

การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้น
เชือกที่ต่างกัน ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2561
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ELECTROMYOGRAPHY AND GROUND REACTION FORCE ANALYSIS IN WEIGHTED
SLED RUNNING WITH DIFFERENT ROPE ANGLE IN FEMALE RUGBY PLAYERS.

Miss Natnicha Thongphattanawong



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 | การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้นเชือกที่ต่างกัน ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง |
| โดย | น.ส.ณัฐธิดา ทองพัฒน์วงศ์ |
| สาขาวิชา | วิทยาศาสตร์การกีฬา |
| อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก | อาจารย์ ดร.นงนภัศ เจริญพานิช |

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณะบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สิทธา พงษ์พิบูลย์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(อาจารย์ ดร.เบญจพล เบญจพลากร)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร.นงนภัศ เจริญพานิช)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชนินทร์ชัย อินทิวรรณ)

ณัฐธินา ทองพัฒน์วงศ์ : การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมัมเส้นเชือกที่ต่างกัน ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง. (ELECTROMYOGRAPHY AND GROUND REACTION FORCE ANALYSIS IN WEIGHTED SLED RUNNING WITH DIFFERENT ROPE ANGLE IN FEMALE RUGBY PLAYERS.) อ.ที่ปรึกษาหลัก : อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช

วัตถุประสงค์ การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์และเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แรงปฏิกิริยาจากพื้น และความเร็วในการวิ่ง เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มัมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น

วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬารักบี้ฟุตบอลสังกัด ชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เพศหญิง มีอายุระหว่าง 18-25 ปี จำนวน 15 คน กลุ่มตัวอย่างได้รับการทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยการยืนแบบ 2 จุด ทำท่าหน้าเท้าตาม โดยเริ่มทดลองจากการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ตามด้วยการสุ่มลำดับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในความหนัก 30% ของน้ำหนักร่างกายที่มัมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา ในระยะทาง 5 เมตร โดยทำการวิ่งทั้ง 3 รูปแบบๆ ละ 3 ครั้ง พักระหว่างการวิ่งแต่ละครั้งเป็นเวลา 5 นาที เปรียบเทียบความเร็วในการวิ่งระยะ 5 เมตร แรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาเท้าที่ 3 และอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximum intensity/MVC) ใช้ ANOVA และวิเคราะห์คู่ต่างด้วย Tukey โดยกำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ p -value 0.05

ผลการวิจัย พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความเร็วในการวิ่งเมื่อเปรียบเทียบระหว่างขณะวิ่งโดยไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักทั้งที่มัมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของทั้งแรงปฏิกิริยาจากพื้น และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

สรุปผลการวิจัย การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มัมเส้นเชือก 60 องศา อาจเหมาะสมต่อการพัฒนากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่งออกตัวของนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิงได้มากที่สุด เนื่องจากรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก แต่มีคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่า และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งน้อยที่สุด อย่างไรก็ตามการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักน่าจะมีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาเมื่อมีน้ำหนักในการลากถ่วงมากกว่า 30% ของน้ำหนักร่างกาย และมีผลเฉพาะก้าวแรก ส่งผลลดลงเมื่อวิ่งในก้าวที่ 3 และก้าวต่อ ๆ ไป

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา

ลายมือชื่อ นิสิต

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5978307939 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORD: Weighted sled running / Electromyography / Vertical ground reaction force / Rope angle / Rugby football

Natnicha Thongphattanawong : ELECTROMYOGRAPHY AND GROUND REACTION FORCE ANALYSIS IN WEIGHTED SLED RUNNING WITH DIFFERENT ROPE ANGLE IN FEMALE RUGBY PLAYERS.. Advisor: Nongnapas Charoenpanich, Ph.D.

Purpose This research was done to analyze and compare electromyography, vertical ground reaction force (VGRF) and velocity over 5meter while the subject was tied to a weighted sled running as the rope angle was changed between 30 and 60 degrees.

Methods Fifteen female rugby players from Chulalongkorn University were 18-25 years old. All subjects began by unloading the sprint with a 2-standing point. Subjects were crossover-randomized for rope angles of weighted sled, running between 30 45 and 60 degrees (30% of the body weight). The participants were asked to repeat each set of weighted sprints 3 times with a 5 minutes rest in between each sprint, in order to achieve the fastest sprint result over the 5meter distance. Comparisons were made between the velocity (5 m.), vertical ground reaction force of the 3rd leg, and Maximum Intensity/MVC. The data was then analyzed with ANOVA (Post hoc: Tukey). The level of significance was set at p-value \leq 0.05

Results The results from the comparison between the unloaded sprint and weighted sled with rope angle 30 and 60 degrees showed no statistical significant difference for VGRF and the ratio Maximum intensity/ MVC. However, a statistical significant difference was show from the velocity at 5 m sprint.

In Conclusion, weighted sled running with rope angles at 60 degrees may be improve the major muscles of acceleration phase in rugby players and low vertical ground reaction force. However, weighted sled running may affect muscle function and reaction force used to more than 30% of body weight and effective on only the first step, which is reduced for the third and subsequent steps.

Field of Study: Sports Science

Student's Signature

Academic Year: 2018

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณาจารย์คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ผู้ประสิทธิ์ประสาทวิชาให้ข้าพเจ้ามีองค์ความรู้ในการเรียนระดับบัณฑิต อาจารย์ ดร. นงนภัส เจริญพานิช อาจารย์ ดร.เบญจพล เบญจพลากร ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชรินทร์ชัย อินทிரากภรณ์ ผู้มีส่วนสำคัญในการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ในด้านการให้ความช่วยเหลือ พัฒนาองค์ความรู้ เสนอแนะแนวคิด เพื่อให้ข้าพเจ้าได้ต่อยอดความรู้ สร้างแนวคิดใหม่ จนเกิดเป็นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ขึ้นมา ขอขอบคุณอาจารย์ชนวัฒน์ สรรพสิทธิ์ คุณจิรายุ วงษ์ปัญญา และคุณวรเดช วิบูลย์เจริญกิจจาที่ได้ให้ความรู้ คำปรึกษา สอนวิธีการใช้เครื่องมือ รวมทั้งช่วยดำเนินการเตรียมเครื่องมือในการเก็บข้อมูลการวิจัย นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณคุณดวงทิพย์ สุระรังสิต และคุณชนิดา แซ่ตั้ง นักกายภาพบำบัด ที่คอยช่วยเหลือการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ และสละเวลาแบ่งปันประสบการณ์ด้านความรู้ในการทำวิจัย และข้อเสนอแนะต่างๆ ที่เป็นประโยชน์เสมอมา อีกทั้งขอขอบคุณคุณธนัชพร หวานดี คุณชฎานันท์ ไทศักดิ์สิทธิ์ คุณอมวาลี สว่างวงศ์ คุณนิจจรา รักเรือง และคุณปณัฐดา แซ่อิน รุ่่น้องคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาและคณะครุศาสตร์ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือในการเป็นผู้ช่วยวิจัยและช่วยให้ดำเนินการวิจัยในครั้งนี้ผ่านไปได้ด้วยดี

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเสร็จสมบูรณ์ไม่ได้ หากขาดอาสาสมัครผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่านจากชมรมรักบี้ฟุตบอลจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ชมรมรักบี้ฟุตบอลสถาบันพลศึกษา วิทยาเขตกรุงเทพ ชมรมรักบี้ฟุตบอลมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และชมรมรักบี้ฟุตบอลมหาวิทยาลัยกรุงเทพที่ให้ความร่วมมือตลอดระยะเวลาในการเก็บข้อมูลวิจัย นอกเหนือจากบุคคลที่ผู้วิจัยกล่าวนามมาทั้งหมดนั้น ผู้วิจัยขอขอบคุณครอบครัว เพื่อนร่วมรุ่นบัณฑิตศึกษา ชมรมเดินวิ่งรามาริบัติ รุ่นพี่และรุ่นน้องคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาจุฬาฯ ซึ่งเป็นแรงบันดาลใจและกำลังสำคัญในการศึกษาต่อครั้งนี้ อีกทั้งขอขอบพระคุณฝ่ายจัดการศึกษา ฝ่ายวิจัย ฝ่ายเครื่องมือวิจัย และฝ่ายอาคารสถานที่ ที่ช่วยอำนวยความสะดวกด้านการเรียนและการเก็บข้อมูลวิจัย และขอขอบคุณพี่น้อง และเพื่อนร่วมงานในคณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาริบัติที่ให้การสนับสนุน ช่วยเหลือให้ผู้วิจัยสามารถศึกษาและพัฒนาตนเองไปพร้อมๆ กับทำงานได้

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนงบประมาณจากทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์ 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2560 รุ่นที่ 40 ครั้งที่ 3/2561 และอีกส่วนหนึ่งจากทุนวิจัยคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา ปีงบประมาณ พ.ศ. 2562

ณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์

สารบัญ

| | หน้า |
|---|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย | ค |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... | ง |
| กิตติกรรมประกาศ..... | จ |
| สารบัญ | ฉ |
| บทที่ 1 บทนำ..... | 1 |
| ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา..... | 1 |
| คำถามงานวิจัย..... | 3 |
| วัตถุประสงค์ของการวิจัย | 3 |
| สมมติฐานการวิจัย | 4 |
| ขอบเขตของการวิจัย..... | 4 |
| ข้อตกลงเบื้องต้นของการวิจัย | 5 |
| คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย | 5 |
| ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ | 6 |
| บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... | 7 |
| ความเร็วและความสำคัญต่อการเล่นกีฬา..... | 8 |
| หลักการฝึกเพื่อเพิ่มความเร็วในการเล่นกีฬา | 10 |
| การฝึกความเร็วด้วยแรงต้าน..... | 10 |
| กล้ามเนื้อที่สำคัญในการวิ่งด้วยความเร็ว | 12 |
| ข้อดี ข้อเสียของการฝึก (การวิ่งต้านทาน และแรงสะท้อน)..... | 16 |
| หลักการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์..... | 23 |
| หลักการทั่วไป..... | 23 |

| | |
|--|-----|
| ชีวกลศาสตร์การวิ่ง (Sprinting Mechanics) | 25 |
| มุมมองของเส้นเชือกในการลากถ่วงน้ำหนัก..... | 31 |
| คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG)..... | 35 |
| ความรู้พื้นฐาน..... | 35 |
| การใช้ EMG กับกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่ง (Sprint) | 41 |
| ประโยชน์และหลักการนำไปใช้..... | 42 |
| การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Force plate) | 43 |
| ประโยชน์และการนำมาใช้ | 43 |
| แรงปฏิกิริยาจากพื้นในขณะวิ่ง | 44 |
| งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... | 47 |
| งานวิจัยต่างประเทศ | 48 |
| กรอบแนวความคิดในการวิจัย | 51 |
| บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย | 54 |
| ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง..... | 54 |
| เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย..... | 56 |
| ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล | 58 |
| การวิเคราะห์ข้อมูล | 68 |
| บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล..... | 69 |
| บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ..... | 112 |
| สรุปผลการวิจัย | 112 |
| อภิปรายผลการวิจัย..... | 113 |
| ข้อเสนอแนะจากการวิจัย | 123 |
| บรรณานุกรม | 124 |

| | |
|--|-----|
| รายการอ้างอิง..... | 125 |
| ภาษาไทย..... | 125 |
| ภาษาอังกฤษ..... | 125 |
| ภาคผนวก..... | 133 |
| ภาคผนวก ก คำถามแบบคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย..... | 133 |
| ภาคผนวก ข การอบอุ่นร่างกายและการผ่อนคลาย..... | 134 |
| ภาคผนวก ค ตำแหน่งสำหรับติดอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกาย..... | 143 |
| ภาคผนวก ง ทำการทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อแต่ละมัด..... | 146 |
| ภาคผนวก จ เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย..... | 148 |
| ภาคผนวก ฉ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว..... | 154 |
| ภาคผนวก ช วิธีการวิเคราะห์ข้อมูลจากเครื่องมือทั้ง 3 เครื่องมือ..... | 158 |
| ภาคผนวก ซ การยืนออกตัว 2 จุด แบบเท้าหน้าเท้าตาม (2-point stance)..... | 165 |
| ภาคผนวก ฌ ใบเชิญชวนเข้าร่วมโครงการวิจัย..... | 166 |
| ภาคผนวก ฎ ตารางการทดสอบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักของกลุ่มตัวอย่าง..... | 167 |
| ภาคผนวก ฏ ขณะทำการทดสอบวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก..... | 168 |
| ภาคผนวก ฐ ใบรับรองโครงการวิจัย..... | 170 |
| ประวัติผู้เขียน..... | 182 |

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

รักบี้ฟุตบอลเป็นกีฬาที่มีการเคลื่อนไหวแบบไม่ต่อเนื่อง (Intermittent sport) มีการเคลื่อนไหวที่หลายรูปแบบ (Tempo changes) และหลายทิศทาง (Multi-directional running) (Wellman, AD et al., 2016) ที่มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วในการเคลื่อนที่ระดับสูง (High-intensity sprinting) สลับกับความเร็วในการเคลื่อนที่ระดับต่ำ (Low-intensity running) (Biscombe & Tand Drewett, P, 2010) ดังนั้นความสามารถในการวิ่งเร็ว (Sprinting) จัดเป็นองค์ประกอบที่สำคัญที่สุดในการเล่นภาคสนาม (field sports) (Cronin, J.B & K.T. Hansen, 2005) การพัฒนาการวิ่งเร็วสำหรับนักกีฬาต้องคำนึงถึงองค์ประกอบสำคัญของการปรับปรุงความเร็วของการวิ่ง ได้แก่ ปฏิบัติการในการตอบสนอง ความสามารถในการเริ่มต้นออกวิ่ง การเร่งอัตราความเร็วจนกระทั่งถึงความเร็วสูงสุด ความยาวของช่วงก้าวในการวิ่ง ความถี่หรืออัตราความเร็วในการก้าวเท้าและการทำงานของร่างกายแบบไม่ใช้ออกซิเจน (Charoenkrabuanrat, 1995) ซึ่งอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อโพลิโอโซแอส (Iliopsoas), กล้ามเนื้อกดูเทียส แมกซิมัส (Gluteus maximus), กล้ามเนื้อ ควอดริเซพซ ฟีมอริส (Quadriceps femoris), กล้ามเนื้อแฮมสทริงส์ (Hamstrings), กล้ามเนื้อโซเลียส (Soleus), กล้ามเนื้ออีเรคเตอร์ สไปเน (Erector spinae), กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส มีเดียลิส (Gastrocnemius medialis) เป็นหลัก (Milanese C. et al., 2014; Tim W. Dorn, 2012) ดังนั้น ถ้านักกีฬาสามารถพัฒนาปัจจัยเหล่านี้ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น จะสามารถเพิ่มความเร็วในการวิ่งได้ตั้งแต่ช่วงแรกก็จะสามารถเพิ่มสมรรถภาพในการเล่นกีฬารักบี้ฟุตบอลได้ดียิ่งขึ้น

มีความพยายามในการพัฒนารูปแบบการฝึกที่ใช้ในการเพิ่มความเร็วช่วงต้นของการวิ่งของกีฬาประเภทต่างๆ ได้แก่ การฝึกวิ่งแบบช่วยเสริม (Assisted) เพื่อช่วยกระตุ้นประสิทธิภาพการเพิ่มความถี่ของก้าว เช่น การวิ่งลงเนิน (Downhill running) (Paradisis, GP and Cooke, CB, 2006) และการฝึกวิ่งแบบต้านทาน (Resisted sprint training) เพื่อช่วยกระตุ้นระบบประสาทและเส้นใยกล้ามเนื้อให้สามารถหดตัวได้เร็วมากขึ้น จึงจะสามารถเพิ่มพลังและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นการเพิ่มแรงขับ (Propulsive forces) โดยเฉพาะจากกล้ามเนื้อขาเพื่อให้สามารถเพิ่มความเร็วในการวิ่งได้มากขึ้น สามารถฝึกโดยการวิ่งตัวเปล่า (Unloaded sprinting) เช่น วิ่งขึ้น

เนิน (Uphill running) หรือการฝึกแบบต้านทาน (Resistance) เช่น การลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled), การลากยาง (Towing a tire) การวิ่งต้านยางยืด (Partner band) การลากร่มชูชีพ (towing a parachute) หรือการสวมใส่เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักหรือวิ่งบนผิวน้ำทราย เป็นต้น จากรูปแบบการฝึกที่ใช้ในการพัฒนาสมรรถภาพของนักกีฬาประเภทต่างๆ พบว่า การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในการเพิ่มแรงขับในการออกตัววิ่งให้สามารถเพิ่มความเร็วจนถึงความเร็วสูงสุดให้เร็วที่สุด (Alcaraz, PE et al, 2008; Cronin, J et al., 2008; Lockie, RG et al., 2003; Kawamori, N et al, 2014; Spinks et al., 2007; West DJ et al., 2013) หลักการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักเป็นการฝึกวิ่งที่ใช้มวล (Mass) หรือแรงเฉื่อย (Inertia) ของการลากโดยมีแรงเสียดทาน (Friction) ระหว่างเครื่องเลื่อน (Sled) และพื้นผิวดิน (Ground surface) เป็นการฝึกวิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้าจากความต้านทานภายนอก เพื่อพัฒนาสมรรถภาพของนักกีฬาในการเร่งความเร็วโดยการเพิ่มพลังของกล้ามเนื้อขา อีกทั้งยังส่งผลต่อความยาวช่วงก้าว ความถี่ช่วงก้าว ช่วงเวลาของการสัมผัสพื้นและลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อต่อขณะเร่งความเร็วของนักกีฬา ในช่วงระยะเริ่มต้นจนถึงจุด 30 เมตร ได้ (West DJ et al., 2013) เนื่องจากการฝึกโดยการวิ่งลากถ่วง จะมีแรงต้านทานสูงในช่วงเริ่มต้นออกวิ่ง และเมื่อลากไปได้ระยะหนึ่งแรงต้านทานจะลดลงเนื่องจากแรงพยายามชนะแรงเสียดทานจากการลากถ่วง จึงเหมาะต่อการฝึกเพื่อเพิ่มแรงในการระเบิดของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่ง โดยเฉพาะในช่วงเริ่มต้นออกวิ่ง มีการสนับสนุนฐานว่า การเพิ่มแรงต้านทานภายนอกในการฝึกด้วยการลากถ่วง ส่งผลให้มีการผลิตแรงกระตุ้นจากแนวระนาบที่เป็นแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Horizontal ground reaction force, GRF) ที่ต้องผลิตแรงในแต่ละช่วงของการสัมผัสพื้น การใช้แรงกระตุ้นดังกล่าวเป็นระยะๆ อาจก่อให้เกิดการปรับตัวของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ เพื่อให้สามารถผลิตแรงในแนวระนาบได้มากขึ้น ซึ่งจะนำไปสู่การเพิ่มความยาวของช่วงก้าว ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวิ่งภายใต้สภาพที่ไม่ได้มีน้ำหนักถ่วง นอกจากนี้การฝึกวิ่งลากถ่วงยังมีแรงปฏิกิริยาสะท้อนจากพื้น (Vertical ground reaction force) น้อยกว่าการฝึกวิ่งต้านยางยืด (Partner band) และเป็นรูปแบบฝึกที่เหมาะสมกับการพัฒนาความสามารถในการเร่งความเร็วได้ ดีกว่าการลากร่มชูชีพ (Towing a parachute) หรือการฝึกวิ่งด้วยการใส่เสื้อกั๊ก (Alcaraz, PE et al., 2008) โดยความหนักที่เหมาะสมต่อการฝึกด้วยการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักจะอยู่ที่ประมาณ 5 - 30 % ของน้ำหนักตัวของนักกีฬา (Bachero-Mena, B and Gonzá lez-Badillo, JJ, 2014; Kawamori, N et al., 2014; Harrison, AJ and Bourke, G, 2009)

เนื่องจากการฝึกลากถ่วงน้ำหนักเป็นการฝึกที่นำน้ำหนักมาผูกที่ร่างกายสามารถผูกยึดได้จากบริเวณบ่าและบริเวณเอว (Harrison, AJ, and Bourke, G, 2009; Alcaraz, PE et al., 2008) โดยเชือกจากเครื่องลากถ่วงมายังตัวของผู้ฝึก อาจส่งผลให้ท่าทางการวิ่งของผู้ฝึกมีการเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงกลุ่มกล้ามเนื้อที่ได้รับการฝึกฝนด้วย เพื่อลดการเปลี่ยนแปลงท่าทางขณะออกวิ่ง จึงนิยมผูกเชือกจากเครื่องลากถ่วงบริเวณเอวมากกว่าบริเวณบ่า ดังนั้นน้ำหนักที่ใช้ในการถ่วงอาจส่งผลให้มีการเพิ่มของน้ำหนักที่ผ่านตามข้อต่อลงมาขณะฝึกซ้อมซึ่งอาจส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บของข้อต่อต่างๆ ที่ใช้ในการรับน้ำหนัก ได้แก่ ข้อเข่า หรือข้อเท้าจากการฝึกซ้อมได้ (Paulson, S and Braun, WA, 2011; Kratky, S and Muller, E, 2016) เมื่อพิจารณารูปแบบการฝึกโดยการลากถ่วง พบว่ามุมเส้นเชือกที่ใช้ในการผูกน้ำหนักน่าจะเป็นปัจจัยหลักในการปรับเปลี่ยนแนวแรงจากน้ำหนักที่ลากถ่วงมายังร่างกาย ดังนั้น แม้ว่าการฝึกด้วยการวิ่งลากถ่วงจะสามารถเพิ่มสมรรถภาพในการเพิ่มความเร็วในการวิ่งจากจุดหยุดนิ่งได้ดี มุมเส้นเชือกที่ใช้ผูกน้ำหนักขณะลากจึงน่าจะเป็นตัวแปรที่มีผลโดยตรงต่อแรงต้านของการฝึกหรือแรงเสียดทานของน้ำหนักและพื้น ผู้วิจัยจึงสนใจศึกษาถึงรายละเอียดเกี่ยวกับวิธีการฝึกลากถ่วงน้ำหนัก ว่าการผูกน้ำหนักบริเวณเอวที่มุมเส้นเชือกเท่าใดจึงจะเหมาะสมที่สุดต่อการฝึกลากถ่วงซึ่งหมายถึงกล้ามเนื้ออกกลุ่มเป้าหมายที่ต้องการฝึกฝนได้ทำงานอย่างเต็มที่ ในขณะที่มีแรงส่งผ่านข้อต่อน้อยที่สุด

คำถามงานวิจัย

การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักควรผูกเชือกให้ทำมุมเท่าใดจึงจะส่งผลให้กลุ่มกล้ามเนื้อเป้าหมายทำงานสูงสุด ในขณะที่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะฝึกต่ำสุด

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมองศาของเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น
2. เพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมองศาของเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น

สมมติฐานการวิจัย

การผูกเข็อกที่ 30 องศา น่าจะส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุด ในขณะที่น่าจะมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นต่ำสุด

ขอบเขตของการวิจัย

1. กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยในครั้งนี้ คือ นักกีฬารักบี้ฟุตบอลสังกัด ชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพมหานครและปริมณฑล เพศหญิง มีอายุระหว่าง 18-25 ปี จำนวน 15 คน
2. ตัวแปรที่จะศึกษาในครั้งนี้
 - 2.1 ตัวแปรต้น (Independent variables) คือ มุมเส้นเข็อกขณะฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก 3 รูปแบบ ได้แก่ 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา
 - 2.2 ตัวแปรตาม (Dependent variables)
 - 2.2.1 ตัวแปรจากค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) ของกล้ามเนื้อจำนวน 11 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้ออีเรक्टर สไปเน่ (Erector spinae), กล้ามเนื้อเรกตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) กล้ามเนื้อไอลีโอโซแอส (Iliopsoas) กล้ามเนื้อกลูเทียส แมกซิมัส (Gluteus maximus) กล้ามเนื้อแวลท์ส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) กล้ามเนื้อแวลท์ส มีเดียลิส (Vastus medialis) กล้ามเนื้อเรคท์ส ฟีมอริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris) กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส (Semitendinosus) กล้ามเนื้อแกสโตรอคนีเมียส (Gastrocnemius) กล้ามเนื้อทิเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis anterior) ได้แก่
 - 2.2.1.1 อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG maximum intensity/MVC)
 - 2.2.1.2 อัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec))

2.2.1.3 เวลาที่เริ่มจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec))

2.2.2 ตัวแปรจาก Force plate

2.2.2.1 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force (VGRF) (N)) ของขาข้างที่ถนัด จากจุดเริ่มออกตัว

2.2.3 ความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร (Velocity (m/s))

ข้อตกลงเบื้องต้นของการวิจัย

1. ผู้เข้ารับการทดลองทำการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก โดยใช้สถานที่เดียวกันและช่วงเวลาใกล้เคียงกัน รวมถึงผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยชุดเดียวกันในสภาพแวดล้อมใกล้เคียงกัน ทุกครั้ง
2. ผู้เข้ารับการทดลองให้ความร่วมมือด้วยความเต็มใจ และฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมทั้ง 3 องศา อย่างเต็มความสามารถ

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted Sled Exercise) หมายถึง การฝึกตามโปรแกรมที่สร้างขึ้น โดยผู้เข้ารับการฝึกจะได้รับการถ่วงน้ำหนักในรูปแบบการฝึกวิ่งที่มีการลากเครื่องถ่วงน้ำหนัก ซึ่งสร้างขึ้นจากแผ่นเหล็กที่สามารถกำหนดความหนักของงานได้ โดยงานวิจัยนี้ใช้น้ำหนักในการลากถ่วงอยู่ที่ 30% ของน้ำหนักตัว

มุมเส้นเชือก (Rope angle) หมายถึง มุมของเส้นเชือกที่ผูกจากเครื่องลากถ่วงน้ำหนักมาที่บริเวณเอว โดยมุมที่วัดจะเป็นมุมจากเครื่องลากถ่วงน้ำหนักทำมุมกับแนวขนานกับพื้นในท่าเริ่มต้นก่อนการวิ่งในขณะที่เชือกตึง โดยมีหน่วยวัดเป็นองศา

เวลาในการเร่งความเร็ว (Acceleration time) หมายถึง เวลาของความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 5 เมตร โดยมีหน่วยวัดเป็นเมตรต่อวินาที

กลุ่มกล้ามเนื้อเป้าหมาย (Target muscles) หมายถึง กล้ามเนื้อจำนวน 11 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้ออีเรक्टर สไปเน (Erector spinae) กล้ามเนื้อเรกตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) กล้ามเนื้อไอลิโอโซแอส (Iliopsoas) กล้ามเนื้อกนูเทียส แมกซีมัส (Gluteus

maximus) กล้ามเนื้อแอสทัส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) กล้ามเนื้อแอสทัส มีเดียลิส (Vastus medialis) กล้ามเนื้อเรคทัส ฟีมอริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris) กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส (Semitendinosus) กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส (Gastrocnemius) กล้ามเนื้อทิเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis anterior)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) หมายถึง กระแสประสาทสั่งการจากระบบประสาทยนต์ที่ส่งกระแสประสาทลงมาถึงกล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมาย เพื่อเกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ โดยกระแสประสาทสั่งการ หรือ Motor Unit Action Potential (MUAP) ที่ส่งมายังกล้ามเนื้อ ด้วยวิธีการติดอิเล็กโทรดที่ผิวกล้ามเนื้อไว้บริเวณกึ่งกลางเส้นใยกล้ามเนื้อ (Middle of muscle belly) แต่ละมัดกล้ามเนื้อที่จะทดสอบ โดยในงานวิจัยนี้ศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 3 ตัวแปร ได้แก่ EMG maximum intensity/MVC, Rate of EMG Development (RED), Time to peak intensity

แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical ground reaction force) หมายถึง แรงปฏิกิริยาสูงสุดในแนวตั้งจากพื้นที่เกิดขึ้นจากการออกแรงเหยียดสะโพกและขากระทกลงบนแผ่นตรวจจับแรงกระแทก (Force plate) ได้มากที่สุดมีหน่วยเป็นนิวตัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อเป็นข้อมูลในการออกแบบรูปแบบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่สามารถกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อที่ต้องการได้สูงสุด โดยมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นต่ำสุด
2. เพื่อเป็นข้อมูลในการคำนวณความหนักที่เกิดจากมุมของเส้นเชือกลากถ่วงน้ำหนักให้กับนักกีฬาที่ต้องการวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก
3. เพื่อเป็นแนวทางในการสร้างโปรแกรมการฝึกซ้อมที่ต้องการพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเร่งความเร็วช่วง 5 เมตรแรก ในขณะที่สามารถลดการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นจากการฝึกซ้อมต่อบริเวณข้อเข่าของนักกีฬาได้

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวิจัยครั้งนี้เป็นการเปรียบเทียบผลของการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมูมเส้นเชือกที่แตกต่างกันที่มีผลต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง โดยผู้วิจัยได้ทำการศึกษา ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลต่างๆ จากเอกสาร วารสาร ตำรา อินเทอร์เน็ต ตลอดจนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง เพื่อนำมาประกอบและเป็นแนวทางในการศึกษา ซึ่งได้เรียบเรียงไว้ ดังนี้

1. เอกสาร วารสาร ตำรา

- 1.1 ความเร็วและความสำคัญต่อการเล่นกีฬา
- 1.2 หลักการฝึกเพื่อเพิ่มความเร็วในการเล่นกีฬา
 - 1.2.1 การฝึกความเร็วด้วยแรงต้าน
 - 1.2.2 กล้ามเนื้อที่สำคัญในการวิ่งด้วยความเร็ว
 - 1.2.3 ข้อดี ข้อเสียของการฝึก (ประเภทของการฝึก และแรงสะท้อน)
- 1.3 หลักการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์
 - 1.3.1 หลักการทั่วไป
 - 1.3.2 ชีวกลศาสตร์ของการวิ่ง (Sprint)
 - 1.3.3 มุมองศาของเส้นเชือกในการลากถ่วงน้ำหนัก
- 1.4 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
 - 1.4.1 ความรู้พื้นฐาน
 - 1.4.2 การใช้ EMG กับกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่ง (Sprint)
 - 1.4.3 ประโยชน์และหลักการนำไปใช้
- 1.5 การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Force plate)
 - 1.5.1 ประโยชน์และการนำมาใช้

2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

- 2.1.1 งานวิจัยในประเทศ
- 2.1.2 งานวิจัยต่างประเทศ

ความเร็วและความสำคัญต่อการเล่นกีฬา

กีฬารักบี้ฟุตบอลเป็นกีฬาที่มีการเคลื่อนไหวไม่ต่อเนื่อง (Intermittent sport) เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวที่มีการเปลี่ยนแปลงหลากหลาย (Tempo changes) มีการวิ่งหลายทิศทาง (Multi-directional running) โดยมีความเร็วของการวิ่งเร็วระดับความเข้มข้นสูง (High-intensity sprinting), การชะลอความเร็ว (Decelerations) และการวิ่งระดับความเข้มข้นต่ำ (Low-intensity running) อย่างการวิ่งจ็อกกิ้ง (Jogging) การยืน (Standing) และการเดิน (Walking) รวมทั้งมีความถี่ต่อการวิ่งสูง (High frequency) ในการปะทะกับผู้เล่นคนอื่น (Biscombe & Tand Drewett, P, 2010) ที่ต้องใช้ความพยายามในวิ่งไปทางด้านข้าง (sideways) ถอยหลัง (Backward) หรือเตะลูกบอล (Kicking) พร้อมกับการนำพาลูกไปที่เส้นหลังประตู (Goal line) และวางไว้บนพื้น (Try) คล้ายกับในกีฬาอเมริกันฟุตบอล (American football) ที่ต้องพยายามทำแต้มให้กับทีมของตนเอง (Wellman, AD et al., 2016)

จอห์น โครนิน และคีร์ท แฮนเซน (Cronin, J.B & K.T. Hansen, 2005) ได้เสนอแนะว่าการวิ่งเร็ว (Sprinting) คือ ส่วนหนึ่งที่น่าสนับสนุนความเร็ว (Speed) หรือความเร็วสูงสุด (High maximum velocity) ที่มักเกี่ยวข้องกับความสามารถในกีฬาประเภทภาคสนาม (Field sports) เช่น นักกีฬาฟุตบอลและนักกีฬารักบี้ที่ต้องอาศัยการเร่งความเร็ว (Accelerate) ซึ่งเป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็วที่มีความสำคัญต่อความสำเร็จในการเล่นกีฬาประเภททีมมากกว่าความเร็วสูงสุด (Maximum velocity) โดยมีองค์ประกอบสำคัญที่ควรได้รับการปรับปรุงความเร็วของการวิ่ง คือ ปฏิบัติการในการตอบสนองและความสามารถในการเริ่มต้นออกวิ่ง การเร่งอัตราความเร็วจนกระทั่งถึงความเร็วสูงสุด ความยาวของช่วงก้าวในการวิ่ง ความถี่หรืออัตราความเร็วในการก้าวเท้าและการทำงานของร่างกายแบบไม่ใช้ออกซิเจน (เจริญ กระบวนรัตน์, 2538) สอดคล้องกับการศึกษาของอัลเลอเฮลลิเจน (Allerheiligen, 1994) ที่กล่าวว่า องค์ประกอบสำคัญที่จะทำให้ให้นักกีฬาวิ่งได้เร็ว ควรจะประกอบด้วยความถี่และความยาวในการก้าว ลักษณะและท่าทางในการวิ่งและการฝึกการทำงานของกล้ามเนื้อแบบไม่ใช้ออกซิเจน ซึ่งมีรายละเอียดต่างๆ ดังนี้

1. ความยาวของช่วงก้าวในการวิ่ง (Stride length) คือ ระยะทางที่ครอบคลุมในช่วงก้าวหนึ่งก้าว เป็นปัจจัยที่มีองค์ประกอบสนับสนุนและมีส่วนช่วยเสริมให้การวิ่งสามารถพัฒนาไปสู่ความเร็วสูงสุดได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดย เดนจิแมน และคณะ (Dintiman et al., 1997)

กล่าวว่า ความอ่อนตัวละความแข็งแรงมีอิทธิพลต่อความยาวช่วงก้าวและถ้ามีการเคลื่อนไหวที่เป็นอิสระตามองศาในการเคลื่อนไหวจะสามารถเพิ่มความยาวช่วงก้าวได้ดี

2. ความถี่หรืออัตราความเร็วในการก้าวเท้า (Stride rate) คือ จำนวนของช่วงก้าวที่ทำในเวลาทั้งหมดที่ใช้ในการวิ่ง โดยปรับความถี่ของช่วงก้าว ซึ่งจะเกี่ยวกับความสามารถที่จะลดเวลาของช่วงก้าวให้อยู่ในเวลาที่กำหนดหรือการเพิ่มความยาวของช่วงก้าว เป็นผลรวมของเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นและเวลาที่เท้าทั้งสองลอยอยู่ในอากาศขณะวิ่ง ขณะที่ใช้ความเร็วสูงสุดอัตราความเร็วในการก้าวเท้าโดยเฉลี่ยผู้ชายจะมีค่าน้อยกว่าผู้หญิง จากเหตุผลดังกล่าวเป็นผลจากปฏิกิริยาระหว่างเท้าสัมผัสพื้นและกำลังความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน (Dintimin, George B. & Ward, Robert D, 1988) และ เทล เลซ (Tellez, 1984) ได้กล่าวว่า สรีรวิทยาของร่างกายนักกีฬาถูกจำกัด เมื่อความสูงของร่างกายสูงขึ้น มีความยาวขาที่มากขึ้น อาจมีผลให้อัตราความเร็วในการก้าวเท้าลดลง หากต้องการให้อัตราความเร็วในการก้าวเท้าคงเดิมต้องใช้กำลังออกแรงเพิ่มขึ้นและการมีเทคนิคที่ไม่ดีส่งผลให้การสับขาช้า มีการตะลันเท้าต่ำในช่วงฟื้นตัว (Recovery) ของวงจรการก้าวจะทำให้ขาเมื่อยมากขึ้น ส่งผลให้ความเร็วเชิงมุมลดลง การก้าวกว้างและการวางเท้าไปด้านหน้าไกลเกินไป
3. รวมทั้งการมีอัตราส่วนของเส้นใยกล้ามเนื้อหดตัวเร็ว (Type II fast twitch fibers) ที่น้อยกว่าเส้นใยกล้ามเนื้อการหดตัวช้า (Type I slow twitch fibers) จะทำให้เคลื่อนที่ได้ช้ากว่าด้วย
4. ท่าทางในการวิ่ง (Sprinting form) คือ ท่าทางที่เหมาะสมและถูกต้องกับการวิ่งเป็นกระบวนการเรียนรู้ของระบบประสาท โดยการเรียนรู้การวิ่งที่ความเร็วช้าๆ เพื่อกระตุ้นการสั่งงานของระบบประสาทก่อน (60-75 เปอร์เซ็นต์ของความเร็วสูงสุด) และจะมีการเพิ่มความเร็วสู่ความเร็วสูงสุด ในการฝึกท่าทางการวิ่งเป็นสิ่งสำคัญที่ควรได้รับการเสริมสร้างประสิทธิภาพการเคลื่อนไหวให้เป็นอย่างอิสระและมีระบบแบบแผนมากขึ้น
5. การฝึกความทนทานในการทำงานของร่างกายแบบไม่ใช้ออกซิเจน (Anaerobic endurance) คือ การฝึกความสามารถของกล้ามเนื้อในการใช้พลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจนเป็นการระเบิดแรงที่มีความเข้มข้นสูง ในเกมส์การแข่งขันจำเป็นต้องอาศัยพลังงานที่พร้อมใช้จากเอทีพี (Adenosine triphosphate, ATP) และครีเอทีนฟอสเฟต (Creatine phosphate, CP) เป็นองค์ประกอบสำคัญในการจำกัดความเร็วหรือทำให้พลังความเร็วใน

การวิ่งระยะสั้นลงในกีฬาหลายๆ ประเภทไม่ว่าจะเป็นกีฬาฟุตบอล บาสเกตบอล รักบี้ ฟุตบอลและการวิ่งระยะทาง 100 เมตร เกือบร้อยละ 80 ของพลังงานที่ใช้ในการเปลี่ยนแปลงความเร็วหรือเปลี่ยนจังหวะทิศทางเคลื่อนไหวย่างรวดเร็วสั้นๆ ล้วนแล้วเป็นพลังงานที่มาจากการทำงานแบบไม่ใช้ออกซิเจน จากการศึกษาของ คราวเดอร์ และคณะ (Crowder, 1992) แสดงให้เห็นว่า เอทีพีและครีเอทีนฟอสเฟต ที่เก็บไว้ในกล้ามเนื้อพอเพียงต่อการออกแรงสูงสุดเป็นเวลา 5 - 10 วินาที จากนั้นพลังงานจะได้มาจากแอนแอโรบิกไกลโคไลซิส (Anaerobic glycolysis)

หลักการฝึกเพื่อเพิ่มความเร็วในการเล่นกีฬา

การฝึกความเร็วด้วยแรงต้าน

ควรมีการฝึกรูปแบบของทักษะการเคลื่อนไหวก่อนที่เกี่ยวกับความเร็วและประสิทธิภาพการทำงานของกล้ามเนื้อ การฝึกที่ดีควรมีการสร้างความสัมพันธ์ในการประสานงานเกิดขึ้นระหว่างกล้ามเนื้อกลุ่มต่างๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพด้วยรูปแบบกิจกรรมที่คล้ายคลึงกับกิจกรรมการเคลื่อนไหวก่อนที่จำเป็นต้องใช้ในการแข่งขัน บางครั้งอาจต้องใช้หลักการฝึกให้กล้ามเนื้อทำงานหนักเกินอัตรา (The overload principle) หรือมีการทำงานต่อแรงต้านทานที่เพิ่มขึ้นเรื่อยๆ (Increased resistance) ด้วยการให้กล้ามเนื้อทำงานหรือออกแรงในการวิ่งเร็วเต็มที่ซ้ำๆ กันหลายเที่ยว

ดังนั้น การเพิ่มและพัฒนาแรงในการยืดเหยียดตัวของกล้ามเนื้อ โดยมีความสัมพันธ์กับระบบประสาท ในการเพิ่มความแข็งแรงและความสามารถในการหดตัวของกล้ามเนื้อที่เป็นการฝึกแบบไม่ใช้ออกซิเจน โดยมุ่งเน้นการฝึกเพื่อพัฒนาระบบพลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจนเป็นหลักจึงเป็นการฝึกที่ควรมีในช่วงของการฝึกนักกีฬาที่ต้องใช้การเร่งความเร็วในการออกตัว (Winnick and Short, 1985) นอกจากองค์ประกอบข้างต้นที่กล่าวไป ยังมีองค์ประกอบทางระบบประสาทที่จำเป็นต่อความเร็ว เพราะช่วยให้ตัดสินใจเร็วและเคลื่อนไหวก้าวได้เร็ว รวมทั้งการมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ มีความจำเป็นในกีฬาที่ต้องอาศัยความเร็วที่ต้องการออกแรงเอาชนะความต้านทานสูงที่เป็นน้ำหนักร่างกายของตนเอง (ชูศักดิ์ เวชแพทย์, 2536)

ขั้นตอนการใช้ความเร็วสามารถแบ่งออกเป็นช่วงของการวิ่ง (เจริญ กระบวนรัตน์, 2538) โดยมีหลักเบื้องต้นที่เป็นแนวทางในการปฏิบัติได้ ดังนี้

1. จุดเริ่มต้นออกวิ่งถึงระยะ 30 เมตร จะมีการใช้อัตราความเร็วร้อยละ 95 ของความเร็วสูงสุดและอัตราความเร่งจะถูกใช้มากที่สุดในช่วง 15 เมตรแรก ที่มุมของลำตัวยังคงต่ำและโน้มไปข้างหน้ามาก
2. ระยะ 30 - 60 เมตร ในช่วงนี้อัตราความเร่งจะถูกเพิ่มขึ้นที่ละน้อยจนกระทั่งถึงจุดสูงสุด จะต้องพยายามควบคุมท่าทางการวิ่งให้มีความสัมพันธ์กลมกลืนและไม่มีอาการเกร็งในขณะที่ใช้ความเร็วสูงสุด ช่วงนี้มุมลำตัวนักกีฬาที่วิ่งจะอยู่ในมุมปกติของการวิ่ง ซึ่งจะไม่โน้มตัวไปข้างหน้ามากเหมือนกับการเริ่มต้นออกวิ่งในช่วงแรก
3. ระยะ 60 - 85 เมตร จะเข้าสู่ช่วงคงความเร็วสูงสุด เป็นช่วงสำคัญที่จะต้องพยายามรักษาความเร็วสูงสุดให้นานที่สุดและไม่ควรที่จะพยายามเร่งความเร็วขึ้นอีกเพราะจะทำให้เกิดอาการเกร็งและเมื่อยเร็วขึ้น นอกจากนั้นจะส่งผลต่อการควบคุมท่าทางการวิ่งที่จะกระทำได้ยากเป็นสาเหตุให้ความเร็วลดลง ถ้านักกีฬาควบคุมท่าทางการเคลื่อนไหวได้ดีจะทำให้ลำตัวนิ่งจะไม่เกร็งจนเกินไป เมื่อผ่านช่วง 15 - 20 เมตร การลดลงของอัตราความเร็วในการวิ่งจะเป็นไปอย่างช้าๆ ในนักกีฬาที่มีการประสานของกล้ามเนื้อเป็นอย่างดี
4. ระยะ 85 - 100 เมตร ในช่วงนี้ความเร็วจะลดลง ซึ่งอัตราการลดลงจะเกิดขึ้นเล็กน้อยขึ้นอยู่กับสภาพร่างกายและการฝึกซ้อมของนักกีฬา การใช้ความเร็วจะยังคงดำเนินไปอย่างต่อเนื่องจนกระทั่งผ่านเส้นชัยไป 4 - 5 เมตร มุมของลำตัวในขณะที่วิ่งยังคงไม่เปลี่ยนแปลง การเข้าเส้นชัยไม่ควรพุ่งตัวไปเพราะจะทำให้ความเร็วขณะวิ่งลดลง

โดยวิธีการฝึกเพื่อปรับปรุงความเร็วและการเร่งความเร็วมีหลักการ 2 ส่วน คือ การฝึกวิ่งแบบช่วยเสริม (Assisted) เช่น การวิ่งลงเนิน (Downhill running) ช่วยกระตุ้นประสิทธิภาพการเพิ่มความถี่ของก้าว (Paradisis, GP and Cooke, CB, 2006) และการฝึกวิ่งแบบต้านทาน (Resisted sprint training) เป็นโปรแกรมฝึกวิ่งที่มีรูปแบบการเคลื่อนไหวของนักกีฬาคัดลอกกับการที่นักกีฬาวิ่งตัวเปล่า (Unloaded sprinting) โดยเพิ่มความต้านทาน (Resistance) เช่น การลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled) การลากยาง (Towing a tire) การวิ่งต้านยางยืด (Partner band) การลากร่มชูชีพ (Towing a parachute) การสวมใส่เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนัก วิ่งบนผิวทราย และวิ่งขึ้นเนิน (Uphill running) เป็นต้น เพื่อช่วยกระตุ้นระบบประสาทและกล้ามเนื้อของเส้นใยกล้ามเนื้อสามารถหดตัวได้เร็วมากขึ้น ซึ่งจะเพิ่มแรงขับ (Propulsive forces) ที่เกิดจากกล้ามเนื้อขา

(Alcaraz, PE et al, 2008; Lockie, RG, 2003) มักใช้เป็นวิธีในการปรับปรุงความเร็วและความเร่งในการวิ่ง นำไปสู่การเพิ่มความยาวก้าวขณะที่วิ่งตัวเปล่า นอกจากนั้นยังสามารถเพิ่มพลังและความแข็งแรง (Power and strength) ได้อีกด้วย (Cronin, J et al., 2006; Lockie, RG et al., 2003)

การฝึกซ้อมด้านความเร็วขั้นพื้นฐาน ยังช่วยให้เกิดการพัฒนารูปแบบและเทคนิคที่เหมาะสมในการฝึกซ้อมความเร็ว โดยมีประโยชน์นำไปสู่การเร่งความเร็วที่ดีขึ้น, ความเร็วสูงสุด และพัฒนาความเร็วอดทน (speed-endurance development) ที่ควรมีรูปแบบที่เหมาะสมกับนักกีฬาและเทคนิคในระหว่างการฝึกซ้อม ในการฝึกความเร็วด้วยการใช้น้ำหนักถ่วงต้านทาน (Resisted speed training) เกี่ยวข้องกับนักกีฬาที่ตั้งเพื่อนนักกีฬาหรือใช้อุปกรณ์ที่ทำให้ความต้านทานที่เป็นการลากถ่วงน้ำหนัก ในการฝึกซ้อมความเร็วดังกล่าวจะช่วยเพิ่มจำนวนเส้นใยของกล้ามเนื้อ ส่งผลให้มีการกระตุ้นการทำงานของระบบประสาทเพิ่มขึ้น (neural activation) (Cissik J, 2005; Lentz D, Hardyk A, 2005) ซึ่งความต้านทานที่ใช้ในการฝึกไม่ควรลดความเร็วมาตรฐานของนักกีฬา (Not decrease the athletes' standard speed) มากกว่า 10% เนื่องจากความต้านทานที่มากขึ้นอาจเป็นอันตรายต่อเทคนิคการวิ่งที่ไม่เป็นผลดีต่อการฝึกด้วยแรงต้านทานในการวิ่ง (Resisted running) การฝึกซ้อมวิ่งด้วยการใช้น้ำหนักถ่วงต้านทาน (Resisted running drills) มีระยะทางที่แนะนำอยู่ที่ระยะทาง 9 - 36 เมตร และมีจำนวนครั้งที่ฝึก (Repetitions) จำนวน 4 - 8 ครั้งต่อเซต รวมทั้งมีจำนวนเซต (Sets) จำนวน 3 - 4 เซต ที่มีวัตถุประสงค์เพื่อเพิ่มความแรงของความเร็ว (Increase speed strength) เพิ่มกำลัง (Power output) และความยาวก้าว

กล้ามเนื้อที่สำคัญในการวิ่งด้วยความเร็ว

จากการศึกษาของดอร์น (Dorn TW., 2012) ที่ศึกษาวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณสะโพกและบริเวณข้อเท้า ขณะวิ่งด้วยแบบจำลองอีเอ็มจี (EMG) พบว่า กล้ามเนื้อส่วนล่างของร่างกายที่ใช้งานขณะวิ่งช่วงเร่งความเร็ว คือ กล้ามเนื้อบริเวณสะโพก (Hip muscles) ได้แก่ กล้ามเนื้อไอลิโอโซแอส (Iliopsoas) กล้ามเนื้อกนูเทียส แมกซิมัส (Gluteus maximus) และกล้ามเนื้อแฮมสตริงส์ (Hamstrings) โดยการเร่งข้อต่อสะโพกและเข่าระหว่างการก้าว กล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า (Ankle plantarflexors) ได้แก่ กล้ามเนื้อโซเลียส (Soleus) และกล้ามเนื้อแกส

ทรอคนีเมียส (Gastrocnemius) สอดคล้องกับการศึกษาของโค และคณะ (Coh et al., 2009) ที่ได้ทำการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ของพารามิเตอร์เกี่ยวกับพลังงานจลน์แบบไดนามิก (Dynamic) และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic) ของการออกตัววิ่ง พบว่า กล้ามเนื้ออีเรคเตอร์สไปเน่ (Erector spinae) กล้ามเนื้อแอสทิส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส มีเดียลิส (Gastrocnemius medialis) มีผลต่อการเริ่มออกตัววิ่งและการเร่งความเร็วของบลิ๊อคใน 2 ขั้นตอนแรกขึ้นกับการกระตุ้นกล้ามเนื้ออกลูเทียส แมกซีมัส กล้ามเนื้อเรคทัส ฟีมอริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris) และกล้ามเนื้อ แกสทรอคนีเมียส มีเดียลิส ซึ่งการเริ่มต้นวิ่งจะเป็นการทำงานที่ผสมผสานของกระบวนการควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนกลางและระดับความสามารถในการทำงาน Biomotor abilities

ไวเนค (Weineck, 1990) ได้ทำการสรุปการวิเคราะห์ของกล้ามเนื้อที่ใช้งานในการวิ่ง พบว่า กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก มีกล้ามเนื้ออกลูเทียส แมกซีมัส เป็นกล้ามเนื้อมัดหนึ่งที่แข็งแรงที่สุดในร่างกาย มีหน้าที่หลัก คือ การเหยียดสะโพก เช่น ขณะยกตัวขึ้นสู่ท่ายืนปกติจากท่าย่อตัว ในขณะที่วิ่งและในการกระโดด กลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า มีกล้ามเนื้อ ควอดริเซพส์ ฟีมอริส (Quadriceps femoris) เป็นกล้ามเนื้อที่ใหญ่ที่สุดและแข็งแรงที่สุดในร่างกาย มีหน้าที่หลัก คือ การเหยียดเข่า ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ เรคทัส ฟีมอริส, กล้ามเนื้อแอสทิส มีเดียลิส (Vastus medialis) กล้ามเนื้อแอสทิส แลทเทอราลิส และกล้ามเนื้อแอสทิส อินเทอมีเดียส (Vastus intermedius) โดยกล้ามเนื้อเรคทัส ฟีมอริส ส่วนใหญ่ประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็ว และทำหน้าที่ทั้งเหยียดเข่าร่วมกับการงอสะโพกด้วย ส่วนกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า มีกล้ามเนื้อ แกสทรอคนีเมียสเป็นกล้ามเนื้อที่ประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อหดตัวได้เร็ว มีหน้าที่หลัก คือ การเหยียดข้อเท้าให้พื้นพื้นในขณะที่วิ่งและการกระโดด ดังนั้นการพัฒนาพลังกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเร่งความเร็วของนักกีฬาต้องพลังกล้ามเนื้อเหยียดสะโพก กล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกล้ามเนื้อเหยียดข้อเท้า ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่เป็นกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็ว นอกจากนั้น ยัง และ ไพรเออร์ (Young and Pryor, 2001) ได้กล่าวถึงความสำคัญของกล้ามเนื้อควอดริเซพส์ ฟีมอริส (Quadriceps femoris) ในขณะที่เร่งความเร็วช่วง 5 เมตรแรกจากจุดความเร็วที่ศูนย์ เนื่องจากการทำงานของมุมที่ข้อเข่า ขณะที่เท้าสัมผัสพื้นแคบกว่าการวิ่งด้วยความเร็วสูงสุดและจะลดบทบาทการทำงานเมื่อวิ่งถึงจุดที่ 30 เมตร ส่วนกล้ามเนื้ออกลูเทียส แมกซีมัส, กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส และกล้ามเนื้อแฮมสทริงส์ ที่มีบทบาทรองลงมาจะค่อยๆ ลดบทบาทลงเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้นเช่นกัน

โดยจะมีระบบประสาททำหน้าที่ควบคุมและสั่งงานให้เคลื่อนไหวตามความต้องการและมีกล้ามเนื้อ-ลายแต่ละมัด (Muscle group) ที่มีเส้นใย (Fibers) ที่สำคัญ คือ เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวได้เร็ว (Fast-twitch muscle fiber) หรือ เส้นใยกล้ามเนื้อสีขาว (White fiber) เป็นเส้นใยมีขนาดใหญ่แข็งแรง หดตัวได้เร็วทำงานประเภทที่ใช้กำลังความแข็งแรงและความเร็วได้ดี อีกชนิดหนึ่ง คือ เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า (Slow-twitch muscle fiber) หรือ เส้นใยกล้ามเนื้อสีแดง (Red fiber) ขนาดของเส้นใยเล็กกว่าเส้นใยกล้ามเนื้อขาว แข็งแรงน้อยกว่า หดตัวได้ช้ากว่า ซึ่งในการเคลื่อนไหวของร่างกายจำเป็นต้องอาศัยกระแสประสาทสั่งการ หรือ Motor Unit Action Potential (MUAP) ที่ส่งมายังกล้ามเนื้อที่เป็นหน่วยที่เล็กที่สุด อย่างไรก็ตาม ผลของการศึกษาค้นคว้า พบว่า โครงสร้างกล้ามเนื้อของนักกีฬาประเภทวิ่งเร็วหรือนักวิ่งระยะสั้นส่วนใหญ่การหดตัวของกล้ามเนื้อจะเป็นเส้นใยกล้ามเนื้อขาวตรงกันข้ามกับนักกีฬาประเภทวิ่งไกลมีการหดตัวของกล้ามเนื้อส่วนใหญ่จะเป็นเส้นใยกล้ามเนื้อแดง สำหรับนักกีฬาประเภทวิ่งระยะกลาง อัตราส่วนของเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดจะมีอัตราส่วนและปริมาณในการทำงานใกล้เคียงกัน ดังตารางที่ 2.1 ที่มีการแสดงส่วนที่เกี่ยวข้องของประเภทเส้นใยกล้ามเนื้อในการแข่งขันกีฬานี้

ตารางที่ 2.1 แสดงประเภทเส้นใยกล้ามเนื้อในการแข่งขันกีฬาต่างๆ (Haff G.G. and Triplett N.T., 2015)

| การแข่งขัน (Event) | ประเภทกล้ามเนื้อ (Fiber types) | |
|---|--------------------------------|-------------------------|
| | กล้ามเนื้อแดง (Type I) | กล้ามเนื้อขาว (Type II) |
| วิ่ง 100 เมตร (100 m sprint) | ต่ำ | สูง |
| วิ่ง 800 เมตร (800 m run) | สูง | สูง |
| มาราธอน (Marathon) | สูง | ต่ำ |
| ยกน้ำหนัก (Olympic weightlifting) | ต่ำ | สูง |
| ฟุตบอล (Soccer), ฮอกกี้ (Hockey) | สูง | สูง |
| อเมริกันฟุตบอล (American football) | ต่ำ | สูง |
| บาสเกตบอล (Basketball), แฮนด์บอล (Team handball) | ต่ำ | สูง |
| วอลเลย์บอล (Volleyball) | ต่ำ | สูง |
| ผู้ขว้างเบสบอล (Baseball pitcher), ผู้ขว้างซอฟบอล (Softball pitcher) | ต่ำ | สูง |
| มวย (Boxing) | สูง | สูง |
| มวยปล้ำ (Wrestling) | สูง | สูง |
| ว่ายน้ำ 50 เมตร (50 m swim) | ต่ำ | สูง |
| กีฬาลาน (Field events) | ต่ำ | สูง |
| สกีครอสคันทรี่ (Cross-Country skiing), สกีครอสคันทรี่กับยิงปืนไรเฟิล (Biathlon) | สูง | ต่ำ |
| เทนนิส (Tennis) | สูง | สูง |
| สกีภูเขา (Downhill skiing) or สกีสลาลอม (slalom skiing) | สูง | สูง |
| สเกตเร็ว (Speed skating), ฮอกกี้น้ำแข็ง (Ice hockey) | สูง | สูง |
| เรือพาย (Rowing) | สูง | ต่ำ |

ข้อดี ข้อเสียของการฝึก (การวิ่งต้านทาน และแรงสะท้อน)

การฝึกวิ่งแบบแรงต้านทาน (Resisted sprint training) เป็นวิธีการฝึกเสริม (Supplemental training method) ซึ่งนักกีฬาวิ่งด้วยการเพิ่มน้ำหนัก เช่น ลากจูงแบบถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled towing) วิ่งสวมเสื้อกั๊กที่มีน้ำหนัก (Weighted vest sprinting) การลากยาง (Towing a tire) การวิ่งต้านยางยืด (Partner band) และการลากร่มชูชีพ (Towing a parachute) เป็นต้น ซึ่งแต่ละรูปแบบการฝึกแบบแรงต้านทานมีลักษณะข้อดี ข้อเสียของการฝึก ดังนี้

การลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled)

พบว่า ไม่ว่ากีฬาอเมริกันฟุตบอล, กรีฑาระยะสั้น, ฟุตบอล, บาสเกตบอล และรักบี้ฟุตบอล ได้นำการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักมาใช้เป็นเครื่องมือในการฝึกเพื่อปรับปรุงความสามารถของนักกีฬาที่ต้องการพัฒนาการเร่งความเร็วและพลังของกล้ามเนื้อขา รวมทั้งการฝึกดังกล่าวมีผลต่อความยาวช่วงก้าว, ความถี่ช่วงก้าว, ช่วงเวลาของการสัมผัสพื้นและคิเนเมติกของข้อต่อขณะเร่งความเร็วของนักกีฬา ในช่วงระยะเริ่มต้นจนถึงจุด 30 เมตรได้

โดยจากการศึกษาของ พีระพงศ์ หนูพันธ์ (2547) และชนวัฒน์ สรรพสิทธิ์ (2551) ได้ศึกษาผลของการฝึกเสริมด้วยการวิ่งลากเครื่องถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็วของนักวิ่งระยะสั้น ระหว่าง อายุ 14 - 16 ปี พบว่า มีการพัฒนาความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 5 เมตร และจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 10 เมตร ในกลุ่มที่มีการฝึกเสริมด้วยการลากถ่วงน้ำหนัก ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ สปริงค์ และ คณะ (Spinks et al., 2007) ที่ได้ศึกษาผลของการลากถ่วงน้ำหนักที่มีผลต่อความสามารถในการเร่งความเร็ว พลังกล้ามเนื้อขา ความยาวช่วงก้าว ความถี่ช่วงก้าว ช่วงเวลาของสัมผัสพื้นและคิเนเมติกของข้อต่อ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของเวสต์ (West et al., 2013) ที่ได้ทำการเปรียบเทียบผลของการลากจูงแบบมีน้ำหนัก ร่วมกับการฝึกวิ่งเร็วที่ระยะทาง 10 เมตรและ 30 เมตร ในผู้เล่นรักบี้ระดับมืออาชีพ จำนวน 20 คน ทำการฝึก 2 ครั้งต่อสัปดาห์ สรุปได้ว่าการฝึกวิ่งควบคู่กับการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักสามารถปรับปรุงเวลาในการวิ่งเร็วในช่วง 10 เมตร และ 30 เมตรได้ การฝึกวิ่งลากถ่วงจึงเป็นวิธีการฝึกที่เหมาะสมกับนักกีฬาที่มีความต้องการพัฒนาการเร่งความเร็วในการวิ่งจากจุดเริ่มต้นจนถึง 30 เมตร

การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในระดับความหนักที่ใช้แตกต่างกันมีผลต่อการพัฒนาการเร่งความเร็ว คือ การปรับปรุงในช่วงเริ่มต้นของการเร่งถึง 30 เมตร จะใช้น้ำหนักประมาณ 20% ของน้ำหนักตัว (20% of BW) ในการปรับปรุงความเร็วในการเร่ง ในขณะที่การปรับปรุงช่วงการเร่งความเร็วสูง (High-speed acceleration phases) ควรใช้ความหนักประมาณ 5 – 12.5% ของน้ำหนักตัว (Bachero-Mena, B et al, 2014) ซึ่งมีความสอดคล้องกับข้อสรุปของแฮร์ริสันและบอร์ค (Harrison and Bourke, 2009) ที่ได้ทำการศึกษาผลของการเพิ่มน้ำหนักของลากถ่วงน้ำหนักที่ 13% ของมวลกายในการฝึกจับกับการฝึกความเร็วแบบไม่มีน้ำหนัก (Unresisted) มากกว่า 6 สัปดาห์ พบว่า การเพิ่มน้ำหนักของลากถ่วงน้ำหนักในการฝึกของนักกีฬารักบี้ ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการเร่งความเร็วในการวิ่ง (0 - 5 m) มากกว่าการฝึกซ้อมที่รูปแบบปกติอย่างเดียวในการฝึกโดยทั่วไปแนะนำให้ใช้แรงหรือน้ำหนักที่ใช้ลากถ่วงน้ำหนักที่เบา (Light loads) เนื่องจากแรงหรือน้ำหนักที่ลากถ่วงมากเกินไปอาจขัดขวางกลไกการทำงานและเป็นอันตรายต่อการวิ่งได้ แต่อย่างไรก็ตามได้มีข้อเสนอแนะเพิ่มเติมของการฝึกนี้จากการศึกษาของคาวามอริ และคณะ (Kawamori et al, 2014) ได้เปรียบเทียบผลกระทบของลากถ่วงน้ำหนักกับแรงภายนอก (External loads) 2 แบบ ซึ่งลดความเร็วในการวิ่งประมาณ 30 และ 10 % ตามลำดับ ในการเร่งความเร็วในการวิ่ง (Sprint acceleration ability) ได้รับการฝึกลากถ่วงน้ำหนัก 8 สัปดาห์ โดยมีการสุ่มตัวอย่างให้กับกลุ่มลากถ่วงน้ำหนักที่มีระดับน้ำหนักที่หนัก (Heavy load weighted sled towing) จำนวน 10 คน กับกลุ่มลากถ่วงน้ำหนักที่มีระดับน้ำหนักที่เบา (Light-load weighted sled towing) จำนวน 11 คน พบว่า กลุ่มที่ฝึกลากถ่วงน้ำหนักที่ระดับความหนักสูงมีเวลาในการวิ่งที่ระยะจากจุดเริ่มต้นถึง 5 เมตรและ 10 เมตร ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่ลากถ่วงน้ำหนักที่ระดับความหนักเบาใช้เวลาในการวิ่งดีขึ้นเพียงระยะเริ่มต้นถึง 10 เมตรอย่างเดียว ดังนั้น การใช้โหลดหรือน้ำหนักที่ควรเลือกขึ้นอยู่กับบริบทของนักกีฬา (Sporting context) และสถานะทางกายภาพของนักกีฬา (Athlete's physical status) ซึ่งการวิ่งเร็วในลู่วิ่ง (Track sprinters) และการวิ่งเร็วในสนาม (Field sprinters) อาจใช้โหลดที่ไม่ทำให้เกิดการลดความเร็วในการวิ่งมากกว่า 10 - 12% ที่จะส่งผลเสียต่อประสิทธิภาพของการวิ่งและชี้ให้เห็นถึงประโยชน์ที่อาจเป็นไปได้ในการใช้น้ำหนักที่หนักขึ้นสำหรับการลากจูงแบบมีน้ำหนัก ในทางตรงกันข้ามกีฬาภาคสนามที่ต้องเอาชนะความต้านทานภายนอกขณะออกบอลล็อก (Blocking) การเข้าปะทะ (Tacking) การต่อสู้แย่งชิง (Scrimmaging) สามารถใช้โหลดที่ระดับความหนัก 20 - 30% ของน้ำหนักตัว เพื่อปรับปรุงการเคลื่อนไหว

ซึ่งการลากถ่วงน้ำหนักนั้นเป็นรูปแบบการฝึกวิ่งที่ใช้มวล (Mass) หรือแรงเฉื่อย (Inertia) ของการลากและมีแรงเสียดทาน (Friction) ระหว่างเครื่องเลื่อน (Sled) และพื้นผิวดิน (Ground surface) ที่เป็นความต้านทานภายนอกเพื่อเร่งความเร็วในการวิ่งเคลื่อนที่ไปข้างหน้า มีการสันนิษฐานว่า การเพิ่มภาระภายนอกโดยตรง (External load) ในการเร่งความเร็วให้สามารถเคลื่อนที่ด้วยการลากถ่วงที่มีน้ำหนักเพิ่มขึ้นจะทำให้มีการผลิตแรงกระตุ้นจากแนวระนาบที่เป็นแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Horizontal ground reaction force, GRF) ที่ต้องผลิตแรงในแต่ละช่วงของการสัมผัสพื้น ระยะการวิ่งใช้แรงกระตุ้นดังกล่าวอาจก่อให้เกิดการปรับตัวของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ เพื่อให้สามารถผลิตแรงในแนวระนาบได้มากขึ้น ซึ่งจะนำไปสู่การเพิ่มความยาวของช่วงก้าว ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวิ่งภายใต้สภาพที่ไม่ได้มีน้ำหนักถ่วง (Cronin and Hansen, 2006; Lockie et al., 2003; Spinks et al., 2007)

โดยแรงเสียดทานจะขึ้นอยู่กับพื้นผิวสัมผัสของวัสดุหรือวัตถุต่างๆ ซึ่งแต่ละคู่ของพื้นผิวของวัสดุต่างๆ จะมีค่าคงที่ที่เรียกว่า สัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (The coefficient of friction) หรือจะแทนด้วย สัญลักษณ์ μ (มิว) ซึ่งเป็นค่าที่แสดงว่าพื้นผิวนั้นมีขนาดไหน เช่น สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างรองเท้า สเก็ตน้ำแข็งกับน้ำแข็ง คือ 0.03 ในขณะที่สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างยางล้อรถ และถนนลาดยางมะตอย (พื้นแห้ง) จะอยู่ที่ 0.50 - 0.80 และ อยู่ที่ 0.25 - 0.75 สำหรับพื้นเปียก นอกจากนี้แรงเสียดทานจะขึ้นอยู่กับสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานแล้วแรงเสียดทานยังขึ้นอยู่กับน้ำหนักของวัตถุที่ต่อต้านการเคลื่อนที่ด้วย ซึ่งในการเคลื่อนที่ของลากถ่วงน้ำหนักจะมีค่าแรงเสียดทานที่แตกต่างกันตามน้ำหนักที่ถ่วง คือ ถ้าน้ำหนักของลากถ่วงน้ำหนักที่มากก็จะเคลื่อนที่ได้ช้ากว่าลากถ่วงที่มีน้ำหนักที่เบาว่า หรือแม้กระทั่งการผลักแก้วออกไปจะสามารถผลักมันให้ไกลออกไปได้ไกลกว่าถ่วง

ดังนั้น สามารถเขียนสมการหาค่าแรงเสียดทานได้ดังนี้

$$f = \mu N$$

เมื่อ f คือ แรงเสียดทาน

μ คือ สัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน

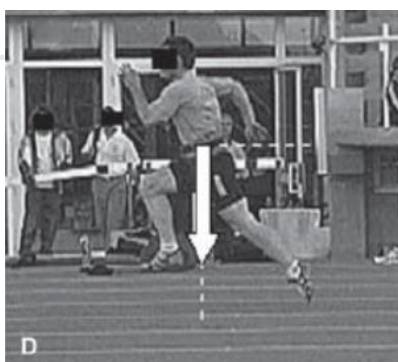
N คือ แรงปฏิกิริยาที่ตั้งฉากกับพื้นผิว

วิ่งสวมเสื้อกั๊กที่มีน้ำหนัก (Weighted vest sprinting)

การถ่วงน้ำหนักการวิ่งด้วยการสวมเสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักเป็นการใส่น้ำหนักไว้ที่ลำตัวโดยตรง เพื่อปรับปรุงความสามารถของการวิ่งเร็วด้วยความเร็วสูงสุดที่มีการจำกัดความสามารถขณะวิ่ง แม้ว่าการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ฝึกวิ่งด้วยการรัดเข็มขัดน้ำหนัก (Weight belt) ที่มีการใส่น้ำหนัก 7 - 9 % ของน้ำหนักตัวและวางบริเวณรอบเอวของนักกีฬา (Bosco et al., 1986) ในการฝึกเพื่อเพิ่มกำลังการผลิตในขณะวิ่งเร็ว

ซึ่งจากการศึกษาการฝึกวิ่งด้วยการใส่เข็มขัดน้ำหนักไม่ได้ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการเคลื่อนที่ไปทางข้างหน้าของนักกีฬา โหลดที่เข็มขัดน้ำหนักอยู่ใกล้กับสะโพกและมีการกระจายน้ำหนักไปที่บริเวณเอว (Waist) นั้นมีแรงบิดบนลำตัวค่อนข้างน้อย หากนักกีฬาใช้เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักมากกว่าเข็มขัด โหลดที่ใช้จะเลื่อนขึ้นและห่างออกจากสะโพก อย่างไรก็ตามอาจมีการเปลี่ยนแปลงการเอียงไปทางด้านข้างสามารถหลีกเลี่ยงน้ำหนักได้หากน้ำหนักอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมกับหน้าอก (Chest) และด้านหลัง (Back) เพื่อให้มีความสมดุล (Balance) ของแรงบิด (Torques) กับสะโพก (Alcaraz et al., 2008)

ในขณะวิ่งน้ำหนักจะตกที่ตำแหน่งศูนย์กลางของลำตัว เมื่อเคลื่อนไหวโหลดหรือน้ำหนักที่สวมใส่จะไปตามตำแหน่งของเรา ยิ่งเคลื่อนที่ไปนานๆ น้ำหนักที่ตกลงสู่พื้นในแนวตั้งจะยิ่งมีความหนักมากขึ้น ส่งผลกระทบต่อความเร็วในการทำงานของความยาวก้าวและความถี่ก้าวลดลง การตอบสนองของนักกีฬาต่อแรงกดในแนวตั้งมากขึ้นระหว่างการสัมผัสพื้น เพื่อขับเคลื่อนร่างกายให้ลอยตัวสูงขึ้นและทำให้ระยะทางที่ต้องเคลื่อนที่ไปข้างหน้าเพิ่มขึ้นด้วย อย่างไรก็ตาม แรงดึงดูดในแนวตั้งนี้อาจมาจากค่าแรงตามแนวนอนที่ลดลง



รูปที่ 2.1 แสดงการวิ่งสวมเสื้อกั๊กที่มีน้ำหนัก จากการศึกษาของ Alcaraz et al., 2008.

นอกจากนั้นยังมีการศึกษาของคลาร์ก และคณะ (Clark et al., 2010) ที่ทำการเปรียบเทียบผลกระทบระยะยาวของการฝึกวิ่งด้วยการลากถ่วงน้ำหนักกับการฝึกวิ่งด้วยการใส่เสื้อ

ก๊ิกที่มีน้ำหนักในนักกีฬาครอส (lacrosse players) เพศชาย จำนวน 20 คน ที่ได้รับการสุ่มกลุ่ม การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ระดับความหนัก 10% ของน้ำหนักตัว จำนวน 7 คน, การฝึกวิ่งด้วยการ ไล่เสือกก๊ิกที่มีน้ำหนักที่ระดับความหนัก 18.5% ของน้ำหนักตัว จำนวน 6 คน และกลุ่มควบคุมที่ฝึก วิ่งแบบไม่ได้ใส่น้ำหนักจำนวน 7 คน ทุกกลุ่มทำการฝึกทั้งหมด 13 ครั้ง ในช่วง 7 สัปดาห์ มีการ ทดสอบวิ่งก่อนและหลังและมีความเร็วเฉลี่ยในระยะทาง 18.3 – 54.9 เมตร ในการวิเคราะห์ข้อมูล ความเร็วสูง (High-speed video, 300 Hz) และซอฟต์แวร์เชิงเคลื่อนไหว เพื่อวิเคราะห์ความยาว ก้าว ความถี่ช่วงก้าว เวลาการสัมผัสพื้นและเวลาที่ลอยตัว พบว่า การฝึกวิ่งทั้งการลากถ่วงน้ำหนัก กับการฝึกวิ่งด้วยการไล่เสือกก๊ิกที่มีน้ำหนักมีผลไม่ดีเมื่อเทียบกับการวิ่งแบบไม่ได้ใส่น้ำหนัก ซึ่งการ วิ่งแบบไม่มีน้ำหนักถ่วงจะมีผลดีกว่าสำหรับการปรับปรุงประสิทธิภาพการวิ่งเร็วในช่วงระยะทาง 18.3 – 54.9 เมตร

การวิ่งต้านยางยืด (partner band)

เป็นการวิ่งที่มีลักษณะดึงหรือลากจูงที่ต้องมีผู้ดึงยางยืดหรือสายพันรอบเอวของนักกีฬา อีกคนหนึ่ง นักกีฬาดึงยางยืดไปได้ทั้งข้างหน้าหรือข้างหลัง สามารถใช้ฝึกเพื่อรักษากล้ามเนื้อ บริเวณสะโพกในระหว่างการเคลื่อนไหวและเพิ่มอัตราการพัฒนาแรง โดยผู้ดึงยางยืดจะทำงาน เหนื่อยยากกับนักกีฬาที่ต้องดึงยางยืดเพื่อเคลื่อนที่ไปทางข้างหน้า



รูปที่ 2.2 แสดงการวิ่งต้านยางยืด จากการศึกษาของ Myer et al., 2007.

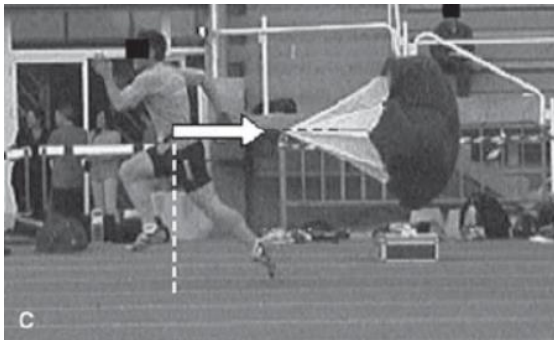
จากการศึกษาของไมเออร์ และคณะ (Myer et al., 2007) ได้ศึกษาวิธีการฝึกเพื่อให้มีการ เร่งที่ดีขึ้นที่มีตัวแปรทางไคเนติกส์ (Kinematic variable) ดีที่สุดในการปรับปรุงความสามารถของ นักกีฬา โดยทราบถึงผลกระทบของการฝึกความเร็วด้วยยางยืดแบบมีพื้นเป็นแรงต้านทานและการ ฝึกความเร็วด้วยการวิ่งบนเครื่องวิ่งที่มีระดับความชัน 0 - 40% จากระดับพื้นราบ ได้ทำการฝึกกับ นักกีฬาหญิงระดับมัธยมตอนปลายที่เป็นนักกีฬาฟุตบอล จำนวน 31 คน แบ่งให้กลุ่มที่ฝึกบน เครื่องวิ่ง จำนวน 17 คน, กลุ่มที่ฝึกวิ่งต้านยางยืด จำนวน 14 คน และทำการฝึก 2 ครั้งต่อสัปดาห์ เป็นเวลา 6 สัปดาห์ พบว่า หลังการฝึกทั้งสองกลุ่มมีเวลาเริ่มต้นวิ่งลดลง มีความถี่ช่วงก้าวเพิ่มขึ้น

ความยาวก้าวไม่เปลี่ยนแปลง นอกจากนั้นยังพบว่ามีการเคลื่อนที่ของกระดูกเชิงกราน (Total vertical pelvic displacement) โดยรวม และความยาวก้าวมีการคาดการณ์ค่าแปรปรวน 62% ของความแปรปรวนในเวลาเริ่มต้นวิ่งสำหรับกลุ่มฝึกวิ่งด้านข้างยึด ขณะที่กลุ่มฝึกบนเครื่องวิ่งที่มีระดับความชันสูง มีการคาดการณ์ค่าความแปรปรวน 67% แสดงให้เห็นว่า ทั้งการฝึกบนเครื่องวิ่ง และการฝึกวิ่งด้านข้างยึดสามารถปรับปรุงความเร็วในการวิ่งออกตัวได้ แม้ว่ากลไกการทำงานจะมีความแตกต่างกัน

แต่ในการฝึกวิ่งด้านข้างยึดจะต้องมีการควบคุมการยืดออกของยางยึดที่ใช้ในการฝึก เนื่องจากการยืดของยางยิ่งมากจะส่งผลให้ความหนักเพิ่มมากขึ้นด้วยเช่นกัน คือ การยืดออกของยาง 0 - 5% เท่ากับ ความต้านทานแทบไม่มี, การยืดออกของยาง 10 - 15% เท่ากับ ความต้านทานระดับเบา, การยืดออกของยาง 20 - 25% เท่ากับ ความต้านทานระดับปานกลาง และการยืดออกของยาง 30% เท่ากับ ความต้านทานระดับหนัก ซึ่งการควบคุมที่จะให้อยู่ในช่วงดังกล่าวที่จะสามารถควบคุมระดับความหนักของความต้านทานอาจทำได้ไม่มีประสิทธิภาพ เนื่องจากนักกีฬาต้องเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้าด้วยการวิ่งเร็วพร้อมทั้งมีผู้ที่จับยางยึดอยู่ทางด้านหลังของนักกีฬาที่จะต้องคอยควบคุมการยืดออกของยางให้คงอยู่ในระดับที่ต้องการ และความหนักของแต่ละช่วงการเคลื่อนที่อาจจะไม่สามารถควบคุมให้อยู่ในระดับความหนักเดียวกันได้ตลอด ในขณะที่วิ่งเร็วตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดตามระยะทางที่ถูกกำหนดไว้

การลากร่มชูชีพ (Towing a parachute)

ในการฝึกวิ่งด้วยร่มชูชีพที่เป็นอุปกรณ์เคลื่อนที่อยู่ที่ข้างหลังของนักกีฬาอีกชนิดหนึ่งที่ต้องอาศัยแรงลมและการเคลื่อนที่ของนักกีฬาที่จะทำให้แรงต้านทานถูกเลื่อนไปในแนวนอน (Directed horizontally backward) การใช้ร่มชูชีพ (Power Systems Inc.) ถูกแนะนำให้ใช้ขนาดปานกลาง (Tabachnik, B 1992) ที่มีขนาดประมาณ 1.2 – 31.2 เมตร และถูกยึดติดบริเวณเอวของนักกีฬา ในการทำการฝึกเพื่อเพิ่มความเร็วในการวิ่งที่ความเร็วสูงสุด (Improve maximum sprint speed)



รูปที่ 2.3 แสดงการลากร่มชูชีพ จากการศึกษาของ Alcaraz et al., 2008.

การเปลี่ยนแปลงที่สำคัญจากการสังเกตขณะใช้การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักกับการฝึกวิ่งต้านร่มชูชีพ มีแนวโน้มที่จะเพิ่มมุมเอียงของลำตัว แต่มีเพียงลากถ่วงน้ำหนักที่มีการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญและการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักกับการฝึกวิ่งต้านร่มชูชีพ ทำให้จุดสัมผัสระหว่างพื้นกับเท้าของนักกีฬาตกลง (Touchdown) และมีระยะทางที่สัมผัสพื้นสั้นลงเล็กน้อย (Shorter landing distance) ซึ่งมีรายงานข้อดีหลายประการของการฝึกวิ่งเร็วด้วยร่มชูชีพที่สามารถปรับปรุงในการควบคุมร่างกาย (Body control) เนื่องจากการใช้ร่มชูชีพขณะวิ่งช่วยลดความเสี่ยงในการเกิดแรงกระแทกจากที่ราบสูง (Decreased risk of plateauing) นิยมใช้กันในหลายกีฬาและใช้เป็นอุปกรณ์ฝึกที่ช่วยกระตุ้นหรือเป็นความต้านทาน เมื่อฝึกซ้อมอย่างถูกต้องสามารถลดเวลาในการวิ่งและเพิ่มแรงระเบิดได้ (Tabachnik, 1992)

ซึ่งจากการศึกษาของพอลสัน และบรอน (Paulson and Braun, 2011) ได้ทำการตรวจสอบผลเฉียบพลันของการฝึกวิ่งเร็วต้านร่มชูชีพกับตัวแปรจลนศาสตร์ที่ใช้ในการสนับสนุนและการผลักดันท่าทางของการวิ่งเร็ว พบว่า การวิ่งต้านร่มชูชีพ ไม่ส่งผลกระทบต่อที่รุนแรงในเวลาสัมผัสพื้น ความยาวก้าว ความถี่ช่วงก้าว และมุมข้อต่อส่วนบนหรือส่วนล่างระหว่างที่รับน้ำหนัก (Initial ground contact, IGC) อย่างไรก็ตามการวิ่งต้านร่มชูชีพสามารถเพิ่มความเร็วในการงอหัวไหล่ 23.5% ขณะที่มีความเร็วลดลง 4.4% ในขณะที่วิ่งด้วยร่มชูชีพแบบเคลื่อนไหว ร่างกายของนักกีฬาที่มีลักษณะคล้ายคลึงกับกลศาสตร์ในสภาพการวิ่งที่ไม่มีน้ำหนักถ่วง ซึ่งแสดงให้เห็นว่าโหลดภายนอกที่เกิดจากการต้านร่มชูชีพไม่ได้ทำให้กลไกการทำงานขณะวิ่งหนักเกินไป และทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการผลักดันบริเวณหัวไหล่เล็กน้อย ดังนั้นอุปกรณ์การฝึกวิ่งเร็วที่เฉพาะเจาะจงจะต้องไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่รุนแรงของกลไกการวิ่ง (Running mechanics)

การวิ่งต้านร่มชูชีพมีข้อจำกัดในค่าของจลนศาสตร์ที่เป็นวิธีการเพิ่มความเร็ว เนื่องจากร่มชูชีพต้องอาศัยแรงลมในทิศทางตรงกันข้ามกับทิศทางการเคลื่อนที่ของร่มชูชีพ ซึ่งแรงต้านของของไหลหรือแรงดุดัน (Drag force) เป็นแรงที่ต่อต้านการเคลื่อนที่ของวัตถุและจะขึ้นอยู่กับความเร็วของวัตถุ เกิดขึ้นได้เมื่อวัตถุสัมผัสกับของไหล และวัตถุเคลื่อนที่หรือของไหลเคลื่อนที่หรือทั้งวัตถุและของไหลเคลื่อนที่ ดังนั้น การฝึกวิ่งต้านร่มชูชีพจะต้องใช้พื้นที่วิ่งไประยะหนึ่งจนร่มชูชีพมีแรงต้านมากพอที่จะตั้งขึ้นให้เส้นเชือกขนานกับพื้น โดยแรงต้านจะไม่สามารถเกิดขึ้นได้ถ้าไม่มีร่มชูชีพหรือไม่มีของไหลที่เป็นแรงต้านอากาศ และถ้าไม่มีการเคลื่อนที่ของนักกีฬาเพื่อทำให้ร่มชูชีพเคลื่อนที่ก็จะไม่มีแรงต้าน ปัจจัยที่มีผลต่อแรงต้านสามารถเขียนสมการแสดงการหาแรงต้านได้ดังนี้

$$F_d = -\frac{1}{2}\rho v^2 A C_d$$

เมื่อ F_d คือ แรงต้านอากาศ, ρ คือความหนาแน่นของของไหล, v คือ ความเร็วสัมพัทธ์ระหว่างวัตถุและของไหล, A คือ พื้นที่อ้างอิงที่สัมผัสกับของไหล และ C_d คือ ค่าสัมประสิทธิ์แรงต้านอากาศ

การฝึกวิ่งร่มชูชีพจึงเหมาะสมควรกับการพัฒนาการรักษาความเร็วในการวิ่งที่ช่วงความเร็วสูงสุดมากกว่าการพัฒนาการเร่งความเร็วในช่วงเริ่มต้นออกตัวของนักกีฬา

จากรูปแบบการฝึกที่กล่าวมาข้างต้น พบว่าการฝึกโดยการลากถ่วงน้ำหนักเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมสูงสุดเนื่องจากใช้งานง่าย, ตรงตามวัตถุประสงค์และมีความเหมาะสมการฝึกเร่งความเร็ว เนื่องจากการฝึกลากถ่วงน้ำหนักมีแรงเสียดทาน (Friction force) ที่มากในช่วงต้นของการออกตัววิ่ง

หลักการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์

หลักการทั่วไป

ในการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) จำเป็นต้องรู้ชิ้นส่วนและหน้าที่ของส่วนต่างๆ ของร่างกายทั้งกระดูกและกล้ามเนื้อ เพื่อที่จะเข้าใจถึงความสัมพันธ์ในการสร้างการเคลื่อนไหวและการทำงานของส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในแต่ละกีฬาและการออกกำลังกาย การที่มีความเข้าใจในวิธีการเคลื่อนไหวของร่างกายจะสามารถดำเนินการปรับปรุงและพัฒนาการเคลื่อนไหวของระบบกล้ามเนื้อและกระดูก (musculoskeletal system) ซึ่งช่วยสามารถฝึกด้วยความต้านทาน (Resistance training) ที่มีประสิทธิภาพและมีความปลอดภัยได้

ระบบกระดูกและกล้ามเนื้อเป็นระบบที่สำคัญ เนื่องจากมีความสัมพันธ์กับการออกแรงและการใช้แรงโดยตรงให้เกิดการเคลื่อนไหว โดยที่กล้ามเนื้อโครงร่างจะยึดติดกระดูกที่มีการเชื่อมต่อกันโดยเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective tissue) ซึ่งจุดเกาะของกล้ามเนื้อที่จุดเกาะต้น (Origin) จะเกาะที่ส่วนต้นของกระดูก (Proximal) และจุดเกาะปลายของกล้ามเนื้อจะเกาะที่ส่วนปลายของกระดูก (Distal) การเคลื่อนไหวของร่างกายจะเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อมากกว่าหนึ่งกล้ามเนื้อ ในการเคลื่อนไหวที่มีการใช้กล้ามเนื้อมัดหลัก (Agonist) และกล้ามเนื้อมัดรองที่สามารถชะลอหรือหยุดการเคลื่อนไหวได้ (Antagonist) ช่วยในการป้องกันการบาดเจ็บของเอ็นข้อต่อและกระดูกอ่อนจากแรงการทำลายที่เกิดขึ้นในช่วงสุดท้ายของการเคลื่อนไหวที่รวดเร็ว นอกจากนั้นยังมีกล้ามเนื้อช่วยทางอ้อม (Synergist) ที่เป็นส่วนสนับสนุนการทำงานการเคลื่อนไหวต่างๆของร่างกาย

ความแข็งแรงและพลังของมนุษย์ ประกอบด้วย ความแข็งแรง (Strength) คือความสามารถในการออกแรงที่ความเร็วใดๆ และการเร่งความเร็ว (Acceleration) คือ การเปลี่ยนแปลงความเร็วต่อหน่วยของเวลาที่เป็นเกี่ยวกับแรงต้านทานสอดคล้องกับกฎข้อที่สองของนิวตัน (Newton's second law) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\text{Force} = \text{Mass} \times \text{Acceleration}$$

เนื่องจากความแตกต่างในความสามารถแต่ละคนของการใช้กำลังในความเร็วที่แตกต่างกัน ความแข็งแรงที่ได้อาจแตกต่างกันไปตามความสามารถเมื่อต้องใช้แรงร่วมกับความเร็วสูง ในการทำงานเชิงบวกและพลัง (Positive Work and Power) ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างความสามารถในการทำงานของแรงดันสูงสุดที่เรียกว่า พลัง (Power) ถูกระบุว่าเป็น “ความแรงที่ระเบิดได้” (Explosive power) นอกนั้นพลังงานถูกกำหนดไว้อย่างแม่นยำเป็นอัตราเวลาในการทำงานสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\text{Power} = \text{Work}/\text{Time}$$

และผลของงาน (Work) เป็นผลมาจากแรง (Force) ที่กระทำต่อวัตถุและระยะทางของวัตถุ (Distance) ที่เคลื่อนที่ไปในทิศทางที่แรงกระทำ (Direction) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\text{Work} = \text{Force} \times \text{Displacement}$$

ซึ่งมีหลักการของการวิ่งระยะสั้น คือ วิ่งไปสู่เส้นชัยให้ได้เร็วที่สุด ซึ่งเวลาที่นักวิ่งสามารถทำได้มีปัจจัยสำคัญอยู่ 2 อย่าง คือ ระยะทางและความเร็ว โดยที่ความเร็วนั้น เกิดจากการคูณกันของ ระยะก้าวและความถี่ของระยะก้าว ในความเร็วของนักวิ่ง = ระยะก้าว (Stride length) x ความถี่ของก้าว (Stride frequency) เช่น ถ้านักวิ่งมีระยะก้าว 3 เมตร และมีความถี่ 4 ก้าวต่อวินาที นักวิ่งคนดังกล่าว จะมีความเร็ว 12 เมตรต่อวินาที เป็นต้น ในการพัฒนาความเร็วของนักวิ่งนั้นจึงสามารถพัฒนาที่ระยะก้าวหรือความถี่ของระยะก้าวของนักกีฬา

ดังนั้น สามารถออกแบบการวิเคราะห์ทักษะของนักวิ่งได้ เช่น การกำหนดตำแหน่งของนักวิ่ง แล้วนับว่า นักวิ่งสามารถวิ่งได้กี่ก้าวในระยะที่กำหนด นอกจากนั้นมีการจับเวลาของนักวิ่งว่าสามารถวิ่งด้วยระยะเวลาที่วินาที เพื่อหาผลจากการคำนวณหาระยะก้าวและความถี่ของระยะก้าว หรือจะเป็นเรื่องระยะก้าวอย่างเดียว ซึ่งระยะก้าวประกอบด้วย 3 ส่วนใหญ่ๆ คือ

1. จังหวะที่เท้ากำลังลอยจากพื้น (Takeoff) วัดจากปลายเท้าถึงจุดศูนย์กลางตัว
2. จังหวะที่เท้าทั้งสองลอยอยู่ในอากาศ (Flight) ขณะที่ตัวลอยอยู่ในอากาศ
3. จังหวะที่เท้าตกถึงพื้น (Landing) วัดจากจุดศูนย์กลางตัวถึงเส้นเท้า

ซึ่งอาจจะใช้กล้องความเร็วสูงถ่ายภาพคุณลักษณะการเคลื่อนที่ขึ้นหรือลง ไม่ว่าจะมีความเร็ว มุมในการส่งตัวเคลื่อนที่ขึ้น ความสูงของนักวิ่งในจังหวะลอยตัว เป็นต้น

ชีวกลศาสตร์การวิ่ง (Sprinting Mechanics)

ฮอฟฟ์แมน และเกรแฮม (Hoffman and Graham, 2012) ได้อธิบายว่า เทคนิคการฝึกวิ่งสามารถแบ่งออกเป็น 5 ส่วน คือ การเริ่มต้นออกตัว (Starting), ช่วงการเร่ง (Acceleration phase) ช่วงไดรฟ์ (Drive phase) การกู้คืน (Recovery phase) และการชะลอตัว (Deceleration)

1. การเริ่มต้นออกตัว (Starting)

นักกีฬาเริ่มออกตัวจากตำแหน่งที่มีความหลากหลายทั้งการเริ่มออกตัวจากหยุดนิ่งหรือขณะที่มีการเคลื่อนที่ เช่น ในนักกีฬาเบสบอลและซอฟท์บอลมักจะเริ่มต้นการเคลื่อนไหวความเร็วในท่ายืน 2 จุดจากตำแหน่งที่หยุดนิ่งที่เป็นการยืนด้วยขาทั้ง 2 ขา แบบเท้าคู่หรือแบบเท้าหน้า-เท้าตาม (Two-point stance from a stationary position) ในขณะที่กีฬาอื่นๆ เช่น กีฬาฮอกกี้ ฟุตบอล

บาสเกตบอล เป็นต้น อาจเริ่มเคลื่อนไหวในท่าทาง 2 จุดเช่นเดียวกัน แต่เป็นการเคลื่อนไหวที่ใช้งานอยู่ (Active movement) เป็นกีฬาที่มีการเคลื่อนไหวแบบวิ่งเหยาะๆ (Jog) เดินหรือสับเปลี่ยนขา (Shuffle) และการวิ่งถอยหลัง (Backward run) นอกจากนี้ในส่วนของเกมกีฬาอเมริกันฟุตบอลมีความหลากหลายของตำแหน่ง เช่น สำหรับ Linemen และ Fullbacks ที่มีการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ยืน 3 หรือ 4 จุด (Three or four-point stance) สำหรับ Quarterbacks จุดยืนเริ่มต้นการเคลื่อนไหว 2 จุด สำหรับ Linebackers และการป้องกัน (Defensive back) มีการรับ (Receivers) และวิ่งถอยหลัง (Running backs) ซึ่งมีท่าทางที่เคลื่อนไหวที่ 2 จุด ที่เป็นท่าทางการเคลื่อนไหวหรือการเริ่มออกตัวยืน 2 จุดสำหรับผู้เล่นในกีฬาทีมที่เป็นกีฬาเฉพาะ (Special teams)

เมื่อเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วจากท่ายืน 2 จุด นักกีฬาควรอยู่ในตำแหน่งที่สบายผ่อนคลาย โดยวางเท้ากว้างเท่ากับหัวไหล่ทั้ง 2 ข้างหรือแคบกว่าหัวไหล่เล็กน้อย ควรมีการกระจายน้ำหนักทั้ง 2 ข้างอย่างเท่ากันและแขนงอที่มุม 90 องศาพร้อมกับนำมือข้างหนึ่งอยู่ใกล้กับกันและอีกข้างหนึ่งใกล้ด้านข้างของใบหน้า ศูนย์ถ่วงของร่างกาย (Center of gravity) จะอยู่ที่เท้าด้านหน้า (Front foot) และมุมข้อต่อของขาข้างหน้าจะงอเกือบ 90 องศา ก่อนที่จะเริ่มต้นการเคลื่อนไหวให้ขยับตัวไปสู่ขานำประมาณ 2 ใน 3 ถึง 3 ใน 4 ของน้ำหนักตัว การเริ่มออกตัวที่เกิดจากเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยใช้การระเบิดแรงดันจากพื้นและเคลื่อนไหวร่างกายไปข้างหน้า (Explosive movement forward) เท้าหลังจะก้าวออกจากพื้นไปข้างหน้าก่อนอย่างรวดเร็วพร้อมกับแขนที่อยู่ทางด้านหลังจะแกว่งไปข้างหน้า

ส่วนจุดเริ่มต้นออกตัวจากท่าทางแบบยืน 3 จุด น้ำหนักของร่างกายควรกระจายอย่างสมดุลทั่วถึงระหว่างมือ, เท้า และหัวเข่า แขนควรมีความกว้างอยู่ในแนวตั้งตรงกับหัวไหล่และศีรษะ หลังจะจัดอยู่ในตำแหน่งเส้นตรงระนาบเดียวกัน ก่อนที่จะเริ่มต้นนักกีฬาควรมีการจัดตำแหน่งศูนย์ถ่วงร่างกายที่มีขานำงอเข้าท่ามุม 90 องศาและขาด้านหลังท่ามุม 125 องศา สะโพกกับหัวไหล่มีความกว้างที่เท่ากันหรือกว้างกว่าเล็กน้อย แขนทั้งสองข้างยึดตรงและไว้ทางข้างหน้าเล็กน้อย เมื่อเริ่มออกตัวแขนทั้งสองข้างจะทำงานสลับกันในการเคลื่อนไหวอย่างแข็งแรงรวดเร็ว (Dintiman et al., 2000; Young et al., 2001)

ในระยะเริ่มออกวิ่ง เป็นการทำงานของสะโพก เข่า และข้อเท้าของขาหลังจะเหยียดเต็มที่ จุดศูนย์กลางของลำตัวจะเคลื่อนผ่านไปอยู่ข้างหน้าของเท้าหลัง โดยการเคลื่อนไหวของสะโพกที่ถูกดันไปในทิศทางข้างหน้า ขณะเดียวกับขาที่งออยู่จะก้าวเคลื่อนที่โดยการยกไปข้างหน้าและให้สูงขึ้นไปข้างหน้า ขาหลังจะเหยียดมากขึ้นอยู่กับมุมลาดของขาหน้า เท้าหลังถูกดันให้พ้นพื้น โดยการเหยียดของข้อเท้าและปลายเท้าชี้เหยียดต่ำลง ส่วนการทำงานของแขนที่เป็นตัวถ่วงให้ได้สมดุลกับขาและแกว่งสลับกับขา คือ แขนที่อยู่ด้านเดียวกับขาเคลื่อนที่ไปข้างหน้าจะอยู่ข้างหลัง และแขนที่อยู่ด้านเดียวกับขาที่อยู่ด้านหลังจะเคลื่อนที่ไปข้างหน้าและทำงานสัมพันธ์กันขณะที่ดันตัวออกจากท่าเริ่ม ข้อศอกของแขนที่งอมาข้างหลังจะอยู่ตรงข้ามกับเข่าที่ยกสูงไปข้างหน้า การแกว่งแขนจะแกว่งตัดผ่านกับหน้าอกเล็กน้อย แขนจะงอประมาณ 90 องศา มือให้นิ้วหัวแม่มืออยู่ตรงกับนิ้วชี้ขณะแบมือ ความเร็วของการแกว่งแขนและก้าวขาขึ้นอยู่กับความเร็วของการวิ่ง และลำตัวจะเอนไปข้างหน้าเล็กน้อยเพียงใดจะไม่เป็นผลต่อความเร็วในการวิ่ง แต่จะเป็นผลต่อการเร่งเพื่อเพิ่มความเร็ว

ซึ่ง บอสช และคลอมป์ (Bosch and Klomp, 2001) ได้กล่าวถึงองค์ประกอบ 4 ส่วนที่มีผลต่อรูปแบบในการเคลื่อนที่ของร่างกายในระนาบหน้า - หลัง คือ

ส่วนที่ 1 จะเป็นการเคลื่อนที่ในขณะเท้าเริ่มสัมผัสพื้น (Movement of initial contact) เนื่องจากลำตัวอยู่ในลักษณะโน้มไปข้างหน้า ทำให้จุดศูนย์กลางของร่างกายเคลื่อนไปอยู่ที่ตำแหน่งที่เส้นศูนย์กลางตกห่างออกไปข้างหน้าจากจุดที่เท้าสัมผัสพื้น ซึ่งจะเกิดอาการคะมำไปข้างหน้า (Forward rotation) ส่วนระยะเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นจะนานและค่อยๆ ลดลงเมื่อจำนวนก้าวและความเร็วเพิ่มขึ้น ดังนั้นในขณะเท้าเริ่มสัมผัสพื้นนักวิ่งจะต้องวางเท้าสู่พื้นในลักษณะงอเข่าและอยู่ด้านหน้าสะโพก ทำให้กล้ามเนื้อเหยียดเข้าและกล้ามเนื้อเหยียดสะโพกทำงานแบบความยาวลดลงได้อย่างเต็มที่ในลักษณะแรงระเบิด (Explosive concentric muscle action)

ส่วนที่ 2 ระยะการยันเท้า (Thrust phase) ในการออกแรงยันเท้าลงที่พื้น เพื่อให้เกิดแรงปฏิกิริยา นักกีฬาจะต้องเหยียดเข้าจนเกือบเต็มที่และจะต้องออกแรงให้มากที่สุด โดยช่วงปลายของการเหยียดเข้าเพื่อยันเท้าลงที่พื้นต้องมีความสัมพันธ์กับขาข้างที่เหวี่ยงเพื่อออกสะโพก โดยขา

ข้างที่เหวี่ยงหยุดการเคลื่อนไหว ขาข้างที่ออกแรงเหยียดเข้าที่จะยันเท้าลงที่พื้น เมื่อออกแรงเหยียดเข้ายันเท้าลงที่พื้นที่ดีและรวดเร็วจะทำให้ขาข้างที่เหวี่ยงเคลื่อนที่ได้ไกลขึ้นและสูงขึ้นด้วย

ส่วนที่ 3 จังหวะที่ปลายเท้าพ้นพื้น (Movement of toe-off) เป็นจังหวะที่สิ้นสุดการออกแรงเหยียดเข้าเพื่อยันเท้าลงที่พื้นและช่วงกว้างของการเหยียดสะโพกขึ้นอยู่กับตำแหน่งของลำตัวที่ทำมุมกับพื้น ส่วนขาข้างที่เหวี่ยงไปข้างหน้าจะหยุดการเคลื่อนไหวไปข้างหน้าที่จะเตรียมเปลี่ยนการเคลื่อนไหว โดยเข้าจะเป็นมุม 90 องศาเป็นอย่างน้อย ในขณะที่สะโพกเอียงไปข้างหน้า หลังเหยียดตั้งและแขนทั้งสองข้างเหวี่ยงไปข้างบนสลับกัน

ส่วนสุดท้ายจะเป็นระยะเคลื่อนที่พ้นพื้น (Floating phase) เป็นระยะการเคลื่อนที่ค่อนข้างสั้น เนื่องจากลำตัวยังคงโน้มตัวไปข้างหน้าจึงทำให้นักกีฬาลอยขึ้นจากพื้นไม่มากนักและเท้าข้างที่เหวี่ยงไปข้างหน้าก็ไม่สูงจากพื้นมากเช่นกัน ดังนั้นความสามารถในการวางเท้าลงสู่พื้นได้อย่างรวดเร็วด้วยการกดเท้าลงให้แรงที่สุด เพื่อให้กล้ามเนื้อทำงานแบบความยาวเพิ่มขึ้นที่มีการสะสมพลังงานแล้วถ่ายโอนไปสู่การทำงานแบบความยาวลดลงที่เกิดขึ้นหลังจากนั้น ทั้งนี้ยังอาศัยความสามารถในการยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อ ในระยะการเร่งความเร็วลำตัวจะไม่โน้มไปข้างหน้ามากจนเกินไปและลำตัวจะทำมุมกับพื้นเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เมื่อจำนวนก้าวเพิ่มขึ้น ทำให้สามารถยกขาข้างที่อยู่ด้านหลังให้พ้นพื้นแล้วเหวี่ยงไปข้างหน้าไปอย่างรวดเร็ว

2. การเร่งความเร็ว (Acceleration)

ในระยะการเร่งความเร็ว ร่างกายจะค่อยๆ ยึดตัวและความยาวของก้าวที่ออกไปข้างหน้าจะยาวมากขึ้น เท้าจะเริ่มกระทำกับผิวของพื้นในการเคลื่อนไหวที่เท้ากระดกขึ้น (Dorsiflexed position) นักกีฬาควรมองลง (Look down) และจำกัดการงอตัวที่บริเวณเอว (Limit torso flexion at the waist) การเร่งความเร็วจะแตกต่างจากความเร็วสูงสุดที่มีระยะการไต่ (Drive phase) และระยะการฟื้นตัว (Recovery phase) ซึ่งช่วงการเร่งความเร็วจะมีการเพิ่มขึ้นของความยาวก้าว (Stride length is increased over) และกลไกการทำงานทางกลศาสตร์ด้านหน้าจะถูกเน้นมากขึ้น (Front - side mechanics are stressed) เช่น การกระทำของขา (Leg action) ที่เกิดขึ้นในด้านหน้าของร่างกาย (Bosco C, Vittori C., 1986; Dintiman G, Ward B., 2000; Mero A, Komi PV, Gregor RJ., 1992; Young WB, McDowell MH, Scarlett BJ., 2001)

3. ระยะเวลาไดรฟ์และระยะเวลาฟื้นตัว (Drive phase and Recovery phase)

เมื่อเริ่มต้นก้าวขาแต่ละก้าวที่ปุมกระดุกหน้าเท้าจะสัมผัสกับพื้นอย่างแรงและสิ้นสุดเมื่อนำเท้ายกเหนือออกจากผิวพื้น ศูนย์ถ่วงของนักกีฬาจะอยู่ที่ขาด้านหลังที่จุดเริ่มต้นของการสัมผัสที่มีแรงของการสัมผัสบริเวณปุมเท้าที่กระดกปลายเท้าขึ้นจะลดลงจากการเหยียดสะโพก, เข่าและข้อเท้า ช่วงสั้นๆของการสัมผัสพื้นจะดำเนินการไปจนกว่าศูนย์ถ่วงของร่างกายและด้านหน้าของเท้าผ่านพ้นไป เมื่อปุมเท้าของขาที่นำยกออกจากพื้นจะถือว่าเสร็จสิ้นระยะเวลาไดรฟ์ ซึ่งในขณะนักกีฬาวิ่งผ่านพื้นระยะออกวิ่งไปแล้วและขณะยกเท้าให้พ้นจากพื้น จุดศูนย์ถ่วงของลำตัวจะถูกดันให้เคลื่อนที่และเป็นขั้นตอนที่ทำให้ความเร็วหลุดช่วงกึ่งเท้าที่ยันให้ลำตัวพุ่งไปข้างหน้าจะถูกถ่วงขึ้นด้านหลัง ขณะที่เท้าอีกด้านหนึ่งจะอยู่ข้างหน้าและถูกดึงไปให้สัมผัสพื้น ซึ่งเท้าทั้งสองข้างจะต้องทำงานสลับกันและแขนจะแกว่งตลอดเวลาที่เคลื่อนที่ และมีช่วงหนึ่งที่เท้าทั้งสองลอยอยู่ในอากาศ

ขณะเคลื่อนที่ผ่านระยะไดรฟ์และระยะเวลาฟื้นตัว นักกีฬาควรพิจารณาปัจจัยที่บริเวณศีรษะที่ควรจัดทำตำแหน่งปกติอยู่ในแนวเดียวกับลำตัวและลำตัวกับหัวไหล่ควรจัดทำให้มั่นคง เพื่อหลีกเลี่ยงการบิดหมุน (avoid rotation) นอกจากนี้ มุมของร่างกายควรอยู่ระหว่าง 80 - 85 องศา และกล้ามเนื้อบริเวณศีรษะ, คอ, หัวไหล่ และส่วนบนของร่างกายจะยังคงผ่อนคลาย (Remain relaxed) ในการแกว่งแขนควรเริ่มต้นด้วยการโค้งงอแขน 70 องศา ด้วยมือข้างที่แนบข้างแก้มและงอแขนที่ไปด้านหลังในมุม 130 องศา (ตรงข้ามขาน้ำ) ที่ผ่านตำแหน่งสะโพกมาเล็กน้อย ส่วนการวางตำแหน่งที่เหมาะสมของนักวิ่งจะแสดงให้เห็นว่าลำตัวจะตรงกับระดับศีรษะและความสูงของสะโพกจะสูงสุดเมื่อวิ่งที่ความเร็วสูงสุด (Bosco et al., 1986; Dintiman et al., 2000; Mero et al., 1992)

4. การลดฝีเท้า (Deceleration)

การชะลอตัวหรือลดฝีเท้าและหยุดช่วยให้นักกีฬาสามารถเปลี่ยนการเร่งความเร็วหรือความเร็วสูงสุด เพื่อเปลี่ยนทิศทางตามความต้องการได้ ที่เกิดการงอข้อสะโพกและเข่าในแต่ละครั้งที่เท้าสัมผัสพื้น (Dintiman et al., 2000) นอกจากนี้ในระยะเท้าสัมผัสพื้น (Support phase) เป็นระยะที่เท้าสัมผัสกับพื้นที่เป็นช่วงจุดศูนย์ถ่วงร่างกายอยู่ในระดับต่ำสุด ช่วงนี้จะเป็นช่วงที่สัน

เท้าสัมผัสพื้นก่อนแล้วส่วนอื่นๆ ของเท้าสัมผัสถึงจะถูกดันขึ้นอย่างทันที (Springy) เพื่อยันร่างกายให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า ซึ่งระยะเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นจะนานมากหรือน้อยขึ้นกับความเร็วในการวิ่ง

เจริญ กระบวนรัตน์ (2538) ก็ได้กล่าวถึง เทคนิคการวิ่งระยะสั้น ดังนี้

1. กลไกการวิ่ง (Mechanics of running) เป็นหลักสำคัญ ในการฝึกซ้อมที่จะเสริมประสิทธิภาพความเร็ว ขั้นแรกควรฝึกเพิ่มความยาวของการก้าวเท้า โดยให้ช่วงก้าวแต่ละจังหวะของการวิ่งยาวที่สุดและขั้นที่สองเริ่มฝึกความเร็วที่เน้นความถี่ในการก้าวต่อหนึ่งหน่วยเวลาให้ได้จำนวนก้าวมากที่สุด

2. การแกว่งแขน (Arm action) มุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และการแกว่งแขนขึ้นอยู่กับความเร็วในการวิ่ง เมื่อนักวิ่งเร่งความเร็วในการวิ่งมาก มุมของการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวไหล่และแขนจะเพิ่มมากขึ้น

3. จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย (Center of gravity) การปรับมุมลำตัวให้โน้มไปข้างหน้าเล็กน้อยเป็นการช่วยปรับระดับจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมและช่วยควบคุมจุดศูนย์กลางถ่วงให้อยู่ในแนวหรือระดับที่ต้องการ

4. สภาวะความตึงเครียดของกล้ามเนื้อขณะวิ่ง (Tension) อาการเกร็งหรือความเครียดที่เกิดขึ้นกับกล้ามเนื้อจะเริ่มปรากฏขึ้นที่บริเวณกล้ามเนื้อต้นคอที่เชื่อมต่อกับหัวไหล่ ต้นแขน ลำตัว ต้นขาและสะโพก ในนักวิ่งจะต้องสามารถหาวิธีลดสภาวะความเครียดหรืออาการเกร็งของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ ให้ผ่อนคลายลง

5. ตำแหน่งที่เท้าสัมผัสพื้น (Foot position) การใช้ความเร็วในการวิ่งด้วยความเร็วสูง ตำแหน่งของเท้าที่จะวางสัมผัสพื้นจะเป็นส่วนปลายเท้าด้านนอกตรงโคนนิ้วก้อย

6. การทำงานของเข่าในขณะวิ่ง (Knee action) ในการวิ่งด้วยความเร็วตามหลักการของการเคลื่อนไหว ควรยกเข่าสูงจนกระทั่งอยู่ในระดับเดียวกับสะโพกหรือต้นขาขนานกับพื้นและในขณะที่ยกเข่าอีกข้างหนึ่งสัมผัสพื้นพยาง่ายให้สามารถทรงตัวและถึบยันพื้นทำให้ก้าวไปข้างหน้า ซึ่งขณะที่วิ่งจะไม่มีช่วงที่เข่าเหยียดตึงเต็มที่

7. แรงฉุด (Breaking force) เป็นแรงรั้งหรือแรงต้านทานการเคลื่อนไหวของร่างกายที่เกิดจากการจัดสัดส่วนของร่างกายในขณะวิ่งที่ไม่ถูกต้อง ซึ่งส่งผลให้ความเร็วในการวิ่งลดลงหรือทำให้ความสามารถในการวิ่งไม่เต็มประสิทธิภาพ

8. การทำงานของสะโพกขณะวิ่ง (Hip action) ในการเคลื่อนไหวที่เปลี่ยนตำแหน่งอย่างรวดเร็วต้องอาศัยการทำงานอย่างรวดเร็วฉับไวของข้อต่อสะโพกด้วย

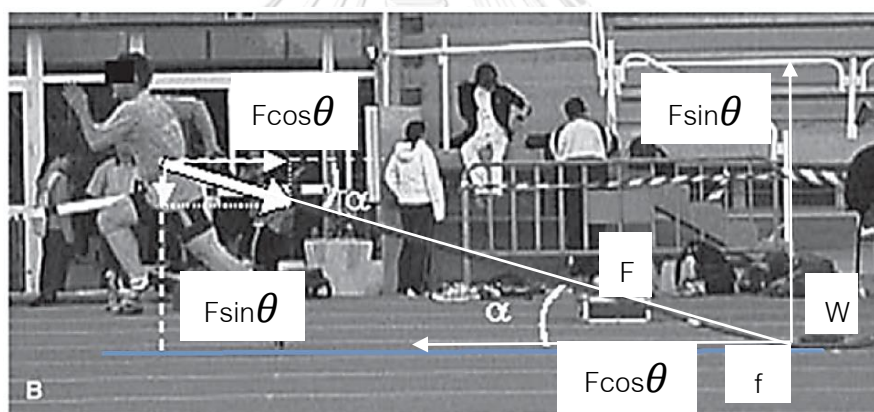
มุมมองของเส้นเชือกในการลากถ่วงน้ำหนัก

มุมมองของเส้นเชือกสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$F \cos\theta - f = ma$$

$$F \cos\theta - \mu(mg - F \sin\theta) = ma$$

เมื่อมุม $F \cos\theta$ บริเวณเชือกที่ผูกกับเครื่องลากถ่วงน้ำหนักมีมุมที่มากขึ้นจะส่งผลให้ต้องออกแรงเร่งความเร็วมากขึ้น และมีความหนักที่มากกว่ามุมมองศานที่น้อยกว่า โดยต้องอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อในการเร่งความเร็วไปข้างหน้า ซึ่งในขณะที่เร่งความเร็วนั้นผลจากมุมมองศานที่แตกต่างกันจะส่งผลต่อ $F \sin\theta$ บริเวณมุมของผู้วิ่งลากถ่วงกระทำต่อพื้น ทำให้มีแรงปฏิกิริยาสะท้อนกลับจากพื้นแตกต่างกัน

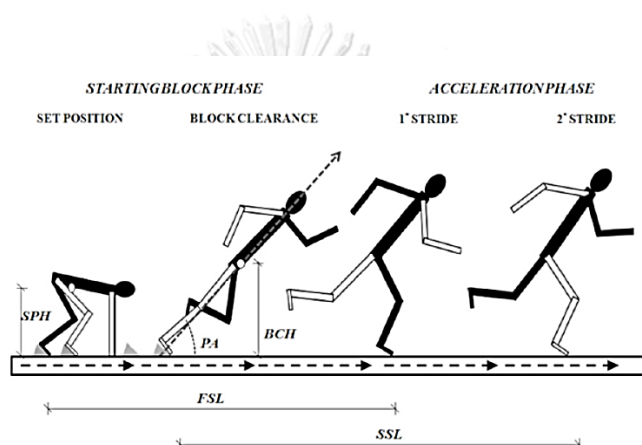


รูปที่ 2.4 แสดงมุมของเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักที่มีความแตกต่างกัน มีผลต่อการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก (ดัดแปลงจาก Alcaraz et al., 2008)

ซึ่งจากข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ในการเริ่มต้นออกตัวที่อ้างอิงข้อมูลจากการศึกษาของเทลเลซ และดูลิตเติล (Tellez & Doolittle, 1984) แนะนำให้ร่างกายทำมุมที่ประมาณ 45 องศาขณะเริ่มออกตัววิ่งเร็ว และจากการศึกษาของเมโร และคณะ (Mero et al., 1992) ได้นำนักวิ่งที่มีความสามารถในการวิ่งเร็ว (Sprinting ability) จำนวน 8 คน การบันทึกเวลาเฉลี่ยของระยะทาง 100 เมตร และวิเคราะห์ท่าทางที่ดีที่สุดในการออกตัวขณะทำการวิ่งเร็ว (Best sprinters body positions) ควรให้มุมของสะโพกบริเวณทางด้านหน้า (Front hip angle) ทำมุมที่ 41 ± 14 องศา

และมุมของสะโพกบริเวณทางด้านหลัง (Rear hip angle) ทำมุมที่ 80 ± 13 องศา โดยให้จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย (Centre of gravity, C.G.) ควรให้มีค่า 0.1 เมตร ไปทางข้างหน้า (Mero et al., 1988) นอกจากนี้ยังสอดคล้องกับข้อมูลของลอเรน (Loren, 1996) ที่กล่าวถึงการฝึกวิ่งเร็วแบบมีคูฝึก (Partner drills) คูฝึกควรวางมืออยู่บริเวณส่วนของสะโพกผู้ถูกฝึกวิ่งและควรให้ตำแหน่งร่างกายของผู้ถูกฝึกวิ่งทำมุมที่ 45 องศา

ดังนั้น ตรีโกณมิติ (Trigonometry) จึงเป็นพื้นฐานสำคัญในการศึกษาชีวกลศาสตร์และเวกเตอร์ ที่ทำการศึกษาสามเหลี่ยม ที่จะต้องเข้าใจเรื่อง Sine, Cosine, Tangent รวมถึงสามเหลี่ยมคล้ายที่จะช่วยให้เข้าใจเรื่องตรีโกณมิติดีขึ้น



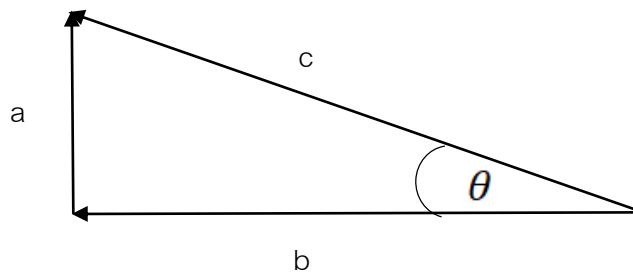
รูปที่ 2.5 แสดงการวิเคราะห์มุมของขาออกตัวช่วงเริ่มต้นและช่วงการเร่งความเร็ว

(Milanese et al., 2014)

สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$\sin\theta = \frac{a}{b}, \cos\theta = \frac{b}{c}, \tan\theta = \frac{a}{b}$$

เวกเตอร์ (Vector) เป็นเมตริกซ์พิเศษที่มีแถวหรือหลัก ในเชิงฟิสิกส์ ซึ่งเวกเตอร์ คือ ปริมาณที่ต้องการขนาดและทิศทาง เพื่อที่จะสามารถสื่อความหมายได้ เช่น ความเร็ว การกระจัด ความเร่ง แรง น้ำหนัก โมเมนตัม เป็นต้น ซึ่งต่างจากปริมาณสเกลาร์ที่ต้องการแค่ขนาดเท่านั้น เช่น พื้นที่ อัตราเร็ว ปริมาตร เป็นต้น โดยการแตกเวกเตอร์สามารถแตกแรงได้ในแนวเฉียงที่ไม่ได้อยู่ในแนวแกน x, y หรือ z และสามารถคำนวณค่าได้จากการแตกแรงตามแกนหลัก 3 แกน คือ แกน x, y หรือ z เมื่อเวกเตอร์มีมากกว่าหนึ่งตัวมาบวกหรือลบกัน เวกเตอร์ลัพธ์อาจเกิดขึ้นในแนวเฉียงมากกว่าในแกนหลักสามแกน ซึ่งสามารถใช้หลักการสามเหลี่ยมคล้ายได้ คือ



$$\frac{A}{C} = \sin\theta \rightarrow A = C\sin\theta$$

$$\frac{B}{C} = \cos\theta \rightarrow B = C\cos\theta$$

$$\frac{A}{B} = \tan\theta \rightarrow A = B\tan\theta$$

ความชัน (Slop) คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรตามต่อตัวแปรต้น ดังนั้นความชันคือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะทางของเส้นเชือกที่เป็นแปรตามของแกน y ในมุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ต่อเวลาที่เป็นแกน x ซึ่งเป็นความเร็ว โดยมีวิธีหาอัตราการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรตามต่อตัวแปรต้น ดังนี้

$$\frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

ถ้าเปลี่ยนจากระยะทางเป็นความเร็ว ความชัน คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็วต่อเวลา หรือเรียกว่า ความเร่ง และมีพื้นที่ใต้กราฟเป็นความเร็วและระยะทาง ความชันจึงเป็นการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรต้นที่เป็นการหารของตัวแปรตามต่อตัวแปรต้น ที่มีพื้นที่ใต้กราฟ คือ ผลคูณของตัวแปรตามต่อตัวแปรต้น ดังนั้นสูตรพีลิกส์ที่สามารถเทียบเคียงกับการหารหรือการคูณได้ เช่น งาน = แรง x ระยะทาง และสามารถวาดกราฟระหว่างแรงและระยะทางได้ ส่วนงาน คือ พื้นที่ใต้กราฟของแรงและระยะทาง หรือสามารถวาดกราฟระหว่างงานและแรงได้ เป็นต้น

$$\text{สูตรพื้นที่สามเหลี่ยม} = \frac{1}{2} \times \text{width} \times \text{height}$$

ระยะทาง คือ ผลคูณของความเร็วและเวลา ($S = vt$)

ตัวแปรที่สำคัญในการเคลื่อนที่

1. เวลา
2. ระยะทางกระจัด (Displacement) และระยะทาง (Distance)

ในขณะที่ระยะทางการกระจัดเป็นปริมาณเวกเตอร์ ระยะทางเป็นปริมาณสเกลาร์ ระยะทางเป็นการวัดถึงระยะทางทั้งหมดที่เราเคลื่อนที่ ในขณะที่ระยะทางการกระจัดวัดตั้งแต่จุดเริ่มต้นจนถึงจุดสุดท้ายที่เราเคลื่อนที่

3. ความเร็ว (Velocity) และ อัตราเร็ว (Speed)

ในการศึกษาหาอัตราเร็วมีทั้งปริมาณเวกเตอร์และสเกลาร์ เมื่อความเร็วเป็นปริมาณเวกเตอร์ สามารถสร้างสมการจากสิ่งที่ต้องการทราบถึงความเร็วที่ใช้เคลื่อนที่ในระหว่างจุดทั้ง 2 จุดและใช้ระยะเวลาในการเคลื่อนที่ ได้ว่า

$$\text{อัตราเร็ว (v)} = \frac{\text{ระยะทางที่เคลื่อนที่}}{\text{เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่}} = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1}$$

$$\text{ความเร็ว (v)} = \frac{\text{ระยะทางการกระจัดที่เคลื่อนที่}}{\text{เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่}} = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1}$$

หรือถ้าต้องการอัตราเร็วแบบทันที (Instantaneous speed) มากกว่า จะต้องวัดระยะทางที่เปลี่ยนไป ภายใต้ระยะเวลาที่สั้นมาก เช่น การออกตัวของนักกีฬาวิ่ง 100 เมตร หรือการออกตัวและกลับตัวของนักกีฬาว่ายน้ำ เป็นต้น สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\text{Instantaneous speed} = \frac{\text{ระยะทางที่เคลื่อนที่}}{\text{เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ที่สั้นมากๆ}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta s}{\Delta t} \right)$$

4. ความเร่งและอัตราเร่ง

อัตราเร่งและความเร่งสามารถบอกถึงอัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็วของการเคลื่อนที่ของวัตถุ

$$\text{อัตราเร่ง (a)} = \frac{\text{การเปลี่ยนแปลงอัตราเร็วที่เคลื่อนที่}}{\text{เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่}} = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_2 - v_1}{t_2 - t_1}$$

$$\text{ความเร่ง (a)} = \frac{\text{การเปลี่ยนแปลงความเร็วที่เคลื่อนที่}}{\text{เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่}} = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_2 - v_1}{t_2 - t_1}$$

ความเร่งเป็นปริมาณเวกเตอร์ จะบอกถึงวัตถุที่เคลื่อนที่จะมีความเร็วที่เพิ่มขึ้น ถ้าความเร่งและทิศทางการเคลื่อนที่ของวัตถุมีทิศทางเดียวกัน แต่วัตถุจะเคลื่อนที่ช้าลงเมื่อความเร่งและทิศทางการเคลื่อนที่ของวัตถุมีทิศทางตรงข้ามกัน

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG)

ความรู้พื้นฐาน

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ กระแสประสาทสั่งการจากระบบประสาทยนต์ที่ส่งกระแสประสาทลงมาที่กล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมาย เพื่อเกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ โดยกระแสประสาทสั่งการ หรือ Motor Unit Action Potential (MUAP) ที่ส่งมายังกล้ามเนื้อ และผลิตขึ้นระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าบ่งบอกถึงคุณสมบัติทางกายวิภาคและสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อที่เป็นกิจกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ ซึ่งคลื่นไฟฟ้ามีความสัมพันธ์กับการหดตัวของกล้ามเนื้อ โดยเฉพาะกล้ามเนื้อลายจะเกิดขึ้นเมื่อมีความแตกต่างระหว่างศักย์ไฟฟ้า ในกระบวนการหดตัวของกล้ามเนื้อลายเริ่มจากระบบประสาทสั่งการประสาท (Nerve impulse) มาที่ส่วนปลายจนเกิดการหลั่งสารสื่อประสาท Ach ไปกระตุ้น Nicotinic receptor ที่ Motor endplate ทำให้เกิดการคลายประจุไฟฟ้าเกิดขึ้น (Depolarization) ที่ endplate และเหนี่ยวนำการคลายประจุจนถึง Muscular surface ต่อไปถึง Transverse Tubules (T - Tubule) ทำให้เกิดการหลั่ง Ca^{2+} ขึ้นและเกิดกระบวนการ Crossbridge และเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ คลื่นอีเอ็มจีจะแปรผันตรงกับการหดตัวของกล้ามเนื้อ เมื่อกล้ามเนื้อหดตัวมากขึ้นและมีกล้ามเนื้อหลายมัดหดตัวพร้อมกัน ค่าอีเอ็มจีที่บันทึกก็จะสูงขึ้น ซึ่งคลื่นอีเอ็มจีจะทำงานไปตามหลักการ All or none ในกล้ามเนื้อจะมีเส้นใยกล้ามเนื้ออยู่มากมายถูกยึดติดกับเส้นประสาทที่เรียกว่า มอเตอร์ยูนิต (Motor unit) โดยหนึ่งมอเตอร์ยูนิตจะสามารถควบคุมเส้นใยกล้ามเนื้อไว้ได้จำนวนหนึ่ง เมื่อกล้ามเนื้อหดตัวเนื่องจากประสาทสั่งการ สัญญาณประสาทจะไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเกิดการหดเกร็ง มีการแลกเปลี่ยนอิออนลบและอิออนบวกในกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดสัญญาณทางไฟฟ้าที่เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยทั่วไปในกล้ามเนื้อจะมีความถี่อยู่ประมาณ 10 Hz – 9 KHz ขนาดของสัญญาณประมาณ 50 ไมโครโวลต์ - 100 มิลลิโวลต์

เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประกอบด้วยตัวเครื่องและอิเล็กโทรดบันทึกสัญญาณเข้า ตัวเครื่องมักมีอุปกรณ์ที่เป็นวงจรไฟฟ้าทำหน้าที่กรองขยายสัญญาณและส่วนแสดงผล ซึ่งการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเป็นวิธีการประเมินและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ โดยสามารถบันทึกได้ เรียกว่า Electromyogram ส่วนเครื่องมือที่ใช้ในการบันทึก เรียกว่า Electromyograph ที่ทางการแพทย์ใช้วินิจฉัยโรค อิเล็กโทรด หรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจี สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิดคือ ชนิดที่ 1 ขั้วไฟฟ้า

สำหรับกระตุ้นที่มักเป็นตัวกระตุ้นขนาดเล็กและเป็นชนิดสองขั้ว (bipolar electrode) ยึดติดกับส่วนอิเล็กทรอนิกส์ ส่วนชนิดที่ 2 ขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณ มีลักษณะการใช้งานของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเป็นเครื่องมือติดที่ผิวหนังบริเวณกล้ามเนื้อที่ต้องการวิเคราะห์ และส่งสัญญาณมาที่เครื่องรับ เพื่อบันทึกค่าการทำงานของกล้ามเนื้อ สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด (Farina et al., 2013) คือ

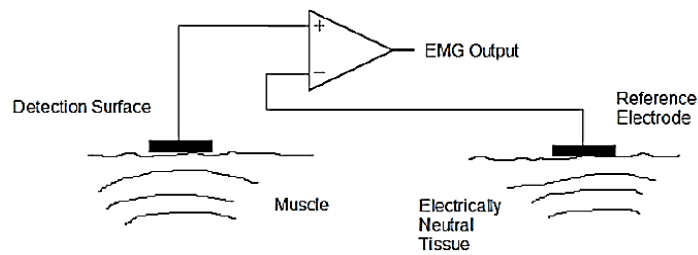
1. อิเล็กโทรดติดบนผิวหนัง (Surface electromyography) เป็นแผ่นติดบนผิวหนังบริเวณกล้ามเนื้อที่ต้องการศึกษาความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งผู้รับการตรวจจะไม่สร้างความเจ็บปวดและใช้ระยะเวลาไม่นาน มักนิยมติดตรงกับตำแหน่งของจุดมอเตอร์และสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกได้จะเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อ มิใช่ใยกล้ามเนื้อเหมือนกับการบันทึกจากขั้วบันทึกแบบเข็ม สามารถแบ่งออกได้ 3 ชนิด คือ ชนิดสองขั้วยึดติดกัน, ชนิดโลหะกลม และชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป



รูปที่ 2.6 แสดงอิเล็กโทรดสำหรับบันทึกสัญญาณอีเอ็มจี ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

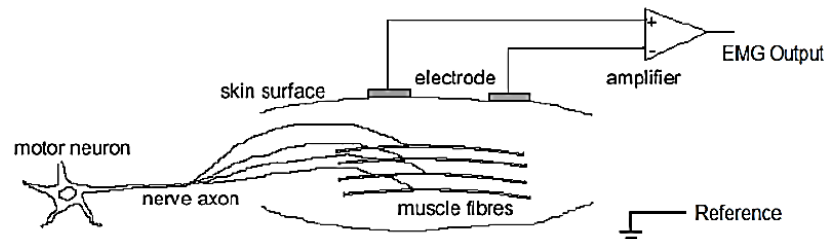
ตำแหน่งของพื้นผิวการตรวจอีเอ็มจีสามารถทำได้ผ่านการกำหนดค่าต่างๆ ได้ 3 แบบ ได้แก่ หนึ่งขั้ว (Monopolar) สองขั้ว (Bipolar) และหลายขั้ว (Multipolar) สามารถอธิบายได้ ดังนี้

อิเล็กโทรดติดบนผิวหนัง แบบหนึ่งขั้ว (Monopolar configuration) เป็นการดำเนินการโดยใช้ขั้วไฟฟ้าเพียงตัวเดียวที่ผิว วิธีนี้ใช้ง่ายแต่ไม่ละเอียดเนื่องจากการตรวจพบสัญญาณไฟฟ้าทั้งหมดในบริเวณใกล้เคียงกับพื้นผิวที่มีการตรวจจับ (Carlo J. De Luca, 2006; Gerdle et al., 1999)



รูปที่ 2.7 แสดงเทคนิคการควบคุมสัญญาณแบบหนึ่งขั้ว (Muhammad Zahak Jamal, 2012)

อิเล็กโทรดติดบนผิวหนัง แบบสองขั้ว (Bipolar configuration) เป็นการดำเนินการโดยใช้ขั้วไฟฟ้าสองตัว เพื่อรับสัญญาณอีเอ็มจี โดยใช้สองอิเล็กโทรดติดที่พื้นผิวตรวจสอบด้วยการช่วยเหลือของขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (Reference electrode) สัญญาณจากพื้นผิวอีเอ็มจีสองตัวเชื่อมต่อกับเครื่องขยายสัญญาณที่แตกต่างกัน ซึ่งสองอิเล็กโทรดที่ตรวจสอบอยู่ห่างกันเพียง 1 – 2 เซนติเมตร เครื่องขยายสัญญาณจะปิดสัญญาณรบกวนไปยังทางเข้าของสัญญาณทั้งสอง ข้อจำกัดของการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนังแบบสองขั้ว คือ มีการยอมรับค่าที่ได้จากการใช้สองขั้วและพบว่ามีการใช้วิธีนี้มากที่สุด

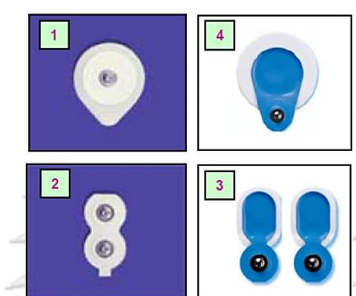


รูปที่ 2.8 แสดงเทคนิคการควบคุมสัญญาณแบบหลายขั้ว (Muhammad Zahak Jamal, 2012)

อิเล็กโทรดติดบนผิวหนัง แบบหลายขั้ว (Multipolar) การใช้วิธีนี้เป็นการติดอิเล็กโทรดบนพื้นผิวที่มากกว่า 2 ขั้ว เพื่อให้สัญญาณอีเอ็มจีที่ได้จากการช่วยเหลือของอิเล็กโทรดอ้างอิง ซึ่งจะช่วยลดปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนได้ (Gerdle et al., 1999) สัญญาณอีเอ็มจีที่เพิ่มขึ้นจะได้รับการกำหนดค่านี้ โดยสัญญาณจากพื้นผิวตรวจจับอีเอ็มจีสามขั้วหรือมากกว่า ซึ่งจะวางห่างไว้ประมาณ 1 - 2 เซนติเมตร แล้วถูกส่งผ่านไปยังมากกว่าสองช่วงของการขยายสัญญาณ การกำหนดค่านี้ถูกนำมาใช้ในการวิจัยที่ครอบคลุมการดำเนินการ เพื่อศึกษาอีเอ็มจีของเส้นใยกล้ามเนื้อ, ความเร็วในการหดตัว และจุดมอเตอร์ที่ต้องการศึกษา

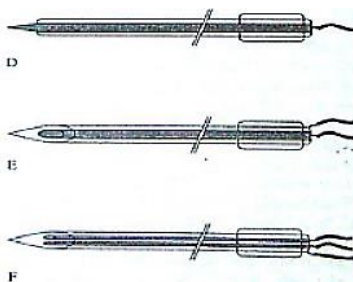
การเลือกชนิดของอิเล็กโทรดจะขึ้นอยู่กับ การตรวจสอบและสภาพที่กำหนดและชนิดของขั้วไฟฟ้าชนิดใดชนิดหนึ่งไม่สามารถครอบคลุมความต้องการที่เป็นไปได้ทั้งหมด สำหรับอิเล็กโทรด

พื้นผิวที่มีการเคลือบเงิน (Silver) และเงินคลอไรด์ (Silver chloride) เป็นขั้วไฟฟ้าที่ใช้บ่อยที่สุด และแนะนำสำหรับการใช้งานทั่วไป (SENIAM) นอกจากการใช้งานที่ง่ายและรวดเร็วด้าน สุขอนามัยไม่เป็นปัญหาในการใช้อิเล็กโทรดชนิดใช้แล้วทิ้งนี้ เส้นผ่านศูนย์กลางของขั้วไฟฟ้า (พื้นที่ นำไฟฟ้า) ควรมีขนาด 1 ซม. หรือเล็กกว่า ขั้วไฟฟ้าแบบใช้แล้วทิ้งที่ผลิตในเชิงพาณิชย์จะผลิตขึ้น เป็นอิเล็กโทรดเจล อิเล็กโทรดเจลทั่วไปมีสภาวะการนำและอิมพีแดนซ์ที่ดีกว่าอิเล็กโทรดเจล เหนียว รวมทั้งยังสามารถปรับตำแหน่งใหม่ได้ในกรณีที่เกิดข้อผิดพลาดได้



รูปที่ 2.9 แสดงการเลือกขั้วไฟฟ้าอีเอ็มจีพิเศษและขั้วไฟฟ้าอีเอ็มจีปกติ (Konrad, 2006)

2. อิเล็กโทรดแบบเข็ม (Intramuscular or Needle electromyography) เป็นการใช้เข็ม บักเข้าไปในกล้ามเนื้อที่ต้องการศึกษา เพื่อบันทึกสัญญาณ ซึ่งจะก่อให้เกิดความเจ็บปวดกับผู้รับ การตรวจและใช้เวลานาน นิยมใช้แบบแกนเดี่ยว (Single coaxial electrode or Concentric needle electrode) มีลักษณะคล้ายเข็มฉีดยาที่มีรูปลายตัด และมีแกนลวดโลหะที่เป็นแพลตินัม หรือทองแดงหุ้มฉนวน เพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าระหว่างสองจุด นอกจากนั้นยังมีแบบสองแกน (Double coaxial needle or Bipolar needle electrode) ที่มีการสอดเส้นโลหะสองเส้นเข้าไป สามารถ ตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณประสาทได้แคบกว่า อิเล็กโทรดแบบเข็มสามารถแบ่งออกได้ 3 ชนิด คือ ชนิดเข็มแบบขั้วเดี่ยว ชนิดเข็มฉีดยาปลายตัดแกนเดี่ยว ชนิดเข็มฉีดยาปลายตัดสองแกน ดังรูปข้างล่างนี้



รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับกระตุ้น D: ชนิดเข็มแบบขั้วเดียว E: ชนิดเข็มฉีดยาปลายตัดแกนเดียว F: ชนิดเข็มฉีดยาปลายตัดสองแกน

(Robinson & Snyder-Mackler, 2008)

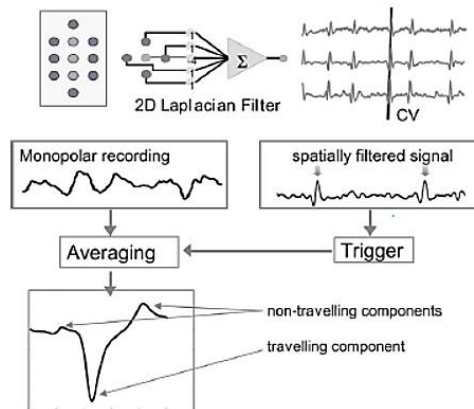
เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ มีปริมาณและขนาดเล็ก ยังมีคลื่นอีเอ็มจีที่มีความถี่การตอบสนองค่อนข้างสูง จึงต้องมีเครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับใช้ตรวจคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจีที่เป็นตัวเครื่องประกอบด้วยวงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณและส่วนแสดงผล ซึ่งในส่วนขยายสัญญาณ (amplifier) เป็นตัวเครื่องที่มีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ให้มีขนาดใหญ่ขึ้นเพื่อใช้ในการพิจารณา มีกำลังขยายสูงและสม่ำเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้า นอกจากนั้นยังสามารถกรองสัญญาณในการตัดสัญญาณที่รบกวนออกได้ ส่วนการแสดงผลและบันทึกผลมักแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคปที่ตอบสนองต่อความถี่สูงได้และผ่านสัญญาณเสียง ทำให้เกิดการแปลผลที่มีความเที่ยงตรงมากขึ้น อีกทั้งยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดคลื่นไฟฟ้าซึ่งนิยมใช้ในปัจจุบัน

ส่วนแสดงผลและบันทึกผลของอิเล็กโทรดสำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้า

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีความถี่ในการตอบสนองค่อนข้างสูง มักแสดงผลด้วยการบันทึกผ่านจอภาพออสซิลโลสโคปที่สามารถตอบสนองต่อความถี่สูงได้ และผ่านสัญญาณเสียงของคลื่นอีเอ็มจี ทำให้การแปลผลเที่ยงตรงมากขึ้น ซึ่งปัจจุบันสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดคลื่นไฟฟ้า

สัญญาณอีเอ็มจีที่ปกติมักจะไม่มีพบสัญญาณ Spontaneous activity ในขณะที่พักจอออสซิลโลสโคปที่บันทึกได้จะไม่มีสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีและมีลักษณะเรียบ เมื่อผู้ถูกวัดออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อจะได้คลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า Motor unit potential และเป็น Normal motor unit potential MUP ที่มีลักษณะเป็นคลื่นสองหรือสามเฟส (Biphase or Triphasic) ในขณะที่สัญญาณอีเอ็มจีผิดปกติจะพบว่ามีภาวะผิดปกติได้ 2 ประเภท คือ 1) Motor unit potential ผิดปกติขณะกล้ามเนื้อหดตัว และ 2) Spontaneous activity ที่ผิดปกติ ซึ่งส่วนใหญ่พบสัญญาณไฟฟ้า

ผิดปกติจะมีเฟสมากกว่า 3 เฟสขึ้นไป สามารถเรียกได้ว่า Polyphasic motor unit potential หรือ Polyphasic MUP



รูปที่ 2.11 แสดงการกรองพื้นที่ของสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกด้วยอาร์เรย์

(Rau, Schulte and Disselhorst-Klug, 2004)

จากรูปข้างต้น เป็นการกรองพื้นที่ของสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกด้วยอาร์เรย์ (Electrode array) ของขั้วสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกไว้จากที่ต่างๆ สามารถนำมาใช้เพื่อประมาณค่า CV นอกจากนี้ข้อมูลเกี่ยวกับรูปร่างของสัญญาณ Monopolar สามารถสกัด Non-invasively โดยหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณที่กรอง เรียกว่า MUPs ซึ่งสัญญาณไฟฟ้า MUP เกิดจากการรวมตัวของสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีจากใยกล้ามเนื้อที่บันทึกได้ หลายๆ ใยกล้ามเนื้อผสมกัน เมื่อใยประสาทยนต์ 1 เส้นใย ส่งสัญญาณประสาทไปยังใยกล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ที่อิเล็กโทรดจะเป็นสัญญาณไฟฟ้าวรวมที่เป็นสัญญาณไฟฟ้าเฟสคู่หรือสามเฟสจากใยกล้ามเนื้อขึ้นกับว่าใยกล้ามเนื้อใดอยู่ใกล้อิเล็กโทรดบันทึกจะสามารถบันทึกค่าได้เร็วและขนาดใหญ่กว่า แต่ถ้าหากสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ใกล้กันมากจะมีลักษณะเป็นคลื่นผสม ทำให้สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้เป็นคลื่นไฟฟ้าหลายเฟสที่เกิดจากการผสมของเส้นใยกล้ามเนื้อหลายเส้น

หลักทั่วไปในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

1. จัดท่าทางให้ผู้ถูกวัด และทำความสะอาดผิวหนังในบริเวณกล้ามเนื้อที่ต้องการวัดด้วยแอลกอฮอล์ (Identified)
2. อิเล็กโทรดชนิดเจลเปียก (Wet-gel electrodes) มีค่าอิมพีแดนซ์ที่ผิวดีที่สุด
3. ใช้ขั้วไฟฟ้าขนาดเล็ก (Small electrodes) เพื่อเพิ่มความสามารถในการเลือกใช้และมีค่าอิมพีแดนซ์สูงขึ้น (Impedance values)

4. เลือกระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าใกล้เคียงที่จะเพิ่มการคัดเลือก ซึ่งระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดจากจุดกึ่งกลางของขั้วไฟฟ้าถึงจุดศูนย์กลางของอีกขั้วไฟฟ้า ประมาณ 1 - 2 เซนติเมตร
5. ติดอิเล็กโทรดขนานไปกับทิศทางเส้นใยของกล้ามเนื้อ
6. ตรวจสอบดูขั้วอิเล็กโทรดว่าติดตรงกับกล้ามเนื้อที่ใช้งานในระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อ
7. วางแผน (Map system) ระยะห่างที่วัดได้ระหว่างตำแหน่งของขั้วไฟฟ้ากับจุดทางกายวิภาค (Anatomical landmarks)
8. ขั้วไฟฟ้าที่มีการเชื่อมต่อแบบ De-centralized snap หรือ Cable connection

การตรวจสอบคุณภาพพื้นฐานของอีเอ็มจี (Inspection of the raw EMG-baseline quality)

เป็นภาพที่มีขั้นตอนที่สำคัญและไม่สามารถใช้วิธีอื่นๆ แทนได้ เช่น การตรวจสอบอิมพีแดนซ์อัตโนมัติ เป็นต้น ซึ่งตัวขยายสัญญาณจะต้องรับสัญญาณไม่น้อยกว่า 1 ล้านโวลต์ (Microvolt) และรับสัญญาณที่จากแหล่งภายนอกได้ง่าย (Artifacts) หลังจากเชื่อมต่อขั้วไฟฟ้าเข้ากับตัวขยายสัญญาณ, เริ่มเปิดเครื่องคอมพิวเตอร์ จะแสดงสัญญาณและขยายข้อมูลการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของแต่ละช่อง สำหรับการตรวจแบบละเอียด ผู้ทดลองอยู่ในสภาพที่ผ่อนคลายอย่างแท้จริง โดยให้ผู้ทดลองนอนลงบนเตียงบำบัดหรือการกระทำที่คล้ายกัน

การใช้ EMG กับกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่ง (Sprint)

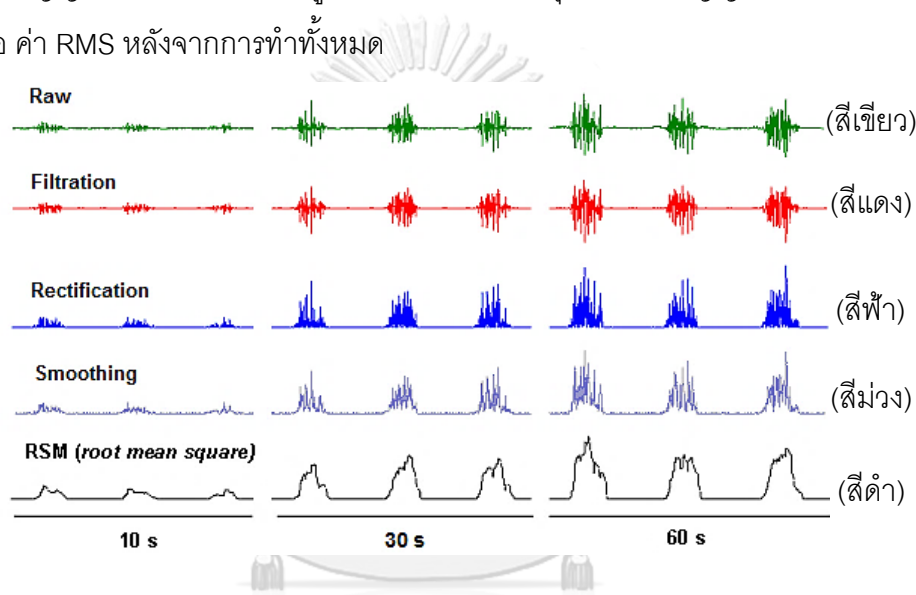
เป็นการประยุกต์ใช้การทำงานของอิเล็กโทรด (e.g. SENIAM) ร่วมกับจุดที่สำคัญทางกายวิภาค (Anatomical landmark system) โดยพิจารณาที่บริเวณกระดูกที่เด่นและสามารถมองเห็นได้ง่าย ซึ่งจะใช้จุดเหล่านี้เพื่อค้นหาตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่เลือกไว้ (Selected electrode site) บริเวณของจุดมอเตอร์ (Motor point regions) เนื่องจากความไม่เสถียรของสัญญาณที่เพิ่มขึ้นจึงมักมีนักวิจัยแนะนำไม่ใหวางอิเล็กโทรดอยู่เหนือพื้นที่จุดมอเตอร์ (Motor point regions) ที่มีความหนาแน่นของมอเตอร์สูง (Motor endplates) นอกจากนั้นการศึกษาที่ต้องเคลื่อนไหวกกล้ามเนื้อแบบไดนามิก ซึ่งการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเบื้องต้นสนใจอยู่ 3 ปัจจัยหลัก คือ

1. สัญญาณรบกวนพื้นฐาน (Baseline noise) เป็นไปไม่ได้ที่การบันทึกสัญญาณจะปราศจากสัญญาณรบกวน อาจมีการขยายหรือสุ่มตัวอย่างขนาดเล็กๆ แต่ไม่ควรเกิน 10 - 15 ไมโครโวลต์ (Microvolts) ระดับสัญญาณรบกวนเฉลี่ยควรอยู่ในระดับที่ 1 - 3.5 ไมโครโวลต์ ซึ่งสามารถทำการทดสอบได้จากการแจกแจงความถี่

2. การขจัดเซตพื้นฐาน (Baseline offset) เครื่องขยายสัญญาณเสียงส่วนใหญ่ทำงานร่วมกับการแก้ไขการขจัดเซตโดยอัตโนมัติ

3. การเปลี่ยนแปลงพื้นฐาน (Baseline shifts) กำหนดเส้นระหว่างก่อนและหลังการหดตัวจะต้องอยู่ที่เส้นศูนย์เสมอ (Zero line)

กระบวนการสัญญาณของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้ออีมจีสามารถแบ่งออกเป็น 5 กระบวนการ ได้แก่ สีเขียว คือ สัญญาณดิบ, สีแดง คือ สัญญาณที่ถูกกรองจะมีการสร้างขีดจำกัดซึ่งสัญญาณยังไม่รวมทุกอย่างออก, สีฟ้า คือ สัญญาณแก้ไขค่าลบทั้งหมดถูกแปลงเป็นค่าบวก, สีม่วง คือ สัญญาณที่เรียบเป็นเส้นที่ถูกสร้างขึ้นและส่วนที่รุนแรงของสัญญาณได้รับการยกเว้น ส่วนสีดำ คือ ค่า RMS หลังจากการทำทั้งหมด



รูปที่ 2.12 แสดงกระบวนการสัญญาณของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้ออีมจีสามารถแบ่งออกเป็น 5 กระบวนการ (Leandro Ricardo Altimari et al, 2012)

ประโยชน์และหลักการนำไปใช้

1. ช่วยยืนยันตำแหน่งของพยาธิสภาพในระบบส่วนปลาย เส้นประสาท ส่วนต่อของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (Neuromuscular junction) หรือที่กล้ามเนื้อ
2. ช่วยบอกตำแหน่งของพยาธิสภาพในผู้ที่ทำการทดสอบว่าพยาธิสภาพที่พบเกิดขึ้นในกลุ่มกล้ามเนื้อใดเป็นหลัก
3. บอกความรุนแรงของพยาธิสภาพได้และสามารถทำการตรวจสอบ เพื่อเปรียบเทียบพยาธิสภาพมีระดับมากขึ้นหรือน้อยลงจากระดับเดิมที่ทำการทดสอบในครั้งแรก

4. สามารถบอกได้ว่าพยาธิสภาพในระบบประสาทส่วนปลายเกิดขึ้นมานานเพียงใด
5. การเปลี่ยนแปลงที่สามารถตรวจได้บางโรคที่มีความจำเพาะจงเจาะและสามารถวินิจฉัยโรคได้
6. มีข้อจำกัดที่ไม่สามารถตรวจเส้นประสาทชนิดเส้นใยเล็ก (Small fiber) ไม่มีปลอกเยื่อหุ้มไมอีลิน (Myelin sheath)

การวัดแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Force plate)

ประโยชน์และการนำมาใช้

การวิเคราะห์แรงเป็นการวิเคราะห์เชิงคินติกส์ ทำให้ทราบถึงเหตุการณ์เคลื่อนที่ ซึ่งแตกต่างจากการวิเคราะห์เชิงคิเนมาติกส์ที่ทำให้ทราบผลของการเคลื่อนที่เท่านั้น ในการวิเคราะห์แรงจำเป็นต้องทราบค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญของส่วนต่างๆ ของร่างกาย เพื่อใช้ในการคำนวณตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวล รวมไปถึงโมเมนต์ความเฉื่อยของส่วนต่างๆ ของร่างกาย

การตรวจวัดแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าเกิดจากน้ำหนักของร่างกายหรือจากการเคลื่อนไหวร่างกายนั้นสามารถตรวจวัดได้จากแผ่นตรวจวัดแรงสะท้อนปฏิกิริยา เพื่อหาความสมดุลในท่าทางการเดิน หรือการวิ่งและค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ทางด้านชีวกลศาสตร์ ซึ่งแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาอย่างง่ายจะมีแผ่นรองรับแรงแผ่นเดียวที่สามารถวัดแรงในแนวตั้งตรงจุดศูนย์กลางของแผ่น และในปัจจุบันมีการพัฒนารูปแบบของแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Platform) เป็นแผ่นที่มีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าแบบคู่ที่สามารถวัดองค์ประกอบได้ 3 มิติของแรงที่เท่ากันที่กระทำต่อพื้นผิวสัมผัส นอกจากนี้ยังมีแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาแบบทรงกระบอกที่เป็นแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาแบบเดี่ยวหรือแบบหลายแผ่น ซึ่งแต่ละอย่างมีข้อดีและข้อเสียแตกต่างกัน เช่น แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาแบบเดี่ยวเหมาะสำหรับแรงกระทำต่อพื้นที่เล็กๆ ซึ่งในการเคลื่อนไหวการวิเคราะห์การเดินที่ควรใช้แผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยาอย่างน้อย 2 แผ่น เป็นต้น

มาร์เชลโล (Marcello, 2008) ได้อธิบายเกี่ยวกับแผ่นวัดแรง (Force plate, Force platform) ว่าเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงที่มักติดตั้งไว้บริเวณพื้นใช้ในการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force, GRF) เป็นแรงลัพธ์ที่ได้จากการรวมกันของแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่ทั้ง 3 แกน คือ แกน x, y และ z โดยแรงปฏิกิริยาจากพื้นจะกระทำที่จุดศูนย์กลางของความดัน การวัด

แรงแนวตั้งจะเป็นการวัดน้ำหนักร่างกายของนักกีฬาหรือกลุ่มตัวอย่าง รวมไปถึงแรงที่พื้นกระทำต่อร่างกายของนักกีฬา ตัวแปรที่วัดได้จากแผ่นวัดแรง ได้แก่

1. แรงปฏิกิริยาแนวตั้ง (Vertical GRF) เป็นข้อมูลที่บ่งบอกถึงแรงที่กระทำต่อพื้นดินในแนวตั้ง เป็นแรงปฏิกิริยาที่ใช้วิเคราะห์การเคลื่อนไหวและคำนวณหาแรงของข้อต่อต่างๆ
2. แรงปฏิกิริยาแนวหน้าหลัง (Anterior – Posterior force measurement) เป็นการวัดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในแนวราบที่เป็นแรงเสียดทานที่ร่างกายใช้ผลักตัวเองในการเดินไปข้างหน้า
3. แรงปฏิกิริยาแนวด้านข้าง (Medio – Lateral force measurement) ใช้หลักการเดียวกับแรงปฏิกิริยาแนวหน้าหลัง
4. Pedotti Diagram เป็นการแสดงขนาดแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาจากพื้น เมื่อเทียบกับจุดศูนย์กลางของแรงดัน (Adamczyk & Kuo, 2009)

แรงปฏิกิริยาจากพื้นในขณะวิ่ง

ในการวิ่งโดยทั่วไป นักวิ่งจะวิ่งในลักษณะที่ Heel strike คือ มีการนำส้นเท้าลงก่อน พบประมาณ 80% ของนักวิ่ง นักชีวกลศาสตร์ได้แบ่งช่วงการวิ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วง Absorption เป็นช่วงที่จุดศูนย์กลางเคลื่อนตัวต่ำลง ทำให้ร่างกายจะต้องรับแรงกระแทกและช่วง Propulsion เป็นช่วงที่จุดศูนย์กลางเคลื่อนตัวสูงขึ้นจึงเป็นช่วงที่ร่างกายผลักตัวให้ลอยพ้นพื้น นอกจากนี้ยังสามารถแบ่งออกเป็นช่วง Passive phase และ Active phase ที่เป็นการแบ่งตามการทำงานของกล้ามเนื้อ ถ้ากล้ามเนื้อสามารถออกแรงในการควบคุมการเคลื่อนไหวจะเรียกว่า active phase แต่กล้ามเนื้อไม่สามารถปรับตัวรับกับการเคลื่อนไหวตลอดเวลา เนื่องจากร่างกายที่รับแรงกระแทกสูงๆ ทันที กล้ามเนื้อจะต้องการเวลาในการปรับตัว (Muscle latency) ที่จะมีช่วงระยะเวลาในการปรับตัวประมาณ 30 - 75 มิลลิวินาที กล้ามเนื้อจะถูกบังคับจากแรงภายนอกให้มารับแรงโดยที่กล้ามเนื้อไม่สามารถควบคุมได้ ทำให้ร่างกายเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ซึ่งเรียกว่า passive phase อาการบาดเจ็บมักเกิดขึ้นในช่วงการวิ่งช่วง 1st peak จะเกิดขึ้นภายในเวลา 50 มิลลิวินาทีของ passive phase ทั้งนี้ นักชีวกลศาสตร์วัดปริมาณความรุนแรงของการเปลี่ยนแปลงของแรงกระแทก

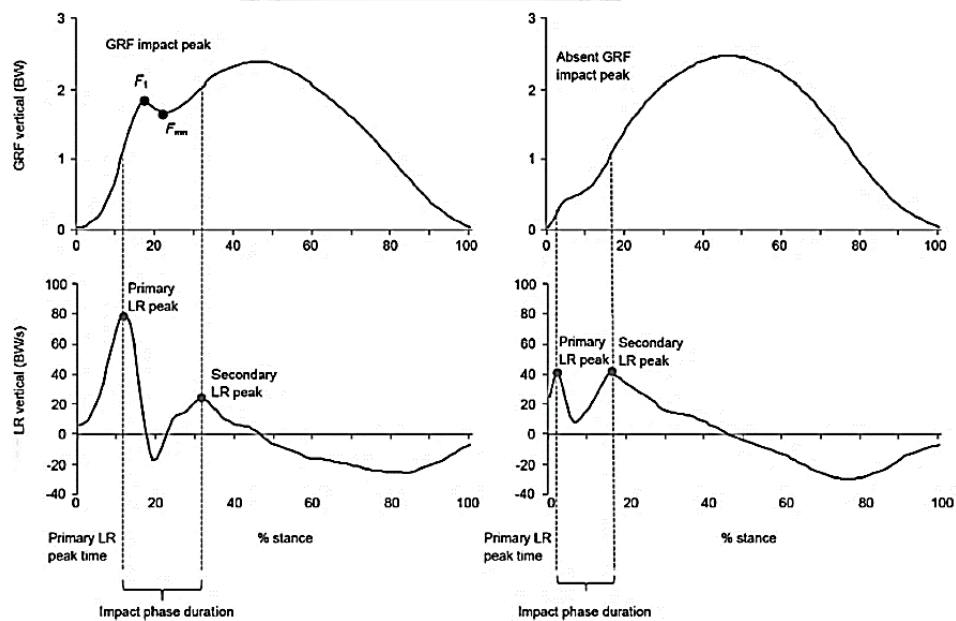
ภายในเวลาที่เกิดขึ้นว่า Rate of loading ที่หาจากแรงที่ 1st peakหารด้วยเวลาที่เกิด สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\text{Rate of Loading} = \frac{IFP}{\Delta t}$$

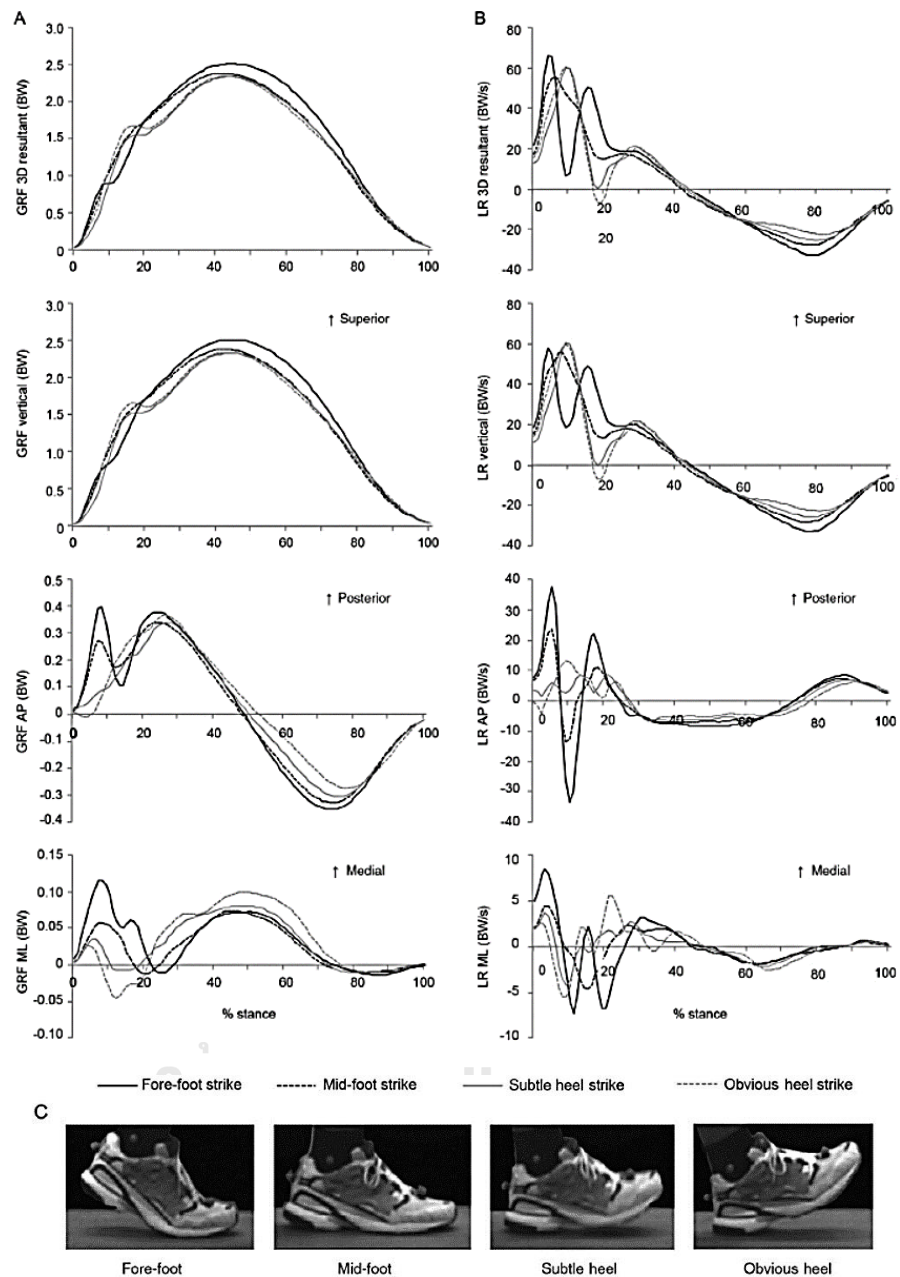
สำหรับการวิ่งของนักวิ่งด้วยกลางเท้าหรือปลายเท้า จะมีลักษณะของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งที่ไม่มีแรงกระแทกช่วง Passive phase ซึ่งช่วยลดอาการบาดเจ็บของนักวิ่งลงได้ (Boyer E., Rooney BD and Derrick TR, 2014)

การอ่านค่าแรงปฏิกิริยาด้วยแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา

เป็นค่าแรงปฏิกิริยาที่แสดงค่าจุดสูงสุดของยอด คือ แรงกระแทกสูงสุด นำไปสู่ช่วงที่เป็นจุดแรงที่น้อยที่สุดระหว่างการเบรค โดยสามารถดูได้จากกราฟแสดงค่า GRF-Time ที่รวมจุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาสะท้อนจากการกระแทกที่สัมผัสแผ่นวัดแรง (F1) ตามด้วยแรงต่ำสุด (Fmin) เมื่อจุดสูงสุดในการกระแทกที่สูงสุดของอัตราไหลได้มาจากยอดการกระแทก (F1) ซึ่งการระบุขั้นตอนกำหนดให้ LR คือ การรับแรงสะท้อนปฏิกิริยาการกระแทกจากอัตราการไหล และแรงปฏิกิริยาของพื้น (GRF) เท่ากับ จุดสูงสุดของการกระแทก, Fmin คือ บริเวณแรงต่ำสุด, BW คือ น้ำหนักร่างกาย



รูปที่ 2.13 แสดงแบบของกราฟแรงในแนวแกน X, Y และ Z สำหรับการวิ่งผ่านแผ่นสะท้อนแรงปฏิกิริยา (Nordin et al., 2015)



รูปที่ 2.14 แสดงค่า GRF (A) และอัตราการโหลด (B) เทียบกับช่วงเวลาตามทิศทาง (3D resultant, vertical, AP, ML) และการตีเท้า (foot-strike) ส่วน 3D คือ สามมิติ, AP คือ ด้านหน้า-ด้านหลัง (anterior-posterior), BW = น้ำหนักร่างกาย, GRF = แรงสะท้อนปฏิกิริยาจากพื้น (ground reaction force), LR คือ อัตราโหลด (loading rate), ML คือ ด้านใน-ด้านนอก (medial-lateral) (Nordin et al., 2015)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยในประเทศ

พิระพงศ์ หนูพยนต์ (2547) ได้ทำการศึกษาผลของการฝึกเสริมด้วยการวิ่งลากเครื่องถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็วของนักวิ่ง 100 เมตร อายุระหว่าง 14 - 16 ปี กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้เป็นนักวิ่งของโรงเรียนกีฬากรุงเทพมหานคร จำนวน 40 คน โดยการเลือกตัวอย่างแบบเจาะจง และผู้วิจัยทำการแบ่งกลุ่มออกเป็น 2 กลุ่มๆ ละเท่าๆ กัน โดยการสุ่มตัวอย่างแบบง่าย กลุ่มควบคุม ฝึกโปรแกรมการฝึกตามปกติ กลุ่มทดลองฝึกเสริมด้วยการวิ่งลากเครื่องถ่วงน้ำหนักและโปรแกรมการฝึกตามปกติ ใช้เวลาในการทดลอง 8 สัปดาห์ ทำการทดสอบความสามารถในการเร่งความเร็ว ก่อนการทดลอง หลังการทดลอง 4 สัปดาห์ และหลังการทดลอง 8 สัปดาห์ และนำผลที่ได้มาวิเคราะห์ตามวิธีทางสถิติ ด้วยการหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าที่ วิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวชนิดวัดซ้ำ และเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ โดยใช้วิธีทดสอบของตุกี (Tukey) หลังการทดลอง 8 สัปดาห์ พบว่า

1. ความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 5 เมตร ในกลุ่มทดลองมากกว่ากลุ่มควบคุม อย่างมีนัยสำคัญ ที่ระดับ .05
2. ความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 10 เมตร ในกลุ่มทดลองมากกว่ากลุ่มควบคุม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับ .05

ชนวัฒน์ สรรพสิทธิ์ (2551) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบผลของการฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดดกับการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็วของนักวิ่งระยะสั้นชาย อายุระหว่าง 14 - 16 ปี กลุ่มตัวอย่างเป็นนักวิ่งระยะสั้นชายของโรงเรียนกีฬากรุงเทพมหานคร จำนวน 20 คน โดยการเลือกตัวอย่างแบบเจาะจง จากนั้นทำการแบ่งกลุ่มตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มละ 10 คน โดยการสุ่มอย่างง่าย กลุ่มทดลองที่ 1 ฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดด กลุ่มทดลองที่ 2 ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก ทำการฝึก 2 วันต่อสัปดาห์ เป็นเวลา 8 สัปดาห์ ทำการทดสอบความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 10 เมตร 20 เมตร 30 เมตร 40 เมตร และ 50 เมตร ก่อนทดลอง หลังการทดลองสัปดาห์ที่ 4 และหลังการทดลองสัปดาห์ที่ 8 นำผลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ทางสถิติ โดยหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน การทดสอบค่าที่ วิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวชนิดวัดซ้ำ และทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ โดยใช้วิธีการทดสอบ ตุกี เอ (Tukey a) พบว่า

1. หลังการทดลองสัปดาห์ที่ 4 และหลังการทดลองสัปดาห์ที่ 8 กลุ่มทดลองที่ 1 ฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดด มีความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 10 เมตร 20 เมตร 30 เมตร 40 เมตร และ 50 เมตร มากกว่ากลุ่มทดลองที่ 2 ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

2. หลังการทดลองสัปดาห์ที่ 4 และหลังการทดลองสัปดาห์ที่ 8 การฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดดและฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก ต่างมีผลทำให้หนักวิ่งระยะสั้นชาย อายุระหว่าง 14 - 16 ปี มีความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 10 เมตร 20 เมตร และ 30 เมตร มากขึ้น อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่ทั้งนี้กลุ่มที่ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักนั้นไม่มีผลต่อความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 40 เมตร และ 50 เมตร ขณะที่กลุ่มที่ฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดดนั้น มีผลทำให้มีความสามารถในการเร่งความเร็วจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 40 เมตร และ 50 เมตร มากขึ้น อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

งานวิจัยต่างประเทศ

ซาฟีริดิส และคณะ (Zafeiridis et al, 2005) ได้ทำการศึกษาผลการฝึกเสริมโดยการใช้น้ำหนักและไม่ใช้น้ำหนักที่มีผลต่อความสามารถในการเร่งความเร็วและความเร็วสูงสุดกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยเป็นนักศึกษาชายอายุเฉลี่ย 20.1 ± 1.9 ปี จำนวน 20 คน แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ฝึกเสริมโดยการใช้น้ำหนักซึ่งใช้เครื่องลาก 5 กิโลกรัมและฝึกโปรแกรมการฝึกความเร็ว อีกกลุ่ม คือ กลุ่มที่ไม่ใช้น้ำหนักโดยฝึกเฉพาะโปรแกรมการฝึกความเร็วทำการฝึกทั้งสิ้น 8 สัปดาห์ ผลการทดลอง พบว่า กลุ่มที่ฝึกโดยใช้น้ำหนักมีการพัฒนาขึ้นของความเร็วที่จุด 0 - 10 เมตร และ 0 - 20 เมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ในทางตรงกันข้ามกลุ่มที่ฝึกเสริมโดยการใช้น้ำหนักการฝึกไม่มีผลต่อระยะเวลาการวิ่งด้วยความเร็วสูงสุด

สปริงค์ และคณะ (Spinks et al, 2007) ได้ทำการศึกษาผลของการลากถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็ว พลังกล้ามเนื้อ ความยาวช่วงก้าว ความถี่ช่วงก้าว ช่วงเวลาของเท้าที่สัมผัสพื้น และคิเนเมติกของข้อต่อ กลุ่มประชากรเป็นนักกีฬาเพศชายที่แข่งฟุตบอลและรักบี้ ลีค ในออสเตรเลีย จำนวน 30 คน ทำการฝึก 2 สัปดาห์ โดยแบ่งกลุ่มออกเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มทดลองที่ 1 ฝึกตามปกติ 1 ชั่วโมงและฝึกด้วยการลากเครื่องถ่วงน้ำหนัก กลุ่มทดลองที่ 2 ฝึกตามปกติ 1 ชั่วโมงและไม่ใช้เครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และกลุ่มทดลองที่ 3 เป็นกลุ่มควบคุม จากการ

ทดลองพบว่า กลุ่มทดลองที่ 1 มีการพัฒนาของความสามารถในการเร่งความเร็วและพลังของกล้ามเนื้อมากกว่ากลุ่มทดลองกลุ่มอื่น

เคนเน็ธ คลาร์ก และคณะ (Clark et al, 2010) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบผลกระทบบระยะยาวของการฝึกวิ่งด้วยการลากถ่วงน้ำหนักกับการฝึกวิ่งด้วยการใส่เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักในนักกีฬาครอสส์ (Lacrosse players) เพศชาย จำนวน 20 คน ที่ได้รับการสุ่มกลุ่มการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ระดับความหนัก 10% ของน้ำหนักตัว จำนวน 7 คน การฝึกวิ่งด้วยการใส่เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักที่ระดับความหนัก 18.5% ของน้ำหนักตัว จำนวน 6 คน และกลุ่มควบคุมที่ฝึกวิ่งแบบไม่ได้ใส่น้ำหนักจำนวน 7 คน ทุกกลุ่มทำการฝึกทั้งหมด 13 ครั้งในช่วง 7 สัปดาห์ มีการทดสอบวิ่งก่อนและหลังและมีความเร็วเฉลี่ยในระยะทาง 18.3 – 54.9 เมตร ในการวิเคราะห์ข้อมูลความเร็วสูง (High-speed video, 300 Hz) และซอฟต์แวร์เชิงเคลื่อนไหว เพื่อวิเคราะห์ความยาวก้าว, ความถี่ช่วงก้าว, เวลาการสัมผัสพื้นและเวลาที่ลอยตัว พบว่า การฝึกวิ่งทั้งการลากถ่วงน้ำหนักกับการฝึกวิ่งด้วยการใส่เสื้อกั๊กที่มีน้ำหนักมีผลไม่ดีเมื่อเทียบกับการวิ่งแบบไม่ได้ใส่น้ำหนัก ซึ่งการวิ่งแบบไม่มีน้ำหนักถ่วงจะมีผลดีกว่าสำหรับการปรับปรุงประสิทธิภาพการวิ่งเร็วในช่วงระยะทาง 18.3 – 54.9 เมตร

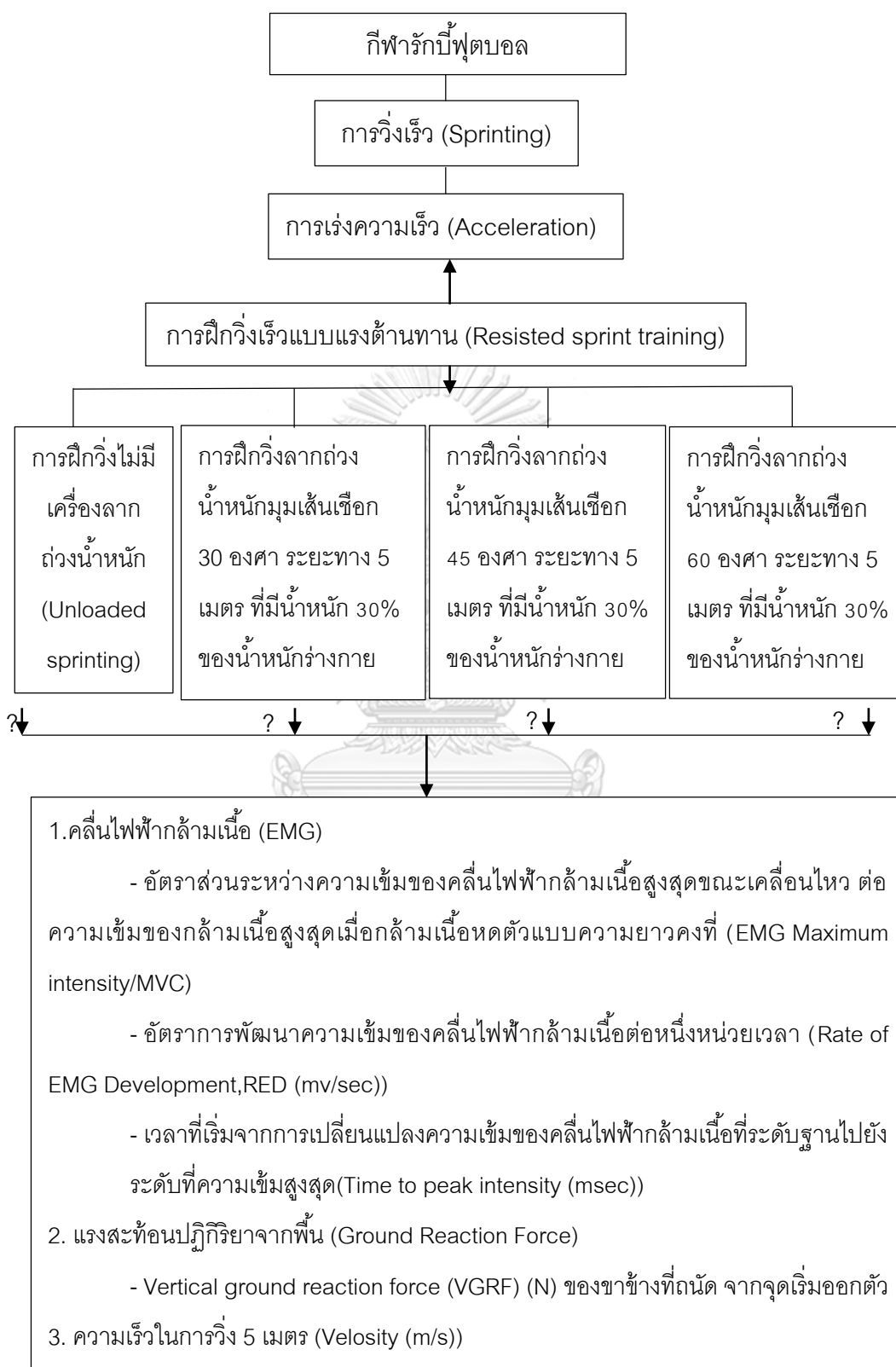
เวสต์ และคณะ (West et al, 2013) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบผลของการลากจูงแบบมีน้ำหนักร่วมกับการฝึกวิ่งเร็วที่ระยะทาง 10 เมตรและ 30 เมตร ในผู้เล่นรักบี้ระดับมืออาชีพ จำนวน 20 คน หลังจากการทดสอบพื้นฐานของความเร็ว 10 และ 30 เมตร ผู้เข้าร่วมได้ฝึกลากจูงและฝึกวิ่งแบบ SLED (Sprint training) หรือแบบฝึกวิ่งแบบดั้งเดิม (Traditional sprint training, TRAD) ซึ่งเหมาะกับการฝึกวิ่งระยะทางจากจุดเริ่มต้นถึง 10 เมตร แต่ละกลุ่มมีการฝึก 2 วันต่อสัปดาห์เป็นเวลา 6 สัปดาห์ โดยมีการประเมินผลการหลังการฝึกทั้งสองโปรแกรมการฝึกความเร็วของผู้เข้าร่วมทั้ง 10 เมตรและ 30 เมตร ($p < 0.001$) แต่มีการเปลี่ยนแปลงประสิทธิภาพการทำงานก่อนและหลังในระยะทาง 10 เมตร (SLED -0.04 ± 0.01 เทียบกับ TRAD -0.02 ± 0.01 วินาที; $p < 0.001$) และ 30 เมตร (SLED -0.10 ± 0.03 เทียบกับ TRAD -0.05 ± 0.03 วินาที; $p = 0.003$) ระยะเวลาในการวิ่งมีเวลาน้อยกว่าในกลุ่มฝึก SLED ในทำนองเดียวกันเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงในกลุ่ม SLED ระยะ 10 เมตร (SLED -2.43 ± 0.67 เทียบกับ TRAD -1.06 ± 0.80 วินาที; $p = 0.003$) และ 30 เมตร (SLED -2.46 ± 0.63 เทียบกับ TRAD -1.15 ± 0.72 วินาที; $p = 0.003$) สรุปได้ว่าการฝึกวิ่งอย่างเดียวหรือฝึกควบคู่กับการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักสามารถปรับปรุงเวลาในการวิ่งเร็ว

ในช่วง 10 เมตร และ 30 เมตรได้ การฝึกวิ่งลากถ่วงจึงเป็นวิธีการฝึกที่เหมาะสมกับนักกีฬาที่มีความต้องการพัฒนาการเร่งความเร็วในการวิ่งจากจุดเริ่มต้นจนถึง 30 เมตร

คาวาโมริ และ คณะ (Kawamori et al, 2014) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบผลกระทบของลากถ่วงน้ำหนักกับแรงภายนอก (External loads) 2 แบบ ซึ่งลดความเร็วในการวิ่งประมาณ 30 และ 10% ตามลำดับ ในการเร่งความเร็วในการวิ่ง (Sprint acceleration ability) ได้รับการฝึกลากถ่วงน้ำหนัก 8 สัปดาห์ โดยมีการสุ่มตัวอย่างให้กับกลุ่มลากถ่วงน้ำหนักที่มีระดับน้ำหนักที่หนัก (Heavy load weighted sled towing) จำนวน 10 คน กับกลุ่มลากถ่วงน้ำหนักที่มีระดับน้ำหนักที่เบา (Light-load weighted sled towing) จำนวน 11 คน พบว่า กลุ่มที่ฝึกน้ำหนักที่หนักเวลาในการวิ่งที่ระยะจากจุดเริ่มต้นถึง 5 เมตรและ 10 เมตร ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่ฝึกน้ำหนักที่เบามีเวลาในการวิ่งดีขึ้นเพียงระยะเริ่มต้นถึง 10 เมตรอย่างเดียว ผลลัพธ์เหล่านี้ทำให้ตั้งคำถามว่าการฝึกซ้อมที่ทำให้เกิดการลดความเร็วในการวิ่งมากกว่า 10% จะส่งผลเสียต่อประสิทธิภาพของการวิ่งและชี้ให้เห็นถึงประโยชน์ที่อาจเป็นไปได้ในการใช้น้ำหนักที่หนักขึ้นสำหรับการลากจูงแบบมีน้ำหนัก

คอตเติล และคณะ (Cottle et al, 2014) ได้ทำการศึกษาผลของการลากจูงในการวิ่งเร็ว ลากจูงเป็นวิธีที่นิยมในการฝึกวิ่ง นักวิจัยพยายามที่จะระบุรูปแบบการบรรทุกที่เหมาะสมที่สุดในการปรับปรุงสมรรถนะการวิ่งในระยะเร่งความเร็ว การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาว่ามวล 10% ของน้ำหนักร่างกาย (BWT) หรือ 20% ของน้ำหนักร่างกาย (BWT) มีผลต่อแรงกระตุ้นของแรงเหวี่ยง (GRF) มากที่สุด ซึ่งเป็นแรงขับสูงสุดหรือมีอัตราการพัฒนาแรงผลึก (FRD) มากกว่า เริ่มต้นการวิ่งแบบไม่มีการนำหนักถ่วง นักกีฬาที่มีสุขภาพดีและนักกีฬาภาคสนาม 17 คน (ชาย 10 คน ผู้หญิง 7 คน 20.9 ± 1.1 ปี) ได้รับการฝึก 5 ครั้งแรกของแต่ละเงื่อนไข (unweighted, 10% BWT, 20% BWT) ผู้เข้าร่วมการแข่งขันแต่ละคนเริ่มมีท่าทางที่ทำทางเรียบร้อยละ แรงดึงดูดของแรงดลใจของ GRF มากขึ้นในภาวะ BWT 20% มากกว่าสภาพ Unweighted แขนขาทิ้งสองและมากกว่าในสภาพ BWT 20% มากกว่าเงื่อนไข BWT 10% ในขาหน้าเท่านั้นและแรงดัน GRF ตามแนวตั้งสูงกว่า BWT 20% มากกว่า เงื่อนไข Unweighted โดยสรุปผลการทดลองของเราชี้ให้เห็นว่าโหลด BWT 10% ไม่เพียงพอที่จะเพิ่มแรงกระตุ้นของแรงดลใจ GRF รูปแบบการไหลของ BWT 20% เพียงพอที่จะเพิ่มแรงกระตุ้นแรงเหวี่ยง GRF โค้ชที่กำลังมองหาการปรับปรุงการวิ่งเร็วขึ้นอาจสังเกตการปรับปรุงโดยใช้น้ำหนักบรรทุก 20% BWT ในระหว่างการฝึกซ้อมขณะลากจูง

กรอบแนวความคิดในการวิจัย



สามารถอธิบายความสัมพันธ์และความเชื่อมโยงของตัวแปรต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับ กรอบแนวคิดในการวิจัยได้ ดังนี้

ในกีฬารักบี้ฟุตบอลเป็นกีฬาที่ต้องการการวิ่งเร็ว (Sprinting) ที่ประกอบด้วย การเริ่มต้นออกตัว (Start), การเร่งความเร็ว (Acceleration) และความเร็วสูงสุด (Top speed) ในการวิ่งไปทางข้างหน้าเพื่อหนีคู่ต่อสู้และนำพาลูกไปวางเขตแดนของฝั่งตรงข้าม (Try) นอกจากนั้นการวิ่งเร็วเป็นปัจจัยที่จะสามารถช่วยในการเปลี่ยนทิศทางในการวิ่ง (Change of direction factors) ที่ส่งผลให้นักรักบี้มีความคล่องแคล่วว่องไว (Agility) โดยส่วนที่สำคัญของการวิ่งเร็ว ในระยะทาง 5 เมตรนั้น จะอยู่ในช่วงของการเร่งความเร็วที่สามารถพัฒนาได้จากการฝึกวิ่งเร็วแบบแรงต้านทาน (Resisted sprint training) ที่เป็นวิธีการฝึกวิ่งด้วยการลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled) ซึ่งความหนักที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักจะอยู่ที่ 30% ของน้ำหนักร่างกาย ที่มีความแตกต่างจากการเลือกใช้น้ำหนักของการลากถ่วงที่ 5% ของน้ำหนักร่างกาย คือ การใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักร่างกายมีความเหมาะสมกับนักกีฬารักบี้ฟุตบอล เนื่องจากเป็นกีฬาที่ต้องต้องใช้ความแข็งแรงในการปะทะ และต้องส่งแรงระเบิด (Explosive power) ในช่วงแรกของการออกตัว เพื่อเร่งความเร็วในการใช้น้ำหนักที่ 5% ของน้ำหนักร่างกายจึงเหมาะสมกับนักกรีฑาที่ต้องการพัฒนาการเคลื่อนที่ไปทางข้างหน้าให้มีความเร็วเพียงอย่างเดียว ในการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักนั้น เมื่อมีเส้นเชือกของลากถ่วงน้ำหนักทำมุมแตกต่างกันที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ที่อาจส่งผลต่อการพัฒนาทำงานของกล้ามเนื้อที่ต่างกัน และเมื่อการมีความหนักของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่มุมองศาแตกต่างกันอาจส่งผลต่อแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อบริเวณข้อต่อส่วนล่างของร่างกายที่มีความแตกต่างเช่นเดียวกัน โดยการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักจะต้องพัฒนาการหดตัวของกล้ามเนื้อ ขณะที่ต้องวิ่งให้ได้เวลาที่ดี รวมทั้งมีแรงสะท้อนกลับที่ร่างกายของตัวผู้ฝึกที่น้อย น่าจะมีผลที่ดีต่อการฝึกเพื่อพัฒนาการเร่งความเร็วในช่วง 5 เมตรแรก

ดังนั้นตัวแปรที่ต้องการนำมาศึกษาวิเคราะห์จึงได้นำค่าของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ได้แก่ อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC), เวลาที่เริ่มจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)), อัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ของกล้ามเนื้อทั้งหมด 11 มัด

(ภาคผนวก ค) มาเปรียบเทียบกับ Vertical ground reaction force (VGRF) (N) ของขาข้างซ้ายและขาข้างขวา จากจุดเริ่มออกตัวและความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร (Velocity (m/s)) ซึ่งจากสมการ $F \cos\Theta - f = ma$ และเมื่อ $F \cos\Theta - \mu(mg - F \sin\Theta) = ma$ จึงสามารถคาดการณ์ได้ว่าการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 60 องศา น่าจะส่งผลให้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทำงานมากและมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นมาก ในขณะที่การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา น่าจะมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่น้อยที่สุด และมีคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทำงานน้อยที่สุด แต่เนื่องการยืนออกตัวด้วยการยืนเท้าหน้า-เท้าตาม และมีการผูกเชือกที่ 45 องศา น่าจะส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุดมีประสิทธิภาพดีกว่ามุมอื่นๆ ในขณะที่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นต่ำ

หลักเกณฑ์ในการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในองศาที่จะส่งผลให้มีประสิทธิภาพมากที่สุดสามารถอธิบายได้จากสมการข้างต้นที่ว่า เมื่อมุมองศาที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้มีแรงสะท้อนจากพื้นที่มากกว่า โดยดูผลลัพธ์ของค่า $F \cos\Theta$ ของแนวแกน y บริเวณที่เท้าสัมผัสพื้น และดูผลลัพธ์ $F \sin\Theta$ ของแนวแกน y บริเวณเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่ได้ผลลัพธ์จากการคำนวณของสมการข้างต้น ซึ่งขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัยวิ่งลากถ่วงน้ำหนักจะต้องวิ่งโดยให้เส้นเชือกของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักจะต้องเป็นเส้นตรงตลอดเวลาเพื่อให้มุมองศาของเชือกไม่เปลี่ยนแปลงในขณะที่วิ่ง และทำการวิ่งด้วยความเร็วสูงสุดเต็มความสามารถของผู้เข้าร่วมวิจัยเท่าที่จะทำได้ จากนั้นจะทำการเปรียบเทียบตัวแปรของผู้เข้าร่วมวิจัยทำการฝึกวิ่งด้วยลากถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัวกับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่วิ่งด้วยความเร็วสูงสุดเต็มความสามารถของผู้เข้าร่วมวิจัยที่เป็นฐานข้อมูลเพื่อใช้อธิบายถึงความแตกต่างที่เกิดขึ้นระหว่างการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัว ที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยเรื่องการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้นเชือกที่แตกต่างกัน ในนักกีฬาฟุตบอลลีกอาชีพ อายุ 18-25 ปี มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่องศาของเชือกทั้ง 3 รูปแบบ และเมื่อวิ่งโดยไม่มีลากถ่วงน้ำหนัก จากนั้นทำการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่องศาของเชือกทั้ง 3 รูปแบบ และเมื่อวิ่งโดยไม่มีลากถ่วงน้ำหนัก

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ประชากร

ประชากรที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ คือ นักกีฬาฟุตบอลลีกอาชีพ เพศหญิง มีอายุระหว่าง 18-25 ปี

กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยในครั้งนี้ คือ นักกีฬาฟุตบอลลีกอาชีพสมัครเล่นของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพมหานครและปริมณฑล เพศหญิง มีอายุระหว่าง 18-25 ปี การคำนวณขนาดของกลุ่มตัวอย่างใช้วิธีการกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่าง จากสูตรวิเคราะห์อำนาจการทดสอบสถิติที่ศึกษาของโคเฮน (Cohen, 1988) โดยกำหนดระดับความเชื่อมั่น เท่ากับ 95% ($\alpha = .05$) ที่มีกำหนดอำนาจในการทดสอบ (Power of test) ที่ระดับ .80 และกำหนดขนาดอิทธิพล (Effect size) ที่ระดับ .80 (Alcaraz, 2008) ได้ขนาดกลุ่มตัวอย่าง 13 คน และเพื่อป้องกันการสูญหายของกลุ่มตัวอย่างจึงได้เพิ่มขนาดกลุ่มตัวอย่างเป็น 15 คน กลุ่มตัวอย่างทุกคนจะได้รับการทดลองทั้ง 4 รูปแบบ ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักทั้ง 3 มุม ประกอบด้วยมุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา และวิ่งแบบไม่มีลากถ่วงน้ำหนัก (Control)

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย (Inclusion criteria)

1. เป็นนักกีฬาฟุตบอลลีกสมัครเล่น ชมนมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ที่เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน
2. เคยเข้าร่วมการแข่งขันรักบี้ฟุตบอลระดับสมาคม ชมนม มหาวิทยาลัย หรือระดับสูงกว่าที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 1 ครั้ง และมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬาฟุตบอลลีก 1 ปีขึ้นไป
3. มีความถนัดในการออกตัววิ่งในท่าการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ยืน 2 จุดแบบเท้าหน้าเท้าตาม (2-point stance) (ภาคผนวก ข) โดยนำข้อมูลจากการทำแบบสอบถามคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย (ภาคผนวก ก)
4. เป็นบุคคลที่มีสุขภาพดีปราศจากโรค และไม่มีปัญหาด้านการบาดเจ็บถึงระดับรบกวนการทำงานวิจัยนี้ ได้แก่ การบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อบริเวณข้อเข่าหรือข้อเท้า (ภาคผนวก ก)
5. มีความสมัครใจในการเข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้ และยินดียินยอมในใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

เกณฑ์การคัดเลือกลุ่มตัวอย่างออกงานวิจัย (Exclusion criteria)

1. กลุ่มตัวอย่างไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ
2. มีเหตุให้กลุ่มตัวอย่างไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยได้ครบตามรูปแบบที่กำหนด

เกณฑ์ยุติการเข้าร่วมวิจัย (Subject withdrawal criteria)

เกิดเหตุสุดวิสัยที่ทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อได้ เช่น การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ หรือมีอาการเจ็บป่วยกระทันหัน เป็นต้น

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูล

- เครื่อง อีเอ็มจี โคเมต้า (EMG cometa) รุ่น เวฟพลัส อีเอ็มจี แบบไร้สาย (Wave Plus Wireless EMG) (ภาคผนวก จ)
- แผ่นวัดแรงปฏิกิริยา (Force plate) ขนาด 90*90 ซม. จำนวน 2 แผ่น
- โกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)
- ตลับเมตร
- กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว โอคูลัส ควอลิซิส (Oqus Qualisys) ของบริษัท Qualisys Medical AB (Sweden) จำนวน 7 ตัว เป็น Infrared base จำนวน 6 ตัว และ Video base จำนวน 1 ตัว เพื่อใช้ภาพมาประกอบการวิเคราะห์ (ภาคผนวก ฉ)
- มาร์กเกอร์ (Retro reflective marker) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร

2. เครื่องมือที่ใช้ในการฝึกวิ่ง

เครื่อง ลากถ่วงน้ำหนัก (Weighted sled) มีโครงสร้างโดยรวมกว้าง 1 เมตร, ความยาว 1.10 เมตร และมีความหนาของโครงสร้างเหล็ก 3 มิลลิเมตร น้ำหนักโครงสร้างโดยรวม 15 กิโลกรัม



รูปที่ 3.1 แสดงเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก จาก บริษัท ที อาร์ ฟิตฟอรัไลฟ์ จำกัด

เส้นเชือก และเข็มขัดคาดเอว (Weight lifting belt)



รูปที่ 3.2 แสดงเส้นเชือกสำหรับผูกระหว่างน้ำหนักกับเอว



รูปที่ 3.3 แสดงเส้นเชือกคาดเอว จาก <https://www.sklz.com/>

แผ่นน้ำหนัก



รูปที่ 3.4 แผ่นน้ำหนัก

ที่มา ณ ห้องปฏิบัติการ จุฬาพัฒนา 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สถานที่ที่ใช้ในการวิจัยและเก็บข้อมูล

ณ ห้องปฏิบัติการ จุฬาพัฒนา 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล

ขั้นตอนที่ 1 เตรียมการก่อนการเก็บข้อมูล

1. ศึกษาข้อมูล ทฤษฎี บทความ เอกสาร งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก , กีฬารักบี้ฟุตบอลและกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อการออกตัวเร่งความเร็ว รวมทั้งรายละเอียดวิธีการใช้เครื่องมือและรวบรวมข้อมูลคุณลักษณะของเครื่องมือทั้งในทางทฤษฎีและทางปฏิบัติ

2. นำเสนอโครงการวิจัยเพื่อเข้ารับการพิจารณาทางจริยธรรมจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3. ทำการประชาสัมพันธ์เพื่อหาอาสาสมัคร โดยผู้วิจัยประชาสัมพันธ์และติดประกาศรับสมัครแก่สังกัด ชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑล

4. การติดต่อขอใช้สถานที่และยืมเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย โดยใช้ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เป็นสถานที่ในการทดลองและเก็บข้อมูล

5. หนังสือขอความอนุเคราะห์ถึงอาจารย์ที่ปรึกษาชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑล เพื่อขอตัวนักกีฬารักบี้ฟุตบอลมาเป็นกลุ่มตัวอย่างในการวิจัย

6. การจัดเตรียมสถานที่ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยให้พร้อม ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ แผ่นวัดแรงสะท้อนให้พร้อมใช้งาน ณ ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10



รูปที่ 3.5 สถานที่โดยรวม มีความยาวของสนามทั้งหมด 17 เมตร

โดยมีช่องที่วิเคราะห์จากจุด 6-11 เมตร

สามารถแบ่งออกเป็นระยะต่างๆ ของสถานที่ที่ใช้ในการวิจัยได้ดังนี้



รูปที่ 3.6 ช่วงก่อนออกตัววิ่ง ซึ่งเป็นพื้นที่วางเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่ห่างจากจุดเริ่มต้น 6 เมตร



รูปที่ 3.7 ช่วงเร่งความเร็ว ซึ่งเป็นพื้นที่จากจุดเริ่มต้นที่ 6 เมตรถึงจุดที่ 11 เมตร โดยมีระยะทาง 5 เมตร และวางกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ตรงตำแหน่งจุด ทั้งหมด 7 จุด (ทางด้านซ้ายและทางด้านขวา)



รูปที่ 3.8 ช่วงระยะพื้นตัว ซึ่งเป็นพื้นที่จากจุดที่ 11 เมตรถึงจุดที่ 17 เมตร
ซึ่งมีระยะทาง 6 เมตร

- ผู้วิจัยทำการอธิบายรายละเอียดขั้นตอนการดำเนินการวิจัย และขั้นตอนการปฏิบัติอย่างละเอียดกับผู้ช่วยวิจัย 2 คน เพื่อให้รับทราบและเข้าใจตรงกัน โดยผู้ช่วยวิจัยต้องมีคุณสมบัติและการทำหน้าที่ ดังนี้

ผู้ช่วยวิจัยคนที่ 1 เป็นนักวิทยาศาสตร์การกีฬาหรือนิสิตของคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาที่เคยมีประสบการณ์ด้านการสอนและนำออกกำลังกายมาก่อน ที่สามารถทำการอบอุ่นร่างกายและผ่อนคลายกล้ามเนื้อให้กับผู้เข้าร่วมวิจัยที่เป็นนักกีฬารักบี้ฟุตบอลได้ และสามารถช่วยจัดเตรียมสถานที่ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยให้พร้อม ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ แผ่นวัดแรงสะท้อนให้พร้อมใช้งาน ณ ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10 ได้

ผู้ช่วยวิจัยคนที่ 2 เป็นนักวิทยาศาสตร์การกีฬานักกายภาพบำบัดที่เคยมีประสบการณ์ด้านการใช้เครื่องมือวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทำวิจัยในครั้งนี้ได้ คือ เครื่อง อีเอ็มจี โคเมต้า (EMG cometa) รุ่น เวฟพลัส อีเอ็มจี แบบไร้สาย (Wave Plus Wireless EMG) และสามารถช่วยจัดเตรียมสถานที่ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยให้พร้อม ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ แผ่นวัดแรงสะท้อนให้พร้อมใช้งาน ณ ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10 ได้

8. คัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัยตามข้อกำหนดเกณฑ์คัดเลือกและคัดออกจากการศึกษา โดยผู้เข้าร่วมวิจัยต้องตอบแบบสอบถามข้อมูลทั่วไป แบบคัดกรองสำหรับการเข้าร่วมวิจัยด้วยตนเอง

9. ผู้วิจัยทำการอธิบายชี้แจงต่าง ๆ เกี่ยวกับการดำเนินงานวิจัย และขั้นตอนการปฏิบัติอย่างละเอียดก่อนการทดลองจริง แก่กลุ่มตัวอย่าง เพื่อให้รับทราบและเข้าใจถึงวัตถุประสงค์วิธีการดำเนินการทดลอง นอกจากนี้ยังมีการอธิบายถึงสิทธิในการยินยอม หรือปฏิเสธในการเข้าร่วมวิจัย ให้กลุ่มตัวอย่างรับทราบและเห็นยินยอมเข้าร่วมวิจัย

10. ผู้วิจัยให้ผู้เข้าร่วมวิจัยได้ดูสื่อวิดีโอลักษณะการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักดังกล่าว หากผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ยินยอมที่จะลองทำกิจกรรมดังกล่าว ผู้วิจัยจะมอบกระบอกน้ำให้เป็นของที่ระลึกและไม่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในมุมที่กำหนด

11. ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ผ่านเกณฑ์ ลงนามยินยอมในหนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย ส่วนผู้ที่ไม่ผ่านข้อกำหนดตามเกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา ผู้วิจัยมอบค่าเดินทางให้เป็นจำนวนเงิน

200 บาท ในกรณีที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ผ่านข้อกำหนดตามเกณฑ์การคัดเลือกที่เป็นนักกรีฑาหญิงของมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑลที่มีระยะทางห่างจากห้องปฏิบัติการ จุฬาพัฒนา 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยมากกว่า 5 กิโลเมตร เท่านั้น

12. ผู้วิจัยปฐมนิเทศให้กับกลุ่มตัวอย่างทราบและเข้าใจเกี่ยวกับจุดมุ่งหมายและวิธีการฝึกอบรมทั้งกำหนดการของวันและเวลาในการวิจัย

ขั้นตอนที่ 2 การเก็บข้อมูล

ผู้เข้าร่วมวิจัยจะเข้าร่วมการทดสอบ ณ ห้องปฏิบัติการ จุฬาพัฒนา 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1. ผู้วิจัยเก็บข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ น้ำหนัก ส่วนสูง และดัชนีมวลกาย ด้วยเครื่องวิเคราะห์องค์ประกอบของร่างกาย (Body composition analyzer) รุ่น ioi 353 หลังจากนั้นให้ผู้เข้าร่วมวิจัยสวมใส่รองเท้าผ้าใบชนิดวิ่งให้พร้อมสำหรับการเก็บข้อมูล ความยาวจากตำแหน่ง Anterior Superior Iliac Spine (ASIS) ถึงพื้น (เซนติเมตร) เพื่อนำไปคำนวณหาค่าความยาวเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนัก (เซนติเมตร) ของแต่ละมุมมอง

2. ผู้ช่วยวิจัยหาความหนักที่ใช้ถ่วง โดยหาความหนักที่ 30% ของน้ำหนักร่างกายของผู้เข้าร่วมการทดลอง

3. การวิจัยครั้งนี้เป็นแบบวิจัยเชิงทดลอง (Experimental research) กลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬารักบี้ฟุตบอล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ทั้งหมด 15 คน ทำการสุ่มลำดับการทดลองโดยการใช้ Crossover-randomized order ในการจัดลำดับของมุมมองของเส้นเชือกระหว่าง 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

4. ผู้ช่วยวิจัยนำยืดเหยียดกล้ามเนื้อ และอบอุ่นร่างกายเป็นเวลา 10 นาที ให้กับผู้เข้าร่วมวิจัย (ภาคผนวก ข) หลังจากนั้น ให้พัก 5 นาที

5. ผู้วิจัยทำความสะอาดผิวหนังโดยใช้สำลีชุบแอลกอฮอล์เช็ด และติดตัวรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electrode) บนตำแหน่ง Motor point ของกล้ามเนื้อเป้าหมาย จำนวน 11 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้ออีเรคเตอร์ สไปเน่ (Erector spinae) กล้ามเนื้อเรกตัส แอบโดมินิส (Rectus

abdominis) กล้ามเนื้อไอลิโอโซแอส (Iliopsoas) กล้ามเนื้อกฐเทียส แมกซีมัส (Gluteus maximus) กล้ามเนื้อแอสทัส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) กล้ามเนื้อแอสทัส มีเดียลิส (Vastus medialis) กล้ามเนื้อเรคทัส ฟีมอริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris) กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส (Semitendinosus) กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส (Gastrocnemius) กล้ามเนื้อทิเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis anterior) และวัด Maximum voluntary contraction (MVC) ของกล้ามเนื้อเหล่านี้ (ภาคผนวก ค)

6. ผู้วิจัยหาค่าสูงสุดของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Intensity) ขณะกล้ามเนื้อออกแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อแต่ละมัด (Maximal voluntary isometric contraction; MVC) ให้กับผู้เข้าร่วมวิจัย และพักเป็นเวลา 5 นาที (ภาคผนวก ง)

7. ผู้วิจัยติดมาร์คเกอร์ที่ตำแหน่ง Anterior Superior Iliac Spine (ASIS) ซึ่งจะอยู่ตรงบริเวณด้านข้างเชือกผูกบริเวณรอบเอวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย จากนั้นเริ่มทำการทดสอบความเร็วในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก จากท่าเริ่มต้นยืน 2 จุด แบบเท้าหน้าเท้าตาม (Two-point stance) ที่ระยะ 6 เมตร จากเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และให้เริ่มวิ่งออกตัววิ่งเต็มไปจนสุดระยะทางของทางวิ่ง รวมระยะทางวิ่ง 10 เมตร (ช่วง 5 เมตรแรกเป็นช่วงเก็บข้อมูล 5 เมตรหลังเป็นช่วงความเร่งลดลงเพื่อหยุดวิ่งหลังให้สัญญาณเริ่มต้น) โดยกำหนดให้วิ่งผ่านแผ่นวัดแรงสะท้อน โดยให้ขาแต่ละข้างเหยียบแผ่นวัดแรงสะท้อนข้างละ 1 แผ่น ที่ไม่กำหนดขาข้างใดในการเหยียบ โดยผู้ร่วมวิจัยทำการวิ่งทดสอบระยะทาง จำนวน 3 ครั้งๆ ละ 5 เมตร พร้อมกับการจับความเร็วในการวิ่ง 5 เมตรที่ทำการทดสอบ หลังจากนั้น ให้พัก 5 นาที

8. ผู้วิจัยผูกเชือกและติดตั้งตัวลากถ่วงกับบริเวณเอวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย โดยให้เชือกทำมุม 30 องศา 45 องศา หรือ 60 องศา ตามลำดับจากการจับสลาก โดยการวัดมุมเชือกจะทำการวัดจากจุดเชือกที่ผูกกับเคล็อนลากถ่วงน้ำหนักทำมุมกับพื้นด้วยเครื่องโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) ซึ่งในมุมที่ทำการทดสอบจะใช้มุมแรกที่ทำกรวัดเสมอ คือ มีการวางตำแหน่งของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักและจุดที่เท้าวางตรงกับกรทดสอบรอบแรกของการทดสอบทั้ง 3 รูปแบบ รวมทั้งวัดความยาวเส้นเชือกที่ผูกระหว่างเครื่องลากถ่วงถึงเอวของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ได้มาจากการวัดมุมที่ 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

9. ทดสอบการวิ่งลากถ่วงโดยมีขั้นตอนการทดสอบเหมือนการทดสอบความเร็วในการวิ่งโดยไม่ลากน้ำหนัก (ข้อ 7)

10. ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัว จำนวน 3 รอบ พัก 5 นาที ระหว่างรอบ นำคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากแผ่นรับแรงปฏิกิริยา และเวลาในการวิ่งของรอบที่ดีที่สุด จำนวน 1 ครั้ง มาวิเคราะห์ข้อมูล โดยเท่าของผู้เข้าร่วมวิจัยและจุดของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักของแต่ละมุมมองศาต้องวางที่ตำแหน่งจะต้องอยู่ตรงจุดตำแหน่งเดียวกับจุดเริ่มต้นรอบแรกของการทดสอบ

11. ทำการทดลองมูมเส้นเชือกในลำดับถัดไปและทำการเว้นระยะเวลาระหว่างลำดับการทดลองเป็นเวลา 5 นาที และจึงเริ่มทำการทดลอง ข้อ 8-10 ซ้ำ

12. ผู้เข้าร่วมวิจัยทำการผ่อนคลายและยืดเหยียดกล้ามเนื้อ เป็นเวลา 10 นาที

13. ผู้วิจัยบันทึกและวิเคราะห์ผลการทดสอบความเร็วในการวิ่ง โดยการจับความเร็วในการวิ่ง 5 เมตรแรก, การทำงานของกล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งผ่านแผ่นวัดแรงสะท้อนทั้งการฝึกวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัว ในมุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ขั้นตอนการบันทึกค่า

1. บันทึก อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) อัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เวลาที่เริ่มจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) และบันทึก Vertical ground reaction force (VGRF) (N) ของก้าวที่ 2 และ 3 จากจุดเริ่มออกตัว รวมทั้งบันทึกความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร (Velocity (m/s)) เพื่อนำมาวิเคราะห์ข้อมูล โดยภาพและข้อมูลส่วนตัวของผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะถูกลบทิ้งทั้งหมดหลังเสร็จสิ้นกระบวนการวิจัย

2. กลุ่มตัวอย่างปฏิบัติแบบละ 3 รอบ ทั้งหมด 4 กลุ่ม โดยแบ่งเป็นการทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 3 ครั้ง การทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 45 องศา 3 ครั้ง และการทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 60 องศา 3 ครั้ง จากจุดเริ่มต้นถึงจุดที่ 5 เมตร โดยเลือกรอบที่มีความเร็วในการวิ่งสูงสุด จำนวน 1 ครั้ง

3. ทำการบันทึกค่า โดยการเก็บข้อมูลจากเครื่องวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เพื่อวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ ดังนี้

ช่วงยืนก่อนออกตัว (Starting phases) คือ ช่วงเวลาดังแต่สัญญาณปล่อยตัวเริ่มต้นดัง ไปจนถึงระยะที่นักกีฬาวิ่งลากถ่วงน้ำหนักออกจากจุดออกตัว

- มุมเส้นเชือกในการออกตัว (Rope angle) หมายถึง มุมของเส้นเชือกที่ผูกบริเวณเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เทียบกับแนวระนาบ มีหน่วยเป็นองศา
- ท่าท่าเริ่มต้น โดยยืน 2 จุด แบบทำหน้าเท้าตาม (Two-point stance) หมายถึง มีขาที่วางเท้าในลักษณะทำหน้า 1 ข้าง และเท้าตาม 1 ข้าง ก่อนออกตัววิ่ง

3.1 ช่วงการเร่งความเร็ว (Acceleration phases) คือ ช่วงเวลาที่นักกีฬาออกจากจุดเริ่มต้น มีการเพิ่มขึ้นของความยาวก้าว (Stride length is increased over) จนถึงระยะที่ 5 เมตร ที่มุมของร่างกายอยู่ระหว่าง 80 - 85 องศาและกล้ามเนื้อบริเวณศีรษะ, คอ, หัวไหล่ และส่วนบนของร่างกายจะยังคงผ่อนคลาย (Remain relaxed) ในการแกว่งแขนจะเริ่มต้นด้วยการโค้งแขน 70 องศา ด้วยมือข้างที่แนบข้างแก้มและงอแขนที่ไปด้านหลังในมุม 130 องศา (ตรงข้ามขาหน้า) ที่ผ่านตำแหน่งสะโพกมาเล็กน้อย จะแสดงให้เห็นว่าลำตัวจะตรงกับระดับศีรษะและความสูงของสะโพกจะสูงสุดเมื่อวิ่งที่ความเร็วสูงสุด

- ค่าอัตราส่วนของ EMG Maximum intensity/MVC ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เวลาที่ความเข้มของคลื่นไฟฟ้าสูงสุด (Time to peak intensity (msec)), อัตราการพัฒนาของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) จำนวน 11 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้ออีเรคเตอร์ สไปเน่ (Erector spinae) กล้ามเนื้อเรกตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) กล้ามเนื้อไอลิปโซแอส (Iliopsoas) กล้ามเนื้อกลูเทียส แมกซิมัส (Gluteus maximus) กล้ามเนื้อแอสทิส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) กล้ามเนื้อแอสทิส มีเดียลิส (Vastus medialis) กล้ามเนื้อเรคตัส ฟีมอริส (Rectus femoris) กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris) กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส (Semitendinosus) กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส (Gastrocnemius) กล้ามเนื้อทิเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis anterior) ขณะเร่งความเร็ว

- ความเร็วในการวิ่ง 5 เมตรแรก (Velocity (m/s)) หมายถึง ความเร็วแนวราบ การกระทำของขา (leg action) ที่เกิดขึ้นในด้านหน้าของร่างกาย โดยดูจากตำแหน่งมาร์กเกอร์

บริเวณ tip of iliac crest หรือ Anterior Superior Iliac Spine (ASIS) ซ้ำซ้าย มีหน่วยเป็นเมตร ต่อวินาที

4. นำผลการทดลองที่ได้จากโปรแกรมวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) และแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) มาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. ผู้วิจัยเก็บข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัยและข้อมูลทางด้านสุขภาพของผู้เข้าร่วมวิจัย ดังนี้

1.1 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย (ภาคผนวก ก)

1.1.1 วัน/เดือน/ปีเกิด

1.1.2 อายุ(ปี)

1.1.3 น้ำหนัก(กิโลกรัม)

1.1.4 ส่วนสูง(เซนติเมตร)

1.1.5 ดัชนีมวลกาย (BMI) (น้ำหนักตัว (กก.)/ส่วนสูง (ม.)²)

1.2 ข้อมูลทางด้านสุขภาพของผู้เข้าร่วมวิจัย

1.2.1 ท่านมีโรคประจำตัวหรือไม่

1.2.2 ท่านเคยมีประวัติการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อระดับรุนแรงจนได้รับการรักษาทางการแพทย์ที่มากกว่าการได้รับยาอนุญาตหรือไม่ เมื่อใด (วัน/เดือน/ปี)

1.2.3 ปัจจุบันท่านยังมีอาการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้ออยู่หรือไม่

2. หาค่าสูงสุดของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Intensity) ขณะกล้ามเนื้อออกแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อแต่ละมัด (Maximal voluntary isometric contraction ;MVC) โดยมีการซักซ้อมให้ มีมาตรฐานการปฏิบัติที่เหมือนกันและถูกต้อง จากนั้นทำการบันทึกการทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ (ภาคผนวก ง)

3. ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลความสามารถในการเร่งความเร็วด้วยการลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา จากจุดเริ่มต้นถึงจุด 5 เมตร โดยทำการทดสอบก่อนการทดลอง โดยการวิ่งด้วยความเร็วสูงสุดจากจุดเริ่มต้นถึงจุด 5 เมตร ที่ใช้เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้า

กล้ามเนื้อ (Electromyographic) และเครื่องแผ่นรองรับแรง (Force platforms) ที่วัดแรง
ปฏิกิริยาจากพื้นกระทำต่อร่างกาย จากนั้นนำผลที่ได้มาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

4. ความหนักของงาน โดยหาความหนักของงานที่ 30% ของน้ำหนักร่างกายของผู้เข้ารับการ
ทดลอง

5. ทำการทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักตามกำหนดขั้นตอนวิจัย

6. จุดที่เท้าของผู้เข้าร่วมวิจัยยืนหลังเส้นเริ่มออกตัวและจุดที่เครื่องลากถ่วงน้ำหนักของแต่ละมุ
มองศาต้องตรงกันทุกครั้งที่ทำการทดสอบ

7. รวบรวมข้อมูล ทำการสรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ รวมทั้งรวบรวมความคิดเห็นที่ได้
จากการศึกษา





รูปที่ 3.9 แผนภูมิแสดงขั้นตอนการทำวิจัย

การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์แบบสำเร็จรูป เพื่อหาค่าทางสถิติ ดังนี้

1. วิเคราะห์หาค่าเฉลี่ย (Mean) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) และวิเคราะห์ความแตกต่างของความสามารถในการเร่งความเร็วขณะทดลองด้วยการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา และข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง และดัชนีมวลกาย (BMI) ในกลุ่มตัวอย่างทั้ง 15 คน
2. วิเคราะห์ผลการทดสอบในกลุ่มทดลอง โดยทดสอบการกระจายตัวของตัวแปรที่มี 4 กลุ่ม โดยใช้การทดสอบของโคโมโกรอฟ-สเมอรนอฟ (Kolmogorov-smirnov Test)
 - 2.1 ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวเป็นปกติใช้วิเคราะห์ความแตกต่างโดยใช้การทดสอบ repeated ANOVA และ Post hoc: Tukey
 - 2.2 ถ้าข้อมูลมีการกระจายตัวไม่เป็นปกติวิเคราะห์ความแตกต่างโดยใช้การทดสอบ Kruskal-Wallis, One – way analysis of variance: Anova by Ranks และ Post hoc: Wilcoxon signed-rank test โดยกำหนดความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ทำการรวบรวมข้อมูลความสามารถในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในนักกรีฑาฟุตบอลหญิง อายุ 18-25 ปี ของชมรมกรีฑาฟุตบอลจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และสถาบันการพลศึกษาวิทยาเขตกรุงเทพที่เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน และมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬากรีฑาฟุตบอล 1 ปีขึ้นไป ทั้งหมด 15 คน ซึ่งทำการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้นเชือก 3 องศา และวิ่งโดยไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กลุ่มตัวอย่างได้รับการทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยการยืนแบบ 2 จุด เท้าหน้าเท้าตาม โดยเริ่มทดลองจากการวิ่งตัวเปล่าที่ไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และทำการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ความหนัก 30% ของน้ำหนักตัว ที่มุมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศาตามลำดับ โดยทำการวิ่งทั้ง 4 รูปแบบเป็นจำนวน 3 ครั้งต่อสมบรูณ์ (การวิ่งได้สมบรูณ์หมายถึง การวิ่งที่ได้ระยะที่กำหนด โดยที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสามารถบันทึกการทำงานของกล้ามเนื้อได้ทั้ง 11 มัดกล้ามเนื้อที่กำหนดไว้, กล้องทุกตัวสามารถบันทึกการเคลื่อนไหวของมาร์กเกอร์ที่ตำแหน่ง Anterior Superior Iliac Spine (ASIS) จำนวน 1 จุดของข้างที่ทำการทดลองโดยไม่มีมาร์กเกอร์หลุดจากตำแหน่งที่ติด และแผ่นรับแรงปฏิกิริยาสามารถบันทึกค่าแรงปฏิกิริยาขณะก้าวที่ 2 และก้าวที่ 3 ลงสู่พื้นได้) พัก 5 นาที ระหว่างรอบการวิ่ง ทำการเลือกค่าที่ทำการบันทึกการวิ่งที่ไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก ทั้ง 3 มุม จำนวนอย่างละ 1 ครั้ง จากความสามารถในการวิ่งระยะทาง 5 เมตร ที่มีความเร็วสูงสุดของแต่ละการทดลองมาวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมทางสถิติและนำผลการวิเคราะห์นำเสนอในรูปแบบตาราง และแผนภูมิ ประกอบความเรียง โดยแบ่งการนำเสนอออกเป็นตาราง และแผนภูมิ ดังนี้

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย (Mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัย จำนวน 15 คน

ตารางที่ 4.2 แสดงผลความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximal voluntary isometric contraction ; MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.3 แสดงผลความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว (EMG Maximum intensity) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.4 แสดงผล ANOVA อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.5 แสดงผลอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.6 แสดงผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.7 แสดงผล ANOVA ระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.8 แสดงผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.9 แสดงผล ANOVA อัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.10 แสดงผลอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.11 แสดงผล ANOVA แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.12 แสดงผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.13 แสดงผล ANOVA ความเร็วของการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ในการวิ่ง 5 เมตร (m/s)

ตารางที่ 4.14 แสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร ของการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

แผนภูมิที่ 1 แสดงค่าผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก

แผนภูมิที่ 2 แสดงค่าความแตกต่างของผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

แผนภูมิที่ 3 แสดงผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก

แผนภูมิที่ 4 แสดงค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

แผนภูมิที่ 5 แสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก

แผนภูมิที่ 6 แสดงค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

แผนภูมิที่ 7 แสดงค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

แผนภูมิที่ 8 แสดงค่าความแตกต่างของแสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย (Mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัย จำนวน 15 คน

| ข้อมูลพื้นฐาน (N = 15) | \bar{x} | SD |
|--|-----------|-------|
| อายุ (ปี) | 21.800 | 1.568 |
| ส่วนสูง (เซนติเมตร) | 163.627 | 6.417 |
| น้ำหนัก (กิโลกรัม) | 58.120 | 9.107 |
| ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัมต่อตารางเมตร) | 21.636 | 2.455 |
| ความหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) | 17.000 | 2.000 |
| ความยาวจากจุด ASIS ถึงพื้น ขณะยืนตรง (เมตร) | 0.954 | 0.046 |
| ความยาวเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนัก (เมตร) | | |
| มูม 30 องศา | 2.287 | 0.026 |
| มูม 45 องศา | 1.362 | 0.065 |
| มูม 60 องศา | 1.103 | 0.053 |

จากตารางที่ 4.1 แสดงให้เห็นว่า ผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 15 คน มีอายุเฉลี่ยเท่ากับ 21.800 ± 1.568 ปี ส่วนสูงเฉลี่ยเท่ากับ 163.627 ± 6.417 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ย 58.120 ± 9.107 กิโลกรัม ดัชนีมวลกายเฉลี่ยเท่ากับ 21.636 ± 2.455 กิโลกรัมต่อตารางเมตร ความหนักที่ 30% ของน้ำหนักตัว เฉลี่ยเท่ากับ 17.000 ± 2.000 กิโลกรัม ความยาวจากตำแหน่ง ASIS ถึงพื้นเฉลี่ยเท่ากับ 0.954 ± 0.046 เมตร ความยาวเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักที่มูม 30 องศา เฉลี่ยเท่ากับ 2.287 ± 0.026 เมตร ความยาวเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักที่มูม 45 องศา เฉลี่ยเท่ากับ 1.362 ± 0.065 เมตร ความยาวเส้นเชือกที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักที่มูม 60 องศา เฉลี่ยเท่ากับ 1.103 ± 0.053 เมตร

ตารางที่ 4.2 แสดงผลความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximal voluntary isometric contraction ; MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Maximal voluntary isometric contraction ; MVC | | | |
|---|-------------------|-----------|-------|
| Muscles | | \bar{x} | SD |
| 1 | Rectus Abdominis | 1.027 | 0.824 |
| 2 | Erector spinae | 0.937 | 0.423 |
| 3 | Iliopsoas | 1.269 | 0.840 |
| 4 | Rectus Femoris | 0.939 | 0.464 |
| 5 | Gluteus Maximus | 0.515 | 0.195 |
| 6 | Vastus Lateralis | 0.823 | 0.345 |
| 7 | Vastus Medialis | 0.762 | 0.255 |
| 8 | Biceps Femoris | 0.772 | 0.378 |
| 9 | Semitendinosus | 0.945 | 0.570 |
| 10 | Tibialis Anterior | 0.559 | 0.187 |
| 11 | Gastrocnemius | 0.608 | 0.358 |

ตารางที่ 4.3 แสดงผลความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว (EMG Maximum intensity) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| EMG Maximum intensity | | Unload | | 30 degree | | 45 degree | | 60 degree | |
|-----------------------|-------------------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|
| | | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD |
| 1 | Rectus Abdominis | 0.814 | 0.715 | 1.296 | 0.800 | 1.270 | 0.756 | 1.412 | 0.894 |
| 2 | Erector spinae | 0.694 | 0.342 | 0.803 | 0.407 | 0.780 | 0.444 | 0.910 | 0.544 |
| 3 | Iliopsoas | 0.867 | 0.289 | 1.101 | 0.545 | 1.278 | 0.522 | 1.199 | 0.562 |
| 4 | Rectus Femoris | 1.001 | 0.627 | 0.965 | 0.286 | 1.177 | 0.585 | 1.381 | 0.768 |
| 5 | Gluteus Maximus | 0.855 | 0.577 | 0.794 | 0.427 | 0.792 | 0.432 | 0.852 | 0.576 |
| 6 | Vastus Lateralis | 1.414 | 0.634 | 1.563 | 0.670 | 1.521 | 0.628 | 1.636 | 0.881 |
| 7 | Vastus Medialis | 1.323 | 0.709 | 1.302 | 0.572 | 1.292 | 0.459 | 1.368 | 0.573 |
| 8 | Biceps Femoris | 1.101 | 0.479 | 1.011 | 0.426 | 1.081 | 0.414 | 1.123 | 0.602 |
| 9 | Semitendinosus | 1.103 | 0.421 | 1.069 | 0.469 | 1.079 | 0.359 | 1.174 | 0.406 |
| 10 | Tibialis Anterior | 0.754 | 0.694 | 0.615 | 0.223 | 0.747 | 0.283 | 0.814 | 0.370 |
| 11 | Gastrocnemius | 1.160 | 0.474 | 1.179 | 0.509 | 1.242 | 0.611 | 1.267 | 0.382 |

ตารางที่ 4.4 แสดงผล ANOVA อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกำลังหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ มุมเข่า 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Max Intensity/MVC of Muscles | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | <i>p-value</i> |
|------------------------------|---------|----------------|----|-------------|-------|----------------|
| Rectus Abdominis | Between | 13.090 | 3 | 4.363 | .572 | .636 |
| | Groups | | | | | |
| Erector spinae | Between | 1.019 | 3 | .340 | 1.066 | .371 |
| | Groups | | | | | |
| iliopsoas | Between | 3.559 | 3 | 1.186 | .895 | .449 |
| | Groups | | | | | |
| Rectus Femoris | Between | 4.383 | 3 | 1.461 | 1.043 | .381 |
| | Groups | | | | | |
| Gluteus Maximus | Between | .220 | 3 | .073 | .032 | .992 |
| | Groups | | | | | |
| Vastus Lateralis | Between | .687 | 3 | .229 | .278 | .841 |
| | Groups | | | | | |
| Vastus Medialis | Between | .052 | 3 | .017 | .014 | .998 |
| | Groups | | | | | |
| Biceps Femoris | Between | .239 | 3 | .080 | .087 | .967 |
| | Groups | | | | | |
| Semitendinosus | Between | .304 | 3 | .101 | .108 | .955 |
| | Groups | | | | | |
| Tibialis Anterior | Between | 1.385 | 3 | .462 | .413 | .744 |
| | Groups | | | | | |
| Gastrocnemius | Between | 1.206 | 3 | .402 | .077 | .972 |
| | Groups | | | | | |

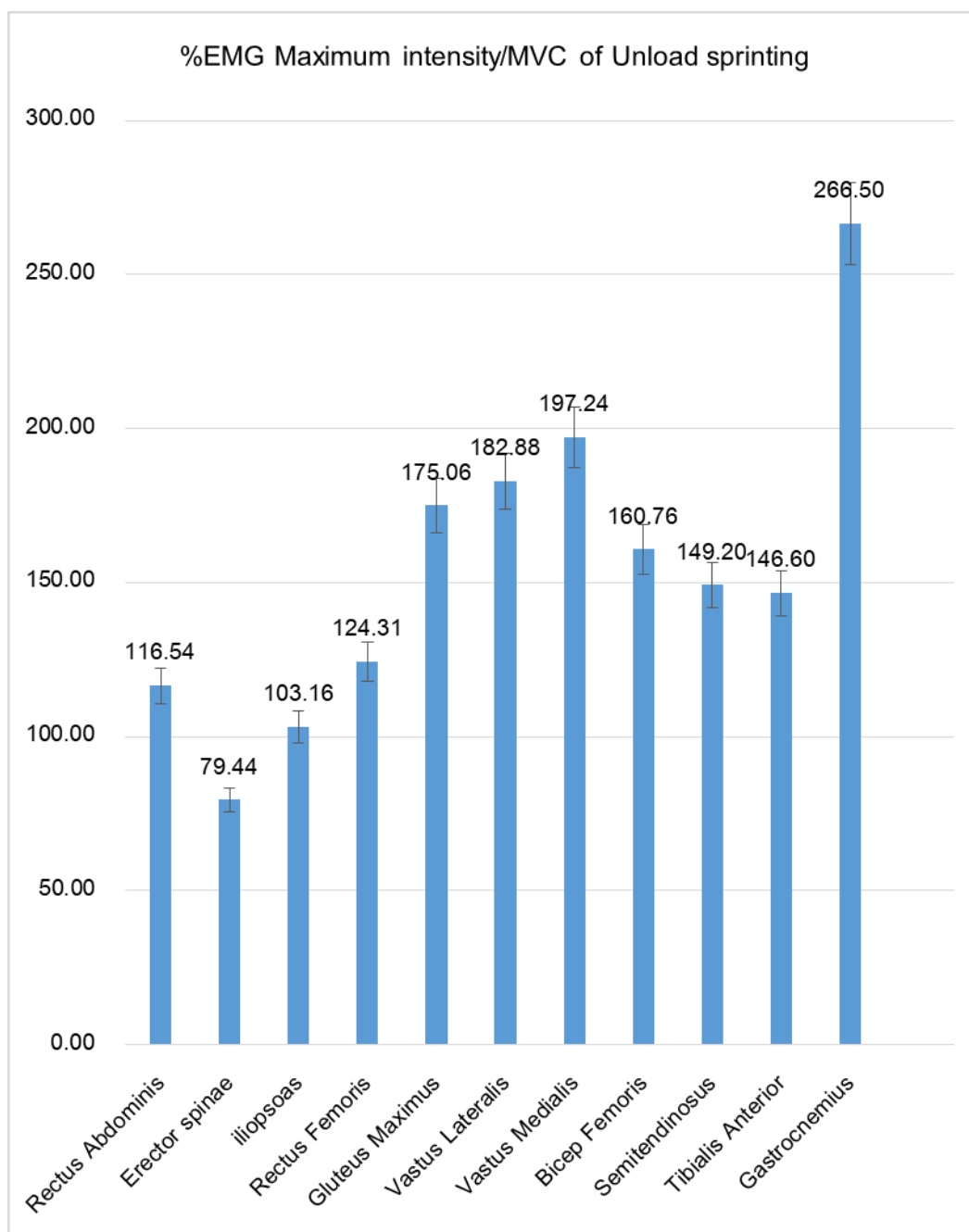
ตารางที่ 4.5 แสดงผลอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 45 และ 60 องศา

| EMG Maximum Intensity/MVC | | Unload | | 30 degree | | 45 degree | | 60 degree | |
|---------------------------|-------------------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|
| | | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD |
| 1. | Rectus Abdominis | 1.165 | 1.395 | 2.262 | 3.105 | 2.259 | 3.084 | 2.208 | 3.067 |
| 2. | Erector spinae | 0.794 | 0.352 | 0.899 | 0.351 | 0.916 | 0.501 | 1.151 | 0.881 |
| 3. | iliopsoas | 1.032 | 0.945 | 1.211 | 0.864 | 1.686 | 1.549 | 1.418 | 1.124 |
| 4. | Rectus Femoris | 1.243 | 0.959 | 1.155 | 0.408 | 1.613 | 1.415 | 1.819 | 1.585 |
| 5. | Gluteus Maximus | 1.751 | 1.159 | 1.856 | 1.522 | 1.820 | 1.545 | 1.918 | 1.764 |
| 6. | Vastus Lateralis | 1.829 | 0.650 | 2.031 | 0.764 | 2.105 | 1.236 | 2.070 | 0.876 |
| 7. | Vastus Medialis | 1.972 | 1.385 | 1.903 | 1.038 | 1.933 | 1.085 | 1.973 | 0.958 |
| 8. | Biceps-Femoris | 1.608 | 0.910 | 1.517 | 0.984 | 1.683 | 1.036 | 1.656 | 0.890 |
| 9. | Semiten-dinosus | 1.492 | 0.964 | 1.423 | 1.090 | 1.439 | 0.778 | 1.605 | 1.021 |
| 10. | Tibialis Anterior | 1.466 | 1.421 | 1.230 | 0.676 | 1.598 | 1.083 | 1.606 | 0.906 |
| 11. | Gastroc-nemius | 2.665 | 2.703 | 2.564 | 2.099 | 2.659 | 1.914 | 2.943 | 2.318 |

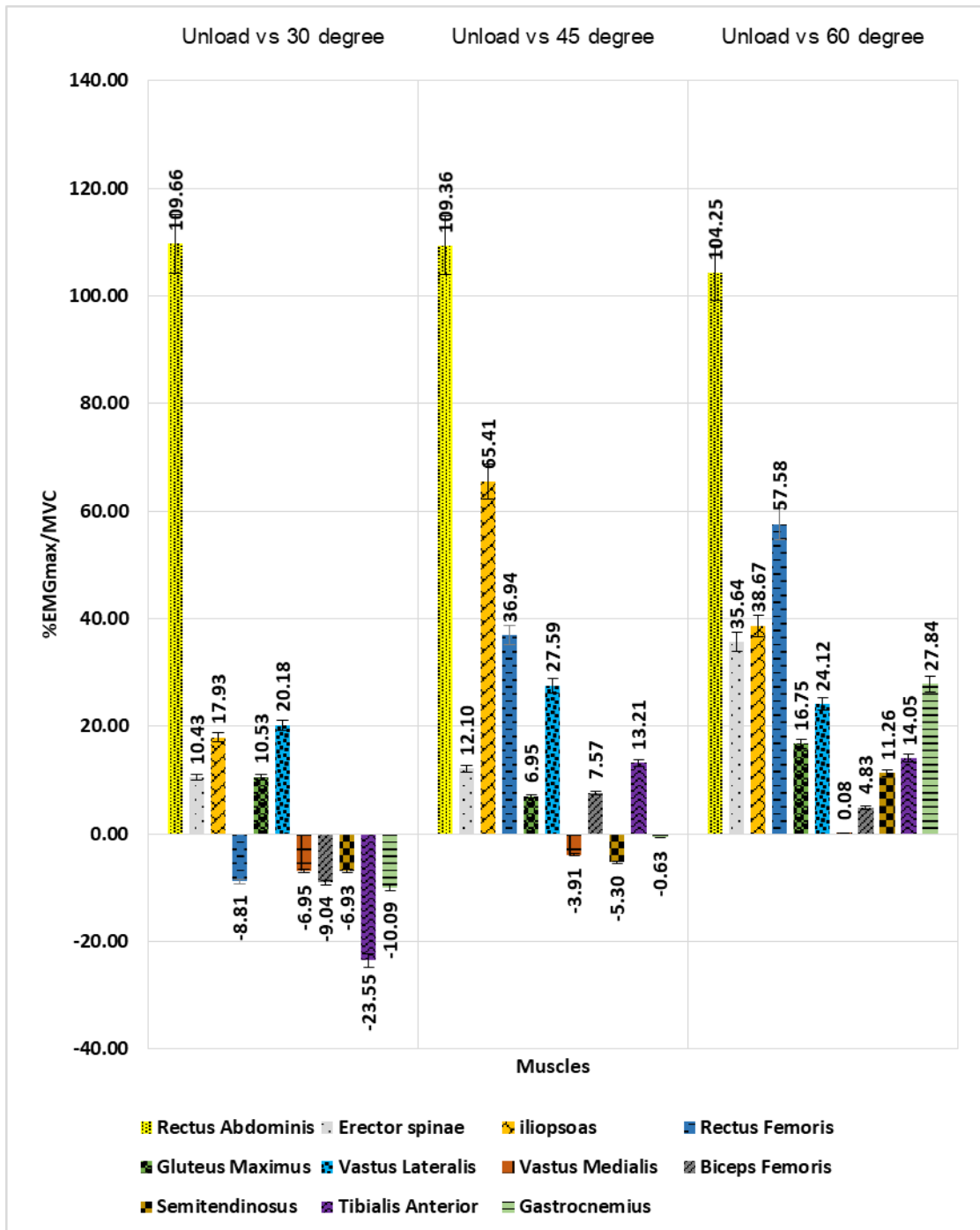
ตารางที่ 4.6 แสดงผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Muscles | %EMGmax/MVC | | Unload | | 30 degree | | 45 degree | | 60 degree | |
|----------------------|-------------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|----|
| | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD |
| 1 Rectus Abdominis | 116.54 | 139.55 | 226.20 | 310.47 | 225.90 | 308.43 | 220.79 | 306.70 | | |
| 2 Erector spinae | 79.44 | 35.24 | 89.87 | 35.06 | 91.55 | 50.08 | 115.09 | 88.14 | | |
| 3 iliopsoas | 103.16 | 94.49 | 121.10 | 86.36 | 168.57 | 154.86 | 141.83 | 112.42 | | |
| 4 Rectus Femoris | 124.31 | 95.91 | 115.51 | 40.75 | 161.26 | 141.54 | 181.89 | 158.52 | | |
| 5 Gluteus Maximus | 175.06 | 115.86 | 185.59 | 152.20 | 182.00 | 154.53 | 191.81 | 176.45 | | |
| 6 Vastus Lateralis | 182.88 | 64.97 | 203.06 | 76.39 | 210.47 | 123.59 | 207.01 | 87.59 | | |
| 7 Vastus Medialis | 197.24 | 138.54 | 190.29 | 103.80 | 193.33 | 108.48 | 197.32 | 95.80 | | |
| 8 Biceps Femoris | 160.76 | 90.96 | 151.72 | 98.35 | 168.33 | 103.63 | 165.59 | 88.97 | | |
| 9 Semitendinosus | 149.20 | 96.39 | 142.27 | 108.98 | 143.89 | 77.80 | 160.46 | 102.08 | | |
| 10 Tibialis Anterior | 146.60 | 142.10 | 123.05 | 67.55 | 159.81 | 108.31 | 160.64 | 90.57 | | |
| 11 Gastrocnemius | 266.50 | 270.26 | 256.41 | 209.86 | 265.87 | 191.38 | 294.35 | 231.80 | | |

แผนภูมิที่ 1 แสดงค่าผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก



แผนภูมิที่ 2 แสดงค่าความแตกต่างของผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกำลังยืนแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา



จากตารางที่ 4.5 พบว่า อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในทั้ง 3 มุม มีค่าเพิ่มขึ้นตามลำดับมุมเส้นเชือกของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา และ 45 องศา เมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก แต่เพิ่มขึ้นอย่างไม่มีนัยสำคัญ จำนวน 4 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Vastus Lateralis เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 30 องศา กับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก พบว่ามีค่าอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่น้อยกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Femoris, Gluteus Maximus, Vastus Medialis, Biceps Femoris, Semitendinosus, Tibialis Anterior, Gastrocnemius เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 45 องศา กับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก พบว่ามีค่าอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่น้อยกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus, Semitendinosus, Gastrocnemius เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 30 องศา กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 45 องศา มีค่าอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่น้อยกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 30 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus, Gastrocnemius และพบว่าอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximum intensity/MVC) ทุกกล้ามเนื้อ ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมของเส้นเชือก 60 องศา มีค่ามากกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และมีค่ามากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 30 องศา และ 45 องศา

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.165 ± 1.395 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 2.262 ± 3.105 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 2.259 ± 3.084 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ

- 2.208 ± 3.067 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของมุมเส้นเข่า
2. กล้ามเนื้อ Erector spinae มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.794 ± 0.352 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 30 องศา เท่ากับ 0.899 ± 0.351 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 45 องศา เท่ากับ 0.916 ± 0.501 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 60 องศา เท่ากับ 1.151 ± 0.881 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของมุมเส้นเข่า
 3. กล้ามเนื้อ iliopsoas มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.032 ± 0.945 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 30 องศา เท่ากับ 1.211 ± 0.864 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 45 องศา เท่ากับ 1.686 ± 1.549 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 60 องศา เท่ากับ 1.418 ± 1.124 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของมุมเส้นเข่า
 4. กล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.243 ± 0.959 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 30 องศา เท่ากับ 1.155 ± 0.408 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 45 องศา เท่ากับ 1.613 ± 1.415 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 60 องศา เท่ากับ 1.819 ± 1.585 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของมุมเส้นเข่า
 5. กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.751 ± 1.159 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 30 องศา เท่ากับ 1.856 ± 1.522 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 45 องศา เท่ากับ 1.820 ± 1.545 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข่า 60 องศา เท่ากับ 1.918 ± 1.764 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของมุมเส้นเข่า
 6. กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.829 ± 0.650 วิ่งลากถ่วง

น้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 2.031 ± 0.764 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 2.105 ± 1.236 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 2.070 ± 0.876 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมูมองศาของมูมเส้นเชือก

7. กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.972 ± 1.385 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1.903 ± 1.038 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1.933 ± 1.085 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1.973 ± 0.958 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมูมองศาของมูมเส้นเชือก
8. กล้ามเนื้อ Biceps Femoris มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.608 ± 0.910 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1.517 ± 0.984 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1.683 ± 1.036 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1.656 ± 0.890 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมูมองศาของมูมเส้นเชือก
9. กล้ามเนื้อ Semitendinosus มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.492 ± 0.964 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1.423 ± 1.090 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1.439 ± 0.778 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1.605 ± 1.021 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมูมองศาของมูมเส้นเชือก
10. กล้ามเนื้อ Tibialis Anterior มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1.466 ± 1.421 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1.230 ± 0.676 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1.598 ± 1.083 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มูมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1.606 ± 0.906 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมูมองศาของมูมเส้นเชือก

11. กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่วิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 2.665 ± 2.703 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 2.564 ± 2.099 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 2.659 ± 1.914 วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 2.943 ± 2.318 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบมุมมองของมุมเส้นเชือก

จากแผนภูมิที่ 2 แสดงค่าความแตกต่างผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกำลังเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่า การวิ่งลากถ่วงที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีการแสดงค่า %EMG Maximum intensity/MVC ของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น และเพิ่มขึ้นทุกมัดกล้ามเนื้อทั้ง 11 มัด โดยกล้ามเนื้อที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดจะเป็นกล้ามเนื้อส่วนลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis กล้ามเนื้อบริเวณ สะโพกมีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กล้ามเนื้อบริเวณต้นขา มีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Femoris และกล้ามเนื้อบริเวณปลายขา มีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อสำคัญต่อการวิ่งในช่วงแรกของการออกตัว แต่อย่างไรก็ตามยังพบว่า กล้ามเนื้อ iliopsoas และกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่เป็นกล้ามเนื้อหลักของการเคลื่อนไหวในการวิ่งมีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุดเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าความแตกต่างของ %EMG Maximum intensity/MVC ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 109.66 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 109.36 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 104.25 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบมุมมองของมุมเส้นเชือก

เข็อก 30 องศา เท่ากับ -10.09 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข็อก 45 องศา เท่ากับ -0.63 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข็อก 60 องศา เท่ากับ 27.84 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบมุมองศาของมุมเส้นเข็อก

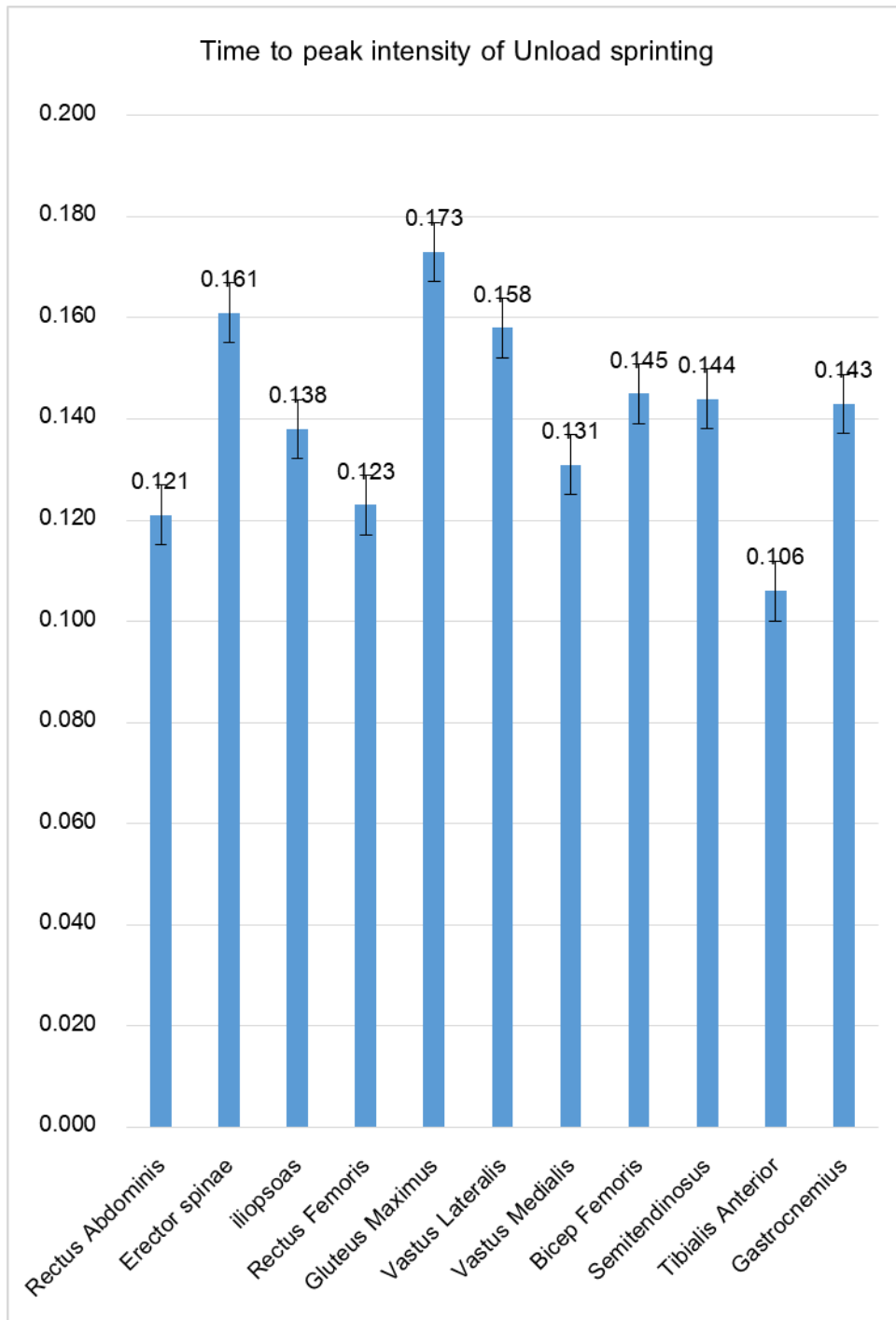
ตารางที่ 4.7 แสดงผล ANOVA ระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเข็อก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Time to peak intensity | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | <i>p-value</i> |
|------------------------|----------------|----------------|----|-------------|-------|----------------|
| Rectus Abdominis | Between Groups | .049 | 3 | .016 | 1.702 | .177 |
| Erector spinae | Between Groups | .044 | 3 | .015 | 1.338 | .271 |
| iliopsoas | Between Groups | .006 | 3 | .002 | .300 | .826 |
| Rectus Femoris | Between Groups | .004 | 3 | .001 | .380 | .768 |
| Gluteus Maximus | Between Groups | .011 | 3 | .004 | .524 | .668 |
| Vastus Lateralis | Between Groups | .002 | 3 | .001 | .176 | .912 |
| Vastus Medialis | Between Groups | .002 | 3 | .001 | .195 | .899 |
| Biceps Femoris | Between Groups | .011 | 3 | .004 | .530 | .663 |
| Semitendinosus | Between Groups | .011 | 3 | .004 | .934 | .430 |
| Tibialis Anterior | Between Groups | .001 | 3 | .000 | .074 | .974 |
| Gastrocnemius | Between Groups | .009 | 3 | .003 | 1.006 | .397 |

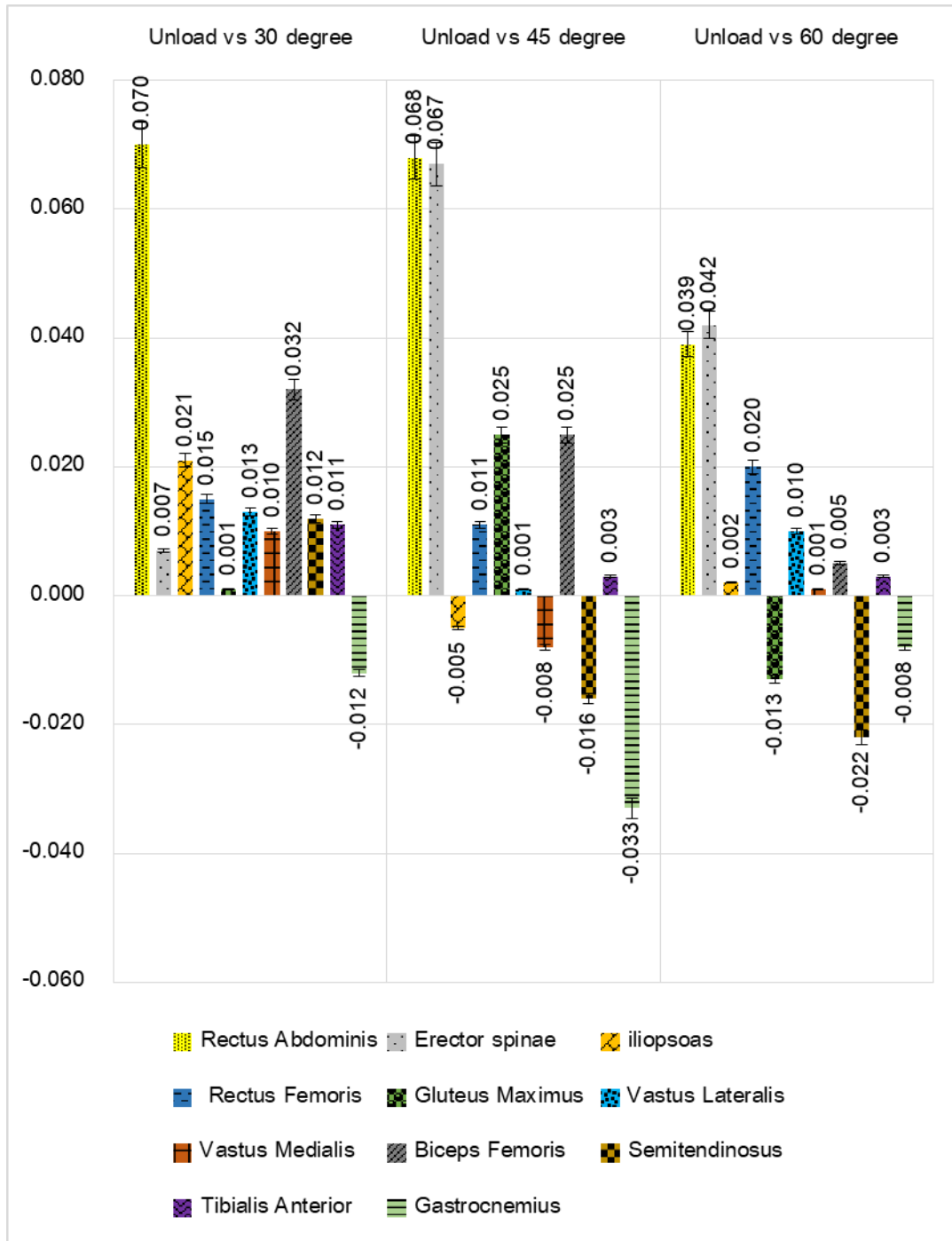
ตารางที่ 4.8 แสดงผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Muscles | Time to peak intensity | Unload | | 30 degree | | 45 degree | | 60 degree | |
|---------|------------------------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|
| | | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD |
| 1. | Rectus Abdominis | 0.121 | 0.066 | 0.191 | 0.100 | 0.189 | 0.114 | 0.160 | 0.104 |
| 2. | Erector spinae | 0.161 | 0.088 | 0.168 | 0.118 | 0.228 | 0.119 | 0.203 | 0.089 |
| 3. | Iliopsoas | 0.138 | 0.075 | 0.159 | 0.074 | 0.133 | 0.075 | 0.140 | 0.101 |
| 4. | Rectus Femoris | 0.123 | 0.046 | 0.138 | 0.072 | 0.134 | 0.048 | 0.143 | 0.053 |
| 5. | Gluteus Maximus | 0.173 | 0.062 | 0.174 | 0.081 | 0.198 | 0.073 | 0.160 | 0.110 |
| 6. | Vastus Lateralis | 0.158 | 0.064 | 0.171 | 0.062 | 0.159 | 0.064 | 0.168 | 0.063 |
| 7. | Vastus Medialis | 0.131 | 0.053 | 0.141 | 0.087 | 0.123 | 0.051 | 0.132 | 0.054 |
| 8. | Biceps-Femoris | 0.145 | 0.058 | 0.177 | 0.081 | 0.170 | 0.089 | 0.150 | 0.097 |
| 9. | Semiten-dinosus | 0.144 | 0.064 | 0.156 | 0.068 | 0.128 | 0.064 | 0.122 | 0.051 |
| 10. | Tibialis Anterior | 0.106 | 0.069 | 0.117 | 0.061 | 0.109 | 0.052 | 0.109 | 0.075 |
| 11. | Gastroc-nemius | 0.143 | 0.054 | 0.131 | 0.068 | 0.110 | 0.036 | 0.135 | 0.053 |

แผนภูมิที่ 3 แสดงผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก



แผนภูมิที่ 4 แสดงค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มขึ้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา



จากตารางที่ 4.8 พบว่า กล้ามเนื้อบางส่วนในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักแสดงระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการวิ่งแบบไม่มีลากถ่วงน้ำหนัก กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 45 60 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius ลดลงทุกมุมองศาของเส้นเชือก ส่วนกล้ามเนื้อ Vastus Medialis และ Semitendinosus มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง ในมุมเส้นเชือก 45 และ 60 องศา มีกล้ามเนื้อ Gluteus Maximus, Semitendinosus ที่มีค่าระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง และพบว่ามึกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักแสดงระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 และ 45 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, iliopsoas, Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Biceps Femoris, Semitendinosus, Gastrocnemius เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 และ 60 องศา มีค่าระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, iliopsoas, Gluteus Maximus, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, Biceps Femoris, Semitendinosus, Tibialis Anterior และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 และ 60 องศา มีค่าระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดลดลง ได้แก่ Rectus Abdominis, Erector spinae, Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Semitendinosus

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.121 ± 0.066 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.191 ± 0.100 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.189 ± 0.114 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.160 ± 0.104 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
2. กล้ามเนื้อ Erector spinae มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มี

มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.161 ± 0.088 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.168 ± 0.118 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.228 ± 0.119 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.203 ± 0.089 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

3. กล้ามเนื้อ iliopsoas มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.138 ± 0.075 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.159 ± 0.074 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.133 ± 0.075 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.140 ± 0.101 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
4. กล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.123 ± 0.046 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.138 ± 0.072 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.134 ± 0.048 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.143 ± 0.053 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
5. กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.173 ± 0.062 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.174 ± 0.081 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.198 ± 0.073 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.160 ± 0.110 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
6. กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.158 ± 0.064 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก

- 30 องศา เท่ากับ 0.171 ± 0.062 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.159 ± 0.064 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.168 ± 0.063 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
7. กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.131 ± 0.053 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.141 ± 0.087 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.123 ± 0.051 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.132 ± 0.054 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
8. กล้ามเนื้อ Biceps Femoris มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.145 ± 0.058 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.177 ± 0.081 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.170 ± 0.089 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.150 ± 0.097 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
9. กล้ามเนื้อ Semitendinosus มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.144 ± 0.064 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.156 ± 0.068 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.128 ± 0.064 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.122 ± 0.051 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
10. กล้ามเนื้อ Tibialis Anterior มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.106 ± 0.069 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.117 ± 0.061 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา

เท่ากับ 0.109 ± 0.052 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.109 ± 0.075 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก

11. กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าทางสถิติระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 0.143 ± 0.054 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.131 ± 0.068 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.110 ± 0.036 msec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.135 ± 0.053 msec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก

จากแผนภูมิที่ 4 แสดงค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่า ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดใกล้เคียงกับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักมากที่สุด แม้ว่ากล้ามเนื้อส่วนใหญ่ของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดจะมีค่ามากกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.070 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.068 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.039 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
2. กล้ามเนื้อ Erector spinae มีค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้น

ถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 0.003 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 0.003 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

11. กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าความแตกต่างของผลระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ -0.012 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ -0.033 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ -0.008 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

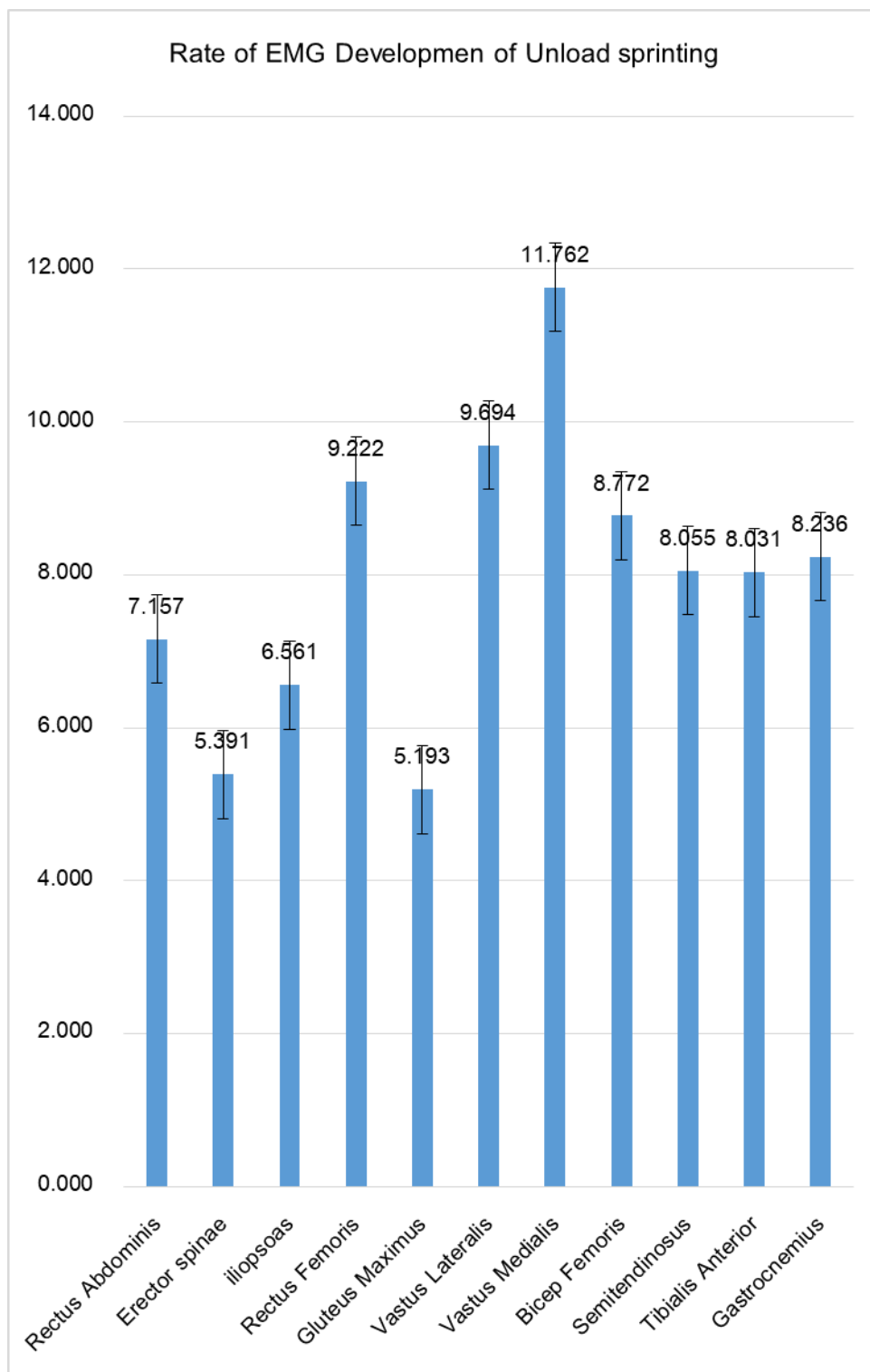
ตารางที่ 4.9 แสดงผล ANOVA อัตราการพัฒนาความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Rate of EMG Development of Muscles | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | <i>p-value</i> |
|------------------------------------|----------------|----------------|----|-------------|-------|----------------|
| Rectus Abdominis | Between Groups | 106.860 | 3 | 35.620 | .465 | .708 |
| Erector spinae | Between Groups | 61.487 | 3 | 20.496 | 1.420 | .247 |
| Iliopsoas | Between Groups | 511.110 | 3 | 170.370 | 1.286 | .288 |
| Rectus Femoris | Between Groups | 40.939 | 3 | 13.646 | .263 | .852 |
| Gluteus Maximus | Between Groups | 66.654 | 3 | 22.218 | .914 | .440 |
| Vastus Lateralis | Between Groups | 65.100 | 3 | 21.700 | .298 | .826 |
| Vastus Medialis | Between Groups | 47.580 | 3 | 15.860 | .241 | .868 |
| Biceps Femoris | Between Groups | 46.351 | 3 | 15.450 | .573 | .635 |
| Semitendinosus | Between Groups | 32.716 | 3 | 10.905 | .471 | .704 |
| Tibialis Anterior | Between Groups | 121.189 | 3 | 40.396 | .536 | .660 |
| Gastrocnemius | Between Groups | 100.074 | 3 | 33.358 | .680 | .568 |

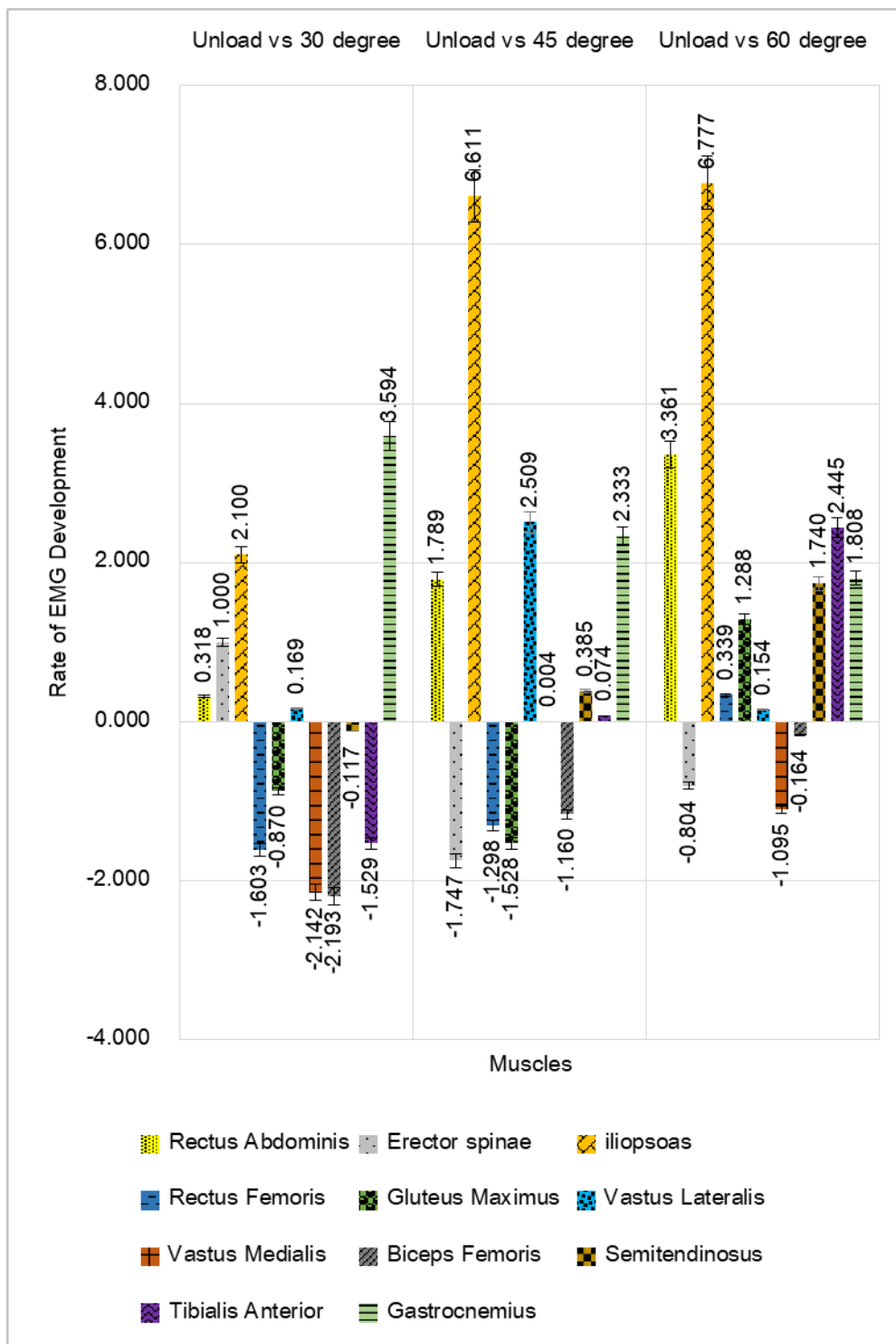
ตารางที่ 4.10 แสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Muscles | Rate of EMG Development | | Unload | | 30 degree | | 45 degree | | 60 degree | |
|-----------------------|-------------------------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|----|
| | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD | \bar{x} | SD |
| 1. Rectus Abdominis | 7.157 | 7.543 | 7.475 | 4.810 | 8.946 | 10.197 | 10.518 | 11.061 | | |
| 2. Erector spinae | 5.391 | 4.751 | 6.391 | 4.484 | 3.644 | 2.369 | 4.587 | 3.075 | | |
| 3. iliopsoas | 6.561 | 7.162 | 8.661 | 10.647 | 13.172 | 13.521 | 13.338 | 13.509 | | |
| 4. Rectus Femoris | 9.222 | 10.636 | 7.619 | 6.895 | 7.924 | 2.731 | 9.561 | 6.281 | | |
| 5. Gluteus Maximus | 5.193 | 5.273 | 4.323 | 2.142 | 3.665 | 3.066 | 6.481 | 7.443 | | |
| 6. Vastus Lateralis | 9.694 | 5.456 | 9.863 | 6.669 | 12.203 | 13.418 | 9.848 | 6.045 | | |
| 7. Vastus Medialis | 11.762 | 10.227 | 9.620 | 5.280 | 11.766 | 8.900 | 10.667 | 7.208 | | |
| 8. Biceps-Femoris | 8.772 | 6.728 | 6.579 | 4.127 | 7.612 | 4.942 | 8.608 | 4.597 | | |
| 9. Semiten-dinosus | 8.055 | 3.841 | 7.938 | 6.250 | 8.440 | 3.595 | 9.795 | 5.087 | | |
| 10. Tibialis Anterior | 8.031 | 8.758 | 6.502 | 5.969 | 8.105 | 8.309 | 10.476 | 10.968 | | |
| 11. Gastroc-nemius | 8.236 | 5.440 | 11.830 | 10.311 | 10.569 | 4.823 | 10.044 | 6.086 | | |

แผนภูมิที่ 5 แสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก



แผนภูมิที่ 6 แสดงค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา



จากตารางที่ 4.10 พบว่า อัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) มีบางกล้ามเนื้อของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา เพิ่มขึ้น โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, iliopsoas, Gastrocnemius มีกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา มีอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพิ่มขึ้น โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, iliopsoas, Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, Bicep Femoris, Semitendinosus, Tibialis Anterior มีบางกล้ามเนื้อของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพิ่มขึ้น โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และ มุมเส้นเชือก 45 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Tibialis Anterior และมีบางกล้ามเนื้อของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา มีอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพิ่มขึ้น โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Vastus Lateralis, Gastrocnemius

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 7.157 ± 7.543 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 7.475 ± 4.810 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 8.946 ± 10.197 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 10.518 ± 11.061 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
2. กล้ามเนื้อ Erector spinae มีค่าอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 5.391 ± 4.751 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 6.391 ± 4.484 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 3.644 ± 2.369 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม

เส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 4.587 ± 3.075 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

3. กล้ามเนื้อ iliopsoas มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 6.561 ± 7.162 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 8.661 ± 10.647 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 13.172 ± 13.521 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 13.338 ± 13.509 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
4. กล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 9.222 ± 10.636 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 7.619 ± 6.895 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 7.924 ± 2.731 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 9.561 ± 6.281 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
5. กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 5.193 ± 5.273 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 4.323 ± 2.142 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 3.665 ± 3.066 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 6.481 ± 7.443 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
6. กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 9.694 ± 5.456 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 9.863 ± 6.669 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 12.203 ± 13.418 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 9.848 ± 6.045 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
7. กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 11.762 ± 10.227 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 9.620 ± 5.280 mv/sec วิ่ง

- ลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 11.766 ± 8.900 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 10.667 ± 7.208 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
8. กล้ามเนื้อ Biceps Femoris มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 8.772 ± 6.728 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 6.579 ± 4.127 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 7.612 ± 4.942 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 8.608 ± 4.597 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
 9. กล้ามเนื้อ Semitendinosus มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 8.055 ± 3.841 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 7.938 ± 6.250 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 8.440 ± 3.595 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 9.795 ± 5.087 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
 10. กล้ามเนื้อ Tibialis Anterior มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 8.031 ± 8.758 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 6.502 ± 5.969 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 8.105 ± 8.309 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 10.476 ± 10.968 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก
 11. กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 8.236 ± 5.440 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 11.830 ± 10.311 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 10.569 ± 4.823 mv/sec วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 10.044 ± 6.086 mv/sec ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

จากแผนภูมิที่ 6 แสดงค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาของกล้ามเนื้อส่วนใหญ่เพิ่มขึ้นมากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และ 45 องศา แต่ยังคงพบว่า ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีกล้ามเนื้อ Erector spinae และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาที่น้อยกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก อย่างไรก็ตาม การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา แสดงค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาของกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และ Gastrocnemius ที่เป็นกล้ามเนื้อสำคัญต่อการวิ่งที่มีค่ามากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา

1. กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 0.318 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1.789 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 3.361 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก
2. กล้ามเนื้อ Erector spinae มีค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1.000 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ -1.747 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ -0.804 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมมองของเส้นเชือก

11. กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา ที่เปรียบเทียบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 3.594 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 2.333 การวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1.808 ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

ตารางที่ 4.11 แสดงผล ANOVA แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

| Vertical Ground reaction Force (VGRF) | Sum of Squares | df | Mean Square | F | <i>p-value</i> |
|---------------------------------------|----------------|----|-------------|-------|----------------|
| Between Groups | 160349.488 | 3 | 53449.829 | 1.111 | .352 |

ตารางที่ 4.12 แสดงผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

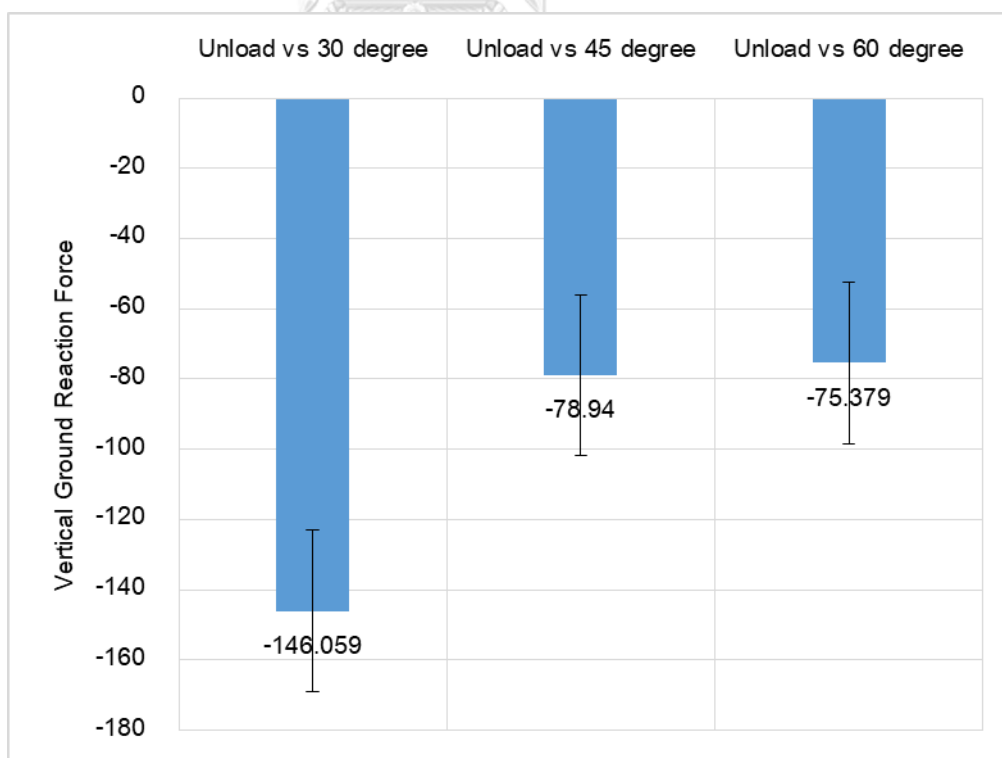
| Vertical ground reaction (VGRF) | \bar{x} | SD |
|---------------------------------|-----------|---------|
| Unload | 1391.286 | 229.618 |
| 30 degree | 1245.227 | 147.287 |
| 45 degree | 1312.346 | 237.899 |
| 60 degree | 1315.907 | 247.861 |

จากตารางที่ 4.12 พบว่า แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) ของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักส่วนใหญ่ลดลง แต่ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่าง

มีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งระหว่างการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา พบว่า มีค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งเพิ่มขึ้น

1. แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก เท่ากับ 1391.286 ± 229.618 นิวตัน
2. แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา เท่ากับ 1245.227 ± 147.287 นิวตัน
3. แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 1312.346 ± 237.899 นิวตัน
4. แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 1315.907 ± 247.861 นิวตัน

แผนภูมิที่ 7 แสดงค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา



จากแผนภูมิที่ 7 แสดงค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่า การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกมีค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่งน้อยกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และมีค่าน้อยกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ แต่ไม่แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการเปรียบเทียบระหว่างมุมองศาของเส้นเชือก

1. ค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่ง เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา เท่ากับ -146.059
2. ค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่ง เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 45 องศา เท่ากับ -78.94
3. ค่าความแตกต่างของผลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวดิ่ง เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 60 องศา เท่ากับ -75.379

ตารางที่ 4.13 แสดงผล ANOVA ความเร็วของการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ในการวิ่ง 5 เมตร (m/s)

| Velocity | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p-value |
|----------------|----------------|----|-------------|--------|---------|
| Between Groups | 12685682.778 | 3 | 4228560.926 | 18.882 | .000 |

ตารางที่ 4.14 แสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร ของการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วง น้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา

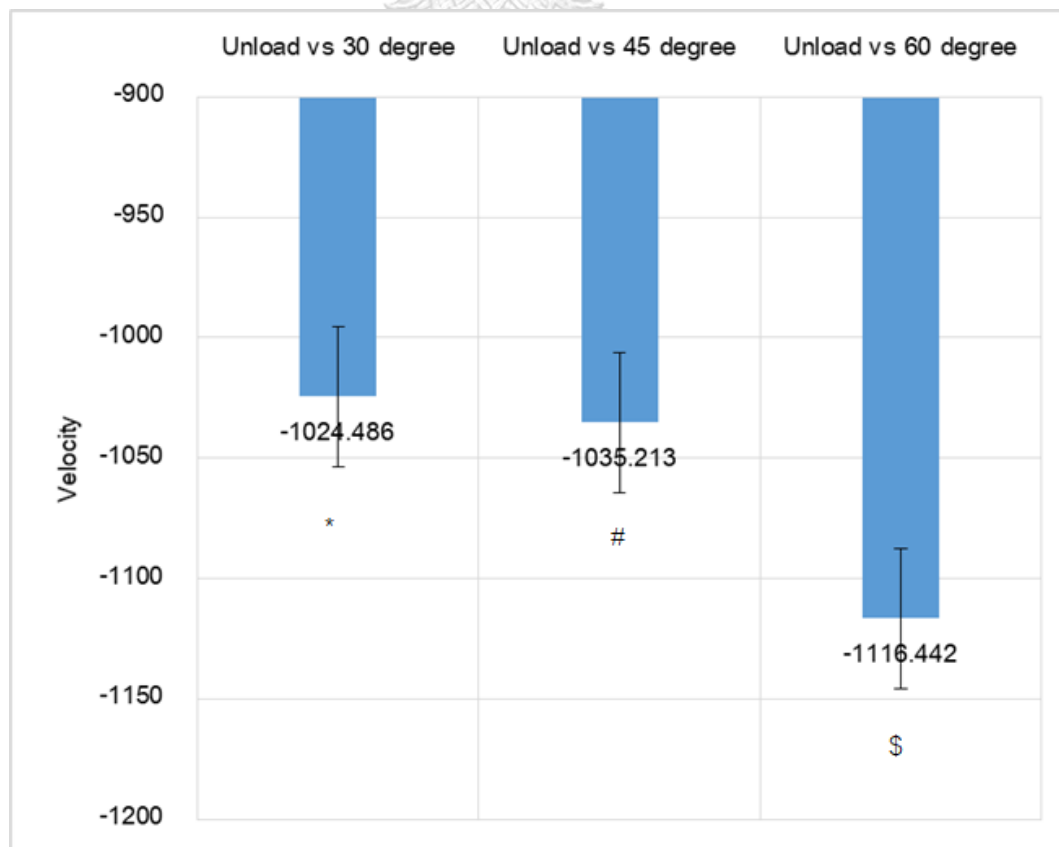
| 5 m/time | \bar{x} | SD |
|-----------|-----------|---------|
| Unload | 6.222 | 0.544 |
| 30 degree | 5.197 | 0.496 * |
| 45 degree | 5.186 | 0.439# |
| 60 degree | 5.105 | 0.399\$ |

* หมายถึง มีความแตกต่างกันของความเร็วในการวิ่งระยะ 5 เมตร ระหว่าง Unload และ 30 degree ที่ระดับ 0.05

หมายถึง มีความแตกต่างกันของความเร็วในการวิ่งระยะ 5 เมตร ระหว่าง Unload และ 45 degree ที่ระดับ 0.05

\$ หมายถึง มีความแตกต่างกันของความเร็วในการวิ่งระยะ 5 เมตร ระหว่าง Unload และ 60 degree ที่ระดับ 0.05

แผนภูมิที่ 8 แสดงค่าความแตกต่างของแสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา



ซึ่งจากตารางที่ 4.14 แสดงผลความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร (เมตร/วินาที) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และ 60 องศา พบว่าความเร็วในการมีค่าลดลง แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบความเร็วในการวิ่งระหว่างการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา พบว่า มีความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร มีค่าลดลง แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

1. ผลของความเร็วในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ระยะทาง 5 เมตร เท่ากับ 6.222 ± 0.544 เมตรต่อวินาที
2. ผลของความเร็วในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา ระยะทาง 5 เมตร เท่ากับ 5.197 ± 0.496 เมตรต่อวินาที
3. ผลของความเร็วในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เท่ากับ 5.186 ± 0.439 เมตรต่อวินาที
4. ผลของความเร็วในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา เท่ากับ 5.105 ± 0.399 เมตรต่อวินาที

จากแผนภูมิที่ 8 แสดงค่าความแตกต่างของแสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่า การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีผลของความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร น้อยที่สุด

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental Research) มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาเพื่อวิเคราะห์และเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แรงปฏิกิริยาจากพื้น และความเร็วในการวิ่ง เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น โดยกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 15 คน ทำการติดตัวรับสัญญาณ EMG บนกล้ามเนื้อ 11 มัด เพื่อทดสอบการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา โดยกำหนดให้ก้าวที่ 2 และก้าวที่ 3 เหยียบแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา (Force plate) แผ่นที่ 1 และ 2 ร่วมกับติดมาร์คเกอร์ที่บริเวณตำแหน่ง ASIS ขาข้างที่กลุ่มตัวอย่างถนัด เพื่อบันทึกค่าความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร จากนั้นนำค่าของข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัย, ค่าอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximum intensity/MVC), ระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)), อัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)), แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (Vertical Ground Reaction Force, VGRF (N)), ความเร็วในการวิ่ง 5 เมตร (Velocity (m/s)) ที่ได้ทั้งหมดมาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ หาค่าวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย (Mean) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) และใช้การทดสอบ repeated ANOVA และ Post hoc: Tukey เพื่อหาความแตกต่างระหว่างตัวแปร โดยสามารถนำมาสรุปผลการวิจัยได้ ดังนี้

จากผลงานวิจัยดังกล่าว เมื่อวิเคราะห์ภาพรวมของตัวแปรทั้งหมด พบว่า การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ส่งผลให้กล้ามเนื้อบริเวณสะโพกและบริเวณต้นขาที่เป็นกล้ามเนื้อหลักในการวิ่ง ซึ่งได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis กล้ามเนื้อ Rectus Femoris กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus กล้ามเนื้อ Vastus Medialis กล้ามเนื้อ Bicep Femoris กล้ามเนื้อ Semitendinosus โดยกล้ามเนื้อปลายขา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius และกล้ามเนื้อ Tibialis Anterior ทำงานในการช่วยเสริมแรง และเป็นกล้ามเนื้อที่

มีความสำคัญต่อการออกตัววิ่งในช่วงแรก ในขณะที่กล้ามเนื้อลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis และกล้ามเนื้อ Erector spinae ทำงานในการรักษาสมดุลของร่างกายขณะวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก ซึ่งกล้ามเนื้อหลักที่ใช้ในการวิ่งมีอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (Maximum intensity/MVC) เพิ่มขึ้น โดยมีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มขึ้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ที่น้อย และมีค่าอัตราการพัฒนาคความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เพิ่มขึ้น รวมทั้งมีผลของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Vertical ground reaction (VGRF)(N)) ที่น้อย ไม่ส่งผลต่อความเสี่ยงในการบาดเจ็บของข้อเข่า ซึ่งน่าจะสรุปได้ว่า การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา อาจเหมาะสมต่อการพัฒนากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่งออกตัวในนักกีฬาวิ่งที่ฟุตบอลลหญิงได้มากที่สุด เนื่องจากรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในมุมนั้นใกล้เคียงกับรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่วิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก แต่มีคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากกว่า และแรงปฏิกิริยาจากพื้นน้อยที่สุด

อย่างไรก็ตามการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักไม่ส่งผลให้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาระหว่างมุมเส้นเชือก และจากพื้นของก้าวที่ 3 จากจุดเริ่มต้นแสดงการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่ส่งผลให้ความเร็วในการวิ่งระยะ 5 เมตร เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับความเร็วในการวิ่งโดยไม่มีน้ำหนักลากถ่วง เมื่อเปรียบเทียบกับวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก จึงอาจกล่าวได้ว่า การวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก น่าจะมีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาเมื่อมีน้ำหนักที่ใช้ในการลากถ่วงมากกว่า 30% ของน้ำหนักร่างกาย และมีผลเฉพาะก้าวแรกหรือก้าวที่ 2 ของการเริ่มวิ่ง และส่งผลลดลงเมื่อวิ่งในก้าวที่ 3 และก้าวต่อ ๆ ไป

อภิปรายผลการวิจัย

อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (EMG Maximum intensity/MVC) ของกล้ามเนื้อ 11 มัด พบว่า ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักมุมเส้นเชือก ทั้ง 3 มุม กล้ามเนื้อ Gastrocnemius เป็นกล้ามเนื้อที่หดตัวได้เร็ว ทำหน้าที่ถีบปลายเท้าและเหยียดข้อเท้า มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส EMG Maximum intensity/MVC สูงสุด ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญต่อการวิ่งออกตัว ในขณะที่กล้ามเนื้อ Erector spinae แสดงค่า

ต่ำสุดทั้งวิ่งโดยไม่มีน้ำหนักลากถ่วงและวิ่งลากถ่วงที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา และกล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Gluteus Maximus และ Vastus Lateralis ที่ทำหน้าที่ออกแรงต่อการเริ่มออกตัววิ่งและการเร่งมีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส EMG Maximum intensity/MVC มีค่าเพิ่มขึ้นตามลำดับองศาที่มากขึ้นสอดคล้องกับการศึกษาของโค และคณะ (Coh et al., 2009) เมื่อการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมของเส้นเชือกมากขึ้นส่งผลให้มีโหลดบริเวณทางด้านหลังของร่างกายมากขึ้น ซึ่งอธิบายได้จากสมการการคำนวณแรงต้านจากการถ่วงน้ำหนัก ดังนี้

$$F \cos\theta - f = ma$$

$$F \cos\theta - \mu(mg - F \sin\theta) = ma$$

จากสมการดังกล่าว อธิบายได้ว่าเมื่อมุมเส้นเชือกที่ผูกกับเครื่องลากถ่วงน้ำหนักมีมุมที่มากขึ้นจะส่งผลให้ $F \cos\theta$ มีค่าลดลง เนื่องจากมีการสูญเสียแรงส่วนหนึ่งไปกับการยกน้ำหนักให้ลอยสูงขึ้น ซึ่งแสดงได้จากการเพิ่มขึ้นของค่า $F \sin\theta$ และเมื่อพิจารณาจากสมการดังกล่าว พบว่ามุมเส้นเชือก 30 องศา ควรจะแสดงการทำงานของกล้ามเนื้อที่น้อยกว่าที่มุมเส้นเชือก 45 องศา และ 60 องศา ดังนั้นกล้ามเนื้อหลักที่ใช้ในการลากถ่วงน้ำหนักจึงน่าจะเป็นกล้ามเนื้อที่มีแนวโน้มในการทำงานในรูปแบบนี้ ดังเช่น กล้ามเนื้อ Gastrocnemius, Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Vastus Lateralis นั่นเอง

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างการวิ่งลากถ่วงแบบไม่มีน้ำหนัก และลากถ่วงแบบมีน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือกทั้ง 3 มุม พบว่า แม้ว่าจะไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อทั้ง 11 มัด แต่ กล้ามเนื้อลำตัว ได้แก่ Rectus Abdominis, Erector Spinae มีคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อลากถ่วงน้ำหนักสูงกว่าเมื่อไม่มีน้ำหนักลากถ่วง ดังนั้น จึงอาจกล่าวได้ว่า การพัฒนาพลังกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเร่งความเร็วของนักกีฬาตั้งแต่เริ่มออกตัวจนถึง 5 เมตร โดยเฉพาะเท้าก้าวที่ 1 – 3 ในขาข้างที่ทำการทดลองจังหวะอสะโพกและยกเข่าขึ้นก่อนที่จะทำการก้าวขาข้างเท้าจะต้องอาศัยพลังกล้ามเนื้อบริเวณสะโพก (Hip muscles) ในงอสะโพก ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas ทำหน้าที่ในการงอสะโพกและยกต้นขา (Hip flexion) ซึ่งมีการทำงานมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีมุมเส้นเชือก 45 องศา 60 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ โดยทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อ Rectus Abdominis ที่ช่วยในการกอดกระดูกซี่โครง และทำให้กระดูกเชิงกรานอยู่หนึ่ง และยังช่วยในการกัมตัว (Vertebral column) (Seeley, 1992) เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีเส้นเชือกผูกบริเวณเอว และมีความหนักของเครื่องลาก

ถ่วงน้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักร่างกาย จึงทำให้กล้ามเนื้อทั้งสองทำงานมากขึ้นตามมุมมองขาของ เส้นเชือกที่มากขึ้น เพื่อให้เคลื่อนที่ไปด้านหน้าด้วยความเร็ว โดยกล้ามเนื้อ Rectus Abdominis ทำงานมากขึ้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 45 และ 60 องศา ตามลำดับ ซึ่งมีการทำงานตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ Erector spinae (iliocostalis lumbolum) ที่เป็นกล้ามเนื้อในการ ช่วยเหยียดตรงของกระดูกสันหลังระดับเอว และทำให้ร่างกายไม่ก้มและโน้มมาทางด้านหน้ามาก จนเกินไป ซึ่งผลจากการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักอาจส่งผลให้กล้ามเนื้อ Erector spinae ถูกกระตุ้น ให้ค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC มีการทำงานมากขึ้นเมื่อวิ่งลาก ถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 45 และ 30 องศา ตามลำดับ

ในส่วนของกล้ามเนื้อเหยียดสะโพกที่ทำงานตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ iliopsoas ขณะวิ่ง ลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus เป็นกล้ามเนื้อหลักในการเหยียดสะโพก ทำ หน้าที่ในการส่งแรงในทิศทางตรงกันข้ามกับการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อ Hamstrings ซึ่งในการทดลองได้ทำการติด EMG ที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris และกล้ามเนื้อ Semitendinosus ช่วยในการเร่งข้อสะโพกและข้อเข่า (flex knee) เมื่อเท้าวางสัมผัสพื้นกล้ามเนื้อ จะทำงานออกแรงเต็มที่ในจังหวะเข่างอ เพื่อออกแรงส่งให้ร่างกายเคลื่อนที่ไปข้างหน้า โดยพบว่า กล้ามเนื้อ Biceps femoris มีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ที่ มากกว่ากล้ามเนื้อ Semitendinosus จากกล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่เป็นกล้ามเนื้อทำหน้าที่งอ เข่าและออกแรงมากกว่า เนื่องมาจากการสะท้อนของแรงปฏิกิริยาจากพื้นสะท้อนเข้ามาทางด้าน นอกข้อเข่า (lateral of knee) มากกว่าทางด้านในข้อเข่า (medial of knee) ที่จะสะท้อนจาก กระดูกหน้าแข้งด้านในขึ้นมาไปยังด้านนอกของกระดูกต้นขา (lateral of femur) ส่งผลให้ กล้ามเนื้อ Biceps femoris ทำงานมากขึ้น และมีการทำงานมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม เส้นเชือก 45 องศา 60 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ สอดคล้องกับการศึกษาของดอร์น (Dorn TW., 2012) ที่ศึกษาวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณสะโพกและบริเวณข้อเท้า ขณะวิ่ง ด้วยแบบจำลอง EMG ว่ากล้ามเนื้อส่วนล่างของร่างกายที่ใช้งานขณะวิ่งช่วงเร่งความเร็ว คือ iliopsoas, Gluteus Maximus, Hamstrings นอกจากนั้นกลุ่มกล้ามเนื้อ Quadriceps femoris ที่ มีกล้ามเนื้อ Vastus lateralis เป็นกล้ามเนื้อที่ใหญ่ที่สุด ช่วยในการเหยียดเข่าและเป็นกล้ามเนื้อที่ เกี่ยวข้องกับการวิ่ง มีการทำงานค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส Maximum intensity/MVC ขณะวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มากที่สุดในกลุ่มของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า และมีผลของค่าอัตราส่วน ความหนักของกระแส EMG Maximum intensity/MVC มากที่สุด เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้น

เชือก 45 องศา 60 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ นอกจากนี้ยังพบว่า ค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส EMG Maximum intensity/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis มีค่ามากกว่ากล้ามเนื้อ Vastus medialis และกล้ามเนื้อ Rectus femoris รวมทั้งยังมีค่าความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะวิ่งลากถ่วงน้ำหนักมากกว่ากลุ่มกล้ามเนื้อของ Hamstrings อีกด้วย

นอกจากนั้น ผลการวิจัยยังสอดคล้องกับ ยัง และ ไพรเออร์ (Young and Pryor, 2001) ที่กล่าวถึงความสำคัญของกล้ามเนื้อ Quadriceps femoris ในขณะเร่งความเร็วช่วง 5 เมตรแรก จากจุดความเร็วที่ศูนย์ เนื่องจากการทำงานของมุมที่ข้อเข่าขณะที่เท้าสัมผัสพื้นแคบกว่าการวิ่งด้วยความเร็วสูงสุดและจะลดบทบาทการทำงานเมื่อวิ่งถึงจุดที่ 30 เมตร ส่วนกล้ามเนื้อ Gluteus Maximus, Gastrocnemius และ Hamstrings ที่มีบทบาทรองลงมา และจะค่อยๆ ลดบทบาทลงเมื่อความเร็วเพิ่มขึ้นเช่นกัน อีกทั้งลักษณะการเคลื่อนไหวร่างกายของนักกีฬาในงานวิจัยมีความสอดคล้องกับการศึกษาของบอสซ์ และคลอมป์ (Bosch and Klomp, 2001) ในการเคลื่อนที่ขณะเท้าเริ่มสัมผัสพื้น (Movement of initial contact) ลำตัวอยู่ในลักษณะโน้มไปข้างหน้า ทำให้จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายเคลื่อนไปอยู่ที่ตำแหน่งที่เส้นศูนย์ถ่วงตกห่างออกไปข้างหน้าจากจุดที่เท้าสัมผัสพื้น (Forward rotation) ส่วนระยะเวลาที่เท้าสัมผัสพื้นจะนานและค่อยๆ ลดลงเมื่อจำนวนก้าวและความเร็วเพิ่มขึ้น ดังนั้นในขณะเท้าเริ่มสัมผัสพื้นนักกีฬาจะต้องวางเท้าสู่พื้นในลักษณะงอเข่าและอยู่ด้านหน้าสะโพก ทำให้กล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกล้ามเนื้อเหยียดสะโพกทำงานแบบความยาวลดลงได้อย่างเต็มที่ในลักษณะแรงระเบิด (Explosive concentric muscle action) จนถึงระยะการยันเท้า (Thrust phase) ในการออกแรงยันที่พื้น เพื่อให้เกิดแรงปฏิกิริยา นักกีฬาจะต้องเหยียดเข่าจนเกือบเต็มที่และออกแรงให้มากที่สุด โดยการเร่งความเร็ว (Acceleration) เท้าจะเริ่มกระทำกับพื้นในลักษณะเท้ากระดกขึ้น (Dorsiflexed position) และจำกัดการงอตัวที่บริเวณเอว (Limit torso flexion at the waist) เมื่อเริ่มต้นก้าวขาปุมกระดูกหน้าเท้าจะสัมผัสกับพื้นอย่างแรงและสิ้นสุดเมื่อเท้ายกเหนือออกจากผิวพื้น จุดศูนย์ถ่วงของลำตัวจะถูกดันให้เคลื่อนที่และเป็นขั้นตอนที่ทำให้ความเร็วหลุดชะงัก เท้าที่ยันให้ลำตัวพุ่งไปข้างหน้าจะถูกยกขึ้นด้านหลัง และแรงปฏิกิริยาที่สะท้อนที่ส่งผ่านขึ้นมาจากพื้นผ่านเข้ามาทางด้านในของกระดูกแข้ง (medialis of tibia) ส่งแรงผ่านข้อเข่าไปในทิศทางด้านนอกของกระดูกต้นขา ที่มีผลต่อการทำงานของ Gastrocnemius medialis เมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกทั้ง 3 มุม ส่งผลทำให้กล้ามเนื้อ Gastrocnemius medialis ต้องต้านแรงที่ตกลงมาเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมองศาของเส้นเชือกที่มากขึ้น จึงมีค่าอัตราส่วนความหนักของกระแส EMG Maximum intensity/MVC สูงสุด โดยมีค่ามากที่สุดที่การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ

และกล้ามเนื้อ Rectus Abdominis, Erector spinae, iliopsoas, Vastus Lateralis ทำงานมากขึ้นเมื่อเคลื่อนไหวที่ไปข้างหน้า พร้อมกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเดินเข็อก 30 องศา และ 60 องศา ตามลำดับ

เมื่อพิจารณาจากแผนภูมิที่ 2 ซึ่งแสดงค่าความแตกต่างระหว่างผลร้อยละของอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ (%EMG Maximum intensity/MVC) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่าการวิ่งลากถ่วงที่มุมเดินเข็อก 60 องศา มีการแสดงค่า %EMG Maximum intensity/MVC ของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น และเพิ่มขึ้นทุกมัดกล้ามเนื้อทั้ง 11 มัด โดยกล้ามเนื้อที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดจะเป็นกล้ามเนื้อส่วนลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis กล้ามเนื้อบริเวณสะโพกมีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กล้ามเนื้อบริเวณต้นขา มีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Femoris และกล้ามเนื้อบริเวณปลายขา มีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อสำคัญต่อการวิ่งในช่วงแรกของการออกตัว แต่อย่างไรก็ตามยังพบว่า กล้ามเนื้อ iliopsoas และกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่เป็นกล้ามเนื้อหลักของการเคลื่อนไหวในการวิ่งมีค่า %EMG Maximum intensity/MVC เพิ่มขึ้นมากที่สุดเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเดินเข็อก 45 องศา อาจกล่าวได้ว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเดินเข็อกที่เหมาะสมต่อการพัฒนาอัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความเข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวแบบความยาวคงที่ คือ การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเดินเข็อก 60 องศา เนื่องจากเป็นรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในมุมนั้นใกล้เคียงกับรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่วิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก แต่กล้ามเนื้อทำงานมากกว่า

ระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) ของกล้ามเนื้อ 11 มัด (ตารางที่ 4.8) จากผลการวิจัยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อในความเร็วของการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเดินเข็อก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา แสดงถึงรูปแบบการออกแรงของกล้ามเนื้อทั้ง 11 มัด มีความเร็วในการหดตัวไม่

แตกต่างกันในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกทั้ง 3 มุม จึงอาจกล่าวได้ว่า เนื่องจากนักกีฬารักบี้ฟุตบอลที่มาวิจัยในครั้งนี้ เป็นนักกีฬาที่ได้รับการฝึกฝน การออกกำลังกายด้วยแรงต้านทานและมีความสามารถในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ระดับความหนัก 30% ของน้ำหนักร่างกายได้เป็นอย่างดี ซึ่งมุมเส้นเชือกของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักไม่มีผลต่อ ระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยัง ระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด ดังนั้นประสิทธิภาพการทำงานของกล้ามเนื้อที่อยู่ในระดับสูง จึงมีความเร็ว ในการหดตัวของกล้ามเนื้อใกล้เคียงกันในทุกรูปแบบของการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักทั้ง 3 มุม รวมทั้งการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักด้วย แต่อย่างไรก็ตามจากงานวิจัย พบว่า กล้ามเนื้อ บริเวณลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีความเร็วในการหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อวิ่ง ลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ และกล้ามเนื้อ Erector spinae มีความเร็วในการหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ตามลำดับ ส่วนกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อการวิ่งโดยส่วนใหญ่ เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณสะโพกและต้นขา ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กล้ามเนื้อ Rectus Femoris กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis กล้ามเนื้อ Vastus Medialis และกล้ามเนื้อ Biceps Femoris นอกจากนี้ขณะวิ่งยังอาศัยการทำงานบริเวณน่อง ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius และกล้ามเนื้อ Tibialis Anterior ซึ่งจากการทำงานของกล้ามเนื้อดังกล่าวแสดงผลดีเมื่อฝึกวิ่งลาก ถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา คือ มีความเร็วในการหดตัวที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความ เข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดที่มีค่าน้อยที่สุด เมื่อเทียบ กับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกทั้ง 3 มุม

เมื่อวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา กลุ่มตัวอย่างมีความสามารถของระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความ เข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุดที่มีค่าน้อยที่สุดของ กล้ามเนื้อเหมือนกัน ได้แก่ กล้ามเนื้อ Tibialis Anterior และเมื่อพิจารณาตามรูปแบบของการวิ่ง พบว่า เมื่อวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักกล้ามเนื้อที่มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลง ความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นน้อยสุด ใน 3 มัด กล้ามเนื้อรองลงมา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus abdominis, Rectus femoris และ Vastus medialis ตามลำดับ เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius,

Rectus femoris และ Vastus medialis ตามลำดับ เมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius, Vastus medialis และ Semitendinosus ตามลำดับ และเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา ได้แก่ กล้ามเนื้อ Semitendinosus, Vastus medialis และ Gastrocnemius ตามลำดับ จึงอาจกล่าวได้ว่าเมื่อเริ่มมีการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกมากขึ้นสามารถพัฒนาระยะเวลาการหดตัวของกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อการวิ่งช่วงออกตัวจนถึงช่วงเร่งความเร็วในระยะทาง 5 เมตรได้ คือ กล้ามเนื้อ Rectus femoris ที่ทำหน้าที่เหยียดเข่าและช่วยในการคงตัวของข้อสะโพก และช่วยกล้ามเนื้อ iliopsoas ในการงอข้อสะโพก (Seeley, 1992), กล้ามเนื้อ Gastrocnemius ที่ทำหน้าที่ในการถีบปลายเท้าและเหยียดข้อเท้าที่มีความสำคัญต่อการวิ่งขณะวิ่งออกตัว ซึ่งเมื่อการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกมากกว่า 30 องศาขึ้นไป เริ่มมีการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ที่มีความเร็วในการหดตัวลดลง นอกจากนั้นยังพบว่า กล้ามเนื้อ Biceps femoris และกล้ามเนื้อ Semitendinosus มีระยะเวลาของความเร็วในการหดตัวน้อยลงเมื่อวิ่งลากถ่วงที่มุมของเส้นเชือก 45 และ 60 องศา เป็นมุมที่ใกล้เคียงกับมุมข้อสะโพกที่งอ และอยู่ในแนวใกล้เคียงกับส่วนบนของร่างกาย ซึ่งมุมข้อต่อบริเวณข้อเข่าและข้อสะโพกของกลุ่มตัวอย่างมีลักษณะกว้างขึ้น ส่งผลต่อการมีแรงกดลำตัวของกลุ่มตัวอย่างลงสู่พื้นในระยะทางที่ใกล้กว่ามุมเส้นเชือกที่ 30 องศา ทำให้การส่งแรงบริเวณกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังต้องออกแรงเพื่อเคลื่อนที่ร่างกายไปทางด้านหน้า พร้อมกับออกแรงยกต้านน้ำหนักมากขึ้นตามองศาที่เพิ่มขึ้น นอกจากนั้นยัง พบว่า กล้ามเนื้อ Vastus medialis ที่มีหน้าที่ในการเหยียดเข่า (Graaff and Fox, 1992) และช่วยเป็นตัวพุงลูกสะบ้าทางด้านใน ทั้งขณะอยู่นิ่ง และเคลื่อนไหว มีการทำงานเพิ่มขึ้นเมื่อองศาของเส้นเชือกในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มากขึ้น ซึ่งถ้าเกิดความไม่สมดุลระหว่างกล้ามเนื้อ Vastus lateralis กับ กล้ามเนื้อ Vastus medialis หรือการฝึกฝนจากการใช้เกิน (Overuse injuries) ซึ่งผู้ที่มีมุมคิวกว้างก็จะมีความเสี่ยงต่อการเกิดการบาดเจ็บได้ (Bolgia, 2011; Lars et al, 2017)

เมื่อพิจารณาจากแผนภูมิที่ 4 ซึ่งแสดงค่าความแตกต่างระหว่างผลของระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มข้นสูงสุด (Time to peak intensity (msec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา อาจกล่าวได้ว่า ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของ

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุดใกล้เคียงกับการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักมากที่สุด แม้ว่ากล้ามเนื้อส่วนใหญ่ของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเริ่มเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความเข้มสูงสุดจะมีค่ามากกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก

เมื่อวิเคราะห์แสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) ในการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา (ตารางที่ 4.10) พบว่า กล้ามเนื้อ 11 มัด จากผลการวิจัยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อ ซึ่งแต่ละรูปแบบการวิ่งมีผลของค่าความสามารถในการออกแรงเพิ่มขึ้น กลุ่มกล้ามเนื้อที่แสดงอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา พบว่า กล้ามเนื้อส่วนใหญ่มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา เมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ โดยกล้ามเนื้อบริเวณลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis มีอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ และกล้ามเนื้อ Erector spinae มีอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 60 องศา และ 45 องศา ตามลำดับ ส่วนกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อการวิ่งโดยส่วนใหญ่ เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณสะโพกและต้นขา ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ ส่วนกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา 30 องศา และ 60 องศา ตามลำดับ กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา 60 องศา และ 30 องศา และกล้ามเนื้อ Bicep Femoris Medialis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ นอกจากนี้ขณะวิ่งออกตัวยังอาศัยการทำงานบริเวณน่อง ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา ตามลำดับ และกล้ามเนื้อ Tibialis Anterior มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้นเมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา 45 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ

จากผลงานวิจัยยังพบว่า กล้ามเนื้อ Vastus medialis มีอัตราการเพิ่มขึ้นสูงสุด กล้ามเนื้อที่มีการแสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลารองลงมา ขณะวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ได้แก่ Vastus lateralis, Rectus femoris และ Biceps femoris ซึ่งส่วนใหญ่เป็นกลุ่มกล้ามเนื้อขา แต่เมื่อเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกทั้ง 3 มุม พบว่า ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา กล้ามเนื้อที่แสดงผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลามากที่สุด พบในกล้ามเนื้อ Gastrocnemius และมีกล้ามเนื้อ Semitendinosus เริ่มมีอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา พบว่า กล้ามเนื้อ iliopsoas มีอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลามากที่สุด และยังคงมีกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ที่ยังมีบทบาทในการช่วยเคลื่อนที่ร่างกายไปทิศทางด้านหน้าอยู่ เมื่อเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา พบว่า กล้ามเนื้อ iliopsoas มีอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลามากที่สุด และเริ่มมีกล้ามเนื้อ Restus abdominis พัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก ส่วนกล้ามเนื้อ Vastus lateralis และ Vastus medialis ยังคงมีบทบาทการทำงานในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักทั้ง 3 มุมเส้นเชือก อาจกล่าวได้ว่ากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่ง พบว่า กลุ่มกล้ามเนื้อบริเวณสะโพก ได้แก่ กล้ามเนื้อ iliopsoas กลุ่มกล้ามเนื้อต้นขาที่ทำงานเหยียดเข่า ได้แก่ กล้ามเนื้อ Vastus medialis, Vastus lateralis และ Rectus femoris มีความสำคัญต่อการวิ่ง และรูปแบบการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก นอกจากนั้นในกลุ่มกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าจึงเป็นอีกหนึ่งกล้ามเนื้อที่สำคัญต่อการออกตัววิ่งช่วงแรก ได้แก่ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius และกลุ่มกล้ามเนื้อลำตัว ได้แก่ กล้ามเนื้อ Restus abdominis มีส่วนช่วยในการวิ่งออกตัวเมื่อมีการฝึกที่มีน้ำหนักถ่วงในทิศทางด้านหลังที่มากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ ขณะวิ่งของดอร์น (Dorn TW., 2012) และสอดคล้องกับการศึกษาของไวเนค (Weineck, 1990) และ ยัง และ ไพรเออร์ (Young and Pryor, 2001) ที่ทำการวิเคราะห์กล้ามเนื้อที่สำคัญต่อการใช้งานขณะวิ่ง

ซึ่งจากแผนภูมิที่ 6 แสดงค่าความแตกต่างของผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Rate of EMG Development, RED (mv/sec)) เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา จึงพิจารณาได้ว่า การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีค่าความแตกต่างของ

ผลอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาของกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ มากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และ 45 องศา แต่ยังคงพบว่า ในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีกล้ามเนื้อ Erector spinae และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาที่น้อยกว่าการวิ่งแบบไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก อย่างไรก็ตาม การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา แสดงค่าอัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลาของกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และ Gastrocnemius ที่เป็นกล้ามเนื้อสำคัญต่อการวิ่งที่มีค่ามากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา

ผลของความเร็วในการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่เป็นการใช้แรงต้านทานการเคลื่อนไหวที่อาศัยน้ำหนักที่ถ่วงด้านหลัง เมื่อระยะทางในการวิ่งเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้แรงต้านขณะวิ่งเพิ่มมากขึ้น และแรงต้านจะค่อยๆ ลดลงเมื่อนักกีฬาสามารถเอาชนะแรงต้านทานนั้นได้ โดยมีความสามารถของกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่ออกแรงอย่างรวดเร็วในการผลิตกำลังสูงสุดของการเคลื่อนไหวแนวราบ และแนวตั้ง ในช่วงเวลาสั้นๆ ส่งผลให้ความเร็วการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีความเร็วที่น้อยกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และการวิ่งไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนักมีความเร็วของการวิ่งมากที่สุด ซึ่งผลกระทบของการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักกับแรงภายนอก (External loads) สามารถพัฒนาการเร่งความเร็ว (Sprint acceleration ability) และเวลาในการวิ่งที่ระยะจากจุดเริ่มต้นถึง 5 เมตร และ 10 เมตร ซึ่งสอดคล้องกับคอตเติล และคณะ (Cottle et al, 2014) โดยจากแผนภูมิที่ 8 แสดงค่าความแตกต่างของแสดงผลความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร เมื่อเปรียบเทียบการวิ่งไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก กับ วิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา พบว่า การวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีผลของความเร็ว (m/s) ในการวิ่ง 5 เมตร น้อยที่สุด ซึ่งมีค่าแปรผันตรงไปตามผลของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง (แผนภูมิที่ 9) ที่มีค่าน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา และ 45 องศา

โดยงานวิจัยยังไม่พบความแตกต่างทางสถิติของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งระหว่างกลุ่ม โดยการวิ่งไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนักมีค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งมากกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 30 องศา 45 องศา และ 60 องศา อาจเนื่องมาจากร่างกายของนักกีฬาไม่มีโหลดที่ถ่วงร่างกาย และไม่มีน้ำหนักตั้งลงในทิศทางด้านหลังตามแนวเส้นเชือกทำให้ช่วง

จังหวะที่เท้ากำลังลอยจากพื้น (Takeoff) ออกแรงเต็มที่ในลักษณะแรงระเบิด (Explosive power) จังหวะที่เท้าทั้งสองลอยอยู่ในอากาศ (Flight) มีระยะทางที่สูงกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่เส้นเชือกทั้ง 3 มุม เมื่อถึงจังหวะที่เท้าตกถึงพื้น (Landing) จึงเกิดแรงปฏิกิริยาสะท้อนกลับมากกว่า ซึ่งจากงานวิจัยยังพบว่า มุมเส้นเชือกที่ 60 องศา ส่งผลให้มีแรงสะท้อนจากพื้นมากกว่ามุมเส้นเชือกที่ 45 องศา และ 30 องศา โดยผลลัพธ์ของค่า $F\cos\theta$ ของแนวแกน x บริเวณที่เท้าสัมผัสพื้น และดูผลลัพธ์ $F\sin\theta$ ของแนวแกน x บริเวณเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก อีกทั้งอาจเนื่องมาจากการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีความแรงในการเคลื่อนที่น้อยกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา 30 องศา และการวิ่งแบบไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก จึงส่งผลค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งน้อยกว่าการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา 30 องศา และการวิ่งแบบไม่มีเครื่องวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่า เมื่อฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา มีผลต่อการต้านแรงที่มีการกระตุ้นการเคลื่อนไหวไปในทิศทางด้านหน้า ส่งผลให้ความเร็วของการวิ่งลดลงและแรงปฏิกิริยาจากพื้นน้อยที่สุด แต่อย่างไรก็ตามในการเร่งความเร็ว นักกีฬาจะต้องออกแรงไปที่พื้นเป็นมุมที่น้อยกว่า 90 องศา ซึ่งเป็นแรงปฏิกิริยา (Action force) และจะมีแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force) ยิ่งมีมากก็จะเป็นผลดีต่อการเร่งความเร็ว

ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

1. ผลการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักของการวิจัยที่เก็บข้อมูลในท่าก้าวที่ 2 และ 3 ถ้าปรับการเก็บข้อมูลโดยเริ่มจากท่าก้าวที่ 1 และ 2 แทน อาจมีผลความแตกต่างของตัวแปร
2. น้ำหนักที่ 30% ของน้ำหนักร่างกายใช้ในการฝึกวิ่งลากถ่วงอาจไม่เพียงพอต่อการแสดงความแตกต่างระหว่างการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือกแตกต่างกัน ถ้าใช้น้ำหนักที่ 80% ของน้ำหนักร่างกายอาจพบความแตกต่าง (Morin et al, 2016)
3. ควรมีการศึกษาเกี่ยวกับตัวแปรอื่นๆ เพิ่มเติม เช่น การเคลื่อนไหว ความเร็วของมุมข้อต่อร่างกาย ท่าทางของร่างกายขณะวิ่ง และแรงในแนวระนาบ เพื่อให้ผลการวิจัยดีขึ้น
4. การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 60 องศา สามารถใช้พัฒนากล้ามเนื้อที่สำคัญต่อการวิ่งวิ่งออกตัวได้ดี และอาจใช้การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 45 องศา เพื่อเน้นการพัฒนากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่เป็นกล้ามเนื้อหลักที่ใช้วิ่ง การฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักไม่มีผลของความแตกต่างระหว่างแรงปฏิกิริยาสะท้อนจากพื้น จึงไม่มีความเสี่ยงต่อการก่อให้เกิดการบาดเจ็บได้

บรรณานุกรม



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

รายการอ้างอิง

ภาษาไทย

เจริญ กระบวนรัตน์. เทคนิคการฝึกความเร็ว. (กรุงเทพฯ : ภาควิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา

มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, 2538)

ชนวัฒน์ สรรพสิทธิ์, “การเปรียบเทียบผลของการฝึกวิ่งเร็วแบบก้าวกระโดดกับการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็วของนักวิ่งระยะสั้นชาย อายุระหว่าง 14-16 ปี”. (วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2551)

ชูศักดิ์ เวชแพศย์ และกันยา ปาละวิวัฒน์. *สรีรวิทยาของการออกกำลังกาย*. พิมพ์ครั้งที่ 4.

(กรุงเทพฯ : ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราช

พยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, 2536)

พีระพงศ์ หนูพันธ์. “ผลของการฝึกเสริมด้วยการวิ่งลากเครื่องถ่วงน้ำหนักที่มีต่อความสามารถในการเร่งความเร็วของนักวิ่ง 100 เมตรอายุระหว่าง 14 - 16 ปี”. (วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2547)

ภาษาอังกฤษ

Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Redirection of Center-of-Mass Velocity during the Step-to-Step Transition of Human Walking. *Journal of Experimental Biology*, 212, 2668-2678. Doi: 10.1242/jeb.027581

Alcaraz PE, Palao JM, Elvira JL, Linthorne NP. (2008). Effects of three types of resisted sprint training devices on the kinematics of sprinting at maximum velocity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3):890-7. doi: 10.1519/JSC.0b013e31816611ea.

Andrew, D. Nordin, Janet, S. Dufek, John, A. (2015). Mercer, Three-dimensional impact kinetics with foot-strike manipulations during running, *The Journal of Sport and Health Science*, 1–9.

Bachero-Mena, B and Gonza´lez-Badillo, JJ. (2014). Effects of resisted sprint training

- on acceleration with three different loads accounting for 5, 12.5, and 20% of body mass. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2954–2960.
- Bentley, I, Atkins, SJ, Edmundson, CJ, Metcalfe, J, and Sinclair, JK. (2016). Impact of harness attachment point on kinetics and kinematics during sled towing. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(3), 768–776.
- Biscombe, T. and Drewett, P. (2010). *Rugby: Steps to success*. Leeds: Human Kinetics.
- Björn Gerdle, Stefan Karlsson, Scott Day and Mats Djupsjöbacka (1999). *Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram*. In: U. Windhorst, H. Johansson, editors. *Modern Techniques in Neuroscience Research*, Springer.
- Bolgia LA, Boling MC. Systematic review of the literature: An update for the conservative management of patellofemoral pain syndrome: A systematic review of the literature from 2000 to 2010. In *Sports Phys Ther* 2011; 6:112-125.
- Bosch, F., and R. Klomp. (2001). *Running, Biomchanics and Exercise Physiology Applied in Practice*. London: Elsevier Churchill Livingstone.
- Bosco, C, Rusco, H, and Hirvonen, J. (1986). The effect of extra-load conditioning on muscle performance in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 18: 415–419.
- Boyer, E. R., B. D. Rooney, and T. R. Derrick. (2014). Rearfoot and Midfoot or Forefoot Impacts in Habitually Shod Runners. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 46, No. 7, pp.1384-1391.
- Brad H. Dewese and Sophia Nimphius. (2016). Program design and technique for speed and agility training, Fourth Edition. *Essentials of Strength Training and Conditioning*
- Brian J. Addison , Daniel E. Lieberman, (2015). Tradeoffs between impact loading rate, vertical impulse and effective mass for walkers and heel strike runners wearing footwear of varying stiffness, *The Journal of Biomechanics*, 48, 1318–1324.

- Carlo J. de Luca and Roberto Merletti, (2006). Surface Myoelectric Signal Crosstalk among Muscles of the Leg. *Journal of Neurophysiology*, 96:1646 – 1657.
- Cissik, J. M. (2005). **The Basic Strength. Training**. 3rd Edition. Custom Publishing, pp. 40-53.
- Clark KP, Stearne DJ, Walts CT, Miller AD. (2010). The longitudinal effects of resisted sprint training using weighted sleds vs. weighted vests. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 24, 3287-3295.
- Clarke, AC, Anson, JM, and Pyne, DB. (2017). Proof of concept of automated collision detection technology in rugby sevens. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 31(4), 1116–1120.
- [Coh M.](#); [Peharec S.](#); [Bacic P.](#); [Kampmiller T.](#), (2009). Dynamic factors and electromyoelectromyographic activity in a sprint start. **Biology of Sport**, Vol. 26 No 2
- Cottle C, Carlson LA, Lawrence MA. (2014). Effects of sled towing on sprint starts. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 28, 1241-1245.
- Cronin, J., Hansen, K., Kawamori, N., & McNair, P. (2008). Effects of weighted vests and sled towing on sprint kinematics. **Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports**, 7(2), 160-172.
doi:10.1080/14763140701841381.
- Cronin, J.B., and K.T. Hansen. (2005). Strength and power predictors of sports speed. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 19(2), 349–357.
- Cross, MR, Brughelli, ME, and Cronin, JB. (2014). Effects of vest loading on sprint kinetics and kinematics. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 28(7), 1867–1874.
- De Luca, C.J. (2006). **Electromyography**. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, 98-109.
- Dintiman G, Ward B. (2000). Sports speed. 3rd ed. Champaign, IL:Human Kinetics; 2003.

- Dintiman, George B. Other Authors. *Ward, Robert D. (1988). Sport speed Edition. 2nd ed.* Published. Champaign, Ill. Leisure Press, c1988. Physical Description. x, 172 p.
- Dorn TW., Schache AG, Pandy MG. (2012). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance, **Journal of Experimental Biology**, 215, 1944-1956.
- Farina D, Negro F, Jiang N. Identification of common synaptic inputs to motor neurons from the rectified electromyogram. **J Physiol.** 2013 May 15;591(Pt 10):2403-18.
- Rau G , Schulte E, Disselhorst-Klug C, (2004). From cell to movement: to what answers does EMG really contribute?, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 14, 611-617.
- Haff, G. G., & Triplett, N. T. (2015). **Essentials of strength training and conditioning 4th Edition.** Champaign, IL: Human Kinetics.
- Harrison AJ, and Bourke, G. (2009). The effect of resisted sprint training on speed and strength performance in male rugby players. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 23(1), 275-283.
- Iguchi, J, Watanabe, Y, Kimura, M, Fujisawa, Y, Hojo, T, Yuasa, Y, Higashi, S, and Kuzuhara, K. (2016). Risk factors for injury among Japanese collegiate players of American football based on performance test results. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 30(12), 3405-3411.
- Iguchi, J, Yamada, Y, Kimura, M, Fujisawa, Y, Hojo, T, Kuzuhara, K, and Ichihashi, N. (2013). Injuries in a Japanese division I collegiate American football team: A 3-season prospective study. **Journal of Athletic Training**, 48, 818-825.
- Hoffman JR. and Graham JF.(2012). **NSCA's Guide to Program Design.** Chapter 9: Speed Training, pp. 168-170.
- Kawamori, N, Newton, RU, Hori, N, and Nosaka, K. (2014). Effects of weighted sled towing with heavy versus light load on sprint acceleration ability. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 28(10), 2738-2745.

- Kawamori, N, Nosaka, K, and Newton, RU. (2013). Relationships between ground reaction impulse and sprint acceleration performance in team sport athletes. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 27(3), 568-573.
- Kratky, S, Buchecker, M, Pfusterschmied, J, Szekely, C, and Müller, E. (2016). Effects of a body-weight supporting kite on sprint running kinematics in well-trained sprinters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 30(1), 102–108.
- Kulmala, J.-P., J. Avela, Pasanen K. and Parkkari J. (2013). Forefoot Strikers Exhibit Lower Running-Induced Knee Loading than Rearfoot Strikers. **Medicine and science in exercise**, Vol. 45, No. 12, pp. 2306–2313.
- Lars Peterson, Per A.F.H. Renstrom. (2017). **Sports Injuries: Prevention, Treatment and Rehabilitation**, 4th Edition. London: CRC Press.
- Leandro Ricardo Altimari, Jose Luiz Dantas, Marcelo Bigliassi, Thiago Ferreira Dias Kanthack, Antonio Carlos de Moraes and Taufik Abrao (2012). Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise. **Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. DOI: 10.5772/50599
- Lentz D, Hardyk A. (2005). **Speed training**. In: Brown LE, Ferrigno VA, eds. **Training for Speed, Agility and Quickness**. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 17-76.
- Lockie, R.G., Murphy A.J. and Spinks C.D. (2003). Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 17(4), 760–767.
- Lockie, RG, Murphy, AJ, Knight, TJ, and Janse de Jonge, XAK. (2011). Factors that differentiate acceleration ability in field sport athletes. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 25(10), 2704–2714.
- Loren S. (1996). Introduction to sprinting. **IAAF, New studies in athletics**, 2-3, 93.

- Maddigan, ME, Button, DC, and Behm, DG. (2014). Lower-limb and trunk muscle activation with back squats and weighted sled apparatus. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 28(12), 3346–3353.
- Marcello, RT, Greer, BK, and Greer, AE (2017). Acute effects of plyometric and resistance training on running economy in trained runners. *J Strength Cond Res* 31(9): 2432–2437.
- María Asunción Martínez-Valencia, Salvador Romero-Arenas, José L.L. Elvira, José María González-Ravé, Fernando Navarro-Valdivielso, Pedro E. Alcaraz, (2015). Effects of sled towing on peak force, the rate of force development and sprint performance during the acceleration phase, **Journal of Human Kinetics**, volume 46/2015, 139-148 DOI: 10.1515/hukin-2015-0042.
- Mero A., Komi P.V., Gregor R.J. (1992). Biomechanics of Sprint Running. **Sport Med**, 13, 376-392.
- Milanese C., Bertuccio M., Zancanaro C. (2014). The effects of three different rear knee angles on kinematics in the sprint start. **Biology of Sport**, 31, 209-215.
- Morin JB, Petrakos G, Jimenez-Reyes P, Brown SR, Samozino P, Cross MR. (2016). Very-heavy sled training for improving horizontal force output. **Int J Sports Physiol Perf**. DOI: 10.1123/ijsp.2016-0444
- Morin, JB, Petrakos, G, Jimenez-Reyes, P, Brown, SR, Samozino, P, Cross, MR. (2016). Very-Heavy Sled Training for Improving Horizontal Force Output in Soccer Players, **International journal of sports physiology and performance**, doi: 10.1123.
- Muhammad Zahak Jamal. (2012). Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. **Computational Intelligence in Electromyography Analysis**. A Perspective on Current Applications and Future Challenges, InTech. 427–448.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Brent, J.L., Divine, J.G. and Hewett, T.E. (2007). Predictors of sprint start speed: The effects of resistive ground-based vs. inclined

- treadmill training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 831–836.
- N. Travis Triplett. (2016). Structure and function of body system, *Fourth Edition. Essentials of Strength Training and Conditioning*.
- Paradisis, G.P. and Cooke, C.B. (2006). The Effects of Sprint Running Training on Sloping Surfaces, *Journal of. Strength and Conditioning Research*, 20, 767-77
- Paulson, S and Braun, WA. (2011). The influence of parachute-resisted sprinting on running mechanics in collegiate track athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1680–1685.
- Konrad P. (2006) *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Noraxon U.S.A.
- Robinson, A.J. and Snyder-Mackler, L., Eds. (2008). *Clinical electrophysiology*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 107-149.
- Seeley, R.R., T.D. Stephens and P. Taste. (1992). *Anatomy & Physiology*. 2nd Edition. Missouri : A Mosby imprint of Mosby-Year Book, Inc.
- Spinks, C.D., Murphy, A.J., Spinks, W.L. and Lockie, R.G. (2007). The effects of resisted sprint training on acceleration performance and kinematics in soccer, rugby union, and Australian football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 77-85.
- Tabachnik, B. (1992). The speed chute. *Natl Strength Cond Assoc J* 14: 75–80.
- Tellez T., Doolittle D. (1984). Sprinting from start to finish. *Track Technique*, 88, 2802-2805.
- Van De Graaff, K. M. and S. I. Fox. (1992). Concepts of *Anatomy & Physiology*. 3rd Edition. U.S.A.: Wm. C. Brown Publishers.)
- Weinek, J. (1990). *Funtional Anotomy in sports*. 2nd ed. St. Louis: Mosby- Year Book.
- Wellman, AD, Coad, SC, Goulet, GC, and McLellan, CP. (2016). Quantification of competitive game demands of NCAA Division I college football players

using global positioning systems. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 30(1),11–19.

Wellman, AD, Coad, SC, Goulet, GC, and McLellan, CP. (2017). Quantification of accelerometer derived impacts associated with competitive games in National Collegiate Athletic Association division I college football players. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 31(2), 330-338.

West, DJ, Cunningham, DJ, Bracken, RM, Bevan, HR, Crewther, BT, Cook, CJ, and Kilduff, LP. (2013). Effects of resisted sprint training on acceleration in professional rugby union players. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 27(4), 1014–1018.

Winnick, Joseph P. and *Short*, Francis X. (1985). Physical Fitness Testing of the Disabled. Human kinetics. Publishers Inc., Champaign. Illinois, 165.

Young Warren PhD; Benton, Dean BAppSci; Pryor, John MHSci **Strength and Conditioning Journal**: [April 2001 - Volume 23 - Issue 2 - ppg 7](#)

Zafeiridis A, Saraslanidis P, Manou V, Ioakimidis P, Dipla K, Kellis S. **The effects of resisted sled-pulling sprint training on acceleration and maximum speed performance**. Department of Physical Education and Sport Science Aristotelio, University of Thessaloniki, 2005.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

คำถามแบบคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

1. ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย

- 1.1 รหัสผู้เข้าร่วมวิจัย
- 1.2 วัน/เดือน/ปีเกิด..... อายุ.....ปี
- 1.3 น้ำหนัก.....กิโลกรัม
- 1.4 ส่วนสูง.....เซนติเมตร
- 1.5 ดัชนีมวลกาย (BMI) (น้ำหนักตัว (กก.)/ส่วนสูง (ม.)).....
- 1.6 เคยเข้าร่วมการแข่งขันรักบี้ฟุตบอลระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย หรือระดับสูงกว่า ที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 1 ครั้ง และมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬา รักบี้ 1 ปี ขึ้นไป ใช่หรือไม่ ใช่ ไม่ใช่
- 1.7 มีความถนัดในการออกตัววิ่งในท่าการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ยืน 2 จุด (2-point stance) ใช่หรือไม่ ใช่ ไม่ใช่
- 1.8 เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน ใช่หรือไม่ ใช่ ไม่ใช่

2. ข้อมูลทางด้านสุขภาพของผู้เข้าร่วมวิจัย

- 2.1 ท่านมีโรคประจำตัวหรือไม่ ไม่มี มี (โปรดระบุ)
- 2.2 ท่านเคยมีประวัติการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อระดับรุนแรงจนได้รับการรักษาทางการแพทย์ที่มากกว่าการได้รับยาฉีดยาหรือไม้มือใด (วัน/เดือน/ปี)..... ไม่เคย เคย (โปรดระบุ).....
- 2.3 ปัจจุบันท่านยังมีอาการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้ออยู่หรือไม่ ไม่มี มี (โปรดระบุ)

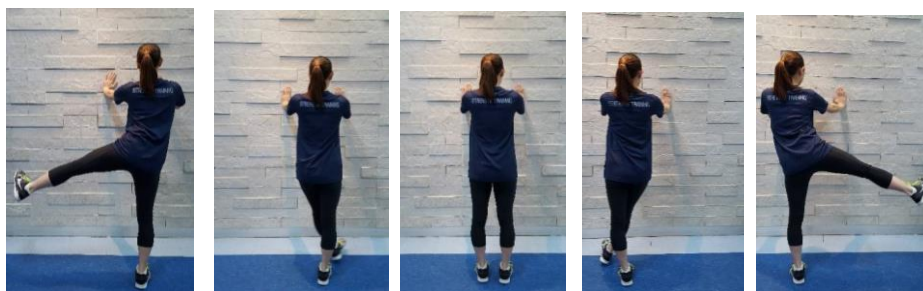
ภาคผนวก ข
การอบอุ่นร่างกายและการผ่อนคลาย

กลุ่มตัวอย่างทำการอบอุ่นร่างกายก่อนทำการทดลอง และทำการผ่อนคลายภายหลังการทดลอง โดยการยืดเหยียดแบบเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ ของร่างกายที่ทำสลับกันของแขนและขาทั้งสองข้าง ทั้งหมด 17 ท่า เป็นเวลา 10 นาที

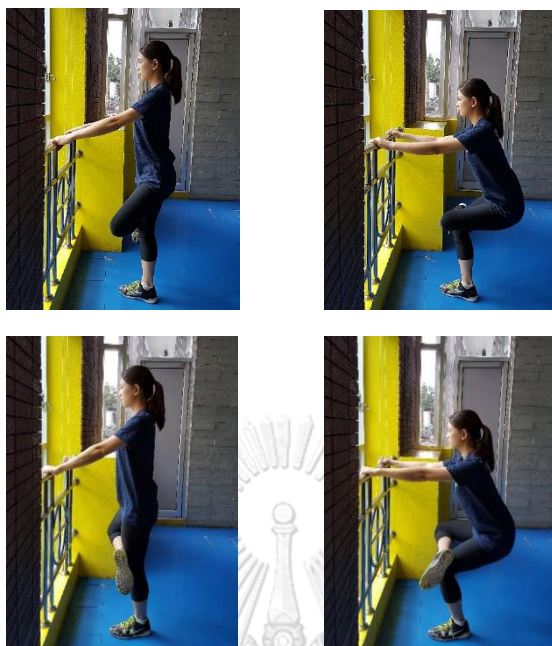
ท่าที่ 1 ยืนแกว่งขาไปด้านหน้าและด้านหลัง (Forward and backward leg swing)



ท่าที่ 2 ยืนแกว่งขาไปด้านข้าง (Leg swing, LS)



ท่าที่ 3 นั่งยืดกล้ามเนื้อพิริฟอร์มิส (Seated piriformis stretch)



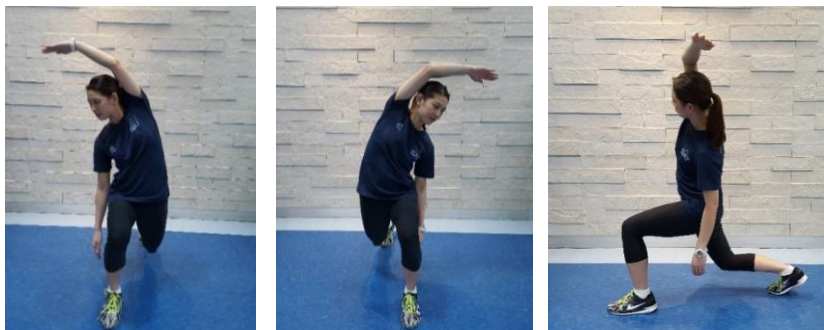
ท่าที่ 4 เดินแกว่งแขนไปด้านข้าง (Walking arm swings)



ท่าที่ 5 เดินย่อเข่า (Walking lunge)



ท่าที่ 6 เดินย่อเข่าพร้อมกับยกแขนเหนือศีรษะเอียงตัวไปทางด้านข้าง (Walking lunge with overhead side reach)



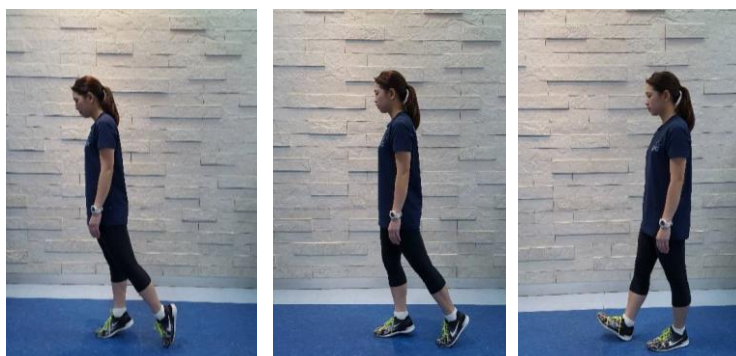
ท่าที่ 7 เดินยกเข่า (Walking knee lift)



ท่าที่ 8 เดินย่อเข่าไปทางด้านหน้าพร้อมกับข้อศอกชิดด้านในของข้อเท้า (Walking forward lunge With elbow to instep)



ท่าที่ 9 เดินกระดกปลายเท้าและส้นเท้า (Heel-to-toe walking)



ท่าที่ 10 เดินไปทางด้านหน้ายกขาเหยียดตรง (Walking straight-leg march)



ท่าที่ 11 เดินโน้มตัวสัมผัสปลายเท้ายืดกล้ามเนื้อแฮมสตริง
(Walking hamstring stretch - toe touch)



ท่าที่ 12 เตะขาไปทางด้านหลัง (Butt kicks)



ท่าที่ 13 ยกขาเหยียดตรงปลายเท้าสัมผัสพื้น (Straight leg)



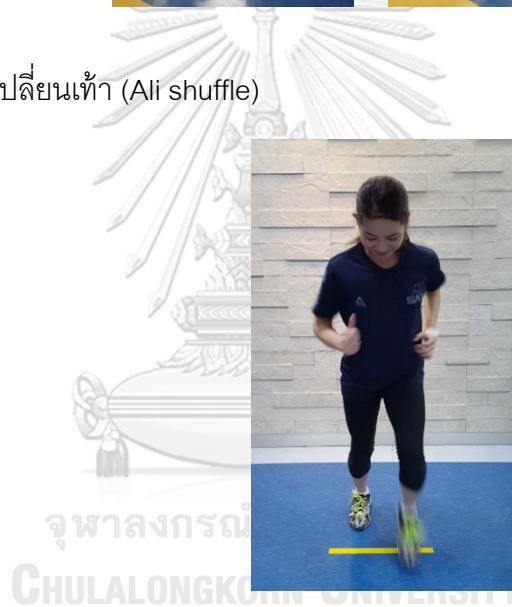
ท่าที่ 14 ยกเข่าสูง (High Knee Skip)



ท่าที่ 15 วิ่งพุ่งกลับไปกลับมา (Shuttle running drills)



ท่าที่ 16 สับเปลี่ยนเท้า (Ali shuffle)

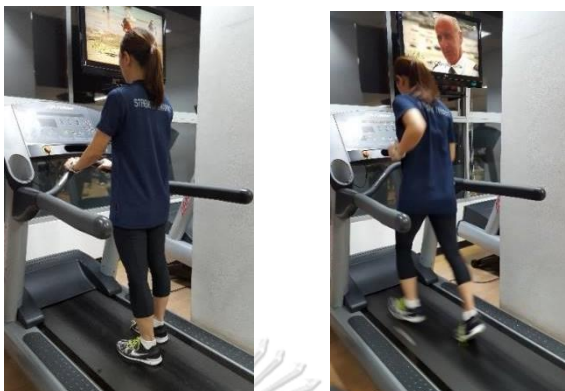


ท่าที่ 17 สับขาเร็วแล้ววิ่งไปทางด้านหน้า (Fast feet to sprint)



ผ่อนคลาย (Cool down) ใช้ระยะเวลา 10 นาที

1. วิ่งในระดับที่ต่ำกว่า 40% HRR ระยะเวลา 5 นาที



2. ยืดเหยียดกล้ามเนื้อมัดใหญ่ที่ใช้ในการวิ่ง รูปแบบค้ำ 30 วินาทีต่อท่า ระยะเวลา 5 นาที

ท่าที่ 1 ยืดต้นแขนด้านหลัง (Behind-neck stretch, Chicken wing)



ท่าที่ 2 เหยียดแขนตรงเหยียดขึ้นไปทางด้านหลัง (Straight arms behind back)



ท่าที่ 3 นั่งเหยียดขาบิดลำตัว (Spinal twist, pretzel)



ท่าที่ 4 นอนยืดกล้ามเนื้อควอดริเซ็ป (Side quadriceps stretch)



ท่าที่ 5 นั่งเหยียดขามือสัมผัสเท้า (Sitting toe touch)



ท่าที่ 6 นั่งยืดต้นขาด้านหลังที่ละข้าง (Semistraddle, Figure four)



ท่าที่ 7 นั่งกางขา (Straddle, Spread eagle)



ท่าที่ 8 ผีเสื้อ (Butterfly)



ท่าที่ 9 ยืนสัมผัสผนังยืดกล้ามเนื้อขา (Wall stretch)



ท่าที่ 10 ยืนยืดกล้ามเนื้อน่อง (Step Stretch)

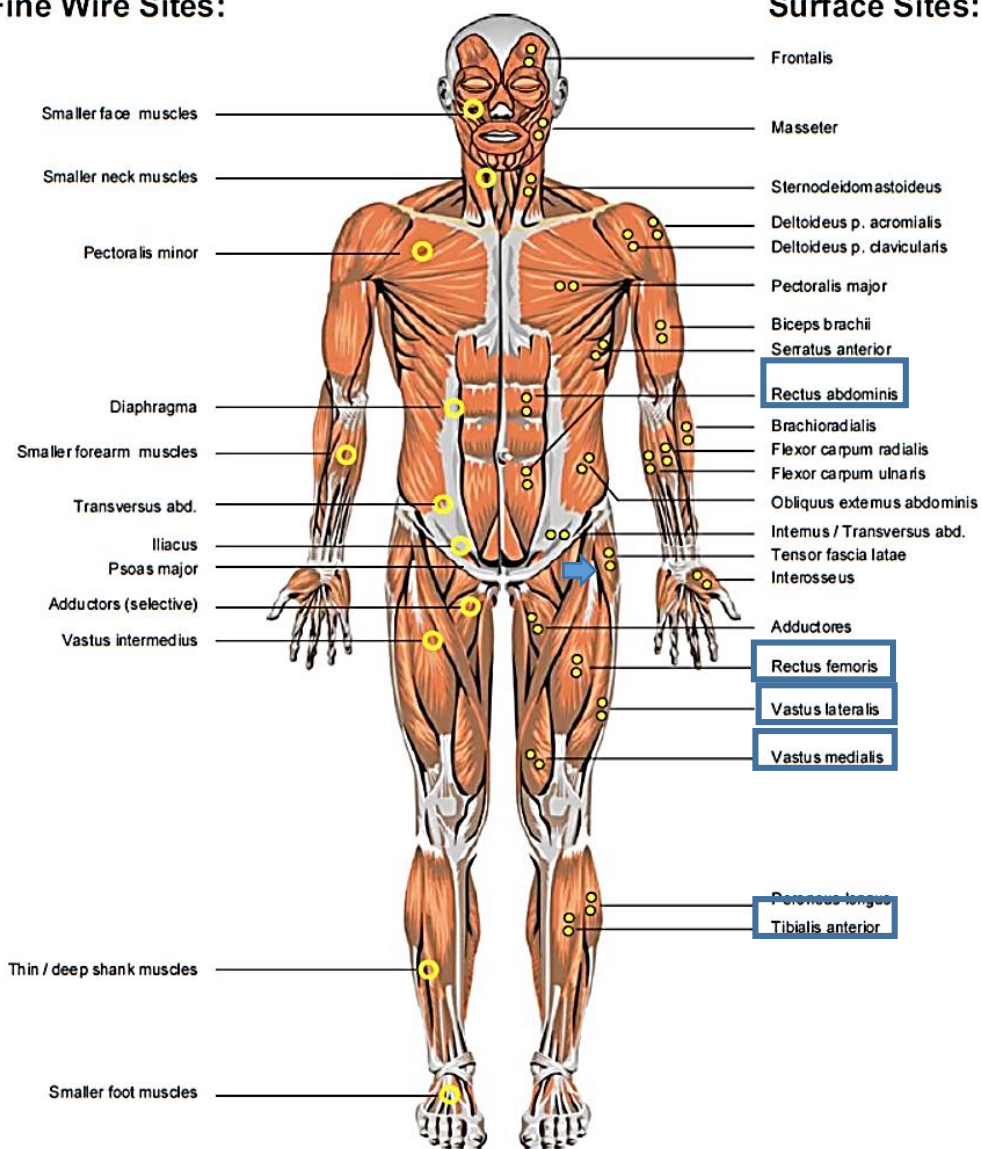


ภาคผนวก ค

ตำแหน่งสำหรับติดขั้วอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกาย

ด้านหน้า

Fine Wire Sites:



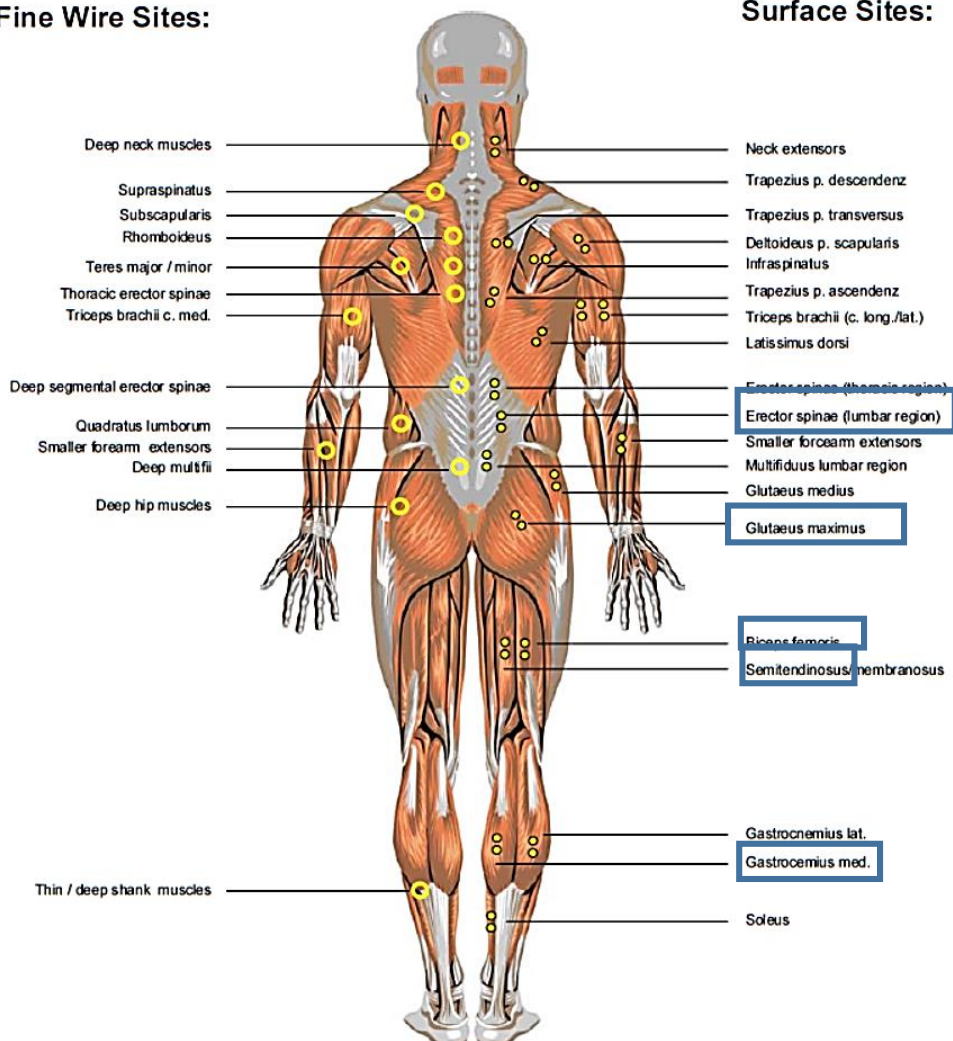
รูปแสดงจุดติดขั้วอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกายด้านหน้า

(Peter Konrad, 2006)

ตำแหน่งสำหรับติดขั้วอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกายด้านหลัง

Fine Wire Sites:

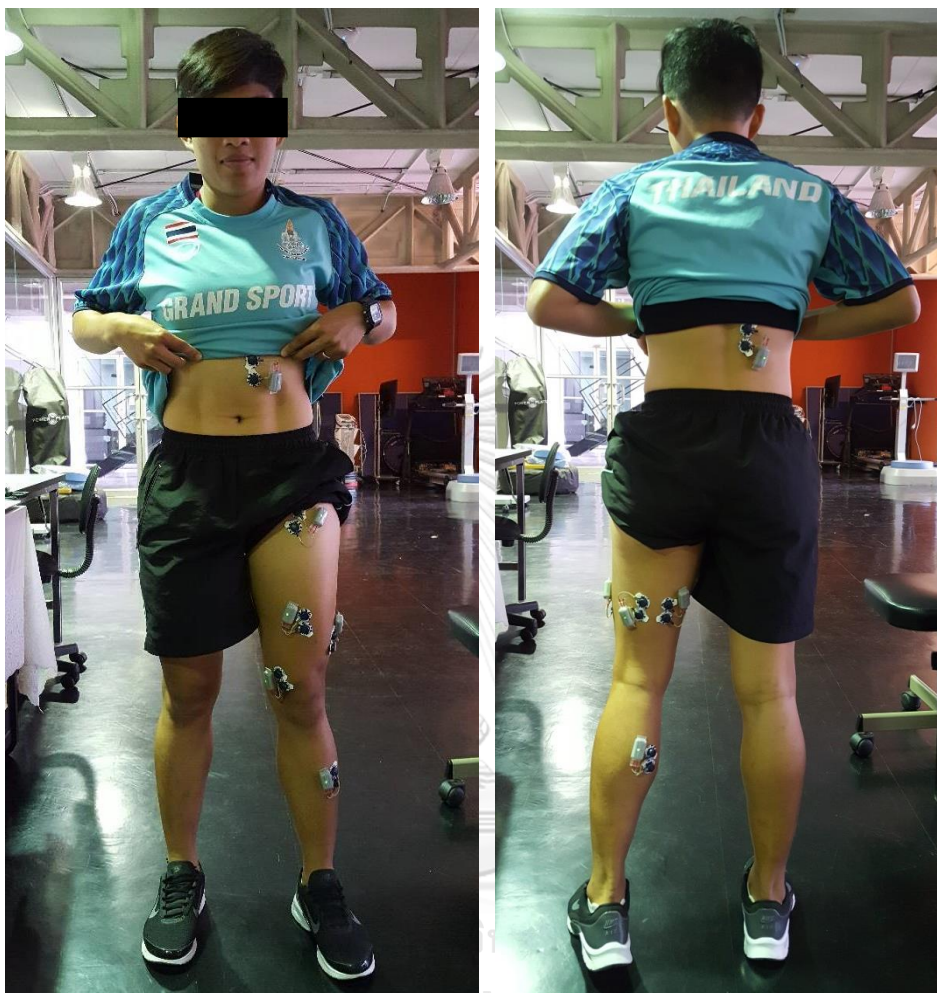
Surface Sites:



รูปแสดงจุดติดขั้วอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกายด้านหลัง

(Peter Konrad, 2006)

ตำแหน่งการติดตัวรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 11 มัด บริเวณหลัง ต้นขา
ด้านหน้าและด้านหลัง ขาท่อนล่างด้านหน้าและด้านหลัง โดยแสดงรูปตำแหน่งดังนี้



รูปแสดงการติดขั้วอิเล็กโทรดบนบริเวณกล้ามเนื้อของร่างกายของผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย
ทางด้านหน้าและหลังของร่างกาย

ภาคผนวก ง

ทำการทดสอบความสามารถในการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อแต่ละมัด
(Maximal Voluntary Isometric Contraction ; MVIC)

| กลุ่มกล้ามเนื้อ (Muscle group) | ทำการทดสอบ (Exercise test) | ข้อแนะนำ (Comments) |
|--|---|---|
| อีเรคเตอร์ สไปไน (Erector spinae) |  | นอนคว่ำบนม้านั่ง ทำการเคลื่อนไหวของลำตัวให้มีลักษณะ Isolated back extension |
| กล้ามเนื้อเรกตัส แอบโดมินิส (Rectus abdominis) |  | การเคลื่อนไหวที่ให้กระดูกสันหลังโค้ง ประมาณ 30 องศา และผู้ทำการทดสอบยับยั้งการเคลื่อนไหวที่บริเวณกระดูกสันอก (Sternum bone) |
| กล้ามเนื้อไอลิโอโซส แอส (Iliosoa) |  | งอเข่าที่มุม 90 องศา และทำการออกแรงต้านกับผู้ทดสอบที่บริเวณต้นขา |
| กล้ามเนื้อกลูเทียส แมกซีมัส (Gluteus maximus) |  | ควบคุมทำการเคลื่อนไหว โดยขาเหยียดตรงที่เข่างอลักษณะ Hyperextension ประมาณ 20 องศา |
| กล้ามเนื้อแอสทิส แลทเทอราลิส (Vastus lateralis) |  | การเคลื่อนไหวที่เริ่มจากการงอเข่าในมุมประมาณ 90 องศา และออกแรงเตะขาออกมาทางด้านหน้า (Single leg knee extension) |
| กล้ามเนื้อแอสทิส มีเดียลิส (Vastus medialis) |  | การเคลื่อนไหวที่เริ่มจากการงอเข่าในมุมประมาณ 160 องศา และออกแรงเตะขาออกมาทางด้านหน้า (Single leg knee extension) |

| | | |
|---|---|---|
| <p>กล้ามเนื้อเรคทัส ฟีมอริส (Rectus femoris)</p> |  | <p>การเคลื่อนไหวที่เริ่มจากการงอเข่าในมุม 100-110 องศา และออกแรงเตะขาออกมาทางด้านหน้า (Single leg knee extension)</p> |
| <p>กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ ฟีมอริส (Biceps femoris)</p> |  | <p>เคลื่อนไหวโดยเริ่มจากการงอเข่าที่ประมาณ 20-30 องศา และจับปลายเท้าออกทางด้านนอก (Lateral malleolus) จากนั้นออกแรงต้านพับขาเข้า (Knee flexion)</p> |
| <p>กล้ามเนื้อเซมิเท็นดิโนซัส (Semitendinosus)</p> |  | <p>เคลื่อนไหวโดยเริ่มจากการงอเข่าที่ประมาณ 20-30 องศา และจับปลายเท้าออกทางด้านใน (Medial malleolus) จากนั้นออกแรงต้านพับขาเข้า (Knee flexion)</p> |
| <p>กล้ามเนื้อแกสโตรคเนมิอุส (Gastrocnemius)</p> |  | <p>ทำการเคลื่อนไหวด้วยท่านั่งให้ฝ่าเท้าชี้ขึ้น ข้อเท้าอยู่ที่มุม 90 องศา (Plantar flexion at 90° ankle position) ผู้ทดสอบออกแรงต้านเหยียดเท้ามาทางผู้ทำการทดสอบ</p> |
| <p>กล้ามเนื้อทิวเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis anterior)</p> |  | <p>เคลื่อนไหวด้านแรงในท่ายืน โดยการใช้บาร์เบลที่มีความหนัก 20 กิโลกรัมวางไว้ที่บริเวณบ่า และทำการออกแรงกด ขณะที่ผู้ทดสอบออกแรงกระดกส้นเท้าขึ้น</p> |

ดัดแปลงจาก ABC of EMG – A practical introduction to kinesiological electromyography,

ภาคผนวก จ
เครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย
(Wave plus wireless EMG system)

จำนวน 16 ช่องสัญญาณ จำนวน 1 ชุด

คุณลักษณะทั่วไป

เป็นเครื่องวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สามารถทำงานได้พร้อมกันไม่น้อยกว่า 16 ช่องสัญญาณ ออกแบบให้ทำงานได้ดีทั้งในภาคสนามและห้องปฏิบัติการ สามารถส่งสัญญาณจากตัวเซ็นเซอร์ไปยังตัวรับสัญญาณในระบบไร้สายได้ และวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์พร้อมส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบอนาล็อกไปยังอุปกรณ์อื่น เช่น ชุดกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ เพื่อทำการบันทึกข้อมูลพร้อมกันได้

คุณลักษณะเฉพาะ

DAQ Tools เป็นซอฟต์แวร์ที่ให้ใช้ได้ฟรี เผยแพร่โดย Cometasrl เพื่อให้ใช้งานกับ Wave plus wireless EMG, DAQ Tools เป็นซอฟต์แวร์สำหรับรวบรวมวิเคราะห์ข้อมูลและการสร้างภาพคุณสมบัติของระบบโดยย่อ มีดังนี้

1. ควบคุมการใช้งาน EMG และตัววัดความเร่งของการเคลื่อนที่และสัญญาณ FSW จาก Wave plus EMG
2. บันทึกไฟล์ในรูปแบบมาตรฐาน C3D
3. ส่งออกข้อมูลในรูปแบบ ASCII
4. เรียกดูข้อมูล C3D ที่บันทึกไว้ด้วยซอฟต์แวร์ DAQ Tools

ซอฟต์แวร์ต้องติดตั้งบนคอมพิวเตอร์ที่มีระบบปฏิบัติการ windows ที่มี RAM อย่างน้อย 1GB, dual core หรือสูงกว่า แนะนำให้ใช้ RAM 4GB เพื่อให้สามารถใช้งานกับระบบแบบ 16 หรือ 32ช่องสัญญาณได้ดีแนะนำให้ใช้ RAM 8GB เมื่อใช้งานกับ Mini Wave infinity และการจัดการไฟล์ C3D ขนาดใหญ่ DAQ Tools และ Wave plus driver สามารถใช้ได้กับ Windows ทุกเวอร์ชัน ตั้งแต่ Win XP 32 bit ขึ้นไป

ในขั้นตอนเริ่มใช้งาน Wave plus system และซอฟต์แวร์ DAQ Tools โดยเลือกที่เมนู Start/ AI Programs/ Cometasrl/ DAQ Tools ซึ่งซอฟต์แวร์ DAQ Tools เป็นซอฟต์แวร์ง่ายๆ แต่มีประสิทธิภาพสูง แบ่งออกการใช้งานเป็นกลุ่ม 2 กลุ่มหลัก คือ

1. กลุ่มการรวบรวมวิเคราะห์ข้อมูล
2. กลุ่มการเรียกดูข้อมูล

ในการรวบรวมและวิเคราะห์ของระบบจะมีตัวจับสัญญาณแรงเฉื่อย Wave track และสามารถปรับแต่งได้ และจะมีหน้าต่างเพิ่มเติมปรากฏขึ้น เมื่อจะปรับตั้งค่าเซ็นเซอร์ให้เปลี่ยนตำแหน่งการเริ่มต้นและค่าอื่นๆ โดยใช้ปุ่มเซ็นเซอร์ (Sensor) เพื่อเปลี่ยนตำแหน่งเริ่มต้น (เฉพาะกราฟ) และตั้งค่าเซ็นเซอร์ปัจจุบันหรือเซ็นเซอร์ทุกตัวใหม่ จากนั้นใช้ปุ่ม Scene เพื่อตั้งค่าพื้นหลังใหม่ให้อยู่ในตำแหน่งเดิม เลือกเซ็นเซอร์ที่ต้องการดูแบบ Real time และลากเมาส์บนพื้นหลังเพื่อเลื่อนระนาบการแสดงผล ซึ่งการแสดงผลจะอยู่ในรูปแกน w, x, y, z

การตั้งค่าอีเอ็มจี (EMG)

1. ปรับสีและชื่อของแต่ละช่องสัญญาณ ซึ่งสามารถระบุได้เองหรือเลือกโดยการลากเมาส์จากภาพกล้ามเนื้อด้านขวา
2. ระบุช่องสัญญาณ (หรือเลือกทุกช่องสัญญาณ) โดยคลิกบนปุ่ม LED จะมีสัญญาณไฟกระพริบ
3. เลือกด้าน จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY
4. เปิด ON/OFF ของเซ็นเซอร์ EMG แต่ละตัว
5. เลือกระดับความไวของตัววัดความเร่ง
6. เปิด ON/OFF ของเซ็นเซอร์ตัววัดความเร่งแต่ละตัว
7. ตรวจสอบความต้านทานของตัวจับสัญญาณ ค่าสิ่งนี้จะทำให้สามารถตรวจสอบได้ว่าความต้านทานต่ำกว่าค่าที่โรงงานตั้งไว้หรือไม่ (100,000 Ohms)
8. การตั้งค่า FSW ให้เลือกสี, ชื่อ, ด้าน, รูปแบบ และระดับ Threshold
9. การตั้งค่าตัววัดอัตราเร่ง ให้เลือกสี, ชื่อ, ระดับการตอบสนอง และด้าน
10. การตั้งค่าเซ็นเซอร์วัดแรงเฉื่อย ให้เลือกสี, ชื่อ, ด้าน และประเภทการวิเคราะห์ข้อมูล

11. แผนภูมิกล้ามเนื้อสามารถใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงได้ หรือกำหนดชื่อของแต่ละช่องสัญญาณ ทำได้โดยการลากเมาส์บนกล้ามเนื้อและวางบนช่องสัญญาณนั้น
12. การตั้งค่าระบบซอฟต์แวร์อาจรวมการทำงานเพิ่มเติมของการรวมข้อมูลในรูปแบบวิดีโอ ในกรณีนี้การตั้งค่าการจับภาพวิดีโอจะใช้งานได้และสามารถเชื่อมต่อกับสาย USB ของกล้อง Webcam เข้ากับคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกวิดีโอของสัญญาณ EMG/IMU ที่ละเอียด 640 x 480
13. การบันทึกหรือใส่การตั้งค่าให้คลิกที่ Icon ตามภาพด้านบน เพื่อบันทึกไฟล์การตั้งค่า (.cfg) ไว้ใช้งานในครั้งต่อไป

อุปกรณ์ของ Wave plus

ส่วนประกอบหลักของ Wave plus

1. สายส่งออกสัญญาณ
2. เครื่องหลัก
3. Docking สำหรับชาร์จไฟ
4. สาย USB
5. EMG Module
6. แหล่งจ่ายไฟ
7. Footswitch
8. เซ็นเซอร์ Piezoresistive
9. อิเล็กทรอนิกส์แบบใช้แล้วทิ้ง

อุปกรณ์มาตรฐานประกอบด้วย

1. EMG/ ตัววัดอัตราเร่งแบบไร้สาย, ตัวต่ออิเล็กทรอนิกส์ขาว
2. Module แบบไร้สาย 2 ตัว สำหรับเพื่อส่งสัญญาณ
3. เครื่องรับสัญญาณ
4. Docking สำหรับชาร์จ module แบบไร้สายจะมีสายจะมีแบตเตอรี่แบบชาร์จไฟใหม่ได้อยู่ด้านใน และเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางเครื่องหลักเป็นการเชื่อมต่อแบบ 2 ทิศทาง ที่ความถี่ 2,400 MHz.

ตัวจับสัญญาณแบบไร้สาย (Standard/Mini)



รูป ตัวจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่มา ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตัวจับสัญญาณต้องติดกับผิวหนังของผู้ทดสอบโดยใช้กาว 2 หน้า การเชื่อมต่อระหว่างอิเล็กโทรด 2 ตัวและกล้ามเนื้อจะทำได้โดยใช้อิเล็กโทรด ECG แบบใช้แล้วทิ้ง ตำแหน่งและการติดตัวจับสัญญาณบนร่างกายควรติดด้วยวิธีที่ช่วยลดการเคลื่อนไหว เครื่องนี้อาจจัดตัวจับสัญญาณแบบ Standard หรือแบบ Mini มาให้ทั้ง 2 ประเภทนี้ทำงานเหมือนกัน แตกต่างกัน คือ ตัวจับสัญญาณของ Mini wave ไม่มีแบตเตอรี่แบบเปลี่ยนได้และไม่สามารถถอดออกได้

ตัวจับสัญญาณแบบไร้สาย (Footswitches)

เซ็นเซอร์ Piezoresistive สำหรับตรวจท่าทางการเดินจะอยู่ใต้เท้า ตำแหน่งนี้จะทำให้การวัดค่าของช่วง Support และ Toe off มีความแม่นยำ โดยมีเซ็นเซอร์ถึง 4 ตัว และอยู่ในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

1. นิ้วเท้า เซ็นเซอร์หมายเลข 1
2. กระดูก metatarsus ชั้นที่ 1 เซ็นเซอร์หมายเลข 2
3. กระดูก metatarsus ชั้นที่ 5 เซ็นเซอร์หมายเลข 3
4. ส้นเท้า เซ็นเซอร์หมายเลข 4

ตัวรับสัญญาณหลัก



รูป ตัวรับสัญญาณหลัก (ด้านหน้า) มีสัญญาณไฟ Led เปิด และไฟ Led แสดงสถานะของอิเล็กทรอนิกส์



รูป ช่องอ่านการ์ด SD (อุปกรณ์เสริม), ตัวต่อสัญญาณส่งออก, สัญญาณกระตุ้นจากภายนอก, ช่องต่อ USB, ปลั๊กไฟ, CHG, Line, ปุ่มเปิด/ปิดของตัวรับสัญญาณหลัก (ด้านหลัง)

ที่มา ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ อาคารจุฬาพัฒน์ 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Docking ชาร์จไฟ

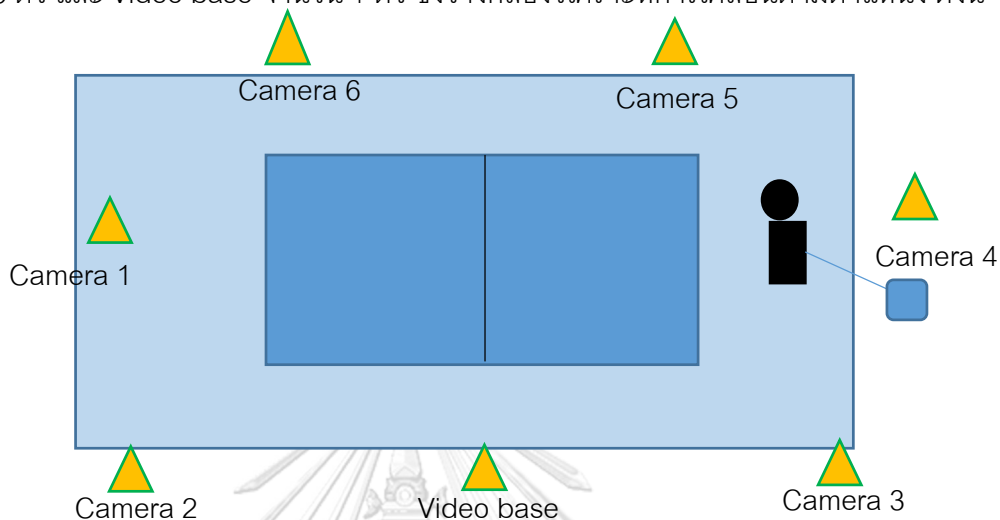
แบตเตอรี่สำหรับตัวจับสัญญาณแบบมาตรฐานมีอายุ 12 ชั่วโมง และ 10 ชั่วโมง สำหรับตัวจับสัญญาณขนาดเล็ก ต้องวางตัวจับสัญญาณในกล่องช่องวางและชาร์ตต่อเนื่องประมาณ 8 ชั่วโมง เครื่องชาร์ตจะหยุดทำงานอัตโนมัติหลังจาก 8 ชั่วโมง ขณะชาร์ตสัญญาณไฟจะกระพริบและหยุดเมื่อแบตเตอรี่เต็มพร้อมใช้งาน

การใช้งาน Wave plus wireless EMG สามารถใช้งานได้แตกต่างกัน 2 รูปแบบ ได้แก่ แบบ Analog และแบบ Digital ซึ่งจะแสดงข้อมูลเวลาปัจจุบันและเก็บสะสมข้อมูล

ภาคผนวก จ

กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

อุปกรณ์การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวประกอบด้วย กล้องจำนวน 7 ตัว เป็น Infrared base จำนวน 6 ตัว และ Video base จำนวน 1 ตัว ซึ่งวางกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามตำแหน่ง ดังนี้

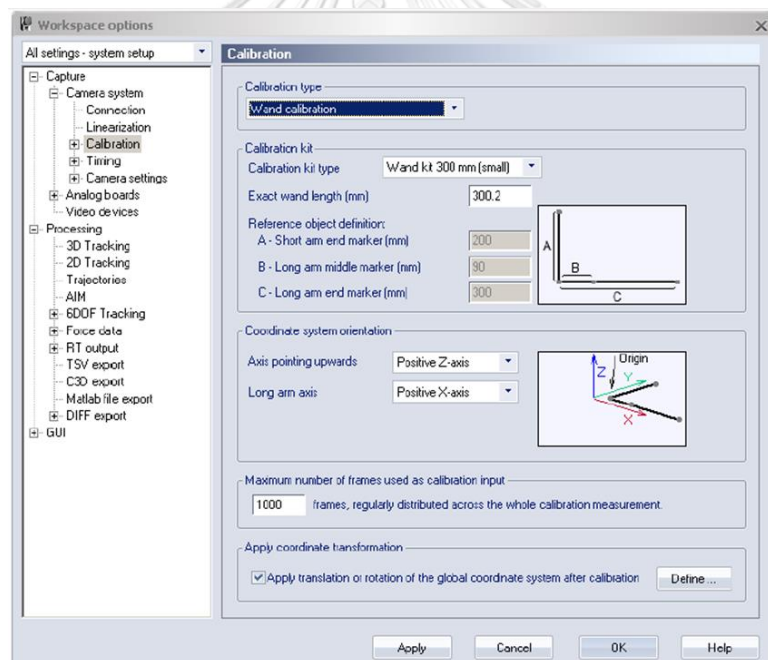


การวิเคราะห์เคลื่อนไหวแบบสามมิติ คือ การใช้กล้องวิดีโอจำนวนอย่างน้อย 2 ตัวในการเก็บภาพการเคลื่อนไหวของคน และบันทึกไว้เป็นไฟล์วิดีโอ จากนั้นนำไฟล์วิดีโอทั้งหมดมาประมวลผลหาค่าตำแหน่งของข้อต่อเหล่านั้นโดยใช้ทฤษฎีการประมวลผลภาพ จากนั้นนำตำแหน่งบนภาพวิดีโอทั้งหมดมาคำนวณเพื่อหาตำแหน่งจริงในสามมิติ โดยตำแหน่งเหล่านี้จะถูกบันทึกลงไฟล์การเคลื่อนไหวแบบต่าง ๆ ซึ่งสามารถนำไปสร้างการเคลื่อนไหวให้กับตัวละคร 3 มิติ (दनัยชาติ แจ่มจิตรตรง และต่อศักดิ์ รักอารมณ, 2559)

ระบบการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Movement analysis system) ระบบการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใช้การวิเคราะห์โดยกล้องแบบเดี่ยวและกล้องแบบกลุ่ม เพื่อสร้างข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ สองหรือสามมิติ ใช้ในการคำนวณหาค่าทางคิเนเมติกส์ของงานในการเคลื่อนไหวที่แบบต่าง ๆ ได้ สามารถแยกออกเป็นประเด็นต่าง ๆ ที่ต้องพิจารณาเมื่อทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใด ๆ ดังต่อไปนี้ (Richards, Thewlis and Hobbs, 2008)

1. ตำแหน่งของกล้อง (Camera positioning)
2. ความเร็วของกล้อง ความถี่ในการสุ่มตัวอย่างและความเร็วของชัตเตอร์ (Camera speed, sampling frequency and shutter speed)
3. การซิงค์กล้องให้ใช้พร้อมกัน (Synchronizing the cameras)
4. การคาลิเบรทพื้นที่ของภาพ (Calibrating image space)
5. การเก็บรวบรวมข้อมูล (Data capture)
6. กระบวนการทำให้เป็นดิจิทัล และการแปลงข้อมูล (Digitizing and transformation)
7. การกรองข้อมูล (Data filtering)
8. แบบจำลองทางกายวิภาคและชุดมาร์คเกอร์ (Anatomical models and marker sets)

ขั้นตอนการทำ calibration



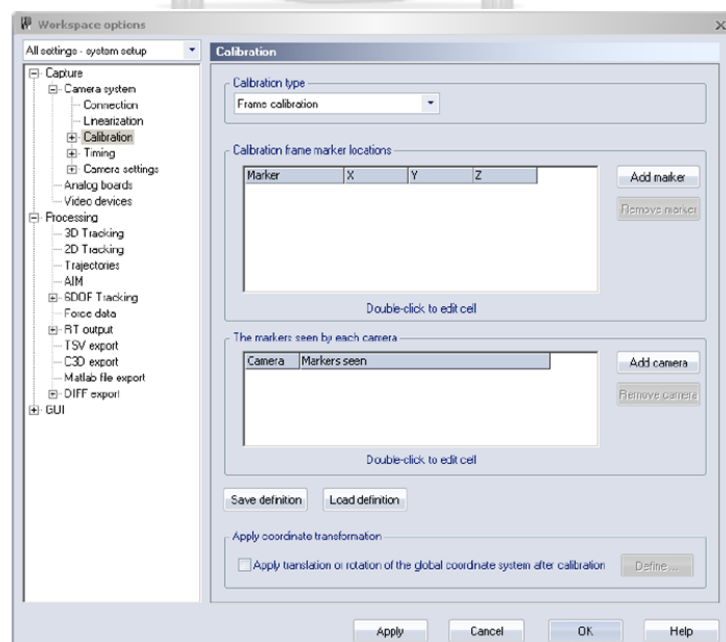
คลิกไอคอน Calibration หรือคลิก Calibrate ในเมนู Capture เพื่อเปิดไดอะล็อก Calibration ตรวจสอบว่าได้ติดตั้งไฟล์ linearization ของกล้องไว้แล้วหรือไม่ โดยดูที่ส่วนบนของ Linearization parameters หากยังไม่ได้ติดตั้งไฟล์ คลิกที่ Load และทำตามคำแนะนำในบท Linearization of the camera

ป้อน Calibration times 10 วินาทีลงใต้หัวข้อ Calibration quality จากนั้นคลิก OK เพื่อเริ่ม Calibration capture สำหรับ คำอธิบายเกี่ยวกับวิธีการ Calibration ดูได้จากบท Wand calibration method

เมื่อการ Calibration เสร็จสิ้น หน้าต่างที่มีผลการ Calibration จะปรากฏขึ้น โดยผลการทดสอบจะแจ้งให้คุณทราบถึง Calibration passed และผลการทดสอบของ Calibration quality จากนั้นทำการปิดไฟล์ Calibration โดยการคลิก Close ในเมนู File และ Remove the calibration object ซึ่ง Measurement volume จะได้รับการ calibration และการ measurement สามารถนำมาเริ่มต้นใหม่ได้ การป้อนระยะห่างระหว่างศูนย์ของ Marker ที่สะท้อนแสงบน reference wand ใน Exact wand length ซึ่งได้รับการวัดด้วยความแม่นยำและพบได้บน Plate on the wand

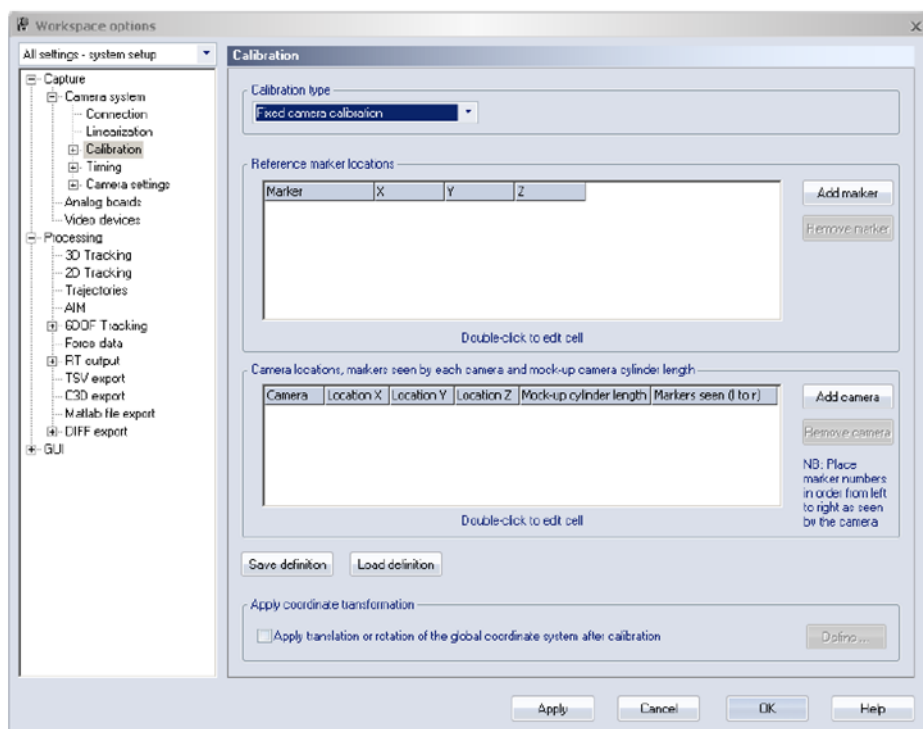
ภายใต้ Coordinate system orientation เป็นการวางแนวระบบ Coordinate จะมุ่งเน้นไปที่ระบบพิกัดของการจับการเคลื่อนไหวด้วยการเลือกทิศทางของแกน X, Y และ Z ใน measurement volume การวิเคราะห์ที่ตามมาจะเหมือนกันกับที่ใช้สำหรับ reference structure โดย Axis pointing upwards และ Long arm axis เป็นตัวกำหนดทิศทางของแกน เลือกแกนที่ต้องการในแต่ละการตั้งค่าเพื่อให้ได้ระบบพิกัดที่ต้องการ โดยดูรูปที่อยู่ถัดจากการตั้งค่าเพื่อให้เข้าใจถึงแกนที่ถูกปรับทิศทาง

Frame calibration



ใช้ปุ่ม Add marker และ Remove marker เพื่อเพิ่มหรือลบเครื่องหมายของ calibration frame จากนั้นดับเบิลคลิกตำแหน่งของแกน X, Y และ Z ของแต่ละ marker เพื่อทำการแก้ไข

Fixed camera calibration ใช้ปุ่ม Save definition และ Load definition เพื่อบันทึกตามลำดับไหลของข้อมูลสำหรับการ calibration ก็นื่อง



Camera locations and markers seen by each camera in order from left to right ควรป้อนข้อมูลการสำรวจของตำแหน่งกล้อง ใช้ปุ่ม Add camera เพื่อเพิ่มกล้องใหม่ในรายการ โดยกล้องจะต้องป้อนตามลำดับเดียวกับระบบกล้องต้นแบบจาก MCU และจะไม่สามารถจัดเรียงกล้องใหม่ได้หลังจากที่เพิ่มกล้องเข้ามาแล้ว ให้ทำการดับเบิลคลิกที่คอลัมน์เพื่อป้อนข้อมูลตำแหน่งแกน X, ตำแหน่งแกน Y และตำแหน่งแกน Z

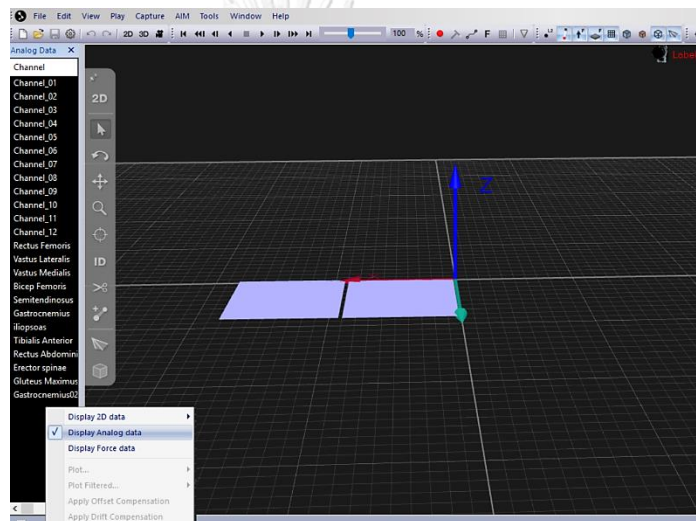
ประโยชน์ในการใช้กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสามารถระบุพารามิเตอร์ทางคิเนแมติกส์ (ตำแหน่ง, เวลาและปริมาณที่เกิดขึ้น) ของมาร์คเกอร์ตามจุดกายวิภาคที่เกี่ยวข้องของผู้เข้าร่วมการวิจัย และสามารถหาช่วงเวลาตั้งแต่เริ่มต้นออกตัวจนถึงสิ้นสุดระยะทางได้

ภาคผนวก ข

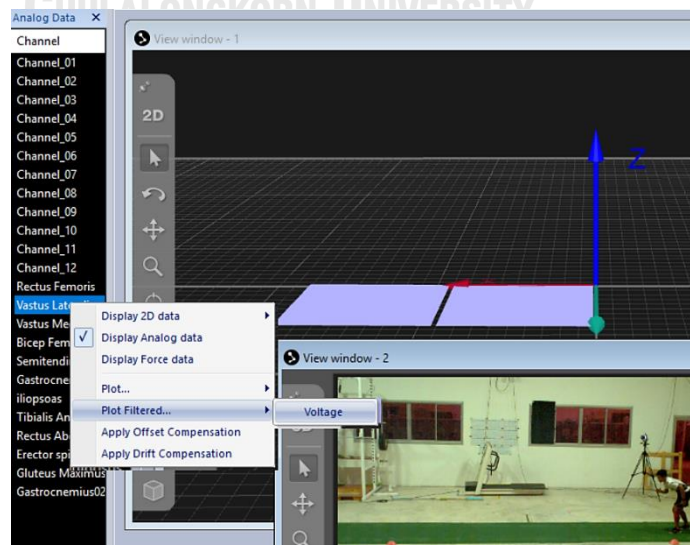
วิธีการวิเคราะห์ข้อมูลจากเครื่องมือทั้ง 3 เครื่องมือ

เนื่องจากวิทยานิพนธ์เรื่องนี้ได้ใช้เครื่องมือ 3 เครื่องมือ ได้แก่ EMG, Force plate และ Motion analysis เพื่อใช้ในการเก็บและวิเคราะห์ข้อมูล จึงใช้การเก็บข้อมูล EMG ในรูปแบบ Analog เพื่อง่ายต่อการเชื่อมโยงข้อมูลทั้ง 3 เครื่องมือ

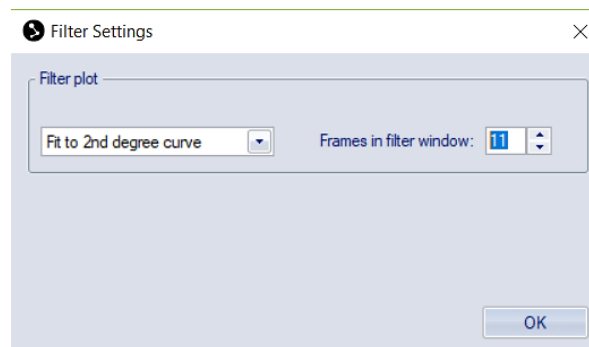
1. เมื่อเปิดโปรแกรม Qualisys Track Manager และเปิดไฟล์ข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ทำการคลิกขวาบริเวณแท็บด้านซ้ายของหน้าจอ เพื่อกด Display Analog data



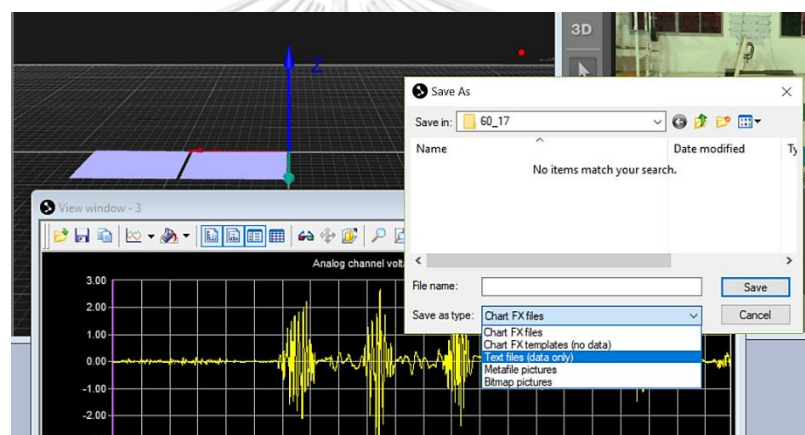
2. จากนั้นทำการคลิกขวาที่ชื่อก้ามเนื้อที่ต้องการ และเลือก Plot Filtered > Voltage เพื่อเปิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าก้ามเนื้อมัดนั้น



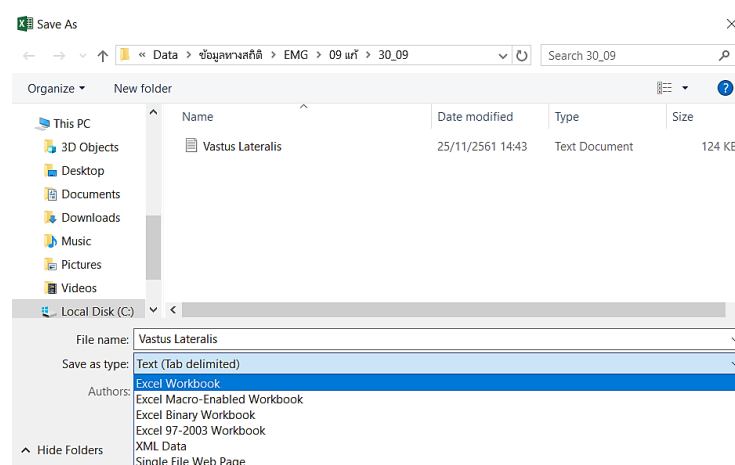
3. กรอกรตัวเลข Frames in fitter window ที่ต้องการซึ่งปกติจะใช้อยู่ในระดับ 10 ไม่เกิน 20 เพื่อตัดกราฟที่ไม่ต้องการออกไป



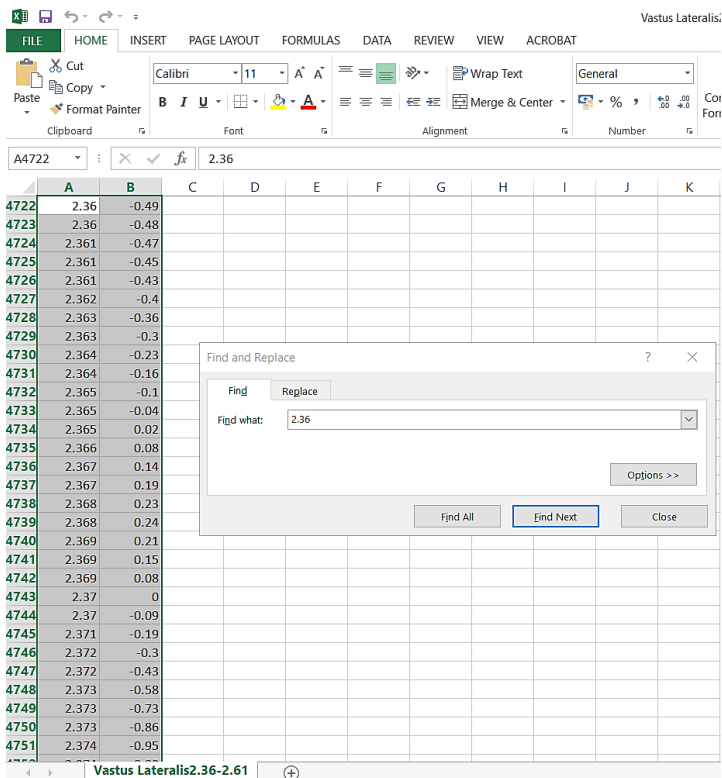
4. เมื่อเปิดไฟล์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อของมัดกล้ามเนื้อที่ต้องการเรียบร้อยแล้วคลิก Save เพื่อนำข้อมูลไปเก็บไว้ในรูปแบบ Text files (data only)



5. เมื่อไปที่โฟลเดอร์ของไฟล์ที่ได้ทำการบันทึก สามารถเปลี่ยนไฟล์จาก text files เป็น Excel Workbook ได้โดยการ Save as แล้วเลือกที่ Save as type



6. เลือกข้อมูลของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ช่อง B) โดยดูได้จากช่วงเวลาคลื่นไฟฟ้าทำงาน (ช่อง XY หรือ ช่อง A) ได้ตามต้องการ

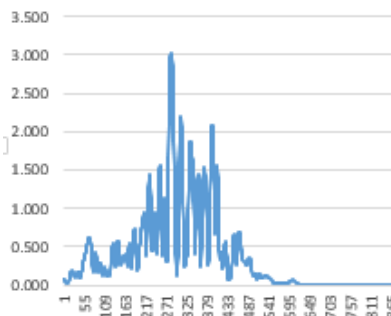


7. เมื่อตัดกราฟเรียบร้อยแล้ว ให้นำข้อมูลมาทำให้เป็นข้อมูลบวกทั้งหมด และหาค่า RMS เพื่อทำให้ข้อมูล Smoothing ด้วยการใส่สูตรตัวอย่าง คือ

$$"=\text{SQRT}(((B2*B2)+(B3*B3)+(B4*B4)+(B5*B5)+(B6*B6))/5)"$$

| TIME | RAW Vastus Lateralis EMG | RMS |
|-------|--------------------------|-------|
| 2.410 | -0.070 | 0.076 |

RMS



8. เมื่อจัดการกับข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สูตร เพื่อวิเคราะห์หาตัวแปร Maximum Intensity/MVC, Time to Peak, Rate of EMG Development ต่อไป

| | x | SD | EMG start (t0) mv | EMG max(t1) mv | T0 (msec) | T1(msec) | Time to peak | RED | MVC | MaxIntensity |
|-------------------|-------|-------|-------------------|----------------|-----------|----------|--------------|--------|-------|--------------|
| Rectus Femoris | 0.047 | 0.036 | 0.083 | 3.078 | 2.449 | 2.568 | 0.119 | 25.166 | 0.639 | 4.821 |
| Vastus Lateralis | 0.107 | 0.057 | 0.163 | 3.028 | 2.428 | 2.551 | 0.123 | 23.291 | 1.331 | 2.275 |
| Vastus Medialis | 0.106 | 0.077 | 0.183 | 1.522 | 2.396 | 2.550 | 0.154 | 8.692 | 0.561 | 2.714 |
| Bicep Femoris | 0.158 | 0.107 | 0.265 | 2.563 | 2.385 | 2.576 | 0.191 | 12.033 | 0.816 | 3.140 |
| Semitendinosus | 0.045 | 0.042 | 0.087 | 1.004 | 2.356 | 2.426 | 0.070 | 13.096 | 1.182 | 0.849 |
| Gastrocnemius | 0.065 | 0.024 | 0.088 | 1.349 | 2.401 | 2.578 | 0.177 | 7.125 | 0.578 | 2.335 |
| Iliopsoas | 0.043 | 0.035 | 0.077 | 2.508 | 2.359 | 2.412 | 0.053 | 45.867 | 1.052 | 2.383 |
| Tibialis Anterior | 0.048 | 0.027 | 0.075 | 0.626 | 2.474 | 2.515 | 0.041 | 13.445 | 0.760 | 0.824 |
| Rectus Abdominis | 0.031 | 0.031 | 0.062 | 0.536 | 2.429 | 2.578 | 0.149 | 3.182 | 0.546 | 0.981 |
| Erector spinae | 0.042 | 0.022 | 0.063 | 1.285 | 2.420 | 2.559 | 0.139 | 8.790 | 0.956 | 1.345 |
| Gluteus Maximus | 0.216 | 0.194 | 0.410 | 1.288 | 2.336 | 2.757 | 0.421 | 2.087 | 0.334 | 3.852 |

โดยค่า EMG start (t0) คือ ผลรวมของค่า AVERAGE + ค่า STDEV

EMG max (t1) คือ ค่า EMG สูงสุด

T0 คือ ระยะเวลาที่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทำงานหดตัว

T1 คือ ระยะเวลาที่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหดตัวทำงานสูงสุด

Time to peak คือ T1 - T0

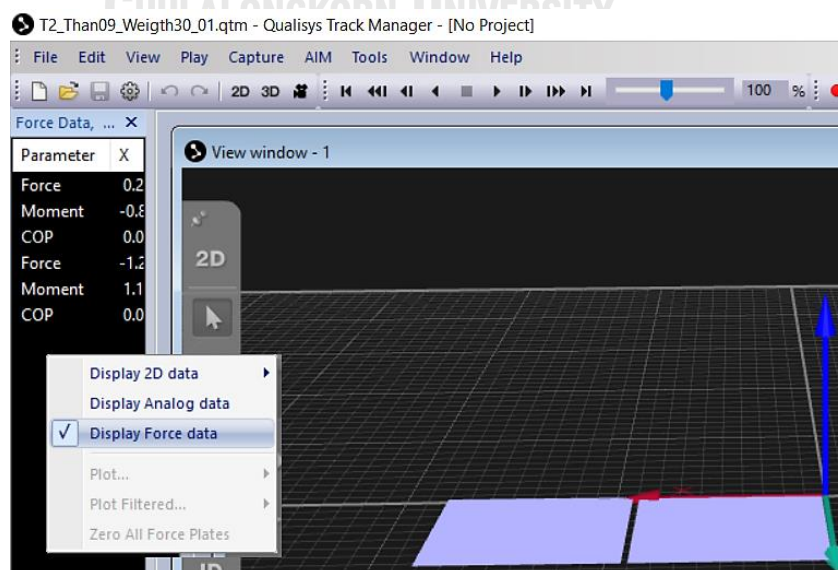
RED คือ $\text{EMG max (t1) - EMG start (t0)} / \text{Time to peak}$

MVC คือ ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบเกร็งต้านแรงเต็มที่

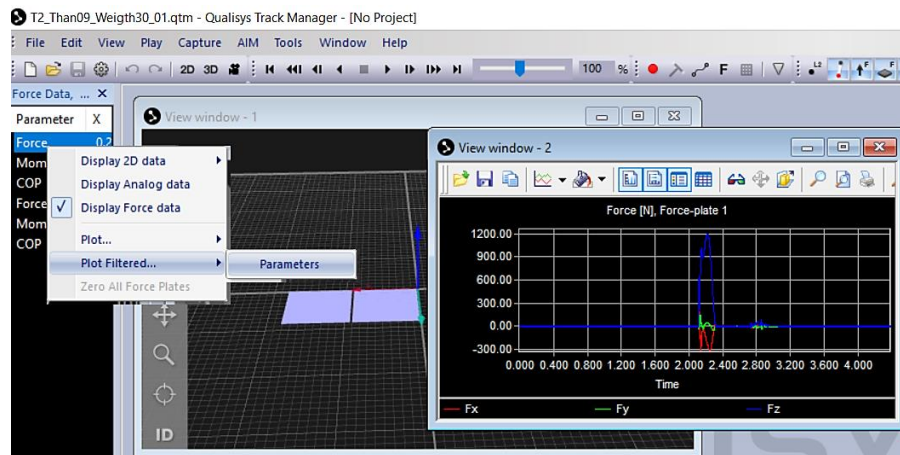
Maximum Intensity/MVC คือ $\text{EMG max (t1)} / \text{MVC}$

วิธีการวิเคราะห์ข้อมูล Force plate

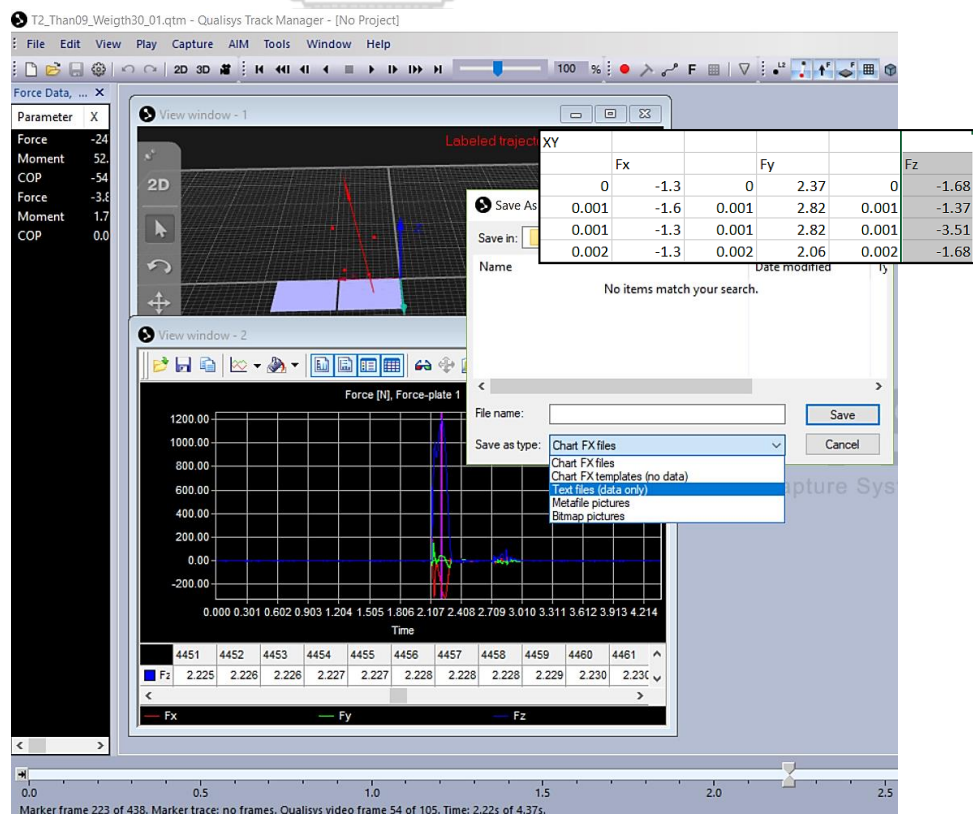
- เมื่อเปิดโปรแกรม Qualisys Track Manager และเปิดไฟล์ข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ทำการคลิกขวาบริเวณแถบคำสั่งด้านซ้ายของหน้าจอ เพื่อกด Display Force data



2. จากนั้นทำการคลิกขวา Force ที่ต้องการ และเลือก Plot Filtered > Voltage เพื่อเปิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อมัดนั้น (Force บนสุด คือ Force plate แผ่นที่ 1 และ Force ด้านล่าง คือ Force plate แผ่นที่ 2)

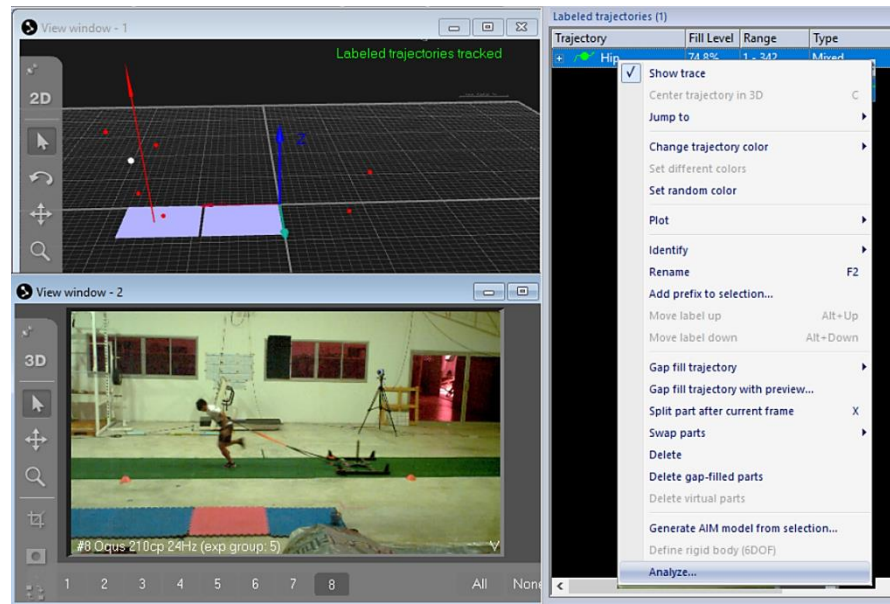


3. เมื่อเปิดไฟล์ข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาข้างที่ต้องการเรียบร้อยแล้วคลิก Save เพื่อนำข้อมูลไปเก็บไว้ในรูปแบบ Text files (data only) โดยสามารถดูข้อมูลได้จากข้อมูลของ Time ที่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นมากที่สุด (แกน Z สีน้ำเงิน)

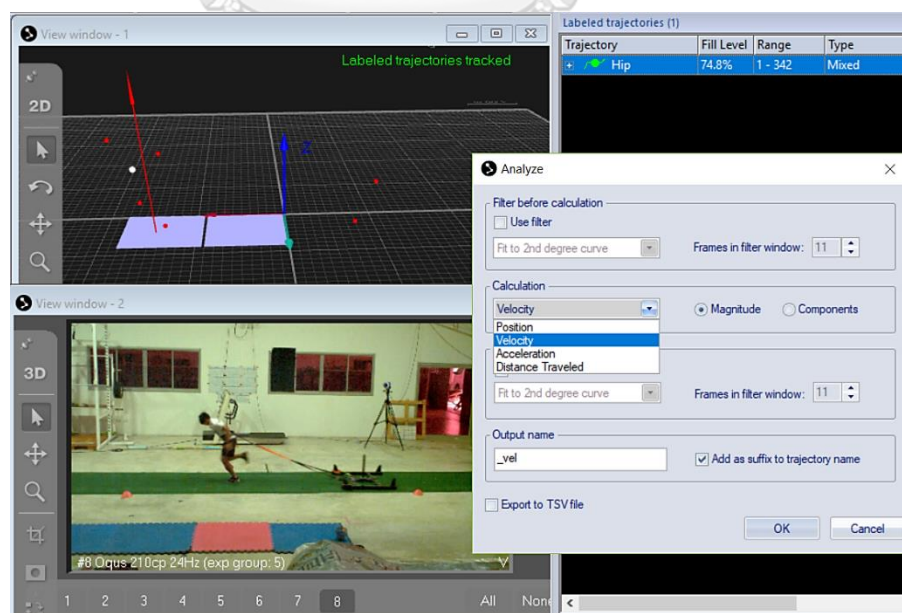


วิธีการวิเคราะห์ข้อมูลกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

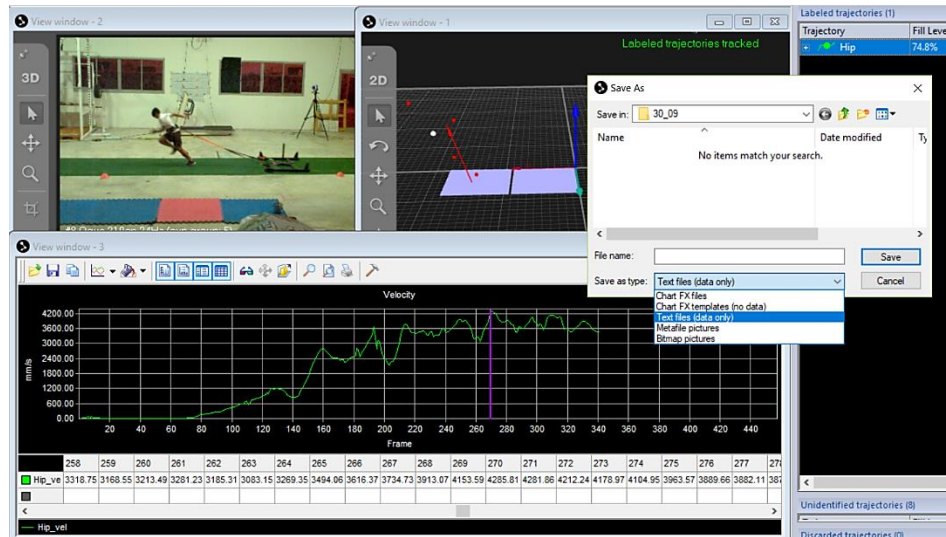
1. เมื่อเปิดโปรแกรม Qualisys Track Manager และเปิดไฟล์ข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ทำการคลิกขวาที่จุดมาร์คเกอร์ของข้อต่อ (Hip) บริเวณแถบดำด้านขวาของหน้าจอ



2. จากนั้นทำการคลิก Analyze และเลือก Velocity ที่เป็นตัวแปรที่ต้องการ ในช่อง Calculation



3. เมื่อเปิดไฟล์ข้อมูลความเร็วที่ต้องการเรียบร้อยแล้วคลิก Save เพื่อนำข้อมูลไปเก็บไว้ในรูปแบบ Text files (data only) โดยสามารถดูข้อมูลได้จากข้อมูลของ Frame ที่มีค่าความเร็วในการเคลื่อนที่มากที่สุด (เส้นสีเขียว)



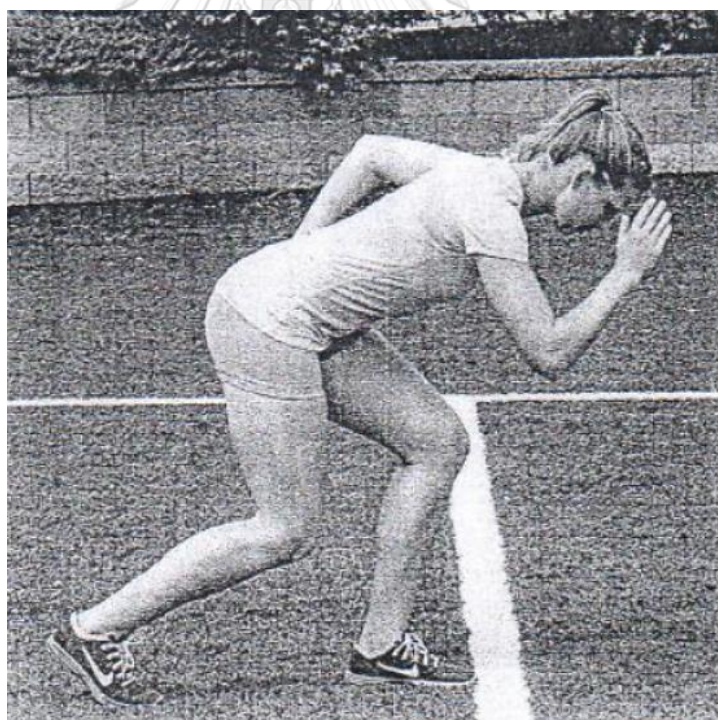
T2_Than09_Weigth30_02_vel - Microsoft Excel

| NO_OF_FRAMES | Velocity |
|--------------|----------|
| 258 | 3318.75 |
| 259 | 3168.55 |
| 260 | 3213.49 |
| 261 | 3281.23 |
| 262 | 3185.31 |
| 263 | 3083.15 |
| 264 | 3269.35 |
| 265 | 3494.06 |
| 266 | 3616.37 |
| 267 | 3734.73 |
| 268 | 3913.07 |
| 269 | 4153.59 |
| 270 | 4285.81 |
| 271 | 4281.86 |
| 272 | 4212.24 |
| 273 | 4178.97 |
| 274 | 4104.95 |
| 275 | 3963.57 |
| 276 | 3889.66 |
| 277 | 3882.11 |
| 278 | 3862.11 |

ภาคผนวก ซ

การยืนออกตัว 2 จุด แบบเท้าหน้าเท้าตาม (2-point stance)

การยืนออกตัวแบบ 2 จุด ที่เป็นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วจากท่ายืน 2 จุด นักกีฬาควรอยู่ในตำแหน่งที่สabayผ่อนคลาย โดยวางเท้ากว้างเท่ากับหัวไหล่ทั้ง 2 ข้างหรือแคบกว่าหัวไหล่เล็กน้อย ควรมีการกระจายน้ำหนักทั้ง 2 ข้างอย่างเท่ากันและแขนงอที่มุม 90 องศาพร้อมกับนำมือข้างหนึ่งอยู่ใกล้กับกันและอีกข้างหนึ่งใกล้ด้านข้างของใบหน้า ศูนย์ถ่วงของร่างกาย (Center of gravity) จะอยู่ที่เท้าด้านหน้า (Front foot) และมุมข้อต่อของขาข้างหน้าจะงอเกือบ 90 องศา ก่อนที่จะเริ่มต้นการเคลื่อนไหวให้ขยับตัวไปสู่ขานำประมาณ 2 ใน 3 ถึง 3 ใน 4 ของน้ำหนักตัว การเริ่มออกตัวที่เกิดจากเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยใช้การระเบิดแรงดันจากพื้นและเคลื่อนไหวร่างกายไปข้างหน้า (Explosive movement forward) เท้าหลังจะก้าวออกจากพื้นไปข้างหน้าก่อนอย่างรวดเร็วพร้อมกับแขนที่อยู่ทางด้านหลังจะแกว่งไปข้างหน้า



รูปการยืนออกตัวแบบ 2 จุด (Brad H. Dewese and Sophia Nimphius. (2016). Program design and technique for speed and agility training, *Fourth Edition*. Essentials of Strength Training and Conditioning)

ภาคผนวก ฅ
ใบเชิญชวนเข้าร่วมโครงการวิจัย



การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่ง
ลากถ่วงน้ำหนักด้วยเส้นเชือกที่ต่างกัน ในนักกีฬาอเมริกันฟุตบอลหญิง

คุณสมบัติของผู้เข้าร่วมวิจัย

- #1 เป็นนักกีฬาอเมริกันฟุตบอลสังกัด ชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ที่เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน
- #2 เคยเข้าร่วมการแข่งขันรักบี้ฟุตบอลระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย หรือระดับสูงกว่า ที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 1 ครั้งและมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬาอเมริกันฟุตบอล 1 ปี ขึ้นไป
- #3 มีความถนัดในการออกตัววิ่งในท่าการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ยืน 2 จุด (2-point stance)
- #4 เป็นบุคคลที่มีสุขภาพดีปราศจากโรค และไม่มีปัญหาด้านการบาดเจ็บถึงระดับรบกวนการทดลองในงานวิจัยนี้ เช่น ไม่เคยมีประวัติการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อระดับรุนแรงจนได้รับการรักษาทางการแพทย์ที่มากกว่าการได้รับยาบรรเทา และไม่มีอาการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ
- #5 มีความสมัครใจในการเข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้ และยินดียินยอมเข้าร่วมการวิจัย

ติดต่อสอบถาม ได้ที่!

ผู้วิจัย : นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์
E-mail: Sunnynan_5@hotmail.com
โทร. 084-5982243

ภาคผนวก ญ
ตารางการทดสอบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักของกลุ่มตัวอย่าง

| รหัสกลุ่ม ตัวอย่าง | | | วิ่งลาก ถ่วง น้ำหนัก รอบที่ 1 | วิ่งลาก ถ่วง น้ำหนัก รอบที่ 2 | วิ่งลาก ถ่วง น้ำหนัก รอบที่ 3 | |
|-----------------------|---------|--|--|--|--|--------------|
| 1 | Warm-up | วิ่งไม่มี เครื่องลาก ถ่วงน้ำหนัก | 30 | 45 | 60 | Cool down |
| 2 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 3 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 4 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 5 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 6 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 7 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 8 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 9 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 10 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 11 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 12 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 13 | | | 30 | 45 | 60 | |
| 14 | | | 60 | 45 | 30 | |
| 15 | | | 30 | 45 | 60 | |

กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 15 คน จะได้รับการทดสอบด้วยการวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมเส้นเชือก 3 มุม ได้แก่ มุม 30 45 และ 60 องศา โดยทำการสลับมุมเส้นเชือกที่มีการเรียงลำดับตามมุมมองศาของเส้นเชือกจากค่ามากมาหาค่าน้อย และมุมมองศาของเส้นเชือกจากค่าน้อยมาหาค่ามาก

ภาคผนวก ก
 ขณะทำการทดสอบวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก



ช่วงการทดสอบวิ่งไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก



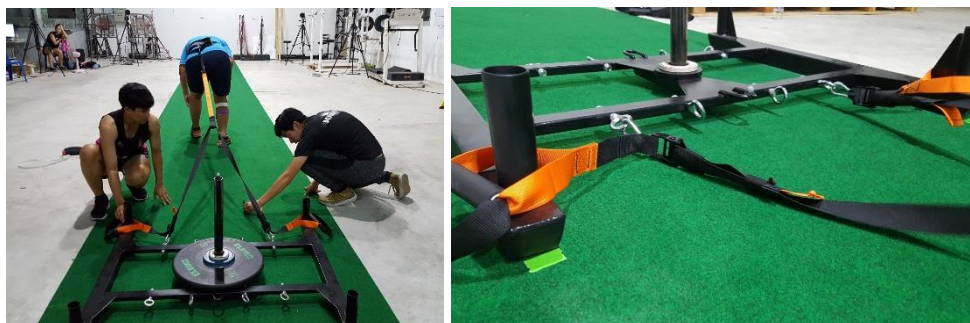
ช่วงการทดสอบวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มวมเส้นเชือก 30 องศา



ช่วงการทดสอบวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มวมเส้นเชือก 45 องศา



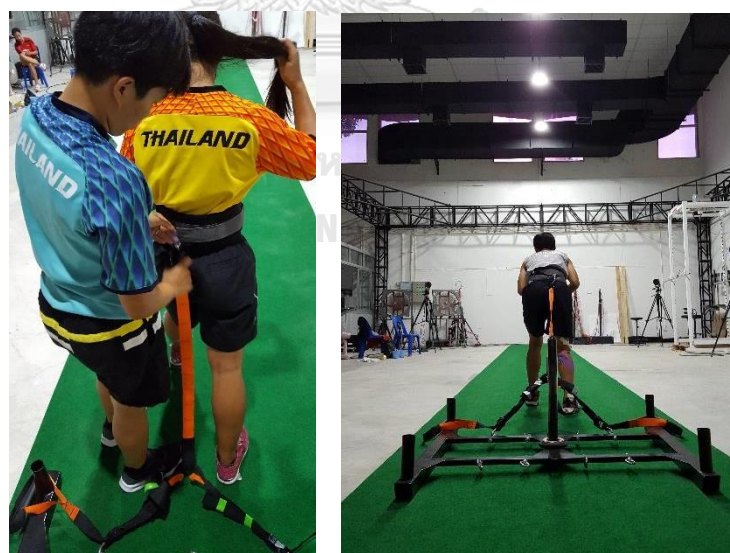
ช่วงการทดสอบวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มวมเส้นเชือก 60 องศา



ช่วงการวางจุดของเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และวัดมุมมองขาของเส้นเชือก



ช่วงการปรับความยาวของเส้นเชือกของแต่ละมุมมองขาจากการคำนวณสูตร



ช่วงการเตรียมความพร้อมก่อนออกตัววิ่ง

ภาคผนวก ก ใบรับรองโครงการวิจัย



คณะกรรมการการวิจัยในคน
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เลขที่หนังสือ: 01194
วันที่ 25 มี.ย. 61 (ค.ศ. 14.25)

บันทึกข้อความ

ส่วนงาน คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 โทร.0-2218-3202
ที่ จว 447/2561 วันที่ 19 เมษายน 2561
เรื่อง แจ้งผลผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย

เรียน คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา

สิ่งที่ส่งมาด้วย เอกสารแจ้งผ่านการรับรองผลการพิจารณา

ตามที่นิสิต/บุคลากรในสังกัดของท่านได้เสนอโครงการวิจัยเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย จากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย นั้น ในการนี้ กรรมการผู้ทบทวนหลักได้เห็นสมควรให้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยได้ ดังนี้

โครงการวิจัยที่ 006.1/61 เรื่อง การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมัมเส้นเชือกที่ต่างกันในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง (ELECTROMYOGRAPHY AND GROUND REACTION FORCE ANALYSIS IN WEIGHTED SLED RUNNING WITH DIFFERENT ROPE IN FEMALE RUGBY PLAYERS) ของ นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒนางค์

จึงเรียนมาเพื่อโปรดทราบ

Dr. Sittichai

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทรี ชัยชนะวงศ์โรจน์)

กรรมการและเลขานุการ

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน
กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เรียน *คณบดี คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา*

- ครอบ และดำเนินการต่อไป
- พิจารณา
- ลงนาม
- อนุมัติ

ลงชื่อ: *[Signature]*
25 มิ.ย. 2561

เรียน

เรียน คณบดี

พริศ วัฒนาภรณ์ อ.ร.ค. นศ.ค.ส.ค.
อ.เนติภรณ์ และ อ.วิภา วัฒนภรณ์

คณบดี

[Signature]
27 มิ.ย. 61

[Signature]
27 มิ.ย. 61



บันทึกข้อความ

คณะกรรมการการศึกษาระดับอุดมศึกษา
กระทรวงศึกษาธิการ
เลขที่หนังสือ: ๐๐๖
วันที่ 1 มิ.ย. ๖1 เวลา ๑๖.๒๔

ส่วนงาน คณะกรรมการพิจารณาวิจัยวิทยุในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 โทร.0-2218-3202
ที่ จว. 5๙1 /2561 วันที่ 31 พฤษภาคม 2561
เรื่อง แจ้งผลอนุมัติการแก้ไขเพิ่มเติมโครงการวิจัย


เรียน คณะบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา

- สิ่งที่ส่งมาด้วย 1.เอกสารข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากร
2.เอกสารใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย


ตามที่ นางสาวณัฐนิชา ของพัฒนางวศ์ บัณฑิตระดับมหาบัณฑิต คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้เสนอโครงการวิจัยที่ 006.1/61 เรื่อง การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมูมเส้นเชือกที่ต่างกัน ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง (ELECTROMYOGRAPHY AND GROUND REACTION FORCE ANALYSIS IN WEIGHTED SLED RUNNING WITH DIFFERENT ROPE IN FEMALE RUGBY PLAYERS) เพื่อให้กรรมการผู้ทบทวนหลักพิจารณาการแก้ไขเพิ่มเติมโครงการวิจัย ความละเอียดแจ้งแล้วนั้น

การนี้ กรรมการผู้ทบทวนหลัก ได้เห็นสมควรอนุมัติการแก้ไขเพิ่มเติมโครงการวิจัยเมื่อวันที่ 25 พฤษภาคม 2561

จึงเรียนมาเพื่อโปรดทราบ



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทรี ชัยชนวงศาโรจน์)
เลขาธิการคณะกรรมการ
พิจารณาวิจัยวิทยุในคน
กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เรียน สพ.ดร.ณัฐนิชา ของพัฒนางวศ์ (อ.ส.ทอ.ส. อิมพี)

เพื่อโปรด
 ทราบ และดำเนินการต่อไป
 พิจารณา
 ลงนาม
 อนุมัติ
ลงชื่อ 
= 1 มิ.ย. 2561

เพื่อน ดกนตี่
พิมพ์กร หงษ์ ภก.พลาสุทนต์ น.ไท
อ.พิมพ์กร หงษ์ ภก.พลาสุทนต์ น.ไท

ทศพร
4 มิ.ย. 61

นันทรี

๕ มิ.ย. ๖1



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

COA No. 090/2561

ใบรับรองโครงการวิจัย

โครงการวิจัยที่ 006.1/61 : การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิบัติการจากพื้นในการวิ่งลากถ่วง
 น้ำหนักด้วยมัมเส้นเชือกที่ต่างกันในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง
 ผู้วิจัยหลัก : นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์
 หน่วยงาน : คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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

ลงนาม.....
 (รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ปริดา หิสนประดิษฐ์)
 ประธาน

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

วันที่รับรอง : 10 เมษายน 2561

วันหมดอายุ : 9 เมษายน 2562

เอกสารที่คณะกรรมการรับรอง

- 1) โครงการวิจัย
- 2) ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและ ใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
- 3) ผู้วิจัย
- 4) แบบสอบถาม

เงื่อนไข

1. ข้าพเจ้ารับทราบว่าเป็นการวิจัยจริยธรรม หากค้นพบการเก็บข้อมูลการวิจัยก่อนได้รับอนุญาตจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย
2. หากใบรับรองโครงการวิจัยหมดอายุ การดำเนินการวิจัยต้องยุติ เมื่อต้องทำการทดลองชุดข้อมูลชุดใหม่ล่วงหน้าไม่ต่ำกว่า 1 เดือน หรือส่งรายงานความก้าวหน้าการวิจัย
3. ต้องดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
4. ใช้เอกสารข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย และเอกสารระบุเข้าร่วมวิจัย (ถ้ามี) เฉพาะที่ประทับตราคณะกรรมการเท่านั้น
5. หากเกิดเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ใดๆรุนแรงในสถานที่เก็บข้อมูลข้อมูลจากคณะกรรมการ ต้องรายงานคณะกรรมการภายใน 3 วันทำการ
6. หากมีการเปลี่ยนแปลงการดำเนินการวิจัย ให้ส่งคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมก่อนดำเนินการ
7. โครงการวิจัยไม่เกิน 1 ปี ส่งแบบรายงานสิ้นสุดโครงการวิจัย (AF-03-12) และบทคัดย่อผลการวิจัยภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น ส่วนรับโครงการวิจัยที่เป็นวิทยานิพนธ์ให้ส่งบทคัดย่อผลการวิจัย ภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น

ข้อมูลสำหรับกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย ภาววิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมแก้มเขือกที่ต่างกัน ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์

ตำแหน่ง นิสิตระดับบัณฑิตศึกษา

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่ทำงาน) ศูนย์กีฬารามวชิรดี คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี 270 ถนนพระราม 6 แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย (ที่บ้าน) 35 ซอยประชาสันติ ถนนดินแดง แขวงดินแดง เขตดินแดง กรุงเทพฯ 10400

โทรศัพท์ (ที่ทำงาน) 02-2012674... โทรศัพท์ที่บ้าน 02-2481322

โทรศัพท์มือถือ 084-5982243... E-mail : Sunnyyan_5@hotmail.com

1. ขอเรียนเชิญท่านเข้าร่วมในการวิจัยก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการวิจัย มีความจำเป็นที่ท่านควรทำความเข้าใจว่างานวิจัยนี้ทำเพราะเหตุใด และเกี่ยวข้องกับอะไร กรุณาใช้เวลาในการอ่านข้อมูลต่อไปนี้อย่างละเอียดรอบคอบ และสอบถามข้อมูลเพิ่มเติมหรือข้อมูลที่ไม่ชัดเจนได้ตลอดเวลา

2. โครงการนี้เกี่ยวข้องกับภาววิเคราะห์ผลจากการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุมองศาที่มุม 30 45 60 โดยเปรียบเทียบค่าของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และเวลาในการวิ่ง

3. วัตถุประสงค์ของการวิจัย

3.1 เพื่อวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่องศาของเขือก ที่ 30, 45 และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น

3.2 เพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่ 30, 45 และ 60 องศา จากแนวขนานกับพื้น

4. รายละเอียดของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

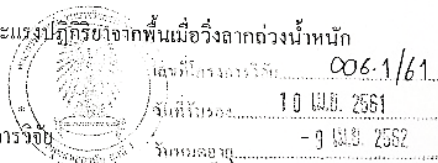
- ลักษณะของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ได้แก่ นักกีฬารักบี้ฟุตบอล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี โดยกำหนดเกณฑ์การคัดเลือกและเกณฑ์การคัดออก ดังนี้

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมงานวิจัย

1. เป็นนักกีฬารักบี้ฟุตบอลสังกัด ชมรมรักบี้ฟุตบอลของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยหรือมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ที่เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน

2. เคยเข้าร่วมการแข่งขันรักบี้ฟุตบอลระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย หรือระดับสูงกว่าที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 1 ครั้ง และมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬารักบี้ 1 ปี ขึ้นไป

3. มีความถนัดในการออกตัววิ่งในท่าการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ขึ้น 2 จุด



โดยนำข้อมูลจากการทำแบบสอบถามคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย (ภาคผนวก ก)

4. เป็นบุคคลที่มีสุขภาพดีปราศจากโรค และไม่มีปัญหาด้านการบาดเจ็บถึงระดับรบกวนการทดลองในงานวิจัยนี้

5. นักกีฬารักบี้ฟุตบอลมีค่าดัชนีมวลกาย อยู่ในเกณฑ์ปกติ (18-22.9) เพื่อลดปัจจัยแทรกซ้อนอื่นที่อาจส่งผลต่อแรงปฏิกิริยา

6. มีความสมัครใจในการเข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้ และยินดีลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างออกงานวิจัย

1. กลุ่มตัวอย่างไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ

2. มีเหตุให้กลุ่มตัวอย่างไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยได้ครบตามรูปแบบที่กำหนด

เกณฑ์ยุติการเข้าร่วมวิจัย

เกิดเหตุสุดวิสัยที่ทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อได้ เช่น การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ หรือมีอาการเจ็บป่วยกระทันหัน เป็นต้น

- มีจำนวนทั้งหมด 15 คน โดยกลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬารักบี้ฟุตบอล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ทั้งหมด 15 คน ทำการสุ่มลำดับการทดลองโดยการจับสลากลำดับของมุมองศาของเส้นเชือกระหว่าง 30 องศา และ 60 องศา
- ผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 15 คน จะได้รับการทดสอบทั้ง 4 รูปแบบเหมือนกัน ซึ่งลำดับการทดสอบขึ้นอยู่กับวิธีการจับสลาก ได้แก่
 1. นักรักบี้ฟุตบอลหญิง จำนวน 15 คน ฝึกวิ่งความเร็วสูงสุดแบบไม่มีลากถ่วง
 2. นักรักบี้ฟุตบอลหญิง จำนวน 15 คน ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา
 3. นักรักบี้ฟุตบอลหญิง จำนวน 15 คน ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 45 องศา
 4. นักรักบี้ฟุตบอลหญิง จำนวน 15 คน ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 60 องศา
- ผู้เข้าร่วมวิจัยจะเข้าร่วมการทดสอบ ณ ห้องปฏิบัติการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

5. กระบวนการการวิจัยที่กระทำต่อกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

คัดเลือกผู้เข้าร่วมวิจัยตามข้อกำหนดเกณฑ์คัดเลือกและคัดออกจากการศึกษา โดยผู้เข้าร่วมวิจัยต้องตอบแบบสอบถามข้อมูลทั่วไป แบบคัดกรองสำหรับการเข้าร่วมวิจัยด้วยตนเอง

5.1 ผู้วิจัยทำการอธิบายชี้แจงต่าง ๆ เกี่ยวกับการดำเนินงานวิจัย และขั้นตอนการปฏิบัติอย่างละเอียดก่อนการทดลองจริง แก่กลุ่มตัวอย่าง เพื่อให้รับทราบและเข้าใจถึงวัตถุประสงค์วิธีการดำเนินการทดลอง นอกจากนี้ยังมีการอธิบายถึงสิทธิในการยินยอม หรือปฏิเสธในการเข้าร่วมวิจัย ให้กลุ่มตัวอย่างรับทราบและเซ็นยินยอมเข้าร่วมวิจัย

5.2 ผู้วิจัยให้ผู้เข้าร่วมวิจัยได้ดูสื่อวิดีโอลักษณะการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักดังกล่าว หากผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ยินยอมที่จะลองทำกิจกรรมดังกล่าว ผู้วิจัยจะมอบกระบอกน้ำให้เป็นของที่ระลึกและไม่เก็บข้อมูลคืน ไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นเมื่อวิ่งลากถ่วงน้ำหนักในมุมที่กำหนด

5.3 ผู้เข้าร่วมวิจัยที่ผ่านเกณฑ์ ลงนามยินยอมในหนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย ส่วนผู้ที่ไม่ผ่านข้อกำหนดตามเกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษา ผู้วิจัยมอบค่าเดินทางให้เป็นจำนวนเงิน 200 บาท ในกรณีและผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ผ่านข้อกำหนดเกณฑ์การคัดเลือกที่เป็นนักกรีฑาที่หญิงของมหาวิทยาลัยในกรุงเทพและปริมณฑลที่มีระยะทางห่างจากห้องปฏิบัติการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยมากกว่า 5 กิโลเมตร เท่านั้น

5.4 ผู้วิจัยปฐมนิเทศให้กับกลุ่มตัวอย่างทราบและเข้าใจเกี่ยวกับจุดมุ่งหมายและวิธีการศึกษารวมทั้งกำหนดการของวันและเวลาในการวิจัย

5.5 ผู้วิจัยเก็บข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ น้ำหนัก ส่วนสูง และดัชนีมวลกายด้วยเครื่องวิเคราะห์องค์ประกอบของร่างกาย รุ่น ioi 353

5.6 ผู้ช่วยวิจัยหาความหนักที่ใช้ถ่วง โดยหาความหนักที่ 30% ของน้ำหนักร่างกายของผู้เข้าร่วมรับการทดลอง

5.7 การวิจัยครั้งนี้เป็นแบบวิจัยเชิงทดลอง กลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬากรีฑาที่ฟุตบอลล เพศหญิง อายุระหว่าง 18-25 ปี ทั้งหมด 15 คน ทำการสุ่มลำดับการทดลองโดยการใช้อยู่ Crossover-randomized order ในการจัดลำดับของมุมมองของเส้นเชือกกระหว่าง 30 45 และ 60 องศา

5.8 ผู้ช่วยวิจัยนำยัดเหยียดกล้ามเนื้อ และอบอุ่นร่างกายเป็นเวลา 10 นาที ให้กับผู้เข้าร่วมวิจัย หลังจากนั้น ให้ออกพัก 5 นาที

5.9 ผู้วิจัยทำความสะอาดผิวหนังโดยใช้สำลีชุบแอลกอฮอล์เช็ด และติดตัวรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ บนตำแหน่ง Motor point ของกล้ามเนื้อเป้าหมาย จำนวน 11 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อเอริคเตอร์ สไปไน, กล้ามเนื้อเรกตัส แอบ โดมินิส, กล้ามเนื้อโอลิโอโซมอส, กล้ามเนื้ออกูเทียส แมกซ์มีส, กล้ามเนื้อแอสทัส แลทเทอราลิส, กล้ามเนื้อแอสทัส มีเดียลิส, กล้ามเนื้อเรกตัส ฟิโมริส, กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เฟมอริส, กล้ามเนื้อเซมิเทนดิโนซัส, กล้ามเนื้อแกสทรอคนีเมียส, กล้ามเนื้อทิวาลีส แอนทีเรีย และวัด Maximum voluntary contraction ของกล้ามเนื้อเหล่านี้ โดยมีการเปลี่ยนชุดที่เหมาะสมและทำการติดตัวรับสัญญาณในห้องที่มีความเป็นส่วนตัว ดังภาพข้างล่างนี้



006.1/61
10 เม.ย. 2561

วันที่.....
วันเดือนปี..... - 9 เม.ย. 2562



ด้านหน้า



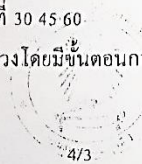
ด้านหลัง

5.10 ผู้วิจัยหาค่าสูงสุดของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะกล้ามเนื้อออกแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อแต่ละมัด (Maximal voluntary isometric contraction; MVIC) ให้กับผู้เข้าร่วมวิจัย และพักเป็นเวลา 5 นาที

5.11 เริ่มทำการทดสอบความเร็วในการวิ่งจากท่าเริ่มต้น แบบยืน 2 จุด (Two-point stance) โดยมีขาที่วางเท้าในลักษณะเท้าหน้า-เท้าตาม และให้เริ่มวิ่งออกตัววิ่งเต็มที่ไปจนสุดทางหลังให้สัญญาณเริ่มต้น โดยกำหนดให้วิ่งผ่านแผ่นวัดแรงสะท้อน โดยให้ขาแต่ละข้างเหยียบแผ่นวัดแรงสะท้อนข้างละ 1 แผ่น ที่ไม่กำหนดขาข้างใดในการเหยียบ โดยผู้ร่วมวิจัยทำการวิ่งทดสอบระยะทาง 5 เมตร จำนวน 3 ครั้งๆ พร้อมกับการจับเวลาในการวิ่ง 5 เมตรที่ทำการทดสอบ หลังจากนั้น ให้พัก 5 นาที

5.12 ผู้วิจัยผูกเชือกและติดตั้งตัวลากถ่วงกับบริเวณเอวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย โดยให้เชือกทำมุม 30 45 หรือ 60 องศา ตามลำดับจากการจับสลัก โดยการวัดมุมเชือกจะทำการวัดจากจุดเชือกที่ผูกกับเคลื่อนลากถ่วงน้ำหนักทำมุมกับพื้นด้วยเครื่องโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) ซึ่งในมุมที่ทำการทดสอบจะใช้มุมแรกที่ทำการวัดเสมอ คือ มีการวางตำแหน่งของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักและจุดที่เท้าวางตรงกับการทดสอบรอบแรกของการทดสอบทั้ง 3 รูปแบบ รวมทั้งวัดความยาวเส้นเชือกที่ผูกระหว่างเครื่องลากถ่วงถึงเอวของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ได้มาจากการวัดมุมที่ 30 45 60

5.13 ทดสอบการวิ่งลากถ่วงโดยมีขั้นตอนการทดสอบเหมือนการทดสอบความเร็วในการวิ่งโดยไม่ลากน้ำหนัก (ข้อ 7)



006.1/61
10 เม.ย. 2561
- 9 เม.ย. 2562 v.2.4/2558

5.14 ให้ผู้เข้าร่วมวิจัยวิ่งลากถ่วง จำนวน 3 รอบ พัก 5 นาที ระหว่างรอบ นำคลื่น ไฟฟ้า กล้ามเนื้อ และแรงปฏิกิริยาจากแผ่นรับแรงปฏิกิริยา และเวลาในการวิ่งของรอบที่ดีที่สุด จำนวน 1 ครั้ง มา วิเคราะห์ข้อมูล โดยเท่าของผู้เข้าร่วมวิจัยและจุดของเครื่องลากถ่วงน้ำหนักของแต่ละมุมมองสอดคล้องที่ ตำแหน่งจะต้องอยู่ตรงจุดตำแหน่งเดียวกับจุดเริ่มต้นรอบแรกของการทดสอบ

5.15 ทำการทดลองมุมเส้นเชือกในลำดับถัดไป จะทำการเว้นระยะเวลาระหว่างลำดับการ ทดลองเป็นเวลา 20 นาที และเริ่มทำข้อ 8-10 ซ้ำ

5.18 บันทึกข้อมูลการทดสอบ เพื่อนำไปวิเคราะห์ข้อมูล

โดยการบันทึก อัตราการพัฒนาความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่อหนึ่งหน่วยเวลา เวลาที่เริ่มจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ระดับฐานไปยังระดับที่ความ เข้มสูงสุด อัตราส่วนระหว่างความเข้มของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะเคลื่อนไหว ต่อความ เข้มของกล้ามเนื้อสูงสุดเมื่อกำลังหยุดแบบความยาวคงที่ และบันทึก Vertical ground reaction force (VGRF) (N) ของก้าวที่ 2 และ 3 จากจุดเริ่มออกตัว รวมทั้งบันทึกเวลาในการวิ่ง 5 เมตร (วินาที) เพื่อนำมาวิเคราะห์ข้อมูล โดยภาพและข้อมูลส่วนตัวของผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะถูก ลบทิ้งทั้งหมดหลังเสร็จสิ้นกระบวนการวิจัย

ซึ่งกลุ่มตัวอย่างจะปฏิบัติแบบละ 3 รอบ ทั้งหมด 4 กลุ่ม โดยแบ่งเป็นการทดลองวิ่งลาก ถ่วงน้ำหนักที่มุม 30 องศา 3 ครั้ง การทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 45 องศา 3 ครั้ง และการ ทดลองวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่มุม 60 องศา 3 ระยะจากจุดเริ่มต้นถึงจุดที่ 5 เมตร โดยเลือกรอบที่มีความ เร็วในการวิ่งสูงสุด จำนวน 1 รอบ ทำการบันทึกค่า โดยการเก็บข้อมูลจากเครื่องวิเคราะห์ คลื่น ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ และนำผลการทดลองที่ได้จาก โปรแกรมวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นมาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

6. กระบวนการให้ข้อมูลแก่กลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยนั้น ผู้วิจัยจะเป็นผู้อธิบายแก่ ผู้เข้าร่วมวิจัย

7. ในการคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยด้วยวิธีใดๆ ก็ตาม หากพบว่าผู้ที่ไม่อยู่ในเกณฑ์คัดเข้า และอยู่ในสภาวะที่สมควรได้รับความช่วยเหลือ/แนะนำ ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบและให้คำแนะนำในการ ฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนักดังกล่าว

8. ในการวิจัยครั้งนี้อาจมีความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นได้จากการเข้าร่วมงานวิจัยนี้ เช่น อุบัติเหตุ แพ้เจล ปวดกล้ามเนื้อ มีอาการปวดบริเวณข้อเข่า เป็นต้น ซึ่งถ้าท่านมีอาการผิดปกติดังกล่าวในขณะที่ทดสอบ ความสามารถในการฝึกวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก โดยผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถหยุดการทดสอบ และถอนตัวจาก การวิจัยได้ทันที ผู้วิจัยยืนอยู่ด้านข้างผู้เข้าร่วมการวิจัยเพื่อป้องกันและช่วยเหลือหากเกิดอาการผิดปกติขณะ ทำการทดสอบ ผู้วิจัยจะทำการปฐมพยาบาลเบื้องต้น และพาไปพบแพทย์เพื่อตรวจวินิจฉัย โดยผู้วิจัยจะ เป็นผู้ดูแลค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลหากท่านเกิดการล้มขณะทำการทดสอบ

006.1/61

10 เม.ย. 2561

วันที่

วันที่

9. ประโยชน์ที่ได้รับจากการเข้าร่วมการวิจัยในครั้งนี้จะเป็นประโยชน์ทางวิชาการ โดยเป็นการเพิ่มพูนความรู้เกี่ยวกับการออกแบบรูปแบบการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักที่สามารถกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อที่ต้องการได้สูงสุด โดยมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นต่ำสุด และเพื่อเป็นข้อมูลในการคำนวณความหนักที่เกิดจากมุมของเส้นเชือกลากถ่วงน้ำหนักกับนักกีฬาที่ต้องการวิ่งลากถ่วงน้ำหนัก นอกจากนี้ยังเป็นแนวทางในการสร้างโปรแกรมการฝึกซ้อมที่ต้องการพัฒนาความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิ่งความเร็วช่วง 5 เมตรแรก ในขณะที่สามารถลดการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นจากการฝึกซ้อมต่อบริเวณข้อเข่าของนักกีฬาได้

10. การเข้าร่วมในการวิจัยของท่านเป็นโดยสมัครใจ และสามารถปฏิเสธที่จะเข้าร่วมหรือถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะ โดยไม่ต้องให้เหตุผลและไม่สูญเสียประโยชน์ที่พึงได้รับ

11. ผู้เข้าร่วมวิจัยทุกท่านจะได้รับค่าตอบแทน ในการเข้ามาทดสอบการทำงานของกล้ามเนื้อ, แรงปฏิกิริยาจากพื้น ในแนวตั้ง และเวลาในการวิ่งเร็ว ณ ห้องปฏิบัติการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 10 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

12. หากท่านมีข้อสงสัยให้สอบถามเพิ่มเติมได้โดยสามารถติดต่อผู้วิจัยได้ตลอดเวลา และหากผู้วิจัยมีข้อมูลเพิ่มเติมที่เป็นประโยชน์หรือโทษเกี่ยวกับการวิจัย ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบอย่างรวดเร็ว

13. ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับท่านจะเก็บเป็นความลับ หากมีการเสนอผลการวิจัยจะเสนอเป็นภาพรวม ข้อมูลใดที่สามารถระบุถึงตัวท่านได้จะไม่ปรากฏในรายงาน

14. หากท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามข้อมูลดังกล่าวสามารถร้องเรียนได้ที่ 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



เลขที่ใบแจ้ง..... 006-1/61
วันที่รับรอง..... 10 เม.ย. 2561
รับชมต่อผู้..... - 9 เม.ย. 2562

หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

ทำที่.....

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.

เลขที่ ประชากรตัวอย่างหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย.....

ข้าพเจ้า ซึ่งได้ลงนามท้ายหนังสือนี้ ขอแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

ชื่อ โครงการวิจัย การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการวิ่งลากถ่วงน้ำหนักด้วยมุมเส้นเชือกที่ต่างกัน
ในนักกีฬารักบี้ฟุตบอลหญิง

ชื่อผู้วิจัย นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒนางศ์

ที่อยู่ติดต่อ 35 ซอยประชาสันติ ถนนดินแดง แขวงดินแดง เขตดินแดง กรุงเทพฯ 10400 โทรศัพท์ 084-5982243

ข้าพเจ้า ได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่
จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ความเสี่ยง/อันตราย และประโยชน์ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการวิจัยเรื่องนี้ โดยได้อ่าน
รายละเอียดในเอกสารชี้แจงข้าพเจ้าโดยตลอด หรือได้รับคำอธิบายจากผู้วิจัย จนเข้าใจเป็นอย่างดีแล้ว

ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมใน โครงการวิจัยนี้ ตามที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยข้าพเจ้า
ยินยอมให้ยึดเหยียดกล้ามเนื้อ และอบอุ่นร่างกายเป็นเวลา 10 นาที จากนั้นทำความสะอาดผิวหนังโดยใช้สาลีชุบ
แอลกอฮอล์เช็ด และติดตัวรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electrode) บนตำแหน่ง Motor point ของกลุ่ม
กล้ามเนื้อเป้าหมาย ในการวิ่งแบบไม่มีเครื่องลากถ่วงน้ำหนัก และการวิ่งแบบมีเครื่องลากถ่วงน้ำหนักที่มีการผูก
เชือกและติดตั้งตัวลากถ่วงกับบริเวณเอวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย โดยมีน้ำหนักที่ใช้ถ่วงเท่ากับ 30% ของน้ำหนักตัวและ
ให้เชือกทำมุม 30 45 หรือ 60 องศา ทำการวิ่งทดสอบระยะทาง 5 เมตร พร้อมกับการจับเวลาทำการทดสอบ
จำนวน 3 ครั้ง ระหว่างครั้งพัก 5 นาที โดยเว้นระยะเวลาระหว่างลำดับการทดลองเป็นเวลา 20 นาที เพื่อทำการ
ทดลองมุมเส้นเชือกในลำดับถัดไป ซึ่งใช้ระยะเวลาในการเก็บข้อมูลไม่เกิน 2 ชั่วโมงต่อ 3 คน

ข้าพเจ้ามีสิทธิถอนตัวออกจากการวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามความประสงค์ โดยไม่ต้องแจ้งเหตุผล ซึ่งการถอนตัว
ออกจากการวิจัยนั้น จะไม่มีผลกระทบในทางใดๆ ต่อข้าพเจ้าทั้งสิ้น

ข้าพเจ้าได้รับคำรับรองว่า ผู้วิจัยจะปฏิบัติต่อข้าพเจ้าตามข้อมูลที่ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย
และข้อมูลใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับข้าพเจ้า ผู้วิจัยจะเก็บรักษาเป็นความลับ โดยจะนำเสนอข้อมูลการวิจัยเป็นภาพรวม
เท่านั้น ไม่มีข้อมูลใดในการรายงานที่จะนำไปสู่การระบุตัวข้าพเจ้า

หากข้าพเจ้าไม่ได้รับการปฏิบัติตรงตามที่ได้ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย ข้าพเจ้าสามารถ
ร้องเรียนได้ที่คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน 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

066-1161

ลงชื่อ.....

(.....)

วันที่รับขอ 10 มิ.ย. 2561

วันที่ตกลง 9 มิ.ย. 2562

1/2

พยาน

ภาคผนวก ก

คำถามแบบคัดกรองผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

1. ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย

1.1 รหัสผู้เข้าร่วมวิจัย

1.2 วัน/เดือน/ปีเกิด.....อายุ.....ปี

1.3 น้ำหนัก.....กิโลกรัม

1.4 ส่วนสูง.....เซนติเมตร

1.5 ดัชนีมวลกาย (BMI) (น้ำหนักตัว (กก.)/ส่วนสูง (ม.)²).....

1.6 เคยเข้าร่วมการแข่งขันรักบี้ฟุตบอลระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย หรือระดับสูงกว่า ที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 1 ครั้ง และมีประสบการณ์ในการเล่นกีฬารักบี้ 1 ปี ขึ้นไป ใช่หรือไม่

 ใช่ ไม่ใช่

1.7 มีความถนัดในการออกตัววิ่งในท่าการเริ่มต้นการเคลื่อนไหวด้วยความเร็วที่ยืน 2 จุด (2-point stance) ใช่หรือไม่

 ใช่ ไม่ใช่

1.8 เคยผ่านการฝึกวิ่งด้วยแรงต้านทาน ใช่หรือไม่

 ใช่ ไม่ใช่

2. ข้อมูลทางด้านสุขภาพของผู้เข้าร่วมวิจัย

2.1 ท่านมีโรคประจำตัวหรือไม่

 ไม่มี มี (โปรดระบุ)

2.2 ท่านเคยมีประวัติการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อในระดับรุนแรงจนได้รับการรักษาทางการแพทย์ที่มากกว่าการได้รับยาขนาดหรือไม่

 ไม่เคย เคย (โปรดระบุ).....

เมื่อใด (วัน/เดือน/ปี).....

2.3 ปัจจุบันท่านยังมีอาการบาดเจ็บของระบบกระดูกและกล้ามเนื้ออยู่หรือไม่

 ไม่มี มี (โปรดระบุ)

006-1/61

10 เม.ย. 2561

- 9 เม.ย. 2562



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

| | |
|-------------------|--|
| ชื่อ-สกุล | นางสาวณัฐนิชา ทองพัฒน์วงศ์ |
| วัน เดือน ปี เกิด | 7 มิถุนายน 2535 |
| สถานที่เกิด | กรุงเทพมหานคร |
| วุฒิการศึกษา | พ.ศ. 2557 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขา วิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พ.ศ. 2559 เข้าศึกษาต่อระดับปริญญาโท วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต คณะ วิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปัจจุบัน ทำงานตำแหน่ง นักวิทยาศาสตร์การกีฬา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล |
| ที่อยู่ปัจจุบัน | 35 ซอยประชาสันติ ถนนดินแดง แขวงดินแดง เขตดินแดง กรุงเทพฯ 10400 |