณแอมพลิจูด และได้รับความนิยมในการใช้มากกว่าแบบ Moving average



รูปที่ 6 แสดงการเปรียบเทียบ smoothing algorithms 2 แบบ (Konrad, 2005)

3. Digital filtering

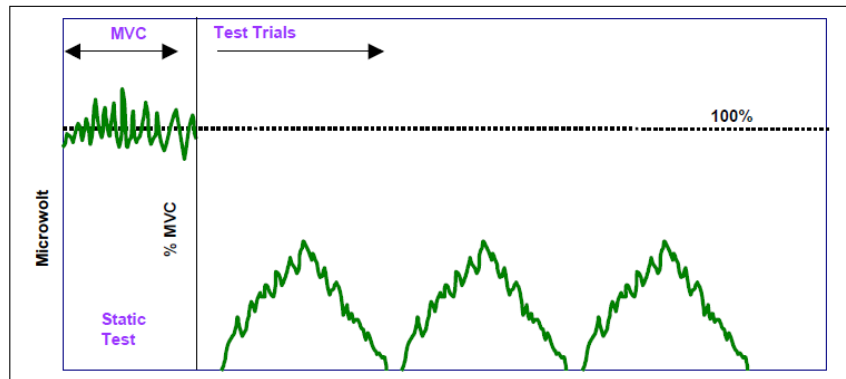
ในบางสถานการณ์อาจจำเป็นต้องนำ digital filter มาใช้ ซึ่งมีให้เลือกใช้ตามความเหมาะสม เช่น Moving average, RMS smoothing, Low pass filter at 6 Hz. (Butttherworth, 2nd order or higher)



รูปที่ 7 แสดงการเปรียบเทียบ smoothing algorithms 3 แบบ รูปร่างของแอมพลิจูดและผลทางสถิติ (Konrad, 2005)

4. Amplitude Normalization

การทำข้อมูลเท่าเทียมกันของแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ การนำเสนอค่าแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบของเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับค่ามาตรฐาน ซึ่งค่ามาตรฐานที่นิยมใช้ คือ ค่าความสามารถในการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (maximum voluntary isometric contraction; MVC)

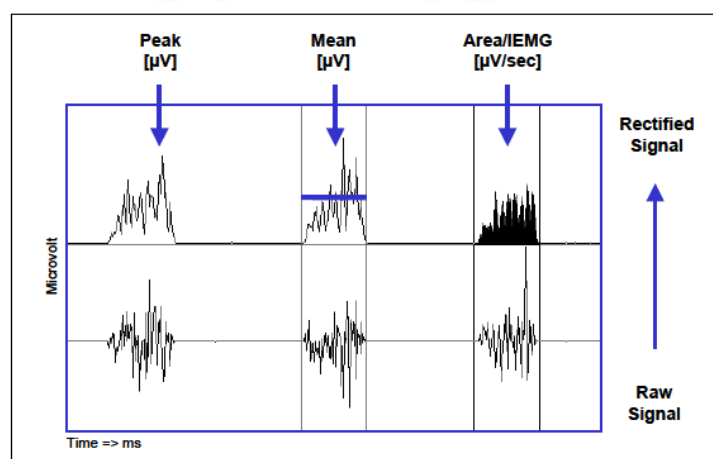


รูปที่ 8 แสดง MVC normalization (Konrad, 2005)

3.8 แอมพลิจูดพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Amplitude parameter)

ค่ามาตรฐานของแอมพลิจูดพารามิเตอร์ ประกอบด้วย

1. ค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Peak value)
2. ค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด (Amplitude Mean value)
3. ค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Mean integrated EMG; IEMG)

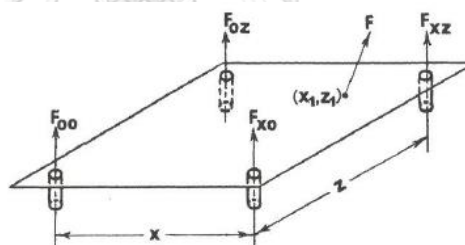


รูปที่ 9 แสดง EMG Amplitude parameter (Konrad, 2005)

4. แรงปฏิกิริยาจากพื้น

Ground reaction force เป็นแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อร่างกายขณะทำกิจกรรมต่างๆ เช่น การยืน การเดิน การวิ่ง โดยมีตัววัดเป็นแผ่นวัดแรง (Force plate) เช่นเดียวกันกับที่ใช้วิเคราะห์ Gait and posture แผ่นวัดแรงเป็นเครื่องมือที่มีความไวต่อการสัมผัสแรงของน้ำหนักที่ตกลงบนแผ่นวัดแรง แสดงผลเป็นทิศทางแรงตรงกันข้ามกับน้ำหนักที่ตกลงไปบนแผ่นวัดแรง เครื่องมือที่ใช้วัดแรง (Force platforms) มี 2 ชนิด ชนิดที่ 1 คือ Strain Gauge เช่น ยี่ห้อ AMTI, ยี่ห้อ Bertec ใช้หลักการตรวจวัดแรงดึงแปลผลเป็นแรงปฏิกิริยา ชนิดที่ 2 คือ Piezoelectric Quartz เช่น ยี่ห้อ Kistler ใช้หลักการวัดพลังงานไฟฟ้าเปลี่ยนเป็นพลังงานกลโดยจุดตรงกลางที่เกิดบนแผ่นวัดแรง เรียกว่า center of pressure (COP) โดย cop จะเป็นจุดที่แผ่นวัดแรงจะแสดงตำแหน่งของแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นใต้เท้า โดยจะเฉลี่ยพื้นที่ที่ตกลงบนแผ่นของเท้า เช่น ในขณะที่เท้าตกลงบนแผ่นวัดแรง ช่วงเท้ามีตำแหน่งงอเท้าและสันเท้า ตำแหน่งของ cop ที่จะแสดงผลของแรงจะเป็นช่วงกลางเท้า (arch)

แรงที่เกิดขึ้นในแผ่นวัดแรงมี 2 ชนิด โดยชนิดแรกเป็นแผ่นวัดแรงที่มีตัววัด 4 ตัวอยู่ตรงมุมของแผ่นวัดแรง โดย cop จะถูกคำนวณจากตัววัดทั้ง 4 ตัว



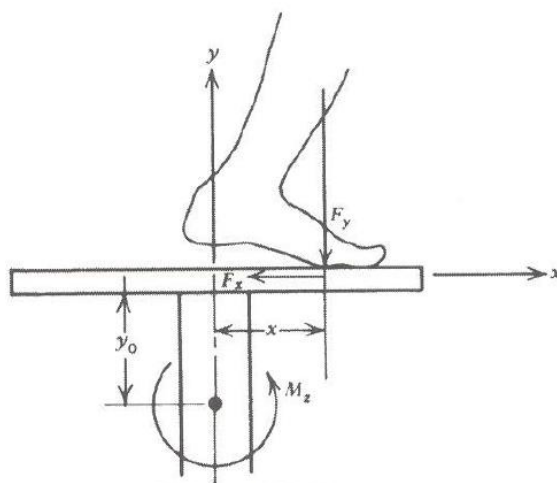
รูปแผ่นวัดแรงชนิด 4 ตัววัด

สูตรคำนวณแรงจากรูปดังนี้

$$x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{X0} + F_{XZ}) - (F_{00} + F_{0Z})}{F_Y} \right]$$

$$z = \frac{Z}{2} \left[1 + \frac{(F_{0Z} + F_{XZ}) - (F_{00} + F_{X0})}{F_Y} \right]$$

แรงจากแผ่นวัดแรงชนิดที่ 2 จะมีเครื่องวัดเป็นหลักอยู่ที่ใต้แผ่นรับแรง cop จะคำนวณโดยเครื่องมือที่อยู่ใต้แผ่นวัดนี้



รูปแรงที่กดลงบนแผ่นวัดแรง

สูตรคำนวณจากรูปดังนี้

$$M_z - F_y \cdot x + F_x \cdot y_0 = 0$$

$$x = \frac{F_x \cdot y_0 + M_z}{F_y}$$

เมื่อ F = แรงที่กระทำ (N)

M = มวล (kg)

ช่วงระยะขาล่าง (Lower extremity) มีการรองรับแรงปฏิกิริยาจากพื้นสู่ร่างกาย โดยมีข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก เป็นข้อต่อหลักที่รับแรงกระแทกและส่งผ่านแรง โดยมีการดูดซับเพื่อปกป้องแรงที่มากระทำกับร่างกายมากเกินไป

5. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

งานวิจัยต่างประเทศที่เกี่ยวกับการทำงานของกล้ามเนื้อ

Kohler และคณะ (2010) ศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (prime mover) และกล้ามเนื้อแกนกลาง (core stabilizer) ขณะทำท่า Overhead shoulder press โดยใช้ น้ำหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร กลุ่มตัวอย่างเป็นผู้ที่เคยฝึกด้วยน้ำหนัก มาอย่างน้อย 1 ปี จำนวน 30 คน ทำท่า shoulder press จำนวน 3 เซต เซตละ 3 ครั้ง ทั้งสถานะ น้ำหนักที่เสถียร คือ ยกบาร์เบลล์ในท่า shoulder press และน้ำหนักที่ไม่เสถียร คือ ยกดัมเบลล์ในท่า shoulder press บนพื้นผิวที่เสถียร คือ นั่งบนม้านั่ง (exercise bench) และพื้นผิวที่ไม่เสถียร คือ นั่งบน swiss ball กำหนดความหนักที่ 10 RM โดยวัดการทำงานของกล้ามเนื้อด้วย surface electromyography (EMG) จำนวน 8 มัด ได้แก่ anterior deltoid, middle deltoid, trapezius, triceps brachii, rectus abdominis, external obliques และ erector spinae (lower and upper) วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละสถานะด้วยค่าเฉลี่ยรากที่สอง (average root mean

square) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยรากที่สองด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำของค่าเฉลี่ยการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัดของทั้ง 4 สภาวะ หากพบความแตกต่างทำการเปรียบเทียบแบบรายคู่ด้วยวิธีของ Fisher ผลการทดลองพบว่า กล้ามเนื้อ Triceps ทำงานเพิ่มขึ้นเมื่อมีแรงต้านด้วยน้ำหนัก โดยในสภาวะน้ำหนักที่เสถียรและพื้นผิวที่เสถียรกล้ามเนื้อ triceps ทำงานมากกว่าสภาวะน้ำหนักไม่เสถียรและพื้นผิวไม่เสถียร และมีการทำงานของกล้ามเนื้อ upper erector spinae มากขึ้นเมื่อยกบาร์เบลล์บน swiss ball เทียบกับ bench

Saeterbakken และ Fimland (2013) ได้ศึกษาเปรียบเทียบแรง (force output) และการทำงานของกล้ามเนื้อขาและกล้ามเนื้อลำตัวในท่าสควอทแบบคงค้างไว้ (Isometric squat) บนพื้นลักษณะต่างๆ ได้แก่ บนพื้นผิวที่เสถียร (พื้นธรรมดา) บนพาวเวอร์บอร์ด (power board) บนโบซบอล (bosu ball) และบนบาลานซ์โคน (balance cone) กลุ่มตัวอย่างเป็นอาสาสมัครชายสุขภาพดีจำนวน 15 คน อายุระหว่าง 20-26 ปี โดยทั้ง 15 คนจะได้รับการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบด้วยวิธีการสุ่มเข้ากลุ่มและคุณภาพลำดับ ทำการทดสอบโดยให้ผู้เข้าร่วมทดสอบยืนบนพื้นผิวลักษณะต่างๆ ที่วางอยู่บนแผ่นวัดแรงในท่าสควอทแบบคงค้างไว้ (Isometric squat) ที่มุมเข่า 90 องศา พร้อมแบกโอลิมปิก บาร์เปล่า โดยมีสายรัดแบบไม่ยืดหยุ่น (non-elastic strap) ยึดโอลิมปิก บาร์ ไว้กับแผ่นวัดแรง ทำรูปแบบละ 3 เซตๆ ละ 3 วินาที โดยผู้วิจัยวัดแรงด้วยแผ่นวัดแรง (force cell) จำนวน 2 แผ่น และวัดการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จำนวน 8 จุด ได้แก่ rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, soleus, rectus abdominis, oblique external และ erector spinae ทำการเปรียบเทียบค่าสูงสุดของแรงจากค่าสูงสุดของแรงของทั้ง 3 เซต ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางชนิดวัดซ้ำ และเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยค่าเฉลี่ย root mean square (mean RMS EMG) 3 วินาทีสุดท้ายของแต่ละรูปแบบการทดสอบ ผลการทดลองพบว่า เมื่อเทียบกับการยืนพื้นผิวที่เสถียรแล้วการยืนบน power board มีค่าแรงใกล้เคียงกัน และการยืนบน Bosu ball และบน Balance cone ให้แรงน้อยกว่า นอกจากนั้นยังพบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อเมื่อยืนบนพื้นผิวทั้ง 4 แบบ ไม่แตกต่างกัน ยกเว้นกล้ามเนื้อ rectus femoris ที่ทำงานเพิ่มขึ้นเมื่อยืนบนพื้นที่เสถียรและทำงานมากกว่าพื้นผิวอีก 3 แบบ จึงสรุปได้ว่าการเพิ่มความไม่มั่นคงของพื้นขณะทำ isometric squat ที่ความพยายามสูงสุดยังให้การทำงานของกล้ามเนื้อส่วนล่างและกล้ามเนื้อลำตัวเหมือนเดิมในขณะที่แรงลดลง จากผลการวิจัยจึงสามารถแนะนำได้ว่าการสควอทบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรจะมีประโยชน์ต่อการฟื้นฟูร่างกายและสามารถจัดเข้าโปรแกรมการฝึกได้เพราะมีการทำงานของกล้ามเนื้อไม่แตกต่างกันอีกทั้งแรงยังลดลง

Lawrence และ Carlson (2015) ศึกษาแรงและการทำงานของกล้ามเนื้อโดยการแบกน้ำหนักที่ไม่เสถียร(แผ่นน้ำหนักห้อยจากบาร์ด้วยยางยืด)ในท่าพาราเลล สควอท (Parallel back squat) กลุ่มตัวอย่างเป็นเพศชาย จำนวน 15 คน อายุระหว่าง 21-27 ปี แบ่งการทดสอบออกเป็น 2

แบบ คือ แบบที่แบกความหนักที่ไม่เสถียร(Unstable load) และแบบที่แบกความหนักที่เสถียร (Stable load) โดยทั้ง 2 แบบแบกน้ำหนักในท่าพาราเลลสควอทน้ำหนัก 60% ของหนึ่งอาร์เอ็ม (1RM) ทำ 3 เซต เซตละ 10 ครั้ง นำข้อมูลของเซตที่ 3 ครั้งที่ 3-8 มาทำการวิเคราะห์ โดยวิเคราะห์ แรงปฏิกิริยาในแนวตั้งจากพื้นสูงสุดช่วงที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวสั้นลงในแต่ละครั้ง (concentric portion of each squat) ด้วยแผ่นวัดแรง วิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อด้วยการ วัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยวิธีอินทิ-เกรท (integrated muscle activity) และผลการทดลองพบว่า แรงปฏิกิริยาในแนวตั้งจากพื้นสูงสุดแบบแบกน้ำหนักที่ไม่เสถียรลดลงอย่างมีนัยสำคัญเล็กน้อย (3.9%) และการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus femoris, External oblique และ Soleus เพิ่มขึ้นใน แบบแบกน้ำหนักที่ไม่เสถียร แสดงให้เห็นว่าการทำท่าสควอทด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรจะเพิ่ม การทำงานของกล้ามเนื้อแกนกลางของร่างกาย และขณะเดียวกันแรงลดลงเล็กน้อยเมื่อเทียบกับการแบก น้ำหนักที่เสถียร

Dunnick และคณะ (2015) ศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนบนของร่างกายในท่าเบนช์ เพรส(Bench press) กลุ่มตัวอย่างเป็นเพศชาย จำนวน 20 คน อายุระหว่าง 22-26 ปี โดยแบ่งการ ทดลองออกเป็น 2 แบบ คือ ความหนักที่เสถียร(Stable load) และความหนักที่ไม่เสถียร(Unstable load) ที่น้ำหนัก 60 และ 80 % ของหนึ่งอาร์เอ็ม (1RM) ทั้งนี้ความหนักที่ไม่เสถียรคือ แขนว kettlebells น้ำหนัก 16 กิโลกรัมด้วยยางยึดไว้กับบาร์และมีแผ่นน้ำหนักติดไว้กับบาร์ในลักษณะปกติ ทำ 2 เซต เซตละ 3 ครั้ง จังหวะการยกช่วงขึ้น 2 วินาที ช่วงลง 2 วินาที ทำการทดสอบสัปดาห์ละ 2 รูปแบบโดยการทดสอบแต่ละรูปแบบใช้เวลาห่างกันอย่างน้อย 48 ชั่วโมง และวิเคราะห์การทำงานของ กล้ามเนื้อด้วยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ผลการทดลองพบว่า กล้ามเนื้อ Pectoralis major, Anterior deltoid, Medial deltoid, Triceps brachii และ Latissimus dorsi มีการทำงานเพิ่มขึ้น ที่น้ำหนัก 80% 1RM เมื่อเทียบกับน้ำหนัก 60%1RM และกล้ามเนื้อทำงานมากขึ้นในช่วงที่กล้ามเนื้อ หดตัวแบบความยาวสั้นลง (Concentric phase) เมื่อเทียบกับช่วงที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาว ยืดเพิ่มขึ้น (Eccentric phase) แสดงให้เห็นว่าการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนบนของร่างกายไม่แตกต่าง กันเมื่อฝึกด้วยความหนักที่เสถียรหรือความหนักที่ไม่เสถียร

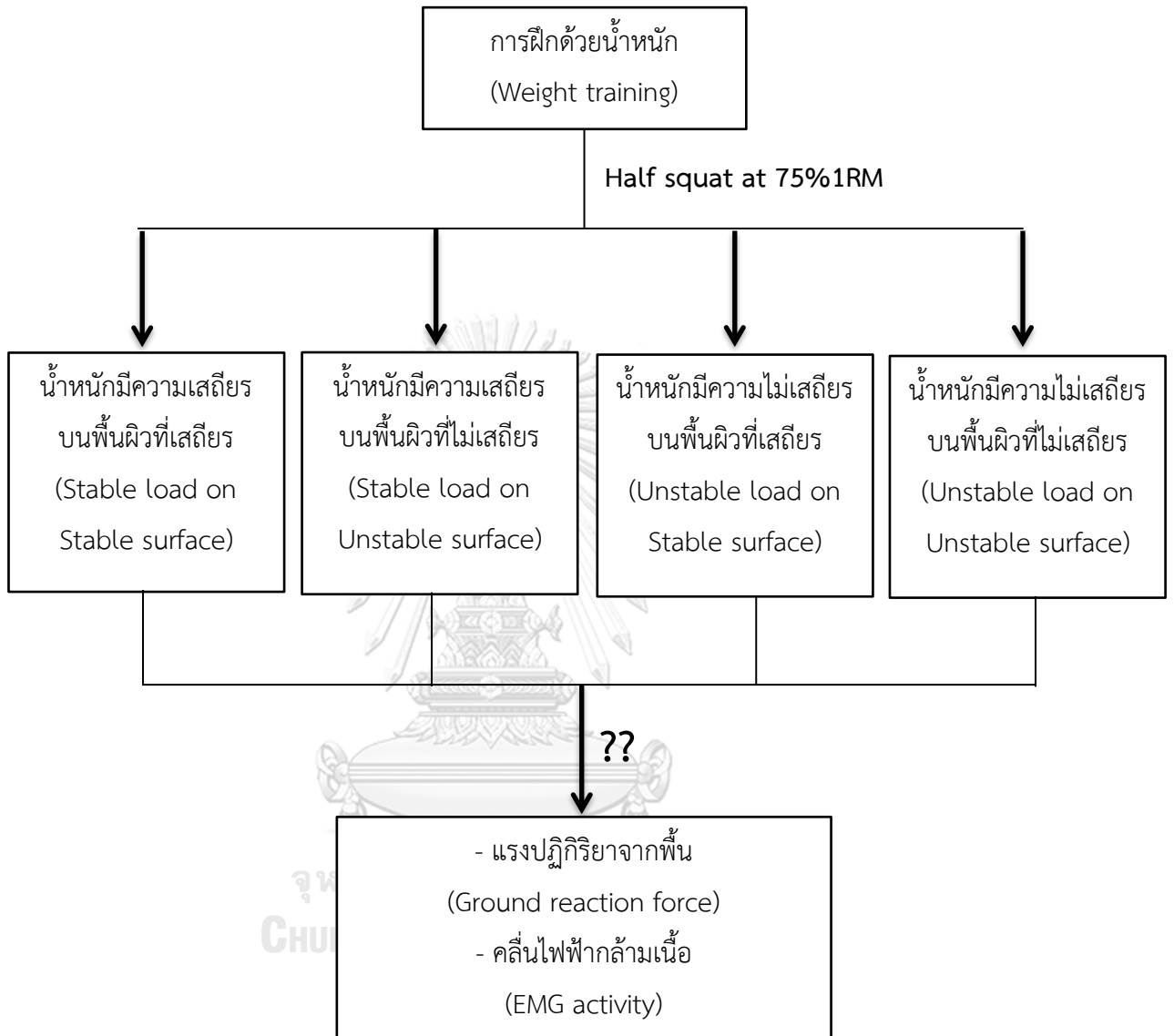
งานวิจัยต่างประเทศที่เกี่ยวข้องกับแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท

Bently และคณะ (2010) ศึกษาผลของจังหวะการยกน้ำหนักท่าสควอทที่มีต่อแรงปฏิกิริยา จากพื้น (ground reaction force; GRF) จากสมมติฐานที่ว่า การยกน้ำหนักท่าสควอทในจังหวะที่เร็ว จะเกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุด (Peak ground reaction force) และแรงเฉื่อยของทั้งระบบไม่ แตกต่างกัน กลุ่มตัวอย่างเพศชายจำนวน 6 คน ทำท่าสควอทจำนวน 3 เซต เซตละ 3 ครั้งที่จังหวะ แตกต่างกัน คือ จังหวะเร็ว (ลง 1 วินาที : ขึ้น 1 วินาที) จังหวะปานกลาง (ลง 3 วินาที : ขึ้น 1 วินาที)

และจังหวะช้า (ลง 4 วินาที : ขึ้น 2 วินาที โดยแบกน้ำหนัก (บาร์เบลล์) เท่ากับน้ำหนักตัวในท่าสควอท แรงปฏิกิริยาจากพื้นและตัวตรวจจับความเร็วถูกใช้ในการคำนวณแรงเฉื่อยทั้งหมดที่เกิดจากน้ำหนักตัวและบาร์เบลล์ ผลการทดลองพบว่า ขณะทำท่าสควอทจังหวะเร็วให้แรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงที่สุดเมื่อเทียบกับจังหวะปานกลาง และจังหวะช้า ตามลำดับ เมื่อพิจารณาแรงเฉื่อยโดยไม่คำนึงถึงจังหวะการยก พบว่าแรงเฉื่อยมีความสัมพันธ์กับน้ำหนักตัวมากกว่าบาร์เบลล์ ดังนั้นจังหวะการยกน้ำหนักท่าสควอทที่เร็วจะให้แรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงที่สุดเช่นเดียวกับแรงเฉื่อยของระบบ

Dali และคณะ (2013) ศึกษาเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาจากพื้นแนวตั้ง (Vertical ground reaction force) ในท่าสควอทที่มุมมองขาของเข้าแตกต่างกัน โดยใช้รูปแบบการวิจัยแบบ cross sectional comparative study กลุ่มตัวอย่างจำนวน 37 คน ทำท่าสควอทที่มุมมองขาของเข้า 40 องศา 70 องศา และ 110 องศา บนแผ่นวัดแรง วิเคราะห์ความแตกต่างด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way analysis of variance with repeated measures) หากพบความแตกต่างทำการเปรียบเทียบรายคู่ (Post hoc) ด้วยวิธีของบอนเฟอโรนี (Bonferroni) ของค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งสูงสุด (Peak vertical ground reaction force) ผลการศึกษาพบว่า ค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งสูงสุดแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้ง 3 กลุ่ม โดยมุมมองขาของเข้า 110 องศาให้ค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งสูงสุด เมื่อเทียบกับมุมมองขาของเข้า 40 องศาและ 70 องศา ดังนั้นการทำท่าสควอทที่ดีควรอยู่ในมุมมองขาที่น้อยเพื่อหลีกเลี่ยงแรงที่กระทำกับข้อต่อที่มากเกินไป

แผนภูมิที่ 1 กรอบแนวความคิดในการวิจัย



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อ ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท ด้วยน้ำหนักแบบมีความเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

ประชากร

ประชากร คือ นิสิตจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี

กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ได้จากนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี ที่สามารถแบกน้ำหนักในท่าสควอทได้มากกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว โดยใช้โปรแกรมคำนวณกลุ่มตัวอย่าง G*Power กำหนดค่าแอลฟาที่ระดับความมีนัยสำคัญ .05 ค่าอำนาจการทดสอบ (Power of the test) เท่ากับ .80 ค่าขนาดของผลกระทบ (Effect size) ที่ .60 ได้จำนวนกลุ่มตัวอย่าง 24 คน (ค่า Power และค่า α อ้างอิงจาก (Kohler et al., 2010))

การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเพื่อเข้าร่วมการทดลอง

1. ผู้วิจัยประกาศรับสมัคร และทำการติดต่อเป็นการส่วนตัวเชิญชวนกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการทดสอบ
2. ผู้วิจัยอธิบายวัตถุประสงค์ขั้นตอนของการเก็บข้อมูล และชี้แจงรายละเอียดเกี่ยวกับขั้นตอนการคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
3. เมื่อกลุ่มตัวอย่างยินดียิ่งจะเข้าร่วมการทดสอบ ยินยอมตอบแบบสอบถาม และเข้ารับการประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ ซึ่งเป็นเกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย
4. ผู้วิจัยจะให้กลุ่มตัวอย่างลงนามยินยอมรับการประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ และเข้ารับการทดสอบความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ (ภาคผนวก ข) โดยผู้ที่มีค่าความแข็งแรงสัมพัทธ์ ที่มีอัตราส่วนความแข็งแรงต่อน้ำหนักตัวมากกว่า 1.5 เท่า (Earle and Baechle, 2000) จะถูกคัดเลือกให้เข้าร่วมการทดลองต่อไป

5. ระยะเวลา 3 วันก่อนการทดสอบกลุ่มตัวอย่างต้องไม่ออกกำลังกายอย่างหนัก หรือฝึกกล้ามเนื้อขาทุกรูปแบบ

6. หากกลุ่มตัวอย่างท่านใดผ่านเกณฑ์การคัดกรองการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างการวิจัย ผู้วิจัยจะอธิบายขั้นตอนการวิจัยโดยละเอียด บอกให้ทราบถึงประโยชน์ของการเข้าร่วมการวิจัยและความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้น เมื่อกลุ่มตัวอย่างยินดีที่จะเข้าร่วมการวิจัยผู้วิจัยจะให้ลงนามยินยอมการเข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้ต่อไป กรณีที่กลุ่มตัวอย่างไม่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างการเข้าร่วมการวิจัยผู้วิจัยจะให้คำแนะนำเบื้องต้นเกี่ยวกับการออกกำลังกายในท่าย่อเข่า (ท่า squat) ที่ถูกต้องเพื่อพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อขาให้แก่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย (Inclusion criteria)

1. เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี
2. เป็นผู้ที่ไม่ได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 6 เดือน
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถออกกำลังกายในท่าย่อเข่า (ท่า squat) อย่างถูกวิธี และสามารถแบกน้ำหนักในท่าย่อเข่าท่ามุม 90 องศาได้ไม่ต่ำกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว (ความแข็งแรงสูงสุดในท่าฮาล์ฟ สควอท; 1RM)
4. เป็นผู้ที่ไม่เคยได้รับโปรแกรมการฝึกด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรและฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างออกจากงานวิจัย (Exclusion criteria)

1. เกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถฝึกต่อได้
2. ไม่สมัครใจเข้าร่วมการทดลองต่อ
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยขาดการทดลองมากกว่า 2 ครั้ง ของช่วงระยะเวลาการทดสอบ

แบบแผนการวิจัย

ใช้รูปแบบดุลยภาพลำดับ (Counterbalancing design) ในการวิจัย ซึ่งผู้เข้าร่วมวิจัยทั้งหมด 24 คน จะได้รับการทดสอบด้วยรูปแบบการออกกำลังกายทั้ง 4 รูปแบบ ในการทดสอบทั้งหมด 4 สัปดาห์

ตารางที่ 4 แสดงรูปแบบการวิจัย (Counterbalancing design) การออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นทีเสถียรและไม่เสถียร จำนวน 24 คน

ลำดับการทดสอบ	การออกกำลังกาย รูปแบบที่ 1 (SLSS)	การออกกำลังกาย รูปแบบที่ 2 (SLUS)	การออกกำลังกาย รูปแบบที่ 3 (ULSS)	การออกกำลังกาย รูปแบบที่ 4 (ULUS)
คนที่ 1-6	1	2	3	4
คนที่ 7-12	4	1	2	3
คนที่ 13-18	3	4	1	2
คนที่ 19-24	2	3	4	1

* SL = Stable load, SS = Stable surface, UL = unstable load, US = unstable surface

ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล

ขั้นตอนการวิจัย

ขั้นตอนการคัดกรองกลุ่มตัวอย่าง

1. คัดผู้เข้าร่วมวิจัยตามเกณฑ์การคัดเลือกเข้าและเกณฑ์การคัดออก ผู้วิจัยจะเป็นผู้ดำเนินการเชิญชวนกลุ่มตัวอย่างด้วยวาจา อธิบายวัตถุประสงค์ขั้นตอนของการเก็บข้อมูล และชี้แจงรายละเอียดเกี่ยวกับขั้นตอนการคัดกรองกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย เมื่อกลุ่มตัวอย่างยินดียิ่งจะเข้าร่วมการทดลอง ยินยอมตอบแบบสอบถามคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและเข้าร่วมการประเมินความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ ซึ่งเป็นเกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย ผู้วิจัยจะให้กลุ่มตัวอย่างลงนามยินยอมการประเมินความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์

2. ผู้วิจัยทดสอบความสามารถในการออกกำลังกายในท่าย่อเข่าท่ามูม 90 องศา (ท่า squat) อย่างถูกวิธีของกลุ่มตัวอย่าง โดยให้กลุ่มตัวอย่างทดลองทำท่าย่อเข่าด้วยอุปกรณ์มาก หากกลุ่มตัวอย่างมีการทิ้งน้ำหนักไปที่ส้นเท้าและสะโพก ลำตัวตรง สามารถย่อเข่าและยืนขึ้นโดยไม่เสียการทรงตัวจะถือผ่านการทดสอบในท่าย่อเข่า (ท่า squat)

4. หากกลุ่มตัวอย่างท่านใดผ่านเกณฑ์การทดสอบในท่าย่อเข่า ผู้วิจัยจะดำเนินการประเมินความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์โดยการแบกน้ำหนักย่อเข่าท่ามูม 90 องศาในท่าสควอท ด้วยอุปกรณ์บาร์เบลล์ที่มี Rack บนพื้นผิวที่เสถียร (ภาคผนวก ข)

5. หากกลุ่มตัวอย่างท่านใดผ่านเกณฑ์การประเมินความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ ผู้วิจัยจะนัดหมายวันและเวลาเพื่อมาทำการทดสอบจริงต่อไป

ขั้นตอนการทดสอบจริง

ขั้นตอนที่ 1 การอบอุ่นร่างกายก่อนการทดสอบ

1.1 ก่อนเริ่มต้นการทดสอบในแต่ละครั้งกลุ่มตัวอย่างต้องอบอุ่นร่างกายโดยปั่นจักรยาน วัตงาน (Bicycle leg ergometer) ที่ระดับความเร็ว 50 รอบ/นาที เป็นระยะเวลา 5 นาที และทำการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทั้งแบบคงค้างและแบบเคลื่อนไหว เป็นเวลา 30 นาที (ภาคผนวก จ)

ขั้นตอนที่ 2 เตรียมความพร้อมกลุ่มตัวอย่าง

2.1 เตรียมความพร้อมกลุ่มตัวอย่างเพื่อติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนัง (Konrad, 2005) ที่ด้านขวาของร่างกาย กล้ามเนื้อที่ทำการศึกษามีจำนวน 8 มัด ดังนี้ (ภาคผนวก ง)

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Biceps femoris

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Rectus femoris
- กล้ามเนื้อ Vastus medialis
- กล้ามเนื้อ Vastus lateralis

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Soleus

กลุ่มกล้ามเนื้อลำตัว เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ Rectus abdominis
- กล้ามเนื้อ External oblique
- กล้ามเนื้อ Erector spinae

2.2 ระบุตำแหน่งกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษากับการทำการทำสัญลักษณ์บนผิวหนังด้วยปากกาที่สามารถลบออก แล้วเช็ดทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์

2.3 ผู้วิจัยจะใช้อุปกรณ์สำหรับโกนขนแบบธรรมดากำจัดขนบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังซึ่งจะเป็นการรบกวนการส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยทำการเปลี่ยนใบมีดทุกครั้งเมื่อเปลี่ยนกลุ่มตัวอย่าง และขัดผิวหนังบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังด้วยเจลอิเล็กโทรด

2.4 ผู้วิจัยทำการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังในตำแหน่งที่ระบุไว้ บริเวณกึ่งกลางของกล้ามเนื้อและติดตามแนวยาวของกล้ามเนื้อด้วยวิธีการของ SENIAM (Day, 2002) จากนั้นจะเชื่อมต่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ากับอุปกรณ์รับสัญญาณซึ่งเป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สาย

ขั้นตอนที่ 3 ทดสอบการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ (Maximum voluntary isometric contraction; MVIC)

3.1 ก่อนทดสอบจริงกลุ่มตัวอย่างต้องทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้านขวาของร่างกายจำนวน 8 มัด โดยกลุ่มตัวอย่างออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาทีละมัด มัดละ 10 วินาที ด้วยวิธีของ Konrad (2005) (ภาคผนวก ซ)

ขั้นตอนที่ 4 กลุ่มตัวอย่างทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือและอบอุ่นร่างกายด้วยการแบกน้ำหนักในท่าสควอท

4.1 หลังจากติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังและทดสอบการหดตัวของกล้ามเนื้อแล้วให้กลุ่มตัวอย่างทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือและอบอุ่นร่างกายอีกครั้งด้วยการแบกน้ำหนักในท่าย่อตัวให้เข่าทำมุม 90 องศา (ท่า Squat) ที่น้ำหนัก 50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ซึ่งค่าหนึ่งอาร์เอ็มหรือค่าความแข็งแรงสูงสุดนั้น ผู้วิจัยได้ทำการบันทึกไว้เมื่อครั้งทดสอบความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพันธ์ของกลุ่มตัวอย่าง

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

ขั้นตอนที่ 5 ทดสอบจริง

5.1 รูปแบบการทดสอบมี 4 รูปแบบ ประกอบด้วย

รูปแบบที่ 1 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)

รูปแบบที่ 2 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)

รูปแบบที่ 3 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)

รูปแบบที่ 4 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)



(SLSS)



(SLUS)



(ULSS)



(ULUS)

รูปที่ 10 แสดงรูปแบบการทดสอบทั้ง 4 แบบ

5.2 ขณะที่ทำการทดสอบกลุ่มตัวอย่างจะต้องยืนอยู่บนแผ่นวัดแรงซึ่งถูกติดตั้งอย่างมั่นคงและได้มาตรฐานทั้ง 4 รูปแบบการทดสอบ เพื่อทำการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง ทั้งนี้ผู้วิจัยบันทึกภาพเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) และวิเคราะห์แรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะที่ทำการทดสอบด้วยโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM)

5.3 กลุ่มตัวอย่างเข้ารับการทดสอบในท่าย่อเข่าท่ามูม 90 องศา โดยใช้ความหนักในการออกกำลังกายเท่ากันทั้ง 4 รูปแบบ คือ 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทำการทดสอบ 1 เซ็ต จำนวน 6 ครั้ง พักระหว่างรูปแบบ 15 นาที ในระหว่างพักให้กลุ่มตัวอย่างนั่งพักอยู่บริเวณที่ทำการทดสอบเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดสัญญาณระหว่างข้อรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกกับเครื่องรับสัญญาณสูญหาย

5.4 ผู้วิจัยกำหนดให้จังหวะการย่อตัวเป็นอัตราส่วน 2:1 คือ จังหวะในช่วงลง 4 วินาที และจังหวะในช่วงขึ้น 2 วินาที โดยใช้โปรแกรมนับจังหวะ (metronome) และเพื่อให้มั่นใจว่ากลุ่มตัวอย่างได้ทำท่าย่อเข่าท่ามูม 90 องศา ที่ถูกต้องผู้วิจัยใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมมองศาเขาที่ 90 องศาของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน

5.5 เมื่อการทดสอบเสร็จสิ้นกลุ่มตัวอย่างจะต้องยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบคงค้างเพื่อป้องกันการบาดเจ็บ เป็นเวลา 10 นาที (ภาคผนวก จ) จากนั้นผู้วิจัยจะถอดอุปกรณ์ข้อรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกพร้อมทำความสะอาดผิวหนังกลุ่มตัวอย่างด้วยแอลกอฮอล์

5.6 หลังจากเสร็จสิ้นการทดสอบในรูปแบบแรกแล้ว จะทำการทดสอบต่อในรูปแบบที่ 2 รูปแบบที่ 3 และรูปแบบที่ 4 โดยลำดับการทดสอบใช้วิธีการดูผลภาพลำดับ พักระหว่างรูปแบบ 15 นาที ใช้เวลาในการทดสอบแต่ละครั้งประมาณ 3 ชั่วโมง

5.7 เมื่อเสร็จสิ้นการวิเคราะห์ข้อมูลการวิจัย ผู้วิจัยจะทำลายภาพเคลื่อนไหวขณะทดสอบทั้งหมดทันที

การเก็บรวบรวมข้อมูล

การวัดตัวแปรตามคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สายจากข้อรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนังไปที่ตัวรับสัญญาณและส่งข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมสำเร็จรูปในเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงผลแบบทันที ตัวแปรตามแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งจะเป็นการรับสัญญาณจากแผ่นวัดแรงส่งข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมสำเร็จรูปในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลแบบทันทีทั้ง 4 รูปแบบการทดสอบ และทำการวิเคราะห์ข้อมูลทั้งหมดภายหลังเสร็จสิ้นการทดสอบ

การประเมินข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้น

นำค่าเฉลี่ยผลการทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้น ของเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำการวิเคราะห์ ดังนี้

1. ข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งที่กระทำต่อร่างกาย สามารถหาได้จากแผ่นวัดแรง (force plate) โดยจะใช้ช่วงที่ต้นน้ำหนักขึ้น (ascent phase) และนำค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง (Peak vertical ground reaction force) ของเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม
2. ข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic activity) หาได้จากการวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษา โดยนำข้อมูลค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด ของเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำข้อมูลเท่าเทียมกัน (normalization) ด้วยค่าการทดสอบการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด (MVIC) โดยบันทึกเป็นเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง และค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ของเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

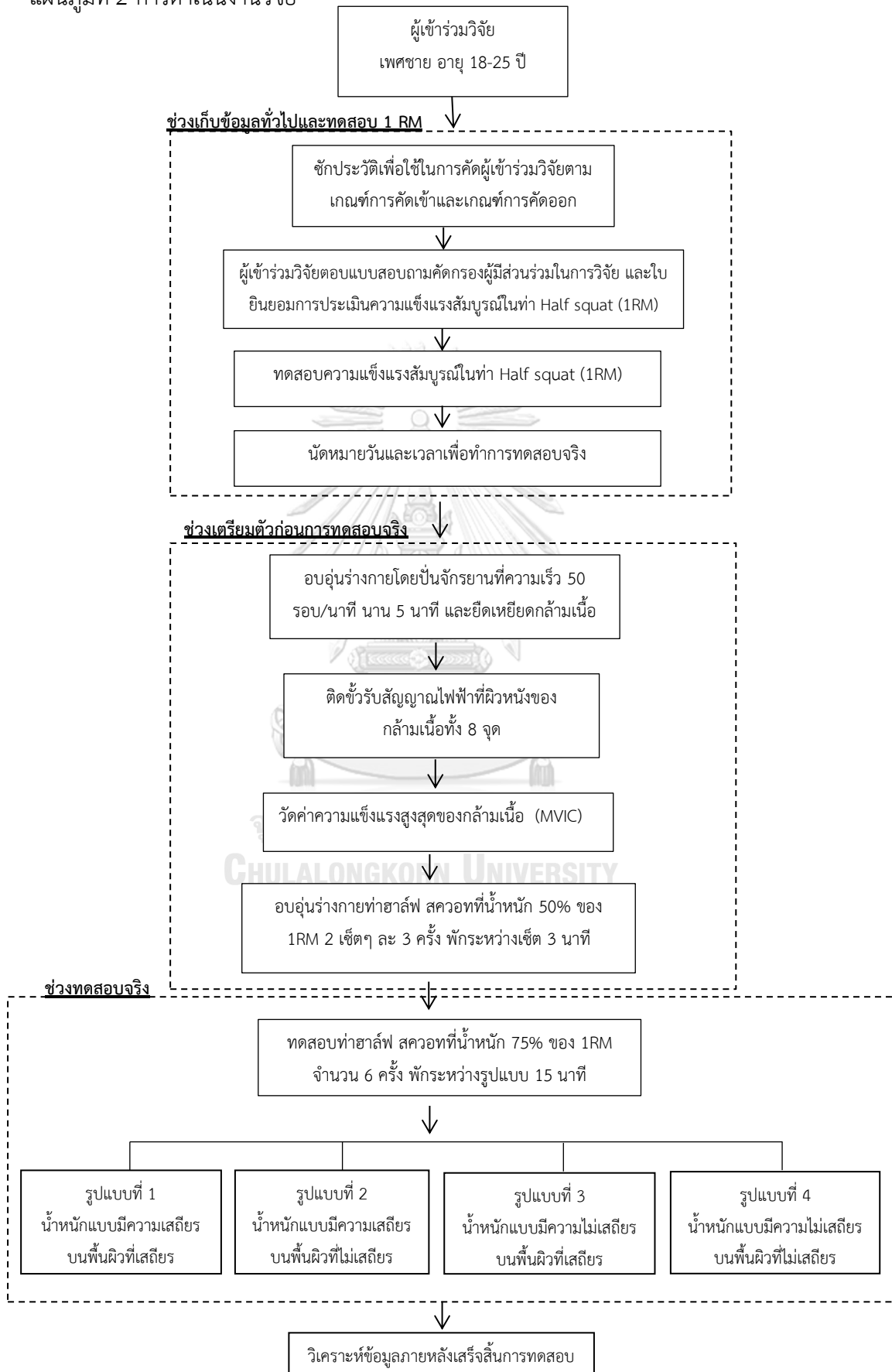
1. เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย จำนวน 16 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ COMETA รุ่น Via Vitlorio7-20080 Cisiano MI ประเทศอิตาลี และขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrode)
2. แผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 5695A DAQ บริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน
3. Foam rubber pad ยี่ห้อ Airex® mat บริษัท Sakai Medical ประเทศญี่ปุ่น
4. แผ่นเพิ่มน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ (Weight plate) ยี่ห้อ ELEIKO ประเทศสหรัฐอเมริกา
5. ยางยืด รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ ยี่ห้อ EliteFTS ประเทศสหรัฐอเมริกา
6. เครื่องวัดมุม (Goniometer) ผลิตโดยคณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยมหิดล
7. โปรแกรมนับจังหวะ (Metronome)
8. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) รุ่น Oqus 7+ series บริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน จำนวน 8 ตัว
9. โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Track Manager) รุ่น 2.16 บริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน
10. แท่นวางบาร์เบลล์ปรับระดับ ยี่ห้อ MAXXFIT รุ่น RB102

การวิเคราะห์ข้อมูล

นำข้อมูลที่เก็บรวบรวมได้จากการทดลองของผู้เข้าร่วมการวิจัยมาวิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรม IBM SPSS Statistics 23

1. นำเสนอข้อมูลพื้นฐานและผลการทดสอบในรูปของค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (mean \pm SD)
2. เปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการทดสอบแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง ทั้ง 4 กลุ่ม คือ แขนงน้ำหนักในท่าฮาล์ฟ สควอท ความหนัก 75 %ของหนึ่งอาร์เอ็ม ด้วยน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร น้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร และน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร และใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way ANOVA with repeated measure) หากพบความแตกต่างทำการเปรียบเทียบรายคู่ (Post hoc) ด้วยวิธีของบอนเฟอโรนี (Bonferroni) ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05
3. เปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ทั้ง 4 กลุ่ม คือ แขนงน้ำหนักในท่าฮาล์ฟ สควอท ความหนัก 75 %ของหนึ่งอาร์เอ็ม ด้วยน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร น้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร และน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร โดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ที่เปลี่ยนแปลงจากค่า MVIC และใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way ANOVA with repeated measure) หากพบความแตกต่างทำการเปรียบเทียบรายคู่ (Post hoc) ด้วยวิธีของบอนเฟอโรนี (Bonferroni) ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

แผนภูมิที่ 2 การดำเนินงานวิจัย



บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental research) มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท ผู้วิจัยได้เก็บรวบรวมข้อมูลของนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เพศชาย ที่มีความแข็งแรงมากกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว จำนวน 24 คน และนำมาวิเคราะห์ผลตามระเบียบวิธีทางสถิติ แล้วจึงนำผลมาวิเคราะห์ข้อมูลในรูปแบบตารางประกอบความเรียงและแผนภูมิ โดยการนำเสนอเป็น 5 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 การแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย

ตอนที่ 2 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

ตอนที่ 3 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

ตอนที่ 4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

ตอนที่ 5 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในท่าสควอท ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

ตอนที่ 1 การแสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัย

ตัวแปร	ค่าเฉลี่ย±ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
อายุ (ปี)	21.38 ± 1.84
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	75.82 ± 13.30
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	175.92 ± 7.56
ความแข็งแรงสูงสุดในท่าฮาล์ฟ สควอท;1RM (กิโลกรัม)	123.04 ± 20.28
อัตราส่วนความแข็งแรงต่อน้ำหนักตัว (กิโลกรัม/กิโลกรัม)	113.75 ± 19.89

จากตารางที่ 5 พบว่า ผู้เข้าร่วมการวิจัย คือ นิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย จำนวน 24 คน อายุระหว่าง 18 – 25 ปี ซึ่งมีอายุเฉลี่ย 21.38 ± 1.84 ปี น้ำหนัก 75.82 ± 13.30 กิโลกรัม ส่วนสูง 175.92 ± 7.56 เซนติเมตร ความแข็งแรงสูงสุดในท่าฮาล์ฟ สควอท 123.04 ± 20.28 กิโลกรัม และอัตราส่วนความแข็งแรงต่อน้ำหนักตัว 113.75 ± 19.89

ตอนที่ 2 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

กล้ามเนื้อ Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Soleus กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ได้แก่ 1) แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) 2) แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) 3) แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และ 4) แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)

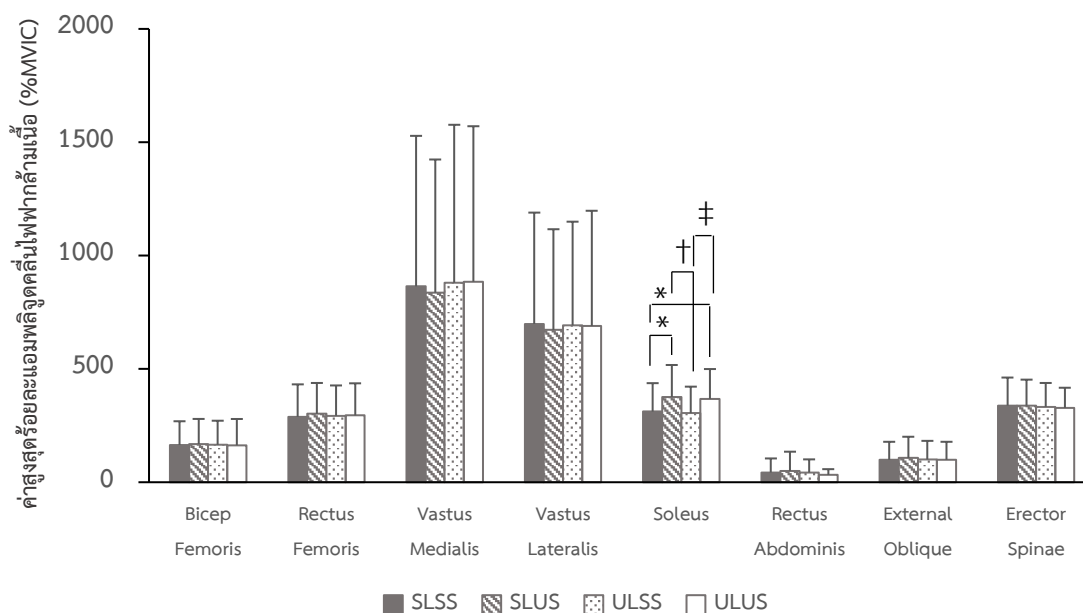
ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)

รูปแบบการทดสอบ	ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (% MVIC)							
	Bicep femoris	Rectus femoris	Vastus medialis	Vastus lateralis	Soleus	Rectus abdominis	External oblique	Erector spinae
SLSS	164.39 ±104.69	288.42 ±143.38	864.05 ±664.07	698.18 ±491.32	311.75 ±125.36	42.87 ±62.13	98.98 ±79.48	338.21 ±123.65
SLUS	168.64 ±110.60	301.87 ±136.08	836.24 ±587.61	671.92 ±444.32	376.32 ±141.01*	50.22 ±84.51	107.17 ±93.55	338.03 ±114.65
ULSS	164.99 ±106.47	292.93 ±134.07	879.99 ±696.97	692.21 ±457.33	305.02 ±116.68†	43.00 ±57.86	100.59 ±82.01	332.52 ±105.40
ULUS	163.11 ±115.90	295.06 ±141.42	884.73 ±685.87	689.47 ±508.26	367.49 ±131.93*‡	32.07 ±25.56	98.98 ±79.48	327.89 ±89.01
ค่า F	.283	.678	.901	.587	10.667	.832	.333	.337
p-value	.837	.568	.445	.625	.000*	.481	.801	.798

*p<.05 แตกต่างกับ SLSS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

†p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡p<.05 แตกต่างกับ ULSS (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)



*p<.05 แตกต่างกับ SLSS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

†p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡p<.05 แตกต่างกับ ULSS (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

แผนภูมิที่ 3 แสดงแผนภูมิตารางค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)

จากตารางที่ 6 และแผนภูมิที่ 3 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (% MVIC) พบว่า

กล้ามเนื้อ Soleus พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบการทดสอบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 311.75 ± 125.36 และรูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 376.32 ± 141.01

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 311.75 ± 125.36 และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 367.49 ± 131.93

รูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 376.32 ± 141.01 และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 305.02 ± 116.68

รูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 305.02 ± 116.68 และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 367.49 ± 131.93

นอกจากนี้ เมื่อทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ ค่าสูงสุดร้อยละ แอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05



ตอนที่ 3 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

กล้ามเนื้อ Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Soleus กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ได้แก่ 1) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) 2) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) 3) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และ 4) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)

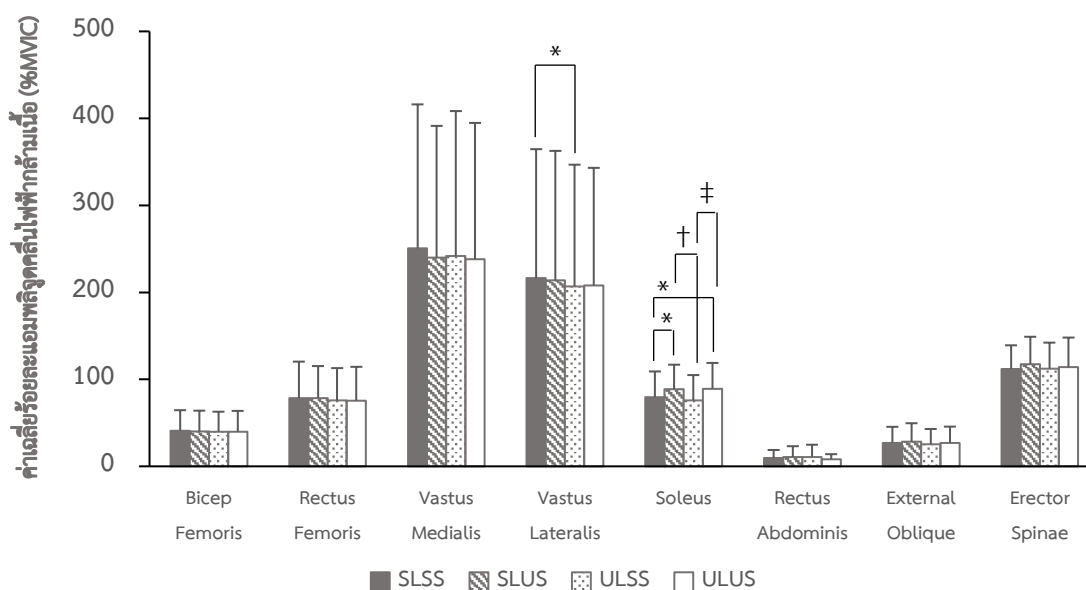
ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)

รูปแบบการทดสอบ	ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)							
	Bicep femoris	Rectus femoris	Vastus medialis	Vastus lateralis	Soleus	Rectus abdominis	External oblique	Erector spinae
SLSS	40.76 ±23.80	78.39 ±42.00	250.48 ±165.60	216.25 ±148.36	79.59 ±29.50	9.41 ±9.41	27.01 ±18.41	111.90 ±27.26
SLUS	40.22 ±23.80	78.24 ±37.03	240.06 ±151.31	213.88 ±148.77	88.69 ±28.16*	10.57 ±12.59	28.33 ±21.23	117.36 ±31.61
ULSS	39.94 ±22.88	75.73 ±37.19	241.62 ±166.77	206.99 ±139.79*	75.75 ±29.18†	10.80 ±14.05	25.37 ±17.58	112.22 ±29.98
ULUS	39.71 ±24.03	75.58 ±38.83	238.05 ±156.71	207.83 ±135.31	89.21 ±29.65*‡	8.29 ±5.70	26.90 ±18.78	113.91 ±34.13
ค่า F	.446	1.255	1.299	2.826	11.480	.528	2.107	1.645
p-value	.721	.297	.282	.045*	.000*	.664	.107	.187

*p<.05 แตกต่างกับ SLSS (แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

†p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡p<.05 แตกต่างกับ ULSS (แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)



* $p < .05$ แตกต่างกับ SLSS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

† $p < .05$ แตกต่างกับ SLUS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡ $p < .05$ แตกต่างกับ ULSS (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

แผนภูมิที่ 4 แสดงแผนภูมิค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (%MVIC)

จากตารางที่ 7 และแผนภูมิที่ 4 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (% MVIC) พบว่า

กล้ามเนื้อ Soleus พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 79.59 ± 29.50 และรูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 88.69 ± 28.16

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 79.59 ± 29.50 และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 89.21 ± 29.65

รูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 88.69 ± 28.16 และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 75.75 ± 29.18

รูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 75.75±29.18 และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 89.21±29.65

กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 216.25±148.36 และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 206.99±139.79

นอกจากนี้ เมื่อทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ ค่าเฉลี่ยร้อยละ แอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตอนที่ 4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 8 มัด ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

กล้ามเนื้อ Bicep femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Soleus กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ได้แก่ 1) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) 2) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) 3) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และ 4) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)

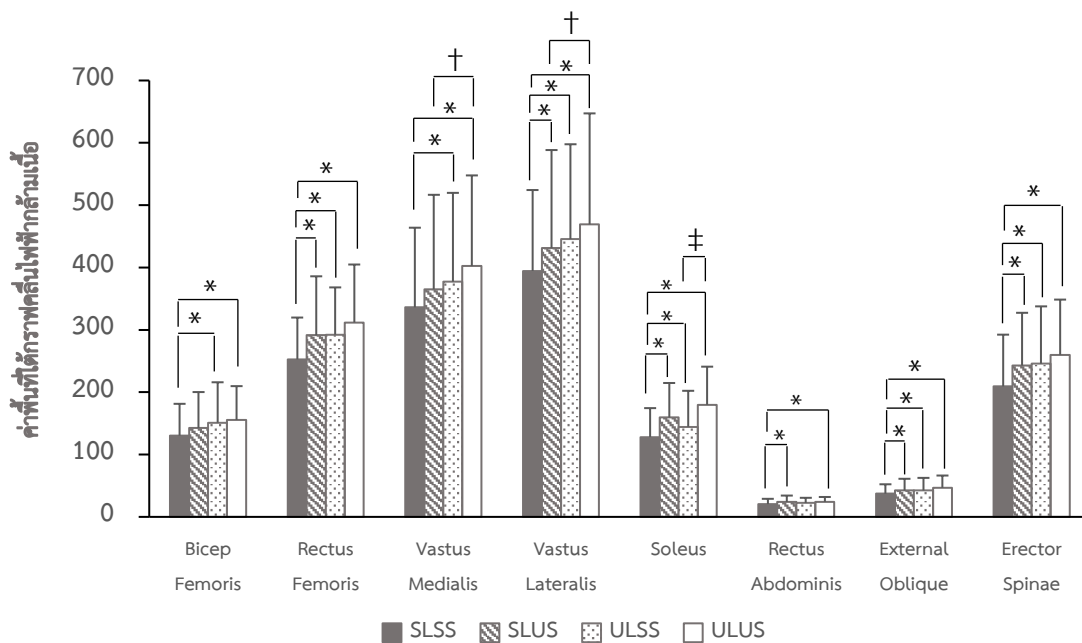
ตารางที่ 8 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (มิลลิโวลต์ต่อวินาที)

รูปแบบการทดสอบ	พื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (mV*s)							
	Bicep Femoris	Rectus Femoris	Vastus Medialis	Vastus Lateralis	Soleus	Rectus Abdominis	External Oblique	Erector Spinae
SLSS	130.33 ±51.04	252.65 ±67.11	336.05 ±127.84	394.52 ±129.78	127.98 ±46.46	20.50 ±8.46	37.19 ±15.09	209.22 ±83.10
SLUS	142.45 ±57.77	291.35 ±94.55*	365.14 ±151.49	431.07 ±157.35*	159.61 ±55.18*	23.97 ±10.23*	42.43 ±18.69*	242.82 ±84.55*
ULSS	151.12 ±64.80*	292.33 ±75.79*	377.32 ±142.45*	445.71 ±152.01*	144.41 ±57.84*	22.29 ±8.28	42.36 ±20.19*	245.69 ±91.99*
ULUS	155.50 ±54.22*	311.78 ±93.02*	402.33 ±145.41*†	469.34 ±177.89*†	179.68 ±61.28*†	24.05 ±7.88*	46.54 ±19.79*	259.94 ±88.60*
ค่า F	8.095	10.139	11.448	12.534	23.644	4.720	9.556	13.824
p-value	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*	.005*	.000*	.000*

*p<.05 แตกต่างกับ SLSS (แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

†p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡p<.05 แตกต่างกับ ULSS (แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)



*p<.05 แตกต่างกับ SLSS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

†p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

‡p<.05 แตกต่างกับ ULSS (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร)

แผนภูมิที่ 5 แสดงแผนภูมิค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (มิลลิโวลต์วินาที)

จากตารางที่ 8 และแผนภูมิที่ 5 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อ Bicep Femoris พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 130.33 ± 51.04 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 151.12 ± 64.80 มิลลิโวลต์วินาที

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 130.33 ± 51.04 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 155.50 ± 54.22 มิลลิโวลต์วินาที

กล้ามเนื้อ Rectus Femoris พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 37.19 ± 15.09 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 42.36 ± 20.19 มิลลิโวลต์วินาที

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 37.19 ± 15.09 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 46.54 ± 19.79 มิลลิโวลต์วินาที

กล้ามเนื้อ Erector Spinae พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ของแต่ละรูปแบบ ดังนี้

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 209.22 ± 83.10 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 242.82 ± 84.55 มิลลิโวลต์วินาที

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 209.22 ± 83.10 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 3 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 245.69 ± 91.99 มิลลิโวลต์วินาที

รูปแบบที่ 1 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 209.22 ± 83.10 มิลลิโวลต์ต่อวินาที และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 259.94 ± 88.60 มิลลิโวลต์วินาที

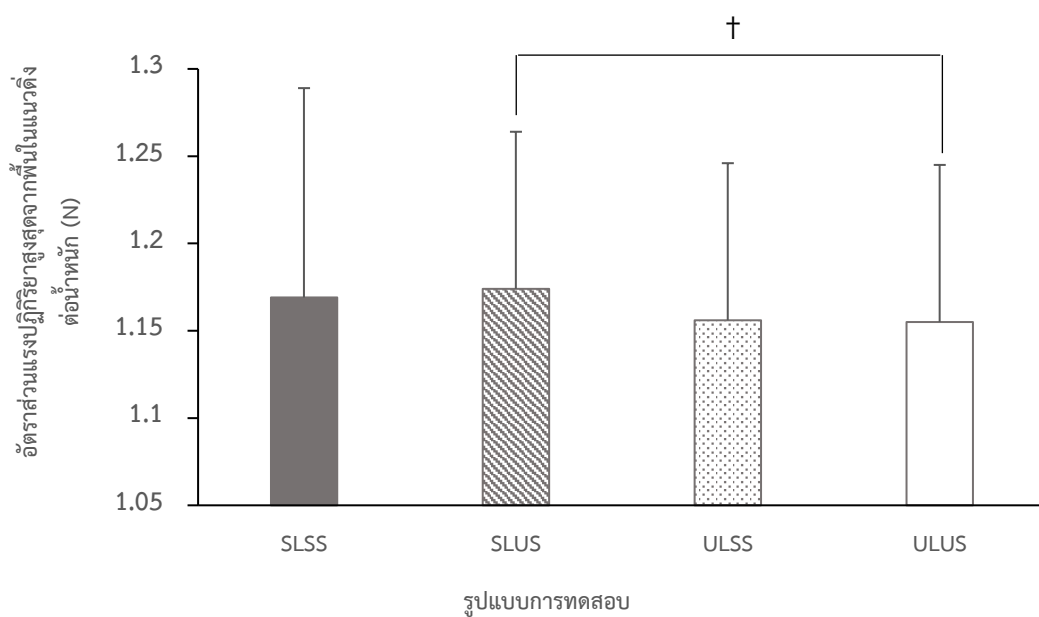
ตอนที่ 5 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในท่าสควอท ของการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบ

ขณะทดสอบในท่าแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุ่ม 90 องศา ที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทั้ง 4 รูปแบบ ได้แก่ 1) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) 2) แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) 3) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) และ 4) แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)

ตารางที่ 9 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้งต่อน้ำหนัก (นิวตัน)

รูปแบบการทดสอบ	อัตราส่วนแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดในแนวตั้ง (N)
SLSS	1.169 ± 0.12
SLUS	1.174 ± 0.09
ULSS	1.156 ± 0.08
ULUS	1.155 ± 0.09 [†]
ค่า F	1.121
p-value	.347

[†]p<.05 แตกต่างกับ SLUS (แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)



† $p < .05$ แตกต่างกับ SLUS (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร)

แผนภูมิที่ 6 แสดงอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้งต่อน้ำหนัก (N)

จากตารางที่ 9 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้งต่อน้ำหนัก พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ดังนี้

รูปแบบที่ 2 (แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.174 ± 0.09 นิวตัน และรูปแบบที่ 4 (แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS)) มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.155 ± 0.09 นิวตัน

นอกจากนี้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอทที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร ซึ่งกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ได้จากนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย จำนวน 24 คน อายุ 21.38 ± 1.84 ปี น้ำหนัก 75.82 ± 13.30 กิโลกรัม ส่วนสูง 175.92 ± 7.56 เซนติเมตร ความแข็งแรงสูงสุดในท่าฮาล์ฟ สควอท (1RM) 123.04 ± 20.28 กิโลกรัม อัตราส่วนความแข็งแรงต่อน้ำหนักตัว 113.75 ± 19.89 ไม่มีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัย และไม่เคยได้รับโปรแกรมการฝึกแบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรและแบกน้ำหนักบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อน กลุ่มตัวอย่างที่ผ่านการคัดกรองโดยได้รับการประเมินความแข็งแรงสมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพันธ์ด้วยการแบกน้ำหนักย่อเข้าท่ามุม 90 องศาในท่าสควอท ด้วยอุปกรณ์บาร์เบลล์ที่มี Rack บนพื้นผิวที่เสถียร

จากนั้นผู้วิจัยทำการนัดหมายเข้ารับการทดสอบ ด้วยรูปแบบการทดสอบ 4 รูปแบบ ดังนี้ รูปแบบที่ 1 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS) รูปแบบที่ 2 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) รูปแบบที่ 3 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) รูปแบบที่ 4 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (ULUS) ทำการอบอุ่นร่างกายโดยปั่นจักรยานวัดงานและยืดเหยียดกล้ามเนื้อ จากนั้นเตรียมความพร้อมกลุ่มตัวอย่างเพื่อติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังทางด้านขวา จำนวน 8 มัด ดังนี้ กล้ามเนื้อ biceps femoris กล้ามเนื้อ rectus femoris กล้ามเนื้อ vastus medialis กล้ามเนื้อ vastus lateralis กล้ามเนื้อ soleus กล้ามเนื้อ rectus abdominis กล้ามเนื้อ external oblique กล้ามเนื้อ erector spinae และทำการทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อทั้ง 8 มัด (Maximum voluntary isometric contraction; MVIC) จากนั้นกลุ่มตัวอย่างจะเข้ารับการทดสอบในท่าย่อเข้าท่ามุม 90 องศา โดยใช้ความหนักในการทดสอบเท่ากันทั้ง 4 รูปแบบ คือ 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทำการทดสอบจำนวน 6 ครั้ง พักระหว่างรูปแบบ 15 นาที ในระหว่างพักให้กลุ่มตัวอย่างนั่งพักอยู่บริเวณที่ทำการทดสอบ แล้วทดสอบรูปแบบที่ 2 รูปแบบที่ 3 และรูปแบบที่ 4 ต่อไป โดยใช้รูปแบบดุลยภาพลำดับ (Counterbalancing design) ในการวิจัย นำค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง ของครั้งที่ 2-5 มาทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน วิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way ANOVA with repeated measure)

หากพบความแตกต่างทำการเปรียบเทียบรายคู่ (Post hoc) ด้วยวิธีของบอนเฟอโรนี (Bonferroni) ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ผลการวิจัย

การทดสอบในท่าย่อเข่าท่ามูม 90 องศา โดยใช้ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 4 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบที่ 1 แขนงน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร(SLSS) รูปแบบที่ 2 แขนงน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร(SLUS) รูปแบบที่ 3 แขนงน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร(ULSS) และรูปแบบที่ 4 แขนงน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร(ULUS) ผลพบว่า

1. เปรียบเทียบการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

พบว่า การทดสอบแบบ SLUS และ ULUS มีค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus สูงกว่าการทดสอบแบบ SLSS และ ULSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Biceps femoris กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae

พบว่า การทดสอบแบบ SLSS มีค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis สูงกว่าการทดสอบแบบ ULSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และยังพบว่า ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus ของการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS มีค่าสูงกว่าการทดสอบแบบ SLSS และ ULSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus medialis, Rectus abdominis, External Oblique และ Erector spinae

พบว่า กล้ามเนื้อ Biceps Femoris มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULSS และ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULSS สูงกว่าแบบ SLSS อีกทั้งมีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS และ SLUS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS และ ULSS สูงกว่าแบบ SLSS อีกทั้งมีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS และ SLUS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Soleus

มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS และ ULSS สูงกว่าแบบ SLSS อีกทั้งมีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการทดสอบแบบ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS และ ULSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ External Oblique มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS สูงกว่า SLSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กล้ามเนื้อ Erector Spinae มีค่าพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS สูงกว่าแบบ SLSS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

2. เปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง

วิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำของแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่เมื่อเปรียบเทียบแบบรายคู่ พบว่า การทดสอบแบบ ULUS มีค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดในแนวตั้งน้อยกว่าแบบ SLUS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

อภิปรายผลการวิจัย

จากสมมติฐานของการวิจัยที่ว่า การออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรในท่าสควอท (ULUS) จะมีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่าการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (ULSS) ความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (SLUS) และความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร (SLSS)

1. ผลการเปรียบเทียบค่าร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้าสูงสุดของกล้ามเนื้อ พบว่าเป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ว่า ความหนักที่ไม่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียรมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่าสถานะอื่นๆ ผลจากการศึกษาพบว่า ค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Soleus มีค่าสูงขึ้นจากการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS เมื่อเปรียบเทียบกับแบบ SLSS และ ULSS เนื่องจากกล้ามเนื้อ Soleus เป็นกล้ามเนื้อที่จัดว่าหดตัวช้า เซลล์ประสาทสั่งการจะมีขนาดเล็ก มีระดับกั้น (Threshold) ต่ำถูกกระตุ้นได้ง่าย จึงเห็นได้ว่าค่าสูงสุดร้อยละแอมพลิจูดนั้นสูงขึ้นในการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS เพราะมีการระดมหน่วยยนต์มามากในการออกกำลังกายท่าที่เหยียดข้อเท้าอยู่ตลอดเวลาและรักษาท่าทางขณะทำท่าสควอทโดยเฉพาะช่วงย่อลง (Robertson, Wilson, and Pierre, 2008) ประกอบกับความไม่เสถียรของพื้นผิวที่มีความนุ่ม ขณะยืนทดสอบร่างกายจะขยับไปมาได้ กล้ามเนื้อ Soleus จึงต้องทำงานมากขึ้นเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเท้าเอาไว้ โดยสอดคล้องกับการศึกษาของ Anderson and Behm (2005) พบว่ามีการทำงานเพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อ Soleus ขณะทำท่าสควอทบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร หากแต่ไม่พบความแตกต่าง

อย่างมีนัยสำคัญของกล้ามเนื้ออื่นที่ทำการศึกษา และสอดคล้องกับการศึกษาของ Lawrence และคณะ (2015) พบว่ากล้ามเนื้อ Soleus ทำงานมากขึ้นขณะสควอทแบบน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร ซึ่ง Behm, Muehlbauer, Kibele, และ Granacher (2015) ได้อธิบายไว้ว่าความไม่เสถียรของอุปกรณ์จะเพิ่มกระแสประสาทไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อทำงานมากกว่าอุปกรณ์ที่เสถียร

2. ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พบว่าเป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ว่า ความหนักที่ไม่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียรมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่าสภาวะอื่นๆ ผลจากการศึกษาพบว่า ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus มีค่าสูงขึ้นจากการทดสอบแบบ SLUS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS และ ULSS แสดงให้เห็นว่าความไม่เสถียรของพื้นผิวและความไม่เสถียรของน้ำหนักมีผลกระตุ้นให้กล้ามเนื้อ Soleus ยังทำงานอยู่ตลอดในการรักษาความมั่นคงของข้อเท้า นอกจากนี้ความไม่เสถียรของน้ำหนักยังมีผลทำให้ค่าเฉลี่ยร้อยละแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าสูงขึ้นจากการทดสอบแบบ SLSS เมื่อเทียบกับแบบ ULSS แสดงให้เห็นว่าเมื่อแบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีการระดมประสาทยนต์มาทำงานเพิ่มขึ้นด้วย เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าที่มัดค่อนข้างใหญ่ทำหน้าที่หลักในการเหยียดข้อเข่า และการที่กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ทำงานมากขึ้นก็เพื่อช่วยคงความมั่นคงให้กับข้อเข่าด้วย เพื่อให้ร่างกายสามารถทรงท่าอยู่ได้ขณะย่อสควอท

3. ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อเวลา (มิลลิโวลต์วินาที) พบว่าเป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ว่า ความหนักที่ไม่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียรมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่าสภาวะปกติ ผลจากการศึกษาพบว่า ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Bicep femoris สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus medialis สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS อีกทั้ง ULUS สูงกว่า SLUS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus lateralis สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS อีกทั้ง ULUS สูงกว่า SLUS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Soleus สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS อีกทั้ง ULUS สูงกว่า ULSS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus abdominis สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ External oblique สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Erector spinae สูงขึ้นขณะทดสอบแบบ SLUS, ULSS และ ULUS เมื่อเทียบกับแบบ SLSS โดยสอดคล้องกับการศึกษาของ Lawrence and

Carlson (2015) พบว่ากล้ามเนื้อ Rectus abdominis กล้ามเนื้อ External oblique และกล้ามเนื้อ Soleus ทำงานเพิ่มขึ้นขณะแบกน้ำหนักท่าสควอทที่ 60%1RM ด้วยความหนักไม่เสถียร อย่างไรก็ตามผลการวิจัยสามารถอธิบายได้จากร้อยละการทำงานของกล้ามเนื้อทั้ง 8 มัด โดยจากการศึกษาพบว่ากล้ามเนื้อที่สามารถออกแรงทำงานได้มากที่สุด คือ กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Rectus femoris สอดคล้องกับการศึกษาของ Escamilla and Rafael (2001) พบว่ากล้ามเนื้อ Quadriceps จะทำงานเพิ่มขึ้นเมื่องอเข่าระหว่าง 80-90 องศา และกล้ามเนื้อกลุ่มกล้ามเนื้อ Vastus จะทำงานมากกว่ากล้ามเนื้อ Rectus femoris เพราะกล้ามเนื้อ Rectus femoris ทำงานพาดผ่าน 2 ข้อต่อ คือทำหน้าที่ทั้งงอสะโพกและเหยียดเข่า ในขณะที่กลุ่มกล้ามเนื้อ Vastus ทำหน้าที่เหยียดเข่า โดยกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus medialis มีประสิทธิภาพในการทำงานใกล้เคียงกัน ขณะที่สควอทกล้ามเนื้อ Erector spinae ทำหน้าที่ออกแรงค้ำยันกระดูกสันหลังและกระดูกเชิงกรานให้คงสมดุลไว้ กล้ามเนื้อ Soleus หดตัวแบบความยาวเพิ่มขึ้นระหว่างที่ย่อตัวลงเพื่อช่วยควบคุมการกระดกปลายเท้า และหดตัวแบบความยาวสั้นลงระหว่างที่ดันตัวขึ้นเพื่อช่วยควบคุมขณะที่มีการกดปลายเท้าลงให้ยังยืนอยู่ได้โดยไม่ล้ม กล้ามเนื้อ Bicep femoris ออกแรงเหยียดสะโพกและทำงานมากขึ้นในระหว่างดันตัวขึ้นโดยทำงานตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ Quadriceps โดยที่กล้ามเนื้อลำตัว Rectus abdominis ทำงานร่วมกันกับกล้ามเนื้อ Erector spinae ในการทำให้กระดูกสันหลังมั่นคง เมื่อกล้ามเนื้อ Rectus abdominis ออกแรงทำงานจะเพิ่มปริมาตรในช่องท้อง ทำให้แรงดันในช่องท้อง (Intra-abdominal pressure; IAP) สูงขึ้นช่วยดันให้กระดูกสันหลังมีมั่นคงอยู่ได้ และมีกล้ามเนื้อ External Oblique คอยช่วยให้การทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus abdominis มั่นคงยิ่งขึ้น

4. ผลการเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวดิ่ง พบว่าเป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ว่า เมื่อออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรจะมีแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นน้อยกว่าสถานะอื่นๆ ผลจากการศึกษาพบว่า แรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวดิ่งขณะออกกำลังกายแบบ ULUS น้อยลงเมื่อเทียบกับแบบ SLUS อธิบายได้ว่าแรงทั้งหมดที่ปรากฏออกมาในระหว่างที่มีการเคลื่อนไหว คือ ผลรวมของแรงโน้มถ่วงและแรงเฉื่อยของการกระทำของแต่ละคน จากการศึกษาครั้งนี้แรงทั้งหมดคือน้ำหนักของผู้เข้าร่วมวิจัยบวกน้ำหนักบาร์เบลล์และน้ำหนักของแผ่นโฟม ตามกฎข้อที่ 3 ของนิวตัน คือ ถ้ามีแรงกิริยา (Action Force) กระทำกับวัตถุ ย่อมทำให้เกิดแรงปฏิกิริยา (Reaction Force) เท่ากับแรงกิริยา แต่ความไม่เสถียรของพื้นส่งผลให้แรงปฏิกิริยาจากพื้นลดลง โดยสอดคล้องกับ Williams lii, Murray, and Powell (2016) ศึกษาพบว่า นักกีฬาที่ฝึกบนพื้นผิวที่เสถียรมีการถ่ายแรงไปสู่พื้นโดยตรงตามจุดที่มวลรวมของร่างกายตกอยู่ (Center of Mass) แรงปฏิกิริยาจึงเท่ากับแรงกิริยา แต่ขณะเดียวกันนักกีฬาที่ฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมีการถ่ายแรงไปที่พื้นก็จริงแต่ความไม่เสถียรของพื้นทำให้ร่างกายมีการส่ายโอนเอนไปตามพื้นผิว แรงปฏิกิริยาจึงน้อยกว่า

แรงกิริยา ดังนั้นการออกกำลังกายแบบแบกน้ำหนักบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรส่วนของร่างกายที่สัมผัสกับแผ่นโฟมมีการถ่ายโอนแรงไปโดยรอบแผ่นโฟมส่งผลให้แรงปฏิกิริยาลดลง ความไม่เสถียรของน้ำหนักส่งผลให้แรงปฏิกิริยาลดลง อธิบายได้จากการศึกษาการฝึกในสภาวะที่ไม่มั่นคงนั้นจะคงการทำงานของกล้ามเนื้อหรือเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อขึ้นเล็กน้อย เนื่องจากกล้ามเนื้อจะออกไปที่ข้อต่อเพิ่มขึ้นเพื่อช่วยให้ข้อต่อมั่นคง (joint stability) ในขณะที่มีการเคลื่อนไหว ดังนั้นแรงจะกระทำต่อข้อต่อโดยตรง เป็นผลให้แรงของกล้ามเนื้อลดลง (Behm et al., 2002) นอกจากนี้ Bentley et al. (2010) ยังพบว่าจังหวะการยกมีความสัมพันธ์กับแรงปฏิกิริยาจากพื้น โดยจังหวะการยกเร็วมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงกว่าจังหวะปานกลางและจังหวะช้า จังหวะย่ำลงมีผลต่อแรงปฏิกิริยาจากพื้นมากกว่าจังหวะดันตัวขึ้น ในงานวิจัยครั้งนี้กำหนดให้จังหวะยกเป็นจังหวะซ้ำทั้ง 4 รูปแบบ คือ จังหวะลงช้ากว่าจังหวะขึ้น แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นผู้เข้าร่วมวิจัยอาจทำไม่ตรงจังหวะบ้างตามความถนัดของตนเอง การวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นบ่งบอกถึงแรงทั้งหมดที่เกิดขึ้นขณะออกกำลังกาย โดยที่ช่วงระยางค์ล่าง (Lower extremity) มีการรองรับแรงปฏิกิริยาจากพื้นสู่ร่างกาย โดยมีข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก เป็นข้อต่อหลักที่รับแรงกระแทกและส่งผ่านแรง โดยมีการดูดซับเพื่อปกป้องแรงที่มากกระทำกับร่างกายมากเกินไป การออกกำลังกายแบบน้ำหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรจึงลดแรงปฏิกิริยาจากพื้นสู่ร่างกาย

การฝึกด้วยแรงต้านในสภาวะที่ไม่มั่นคง (Instability) เช่น ใช้พื้นผิวที่ไม่มั่นคงแทนพื้นผิวที่มั่นคง ใช้ความหนักที่ไม่เสถียรแทนเครื่องออกกำลังกาย ด้วยเหตุผลที่มีการศึกษาแล้วว่าอุปกรณ์หรือสภาวะที่ไม่มั่นคงช่วยให้สมรรถนะ (Performance) ของนักกีฬาดีขึ้น และเพิ่มความเครียดต่อระบบประสาทกล้ามเนื้อมากกว่าการฝึกด้วยแรงต้านแบบประเพณีนิยม (Traditional resistance training) (Saeterbakken and Fimland, 2013) ได้มีผู้สรุปไว้ว่าการฝึกด้วยแรงต้านในสภาวะที่ไม่มั่นคง (Instability) ระหว่างพื้นและร่างกายจะเพิ่มความเครียดให้กับระบบประสาทกล้ามเนื้อ (neuromuscular) ที่มากกว่าการฝึกด้วยแรงต้านแบบประเพณีนิยม เช่น ฝึกบนพื้นที่ยึด โดยความเครียดมีความสำคัญที่จะเป็นแรงผลักดันให้ร่างกายมีการปรับตัวจากสิ่งกระตุ้นใหม่ๆ ซึ่งประโยชน์ของการฝึกในสภาวะที่ไม่เสถียรนั้นมีความสำคัญต่อการปรับตัวของระบบประสาทกล้ามเนื้อในการพัฒนาความแข็งแรง (Behm and Anderson, 2006) ซึ่งสอดคล้องกับ Behm (1995) กล่าวว่า การพัฒนาความแข็งแรงสามารถพัฒนาจากการเพิ่มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของกล้ามเนื้อและการทำงานประสานกันของประสาทกล้ามเนื้อ โดยที่การปรับตัวของระบบประสาทในช่วงแรกของการฝึกด้วยแรงต้านเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้ความแข็งแรงเพิ่มขึ้น เช่นเดียวกับ Rutherford and Jones (1986) กล่าวว่า การปรับตัวของระบบประสาทจากการฝึกนั้นไม่ใช่เพียงแค่การเพิ่มขึ้นของการระดมหน่วยยนต์หรือการทำงานของหน่วยยนต์เพียงอย่างเดียว แต่เกิดจากการทำงานประสานกันของ

กล้ามเนื้อ agonist, antagonist, synergists และกล้ามเนื้อ stabilizer ด้วย ดังนั้นในสภาวะที่ไม่เสถียรของพื้นกับร่างกายจึงมีผลในการกระตุ้นระบบประสาทกล้ามเนื้อได้มากกว่าในสภาวะที่เสถียร

มีการศึกษาพบว่า การฝึกด้วย Swiss ball ซึ่งเป็นสภาวะที่ไม่เสถียรจะเพิ่มความเครียดให้กับกล้ามเนื้อได้ดีกว่าซึ่งเป็นการปรับตัวของร่างกายเมื่อได้รับสิ่งกระตุ้นใหม่ๆ และจากรูปแบบการออกแบบการฝึกของบอมปา (Bompa, 1990) ซึ่งให้ความสำคัญกับการปรับเปลี่ยนความหนัก (Intensity) ปริมาณ (Volume) หรือรูปแบบ (Mode) ของการฝึกเพื่อกระตุ้นระบบประสาทกล้ามเนื้อด้วยสิ่งกระตุ้นที่เปลี่ยนแปลงไป นอกจากนั้นยังรวมถึงความเฉพาะเจาะจงของการฝึกด้วย เนื่องจากการที่กล้ามเนื้อจะออกแรงได้มากนั้นไม่ใช่เฉพาะในสภาวะที่เสถียรอย่างเดียว เช่น กีฬาสกี หรือออกกั๊น้ำหนัก ดังนั้นการฝึกจึงต้องใกล้เคียงกับความต้องการของกีฬานั้นๆ ด้วย จากการศึกษาของ Mccaw and Friday (1994) และ Stone et al. (1998) การใช้น้ำหนักที่ไม่เสถียร เช่น ฟรีเวท (Free weight) ให้ผลจากการฝึกดีกว่าการฝึกด้วยเครื่องออกกำลังกาย (Machine) เนื่องจากต้องควบคุมน้ำหนักที่ไม่เสถียรให้คงความสมดุล จึงช่วยให้กล้ามเนื้อทำงานประสานกันมากขึ้น โดยเฉพาะการทำงานของกล้ามเนื้อที่ช่วยควบคุมหรือบังคับข้อต่อต่างๆ ไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ไม่จำเป็นในขณะที่กล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เคลื่อนไหวกำลังทำงาน (Synergist) และกล้ามเนื้อที่ออกแรงพยุงเพื่อช่วยรักษาสมดุลของการเคลื่อนไหว (Stabilizer)

จากผลการวิจัยดังกล่าว เมื่อวิเคราะห์ภาพรวมของตัวแปรทั้งหมดแล้วพบว่า เมื่อแบกน้ำหนักท่าสควอทที่ความหนัก 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม แบบมีความไม่เสถียรของน้ำหนักและแบบมีความไม่เสถียรของพื้นผิว กล้ามเนื้อ Soleus ระดมประสาทยนต์มาทำงานสูงสุดเมื่อยืนบนพื้นผิวแบบมีความไม่เสถียร และทำงานตลอดการเคลื่อนไหวเพื่อรักษาความมั่นคงของข้อเท้า กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis จะเพิ่มการระดมหน่วยยนต์ขึ้นอีกเมื่อแบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรเพื่อเพิ่มความมั่นคงของข้อเท้าให้ทรงท่าอยู่ได้ และจากผลการวิเคราะห์พื้นที่ได้กราฟงานของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น ทำงานได้นานขึ้นทุกมัด โดยที่กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis, Vastus medialis และ Rectus femoris ทำงานเป็นกล้ามเนื้อหลัก กล้ามเนื้อ Bicep femoris คอยเสริมการทำงานของกล้ามเนื้อหลัก โดยกล้ามเนื้อลำตัวได้แก่ Erector spinae, External oblique และ Rectus abdominis ทำงานในการส่งแรงและรักษาสมดุลขณะสควอทรวมถึงกล้ามเนื้อขา Soleus ด้วย เมื่อแบกน้ำหนักท่าสควอทแบบมีความไม่เสถียรของน้ำหนักและแบบมีความไม่เสถียรของพื้นผิวกล้ามเนื้อขาจะทำงานเพิ่มขึ้น และกล้ามเนื้อลำตัวจะทำงานเพิ่มขึ้นเพื่อส่งผ่านแรงไปยังกล้ามเนื้อขา และแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นมีค่าน้อยลง แม้ว่าการแบกน้ำหนักบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรจะใช้เวลาในการทดสอบมากขึ้นเมื่อเทียบกับอีก 3 รูปแบบ สรุปได้ว่าการทดสอบแบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรของน้ำหนักและพื้นผิวกระตุ้นให้กล้ามเนื้อทำงานเพิ่มขึ้น อีกทั้งช่วยลดแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำกับข้อต่อ

ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้กลุ่มตัวอย่างเป็นบุคคลที่มีความแข็งแรงในระดับปานกลางและไม่เคยฝึกแบกน้ำหนักท่าสควอทแบบน้ำหนักไม่เสถียรพื้นผิวไม่เสถียรมาก่อน ในแง่ของการนำผลไปใช้ฝึกความแข็งแรงสำหรับผู้เพิ่งเริ่มต้นฝึกความแข็งแรง อาจเลือกใช้ความหนักที่น้อยลงจากการฝึกความแข็งแรงปกติโดยเลือกฝึกแบบน้ำหนักไม่เสถียรหรือพื้นผิวไม่เสถียรร่วมด้วย เพื่อให้มีการระดมหน่วยยนต์ของกล้ามเนื้อมากขึ้น แรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อน้อยลง และได้ฝึกการทรงตัว ความมั่นคงไปด้วยในตัว

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป

การทดสอบแบบมีความไม่เสถียรของน้ำหนักและพื้นผิวในการวิจัยครั้งนี้ ทดสอบในกลุ่มตัวอย่างที่มีความแข็งแรงมากกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว และไม่มีประสบการณ์การฝึกแบบมีความไม่เสถียรของน้ำหนักและพื้นผิว ซึ่งการวิจัยครั้งต่อไปอาจจะทดสอบในกลุ่มตัวอย่างที่มีความแข็งแรงมากกว่า 2 เท่าของน้ำหนักตัวและมีประสบการณ์การฝึกความแข็งแรงมาระยะเวลาหนึ่ง จะได้เห็นความแตกต่างการหดตัวของกล้ามเนื้อทั้ง 2 กลุ่มตัวอย่าง อีกทั้งสามารถแนะนำได้ว่ากลุ่มที่มีความแข็งแรงในระดับใดควรใช้รูปแบบใดเพื่อได้ประโยชน์จากการฝึกที่ดีที่สุด



ภาคผนวก ก.
ใบรับรองโครงการวิจัย



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

AF 01-12

COA No. 223/2560

ใบรับรองโครงการวิจัย

โครงการวิจัยที่ 081.1/60 : ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร
ต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นใน
ท่าสควอท

ผู้วิจัยหลัก : นางสาวราตรี คำทะ

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 หัตถ์ประดิษฐ์)
ประธาน

ลงนาม.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทิ ชัยชนะวงศาโรจน์)
กรรมการและเลขานุการ

วันที่รับรอง : 20 พฤศจิกายน 2560

วันหมดอายุ : 19 พฤศจิกายน 2561

เอกสารที่คณะกรรมการรับรอง

- 1) โครงการวิจัย
- 2) ข้อมูลสำหรับคณะกรรมการผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
- 3) ผู้วิจัย เลขที่โครงการวิจัย..... 081.1/60
- 4) แบบสอบถาม วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560

เดือนปี..... วันหมดอายุ..... 19 พ.ย. 2561

1. ข้าพเจ้ารับทราบว่าเป็นการคิดจริยธรรม หากดำเนินการเก็บข้อมูลการวิจัยก่อนได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยฯ
2. หากใบรับรองโครงการวิจัยหมดอายุ การดำเนินการวิจัยต้องยุติ เมื่อต้องการต่ออายุต้องขออนุมัติใหม่ล่วงหน้าไม่น้อยกว่า 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 เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น สำหรับโครงการวิจัยที่เป็นวิทยานิพนธ์ให้ส่งบทคัดย่อผลการวิจัย ภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น

ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย (สำหรับคัดกรองก่อนเข้าร่วมวิจัย)

ชื่อโครงการวิจัย ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลง
ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท

ชื่อผู้วิจัย นางสาวราตรี คำทะ ตำแหน่ง นิสิตระดับบัณฑิตศึกษา

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่ทำงาน) คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 เขต

ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

(ที่บ้าน) 70/2 หมู่ที่ 6 ตำบลศรีสุข อำเภอศรีณรงค์ จังหวัดสุรินทร์ 32150

โทรศัพท์ (ที่ทำงาน) 02-2181032 โทรศัพท์ที่บ้าน -

โทรศัพท์มือถือ 088-3469565 E-mail : k_ratree@outlook.com

เรียน ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทุกท่าน

1. ขอเรียนเชิญท่านเข้าร่วมในการวิจัยก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการวิจัย มีความจำเป็นที่
ท่านควรทำความเข้าใจว่างานวิจัยนี้ทำเพราะเหตุใด และเกี่ยวข้องกับอะไร กรุณาใช้เวลาในการอ่านข้อมูล
ต่อไปนี้ได้อย่างละเอียดรอบคอบ และสอบถามข้อมูลเพิ่มเติมหรือข้อมูลที่ไม่ชัดเจนได้ตลอดเวลา

2. โครงการนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองเพื่อศึกษาผลฉับพลันของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้า
กล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นระหว่างการท่าท่าย่อเข้าท่ามุม 90 องศา (ท่า สควอท) โดยแบกน้ำหนัก
แบบมีความเสถียรและแบบไม่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียร โดยท่านจะได้รับการ
ทดสอบ 4 รูปแบบ ได้แก่

รูปแบบที่ 1 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 2 แบกน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

รูปแบบที่ 3 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 4 แบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

จากสมมติฐานของการวิจัยที่ว่าการออกกำลังกายโดยแบกน้ำหนักแบบไม่มีความเสถียรบนพื้นผิว
ที่ไม่เสถียร ซึ่งเป็นการแบกน้ำหนักที่แขนแผ่นน้ำหนักจากโอลิมปิก บาร์ บนพื้นผิวที่มีความนุ่ม (แผ่น
โฟม) นั้นจะมีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นแตกต่างไปอย่างไรจาก
การแบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร ซึ่งเป็นการแบกน้ำหนักที่ติดอยู่กับโอลิมปิก บาร์ใน
ลักษณะปกติบนพื้นผิวที่มีความแข็งแรง (แผ่นไม้) เพื่อนำผลการทดลองไปใช้ให้เกิดประโยชน์ต่อการ
ฝึกในท่าสควอทให้มีประสิทธิภาพมากที่สุดต่อไป

3. ในการวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ

1. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าย่อเข้าท่ามุม
90 องศา ที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

2. เพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าย่อเข้าท่ามุม 90 องศา ที่
ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

4. รายละเอียดของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยครั้งนี้เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี จำนวน 24 คน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย (Inclusion criteria)

1. เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี
2. เป็นผู้ที่ไม่ได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 6 เดือน
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถออกกำลังกายในท่าย่อเข่า (ท่า สควอท) อย่างถูกวิธี และสามารถแบกน้ำหนักในท่าย่อเข่าท่ามุม 90 องศาได้ไม่ต่ำกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว (ความแข็งแรงสูงสุด ในท่าฮาล์ฟ สควอท; IRM)
4. เป็นผู้ที่ไม่เคยได้รับโปรแกรมการฝึกด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรและฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างออกจากงานวิจัย (Exclusion criteria)

1. เกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถฝึกต่อได้
2. ไม่สมัครใจเข้าร่วมการทดลองต่อ
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยขาดการทดลองมากกว่า 2 ครั้ง ของช่วงระยะเวลาการทดสอบ
4. ~~กระบวนการการวิจัยที่กระทำต่อกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย~~

5. กระบวนการวิจัยที่กระทำกับกลุ่มตัวอย่างก่อนเข้าร่วมงานวิจัย

ขั้นตอนการคัดกรองกลุ่มตัวอย่าง

1. ผู้วิจัยจะเป็นผู้ดำเนินการเชิญชวนกลุ่มตัวอย่างด้วยวาจา อธิบายวัตถุประสงค์ขั้นตอนของการเก็บข้อมูล และชี้แจงรายละเอียดเกี่ยวกับขั้นตอนการคัดกรองกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย เมื่อกลุ่มตัวอย่างยินดีจะเข้าร่วมการทดลอง ยินยอมตอบแบบสอบถามและเข้าร่วมการประเมินความแข็งแรง สัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ ซึ่งเป็นเกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย ผู้วิจัยจะให้กลุ่มตัวอย่างลงนามยินยอมการประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์

2. ผู้วิจัยจะเป็นผู้ควบคุมการทดสอบความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ด้วยตนเองทุกครั้ง โดยทำการทดสอบในห้องปฏิบัติการของคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในวันและเวลาราชการระหว่างทำการทดสอบกลุ่มตัวอย่างจะต้องสวมชุดออกกำลังกายและสวมรองเท้าผ้าใบสำหรับออกกำลังกายทุกครั้ง ทั้งนี้กลุ่มตัวอย่างจะต้องเป็นผู้เตรียมชุดออกกำลังกายและรองเท้าผ้าใบสำหรับออกกำลังกายด้วยตนเอง

3. ทดสอบความสามารถในการออกกำลังกายในท่าย่อตัวให้เข่าท่ามุม 90 องศา (ท่า สควอท) อย่างถูกวิธีของกลุ่มตัวอย่าง โดยให้กลุ่มตัวอย่างทดลองท่าย่อตัวด้วยอุปกรณ์ฉาก หากกลุ่มตัวอย่างมีการทิ้งน้ำหนักไปที่สันเท้าและสะโพก ลำตัวตรง สามารถย่อตัวลงชิดตัวขึ้นโดยไม่เสียทรงตัวจะถือ



เลขที่โครงการวิจัย..... 081-1160
วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ..... 19 พ.ย. 2561

AF 04-07

ว่าผ่านการทดสอบในท่าข้อศอก กรณีกลุ่มตัวอย่างไม่ผ่านเกณฑ์การทดสอบในท่าข้อศอก ผู้วิจัยจะให้คำแนะนำในการทำท่าข้อศอกที่ถูกต้อง

4. หากกลุ่มตัวอย่างท่านใดผ่านเกณฑ์การทดสอบในท่าข้อศอก ผู้วิจัยจะดำเนินการประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ ดังนี้

4.1 ก่อนเริ่มดำเนินการทดสอบกลุ่มตัวอย่างต้องทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดกล้ามเนื้อเนื้อทุกส่วนของร่างกายเป็นเวลา 10-15 นาที พัก 3-5 นาที

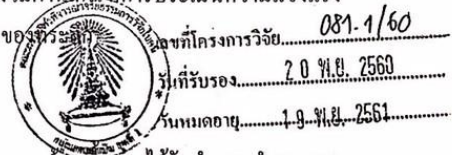
4.2 ทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือโดยการแบกน้ำหนักที่เบา 10-15 ครั้งในท่าข้อศอก

4.3 เริ่มการทดสอบ โดยให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยทำการยกน้ำหนักในท่าข้อศอกให้เข้าท่ามุม 90 องศา (ท่า squat) จนไม่สามารถยกน้ำหนักในครั้งที่ 4 ได้ ถ้าหากกลุ่มตัวอย่างสามารถยกน้ำหนักเกิน 4 ครั้ง ให้ทำการหยุดพัก และพร้อมที่จะทำการยกน้ำหนักในครั้งต่อไปด้วยความหนักที่หนักขึ้น

4.4 นำความหนักที่ได้มาคำนวณเปรียบเทียบกับค่า 1 RM โดยใช้ตารางการเปรียบเทียบของ Earle and Baechle (2000) คำนวณค่า 1 RM และนำค่า 1 RM ที่ได้มาหารด้วยน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) ของกลุ่มตัวอย่างจึงจะได้ค่าความแข็งแรงสัมพัทธ์

4.5 หลังการทดสอบให้กลุ่มตัวอย่างยืดเหยียดเป็นเวลา 10-15 นาทีทุกครั้งเพื่อลดอาการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อที่อาจจะเกิดขึ้น ได้ระหว่างการทดสอบ

5. หากกลุ่มตัวอย่างท่านใดผ่านเกณฑ์การประเมินความแข็งแรงสัมพัทธ์ ผู้วิจัยจะนัดหมายวันและเวลาเพื่อมาทำการทดสอบจริงต่อไป กรณีที่กลุ่มตัวอย่างไม่ผ่านเกณฑ์การประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ผู้วิจัยจะมอบสมุดจดงานเป็นของ



6. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. กลุ่มตัวอย่างจะได้รับการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและได้รับคำแนะนำการออกกำลังกายในท่าข้อศอก (ท่า สควอท) ที่ถูกต้อง

2. ข้อมูลที่ได้จากการประเมินความแข็งแรงครั้งนี้จะใช้เป็นแนวทางในการกำหนดความหนักในการศึกษาผลกลับพลันของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นระหว่างการท่าข้อศอกให้เข้าท่ามุม 90 องศา (ท่า สควอท) โดยแบกน้ำหนักแบบมีความเสถียรและแบบไม่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียร

7. ในระหว่างการทดสอบอาจเกิดอาการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อได้ และอาการดังกล่าวจะดีขึ้นหลังจากพักการทดสอบ ทั้งนี้ผู้วิจัยจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืดเหยียดกล้ามเนื้อหลังการทดสอบทุกครั้งเพื่อลดอาการเมื่อยล้าที่เกิดขึ้น และเพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่อาจจะเกิดขึ้นจากโปรแกรมการทดสอบผู้วิจัยจะมีการให้คำแนะนำ ฝึกซ้อมผู้เข้าร่วมวิจัยจนพร้อมสำหรับการทดสอบ เตรียมพร้อมอุปกรณ์สำหรับใช้ในการทดสอบ และดูแลผู้เข้าร่วมวิจัยขณะทำการทดสอบอย่างใกล้ชิด หากพบว่า ขณะทำการทดสอบผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการบาดเจ็บจะให้หยุดการทดสอบและผู้วิจัยจะประเมินอาการเบื้องต้น กรณีที่มีการบาดเจ็บเล็กน้อยผู้วิจัยจะให้การปฐมพยาบาลเบื้องต้น หากมีอาการบาดเจ็บที่รุนแรง ผู้วิจัยจะนำส่งสถานพยาบาลโดยทันที ทั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องรีบ แจ้งให้ผู้วิจัยทราบ โดยทันทีเพื่อผู้วิจัยจะทำการ

รับผิดชอบในการส่งต่อ ณ สถานพยาบาลและค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นจากการเข้ารับการรักษาพยาบาลและดูแลรักษา

8. ผลการวิจัยครั้งนี้จะทำให้ทราบรูปแบบการออกกำลังกายในท่าสควอทด้วยความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรรูปแบบใดที่มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่สุด ซึ่งจากผลการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยจะใช้เป็นแนวทางในการพัฒนารูปแบบการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดต่อไป

9. การเข้าร่วมในการวิจัยของท่านเป็นโดยสมัครใจ และสามารถปฏิเสธที่จะเข้าร่วมหรือถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะโดยไม่ต้องให้เหตุผลและไม่สูญเสียประโยชน์ที่พึงได้รับและผลต่อการเรียนหรือเกี่ยวข้องในการตัดสินใจใดๆ

10. การพิทักษ์สิทธิของกลุ่มตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ผู้วิจัยพบกลุ่มตัวอย่างและแนะนำตัว อธิบายวัตถุประสงค์และขั้นตอนการดำเนินการวิจัยโดยละเอียด พร้อมทั้งขอความร่วมมือในการเข้าร่วมการวิจัย และแจ้งให้ทราบว่า การตอบรับหรือการปฏิเสธการเข้าร่วมการวิจัยไม่ส่งผลใดๆ ต่อผู้เข้าร่วมการวิจัย ข้อมูลทุกอย่างของผู้เข้าร่วมการวิจัยถือเป็นความลับและนำไปใช้เพื่อการวิจัยในครั้งนี้นั้น โดยนำเสนอผลการวิจัยในภาพรวม ทั้งนี้ระหว่างการดำเนินการวิจัยผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถถอนตัวหรือปฏิเสธการร่วมการวิจัยได้ทุกเมื่อที่ต้องการ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้งเหตุผลหรือคำอธิบายใดๆ ซึ่งการกระทำดังกล่าวจะไม่ส่งผลต่อผู้เข้าร่วมการวิจัยและครอบครัว

11. ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับท่านจะเก็บเป็นความลับ หากมีการเสนอผลการวิจัยจะเสนอเป็นภาพรวม ข้อมูลใดที่สามารถระบุถึงตัวท่านได้จะไม่ปรากฏในรายงาน ข้อมูลต่างๆ ของท่านจะถูกเก็บเป็นความลับ เฉพาะคณะผู้วิจัย ผู้กำกับการดูแลและผู้ตรวจสอบ (อาจารย์ ดร. คนางค์ ศรีหิรัญ อาจารย์ประจำคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) และคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรม หากท่านมีข้อสงสัยให้สอบถามเพิ่มเติมได้โดยสามารถติดต่อผู้วิจัยได้ตลอดเวลาและหากผู้วิจัยมีข้อมูลเพิ่มเติมที่เป็นประโยชน์หรือโทษเกี่ยวกับการวิจัย ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบอย่างรวดเร็วเพื่อให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทบทวนว่ายังสมัครใจจะอยู่ในงานวิจัยต่อไปหรือไม่

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



เลขที่โครงการวิจัย 082-1/60
วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560
วันที่รับรอง 19 พ.ย. 2561
วันหมดอายุ.....

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
(สำหรับการประเมินความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ซึ่งเป็นเกณฑ์คัดเข้า)

ทำที่.....

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท

ชื่อผู้วิจัย นางสาวราตรี คำทะ

ที่อยู่ติดต่อ 70/2 หมู่ที่ 6 ตำบลศรีสุข อำเภอศรีณรงค์ จังหวัดสุรินทร์ 32150 โทรศัพท์ 088-3469565

ข้าพเจ้า ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยงอันตราย และประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยเรื่องนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด และได้รับคำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว

ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้ายินยอม เข้าร่วมการทดสอบความแข็งแรงสัมพัทธ์ ซึ่งได้จากค่าการทดสอบความแข็งแรงสัมบูรณ์หารด้วยน้ำหนักตัว ทำการทดสอบด้วยบาร์เบลล์ โดยทดสอบด้วยท่าย่อเข่าท่ามุม 90 องศา (ท่าสควอท) จนไม่สามารถยกน้ำหนักในครั้งที่ 4 ได้ การทดสอบนี้ใช้เป็นเกณฑ์การคัดเข้าเท่านั้น ทำการทดสอบเพียงครั้งเดียว ใช้เวลาในการทดสอบประมาณ 20 นาที

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากกรวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล ซึ่งการถอนตัวออกจากกรวิจัยนั้น ไม่มีผลกระทบในทางใดๆ ไม่มีผลกระทบต่อการศึกษาและผลการเรียนต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติตามข้อควรระวังที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะเก็บรักษาเป็นความลับ 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

ข้าพเจ้าได้ลงลายมือชื่อไว้เป็นสำคัญต่อหน้าพยาน ทั้งนี้ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และสำเนาหนังสือแสดงความยินยอมไว้แล้ว

ลงชื่อ.....

ลงชื่อ.....

(.....)

ผู้วิจัยหลัก

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย



เลขที่โครงการวิจัย 084-1/60

ลงชื่อ.....

วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560

(.....)

วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561

พยาน

AF 04-07

ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย (สำหรับทดสอบในงานวิจัย)

ชื่อ โครงการวิจัย ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท

ชื่อผู้วิจัย นางสาวราตรี คำทะ ตำแหน่ง นิติศาสตรบัณฑิตศึกษา

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่ทำงาน) คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระราม 1 เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

(ที่บ้าน) 70/2 หมู่ที่ 6 ตำบลศรีสุข อำเภอศรีณรงค์ จังหวัดสุรินทร์ 32150

โทรศัพท์ (ที่ทำงาน) 02-2181032 โทรศัพท์ที่บ้าน -

โทรศัพท์มือถือ 088-3469565 E-mail : k_ratree@outlook.com

เรียน ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทุกท่าน

1. ขอเรียนเชิญท่านเข้าร่วมในการวิจัยก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการวิจัย มีความจำเป็นที่ท่านควรทำความเข้าใจว่างานวิจัยนี้ทำเพราะเหตุใด และเกี่ยวข้องกับอะไร กรุณาใช้เวลาในการอ่านข้อมูลต่อไปนี้อย่างละเอียดรอบคอบ และสอบถามข้อมูลเพิ่มเติมหรือข้อมูลที่ไม่ชัดเจนได้ตลอดเวลา

2. โครงการนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองเพื่อศึกษาผลฉับพลันของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นระหว่างการทำท่าย่อตัวให้เข้าท่ามุม 90 องศา (ท่า สควอท) โดยแบคน้ำหนักแบบมีความเสถียรและแบบไม่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและพื้นผิวที่ไม่เสถียร โดยท่านจะได้รับกรทดสอบ 4 รูปแบบ ได้แก่

รูปแบบที่ 1 แบคน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 2 แบคน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

รูปแบบที่ 3 แบคน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 4 แบคน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

จากสมมติฐานของการวิจัยที่ว่าการออกกำลังกายโดยแบคน้ำหนักแบบไม่มีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร ซึ่งเป็นการแบคน้ำหนักที่แขนแผ่นน้ำหนักจากโอลิมปิก บาร์ บนพื้นผิวที่มีความนุ่ม (แผ่นโฟม) นั้นจะมีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นแตกต่างไปอย่างไรจากการแบคน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร ซึ่งเป็นการแบคน้ำหนักที่ติดอยู่กับโอลิมปิก บาร์ ในลักษณะปกติบนพื้นผิวที่มีความแข็งแรง (แผ่นไม้) เพื่อนำผลการทดลองไปใช้ให้เกิดประโยชน์ต่อการฝึกในท่าสควอทให้มีประสิทธิภาพมากที่สุดต่อไป

3. ในการวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ

1. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าย่อตัวให้เข้าท่ามุม 90 องศา ที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร

เลขที่โครงการวิจัย 081.1/60

วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560

วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561



AF 04-07

2. เพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าข้อเข่าทำมุม 90 องศา ที่ความหนักเสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียร
4. รายละเอียดของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยครั้งนี้เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี
จำนวน 24 คน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย (Inclusion criteria)

1. เป็นนิสิตคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา เพศชาย อายุระหว่าง 18-25 ปี
2. เป็นผู้ที่ไม่ได้รับบาดเจ็บหรือมีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 6 เดือน
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถออกกำลังกายในท่าข้อเข่า (ท่า สควอท) อย่างถูกวิธี และสามารถแบกน้ำหนักในท่าข้อเข่าทำมุม 90 องศาได้ไม่ต่ำกว่า 1.5 เท่าของน้ำหนักตัว (ความแข็งแรงสูงสุดในท่าฮาล์ฟ สควอท; IRM)
4. เป็นผู้ที่ไม่เคยได้รับโปรแกรมการฝึกด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรและฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อน

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างออกจากงานวิจัย (Exclusion criteria)

1. เกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถฝึกต่อไปได้
2. ไม่สมัครใจเข้าร่วมการทดลองต่อ
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยขาดการทดลองมากกว่า 2 ครั้ง ของช่วงระยะเวลาการทดสอบ

5. กระบวนการวิจัยที่กระทำกลุ่มตัวอย่าง

ขั้นตอนที่ 1 การอบอุ่นร่างกายก่อนการทดสอบ

1. ก่อนเริ่มต้นการทดสอบในแต่ละครั้งกลุ่มตัวอย่างต้องอบอุ่นร่างกายโดยปั่นจักรยานเป็นเวลา 5 นาที และทำการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทั้งแบบคงค้างและแบบเคลื่อนไหว เป็นเวลา 30 นาที

ขั้นตอนที่ 2 เตรียมความพร้อมกลุ่มตัวอย่าง

1. เตรียมความพร้อมกลุ่มตัวอย่างเพื่อติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังที่ด้านขวาของร่างกาย กล้ามเนื้อที่ทำการศึกษามีจำนวน 8 มัด ดังนี้

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ ไบเซพ ฟิโมริส

กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่



เลขที่โครงการวิจัย..... 081.1760
วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560
วันที่รับรอง..... 19 พ.ย. 2561
โรงพยาบาล.....
V.2.4/2558

AF 04-07

- กล้ามเนื้อ เรคตัส พีโมริส
- กล้ามเนื้อ วาสคัส มิเดียลิส
- กล้ามเนื้อ วาสคัส แลทเทอราลิส

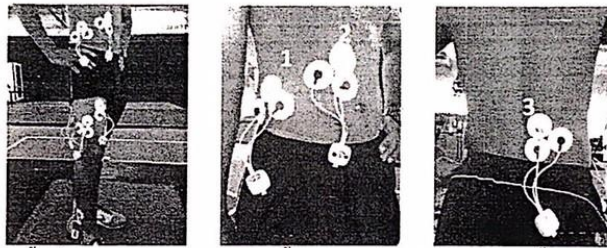
กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 1 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ โซเลียส

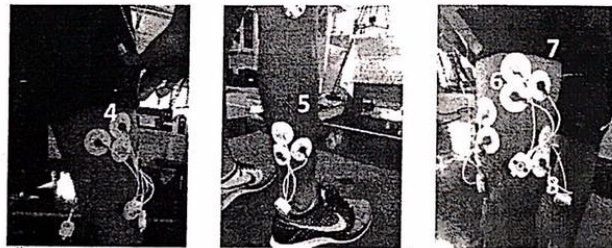
กลุ่มกล้ามเนื้อลำตัว เลือกมัดกล้ามเนื้อที่เป็นตัวแทนจำนวน 3 มัด ได้แก่

- กล้ามเนื้อ เรคตัส แอ็บโดมินิส
- กล้ามเนื้อ เอ็กเทอนัล อ็อบลิค
- กล้ามเนื้อ เอเรคเตอร์ สไปเน่

ภาพการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes)



1) กล้ามเนื้อเอ็กเทอนัล อ็อบลิค 2) กล้ามเนื้อเรคตัส แอ็บโดมินิส 3) กล้ามเนื้อเอเรคเตอร์ สไปเน่



4) กล้ามเนื้อไบเซ็ป พีโมริส 5) กล้ามเนื้อโซเลียส 6) กล้ามเนื้อวาสคัส แลทเทอราลิส
7) กล้ามเนื้อเรคตัส พีโมริส 8) กล้ามเนื้อวาสคัส มิเดียลิส

2. ระบุตำแหน่งกล้ามเนื้อด้วยการทำสัญลักษณ์บนผิวหนังด้วยปากกิ้งที่ระบุชัดเจนแล้ว
เช็ดทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณ ไฟฟ้าที่ผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์

เลขที่โครงการวิจัย 081-1/60
วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561



AF 04-07

3. ผู้วิจัยจะใช้อุปกรณ์สำหรับ โคนขนแบบธรรมดาทำจัดขมบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อที่ขาทั้งสองข้างจะเป็นการรวบรวมการส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยทำการเปลี่ยนใบมีดทุกครั้งเมื่อเปลี่ยนขั้วรับสัญญาณ และจัดขมบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังด้วยเจลอิเล็กโทรด

4. ผู้วิจัยทำการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังในตำแหน่งที่ระบุไว้แล้ว จากนั้นจะนำขั้วรับสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ากับอุปกรณ์รับสัญญาณซึ่งเป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สาย

ขั้นตอนที่ 3 ทดสอบการหัดตัวของกล้ามเนื้อ

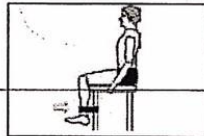
1. ก่อนทดสอบจริงกลุ่มตัวอย่างต้องทดสอบความสามารถในการหัดตัวสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาค้นคว้าของร่างกายจำนวน 8 มัด โดยกลุ่มตัวอย่างออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษานี้ละมัดละ 10 วินาที

1. กล้ามเนื้อ Biceps femoris



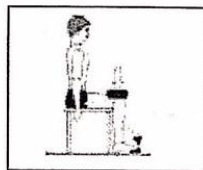
ผู้ทดสอบนอนคว่ำงอเข่าระหว่าง 50-70 องศา โดยผู้ทดสอบจับขาผู้ทดสอบให้ติดกับโต๊ะ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ทดสอบออกแรงเข้าด้านกับแรงของผู้ทดสอบ ค้างไว้ 10 วินาที

2. กล้ามเนื้อ Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis



ผู้ทดสอบนั่งบนเก้าอี้ งอเข่าระหว่าง 70-90 องศา จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ทดสอบออกแรงเขยื้อนเข้าด้านกับตัวรับ ค้างไว้ 10 วินาที

3. กล้ามเนื้อ Soleus



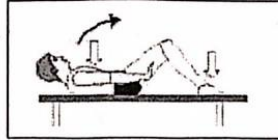
ผู้ทดสอบนั่งบนเก้าอี้ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ทดสอบออกแรงกดปลายเท้าลงกับพื้น ค้างไว้ 10 วินาที เนื่องจากเป็นกลุ่มกล้ามเนื้อเล็กจึงต้องมีผ้ายึดขาให้ติดกับเก้าอี้ไว้เพื่อป้องกันกล้ามเนื้อเคลื่อนออกแรงช่วย



เลขที่โครงการวิจัย..... 081.1/60
 วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560
 วันหมดอายุ..... 19 พ.ย. 2561

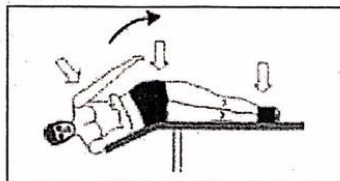
AF 04-07

4. กล้ามเนื้อ Rectus abdominis



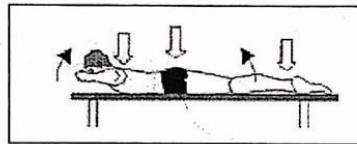
ผู้ถูกทดสอบนอนหงายบน โต๊ะ ตั้งเข่าวางเท้าราบกับพื้น จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงยกตัวขึ้นจากพื้นประมาณ 30 องศา ค้างไว้ 10 วินาที

5. กล้ามเนื้อ External oblique



ผู้ถูกทดสอบนอนตะแคง โดยชี้บริเวณเท้าและสะโพกให้ติดกับเบาะ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงเกร็งไปทางสะโพกตามลักษณะลูกศร ค้างไว้ 10 วินาที

6. กล้ามเนื้อ Erector spinae



ผู้ถูกทดสอบนอนคว่ำ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงยกลำตัวส่วนบน และท่อนขา ขึ้นพร้อมๆ กัน ค้างไว้ 10 วินาที

ขั้นตอนที่ 4 ทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือและอุปกรณ์ร่างกายด้วยการแบกน้ำหนักในท่าสควอท

1. หลังจากคิดชั่วรับสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผิวหนังและทดสอบการหดตัวของกล้ามเนื้อแล้ว ให้กลุ่มตัวอย่างทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือและอุปกรณ์ร่างกายอีกครั้งด้วยการแบกน้ำหนักในท่าย่อตัวให้เข่าทำมุม 90 องศา (ท่า สควอท) ที่น้ำหนัก 50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ซึ่งค่าหนึ่งอาร์เอ็มหรือค่าความแข็งแรงสูงสุดนั้น ผู้วิจัยได้ทำการบันทึกไว้เมื่อครั้งทดสอบความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์ของกลุ่มตัวอย่าง

2. ให้กลุ่มตัวอย่างแบกน้ำหนักที่ความหนัก 50% ของหนึ่งอาร์เอ็ม จำนวน 2 เซ็ตๆ ละ 3 ครั้ง พักระหว่างเซต 1 นาที เตรียมความพร้อมก่อนการทดสอบและป้องกันการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นขณะทดสอบจริง



เลขที่โครงการวิจัย 081.1/60
วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561

ขั้นตอนที่ 5 ทดสอบจริง

1. รูปแบบการทดสอบมี 4 รูปแบบ ประกอบด้วย

รูปแบบที่ 1 แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 2 แบนน้ำหนักแบบมีความไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

รูปแบบที่ 3 แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

รูปแบบที่ 4 แบนน้ำหนักแบบมีความเสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร

โดย น้ำหนักแบบมีความเสถียร คือ แผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ ในลักษณะปกติ

น้ำหนักแบบมีความไม่เสถียร คือ น้ำหนักที่ไม่ถูกยึดไว้ให้มั่นคง โดยงานวิจัยนี้ใช้การแขวนแผ่นน้ำหนักข้างละ 20 กิโลกรัมด้วยยางยืด ซึ่งยางยืดจะถูกทำให้เป็นสัฟฟองสำหรับใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ โดยสามารถเพิ่มแผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติเพื่อให้ได้น้ำหนักที่ 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ของแต่ละคน

พื้นผิวที่เสถียร คือ พื้นผิวที่มีลักษณะแข็งและมั่นคง โดยงานวิจัยนี้ใช้พื้นผิวของแผ่นวัดแรง ในห้องศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุ และอุปกรณ์ทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

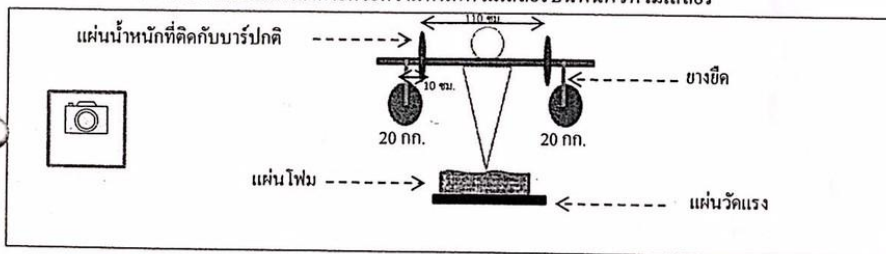
พื้นผิวที่ไม่เสถียร คือ พื้นผิวที่มีลักษณะนุ่มและไม่มั่นคง งานวิจัยนี้ใช้โฟมที่มีค่าความยืดหยุ่น(ความนุ่ม) 217.9 kpa โดยวางแผ่นโฟมบนแผ่นวัดแรง



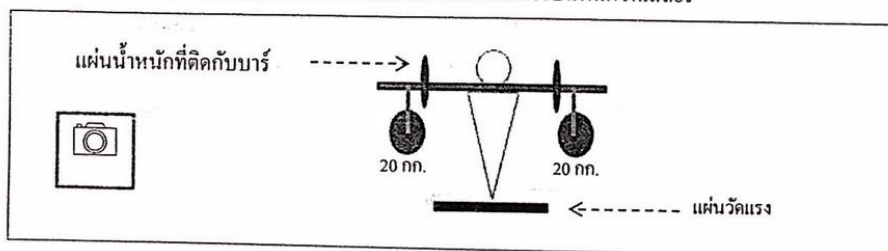
เลขที่โครงการวิจัย 081.1/60
วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561

ภาพจำลองการทดสอบในท่าสควอท

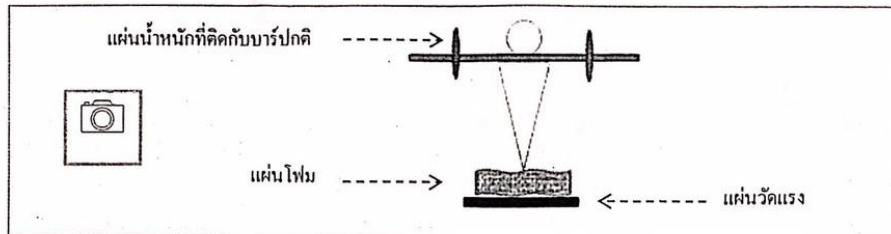
1. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร



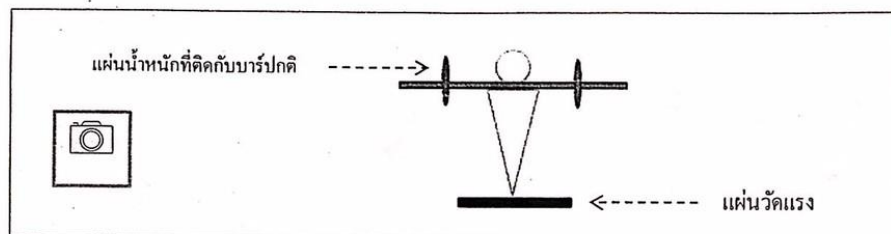
2. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร



3. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร



4. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร



2. ขณะที่ทำการทดสอบกลุ่มตัวอย่างจะต้องยืนอยู่บนแผ่นวัดแรงซึ่งถูกติดตั้งอย่างมั่นคงและได้มาตรฐานทั้ง 4 รูปแบบการทดสอบ เพื่อทำการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง

3. กลุ่มตัวอย่างเข้ารับการทดสอบในท่าย่อตัวให้เข้าท่ามุม 90 องศา โดยใช้ความหนักในการออกกำลังกายเท่ากันทั้ง 4 รูปแบบ คือ 75% ของหนึ่งอาร์เอ็ม ทำการทดสอบ 1 เซ็ต จำนวน 6 ครั้ง ในระหว่างพักให้กลุ่มตัวอย่างนั่งพักอยู่บริเวณที่ทำการทดสอบเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการส่งสัญญาณระหว่างเข้ารับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับเครื่องรับสัญญาณสูญหาย

4. ผู้วิจัยกำหนดให้จังหวะการย่อตัวเป็นอัตราส่วน 2:1 คือ จังหวะในช่วงลง 4 วินาที และจังหวะในช่วงขึ้น 2 วินาที โดยใช้โปรแกรมนับจังหวะ และเพื่อให้มั่นใจว่ากลุ่มตัวอย่างได้ทำท่าย่อตัวให้เข้าท่ามุม 90 องศา ที่ถูกต้องผู้วิจัยใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมองศาเข้าที่ 90 องศาของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน ทั้งนี้ผู้วิจัยทำการตั้งกล้องดิจิทัล 2 มิติเพื่อบันทึกภาพเคลื่อนไหว ขณะที่ทำการทดสอบด้วยเพื่อใช้ประกอบการวิเคราะห์ข้อมูลของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง

5. เมื่อการทดสอบเสร็จสิ้นกลุ่มตัวอย่างจะต้องขีดเขียนคกล้ามเนื้อเพื่อป้องกันการบาดเจ็บ เป็นเวลา 10 นาที และผู้วิจัยจะถอดอุปกรณ์เข้ารับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพร้อมทำความสะอาดผิวหนังกลุ่มตัวอย่างด้วยแอลกอฮอล์



เลขที่โครงการวิจัย..... 081-1/60
วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2563
วันหมดอายุ..... 19 พ.ย. 2561

AF 04-07

6. หลังจากเสร็จสิ้นการทดสอบในรูปแบบแรกแล้ว ผู้วิจัยจะนำกลุ่มตัวอย่างมาทำการทดสอบในรูปแบบที่ 2 รูปแบบที่ 3 และรูปแบบที่ 4 โดยแต่ละรูปแบบมีระยะเวลาห่างกันอย่างน้อย 5 วัน เพื่อให้กลุ่มตัวอย่างพักและฟื้นฟูร่างกาย ใช้เวลาในการทดสอบแต่ละครั้งประมาณ 2 ชั่วโมง

7. เมื่อเสร็จสิ้นการวิเคราะห์ข้อมูลการวิจัยผู้วิจัยจะทำลายภาพเคลื่อนไหวขณะทดสอบทั้งหมดทันที

8. การวัดตัวแปรตามคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สายจากตัวรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนังไปที่ตัวรับสัญญาณและส่งข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมสำเร็จรูปในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลแบบทันที ตัวแปรตามแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่งจะเป็นการรับสัญญาณจากแผ่นวัดแรงส่งข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมสำเร็จรูปในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลแบบทันทีทั้ง 4 รูปแบบการทดสอบ และทำการวิเคราะห์ข้อมูลภายหลังเสร็จสิ้นการทดสอบ

6. ผู้วิจัยจะเป็นผู้ชี้แจงและทำความเข้าใจข้อมูลในส่วนต่างๆแก่กลุ่มตัวอย่างด้วยตัวเอง ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทุกคนได้รับทราบรายละเอียดของวิธีปฏิบัติในการทดสอบ และลงนามในหนังสือยินยอมเข้าร่วมการวิจัย นอกจากนี้ผู้วิจัยจะควบคุมดูแลการทดสอบและการฝึกทั้งหมดด้วยตัวเองและมีผู้ช่วยวิจัยจำนวน 1 คน

7. ในระหว่างการทดสอบอาจเกิดอาการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อได้ และอาการดังกล่าวจะดีขึ้นหลังจากพักการทดสอบ ทั้งนี้ผู้วิจัยจะให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืดเหยียดกล้ามเนื้อหลังการทดสอบทุกครั้งเพื่อลดอาการเมื่อยล้าที่เกิดขึ้น และเพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่อาจจะเกิดขึ้นจากโปรแกรมการทดสอบผู้วิจัยจะมีการให้คำแนะนำ ฝึกซ้อมผู้เข้าร่วมวิจัยจนพร้อมสำหรับการทดสอบ เตรียมพร้อมอุปกรณ์สำหรับใช้ในการทดสอบ และดูแลผู้เข้าร่วมวิจัยขณะทำการทดสอบอย่างใกล้ชิด หากพบว่า ขณะทำการทดสอบผู้เข้าร่วมวิจัยมีอาการบาดเจ็บจะให้หยุดการทดสอบและผู้วิจัยจะประเมินอาการเบื้องต้น กรณีที่มีการบาดเจ็บเล็กน้อยผู้วิจัยจะให้การปฐมพยาบาลเบื้องต้น หากมีอาการบาดเจ็บที่รุนแรง ผู้วิจัยจะนำส่งสถานพยาบาลโดยทันที ทั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องรีบแจ้งให้ผู้วิจัยทราบ โดยทันทีเพื่อผู้วิจัยจะทำการรับผิดชอบในการส่งต่อ ณ สถานพยาบาลและค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นจากการเข้ารับการรักษาพยาบาลและดูแลรักษา

8. ผลการวิจัยครั้งนี้จะทำให้ทราบว่ารูปแบบการออกกำลังกายในท่าสควอทด้วยความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรรูปแบบใดที่มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นรูปแบบใดดีที่สุด ซึ่งจากผลการวิจัยครั้งนี้จะทำให้กลุ่มตัวอย่างได้รับความรู้และประสบการณ์จริงเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย การทำงานของกล้ามเนื้อขณะท่าสควอทในสภาวะที่แตกต่างกันซึ่งสามารถนำไปประยุกต์และต่อยอดในการเรียนหรือการศึกษาวิจัยที่เป็นประโยชน์ต่อไป อีกทั้งผู้วิจัยจะใช้เป็นแนวทางในการพัฒนารูปแบบการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุด

ศูนย์โครงการวิจัย... 084.160
วันที่รับรอง... 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ... 19 พ.ย. 2561

AF 04-07

9. การเข้าร่วมในการวิจัยของท่านเป็นโดยสมัครใจ และสามารถปฏิเสธที่จะเข้าร่วมหรือถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะโดยไม่ต้องให้เหตุผลและไม่สูญเสียประโยชน์ที่พึงได้รับและผลต่อการเรียนหรือเกี่ยวข้องในการตัดสินใจใดๆ

10. การพิทักษ์สิทธิของกลุ่มตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ผู้วิจัยพบกลุ่มตัวอย่างและแนะนำตัว อธิบายวัตถุประสงค์และขั้นตอนการดำเนินการวิจัยโดยละเอียด พร้อมทั้งขอความร่วมมือในการเข้าร่วมการวิจัย และแจ้งให้ทราบว่า การตอบรับหรือการปฏิเสธการเข้าร่วมการวิจัยไม่ส่งผลใดๆ ต่อผู้เข้าร่วมการวิจัย ข้อมูลทุกอย่างของผู้เข้าร่วมการวิจัยถือเป็นความลับและนำไปใช้เพื่อการวิจัยในครั้งนั้นเท่านั้น โดยนำเสนอผลการวิจัยในภาพรวม ทั้งนี้ระหว่างดำเนินการวิจัยผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถถอนตัวหรือปฏิเสธการร่วมการวิจัยได้ทุกเมื่อที่ต้องการโดยไม่ต้องแจ้งเหตุผลหรือคำอธิบายใดๆ ซึ่งการกระทำดังกล่าวจะไม่ส่งผลต่อผู้เข้าร่วมการวิจัยและครอบครัว

11. ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับท่านจะเก็บเป็นความลับ หากมีการเสนอผลการวิจัยจะเสนอเป็นภาพรวม ข้อมูลใดที่สามารถระบุถึงตัวท่านได้จะไม่ปรากฏในรายงาน ข้อมูลต่างๆ ของท่านจะถูกเก็บเป็นความลับ เฉพาะคณะผู้วิจัย ผู้กำกับดูแลและผู้ตรวจสอบ (อาจารย์ ดร. คณางค์ ศรีศิริคุณ อาจารย์ประจำคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) และคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรม หากท่านมีข้อสงสัยให้สอบถามเพิ่มเติมได้โดยสามารถติดต่อผู้วิจัยได้ตลอดเวลาและหากผู้วิจัยมีข้อมูลเพิ่มเติมที่เป็นประโยชน์หรือโทษเกี่ยวกับการวิจัย ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบอย่างรวดเร็วเพื่อให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทบทวนว่า ยังสมัครใจจะอยู่ในงานวิจัยต่อไปหรือไม่

12. การวิจัยครั้งนี้มีอาหารว่างและมีค่าเดินทางแก่ผู้เข้าร่วมงานวิจัยตลอดการทดสอบทั้ง 4 ครั้ง ท่านละ 480 บาท โดยแบ่งจ่ายครั้งละ 120 บาท และมีของที่ระลึกเป็นสมุดบันทึกมอบให้หลังเสร็จสิ้นการทดสอบ

13. หากท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามข้อมูลดังกล่าวสามารถร้องเรียนได้ที่ คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรม การวิจัย ในคน กลุ่ม สห สถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย 254 อาคารจามจุรี 1 ชั้น 2 ถนนพญาไท กรุงเทพมหานคร 10330 โทรศัพท์/โทรสาร 0-2218-3202 E-mail: eccu@chula.ac.th



เลขที่โครงการวิจัย..... 081-1/60
วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560
วันที่รับรอง..... 19 พ.ย. 2561
วันหมดอายุ.....

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
(สำหรับการทดสอบในทำย๋อเข้าทำวม 90 องศา)

ทำที่.....
วันที่.....เดือน.....พ.ศ.

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามทำย๋อหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วม โครงการวิจัย ชื่อ โครงการวิจัย ผลของความหนักที่เสถียรและไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียรและไม่เสถียรต่อการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในท่าสควอท

ชื่อผู้วิจัย นางสาวราตรี คำทะ
ที่อยู่ติดต่อ 70/2 หมู่ที่ 6 ตำบลศรีสุข อำเภอศรีณรงค์ จังหวัดสุรินทร์ 32150 โทรศัพท์ 088-3469565

ข้าพเจ้า ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยเรื่องนี้ โดยได้อ่านรายละเอียดในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัยโดยตลอด และได้รับคำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว

ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้ายินยอม เข้าร่วมการทดสอบการออกกำลังกายในทำย๋อเข้าทำวม 90 องศา ตามรูปแบบการออกกำลังกายทั้ง 4 รูปแบบ ทำการทดสอบสัปดาห์ละ 1 ครั้งๆละ 2 ชั่วโมง โดยแต่ละรูปแบบการทดสอบมีระยะเวลาห่างกันอย่างน้อย 5 วัน ในวันจันทร์-วันศุกร์ ตามรอบการทดสอบเป็นระยะเวลาทั้งสิ้น 4 สัปดาห์ ช่วงเวลา 09.00-17.00 น. ที่ห้องศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์ทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากกรวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล ซึ่งการถอนตัวออกจากกรวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบต่อการศึกษาและผลการเรียนต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะเก็บรักษาเป็นความลับ 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

ข้าพเจ้าได้ลงลายมือชื่อไว้เป็นสำคัญต่อหน้าพยาน ทั้งนี้ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และสำเนาหนังสือแสดงความยินยอมไว้แล้ว

ลงชื่อ..... ลงชื่อ.....
(.....) (.....)
ผู้วิจัยหลัก ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
ลงชื่อ..... ลงชื่อ.....
(.....) (.....)



เลขที่โครงการวิจัย 084-1160
วันที่รับรอง 20 พ.ย. 2560
วันหมดอายุ 19 พ.ย. 2561

พยาน

แบบสอบถามคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงใน หน้าข้อความที่เลือกและเติมข้อมูลในช่องว่างให้ตรงกับความจริง

1. ท่านอายุ.....ปี
2. ท่านมีอาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่องานวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 6 เดือนหรือไม่
 - ไม่มี
 - มี โปรดระบุ.....
2. ท่านเคยได้รับการออกกำลังกายด้วยท่าสควอทอย่างถูกวิธีหรือไม่
 - ไม่เคย
 - เคย
4. ท่านเคยได้รับโปรแกรมการฝึกด้วยน้ำหนักที่ไม่เสถียรและฝึกบนพื้นผิวที่ไม่เสถียรมาก่อนหรือไม่
 - ไม่เคย
 - เคย
5. ท่านเป็นนักกีฬาที่ต้องฝึกซ้อมเฉพาะหรือไม่
 - ไม่เป็น
 - เป็น



เลขที่โครงการวิจัย..... 081-1/60

วันที่รับรอง..... 20 พ.ย. 2560

รักษามตรา..... 19 พ.ย. 2561

ภาคผนวก ข.

ผลการประเมินในการตรวจค่าความตรงเชิงเนื้อหาของอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เกณฑ์ในการตัดสิน คือ ค่าดัชนีความสอดคล้องของผู้ทรงคุณวุฒิ มีรายชื่อดังต่อไปนี้

1. รองศาสตราจารย์ ดร. อภิลักษณ์ เทียนทอง มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
2. อาจารย์ ดร. ไพบจน์ จันทร์เสม สถาบันการพลศึกษา
3. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชรินทร์ชัย อินทราภรณ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
4. อาจารย์ ดร. เบญจพล เบญจพลากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
5. อาจารย์ ดร. สุทธิกร อาภาณุกุล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ค่าความสอดคล้องหรือดัชนีความสอดคล้องระหว่างข้อความกับวัตถุประสงค์ของการวิจัย

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
1. ความหนักที่เสถียร				
1.1 เป็นแผ่นน้ำหนักติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติ	5	0	0	1
1.2 ใช้แผ่นน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ลักษณะกลมแบน (Weight plate) ยี่ห้อ ELEIKO และโอลิมปิก บาร์	5	0	0	1
2. ความหนักที่ไม่เสถียร				
2.1 ใช้การแขวนแผ่นน้ำหนัก 10 กิโลกรัมด้วยยางยืดซึ่งยางยืดจะถูกทำให้เป็นสี่ห่วง (Quadruple looped) เพื่อใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ โดยสามารถเพิ่มแผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติเพื่อให้ได้น้ำหนักที่ 80 %1RM ของแต่ละคน	4	0	1	0.6
2.2 ยางยืดที่ใช้ คือ ยางยืด รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ กว้าง 78 นิ้ว ยี่ห้อ EliteFTS ประเทศสหรัฐอเมริกา อ้างอิงจาก (Lawrence and Carlson, 2015)	3	1	1	0.4

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
3. พื้นผิวที่เสถียร				
3.1 งานวิจัยนี้ใช้พื้นผิวของแผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 400S ขนาด 795 mm x 60 mm ของบริษัท Fitness Technology ในห้องศูนย์ทดสอบวิจัย วัสดุ และอุปกรณ์ทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย	4	1	0	0.8
4. พื้นผิวที่ไม่เสถียร				
4.1 ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้ Foam rubber pad ยี่ห้อ Airex® mat บริษัท Sakai Medical ประเทศญี่ปุ่น อ้างอิงจาก (Hirase et al., 2015)	4	1	0	0.8
ค่าเฉลี่ย				0.77

ความคิดเห็นเพิ่มเติมและข้อเสนอแนะของผู้ทรงคุณวุฒิ

ข้อ 2.1 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่าแผ่นน้ำหนัก 10 กิโลกรัมอาจจะน้อยไปที่จะทำให้เกิดความไม่เสถียร ดังนั้นผู้วิจัยจึงปรับขึ้นเป็นข้างละ 20 กิโลกรัมตามคำแนะนำ

ข้อ 2.2 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่าอาจจะรับน้ำหนักมากไม่ได้ อาจเปลี่ยนเป็นโซ่หรืออย่างอื่น ผู้วิจัยได้พิจารณาและตรวจสอบแล้วว่ายังสามารถรับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ ดังนั้นจึงยังคงใช้อย่างเช่นเดิม

ความตรงเชิงเนื้อหาของการทดสอบในท่าสควอท

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
1. การทดสอบความแข็งแรงสัมบูรณ์และความแข็งแรงสัมพัทธ์				
1.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบ คือ Free weight	4	1	0	0.8
1.2 การอบอุ่นร่างกายโดยประมาณน้ำหนักที่น้ำหนักสามารถต้านได้ 5-10 ครั้ง (ในหน่วยกิโลกรัม)	3	1	1	0.4
1.3 การวัดมุมองศาเข้าในท่าย่อตัวโดยใช้ Goniometer และการกำหนดมุมเข้าโดยใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมองศาเข้าที่ 90 องศา ขณะทำการทดสอบ	5	0	0	1
1.4 ระยะเวลาพักก่อนทดสอบจริง 1 นาที	4	0	1	0.6
1.5 การเพิ่มน้ำหนัก 10-20% ของน้ำหนักที่ผู้เข้าร่วมวิจัยสามารถต้านได้ 5-10 ครั้ง	4	1	0	0.8
1.6 การให้ผู้เข้าร่วมวิจัยทำท่าย่อตัวให้เข้าท่ามุม 90 องศา ต้านกับน้ำหนักที่เลือกไว้ ไปจนกว่าจะไม่สามารถต้านน้ำหนักต่อไปได้	5	0	0	1
1.7 การใช้สมการ $1RM = [1 + (0.0333 \times \text{reps completed})] \times \text{weight lift}$ (Stoppani, 2006) เพื่อหาค่าความแข็งแรงสัมบูรณ์	4	1	0	0.8
1.8 การนำค่า 1 RM ที่ได้มาหารด้วยน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) ของผู้เข้าร่วมการทดลองเพื่อจะได้ค่าความแข็งแรงสัมพัทธ์ของแต่ละคน	5	0	0	1

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
2. การติดเครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ				
2.1 การเตรียมผิวโดยการเช็ดทำความสะอาดผิวด้วยแอลกอฮอล์ กำจัดขน และขัดผิวบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดด้วยเจลอิเล็กโทรด (Gelled electrodes)	5	0	0	1
2.2 ติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes) ที่บริเวณกึ่งกลางของกล้ามเนื้อและติดตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ ด้วยวิธีการของ SENIAM ที่มา: (Day, 2002)	5	0	0	1
3. การทดสอบ MVIC				
3.1 ทดสอบ maximum voluntary isometric contraction (MVIC) ของกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้านขวาของร่างกาย โดยออกแรงต้านกันไว้ 10 วินาที ด้วยวิธีของ Konrad (2005)	5	0	0	1
3.2 ใช้ค่าสูงสุดที่กล้ามเนื้อสามารถหดตัวได้เป็นค่าอ้างอิง	5	0	0	1

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
4. โปรแกรมการทดสอบ				
4.1 ความหนักที่ใช้ในการทดสอบ คือ 80% ของ 1RM	3	2	0	0.6
4.2 จำนวนเซตที่ใช้ทดสอบ คือ 3 เซตๆ ละ 6 ครั้ง พักระหว่างเซต 5 นาที	3	0	2	0.2
4.3 จังหวะในการยกเป็นอัตราส่วน 1:1 คือ จังหวะในช่วงลง 2 วินาที และจังหวะในช่วงขึ้น 2 วินาที โดยใช้โปรแกรมนับจังหวะ (metronome) กำหนดความเร็วที่ 30 ครั้งต่อนาที	4	0	1	0.6
4.4 ใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมองศาเข้าที่ 90 องศาของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน	5	0	0	1
4.5 ตั้งกล้องดิจิตอล 2 มิติเพื่อบันทึกภาพเคลื่อนไหวขณะที่ทำการทดสอบ	5	0	0	1
4.6 การทดสอบทุกครั้งทดสอบบนแผ่นวัดแรง	5	0	0	1
5. รูปแบบการทดสอบ มี 4 รูปแบบ				
5.1 ความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load; UL) บนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface; US)	5	0	0	1
5.2 ความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load; UL) บนพื้นผิวที่เสถียร (Stable surface; SS)	5	0	0	1
5.3 ความหนักที่เสถียร (Stable load; SL) บนพื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface; US)	5	0	0	1
5.4 ความหนักที่เสถียร (Stable load; SL) บนพื้นผิวที่เสถียร (Stable surface; SS)	5	0	0	1

เนื้อหา	ความคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าดัชนีความสอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
6. การรวบรวมข้อมูล				
6.1 กล้ามเนื้อที่ศึกษาจำนวน 8 มัด อ้างอิงจาก Lawrence and Carlson (2015) และ Saeterbakken et al. (2011)				
6.1.1 กล้ามเนื้อ Biceps femoris	5	0	0	1
6.1.2 กล้ามเนื้อ Rectus femoris	5	0	0	1
6.1.3 กล้ามเนื้อ Vastus medialis	5	0	0	1
6.1.4 กล้ามเนื้อ Vastus lateralis	5	0	0	1
6.1.5 กล้ามเนื้อ Soleus	5	0	0	1
6.1.6 กล้ามเนื้อ Rectus abdominis	5	0	0	1
6.1.7 กล้ามเนื้อ External oblique	5	0	0	1
6.1.8 กล้ามเนื้อ Erector spinae	5	0	0	1
6.2 แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force)				
6.2.1 ศึกษาแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งจากพื้นสูงสุด (Peak vertical ground reaction force) หน่วยนิวตัน (N) ขณะทดสอบด้วยท่าสควอท	5	0	0	1
6.2.2 การเก็บข้อมูลใช้แผ่นวัดแรง (Force plate) รุ่น 400S (400 series performance force plate) ขนาด 795 mm x 60 mm ของบริษัท Fitness Technology ผลิตที่เมือง Adelaide ประเทศออสเตรเลีย และโปรแกรมคอมพิวเตอร์	5	0	0	1
6.2.3 นำค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากพื้นในแนวตั้ง (Peak vertical ground reaction force) ของช่วงที่ต้นน้ำหนักขึ้น (ascent phase) ในเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม	5	0	0	1

เนื้อหา	ความคิดเห็นของ ผู้ทรงคุณวุฒิ			ค่าตรรกษีความ สอดคล้อง (IOC)
	+1	0	-1	
6.3 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic activity)				
6.3.1 ศึกษาค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, ค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด และค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใต้กราฟ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้ง 8 มัด	5	0	0	1
6.3.2 นำข้อมูลค่าสูงสุดของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูด และค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใต้กราฟ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ของเซตที่ 1 ครั้งที่ 2-5 มาทำ ข้อมูลเท่าเทียมกัน (normalization) ด้วยค่าการ ทดสอบการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด (MVIC) โดย บันทึกลงเป็นเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง	4	1	0	0.8
ค่าเฉลี่ย				0.90

ความคิดเห็นเพิ่มเติมและข้อเสนอแนะของผู้ทรงคุณวุฒิ

ข้อ 1.2 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่ากำหนดการอบอุ่นร่างกายให้ชัดเจนว่าเป็นกี่ครั้งและใช้หน่วย เป็นกี่ RM อีกทั้งในข้อ 1.5 ให้กำหนดให้แน่ชัดว่าใช้น้ำหนักเท่าไรและเพิ่มทีละเท่าไร ดังนั้นผู้วิจัย จึงได้เสนอว่าจะใช้วิธีการทดสอบความแข็งแรงสมบูรณ์ (1RM) โดยตารางการเปรียบเทียบของ Earle and Baechle (2000) เนื่องจากเป็นวิธีที่สะดวกต่อผู้เข้าร่วมวิจัยมากกว่า

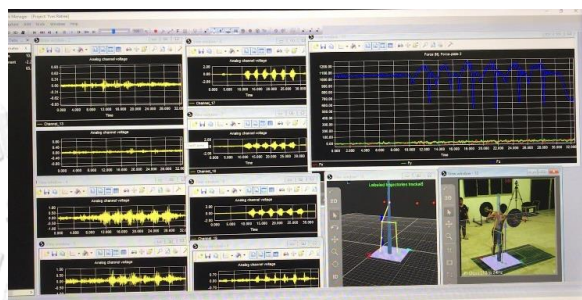
ข้อ 4.1 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่าความหนักควรน้อยกว่า 80 % ของ 1 RM ซึ่งไม่ต้องใช้เข็มขัด เพราะถ้าหากมีเข็มขัดจะเป็นอุปสรรคต่อการติดอิเล็กโทรดบริเวณกล้ามเนื้อหน้าท้องและหลัง จึง เสนอให้ใช้ความหนักที่ 75 % ของ 1RM ดังนั้นผู้วิจัยจึงความหนัก 75 % ของ 1RM

ข้อ 4.2 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่า 3 เซ็ตอาจไม่จำเป็นเพราะใช้ข้อมูลจากเซ็ตที่ 1 น่าจะรู้ผลจริง ดังนั้นผู้วิจัยจึงปรับให้การทดสอบเหลือเพียง 1 เซ็ต จำนวน 6 ครั้ง

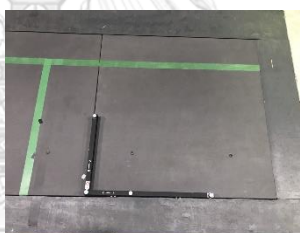
ข้อ 4.3 ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอว่าจังหวะช่วงลงควรมากกว่าช่วงขึ้น เสนอว่าปรับอัตราส่วนการยก เป็น 2:1 คือ ช่วงลง 4 วินาที และช่วงขึ้น 2 วินาที ดังนั้นผู้วิจัยจึงใช้อัตราส่วนการยก 2:1

ภาคผนวก ค.
เครื่องมือหลักที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย จำนวน 16 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ COMETA



2. แผ่นวัดแรง (Force plate)



3. Foam rubber pad ยี่ห้อ Airex® mat



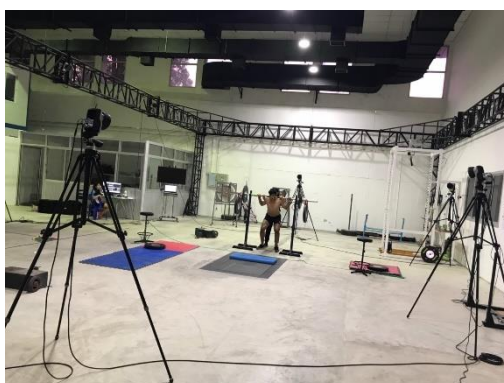
4. แผ่นเพิ่มน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ (Weight plate) ยี่ห้อ ELEIKO



5. ยางยืด รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ ยี่ห้อ EliteFTS



6. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) จำนวน 8 ตัว

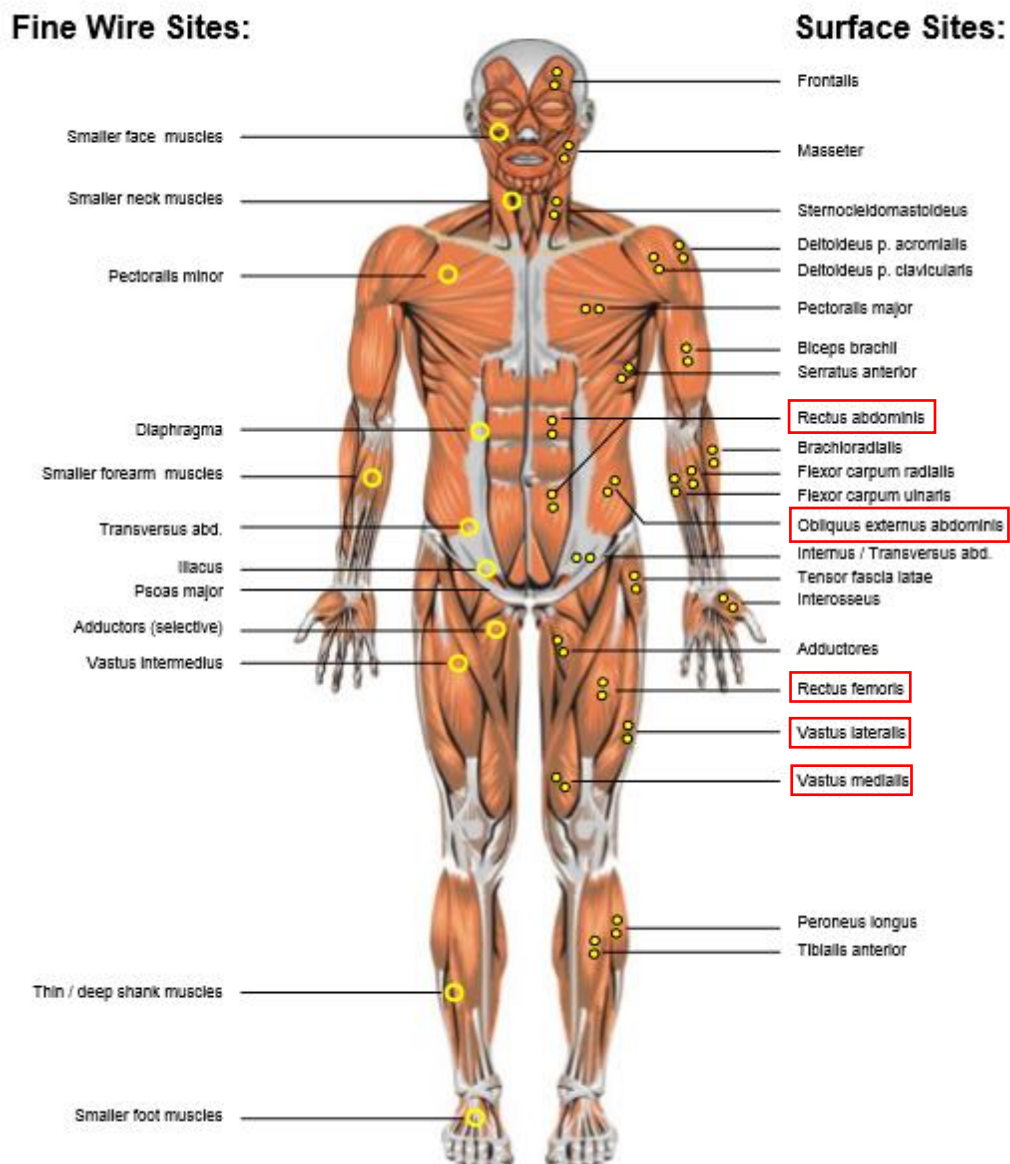


7. แท่นวางบาร์เบลล์ปรับระดับ ยี่ห้อ MAXXFIT รุ่น RB102



ภาคผนวก ง.

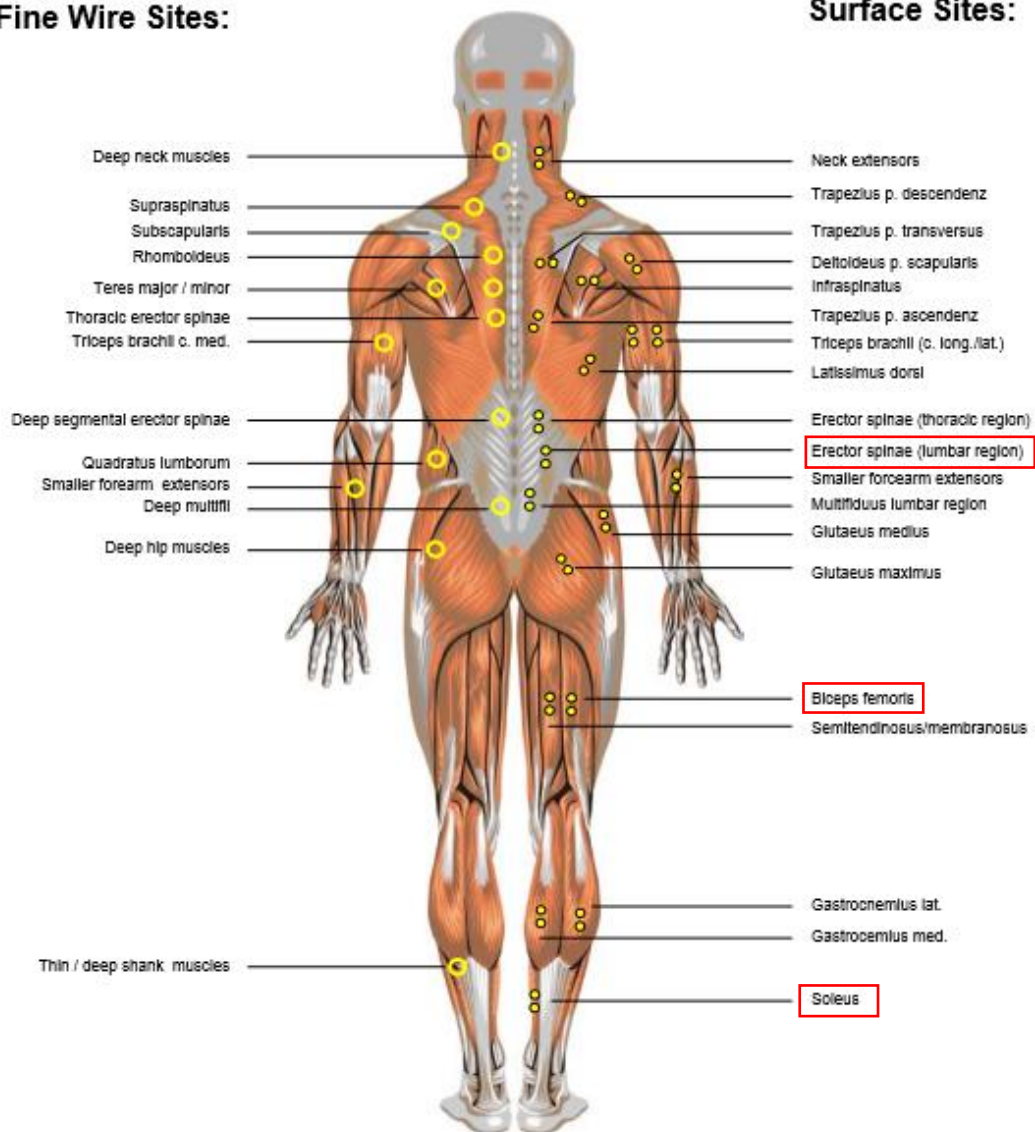
ภาพแสดงตำแหน่งการติด EMG อิเล็กโทรด จำนวน 8 มัดกล้ามเนื้อ



ด้านหน้า (Frontal View)

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



ด้านหลัง (Dorsal View)

ภาคผนวก จ.

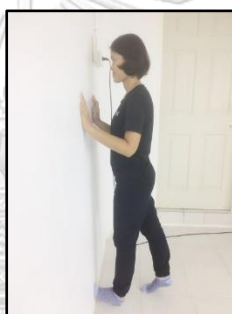
โปรแกรมการยืดเหยียดกล้ามเนื้อ

การยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบคงค้าง (static stretching)

1. การยืดกล้ามเนื้อ Soleus

วิธีการปฏิบัติ

- ทำยืน ให้ยืนแยกขาหน้า-หลัง โดยให้วางส้นเท้าข้างที่ต้องการยืดกล้ามเนื้อ soleus ด้านหน้าและยกปลายเท้าติดกับผนังลักษณะดังรูป และวางเท้าอีกข้างด้านหลัง มือ 2 ข้างจับที่ผนัง
- ยืดกล้ามเนื้อให้รู้สึกตึงจนไม่สบาย (mild discomfort)
- ยืดค้างไว้ข้างละ 30 วินาที



รูปที่ 1 การยืดกล้ามเนื้อ Soleus

2. การยืดกล้ามเนื้อ Quadriceps

วิธีการปฏิบัติ

- ในท่ายืน ให้ยืนตัวตรง ใช้มือจับกำแพงหรือเก้าอี้เพื่อรักษาสมดุล งอเข่าข้างที่ต้องการจะยืดกล้ามเนื้อขึ้นมาทางด้านหลัง โดยใช้มือจับที่บริเวณข้อเท้า
- ใช้มือออกแรงดึง ยืดกล้ามเนื้อให้รู้สึกตึงจนเริ่มไม่สบาย (mild discomfort) โดยลำตัวตั้งตรงห้ามโน้มตัวมาทางด้านหน้าดึงค้างในท่านั้นไว้ข้างละ 30 วินาที



รูปที่ 2 การยืดกล้ามเนื้อ Quadriceps

3. การยืดกล้ามเนื้อ Hamstring

วิธีการปฏิบัติ

- ให้ยืนตัวตรงยกขาข้างที่ต้องการยืดกล้ามเนื้อ Hamstring ขึ้น วางส้นเท้าไว้บนเก้าอี้
- โน้มตัวไปข้างหน้าพร้อมกับยื่นมือทั้ง 2 ข้างไปแตะบริเวณปลายเท้า โดยที่ขาอยู่ในลักษณะเหยียดตรง เข่าไม่งอขณะยืด
- ออกแรงโน้มตัวไปข้างหน้า ยืดกล้ามเนื้อให้รู้สึกตึงจนเริ่มไม่สบาย (mild discomfort)
- ยืดค้างไว้ข้างละ 30 วินาที



รูปที่ 3 การยืดกล้ามเนื้อ Hamstring

4. การยืดกล้ามเนื้อ External oblique

วิธีการปฏิบัติ

- ทำยืน ยืนตัวตรงแยกขาเล็กน้อย
- ยกแขนข้างที่ต้องการจะยืดกล้ามเนื้อ External oblique และค่อยๆ เอียงตัวไปทางด้านตรงข้ามยืดกล้ามเนื้อให้รู้สึกตึงจนไม่สบาย (mild discomfort)
- ยืดค้างไว้ 30 วินาที



รูปที่ 4 การยืดกล้ามเนื้อ External oblique

5. การยืดกล้ามเนื้อ Rectus abdominis

วิธีการปฏิบัติ

- ทำนอนคว่ำ ให้วางมือ 2 ข้างไว้บริเวณหัวไหล่
- ออกแรงดันเหยียดไหล่ให้สุด ยกลำตัวให้พ้นจากพื้นและงอตัวไปทางด้านหลังโดยที่ส่วนล่างของร่างกายยังอยู่กับพื้น ยืดกล้ามเนื้อให้รู้สึกตึงจนไม่สบาย (mild discomfort)

- ยืดค้างไว้ 30 วินาที



รูปที่ 5 การยืดกล้ามเนื้อ Rectus abdominis

6. การยืดกล้ามเนื้อ Erector spinae

วิธีการปฏิบัติ

- ทรงตัวด้วยเข่า และมือทั้ง 2 ข้าง
- ออกแรงดันให้หลังโค้งจนรู้สึกตึง และก้มหัวลงให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้
- ยืดค้างไว้ 30 วินาที



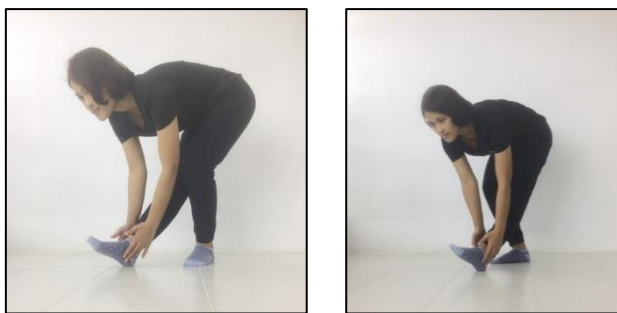
รูปที่ 6 การยืดกล้ามเนื้อ Erector spinae

การยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบเคลื่อนไหว (dynamic stretching)

1. ท่า Walking Hamstring

วิธีการปฏิบัติ

- ทำยืนแยกขากว้างประมาณหัวไหล่ ขาข้างหนึ่งเหยียดตรงวางส้นเท้าด้านหน้า พร้อมกับโน้มตัวยื่นมือไปแตะปลายเท้า ขาอีกข้างหนึ่งงอเล็กน้อย ให้รู้สึกตึงบริเวณขาด้านหลัง
- ทำสลับข้างต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที

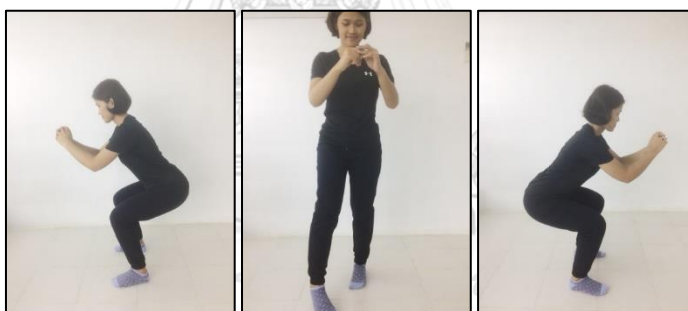


รูปที่ 7 ท่า Walking Hamstring

2. ท่า Side squat

วิธีปฏิบัติ

- ทำยืนแยกขากว้างประมาณหัวไหล่ ย่อตัวลงโดยทิ้งสะโพกไปทางด้านหลังคล้ายๆกับการนั่งเก้าอี้อากาศ ให้เข่าทำมุม 90 องศา จากนั้นลุกขึ้นยืนในท่าเริ่มต้น
- หมุนตัวกลับหลัง 90 องศา โดยใช้เท้าขวานำ ยืนแยกขากว้างประมาณหัวไหล่ แล้วย่อตัวลงย่อตัวลงโดยทิ้งสะโพกไปทางด้านหลังคล้ายๆกับการนั่งเก้าอี้อากาศ ให้เข่าทำมุม 90 องศา จากนั้นลุกขึ้นยืนในท่าเริ่มต้น
- ทำ side squat ไปเรื่อยๆจนครบ 30 วินาที



รูปที่ 8 ท่า Side squat

3. ท่า Lunge with twist

วิธีปฏิบัติ

- ทำยืนตัวตรงเท้าชิด ก้าวเท้าขวาไปด้านหลังกว้างๆ วางปลายเท้าลงที่พื้น จากนั้นทิ้งสะโพกย่อตัวลง มือสองข้างประสานกันไว้ระดับหน้าอกพร้อมกับบิดตัวไปทางด้านซ้าย ดึงเท้าขวากลับมาชิดเท้าซ้ายดั้งเดิม
- สลับก้าวเท้าซ้ายไปทางด้านหลังกว้างๆ วางปลายเท้าลงที่พื้น จากนั้นทิ้งสะโพกย่อตัวลง มือสองข้างประสานกันไว้ระดับหน้าอกพร้อมกับบิดตัวไปทางด้านขวา ดึงเท้าซ้ายกลับมาชิดเท้าขวาดั้งเดิม
- ทำ Lunge with twist สลับข้างไปเรื่อยๆจนครบ 30 วินาที

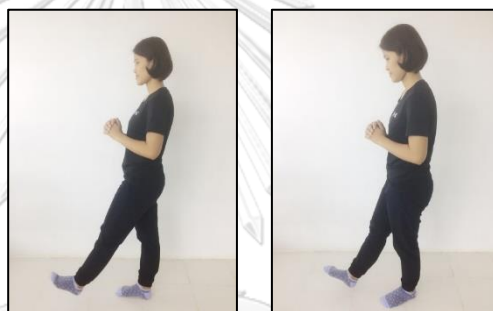


รูปที่ 9 ทำ Lunge with twist

4. ทำ Ankle Flicks

วิธีปฏิบัติ

- ทำยืนตะขาไปด้านหน้าประมาณ 30 องศา สลับซ้าย-ขวา ด้วยความเร็วที่ทำให้รู้สึกเหนื่อย
- ทำ Ankle Flicks ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที



รูปที่ 10 ทำ Ankle Flicks

5. ทำ High Knees

วิธีปฏิบัติ

- ทำยืนแยกขากว้างประมาณหัวไหล่ ยกเข่าขึ้นสูงประมาณตำแหน่งสะดือสลับซ้าย-ขวา ด้วยความเร็วที่ทำให้รู้สึกเหนื่อย
- ทำ High Knees ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที

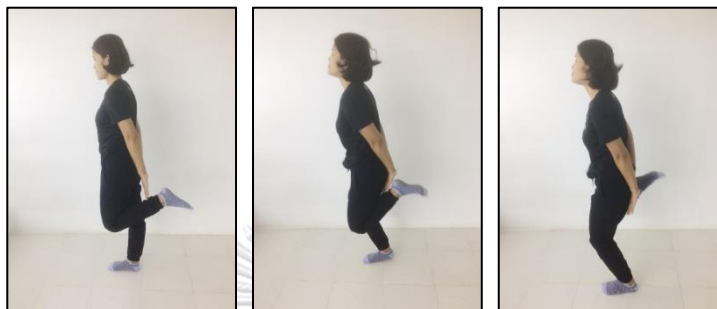


รูปที่ 11 ทำ High Knees

6. ท่า Butt Kicks

วิธีปฏิบัติ

- ทำยืนแยกขากว้างประมาณหัวไหล่ พับขาไปทางด้านหลังให้ส้นเท้าใกล้กับสะโพกมากที่สุดสลับซ้าย-ขวา ด้วยความเร็วที่ทำให้รู้สึกเหนื่อย
- ทำ Butt Kicks ต่อเนื่องจนครบ 30 วินาที



รูปที่ 12 ท่า Butt Kicks



ภาคผนวก ฉ.

แบบทดสอบความแข็งแรงกล้ามเนื้อและความแข็งแรงสัมพัทธ์



เครื่องมือ : บาร์เบลล์, แผ่นเพิ่มน้ำหนัก

วิธีการ

1. ทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทุกส่วนของร่างกายเป็นเวลา 10-15 นาที พัก 3-5 นาที
2. ทำการอบอุ่นร่างกายโดยการทำควมคู้นเขยกับเครื่องมือ 10 – 15 ครั้งด้วยความหนักที่เบาในท่าย่อเข่า
3. เมื่อเริ่มการทดสอบให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยทำการยกน้ำหนักในท่าฮาล์ฟสควอท (Half Squat) จนไม่สามารถยกน้ำหนักในครั้งที่ 4 ได้ ถ้าหากผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถยกน้ำหนักเกิน 4 ครั้ง ให้ทำการหยุดพัก และพร้อมที่จะทำการยกน้ำหนักในครั้งต่อไปด้วยความหนักที่หนักขึ้น
4. นำความหนักที่ได้มาคำนวณเปรียบเทียบกับค่า 1 RM โดยใช้ตารางการเปรียบเทียบของ Earle and Baechle (2000) ดังนี้

จำนวนครั้งที่สามารถยกได้มากที่สุด (Repetition maximim)	1	2	3	4
เปอร์เซ็นต์ของค่าความหนักสูงสุดที่สามารถยกได้สูงสุดเพียงครั้งเดียว (%1 RM)	100	95	93	90

5. คำนวณค่า 1 RM
6. นำค่า 1 RM ที่ได้มาหารด้วยน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) ของผู้เข้าร่วมการวิจัยจึงจะได้ค่าความแข็งแรงสัมพัทธ์
7. หลังการทดสอบให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืดเหยียดเป็นเวลา 10-15 นาที

ภาคผนวก ข.

การติดเครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



เครื่องมือ :

1. เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย จำนวน 16 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ COMETA
2. ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes)
3. แอลกอฮอล์ 70%
4. สำลี
5. เจลอิเล็กโทรด (Gelled electrodes)
6. มีดโกน

วิธีการ :

1. กำหนดตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes) ด้วยปากกาที่ด้านขวาของร่างกาย จำนวน 8 จุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Biceps femoris, กล้ามเนื้อ Rectus femoris, กล้ามเนื้อ Vastus medialis, กล้ามเนื้อ Vastus lateralis, กล้ามเนื้อ Soleus, กล้ามเนื้อ Rectus abdominis, กล้ามเนื้อ External oblique และ กล้ามเนื้อ Erector spinae
2. เตรียมผิวหนังบริเวณที่จะติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes) โดยการเช็ดทำความสะอาดผิวด้วยแอลกอฮอล์ กำจัดขน และขัดผิวหนังบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดด้วยเจลอิเล็กโทรด (Gelled electrodes)
3. ติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes) ที่บริเวณกึ่งกลางของกล้ามเนื้อ และติดตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ ด้วยวิธีการของ SENIAM (Day, 2002)

ภาพการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Surface electrodes)



Total body 1.External oblique 2.Rectus abdominis 3.Erector spinae



4.Biceps femoris 5.Soleus 6.Vastus lateralis 7.Rectus femoris 8.Vastus medialis

ภาคผนวก ซ.

การทดสอบ maximum voluntary isometric contraction (MVIC)



เครื่องมือ : เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย จำนวน 16 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ COMETA

วิธีการ

1. อบอุ่นร่างกายโดยใช้จักรยานวัดงาน (bicycle leg ergometer) ที่ระดับความเร็ว 50 รอบ/นาที เป็นระยะเวลา 5 นาที และทำการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทั้งแบบคงค้าง (static stretch) และแบบเคลื่อนไหว (dynamic stretch)

2. ติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3. ทดสอบ maximum voluntary isometric contraction (MVIC) ของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้านขวาของร่างกาย โดยออกแรงต้านกันไว้ 10 วินาที ด้วยวิธีของ Konrad (2005)

3.1 กล้ามเนื้อ Biceps femoris วิทยาลัย



ผู้ถูกทดสอบนอนคว่ำอเข่าระหว่าง 50-70 องศา โดยผู้ทดสอบจับขาผู้ถูกทดสอบให้ติดกับโต๊ะ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงอเข่าต้านกับแรงของผู้ทดสอบ ค้างไว้ 10 วินาที

3.2 กล้ามเนื้อ Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis



ผู้ถูกทดสอบนั่งบนเก้าอี้ งอเข่าระหว่าง 70-90 องศา จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงเหยียดเข่าต้านกับตัวรับ ค้างไว้ 10 วินาที

3.3 กล้ามเนื้อ Soleus



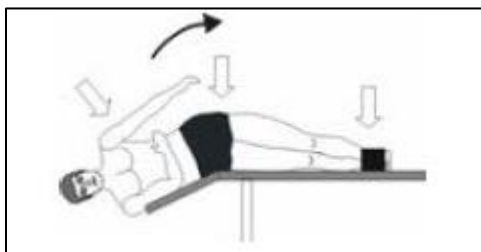
ผู้ถูกทดสอบนั่งบนเก้าอี้ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงกดปลายเท้าลงกับพื้น ค้างไว้ 10 วินาที เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กจึงต้องมีผ้ายึดเข่าให้ติดกับเก้าอี้ไว้เพื่อป้องกันกล้ามเนื้อมัดอื่นออกแรงช่วย

3.4 กล้ามเนื้อ Rectus abdominis



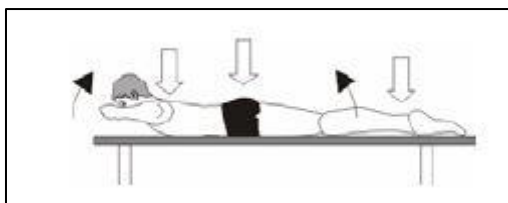
ผู้ถูกทดสอบนอนหงายบนโต๊ะ ตั้งเข่าวางเท้าราบกับพื้น จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงยกตัวขึ้นจากพื้นประมาณ 30 องศา ค้างไว้ 10 วินาที

3.5 กล้ามเนื้อ External oblique



ผู้ถูกทดสอบนอนตะแคง โดยยึดบริเวณเท้าและสะโพกให้ติดกับเบาะ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงเกร็งไปทางสะโพกตามลักษณะลูกศร ค้างไว้ 10 วินาที

3.6 กล้ามเนื้อ Erector spinae



ผู้ถูกทดสอบนอนคว่ำ จากนั้นจะให้สัญญาณผู้ถูกทดสอบออกแรงยกลำตัวส่วนบน และท่อนขาขึ้นพร้อมๆกัน ค้างไว้ 10 วินาที



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ฉ.

โปรแกรมการทดสอบในท่าสควอท

เครื่องมือ :

1. เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย จำนวน 16 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ COMETA
2. แผ่นวัดแรง (Force plate)
3. Foam rubber pad ยี่ห้อ Airex® mat
4. แผ่นเพิ่มน้ำหนักโอลิมปิก บาร์เบลล์ (Weight plate) ยี่ห้อ ELEIKO
5. ยางยืด รุ่น Mini รับน้ำหนักได้ 50 ปอนด์ ยี่ห้อ EliteFTS
6. เครื่องวัดมุม (Goniometer)
7. โปรแกรมนับจังหวะ (Metronome)
8. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) จำนวน 8 ตัว
9. แผ่นวางบาร์เบลล์ปรับระดับ ยี่ห้อ MAXFIT รุ่น RB102

วิธีการ

1. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายโดยใช้จักรยานวัดงาน (bicycle leg ergometer) ที่ระดับความเร็ว 50 รอบ/นาที เป็นระยะเวลา 5 นาที และทำการยืดเหยียดกล้ามเนื้อทั้งแบบคงค้าง (static stretch) และแบบเคลื่อนไหว (dynamic stretch)
2. เตรียมความพร้อมผู้เข้าร่วมวิจัยสำหรับติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Konrad, 2005)
3. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยทุกคนจะได้รับการทดสอบ maximum voluntary isometric contraction (MVIC) ของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาด้านขวาของร่างกาย โดยออกแรงต้านกันไว้ 10 วินาที ด้วยวิธีของ Konrad (2005) และใช้ค่าสูงสุดที่กล้ามเนื้อสามารถหดตัวได้เป็นค่าอ้างอิง
4. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยอบอุ่นร่างกายด้วยการยกน้ำหนักในท่าฮาล์ฟ สควอทให้เข้าท่ามุ่ม 90 องศา ที่น้ำหนัก 50% ของ 1RM ทำ 2 เซ็ตๆ ละ 3 ครั้ง พักระหว่างเซต 3 นาที
5. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยเข้ารับการทดสอบในขณะที่ทำท่าฮาล์ฟ สควอท ให้เข้าท่ามุ่ม 90 องศา ตามรูปแบบของการออกกำลังกายที่ได้ทำการสุ่มไว้ก่อนหน้า โดยใช้ความหนักในการออกกำลังกายเท่ากันทั้ง 4 รูปแบบ คือ 75 % ของ 1RM ทำการทดสอบ 1 เซต จำนวน 6 ครั้ง โดยกำหนดให้

จังหวะการยกเป็นอัตราส่วน 2:1 คือ จังหวะในช่วงลง 4 วินาที และจังหวะในช่วงขึ้น 2 วินาที โดยใช้โปรแกรมนับจังหวะ (metronome) และเพื่อให้มั่นใจว่าผู้เข้าร่วมวิจัยได้ทำท่าฮาล์ฟ สควอทที่ถูกต้อง ผู้วิจัยใช้อุปกรณ์แนวฉากที่สามารถปรับระดับความสูงได้เป็นตัวกำหนดมุมมองขาเข้าที่ 90 องศาของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคน โดยขณะที่ทำการทดสอบให้ผู้เข้าร่วมวิจัยยืนบนแผ่นวัดแรง และบันทึกภาพเคลื่อนไหวขณะทำการทดสอบ

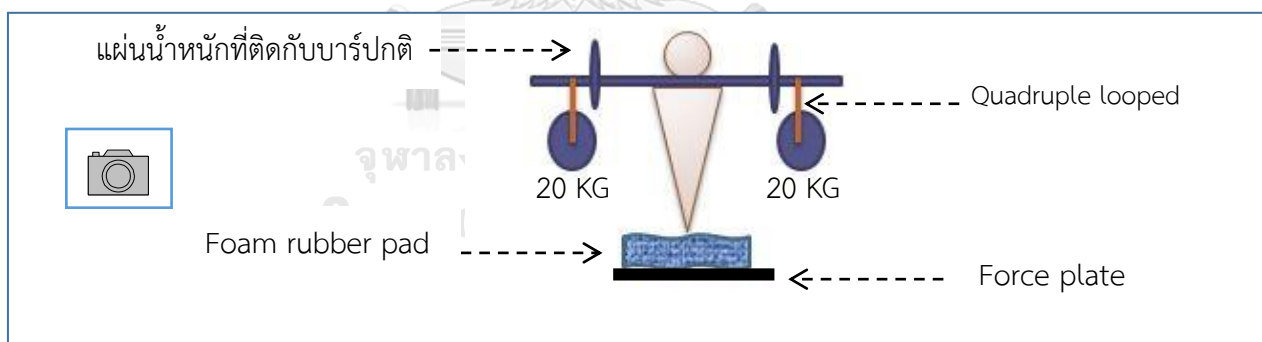
คำจำกัดความ

ความหนักที่ไม่เสถียร (Unstable load) หมายถึง น้ำหนักที่ไม่ถูกยึดไว้ให้มั่นคง โดยงานวิจัยนี้ใช้การแขวนแผ่นน้ำหนักข้างละ 20 กิโลกรัมด้วยยางยืด ซึ่งยางยืดจะถูกทำให้เป็นสี่ห่วง (Quadruple looped) เพื่อใช้แขวนแผ่นน้ำหนักไว้กับโอลิมปิก บาร์ โดยสามารถเพิ่มแผ่นน้ำหนักที่ติดอยู่กับบาร์ในลักษณะปกติเพื่อให้ได้น้ำหนักที่ 75 %1RM ของแต่ละคน

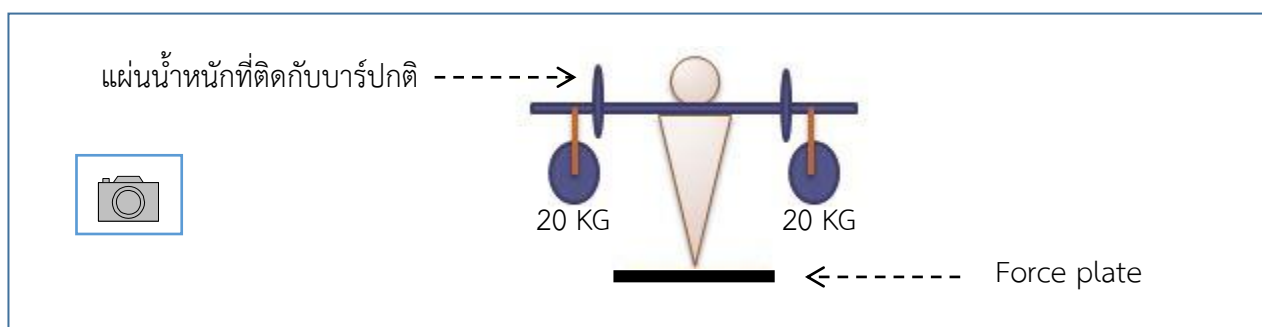
พื้นผิวที่ไม่เสถียร (Unstable surface) หมายถึง พื้นผิวที่มีลักษณะนุ่มและไม่มั่นคง ในงานวิจัยครั้งนี้ใช้ Foam rubber pad (Hirase et al., 2015) ในการออกกำลังกายท่าสควอทบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร

ภาพจำลองการทดสอบในท่าสควอท

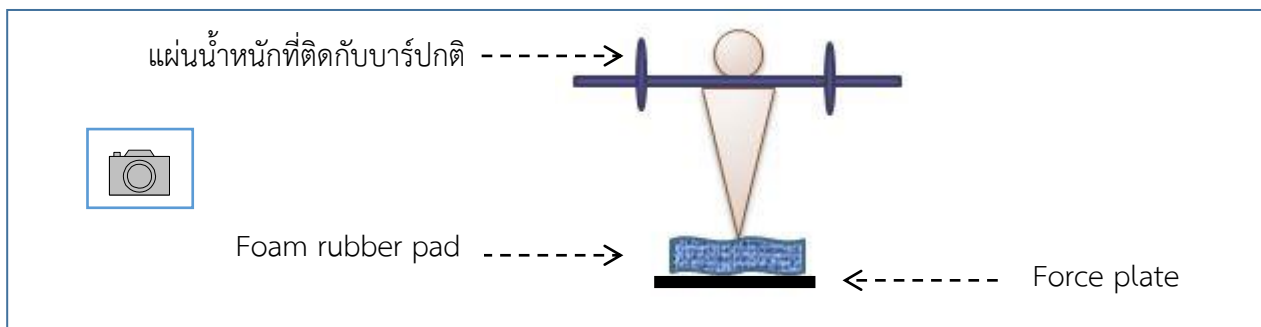
1. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร



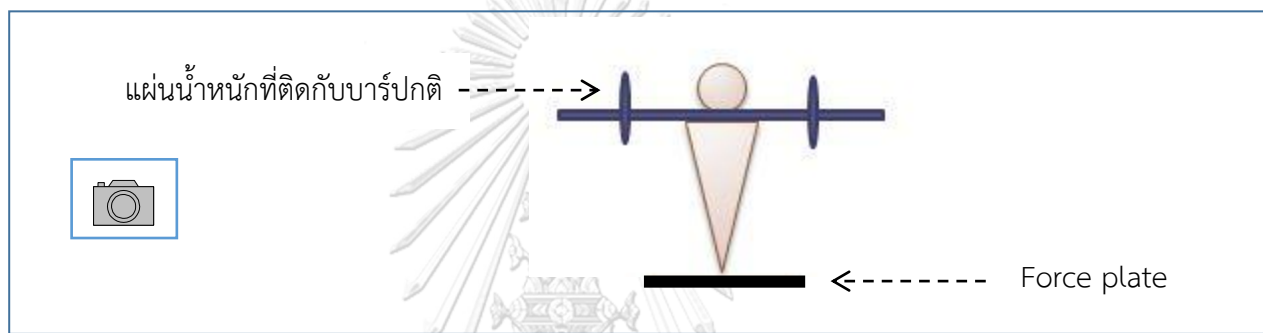
2. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่ไม่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร



3. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่ไม่เสถียร



4. ภาพจำลองการออกกำลังกายด้วยความหนักที่เสถียรบนพื้นผิวที่เสถียร



บรรณานุกรม

- 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.
- Axen, K., and Axen, K. V. (2001). *Illustrated principles of exercise physiology*: Benjamin-Cummings Publishing Company.
- Baker, D., Nance, S., and Moore, M. (2001). The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 15(1), 20-24.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*: Routledge.
- Basmajian, J. V., and De Luca, C. (1985). Muscles alive. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 278, 126.
- Behm, D. G. (1995). Neuromuscular implications and applications of resistance training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(4), 264-274.
- 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., and Anderson, K. G. (2006). The role of instability with resistance training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(3), 716-722.
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. C., and MacKinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 193-201.
- 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.

- Bentley, J. R., Amonette, W. E., De Witt, J. K., and Hagan, R. D. (2010). Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(5), 1414-1420.
- Bompa, T. (1993). *Periodization of Strength*. Toronto, Ontario: Veritas Publishing Inc.
- Bompa, T. O. (1990). Periodization of strength: The most effective methodology of strength training. *NSCA J.*, 12(5), 49-52.
- Brooks, D., and Brooks, C. (2002). *BOSU integrated balance training manual*. DW Fitness, LLC.
- Brown, S. P., Miller, W. C., and Eason, J. M. (2006). *Exercise physiology*: Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia.
- Clarys, J. P., and Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of sports sciences*, 11(5), 379-448.
- Dali, S., Justine, M., Ahmad, H., and Othman, Z. (2013). Comparison of ground reaction force during different angle of squatting. *Journal of Human Sport and Exercise*, 8(3), 778-787.
- Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd publishers*, 1-17.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- 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.
- Earle, R., and Baechle, T. (2000). Resistance training and spotting techniques. *Essentials of strength training and conditioning*, 2, 343-394.
- Escamilla, R. F. (2001a). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(1), 127-141.
- Escamilla, R. F. (2001b). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(1), 127-141.
- Harman, E., Baechle, T., Earle, R., and Champaign, I. (2000). *Essentials of strength training and conditioning*.
- 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., and Costill, D. (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, 30-35.
- 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. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 915-918.
- McCaw, S. T., and Friday, J. J. (1994). A Comparison of Muscle Activity Between a Free Weight and Machine Bench Press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 8(4), 259-264.
- 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.
- Rutherford, O., and Jones, D. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 55(1), 100-105.
- Saeterbakken, A. H., and Fimland, M. S. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(1), 130-136.

- 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 Gaskell, S. E. (2006). *Sport physiology for coaches* (Vol. 10): Human Kinetics.
- Stone, M. H., Plisk, S. S., Stone, M. E., Schilling, B. K., O'Bryant, H. S., and Pierce, K. C. (1998). Athletic Performance Development: Volume Load---1 Set vs. Multiple Sets, Training Velocity and Training Variation. *Strength & Conditioning Journal*, 20(6), 22-31.
- Umberger, B. R. (1998). Mechanics of the Vertical Jump and Two-Joint Muscles: Implications for Training. *Strength & Conditioning Journal*, 20(5), 70-74.
- 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.
- Weineck, J. (1990). *Functional anatomy in sports*: Year Book Medical Pub.
- Williams III, D. B., Murray, N. G., and Powell, D. W. (2016). Athletes who train on unstable compared to stable surfaces exhibit unique postural control strategies in response to balance perturbations. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 70-76.
- 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.
- กานดา ใจภักดี. (2542). วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหว. พิมพ์ครั้งที่ 3: กรุงเทพฯ : ดวงกลม.
- ชูศักดิ์ เวชแพศย์. (2528). อิเล็กโทรมัยโอกราฟี. พิมพ์ครั้งที่ 2. คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล.
- ชูศักดิ์ เวชแพศย์. (2536). สรีรวิทยาของการออกกำลังกาย. พิมพ์ครั้งที่ 4: กรุงเทพฯ : ธรรมการพิมพ์.

ดร.ณรรณ สุขสม. (2552). การบาดเจ็บจากการกีฬา: กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

ถนอมวงศ์ กฤษณ์เพ็ชร. (2555). สรีรวิทยาการออกกำลังกาย. พิมพ์ครั้งที่ 2: กรุงเทพฯ : คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

วีไล ชินธเนศ. (2555). กายวิภาคศาสตร์ของมนุษย์. พิมพ์ครั้งที่ 13: กรุงเทพฯ : ภาควิชากายวิภาคศาสตร์ คณะ
แพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาวราตรี คำทะ
วัน เดือน ปี เกิด	12 ธันวาคม 2535
สถานที่เกิด	จังหวัดสุรินทร์
วุฒิการศึกษา	สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต (วิทยาศาสตรการกีฬา) จากคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปีการศึกษา 2557 เข้าศึกษาต่อปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วิทยาศาสตรการกีฬา) คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2558
ที่อยู่ปัจจุบัน	70/2 หมู่ที่ 6 ตำบลศรีสุข อำเภอศรีณรงค์ จังหวัดสุรินทร์
รางวัลที่ได้รับ	ได้รับทุนอุดหนุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เพื่อ เฉลิมฉลองวโรกาสที่พระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัวทรงเจริญพระชนมายุครบ 72 พรรษา และทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษก สมโภช