

การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้ออย่างช้าขณะลงน้ำหนักบางส่วน
ในนักกีฬาแบดมินตัน



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2564
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF LOWER LEG MUSCLES DURING
PARTIAL WEIGHT BEARING GAIT IN BADMINTON PLAYERS



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

Common Course

FACULTY OF SPORTS SCIENCE

Chulalongkorn University

Academic Year 2021

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้ออย่างค้ำขา ขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน
โดย	นายสรวิทย์ รัตน์คุณชัย
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

.....	คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สิทธา พงษ์พิบูลย์)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	
.....	ประธานกรรมการ
(อาจารย์ ดร.ทศพร ยิ้มรัมย์)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช)	
.....	กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.ชัยวัฒน์ หล่อศิริรัตน์)	
.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์พงศ์ศักดิ์ ยุกตะนันท์)	

สรุทธิ รัตนคุณชัย : การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อขาขณะลงน้ำหนักบางส่วนใน นักกีฬาแบดมินตัน. (ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF LOWER LEG MUSCLES DURING PARTIAL WEIGHT BEARING GAIT IN BADMINTON PLAYERS) อ.ที่ปรึกษาหลัก : อ. ดร.นงนภัส เจริญพานิช

วัตถุประสงค์ : เพื่อศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตันและเพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะเดินด้วยความเร็วต่ำและความเร็วสูงในนักกีฬาแบดมินตัน

วิธีดำเนินการวิจัย : กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้เป็นนักกีฬาแบดมินตันของโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด จำนวน 15 คน อายุระหว่าง 15-21 ปี ทำการติดตั้งตัววัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) บริเวณกล้ามเนื้อต้นขา 5 มัดที่ขาข้างขวา ได้แก่ Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Bicep femoris, Semitendinosus and Semimembranosus วิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างความต่างศักย์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะทำการเคลื่อนไหวด้วยการเดิน และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ (EMG max / MVC) อัตราส่วนพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายขณะมีการเคลื่อนไหวด้วยการเดิน และพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ (Integrated EMG /MVC) ในขณะที่นักกีฬาเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเดินช้าที่ความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีและที่เดินเร็วที่ความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที ในสองภาว่น้ำหนักคือ ลงน้ำหนักตัวเต็มที่ 100% และภาวะที่มีการพุงน้ำหนักร่างกายจนเหลือ 60% วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้ Two Way repeated ANOVA กำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ p -value 0.05

ผลการวิจัย : ผลการวิเคราะห์ EMG max / MVC และ Integrated EMG / MVC ของกล้ามเนื้อเกือบทุกมัด มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p -value 0.05) ในทุกสภาวะ ยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Bicep femoris ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในทุกสภาวะ

สรุปผลการวิจัย : จากการที่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในกล้ามเนื้อ Bicep femoris ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกสภาวะ ผู้วิจัยจึงเสนอแนะว่า การออกกำลังกายบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงสามารถใช้กับนักกีฬาที่ต้องการออกกำลังกายกล้ามเนื้อต้นขาในขณะที่อยู่ในสภาวะที่ต้องลดแรงสะท้อนต่อข้อเขา

สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย	ลายมือชื่อนิสิต
ปีการศึกษา	2564	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

6270029039 : MAJOR SPORTS AND EXERCISE SCIENCE

KEYWORD: Electromyography, Thigh muscles, Badminton, Anti-gravity treadmill

Sorawoot Rattanagoonchai : ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF LOWER LEG MUSCLES DURING PARTIAL WEIGHT BEARING GAIT IN BADMINTON PLAYERS. Advisor: NONGNAPAS CHAROENPANICH, Ph.D.

Purpose: To study the anterior and posterior thigh muscle electromyography while trying partial weights in badminton players, and to compare the anterior and posterior thigh muscle electromyography during low- and high-speed walking in badminton players.

Methods: The sample group used in this research were 15 badminton athletes of Banthongyard Badminton School, aged between 15-21 years. Put EMG electrode on 5 muscles, such as Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Biceps femoris, Semitendinosus and Semimembranosus. The ratio between EMG max/ MVC and Integrated EMG / MVC during walking on the anti-gravity treadmill at 0.69 m/s and briskly 1 m/s. In the two weight conditions are 100% and 60% of body weight, were analyzed by using Two Way repeated ANOVA. The level of significance was determined at p -value ≤ 0.05 .

Results: The results of the EMG max/MVC and Integrated EMG/MVC of almost all muscles were statistically different (p -value ≤ 0.05) in all conditions, except for the biceps femoris which showed no difference was found; statistically significant in all conditions.

Conclusion: There was no statistically significant difference in the electromyography during walking on a treadmill of the biceps femoris in all conditions. The researcher therefore suggested that Anti-gravity treadmill workout is suitable for athletes who want to strengthening thigh muscles during partial or none-weight bearing conditions.

Field of Study: Sports and Exercise Science Student's Signature

Academic Year: 2021 Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือของ อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้คำแนะนำและข้อคิดต่างๆที่เป็นประโยชน์ในการทำวิจัย ขอขอบคุณ นายวีรพัฒน์ ยอดกมลศาสตร์และนายวรเดช วิบูลย์เจริญกิจจา เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ ขอขอบคุณ นายธรรมรัตน์ กกสูงเนิน (ผู้ช่วยเก็บข้อมูล) สำหรับความช่วยเหลือในด้านการทำวิจัยเก็บข้อมูล ขอขอบคุณ คุณกมลลา ทองกร คุณภัททพล เงินศรีสุข ทีมบริหารโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดที่อนุญาตให้ทำการเก็บข้อมูลและน้องนักกีฬาแบดมินตันบ้านทองหยอดทุกท่าน ที่เสียสละเวลามาเป็นกลุ่มตัวอย่างในการวิจัยครั้งนี้

สรวิณี รัตนคุณชัย

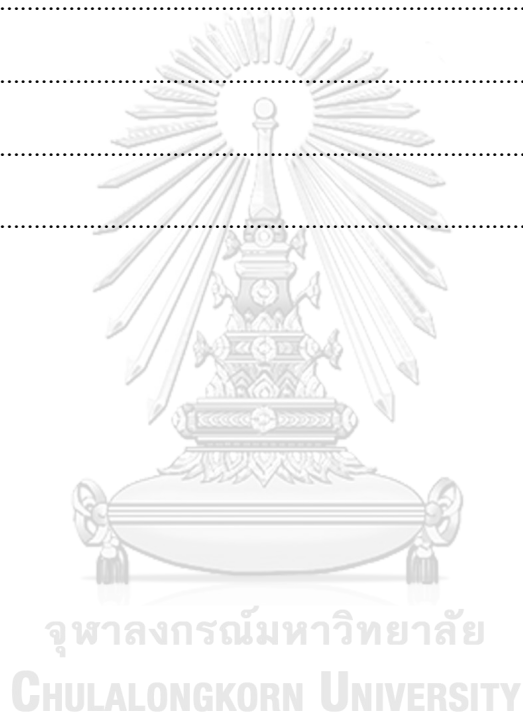


สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ณ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
1.3 สมมุติฐานการวิจัย.....	4
1.4 ขอบเขตในการวิจัย.....	4
1.5 ตัวแปรที่ใช้ในการวิจัย.....	4
1.6 คำจำกัดความการวิจัย.....	4
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
1. กีฬาแบดมินตันและการบาดเจ็บ.....	6
2. การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis).....	11
3. คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG).....	14
4. ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขา (H/Q ratio) และ Isokinetic dynamometer.....	27
5. การทำงานของกล้ามเนื้อบนลู่วิ่งปกติ.....	32
6. การลงน้ำหนักบางส่วน (Partial weight bearing) และลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง.....	35

7. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	36
8. กรอบแนวคิดในงานวิจัย	51
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย	52
กลุ่มตัวอย่าง	52
เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย.....	52
เกณฑ์ในการคัดกลุ่มตัวอย่างออกจากการวิจัย (Exclusion criteria).....	53
เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย	53
ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย.....	55
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	59
การวิเคราะห์ทางสถิติ	60
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	61
ตอนที่ 1 แสดงข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย (Characteristics of participants) ...	61
ตอนที่ 2 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล การทดสอบการเท่ากันของความแปรปรวน และANOVA อัตราส่วนระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อของ EMG สูงสุด (EMG Maximum) และค่า EMG สูงสุดที่วัดได้ขณะเกร็งกล้ามเนื้อเต็มที่ (MVC) ในการเดินลงน้ำหนักบางส่วนและ เดินลงน้ำหนัก 100% ด้วยความเร็ว 2 ระดับในกล้ามเนื้อทั้ง 5 มัด.....	63
ตอนที่ 3 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล การทดสอบการเท่ากันของความแปรปรวน และANOVA อัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายขณะมีการ เคลื่อนไหว (เดิน) และพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อ สูงสุดด้วยความตั้งใจในการเดินลงน้ำหนักบางส่วนและ100% ด้วยความเร็ว 2 ระดับใน กล้ามเนื้อทั้ง 5 มัด	74
บทที่ 5 อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ	87
ผลการวิจัยพบว่า	87
อภิปรายผลการวิจัย.....	88
สรุปผลการวิจัย.....	90
ข้อเสนอแนะจากการวิจัย	91

บรรณานุกรม.....	92
ภาคผนวก.....	98
ภาคผนวก ก.....	99
ภาคผนวก ข.....	100
ภาคผนวก ค.....	106
ภาคผนวก ง.....	108
ภาคผนวก จ.....	110
ภาคผนวก ฉ.....	113
ภาคผนวก ช.....	114
ประวัติผู้เขียน.....	115



สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัย (Characteristics of participants) ด้วย Shapiro Wilk test	61
ตารางที่ 2 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัย (Characteristics of participants) ด้วย Levene's test.....	62
ตารางที่ 3 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติของคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัยด้วยสถิติ t-test.	62
ตารางที่ 4 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Shapiro Wilk test	63
ตารางที่ 5 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity	63
ตารางที่ 6 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)	64
ตารางที่ 7 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Shapiro Wilk test	65
ตารางที่ 8 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	65
ตารางที่ 9 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)	66
ตารางที่ 10 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Shapiro Wilk test.....	67
ตารางที่ 11 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	67
ตารางที่ 12 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)	68
ตารางที่ 13 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Shapiro Wilk test	69

ตารางที่ 14 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	69
ตารางที่ 15 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA) 70	
ตารางที่ 16 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Shapiro Wilk test.....	71
ตารางที่ 17 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Mauchly's Test of Sphericity	71
ตารางที่ 18 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA) 72	
ตารางที่ 19 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Shapiro Wilk test.....	74
ตารางที่ 20 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล iEMG ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	74
ตารางที่ 21 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของ iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA).....	75
ตารางที่ 22 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Shapiro Wilk test	76
ตารางที่ 23 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	76
ตารางที่ 24 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)	77
ตารางที่ 25 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Shapiro Wilk test	78

ตารางที่ 26 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	78
ตารางที่ 27 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA).....	79
ตารางที่ 28 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Shapiro Wilk test.....	80
ตารางที่ 29 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	80
ตารางที่ 30 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA).....	81
ตารางที่ 31 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Shapiro Wilk test.....	82
ตารางที่ 32 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Mauchly's Test of Sphericity.....	82
ตารางที่ 33 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA).....	83
ตารางที่ 34 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข้าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข้า	84
ตารางที่ 35 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข้าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข้าด้วย Levene's test	85
ตารางที่ 36 แสดงข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข้าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข้าด้วยสถิติ t-test	86

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1	แสดงถึงการบาดเจ็บที่รยางค์ขามากกว่ารยางค์แขน.....	7
รูปที่ 2	ภาพตารางแสดงการบาดเจ็บที่รยางค์ขาประเภทต่างๆ	7
รูปที่ 3	แสดงการทำ Lunge ในแบบต่างๆ.....	8
รูปที่ 4	ภาพตารางแสดงความเร็วและเวลาในการทำท่า Lunge แบบต่างๆ.....	9
รูปที่ 5	ภาพแสดงการทำท่า Lunge	9
รูปที่ 6	ภาพแสดงกล้ามเนื้อสำคัญที่ใช้ในการทำท่า Lunge	10
รูปที่ 7	แสดงลักษณะของการก้าวเดินในช่วงต่างๆ ในขาข้างขวา (สีเทา)	11
รูปที่ 8	แสดงกล้ามเนื้อมัดสำคัญในช่วงต่างๆของการก้าวเดิน	12
รูปที่ 9	แสดงลักษณะของ Motor unit	16
รูปที่ 10	แสดงการเปลี่ยนแปลงที่เส้นประสาทส่วนปลาย	16
รูปที่ 11	แสดงการเปลี่ยนแปลงที่เส้นประสาทส่วนปลาย	17
รูปที่ 12	แสดงความต่างศักย์ในการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างรวดเร็ว.....	17
รูปที่ 13	แสดง Motor Unit Action Potential.....	18
รูปที่ 14	แสดงตำแหน่งของ Superposed.....	18
รูปที่ 15	ภาพแสดงการติด Electrode ทางด้านหน้า.....	19
รูปที่ 16	ภาพแสดงการติด Electrode ทางด้านหลัง	20
รูปที่ 17	แสดงการ MCV-Normalization	21
รูปที่ 18	แสดงการเกิดคลื่น EMG ในกล้ามเนื้อที่ทำงานขณะนั้น.....	22
รูปที่ 19	แสดงการเปรียบเทียบ EMG ของกล้ามเนื้อมัดเดียวกันที่ทำกิจกรรมแตกต่างกัน 4 แบบ ..	22
รูปที่ 20	แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อต่างมัดกันที่มีการเริ่มต้นทำงานแตกต่างกันออกไป.....	23
รูปที่ 21	แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่ทำท่า Leg Press.....	23
รูปที่ 22	แสดงถึงเริ่มมีความล้าเกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ	24

รูปที่ 23 แสดงการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด.....	25
รูปที่ 24 แสดงการแปลง EMG จากค่าเริ่มต้นและนำมาเปรียบเทียบกันในด้านต่างๆ ของ Amplitude.....	25
รูปที่ 25 แสดงการทำ Time to peak	26
รูปที่ 26 แสดงถึงการเกิด Onset Latency.....	26
รูปที่ 27 แสดงการเปรียบเทียบแรง Moment ของกล้ามเนื้อต้นขา.....	27
รูปที่ 28 ภาพตารางแสดงความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาในนักกีฬา 2 ประเภท	28
รูปที่ 29 แสดงการเปรียบเทียบ H/Q ratio	29
รูปที่ 30 แสดง Moment ของกล้ามเนื้อต้นขาเมื่อมีการทำท่าเหยียดเข่า	30
รูปที่ 31 แสดงอัตราส่วนของ EMG ของกล้ามเนื้อต้นขา.....	31
รูปที่ 32 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่เดินและวิ่ง.....	32
รูปที่ 33 แผนภูมิแสดงการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสามมัดในช่วงต่างๆของการวิ่งบนลู่วิ่งและพื้นผิวปกติ	33
รูปที่ 34 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสี่มัดบนพื้นผิวต่างๆ.....	34
รูปที่ 35 ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง	39
รูปที่ 36 Accuracy ของเครื่อง Antigravity treadmill	40
รูปที่ 37 กราฟแสดงถึง Average EMG และ RMS EMG ที่ลดลงในการเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกาย	44
รูปที่ 38 กราฟแสดง Average EMG.....	45
รูปที่ 39 แสดงถึง Muscle activity ที่ลดลงในกล้ามเนื้อทุกมัด	45
รูปที่ 40 แสดงถึง Amplitude EMG ในกล้ามเนื้อ Hip adductors และ Hamstrings ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลง.....	46
รูปที่ 41 Amplitude EMG ในกล้ามเนื้อที่ลดลง	47
รูปที่ 42 RMS ของ EMG ในกล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่ไม่ได้ลดลง	48
รูปที่ 43 แสดงถึง Peak EMG ที่ไม่ได้ลดลงใน Lateral hamstring	48

รูปที่ 44	แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อที่ไม่ได้ลดลง.....	49
รูปที่ 45	EMG ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่เปลี่ยนแปลงในระดับที่น้อยมาก.....	50
รูปที่ 46	ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง Model M/F 300 series.....	53
รูปที่ 47	เครื่องรับสัญญาณ EMG.....	53
รูปที่ 48	อิเล็กทรอนิกส์.....	54
รูปที่ 49	เครื่อง Isokinetic dynamometer.....	54
รูปที่ 50	กล้อง Web camera.....	54
รูปที่ 51	ภาพแสดงการติดอิเล็กทรอนิกส์ที่ต้นขาทั้ง 5 จุด.....	56
รูปที่ 52	ภาพแสดงติดแถบสีสะท้อนแสงที่เท้าสามจุด.....	56
รูปที่ 53	การนั่งบนเครื่อง Isokinetic Dynamometer.....	57
รูปที่ 54	การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Quadriceps.....	99
รูปที่ 55	การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Hamstring.....	99

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

กีฬาแบดมินตันเป็นกีฬาประเภทหนึ่งที่มีการเคลื่อนไหวที่รวดเร็ว โดยมีลักษณะการเคลื่อนไหวที่มีการกระชากจังหวะเพื่อเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่เหมาะสม โดยในแต่ละเกมการแข่งขันจะมีการเคลื่อนที่ไปยังทิศทางต่าง ๆ มากมาย(Phomsoupha & Laffaye, 2015) มีการวิเคราะห์ท่าทางของนักกีฬาผ่านวิดีโอเทปที่บ้านที่การแข่งขันที่เกิดขึ้นในประเทศและระหว่างประเทศ พบว่าการเคลื่อนไหว 6 รูปแบบคือ 1. การวิ่ง (Running) 2. การก้าวไปด้านข้าง (Sidestepping) 3. การก้าวไปด้านข้างด้วยการไขว้ขา (Crossover-stepping) 4. การก้าวย่อ (Lunging) 5. การกระโดด (Jumping) 6.การปีนป่าย (Scrambling)โดยการเคลื่อนที่แบบ Lunge ซึ่งหมายถึงการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใดก็ได้อาจไปข้างหน้า ไปข้างหลัง หรือไปข้างๆ ซึ่งโดยทั่วไปเริ่มต้นด้วยเท้าหน้าไปก่อนและตามด้วยเท้าหลัง โดยการที่จะเคลื่อนที่ไปได้ไกลเท่าไรนั้นจะขึ้นอยู่กับเท้าหน้าที่จะก้าวเท้าไปได้ไกลเท่าใด Lunge เป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวประมาณ 15% ซึ่งจัดได้ว่าเป็นหนึ่งในรูปแบบการเคลื่อนไหวที่พบในการแข่งขันกีฬาแบดมินตันได้บ่อยจากรูปแบบการเคลื่อนไหวในนักกีฬาแบดมินตัน (Kuntzeet al., 2010) โดยเฉพาะการเคลื่อนไหวท่า Lunge นักกีฬาจะต้องมีกล้ามเนื้อที่แข็งแรงมากพอที่จะช่วยให้เคลื่อนไหว ได้อย่างคล่องแคล่วและมีประสิทธิภาพโดยเฉพาะกล้ามเนื้อขา ดังนั้นนอกจากนักกีฬาต้องมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า(Quadriceps) แล้วยังต้องมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (Hamstrings) ด้วย โดยความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังควรมีความสัมพันธ์กันและมีอัตราส่วนที่เหมาะสมที่เรียกว่า H/Q ratio ซึ่งปกติค่า H/Q ratio จะอยู่ที่ 0.6 และหากมีค่าอัตราส่วนน้อยกว่า 0.6 เรียกว่ามีภาวะความไม่สมดุลของกล้ามเนื้อต้นขา (Muscle imbalance) ซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่รยางค์ขาได้ (Li et al., 1996) จากการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ต้นขาขณะก้าวย่อไปข้างหน้า (Forward lunge) พบว่า ในช่วงแรกของการเริ่มเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อ Rectus femoris จะถูกใช้มากที่สุดช่วงต่อมาจะใช้กล้ามเนื้อ Biceps femoris ในการดึงขาลงเหยียบพื้น และมีการทำงานประสานสัมพันธ์กันระหว่างกล้ามเนื้อทั้ง 2 ผังเพื่อคุมการงอเข้าของขาที่ก้าวไปข้างหน้าในช่วงลงน้ำหนัก (Baharuddin et al., 2018) หากเกิดความไม่สมดุลกันระหว่างกล้ามเนื้อต้นขาทั้งสองฝั่ง จะส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บในนักกีฬาแบดมินตันบ่อยครั้งโดยเฉพาะในส่วนรยางค์ขา (Shariff et al., 2009)

จากรูปแบบการเคลื่อนไหวของนักกีฬาแบดมินตันดังกล่าว จึงพบการบาดเจ็บบริเวณรยางค์ขามากที่สุด (Kang & Ramalingam, 2018) โดยการบาดเจ็บของนักกีฬาแบดมินตันยังพบได้ตลอดทุกช่วงเวลาทั้งในช่วงฝึกซ้อมและในช่วงการแข่งขัน โดยในช่วงการเตรียมตัวแข่งขันจะมีอัตราการบาดเจ็บสูงสุด (Phomsoupha & Laffaye, 2020) และเมื่อมีการบาดเจ็บของนักกีฬาเกิดขึ้น นักกีฬาที่ได้รับบาดเจ็บจะต้องพักการฝึกและการแข่งขันเพื่อรักษาอาการบาดเจ็บ โดยหากได้รับบาดเจ็บรุนแรงถึงขั้นต้องได้รับการผ่าตัด ก็จำเป็นที่จะต้องพักเพื่อรักษาตัวในระยะเวลาที่นานขึ้น ตัวอย่างเช่นการบาดเจ็บของเส้นเอ็นข้อเท้าใช้เวลาอย่างน้อย 6 สัปดาห์ถึง 3 เดือนและต้องใช้ระยะเวลาในการฟื้นฟูเพื่อให้มีสมรรถภาพทางกายสูงพอที่จะกลับมาเล่นกีฬาได้อีกครั้ง (Hubbard & Hicks-Little, 2008) และถ้าเป็นการบาดเจ็บของเส้นเอ็นไขว้เข่าคู่หน้า Buchler และคณะ (2016) ได้มีการศึกษาและรายงานว่าใช้เวลาในการรักษาและพักฟื้นที่ประมาณ 8 เดือน

จากความรุนแรงของการบาดเจ็บและระยะเวลาในการพักรักษาตัว การฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายในนักกีฬาแบดมินตันดังกล่าวพบว่า ช่วงขณะที่นักกีฬาต้องพักรักษาตัวหลังการบาดเจ็บ โดยเฉพาะการบาดเจ็บของรยางค์ส่วนล่างสมรรถภาพทางกายของนักกีฬาลดลงเป็นอย่างมาก โดยในนักกีฬาบางคนอาจไม่สามารถกลับมารักษารูปแบบการเล่นได้ดังเดิมเนื่องจากไม่สามารถฝึกตามโปรแกรมการฝึกปกติ โดยเฉพาะท่าทางการฝึกที่ต้องลงน้ำหนักผ่านรยางค์ขาในช่วงฟื้นฟูหลังการบาดเจ็บ จึงส่งผลให้ส่วนของกล้ามเนื้อขาที่สำคัญขาดการฝึกฝน กล้ามเนื้อจึงมีสภาพต่างจากช่วงที่ได้รับการฝึกฝนเช่น มีขนาดกล้ามเนื้อลดลง (Tesch & Karlsson, 1985) ซึ่งมีผลอย่างมากต่อนักกีฬาแบดมินตันจากระยะเวลาในการพักฟื้นที่ยาวนานจึงมีการเสนอวิธีต่าง ๆ เพื่อลดระยะเวลาในการฟื้นฟูจากการบาดเจ็บในนักกีฬาโดยเฉพาะการบาดเจ็บของรยางค์ขา ซึ่งมีหลักในทางการฟื้นฟูจากการบาดเจ็บโดยจะให้มีการเริ่มลงน้ำหนักให้เร็วที่สุด (Early mobilization) โดยในช่วงการฟื้นตัวจากการบาดเจ็บของช่วงรยางค์ขาในระยะแรกคือ การเดินลงน้ำหนักบางส่วน (Partial weight bearing gait) โดยลงน้ำหนักประมาณ 60% ของน้ำหนักร่างกายในขาข้างที่เจ็บ (Tveit & Karrholm, 2001, Vasarhelyi et al., 2006) เพื่อให้ นักกีฬาสามารถฝึกกำลังกล้ามเนื้อรยางค์ขาได้โดยลดแรงผ่านข้อต่อขาจึงมีการเสนอวิธีการออกกำลังกายในรูปแบบต่าง ๆ ได้แก่ การออกกำลังกายในน้ำ (Hydrotherapy) ซึ่งเป็นการออกกำลังกายที่สามารถลดน้ำหนักตัวในการเดินหรือการวิ่งจากคุณสมบัติในการพยุงร่างกายที่เรียกว่า แรงลอยตัว (Buoyancy) ของน้ำ (Nualon, 2013) แต่การออกกำลังกายในน้ำมีข้อจำกัดของการฝึกคือไม่สามารถฝึกในผู้ที่มึบบาดเจ็บเปิดเนื่องจากอาจมีการติด

เชื้อจากบาดแผลได้ ในปัจจุบันจึงนิยมใช้ในการฝึกผู้ป่วยเด็กที่สมองขาดออกซิเจนขณะแรกเกิด (Cerebral palsy) หรือในผู้ป่วยผู้ใหญ่ที่เส้นเลือดในสมองมีความผิดปกติ (Stroke) และไม่เป็นที่นิยมในการฟื้นฟูนักกีฬาที่ได้รับบาดเจ็บในรายค์ขาเท่าไคนัก (Kristiansen et al., 2019) จึงมีการนำเสนอเครื่องมือที่จะสามารถฝึกกำลังกล้ามเนื้อขา ในขณะที่ลดแรงกระทำผ่านข้อต่อของรยางค์ส่วนล่าง โดยมีท่าทางการฝึกในท่าเดินหรือวิ่งในอัตราความเร็วที่ต้องการได้คือ ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง (Anti-gravity treadmill) ซึ่งเป็นลู่วิ่งที่มีอุปกรณ์เสริมในการพยุงร่างกายโดยใช้หลักของการอัดความดันเพื่อพยุงร่างกายไว้ขณะเดินหรือวิ่งบนลู่วิ่ง (De Heer et al., 2020) จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าขณะเดินหรือวิ่งบนลู่วิ่งนี้จะพบการลดลงของแรงสะท้อนในแนวตั้ง (Vertical ground reaction force) เปรียบเสมือนร่างกายไร้น้ำหนัก (Grabowski & Kram, 2008, Grabowski, 2010) จึงอาจกล่าวได้ว่ามีสภาพของร่างกายที่แตกต่างจากการฝึกบนพื้นดิน (Farina et al., 2017) ปัจจุบันมีการนำลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมาวิจัยหลายด้านทั้งในเรื่องการลดแรงสะท้อนในแนวตั้ง, สภาพร่างกายทางกายภาพด้านต่างๆ, และการศึกษาถึงการทำงานของการทำงานของกล้ามเนื้อรยางค์ขา (Liebenberg et al., 2011, Mercer et al., 2013, Sainton et al., 2015, Masumoto et al., 2017) การจะศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อนั้นสามารถดูได้จากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) ซึ่งเป็นวิธีการโดยอ้อมจากการวัดกระแสประสาทสั่งการ (Motor unit action potential: MUIP) ที่ถูกส่งไปยังกล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายให้กล้ามเนื้อทำงาน (นงนภัส, 2561) จึงสามารถใช้ในการแสดงการทำงานของกล้ามเนื้อและช่วยให้สามารถวัดประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อได้ (Konrad, 2005)

จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา กล่าวได้ว่าในนักกีฬาแบดมินตันจะมีรูปแบบการเคลื่อนไหวที่รวดเร็วไปยังทิศทางต่าง ๆ ทั้งขณะฝึกซ้อมและขณะแข่งขัน และโดยส่วนใหญ่จะพบการเคลื่อนไหวในท่า Lunge ซึ่งสัมพันธ์กับการเกิดการบาดเจ็บของรยางค์ขาโดยเฉพาะข้อเข่าหลักการฟื้นฟูอาการบาดเจ็บบริเวณรยางค์ขาจำเป็นที่จะให้มีการเคลื่อนไหวบริเวณที่ได้รับบาดเจ็บให้เร็วที่สุด (Early mobilization) เพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพของนักกีฬาให้สามารถกลับมาเล่นกีฬาได้เร็วที่สุดนั้น จะเริ่มจากการออกกำลังกายโดยให้ลงน้ำหนักเพียงบางส่วน (Partial weight bearing) ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาถึงรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อต้นขาที่ควบคุมการทำงานของข้อเข่าในนักกีฬาแบดมินตันนั้นโดยศึกษาผ่านคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาทั้งด้านหน้า (Quadriceps muscle) และด้านหลัง (Hamstrings muscle) ในขณะเดินลงน้ำหนักบางส่วนด้วยความเร็วแตกต่างกันว่ามีรูปแบบอย่างไรและมีความแตกต่างจากการเดินบนลู่วิ่งปกติอย่างไร

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตันและเพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะเดินด้วยความเร็วต่ำและความเร็วสูงในนักกีฬาแบดมินตัน

1.3 สมมุติฐานการวิจัย

1. คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังในนักกีฬาแบดมินตันในขณะลงน้ำหนักบางส่วนมีรูปแบบเหมือนการเดินลงน้ำหนักบนลู่วิ่งปกติแต่มีความต่างศักย์น้อยกว่า
2. คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังในนักกีฬาแบดมินตันขณะเดินด้วยความเร็วต่ำมีรูปแบบเหมือนขณะเดินด้วยความเร็วสูงแต่มีความต่างศักย์น้อยกว่า

1.4 ขอบเขตในการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental Research) โดยกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยนี้จะทำการคัดเลือกแบบจำเพาะเจาะจง (Purposive Sampling) คือ นักกีฬาแบดมินตันเพศชายหรือหญิง อายุ 15-21 ปีที่มีระดับที่เคยแข่งขันระดับเยาวชนหรือระดับโรงเรียนขึ้นไป ทั้งในประเทศหรือต่างประเทศอย่างน้อย 2 รายการในระยะเวลา 2 ปีที่ผ่านมา

1.5 ตัวแปรที่ใช้ในการวิจัย

ตัวแปรต้น คือ น้ำหนักร่างกายที่ลงเดิน และ ระดับความเร็วที่ใช้เดิน

ตัวแปรตาม คือ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของรยางค์ขา Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Bicep femoris, Semitendinosus and Semimembranosus

1.6 คำจำกัดความการวิจัย

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) หมายถึง กระแสประสาทสั่งการจากระบบประสาทส่วนกลางที่ส่งกระแสประสาทลงมาที่กล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ โดยกระแสประสาทสั่งการสามารถตรวจจับได้โดยเครื่องมือวัด EMG

Maximum Voluntary Contraction (MVC) หมายถึง คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ โดยปกติจะวัดการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อที่มีแรงต้านคงที่ในการทดลองนี้คือ การวัดบนเครื่อง Isokinetic dynamometer โดยที่ค่า MVC เป็นค่าความต่าง

ศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่วัดได้เมื่อกกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุดใช้เป็นค่าอ้างอิงในการบอกถึงการทำงานของกล้ามเนื้อโดยแสดงเป็นอัตราส่วนเทียบกับ MVC ของกล้ามเนื้อภายในคนคนนั้น (EMG max / MVC) จึงสามารถใช้เปรียบเทียบระหว่างผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคนได้ ไม่มีผลเรื่องของเพศและอายุเข้ามาเกี่ยวข้องกับผลของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้

Maximum Intensity / MVC (EMG max / MVC) หมายถึง อัตราส่วนระหว่างความต่างศักย์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดขณะทำการเคลื่อนไหวด้วยการเดิน และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ

Integrated EMG (iEMG) หมายถึง พื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกกลุ่มเป้าหมายขณะมีการเคลื่อนไหว (เดิน) จะบ่งบอกถึงงานที่เกิดขึ้นจากการทำงาน

Integrated EMG / MVC หมายถึง อัตราส่วนพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกกลุ่มเป้าหมายขณะมีการเคลื่อนไหวด้วยการเดิน และพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ เมื่อใช้เวลาเท่ากัน

การลงน้ำหนักของรยางค์บางส่วน (Partial weight bearing) หมายถึง การพยายามลงน้ำหนักผ่านรยางค์ขาเพียงบางส่วน โดยในงานวิจัยนี้กำหนดที่ประมาณ 60% ของน้ำหนักร่างกาย

ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง (Antigravity treadmill) หมายถึง ลู่วิ่งที่มีระบบการปรับแรงดันอากาศมาช่วยพยุงน้ำหนักร่างกายเพื่อลดน้ำหนักที่ผ่านรยางค์ขาขณะเดินหรือวิ่งบนลู่วิ่ง

ความเร็วในการเดินบนลู่วิ่ง หมายถึง ปรับความเร็วสายพานของลู่วิ่ง ในขณะที่เดินช้าที่ความเร็ว 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมง (0.69 เมตรต่อวินาที) และขณะที่เดินเร็วที่ความเร็ว 2.2 ไมล์ต่อชั่วโมง (1 เมตรต่อวินาที)

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบถึงคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน
2. ทราบถึงคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะเดินด้วยความเร็วต่ำและความเร็วสูงในนักกีฬาแบดมินตัน

บทที่ 2

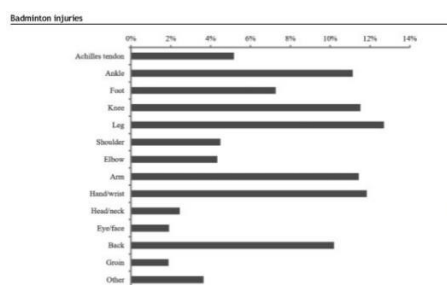
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. กีฬาแบดมินตันและการบาดเจ็บ

กีฬาแบดมินตันเป็นกีฬาที่ได้รับความนิยมอย่างมากทั้งในระดับโลกและในนักเรียนนักศึกษา โดยมีการประมาณตัวเลขที่ 150 ล้านคนที่นิยมการเล่นกีฬาแบดมินตันส่วนจำนวนผู้เล่นระดับอาชีพมีอยู่ประมาณ 2,000 คนในปี ค.ศ. 2018 แบดมินตันเป็นกีฬาที่ต้องการทักษะขั้นสูงเช่น การกระโดดไปข้างหน้าอย่างรวดเร็ว (Lunge) การกระโดดสูง (Jumping) การขยับแขนและขาอย่างรวดเร็ว การเคลื่อนที่เปลี่ยนทิศทางอย่างรวดเร็ว การจัดระเบียบร่างกายของลำตัวและแขน ขา ฯลฯ ในระหว่างการแข่งขันนักกีฬาต้องอาศัยทักษะขั้นสูง เทคนิค และสมรรถภาพของร่างกาย (Kuntze, 2010) นอกจากนี้ยังเป็นกีฬาที่ใช้กำลังกายอย่างมากและมีเวลาในการพักช่วงสั้นๆ ความเหนื่อยล้าที่เกิดขึ้นส่งผลให้การควบคุมในระบบประสาทและกล้ามเนื้อโดยเฉพาะที่รยางค์ขาไม่ดีเท่าที่ควรทำให้เสี่ยงต่อการบาดเจ็บขึ้นมาได้

ในปี 2009 มีการทดสอบสมรรถภาพร่างกายในนักกีฬาแบดมินตันที่เป็นระดับเยาวชน (13-19 ปี) ของประเทศบราซิล มีการทดสอบพลังแอโรบิก Aerobic power test พบว่าในนักกีฬาผู้ชายสามารถทำความเร็วได้สูงสุดเฉลี่ยที่ 12.73 กิโลเมตรต่อชั่วโมงและในนักกีฬาผู้หญิงทำความเร็วสูงสุดเฉลี่ยที่ 10.9 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (Campos et al., 2009)

Phomsoupha และ Laffaye (2020) พบว่าแบดมินตันเป็นกีฬาที่มีการบาดเจ็บมากเป็นอันดับที่หกจากกีฬาหลายๆประเภทในโลก รองลงมาจากกีฬา ฟุตบอล บาสเกตบอล วอลเลย์บอล การวิ่ง ระยะไกลและการแข่งขันจักรยาน มีการบาดเจ็บหลายอย่างเกิดขึ้นกับนักกีฬาเช่น การบาดเจ็บที่ตาจากการถูกรับใส่ด้วยลูกขนไก่ การบาดเจ็บที่ข้อไหล่และต้นแขนจากเทคนิคการตีลูกขนไก่ รวมถึงการบาดเจ็บที่หลังและรยางค์ขาซึ่งพบได้บ่อยๆจากการขาดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ การเกิดการบาดเจ็บต่อตัวรยางค์ขาบ่อยเพราะมีการก้าวกระโดด (Lunge) และการกระโดด (Jump) ซึ่งเป็นการเคลื่อนไหวพื้นฐานของนักกีฬาแบดมินตันดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงถึงการบาดเจ็บที่รยางค์ขามากกว่ารยางค์แขน
(Phomsoupa & Laffaye, 2020)

Kang และ Ramalingam (2018) ได้ทำการเก็บข้อมูลในนักกีฬาแบดมินตันในประเทศมาเลเซีย จำนวน 106 คน โดยเป็นผู้ชาย 83 คน หญิง 23 คน โดยแต่ละคนมีการฝึกซ้อมอย่างน้อยสองช่วงในหนึ่งสัปดาห์และมีการแข่งขันอย่างน้อยสองชั่วโมงในหนึ่งสัปดาห์ พวกเขาได้ติดตามนักกีฬาเป็นเวลาหนึ่งปีพบว่า มีนักกีฬาบาดเจ็บทั้งหมด 42 รายที่เป็นการบาดเจ็บต่อตัวรยางค์ขาโดยแบ่งการบาดเจ็บ ดังรูปที่ 2

Injury type	n (%)
Anterior hip strain	4 (6.7)
Hip adductor strain	1 (1.7)
Anterior knee strain	14 (23.3)
Hamstring strain	2 (3.3)
Anterior cruciate ligament tear	1 (1.7)
Ankle sprain	29 (48.3)
Calf muscle strain	5 (8.3)
Ankle muscle strain	4 (6.7)

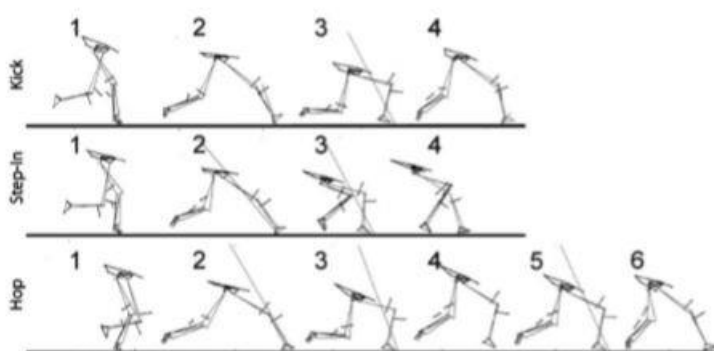
รูปที่ 2 ภาพตารางแสดงการบาดเจ็บที่รยางค์ขาประเภทต่างๆ
(Kang & Ramalingam, 2018)

จากข้อมูลในตารางจะพบว่าการบาดเจ็บข้อเท้ามากที่สุดโดยวินิจฉัยว่า “ข้อเท้าแพลง” ที่พบบรองลงมาคือการบาดเจ็บต่อกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นส่วนหน้าข้อเข่านอกจากนี้คือ การบาดเจ็บของกล้ามเนื้อรยางค์ขาบริเวณต่างๆ เช่น กล้ามเนื้อบริเวณข้อสะโพก กล้ามเนื้อด้านหลังต้นขา กล้ามเนื้อปลายขา ฯลฯ

การเคลื่อนไหวที่ส่วนใหญ่ในกีฬาแบดมินตันคือการก้าวย่อที่เรียกว่า “Lunge” หมายถึง การเคลื่อนไหวไปในทิศทางใดก็ได้อาจไปข้างหน้า ไปข้างหลัง หรือไปข้างๆ ซึ่งโดยทั่วไปเริ่มต้นด้วยเท้า

หน้าไปก่อนและตามด้วยเท้าหลัง โดยการที่จะเคลื่อนที่ไปได้ไกลเท่าไรนั้นจะขึ้นอยู่กับเท้าหน้าที่จะก้าวเท้าไปได้ไกลเท่าใด

มีการศึกษาเกี่ยวกับท่า Lunge ในนักกีฬาแบดมินตันโดยKuntze และคณะ(2010) ได้ทำการศึกษาท่าทางของนักกีฬาที่เกิดขึ้นจริงในการแข่งขันในประเทศและระหว่างประเทศโดยการศึกษาผ่านวิดีโอเทปที่บันทึกการแข่งขันไว้ ซึ่งจากผลการวิเคราะห์พบว่าการเคลื่อนไหวในทุกรูปแบบที่ได้จากวิดีโอที่ทำการศึกษาคือ 1. การวิ่ง (Running) 2. การก้าวไปด้านข้าง (Sidestepping) 3. การก้าวไปด้านข้างด้วยการไขว้ขา (Crossover-stepping) 4. การก้าวย่อ (Lunging) 5. การกระโดด (Jumping) 6. การปีนป่าย (Scrambling)โดยการเคลื่อนที่แบบ Lunge จะเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวประมาณ 15% ซึ่งนับว่าเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวที่พบในการแข่งขันกีฬาแบดมินตันได้บ่อย นอกจากนี้พวกเขายังแบ่งประเภทของการก้าวย่อ (Lunge) เป็นสามประเภทดังนี้ 1.การก้าวย่อแบบเตะขา (Kick) 2. การก้าวย่อแบบเหยียดขาไปด้านหน้า (Step-in) 3. การก้าวย่อแบบกระโดด (Hop) ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงการทำ Lunge ในแบบต่างๆ

(Kuntze et al., 2010)

นอกจากนี้เขายังได้รายงานถึงระดับความเร็วในการทำท่า Lunge ในแต่ละแบบดังรูปที่ 4

Table II. Summary of the group means for speeds and durations.

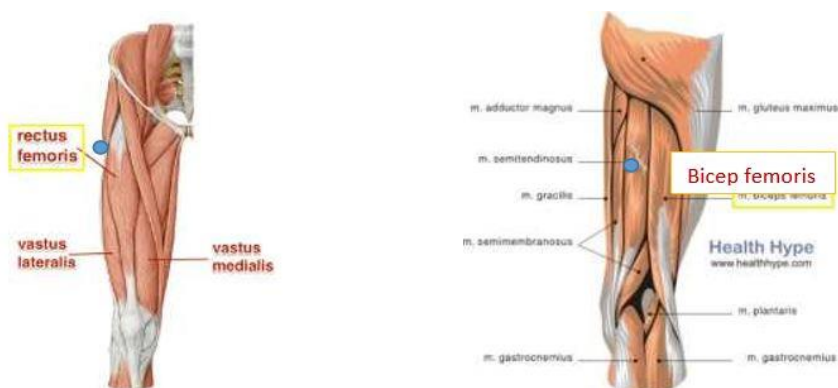
	Kick	Step-in	Hop
Approach speed ($m \cdot s^{-1}$)	2.69 ± 0.29	2.74 ± 0.35	2.65 ± 0.32
Total duration (s)	2.1 ± 0.13	2.14 ± 0.13	2.2 ± 0.12
Stance phase duration (s)	0.62 ± 0.06	0.63 ± 0.07	0.78 ± 0.03
Recovery duration (s)	0.87 ± 0.1	0.91 ± 0.12	0.81 ± 0.1

รูปที่ 4 ภาพตารางแสดงความเร็วและเวลาในการทำท่า Lunge แบบต่างๆ
(Kuntze et al., 2010)

ซึ่งถ้าแปลงเป็นหน่วยความเร็วในรูปแบบกิโลเมตรต่อชั่วโมงคือประมาณ 9.54 – 9.86 กิโลเมตรต่อชั่วโมงต่อมามีการศึกษาถึงกล้ามเนื้อที่ใช้ในการก้าวย่อไปข้างหน้า (Forward lunge) Baharuddin และคณะ (2018) ได้ศึกษาในนักกีฬาแบดมินตันชายระดับมหาวิทยาลัย จากการศึกษาด้วย EMG ในช่วงแรกของการเริ่มเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อ Rectus femoris จะถูกใช้มากที่สุดช่วงต่อมาเมื่อมีการงอเข่าจะใช้กล้ามเนื้อ Biceps femoris เด่นขึ้นมา ทั้งสองกล้ามเนื้อจะทำงานตรงกันข้ามเพื่อใช้ในการทำท่าก้าวย่อไปทางด้านหน้าดังรูปที่ 5 และรูปที่ 6



รูปที่ 5 ภาพแสดงการทำท่า Lunge
(Baharuddin et al., 2018)



รูปที่ 6 ภาพแสดงกล้ามเนื้อสำคัญที่ใช้ในการทำท่า Lunge

(Buharuddin et al., 2018)

ในกรณีที่นักกีฬาเกิดการบาดเจ็บจะส่งผลโดยตรงต่อตัวนักกีฬาในด้านสมรรถภาพร่างกาย และต้องสูญเสียเวลาในการพักรักษาตัว ไม่ว่าจะเป็นการผ่าตัดหรือผ่าตัดโดยเฉพาะการบาดเจ็บที่รยางค์ขา โดยที่การบาดเจ็บต่อตัวเส้นเอ็นส่วนมากใช้เวลาพักรักษาตัวที่เวลาประมาณ 6 สัปดาห์ถึงสามเดือน (Hubbard, 2008) หรือถ้าเป็นการบาดเจ็บต่อตัวเส้นเอ็นไขว้หน้าของเข่าอาจต้องใช้เวลาพักรักษาตัวที่เวลาประมาณ 11-32 สัปดาห์ (Buchler, 2016) จากความรุนแรงของการบาดเจ็บและระยะเวลาในการพักรักษาตัวและฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายในนักกีฬาแบดมินตันดังกล่าวจึงพบว่า ช่วงขณะที่นักกีฬาต้องพักรักษาตัวหลังการบาดเจ็บโดยเฉพาะการบาดเจ็บของรยางค์ส่วนล่างสมรรถภาพทางกายของนักกีฬาลดลงเป็นอย่างมาก โดยในนักกีฬาบางคนอาจไม่สามารถกลับมารักษารูปแบบการเล่นได้ดังเดิมเนื่องจากไม่สามารถฝึกตามโปรแกรมการฝึกปกติ โดยเฉพาะท่าทางการฝึกที่ต้องลงน้ำหนักผ่านรยางค์ขาในช่วงฟื้นฟูหลังการบาดเจ็บ จึงส่งผลให้ส่วนของกล้ามเนื้อที่สำคัญขาดการฝึกฝน กล้ามเนื้อจึงมีสภาพต่างจากช่วงที่ได้รับการฝึกฝนเช่น มีขนาดกล้ามเนื้อลดลง (Tesch & Karlsson, 1985)

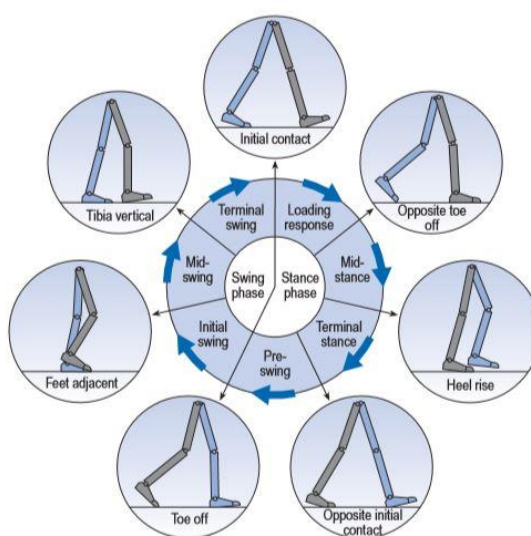
สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับกีฬาแบดมินตันและการบาดเจ็บ

กีฬาแบดมินตันเป็นกีฬาที่ได้รับความนิยมในการเล่นอย่างมากในปัจจุบัน ผู้เล่นมีการเคลื่อนไหวในหลายรูปแบบแต่ท่าหนึ่งที่เป็นพื้นฐานสำคัญที่ใช้เคลื่อนที่บ่อยคือ การก้าวย่อ (Lunge) ซึ่งในการเคลื่อนที่ลักษณะนี้จะใช้กล้ามเนื้อที่ต้นขาทั้งด้านหน้าและด้านหลังได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Biceps femoris เป็นหลัก ดังนั้นในการบาดเจ็บของนักกีฬาจึงพบมากในกล้ามเนื้อทั้งสองมัดบ่อยครั้งกว่าตำแหน่งอื่นนอกจากนี้มีการเคลื่อนที่ของนักกีฬาไปข้างหน้าด้วยท่า lunge ด้วย

ความเร็วที่ประมาณ 9.54-9.86 กิโลเมตรต่อชั่วโมงจึงเป็นปัจจัยเสริมทำให้มีการบาดเจ็บต่อร่างกายได้บ่อยครั้ง

2. การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis)

การเดินในด้าน Gait analysis ของ Michael W. Whittle (2014) ได้กล่าวไว้ว่าการเดินแบ่งอย่างง่ายจะเป็นสองช่วงใหญ่ คือช่วง Stance Phase คือ ช่วงที่เท้าอยู่บนพื้นดิน (2/3) และ Swing Phase คือ ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ (1/3) โดยที่ในแต่ละช่วงยังสามารถแบ่งย่อยลงไปได้อีกจนเป็น 7 ช่วงคือ 1. Loading response 2. Mid stance 3. Terminal stance 4. Pre-swing 5. Initial swing 6. Mid swing 7. Terminal Swing ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงลักษณะของการก้าวเดินในช่วงต่างๆ ในขาข้างขวา (สีเทา)
(Whittle, 2014)

1. **Loading response** เป็นช่วงแรกของการก้าวเดินขาทั้งสองข้างอยู่สัมผัสพื้น อยู่ระหว่างช่วง Initial contact และ Opposite toe off ข้อเท้าอยู่ในท่า Plantarflexion มีแรง Ground reaction force มากกระทำต่อร่างกายอย่างรวดเร็ว ระยะเวลาจะประมาณ 7% ของช่วงการเดิน

2. **Mid stance** อยู่ระหว่างช่วง Opposite toe off และ Heel rise เท้าสัมผัสพื้นโดยที่ขา ด้านตรงข้ามอยู่ในช่วง Swing phase ระยะเวลาจะเกิดที่ประมาณ 18% ของช่วงการเดิน

3. **Terminal stance** อยู่ระหว่างช่วง Heel rise (Heel off) และ Opposite initial contact เป็นช่วงท้ายที่เท้ายังสัมผัสพื้น ร่างกายเริ่มมีการถ่ายน้ำหนักไปทางด้านตรงข้าม ระยะนี้จะเกิดที่ประมาณ 32% ของช่วงการเดิน

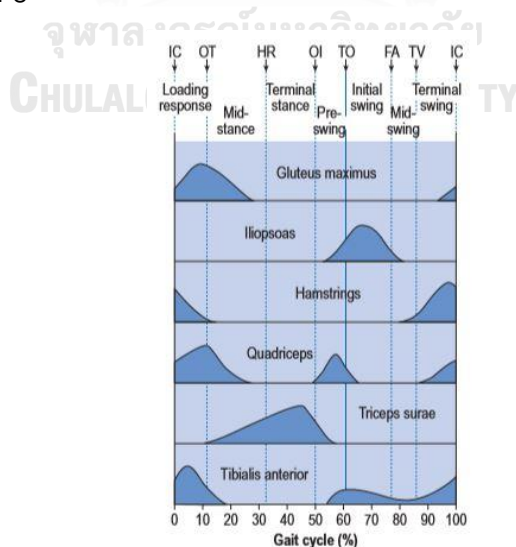
4. **Pre-swing** เป็นช่วงสิ้นสุดของการลงน้ำหนักด้วยขาเดียว สะโพกและเข่าเริ่มมีการงอ Flexion ในขณะที่ข้อเท้าจะ Plantarflexion เพื่อจะยกขาก้าวไปด้านหน้า โดยอยู่ระหว่างช่วง Opposite initial contact และ Toe off ช่วงนี้จะเกิดที่ประมาณ 50% ของช่วงการเดิน

5. **Initial swing** ช่วงนี้จะเป็นช่วงสิ้นสุดระยะ Stance phase และเริ่มเข้าสู่ Swing phase เริ่มมีการยกเท้าขึ้นพ้นจากพื้นและก้าวไปข้างหน้า ช่วงนี้เกิดที่ประมาณ 77% ของช่วงการเดิน

6. **Mid swing** ช่วงนี้จะเริ่มจาก เท้าพ้นพื้นถึงก้าวไปข้างหน้า ที่เรียกว่า Foot clearance จนขาก้าวไปข้างหน้า และจะสิ้นสุดเมื่อขาชิดตรง หรือ Tibia vertical ช่วงนี้จะเกิดที่ประมาณ 86% ของช่วงการเดิน

7. **Terminal Swing** ช่วงนี้เริ่มจาก Tibial vertical จนถึง Load response รอบใหม่คือ จะมี Initial contact คือเท้าสัมผัสพื้นเป็นตัวบอกว่าจบช่วงนี้และกำลังจะเข้าช่วง Load response ต่อไป

มีกล้ามเนื้อสำคัญ 6 กลุ่มที่ทำงานในขณะที่ก้าวเดินไปข้างหน้าดังนี้ 1. Gluteus maximus 2. Iliopsoas 3. Hamstrings 4. Quadriceps 5. Triceps surae 6. Tibialis anterior โดยทำหน้าที่ในช่วงต่างๆกันดังรูปที่ 8



รูปที่ 8 แสดงกล้ามเนื้อสำคัญในช่วงต่างๆของการก้าวเดิน

(Whittle, 2014)

ถ้าแบ่งแบบเต็มช่วง Stance phase ประกอบไปด้วยระยะต่างๆ 5 ระยะดังนี้

1. Heel strike คือ ระยะที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด กล้ามเนื้อ Gluteus maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น กล้ามเนื้อกลุ่มกระดูกข้อเท้าขึ้นทำให้เท้ากระดกพื้นพื้น

2. Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ข้อเท้ากระดกลงประมาณ 15 องศา

3. Mid stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากกว่าเดิมน้ำหนักร่างกายตกลงในแนวศูนย์กลางมวลร่างกายผ่านหลังข้อสะโพก หน้าข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้คือ กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอ กันไม่ให้ Hyperextension กล้ามเนื้อ Gluteus medius, Gluteus minimus และ Tensor fasciae latae ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่งและไม่ให้เสียหลักล้ม กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา กล้ามเนื้อกระดูกข้อเท้าทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบพื้น

4. Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงขึ้นจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้คือ กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก Hyperextension กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่งอเข่า กล้ามเนื้อกระดูกข้อเท้าลงทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง

5. Toe off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันขาไปด้านหน้าเพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้คือ กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป กล้ามเนื้อกระดูกข้อเท้าลงทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าส่วนช่วง Swing แบ่งเป็น 3 ระยะ

1. Acceleration คือ ระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาเร่ง กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปทางด้านหน้า กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป กล้ามเนื้อกระดูกข้อเท้าทำให้ข้อเท้ากระดกขึ้น เพื่อไปให้ปลายเท้าแตะพื้น

2. Mid swing เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ Acceleration

3. Deceleration คือ ระยะที่ขาถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล้ามเนื้อ และถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อสู่ Stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป

เมื่ออยู่ในกลุ่มกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) และกลุ่มกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (Hamstrings) ที่เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญในนักกีฬาแบดมินตันจะพบว่า ในกลุ่มกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า จะถูกใช้ในตั้งแต่ช่วงแรกของการเดิน (Loading response) เพราะต้องใช้ในการเหยียดข้อเข่าไปด้านหน้า (Extend) อย่างรวดเร็วในช่วงท้ายของ Swing phase เพื่อให้ขาเหยียดตรงไปข้างหน้า และต่อมาจะถูกใช้ใน ช่วง Pre-swing โดยกล้ามเนื้อจะหดตัวเพื่อเหยียดเข่าไปข้างหน้าในขณะที่จะก้าวไปด้านหน้า ต่อมาจะพบการใช้งานในช่วง Terminal swing ในขณะที่ขาเกือบจะเหยียดตรง (Tibia vertical) กล้ามเนื้อจะหดตัวเพื่อเหยียดเข่าออก ส่วนในกลุ่มกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังจะพบว่าถูกใช้งานในสองช่วงใหญ่คือ ในช่วงแรกของการเดิน (Loading response) เพื่อคล้ายกับระบบเบรกในรถที่ชะลอจากช่วงปลายของ Swing phase และป้องกันการเหยียดเข่าออกมากเกินไป (Knee hyperextension) และช่วงท้ายของการก้าวเดิน Mid swing จนถึง Terminal swing เพื่อป้องกันการการเหยียดเข่ามากเกินไปในช่วง Swing phase

สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับ การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis)

การเดินสามารถแบ่งเป็นช่วงสำคัญได้สองช่วงใหญ่คือ Stance phase และ Swing phase แต่เพื่อความเข้าใจสามารถแบ่งย่อยลงไปได้อีก 7 ช่วงย่อยและในแต่ละช่วงจะมีกล้ามเนื้อสำคัญทำหน้าที่ขยับส่วนต่างๆ ของร่างกายในการก้าวเดินไปข้างหน้าโดยเฉพาะกล้ามเนื้ออย่างกล้ามเนื้อส่วนล่างจากข้อมูลเหล่านี้ผู้วิจัยจะใช้เป็นพื้นฐานในการศึกษาการเดินในนักกีฬา

3. คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง กระแสประสาทสั่งการจากระบบประสาทส่วนกลางที่ส่งกระแสประสาทลงมาถึงกล้ามเนื้อเป้าหมาย เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ โดยกระแสประสาทสั่งการหรือ Motor Unit Action Potential (MUAP) ที่ส่งมายังกล้ามเนื้อจะสามารถตรวจรับได้โดยเครื่องมือที่เรียกว่า Electromyography โดยมีวิธีตรวจวัดสองวิธี คือ Intramuscular Electromyography (iEMG) และ Surface electromyography (sEMG)

iEMG เป็นวิธีการที่มีการบันทึกและวิเคราะห์กล้ามเนื้อที่ลึกลงไปกล้ามเนื้อโดยตรง ส่วนใหญ่จะใช้วัดกล้ามเนื้อที่บริเวณลำตัวที่ไม่ค่อยมีการเคลื่อนไหว แต่เนื่องจากความซับซ้อน มีความรู้สึก

ไม่สบายของการติดเครื่องมือและทำให้เคลื่อนไหวร่างกายลำบากจึงไม่นิยมใช้ทางการทดลองในด้านกีฬา

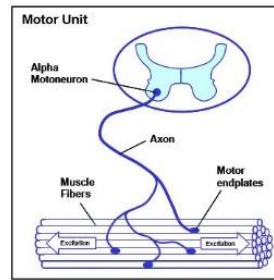
sEMG เป็นวิธีการที่มีการบันทึกและวิเคราะห์กล้ามเนื้อที่ติดบริเวณผิวกล้ามเนื้อ ซึ่งมีค่าใช้จ่ายที่ประหยัดกว่าวิธีแรก และมีประสิทธิภาพที่ดีอีกทั้งยังนิยมใช้กับการวัดที่มีการเคลื่อนไหวของร่างกายได้เป็นอย่างดี (Kim et al.,2014)

ประโยชน์ในการใช้งานของ EMG

- EMG ช่วยให้มองเห็นภาพการทำงานของกล้ามเนื้อได้โดยตรง
- ช่วยให้สามารถวัดประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อได้
- ช่วยในการตัดสินใจทั้งก่อนและหลังผ่าตัด
- ช่วยบอกข้อมูลเบื้องต้นของการรักษาและฝึกกล้ามเนื้อ
- ช่วยในการวิเคราะห์และเป็นข้อมูลของการฝึกกล้ามเนื้อ
- ช่วยในการวิเคราะห์เพื่อพัฒนากิจการกรมกีฬา
- ตรวจจับการตอบสนองของกล้ามเนื้อในการศึกษาตามหลักสรีรศาสตร์

กระแสประสาทสั่งการหรือมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit) และกระแสประสาทสั่งการ (Motor Unit Action potential: MUAP)

มอเตอร์ยูนิตเป็นหน่วยการทำงานที่เล็กที่สุดที่ควบคุมระบบประสาทของกระบวนการหดตัวของกล้ามเนื้อซึ่งประกอบด้วยเซลล์ประสาทสั่งการซึ่งกำหนดให้เป็นเซลล์ร่างกายและ Dendrites ของเซลล์ประสาทยนต์ ซึ่งแตกออกเป็นหลายกิ่งก้านสาขาของแอกซอน (Axon) ไปสัมผัสที่เยื่อหุ้มกล้ามเนื้อบริเวณมอเตอร์เอนเพลท และส่งกระแสประสาทสั่งการไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อกลุ่มกล้ามเนื้อเป้าหมาย (Konrad, 2005) ดังรูปที่ 9 โดยเซลล์ประสาทสั่งการจะสร้างกระแสประสาทสั่งการ (MUAP) ผ่านไปทางแอกซอนเพื่อให้กล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายทำงาน โดยการเคลื่อนไหวในแต่ละท่าทางเป็นการทำงานร่วมกันของมอเตอร์ยูนิตจำนวนมากเพื่อให้เส้นใยกล้ามเนื้อกลุ่มเป้าหมายหดตัว ส่งผลให้เกิดการเคลื่อนไหวในท่าทางที่ต้องการ (นงนภัศ, 2561)

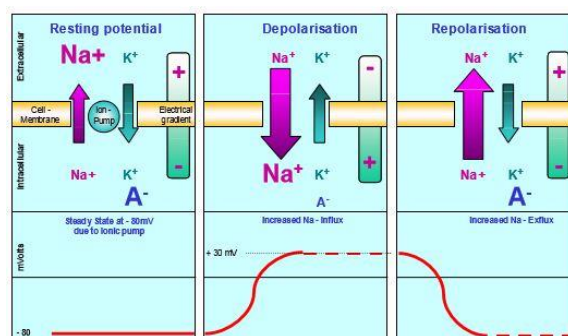


รูปที่ 9 แสดงลักษณะของ Motor unit

(Konrad, 2005)

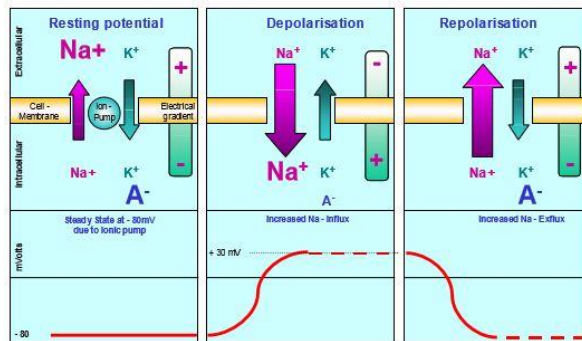
ความสามารถในการกระตุ้นเยื่อหุ้มเซลล์

ความสามารถของเส้นใยกล้ามเนื้อในการทำงานผ่านการควบคุมของระบบประสาทเป็นปัจจัยสำคัญในสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ สามารถอธิบายได้จากรูปแบบของผนังที่มีการซึมผ่านแบบกึ่งเนื้อเยื่อ ซึ่งสามารถอธิบายถึงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ Sarcolemma ซึ่งมีความสมดุลของไอออนระหว่างภายในและภายนอกของเซลล์กล้ามเนื้อ (ประมาณ -80 ถึง -90 mV เมื่อไม่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อ) ความต่างศักย์ไฟฟ้าตรงนี้จะมีการรักษาสมดุลโดยกระบวนการทางสรีรวิทยา (ไอออนปั๊ม) ส่งผลให้เกิดประจุลบภายในเซลล์เมื่อเทียบกับพื้นผิวภายนอก เป็นการกระตุ้น Alpha-motor anterior horn cell (เกิดจากระบบประสาทส่วนกลางหรือจากการตอบสนองของร่างกายโดยเร็วที่เรียกว่า "Reflex") ส่งผลให้เกิดการกระตุ้นตามเส้นประสาทหลังจากการที่มีการเปลี่ยนแปลงที่เส้นประสาทส่วนปลายแล้ว ความต่างศักย์ไฟฟ้าของเส้นประสาทส่วนปลายจะเกิดขึ้นบริเวณเส้นใยกล้ามเนื้อจะถูกปรับเปลี่ยนชั่วคราวและไอออนของ Na^+ ไหลเข้า ตรงจุดนี้จะเป็นสาเหตุที่ทำให้ Depolarization ของเมมเบรน (Membrane) เกิดขึ้นทันที การแลกเปลี่ยนไอออนภายในกลไกการปั๊มไอออนที่ใช้งานอยู่เกิดการ Repolarization ดังรูปที่ 10 และรูปที่ 11



รูปที่ 10 แสดงการเปลี่ยนแปลงที่เส้นประสาทส่วนปลาย

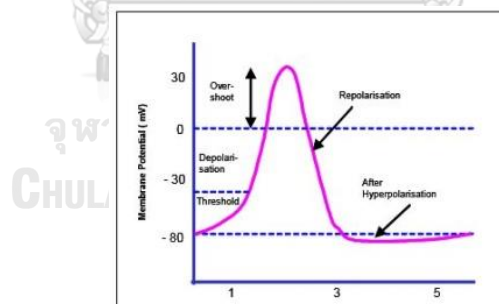
(Konrad, 2005)



รูปที่ 11 แสดงการเปลี่ยนแปลงที่เส้นประสาทส่วนปลาย
(Konrad, 2005)

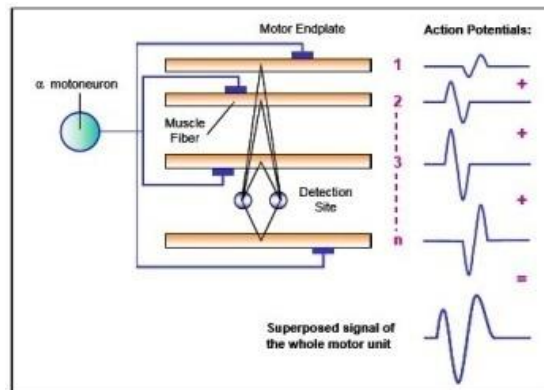
ประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อ (The action potential)

ในการไหลเข้าเซลล์ของ Na^+ ถ้ามีค่าเกินเกณฑ์ที่กำหนดไว้จะเกิดกระบวนการที่เรียกว่า Depolarization ของเมมเบรน (Membrane) ทำให้เกิดความต่างศักย์ส่งผ่านการทำงานได้อย่างรวดเร็วโดยเปลี่ยนจาก -80 mV ถึง $+30 \text{ mV}$ ซึ่งเป็นการกระตุ้นไฟฟ้าที่ได้รับพื้นฟูทันทีโดยระยะ Repolarization และตามด้วยหลังจากระยะ Hyperpolarization ของเมมเบรน เริ่มต้นจากที่ Motor end plate และส่งกระจายไปตามเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งสองทางทั้งภายในกล้ามเนื้อและภายนอกกล้ามเนื้อผ่านระบบท่อ (Tubular System) ดังรูปที่ 12



รูปที่ 12 แสดงความต่างศักย์ในการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างรวดเร็ว
(Konrad, 2005)

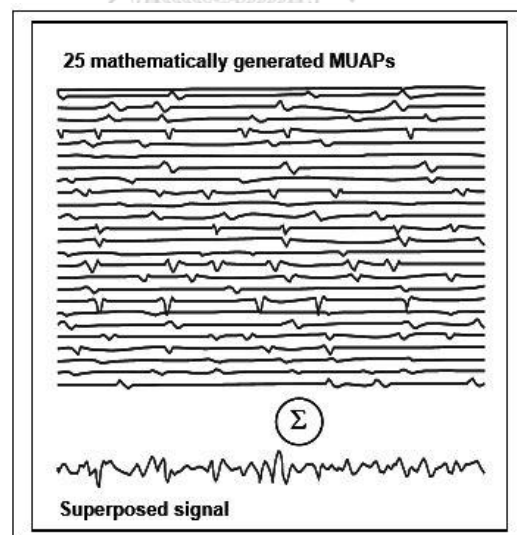
เนื่องจากมอเตอร์ยูนิตประกอบไปด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อจำนวนมากจะเห็นได้ว่าขนาดของเส้นใยภายในที่อยู่ในมอเตอร์ยูนิตนี้ ขึ้นอยู่กับระยะทางและความละเอียดเชิงพื้นที่ โดยสรุปออกเป็นสามช่วงของการทำงานของมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit Action Potential: MUAP) ซึ่งแตกต่างออกไปทั้งรูปแบบและขนาดขึ้นอยู่กับรูปร่างของเส้นใยกล้ามเนื้อในอัตราส่วนกับพื้นที่ของขั้วไฟฟ้า ดังรูปที่ 13



รูปที่ 13 แสดง Motor Unit Action Potential
(Konrad, 2005)

ตำแหน่งของ Motor Unit Action Potential (MUAP)

ในการศึกษาทางด้านสรีรวิทยา MUAP สามารถพบได้ทั้งหมดภายใต้ตำแหน่งของอิเล็กโทรด (Electrode) จะถูกจัดให้อยู่ในตำแหน่ง Superposed และสังเกตว่าเป็นสัญญาณสองขั้วที่มีการกระจายสมมาตรของ Amplitudes บวกและลบ (ค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0) เรียกว่ารูปแบบการรบกวน ดังรูปที่ 14



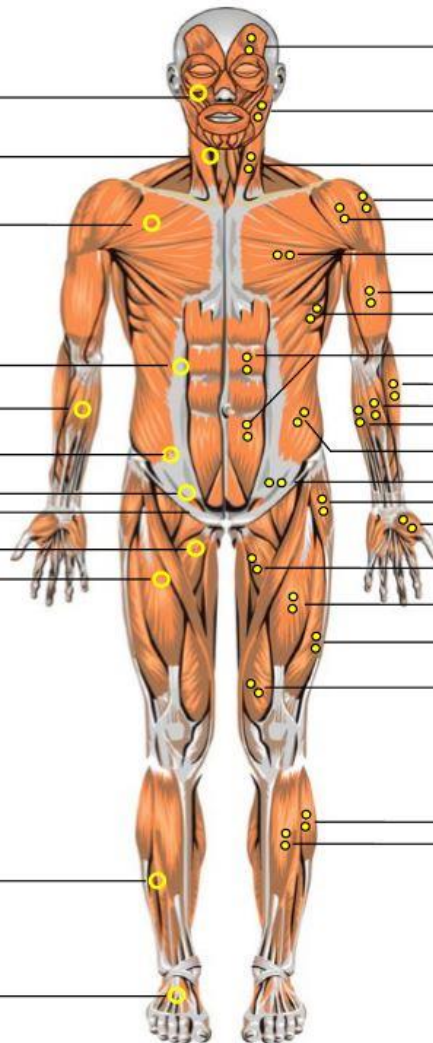
รูปที่ 14 แสดงตำแหน่งของ Superposed
(Konrad, 2005)

ตำแหน่งการติด Electrode ดังรูปที่ 15 และรูปที่ 16

Frontal View

Fine Wire Sites:

Smaller face muscles
Smaller neck muscles
Pectoralis minor
Diaphragma
Smaller forearm muscles
Transversus abd.
Iliacus
Psoas major
Adductors (selective)
Vastus intermedius
Thin / deep shank muscles
Smaller foot muscles



Surface Sites:

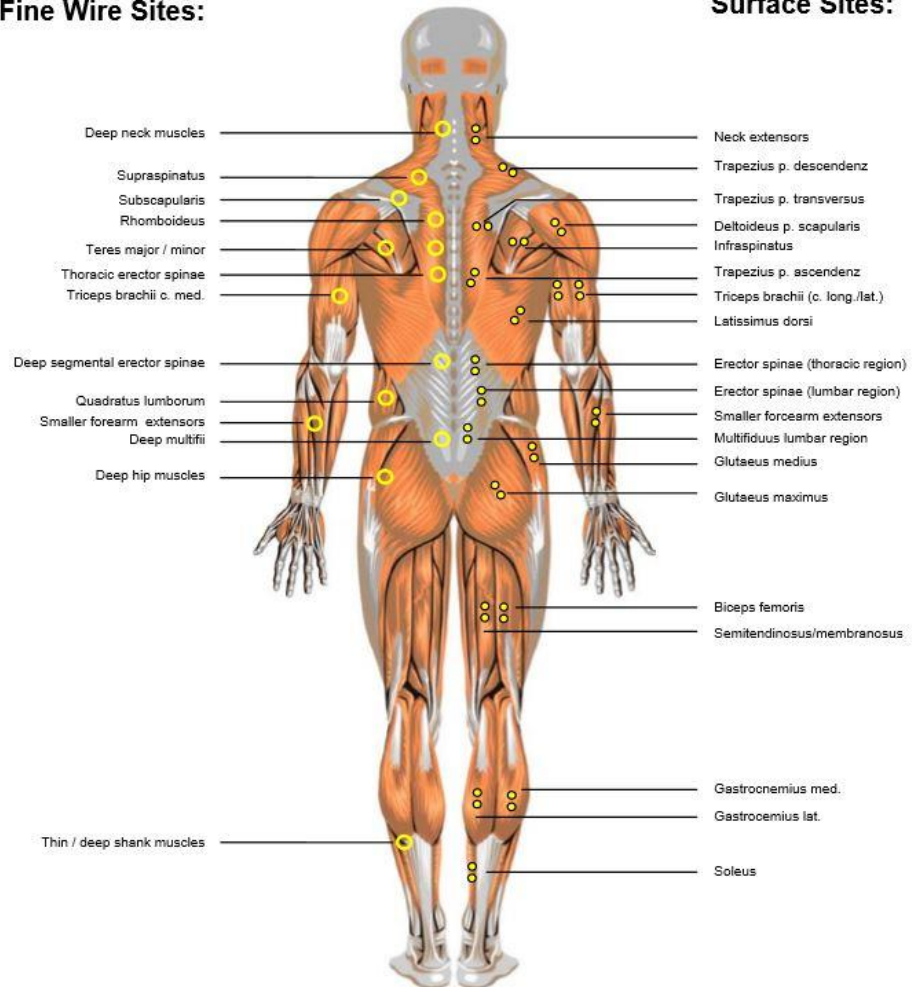
Frontalis
Masseter
Sternocleidomastoideus
Deltoidaeus p. acromialis
Deltoidaeus p. clavicularis
Pectoralis major
Biceps brachii
Serratus anterior
Rectus abdominis
Brachioradialis
Flexor carpum radialis
Flexor carpum ulnaris
Obliquus externus abdominis
Internus / Transversus abd.
Tensor fascia latae
Interosseus
Adductores
Rectus femoris
Vastus lateralis
Vastus medialis
Peroneus longus
Tibialis anterior

รูปที่ 15 ภาพแสดงการติด Electrode ทางด้านหน้า
(Konrad, 2005)

Dorsal View

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 16 ภาพแสดงการติด Electrode ทางด้านหลัง

(Konrad, 2005)

แนวคิดเรื่องการทำให้เป็นมาตรฐาน Maximum Voluntary Contraction (MVC)

เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมมากที่สุดคือ MCV-Normalization หมายถึงการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจก่อนที่จะมีการทดสอบการทำงานของกล้ามเนื้อ ดังรูปที่ 17



รูปที่ 17 แสดงการ MCV-Normalization
(Konrad, 2005)

โดยปกติการวัด MVC จะทำการวัดการหดตัวของกล้ามเนื้อที่มีแรงต้านทานคงที่ หากต้องการผลของการหดตัวที่มากที่สุด มุมในการทำงานของร่างกายเป็นส่วนสำคัญในการออกแรงต้าน เพื่อให้ได้ผลที่ดีที่สุด โดยปกติแล้วกลุ่มตัวอย่างอาจจะมีปัญหาในการออกแรงหดตัวของกล้ามเนื้อของ MVC อย่างแท้จริงและไม่ได้ใช้ความพยายามอย่างเต็มที่และวิธีการวิเคราะห์จะต้องพิจารณามุ่งเน้นเรื่องการรักษาแนวคิดทางคลินิกจะทำงานได้ด้วยความพยายามสูงสุดที่ยอมรับได้ (Acceptable maximum effort: AME) ซึ่งทำหน้าที่เป็นแนวทางสำหรับระบบการรักษาแบบมุ่งเน้นทางชีวภาพ

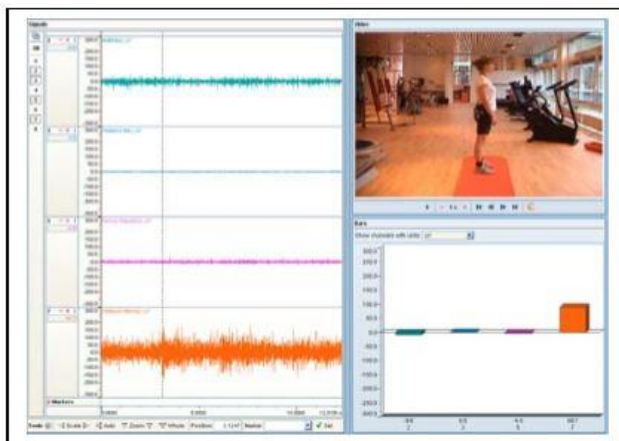
ตัวแปรในการวิเคราะห์ข้อมูล EMG วิทยาลัย

ในการนำเอาข้อมูลทางด้าน EMG มาแปรผลนั้นมี 2 ข้อมูลหลักคือ การวิเคราะห์ Time domain EMG และ Frequency domain EMG แต่ทั้งหมดนั้นจะขึ้นอยู่กับว่าเราศึกษาข้อมูลในด้านไหน มีหาคำถามที่มักใช้ในการวัดกล้ามเนื้อ EMG

1. Is the muscle active?
2. Is the muscle more or less active?
3. When is the muscle on/off?
4. How much is the muscle active?
5. Does the muscle fatigue?

1. กล้ามเนื้อมัดนั้นทำงานไหม

มักเป็นคำถามที่เทรนเนอร์ต้องการได้รับจากนักกีฬาหรือผู้ฝึก ส่วนใหญ่จะดูอย่างง่าย ๆ ที่การปรากฏคลื่นของ EMG เมื่อติด Electrode ไว้ดังรูปที่ 18

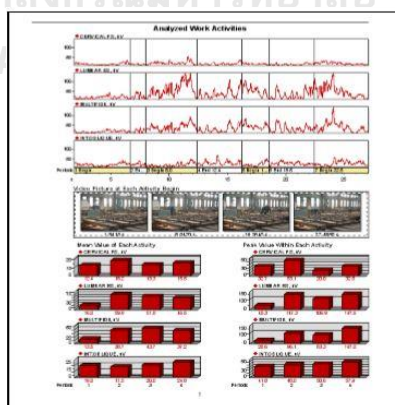


รูปที่ 18 แสดงการเกิดคลื่น EMG ในกล้ามเนื้อที่ทำงานขณะนั้น

(Konrad, 2005)

2. กล้ามเนื้อมัดนั้นทำงานอยู่มากหรือน้อย

การทำงานมากหรือน้อยกว่ามักใช้ในการตอบคำถามเมื่อมีการเปรียบเทียบ เราจะสนใจใน Amplitude EMG เป็นการเปรียบเทียบเชิงคุณภาพ (Qualitative) และแปลผลมักสนใจในการศึกษา Maximum Voluntary contraction (MVC) ในกล้ามเนื้อมัดนั้นในกิจกรรมต่าง ๆ กัน ดังรูปที่ 19

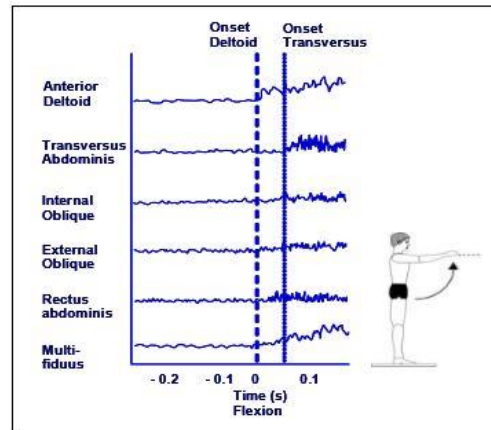


รูปที่ 19 แสดงการเปรียบเทียบ EMG ของกล้ามเนื้อมัดเดียวกันที่ทำกิจกรรมแตกต่างกัน 4 แบบ

(Konrad, 2005)

3. กล้ามเนื้อมัดนั้นเริ่มทำงานและหยุดทำงานเมื่อใด

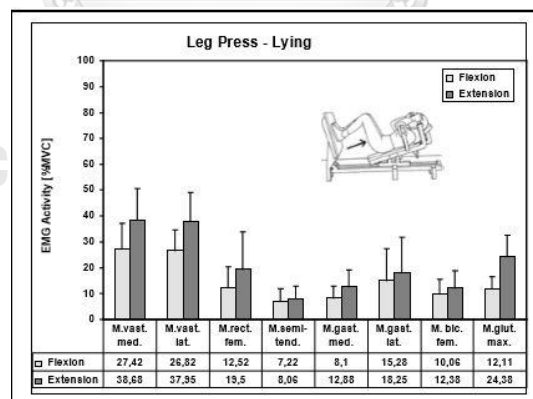
เป็นการศึกษาถึงเวลาที่เริ่มต้นการทำงานของกล้ามเนื้อและเวลาที่จบการทำงานของกล้ามเนื้อ ดังรูปที่ 20



รูปที่ 20 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อต่างมัดกันที่มีการเริ่มต้นทำงานแตกต่างกันออกไป (Konrad, 2005)

4. กล้ามเนื้อมัดนั้นทำงานอยู่มากเท่าไร

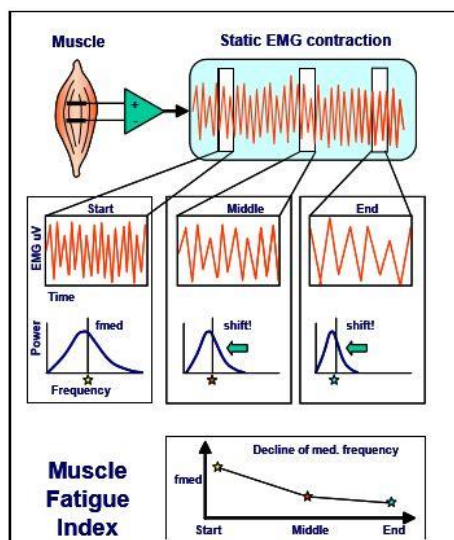
การตอบคำถามว่าใช้ในการทำงานมากเท่าไรเราสามารถบอกเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อทำการเปรียบเทียบกับ MCV ที่เคยมีการเก็บข้อมูลไว้ก่อนดังรูปที่ 21



รูปที่ 21 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่ทำท่า Leg Press (Konrad, 2005)

5. กล้ามเนื้อมัดนั้นเข้าสู่ระยะล้า (fatigue)หรือไม่

การดูความล้าของกล้ามเนื้อนั้นเราจะสนใจในความถี่ของ EMG ถ้าเริ่มมีความล้าเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อ EMG จะมีความถี่ที่ลดลงและถ้าดูที่ Amplitude จะมีค่าความสูง Amplitude ที่ต่ำลง ดังรูปที่ 22

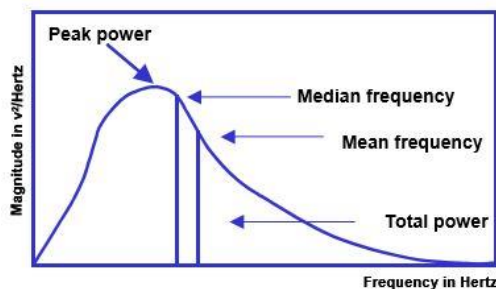


รูปที่ 22 แสดงถึงเริ่มมีความล้าเกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ

(Konrad, 2005)

การหัดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (Maximum Intensity)

การออกแรงของกล้ามเนื้อสูงสุดคือ ค่าของเส้นโค้งสเปกตรัมพลังงานทั้งหมดเพื่ออธิบายลักษณะความถี่ ในการวิเคราะห์ความถี่ EMG ที่ใช้เป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญที่สุดคือ ความถี่เฉลี่ยและมัธยฐาน และการเปลี่ยนแปลงของการหัดตัวซึ่งการหัดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (Intensity) คือ อัตราส่วนการหัดตัวของกล้ามเนื้อของคลื่นไฟฟ้า EMG สูงสุด ซึ่งวัดจากกราฟสูงสุดของการทำงาน ของกล้ามเนื้อมัดนั้นทำการ Normalization กับค่า Maximal Voluntary Contraction: MVC ดังรูปที่ 23



รูปที่ 23 แสดงการหาค่าของกล้ามเนื้อสูงสุด
(Konrad, 2005)

การวิเคราะห์ค่า Amplitude ของ EMG

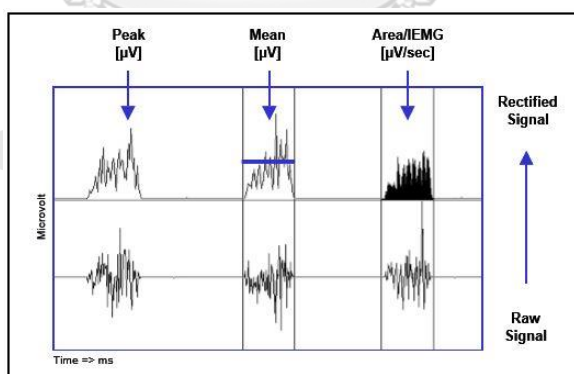
เหมือนการวิเคราะห์ค่าความโค้ง EMG อื่นๆ สามารถเปรียบเทียบได้ตั้งแต่ ค่าสูงสุด (Peak) ค่าเฉลี่ย (Mean) พื้นที่ (Area) และค่าอื่นๆ อีกมากมาย

Peak เป็นค่าที่เรานำมาวิเคราะห์หลังการทำการแปลงค่า EMG ให้สะอาดด้วยวิธี Rectified EMG

Mean เป็นค่าที่สำคัญที่สุดในการวิเคราะห์โดยจะอธิบายถึงคลื่นกระแสประสาทที่ส่งการมาที่กล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดงานในช่วงนั้นๆ

Area เป็นการคำนวณพื้นที่ของ EMG Amplitude ในกรณีที่จะหมายถึงเวลาในการเกิดงาน

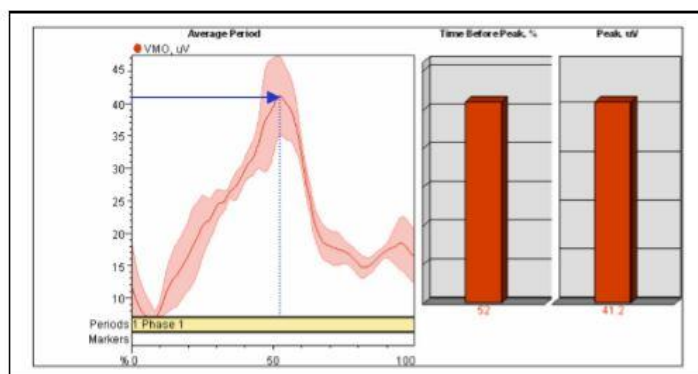
iEMG (Integrated EMG) หมายถึง คลื่น EMG ที่มีการแปลงคลื่นโดยใช้วิธี Analog filtering และค่อยมาคำนวณพื้นที่ที่จะบ่งบอกถึงงานที่เกิดขึ้นจากการทำงานดังรูปที่ 24



รูปที่ 24 แสดงการแปลง EMG จากค่าเริ่มต้นและนำมาเปรียบเทียบกันในด้านต่างๆ
ของ Amplitude
(Konrad, 2005)

ระยะเวลาในการในการทำงานของของกล้ามเนื้อสูงสุด (Time to Peak)

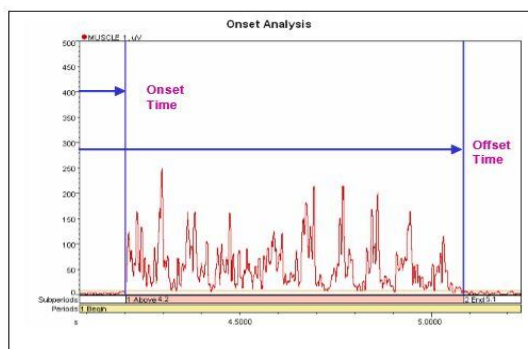
เป็นอีกค่าหนึ่งที่สำคัญของ EMG ระบุถึงลักษณะการจับเวลาภายในสัญญาณ EMG และใน ส่วนของสัญญาณทางชีวกลศาสตร์หรือการเคลื่อนที่อื่นๆ เป็นจุดเริ่มต้นของการหดตัวกล้ามเนื้อไป จนถึงค่าความกว้างสูงสุด ดังรูปที่ 25



รูปที่ 25 แสดงการหา Time to peak
(Konrad, 2005)

เวลาที่พบการเพิ่มขึ้นของ MUAP จากระดับพื้นฐาน (Onset Latency)

แนวคิดหลักของค่า Onset คือการคำนวณระยะเวลาที่กล้ามเนื้อเกิดการทำงาน การวิเคราะห์ที่ได้รับความนิยมมากที่สุดคือการวัดความเร็วของเส้นประสาทด้วยแรงกระตุ้นจากภายนอก และคำนวณเวลาตอบสนองซึ่งการเริ่มต้นของ EMG ขึ้นกับระยะทางระหว่างสิ่งเร้าและอิเล็กโทรด การอธิบายอีกแบบถึง Onset คือ ระยะที่กล้ามเนื้ออยู่ในสภาวะการคลายตัวถึงเริ่มมีการหดตัวทำงาน ดังรูปที่ 26



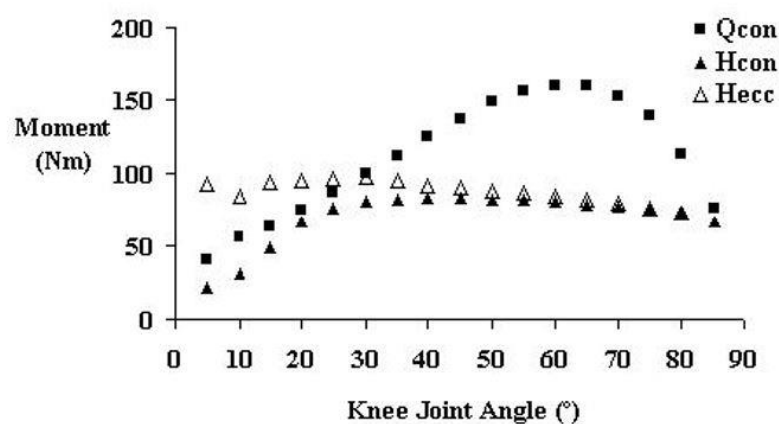
รูปที่ 26 แสดงถึงการเกิด Onset Latency
(Konrad, 2005)

สรุปการทบทวนวรรณกรรมเรื่องคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การตรวจวัดคลื่นกล้ามเนื้อไฟฟ้ามีวิธีการแปลผลได้หลายด้านของการทำงานของกล้ามเนื้อ จากประเด็นปัญหาที่ผู้วิจัยได้ตั้งปัญหาถึงรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่ลงน้ำหนัก บางส่วนจึงสนใจที่จะนำ EMG ที่ได้มาวิเคราะห์ในด้านของ EMG max/MVC และงานที่ทำได้คือ iEMG

4. ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขา (H/Q ratio) และ Isokinetic dynamometer

ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาในนักกีฬาโดยปกติจะวัดเป็น แรงสูงสุดของกล้ามเนื้อต้นขา ด้านหลัง (Hamstrings) เปรียบเทียบกับแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps) หรือที่เรียกกันว่า H/Q ratio โดยที่ค่าปกติของ H/Q ratio จะอยู่ที่ค่า 0.6 ซึ่งเป็นค่าปกติของการวัดด้วย เครื่องมือ Isokinetic dynamometer ในขณะที่กล้ามเนื้อต้นขาออกกำลังแบบหดตัว (Concentric) เราจึงเรียกว่า Conventional H/Q ratio แต่ในเวลาต่อมาเมื่อผู้คิดว่าเป็นขณะที่กำลังเหยียดเข้าออก (Extension) กล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าทำงานแบบหดตัวและกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังทำงานแบบ คลายตัว แรงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังที่แท้จริงจึงควรเปลี่ยนเป็นแบบคลายตัว (Eccentric) โดย เรียกค่านี้ว่า Functional H/Q ratio โดยที่ค่าปกติของค่านี้จะอยู่ที่ 1.0 แต่ค่านี้ก็ไม่ได้นิยมใช้ใน ปัจจุบัน (Coombs & Garbutt, 2002) ดังรูปที่ 27



รูปที่ 27 แสดงการเปรียบเทียบแรง Moment ของกล้ามเนื้อต้นขา (Coombs & Garbutt, 2002)

Li และคณะ (1996) ได้ศึกษาถึงความสำคัญของ H/Q ratio กับความแข็งแรงของนักกีฬาในการงอเข้าโดยทำการนำนักกีฬาจำนวน 46 คนในหลากหลายประเภทกีฬาเช่น ฟุตบอล บาสเกตบอล แบดมินตัน ฯลฯ มาตรวจสอบเข้าด้วยการตรวจความแข็งแรงเป็น H/Q ratio และส่องกล้องเข้าไปดูความแข็งแรงของเอ็นไขว้เข่าคู่หน้าพบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญของความแข็งแรงของเอ็นไขว้เข่าคู่หน้าและค่าของ H/Q ratio ไปในทิศทางเดียวกัน ในปี 2014 ได้มีการพบว่าในนักกีฬาที่มีการบาดเจ็บที่กล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังจะมีค่า H/Q ratio ที่ลดลงและมีความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บต่อเอ็นไขว้เข่าคู่หน้ามากกว่าปกติ (Opar & Serpell, 2014) ต่อมา มีการเปรียบเทียบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาของนักกีฬาที่ใช้แร็กเกต 12 คนและกีฬาฟุตซอล 10 คนพบว่าในนักกีฬาที่ใช้แร็กเกตมีความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขามากกว่า โดยในนักกีฬาที่ใช้แร็กเกตทุกคนมีค่า H/Q ratio ที่มากกว่า 0.6 (Yaprak, 2020) ดังรูปที่ 28

Parameters	Racket Players (12)	Futsal Players (10)	p
	Mean±SD	Mean± SD	
Jump (cm)	53.45±6.68	53.69±6.19	.935
Illinois Agility Test (sec)	16.44±0.87	16.19±0.47	.482
Isokinetic Extensor Strength (Nm)	220.61±23.64	217.40±29.12	.796
Isokinetic Flexor Strength (Nm)	134.82±19.36	126.28±6.65	.279
Relative Extensor Strength (Nm/kg)	3.18±0.28	3.13±0.41	.766
Relative Flexor Strength (Nm/kg)	1.95±0.34	1.82±0.19	.372
H:Q Ratio	0.61±0.10	0.58±0.07	.554
Wingate PP (W)	859.75±97.69	763.55±114.84	.051
Wingate RPP (W/kg)	12.04±1.71	11.41±1.50	.399
Wingate AP (W/kg)	8.45±0.79	8.48±0.87	.948

รูปที่ 28 ภาพตารางแสดงความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาในนักกีฬา 2 ประเภท (Yaprak, 2020)

ในปี 2012 ได้มีการเปรียบเทียบสัดส่วนความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาระหว่างเพศชายและเพศหญิงในนักกีฬาแบดมินตันระดับมือสมัครเล่นจำนวน 13 คนที่ประเทศบราซิลพบว่าเมื่อเปรียบเทียบกับ H/Q ratio ที่ความเร็ว 3 ระดับ 60 องศาต่อวินาที, 180 องศาต่อวินาที, 240 องศาต่อวินาที ไม่พบที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบระหว่างเพศทั้งขาที่ถนัดและไม่ถนัด (Cren et al., 2012) ดังรูปที่ 29

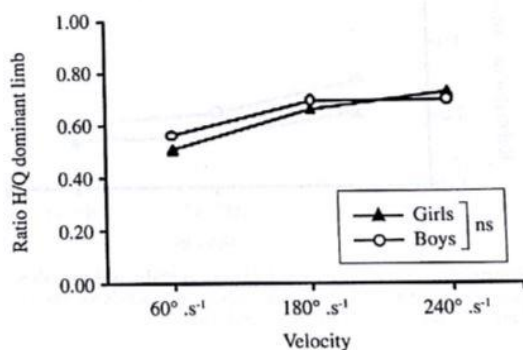


Figure 1.—Comparison of the ratio H/Q between the three tested velocities (60°·s⁻¹, 180°·s⁻¹ and 60°·s⁻¹ to 240°·s⁻¹), the dominant member in both genders.

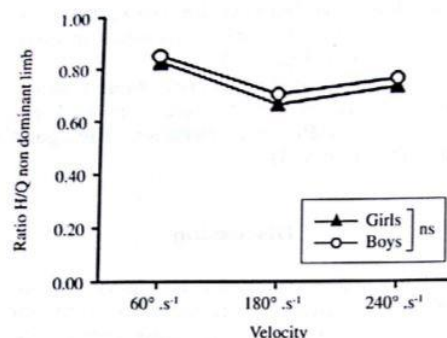


Figure 2.—Comparison of the ratio H/Q between the three tested velocities (60°·s⁻¹, 180°·s⁻¹ and 60°·s⁻¹ to 240°·s⁻¹), in the non-dominant limb in both genders.

รูปที่ 29 แสดงการเปรียบเทียบ H/Q ratio (Cren et al., 2012)

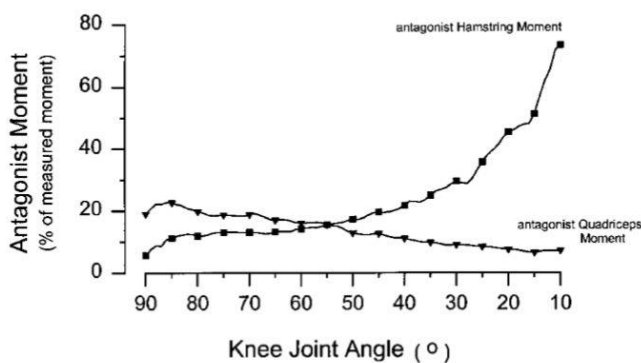
ในปี 2006 มีการรายงานถึงความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาในนักกีฬาฟุตบอลอาชีพที่ประเทศกรีซ 35 คนที่นำมาวัดด้วยเครื่อง Isokinetic dynamometer ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาทีและ 180 องศาต่อวินาที พบว่าในนักกีฬาเหล่านี้ 15 คนมีภาวะของกล้ามเนื้อต้นขาที่ไม่แข็งแรง (Muscular imbalance) และนักกีฬาเหล่านี้ก็ได้รับการฝึกแบบ Isokinetic strength training เพื่อแก้ไขภาวะนี้ (Gioftsidou et al., 2006) ต่อมาในปี 2008 พวกเขาได้เพิ่มจำนวนทดสอบเพิ่มขึ้นไปยังนักกีฬาฟุตบอลอาชีพที่ประเทศกรีซ 68 คนพบว่ามีภาวะของกล้ามเนื้อต้นขาไม่แข็งแรง 27 รายหรือคิดเป็น 40% นอกจากนี้เขายังพบว่าในนักกีฬาที่กล้ามเนื้ออ่อนแรงแม่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อต้นขาทั้งปัจจุบันและในอดีต โดยสาเหตุที่เป็นอาจเกิดจากการที่กายภาพบำบัดหลังการบาดเจ็บที่ไม่เพียงพอ (Gioftsidou et al., 2008)

Ruas และคณะ (2019) มีการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหาค่า H/Q ratio พบว่า ค่า H/Q ratio เป็นค่าที่ใช้บอกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขามาเป็นเวลากว่า 60 ปีโดยจะบอกถึงความสมดุลของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลังเปรียบเทียบกับกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า นอกจากนี้ยังบอกถึงโอกาสที่ได้รับบาดเจ็บต่อตัวร่างกายไม่ว่าจะเป็นเอ็นไขว้หน้าหรือกล้ามเนื้อรวมถึงบอกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาหลังการบาดเจ็บของนักกีฬาว่าจะสามารถกลับไปเล่นกีฬาได้อีกหรือไม่ รูปแบบในการวัด H/Q ratio ในระยะเริ่มแรกใช้เป็นการเปรียบเทียบแรง (Torque) ซึ่งวัดด้วยเครื่อง Isokinetic dynamometer ต่อมา มีการเปรียบเทียบขนาดกล้ามเนื้อวัดด้วยเครื่องอัลตราซาวด์

,Fatigue index หลังจากทำให้กล้ามเนื้อเกิด fatigue และพัฒนามาเป็นการเปรียบเทียบใน EMG ของกล้ามเนื้อ ซึ่งค่า H/Q ratio ในรูปแบบใหม่ยังไม่เป็นที่นิยมใช้

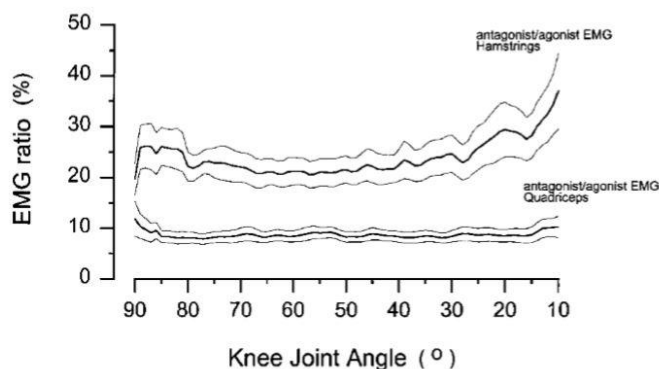
โดยในการศึกษาที่สำคัญของเรื่อง EMG และ H/Q ratio มีมาโดยตลอดดังนี้

1. Aagaard และคณะ (2000) ได้ทำการทดลองวัด Isokinetic knee extension ของกล้ามเนื้อต้นขาในผู้ชาย 16 คน และขณะเดียวกันก็ได้วัด EMG ของกล้ามเนื้อต้นขาไปด้วยที่กล้ามเนื้อ Vastus medialis, Vastus lateralis, Rectus femoris (Quadriceps) และ Biceps femoris, Semitendinosus (Hamstrings) พบว่า เมื่อนำ EMG ของกล้ามเนื้อต้นขาชนิดต่างๆ มาเทียบค่ากับ Moment กล้ามเนื้อต้นขาขณะเหยียดเข้าจะมีสัดส่วนของ Hamstrings เป็น 30-75% ของกล้ามเนื้อต้นขาขณะที่เหยียดเข้าและเมื่อเทียบ EMG ของกลุ่มกล้ามเนื้อด้านหลังต้นขาจะพบว่ากล้ามเนื้อ Biceps femoris ออกแรงเป็น 3 เท่าต่อกล้ามเนื้อ Semitendinosus การที่เมื่อเหยียดเข้ามากขึ้นและมี EMG ของกล้ามเนื้อ Hamstring ออกแรงเพิ่มขึ้นเป็นสิ่งที่ยืนยันถึงหน้าที่ของกล้ามเนื้อ Hamstring ว่าช่วยออกแรงต้านการเคลื่อนที่ของส่วนปลายขาไปด้านหน้ามากเกินไปช่วยป้องกันการบาดเจ็บของเอ็นไขว้เข้าคู่หน้าในข้อเข่าดังรูปที่ 30 และรูปที่ 31



รูปที่ 30 แสดง Moment ของกล้ามเนื้อต้นขาเมื่อมีการทำท่าเหยียดเข้า

(Aagaard et al., 2000)



รูปที่ 31 แสดงอัตราส่วนของ EMG ของกล้ามเนื้อต้นขา

(Aagaard et al., 2000)

2. Kellis และ Katis (2007) ได้ศึกษาประสิทธิภาพของการบอกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาในผู้ชาย 17 คนที่มาวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาโดยใช้เป็นค่า Functional H/Q ratio ที่วัดโดย Isokinetic dynamometer และวัด EMG ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis, Vastus lateralis และ Biceps femoris พบว่าอัตราส่วนของ EMG ในกล้ามเนื้อต้นขาเพิ่มขึ้นเป็นในทิศทางเดียวกับค่า H/Q ratio จึงแนะนำให้ทำการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาทั้งสองวิธีพร้อมกันจะสามารถวิเคราะห์ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาได้ดีขึ้น

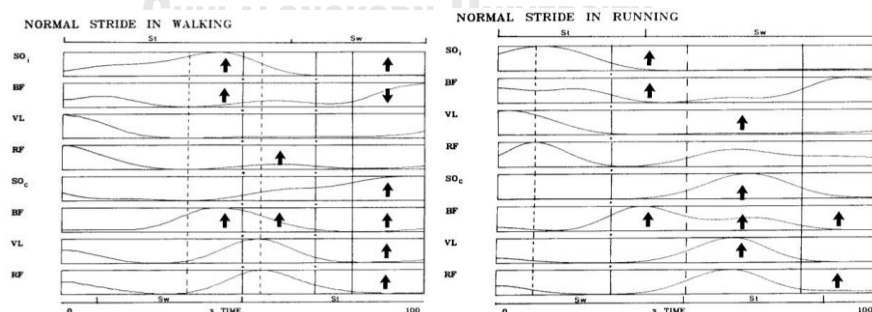
สรุปการทบทวนวรรณกรรมเรื่องความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขา (H/Q ratio) และ Isokinetic dynamometer

ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาเป็นสิ่งสำคัญในนักกีฬาโดยเป็นตัวที่บอกถึงความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของนักกีฬาโดยทั่วไปจะแสดงเป็นค่า H/Q ratio ด้วยการวัดด้วยเครื่อง Isokinetic dynamometer ดังนั้นในนักกีฬาแบดมินตันที่ต้องการความแข็งแรงกล้ามเนื้อจึงควรที่จะตรวจด้วย นอกจากนี้ในการทดลองนี้จะทดสอบหาความสัมพันธ์ใน EMG ของกล้ามเนื้อต้นขาว่ากล้ามเนื้อมัดใดที่จะสามารถเป็นตัวแทนที่สัมพันธ์กับค่า H/Q ratio ที่วัดได้

5. การทำงานของกล้ามเนื้อบนลู่วิ่งปกติ

มีการศึกษามากมายในช่วงเวลาในเรื่องการทำงานของกล้ามเนื้อในช่วงรอยางค์ขาเมื่อมีการเดินบนลู่วิ่งดังนี้

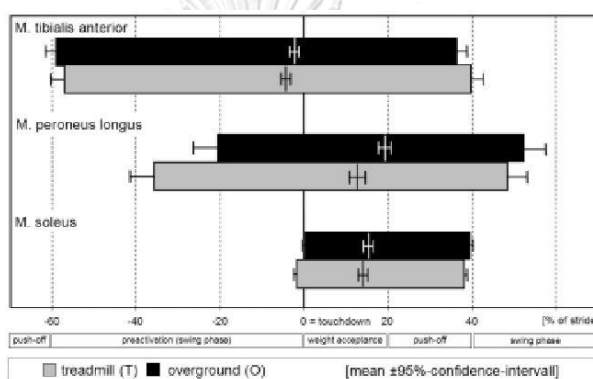
Patla และคณะ (1989) ได้ทำการศึกษา รูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างค้ำขาในขณะที่เดินหรือวิ่งก้าวขาบนลู่วิ่ง โดยการนำนักศึกษาระดับมหาวิทยาลัยจำนวน 8 คน (ชาย 4 คนและหญิง 4 คน) มาเดินหรือวิ่งในระดับความเร็วที่พึงพอใจบนลู่วิ่ง และติดตามดู EMG ได้พบว่า ในการเดินระหว่างช่วง Late stance และกำลังจะมีการดันเท้าออกจากพื้นมีกล้ามเนื้อ Soleus และ Biceps femoris มีการเปลี่ยนแปลงที่เพิ่มขึ้นใน Average EMG อธิบายได้จาก การที่ Soleus ทำหน้าที่ Ankle extensor ส่วน Biceps femoris เป็น Hip extensor และ Knee flexor ต่อมาในช่วงแรก ของ Swing มีกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีการเปลี่ยนแปลงที่เพิ่มขึ้นใน Average EMG อธิบายได้จากการที่กล้ามเนื้อ Rectus femoris ทำหน้าที่ยกสะโพกและขาไปด้านหน้า คือ Hip flexor และ Knee extensor ในช่วงท้ายของการ Swing จะมีการเกิด Braking action พบว่ากล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่ลดลงใน Average EMG อธิบายได้จากการที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris ทำหน้าที่ช่วยชะลอความเร็วของขา นอกจากนี้จะมีกล้ามเนื้อ Soleus มาช่วยในการวางเท้าหรือ Landing ในช่วงแรกของ Stance และในเวลาเดียวกันขาอีกข้างก็จะเริ่มมีการยกเท้าขึ้นหรือ Pushoff จะพบว่ามีกล้ามเนื้อ Soleus, Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus lateralis มีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นใน Average EMG ส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อในการวิ่งก็จะมีลักษณะที่คล้ายกับการเดินแต่เกิดขึ้นในเวลาที่ยาวเร็วกว่า ดังรูปที่ 32



รูปที่ 32 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่เดินและวิ่ง

(Patla et al., 1989)

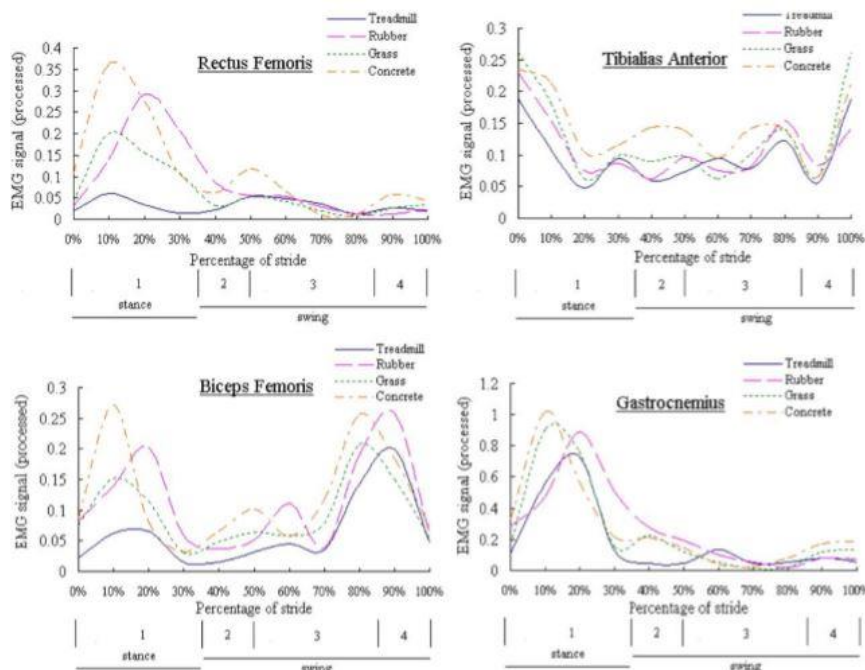
Baur และคณะ (2007) ได้ทำการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อในนักกีฬาวิ่งจำนวน 14 คนที่ทำการวิ่งบนลู่วิ่งและวิ่งบนพื้นผิวปกติที่ความเร็ว 12 กิโลเมตรต่อชั่วโมง โดยวัดเป็น EMG ที่กล้ามเนื้อ Tibialis anterior, Peroneus longus และ Soleus พบว่า EMG ของกล้ามเนื้อ Peroneus longus จะทำงานมากกว่าและใช้เวลาที่สั้นกว่าและการวิ่งที่พื้นผิวปกติ โดยกล้ามเนื้อ Soleus ก็มีลักษณะเช่นเดียวกันในช่วง Push-off phase โดยที่เขาได้อธิบายว่ากล้ามเนื้อ Peroneus longus โดยปกติจะทำหน้าที่เป็นตัวควบคุมข้อเท้าและจะปรับการทำงานตามสภาพทางกายภาพ และการที่กล้ามเนื้อ Soleus ทำงานน้อยลงบนลู่วิ่งน่าจะมาจากการชั๊ยของผิวลู่วิ่งที่ชั๊ยได้ ส่วนในกล้ามเนื้อ Tibialis anterior ทำงานได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังรูปที่ 33



รูปที่ 33 แผนภูมิแสดงการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสามมัดในช่วงต่างๆของการวิ่งบนลู่วิ่งและพื้นผิวปกติ (Baur et al., 2007)

Wang และคณะ (2014) ได้ทำการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างช้าๆของนักกีฬาวิ่งจำนวน 13 คนโดยศึกษา EMG ที่กล้ามเนื้อ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior และ Gastrocnemius ที่ทำการวิ่งบนลู่วิ่งทั่วไปเปรียบเทียบกับวิ่งบนพื้นหญ้าและพื้นคอนกรีตที่ระดับความเร็ว 3.8 เมตรต่อชั่วโมงพบว่า เมื่อวิเคราะห์ในด้าน Magnitude ของ EMG จะพบว่า Magnitude ของ EMG ในการวิ่งบนลู่วิ่งจะมีค่าต่ำกว่าการวิ่งบนพื้นผิวปกติเล็กน้อย ในกล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Biceps femoris ในช่วง Stance phase ส่วนในช่วง Swing phase ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยที่ได้อธิบายว่า ในการวิ่งบนลู่วิ่งจะมีลำตัวที่เอียงไปทางด้านหน้ามากกว่าการวิ่งบนพื้นผิวปกติทำให้ Center of Gravity อยู่ต่ำกว่าจึงมีการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสองมัดนี้ลดลงเมื่ออยู่ในช่วงสั้นเท้าลงสู่พื้นจนกระทั่งนิ้วหัวแม่เท้าดันออกจากพื้น นอกจากนี้ยังพบว่าเมื่อเปรียบเทียบกล้ามเนื้อทั้งสองมัดนี้ในการวิ่งบนพื้นหญ้าและพื้นปูนที่แข็งจะพบว่า ในการวิ่งบนพื้นหญ้าจะมี Magnitude ของ EMG ที่น้อยกว่าโดยที่อธิบายว่าในการวิ่งบนพื้นผิวที่แข็งกว่าจะมี

แรงสะท้อนที่มากกว่าทำให้ต้องมีการงอข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพกที่มากกว่ากล้ามเนื้อจึงมีการทำงานมากขึ้นในพื้นที่ผิวที่แข็งกว่าดังรูปที่ 34



รูปที่ 34 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสี่มัดบนพื้นผิวต่างๆ

(Wang et al., 2014)

สรุปผลการทบทวนวรรณกรรมการทำงานของกล้ามเนื้อบนลู่วิ่งปกติ

จากงานศึกษาวิจัยที่ผ่านมาพบว่ากล้ามเนื้อที่ทำงานขณะวิ่งหรือเดินบนลู่วิ่งจะคล้ายคลึงกับการเดินหรือวิ่งบนพื้นปกติแต่จะมี Amplitude ที่ต่ำกว่าพื้นผิวปกติเล็กน้อยซึ่งอธิบายจากพื้นผิวสัมผัสที่นุ่มกว่าพื้นและท่าทางการวิ่งที่ไม่เหมือนกันทั้งหมดโดยมีการวิ่งโน้มตัวไปด้านหน้ามากกว่าแต่ก็มีกล้ามเนื้อบางมัดที่การทำงานที่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ไม่ว่าจะวิ่งบนพื้นผิวใดคือ Rectus femoris, Biceps femoris และ Tibialis anterior จากข้อมูลเหล่านี้ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสองมัดคือ Rectus femoris และ Biceps femoris พร้อมทั้งศึกษากล้ามเนื้อมัดอื่นที่สำคัญในการเดินหรือวิ่งของนักกีฬาแบดมินตัน

6. การลงน้ำหนักบางส่วน (Partial weight bearing) และลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง

ระหว่างที่นักกีฬาได้รับบาดเจ็บจะขาดการฝึกฝนร่างกายโดยเฉพาะช่วงระยะพักฟื้นร่างกายเมื่ออยู่ในช่วงที่ลงน้ำหนักไม่ได้หรือที่เรียกว่า Non weight bearing และจะสามารถกลับมาฝึกฝนร่างกายได้อย่างไวที่สุด (Early mobilization) เมื่อเข้าสู่ระยะการลงน้ำหนักบางส่วนหรือที่เรียกว่า Partial weight bearing โดยทั่วไปคือช่วงที่แพทย์ที่ทำการรักษาเชื่อว่า การหายของการบาดเจ็บได้ดีขึ้นตามลำดับนักกีฬาสามารถกลับมาขยับร่างกายพร้อมทั้งลงน้ำหนักได้บางส่วนโดยที่ไม่ส่งผลให้การหายของการบาดเจ็บแย่ลง ตามหลักการของการกายภาพบำบัด การลงน้ำหนักบางส่วนคือการใช้อุปกรณ์พยุงร่างกายในข้างที่ได้รับบาดเจ็บและให้ผู้บาดเจ็บลงน้ำหนักประมาณ 30% ของน้ำหนักร่างกาย แต่ในความเป็นจริงผู้บาดเจ็บก็ไม่สามารถลงน้ำหนักได้ประมาณ 30% ตามเป้าหมายที่ต้องการโดยค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่ลงอยู่ที่ 60% ของน้ำหนักร่างกาย (Tveit & Karrholm, 2001, Vasarhelyi et al., 2006) ในอดีตที่ผ่านมาได้มีวิธีการกายภาพบำบัดและการฝึกออกกำลังกายที่นิยมใช้คือการออกกำลังกายในน้ำเพื่อให้แรงพยุงตัวของน้ำหรือ Buoyancy ช่วยในการรับน้ำหนักร่างกายในส่วนที่ลงในระยางค์ขาข้างนั้น (Nualon, 2013) การออกกำลังกายในน้ำจะมีข้อจำกัดบางอย่างเช่น ในการบาดเจ็บนั้นมีบาดแผลที่ระยางค์ขาไม่สามารถโดนน้ำได้ มีการผ่าตัดของระยางค์ขาที่มีบาดแผลอยู่ การลงน้ำจะเสี่ยงต่อการที่บาดแผลจะอักเสบติดเชื้อได้ (Kristiansen et al., 2019) ดังนั้นการออกกำลังกายบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงจึงเป็นทางเลือกที่ดีวิธีหนึ่งในการฝึกนักกีฬา นอกจากนี้ในนักกีฬาแบบมินตันการที่สามารถฝึกกล้ามเนื้อโดยเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ Hamstring ให้กลับมาแข็งแรงเช่นเดิมเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยให้นักกีฬามาแข่งขันได้ในระดับสูงได้อีกครั้งและลดการเกิดการบาดเจ็บต่อเอ็นในข้อเข่าคู่หน้าได้ (Li et al., 1996), (Opar & Serpell, 2014) จึงมีการนำมีการนำลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมาใช้ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมีชื่อเรียกอย่างเป็นทางการว่า “Lower body positive pressure treadmills” (LBPPTs) จุดประสงค์ของการใช้เครื่องนี้คือ ต้องการลดแรงที่กระทำต่อร่างกายผู้ฝึกโดยเฉพาะระยางค์ขา ซึ่งจะช่วยให้เป็นเครื่องมือทางการกายภาพบำบัดที่ช่วยให้สมรรถภาพร่างกายของนักกีฬาลดลงจากช่วงก่อนการบาดเจ็บไม่มาก ปัจจุบันเครื่องมือนี้พบได้ในศูนย์สุขภาพและวิทยาศาสตร์ทางการกีฬาที่สำคัญ อาทิเช่นสถาบันเวชศาสตร์การกีฬาและออกกำลังกายโรงพยาบาลกรุงเทพ (BASEM), ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพโรงพยาบาลปิยะเวท, ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพโรงพยาบาลกรุงเทพภูเก็ต, คณะวิทยาศาสตร์การกีฬาจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เป็นต้น หลักการทำงานของเครื่องนี้คือ การทำให้เกิดการเพิ่มแรงดันอากาศในเครื่องดังนั้นจึงเกิดสภาพใกล้เคียงกับ

การเดินทางอยู่ในอากาศหรือสภาพไร้น้ำหนักจึงเป็นการลดแรงดึงดูดของโลกที่กระทำต่อร่างกายมนุษย์ (Ground-reaction force) โดยเครื่องจะทำการช่วยพยุงน้ำหนักร่างกายอยู่ที่ประมาณ 40%-90% (Mcneill et al., 2015) ของน้ำหนักตัวทั้งหมดในปัจจุบันจะมีเครื่องที่ผลิตออกมาหลายรุ่น สำหรับเครื่องที่คณะวิทยาศาสตร์การกีฬาฯ จะเป็นรุ่น M/F 300 Series

สรุปผลการทบทวนวรรณกรรมการลงน้ำหนักบางส่วน (Partial weight bearing) และลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง

ในการบาดเจ็บในแต่ละครั้งจะทำให้นักกีฬาต้องหยุดพักการฝึกซ้อมเป็นระยะเวลายาวนาน ส่งผลให้สมรรถภาพทางร่างกายลดลงได้ การที่สามารถกลับมาฝึกนักกีฬาได้ไวที่สุดเช่น การฝึกบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงจึงเป็นทางเลือกที่วิธีหนึ่งในการฝึกนักกีฬาและการกลับมาฝึกได้ในช่วงแรกสุดคือการลงน้ำหนักบางส่วนหรือ Partial weight bearing ซึ่งโดยหลักการคือการลงน้ำหนักเพียง 30% ของน้ำหนักตัวทั้งหมดแต่ในความเป็นจริงคือลงน้ำหนักที่ 60%

7. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการลงน้ำหนักบางส่วนโดยเฉพาะเรื่องที่เกี่ยวข้องกับลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในประเทศไม่พบมีเพียงแต่การศึกษาเรื่องรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อในนักกีฬา

1. วิภาพร ชำนาญกิจ (2555) ศึกษาเรื่อง “การบันทึกคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยการติดขั้วบันทึกบนผิวหนังบริเวณกล้ามเนื้อลำตัว และกล้ามเนื้ออย่างค์แขนในท่าตบยางคอร์ดระหว่างนักกีฬาแบดมินตันชาย ที่มีระดับความสามารถต่างกัน” การวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลักเพื่อศึกษาเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวด้านขวา (Right External oblique) โดยใช้เครื่องบันทึกคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบแปะผิวหนัง รวมทั้งศึกษาเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวและกล้ามเนื้ออย่างค์แขนมัดอื่นด้วย ในนักกีฬาแบดมินตันชายที่มีระดับความสามารถต่างกัน อายุระหว่าง 18-30 ปี จำนวน 28 คนโดยแบ่งเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มนักกีฬาแบดมินตันที่มีทักษะสูง 14 คน และกลุ่มนักกีฬาแบดมินตันที่มีทักษะต่ำ 14 คน กำหนดให้นักกีฬาแบดมินตันทั้ง 2 กลุ่ม ตบลูกทั้ง 3 รูปแบบ ได้แก่ การตบลูกหน้ามือ การตบลูกหลังมือ และการตบลูกหน้ามืออ้อมศีรษะ รูปแบบละ 30 ครั้ง รวมทั้งสิ้น 90 ลูกต่อคน ในแนววิถีการตบแบบทแยงคอร์ด ผลการศึกษาพบว่าค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG activity) ของกล้ามเนื้อลำตัว และกล้ามเนื้ออย่างค์แขนมัดต่างๆ นักกีฬา

แบดมินตันชายทั้ง 2 กลุ่ม ไม่มีการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว และกล้ามเนื้อเอียงค้ำแขนมัด ไตแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

2. นพรัตน์ วิทยาการโกวิท (2558) ศึกษาเรื่อง “การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะตีลูกบอลในนักฮอกกี้สนาม” การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบกล้ามเนื้อหลักที่ใช้ในการออกแรงตีลูกบอลในแต่ละช่วงท่าของการตีลูกบอลของนักกีฬาฮอกกี้หญิง วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่างที่ใช้เป็นนักกีฬาฮอกกี้หญิงทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จำนวน 12 คน และนักกีฬาฮอกกี้หญิงทีมชาติ จำนวน 17 คน โดยการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง เก็บข้อมูลโดยการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนผิวหนังบริเวณกล้ามเนื้อลำตัวช่วงบน 4 จุดและลำตัวช่วงล่าง 4 จุด ทำการทดสอบความสามารถในการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (MVC) จากนั้นทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยให้นักกีฬาทำการตีลูกบอลจำนวน 6 ครั้ง นำคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มาทำการหาค่าร้อยละของการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด เปรียบเทียบจากค่าการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ (MVC) นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ หาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่าง 2 กลุ่มตัวอย่าง (Independent t-test) ทดสอบความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ผลการวิจัย จังหวะการง้างไม้ ทีมชาติไทยใช้กล้ามเนื้อ Latissimus Dorsi, Pectoralis Major, Tensor Fascia Latae และ Rectus Femoris แต่ ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ใช้กล้ามเนื้อ Middle Deltoid และ Gluteus Maximus มากที่สุด จังหวะการดึงไม้ลง ทีมชาติไทย ใช้กล้ามเนื้อ Pectoralis Major, External Abdominal Obliques, Gluteus Maximus และ Tensor Fascia Latae แต่ ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ใช้กล้ามเนื้อ adductor Magnus และ Latissimus Dorsi มากที่สุด จังหวะไม้กระทบลูกบอล ทีมชาติไทยใช้กล้ามเนื้อ Pectoralis Major, External Abdominal Obliques, Gluteus Maximus และ Tensor Fascia Latae แต่ ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ใช้กล้ามเนื้อ Middle Deltoid และ Adductor Magnus มากที่สุด จังหวะส่งแรงตามลูกบอล ทีมชาติไทยใช้กล้ามเนื้อ Pectoralis Major, Middle Deltoid, Tensor Fascia Latae และ Gluteus Maximus แต่ ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ใช้กล้ามเนื้อ Latissimus Dorsi และ Adductor Magnus มากที่สุด สรุปผลการวิจัย นักกีฬา

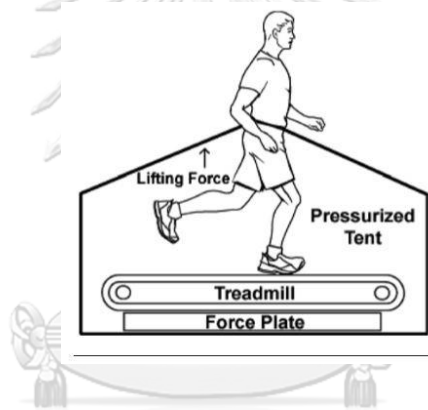
ทีมจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยมีการใช้กล้ามเนื้อที่แตกต่างกับนักกีฬาทีมชาติไทยและมีบางกล้ามเนื้อที่ไม่สอดคล้องกับท่าทางการตี ทำให้การตียังไม่มีประสิทธิภาพเท่าที่ควร

3. สุรชัย ตาระกา (2559) ศึกษาเรื่อง “ผลของความเร็วการไหลของน้ำในอุโมงค์น้ำต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการว่ายน้ำท่าครอว์ลในนักกีฬาว่ายน้ำน้ำสมัครเล่น” วัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของความเร็วการไหลของน้ำในอุโมงค์น้ำที่มีต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะว่ายน้ำท่าครอว์ลในนักกีฬาว่ายน้ำสมัครเล่น มีวิธีดำเนินการวิจัยโดยกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้เป็นนักกีฬาว่ายน้ำสมัครเล่น สิงห์ คอร์ปอเรชั่น จำนวน 15 คน อายุระหว่าง 18-25 ปี ทำการติดตั้งเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณกล้ามเนื้อ 8 มัดทางด้านขวา ได้แก่ Anterior Deltoid, Posterior Deltoid, Pectoralis Major, Middle Trapezius, Erector Spinae, Rectus Abdominis, Biceps Femoris, และ Vastus Medialis เพื่อวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้แก่ การหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (Maximum Intensity), ระยะเวลาจากจุดเริ่มสัญญาณ EMG ไปยัง จุดสูงสุดของ EMG (Time to Peak), อัตราการเพิ่มของ EMG (Rate of EMG Development), และเวลาการเกิดสัญญาณ EMG เมื่อเทียบกับกล้ามเนื้อมัดแรกที่เกิดสัญญาณ (Pectoralis Major) (Onset Latency) ขณะว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำที่ความเร็ว 3 ระดับ คือ 0.5, 1.0 และ 1.5 m/s โดยกำหนดจุดเริ่มต้นช่วงการเคลื่อนไหวเมื่อมือขวาสัมผัสน้ำ (เริ่มต้นของช่วง Entry and Catch) และครบหนึ่งช่วงการเคลื่อนไหวโดยมือกลับมาสัมผัสน้ำอีกครั้ง เพื่อเป็นเวลาอ้างอิงสำหรับการเริ่มทำงานของกล้ามเนื้อมัดถัดมา วิเคราะห์ผลการวิจัยโดย One Way ANOVA และใช้ Tukey ในการหาคู่ที่แตกต่างกันโดยกำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p\text{-value} \leq 0.05$ ผลการวิจัย: คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนแสดงการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (Maximum Intensity) มากกว่ากล้ามเนื้อลำตัวและกล้ามเนื้อขาในทุกความเร็ว และแสดงการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อว่ายน้ำด้วยความเร็วเพิ่มขึ้น ในขณะที่ระยะเวลาจากจุดเริ่มสัญญาณไปยังจุดสูงสุดไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามอัตราการเพิ่มของ EMG ของกล้ามเนื้อลำตัวและกล้ามเนื้อขาพบการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ และพบการเปลี่ยนลำดับการเกิดสัญญาณ EMG โดยเฉพาะในส่วนกล้ามเนื้อลำตัวและกล้ามเนื้อขา เมื่อความเร็วของการไหลของน้ำในอุโมงค์น้ำเพิ่มขึ้น จึงสรุปผลวิจัยว่ากล้ามเนื้อแขนเป็นกล้ามเนื้อหลักในการว่ายน้ำท่าครอว์ล ในทุกความเร็วของการว่ายน้ำ อย่างไรก็ตามเมื่อว่ายน้ำด้วยความเร็วเพิ่มขึ้น พบว่ากล้ามเนื้อลำตัวและ

กล้ามเนื้อขา จะทำงานเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เพื่อพยุงร่างกายส่วนล่างให้สามารถแทรกผ่านน้ำให้เร็วขึ้น และประสานสัมพันธ์กับการทำงานที่เพิ่มขึ้นของกล้ามเนื้อแขน งานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการลงน้ำหนักบางส่วนโดยเฉพาะเรื่องที่เกี่ยวข้องกับลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง ทั้งหมดเป็นการศึกษาในต่างประเทศดังนี้

7.1. การศึกษาวิจัยการศึกษาถึง Peak ground-reaction force มีที่รวบรวมมาดังนี้

7.1.1 Grabowski และคณะ (2008) ได้ทำการศึกษาในอาสาสมัครที่สุขภาพดีจำนวน 10 คน (ผู้ชาย 7 คน, ผู้หญิง 3 คน) โดยให้อาสาสมัครแต่ละรายวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเป็นเวลา 7 นาทีใน ระดับความเร็ว 6.7, 8.9 และ 11.2 ไมล์ต่อชั่วโมงที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 25%, 50%, 75% และ 100% พบว่ามีระดับการสัมผัสพื้นผิว (Contact time) ที่ลดลง มี Peak ground-reaction force ลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับ การวิ่งที่ลงน้ำหนักตัวตามปกติ ดังรูปที่ 35



รูปที่ 35 ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง
(Grabowski & Kram, 2008)

7.1.2 Hoffmann และคณะ (2011) ได้ทำการศึกษาในกลุ่มทดลองที่สุขภาพดี 12 คน (ผู้ชาย 6 คน, ผู้หญิง 6 คน) โดยให้กลุ่มทดลองวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเป็นเวลา 3 นาทีในระดับความเร็วอิสระและมีระดับน้ำหนักร่างกายที่ 50%, 75% และ 100% พบว่ามี Ground reaction force ที่ลดลง นอกจากนี้ Hoffmann ยังได้ศึกษาถึงระดับการใช้ออกซิเจน (VO₂) พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนลดลงขณะที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงโดยลดลง 10% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 75% และลดลง 20% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 50%

7.1.3 Patil และคณะ (2013) ได้ทำการศึกษาในผู้สูงอายุ 4 รายที่มีเครื่องวัดแรงที่ข้อเข่าในขณะที่เดินและวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็ว 1.5, 2.5, 3.5 และ 4.5 ไมล์ต่อชั่วโมง

พบว่าแรงที่ผ่านข้อเข่าลดลง 63% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 25% เมื่อเปรียบเทียบกับระดับน้ำหนัก 100%

7.1.4 Smoliga และคณะ (2015) ได้ศึกษาในนักวิ่ง 10 คนโดยการวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับน้ำหนัก 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ของน้ำหนักตัวพบว่ามีความแข็งแรงที่ลดลงกับพื้นที่ประมาณ 50% ของน้ำหนักตัวในทุกระดับการพุงตัว

7.1.5 McNeill และคณะ (2015) ได้ศึกษาถึง Accuracy ของเครื่อง Antigravity treadmill ในผู้ใหญ่ 31 คน ในการใช้เครื่องพุงน้ำหนักร่างกายที่ระดับ 20%-100% พบว่าเกือบทุกระดับพุงน้ำหนักร่างกายสามารถช่วยได้จริงยกเว้นระดับการพุงร่างกายที่ 70%-90% ที่มีระดับการพุงร่างกายที่เพิ่มมากกว่าค่าที่ตั้งกับเครื่องเล็กน้อยและในระดับการพุงร่างกายที่ 100% เครื่องสามารถช่วยได้เพียง 93% ของน้ำหนักร่างกายเท่านั้นและระดับที่ 60% ของระดับร่างกายมี Accuracy ของเครื่องที่ดีที่สุด ($P < 0.001$) ดังรูปที่ 36

TABLE 1. Comparison of predicted and measured mean weights for each condition and level of significance for the difference.*

Predicted proportion	Predicted weight, mean (SD) (lbs)	Measured weight, mean (SD) (lbs)	Measured proportion (%)	<i>p</i>
100% BW inside deflated	146.73 (27.95)	147.52 (27.80)	100.58	0.098
100% BW inflated	146.73 (27.95)	136.93 (27.49)	93.15	<0.001†
90% BW	131.52 (25.15)	131.31 (25.31)	89.84	0.667
80% BW	116.30 (22.36)	116.61 (22.33)	80.22	0.520
70% BW	101.09 (19.56)	102.40 (19.73)	70.92	0.006
60% BW	85.88 (16.77)	88.62 (17.09)	61.95	<0.001†
50% BW	70.67 (13.97)	75.03 (14.55)	53.15	<0.001†
40% BW	55.45 (11.18)	61.52 (11.54)	44.63	<0.001†
30% BW	40.24 (8.38)	47.57 (8.78)	35.75	<0.001†
20% BW	25.03 (5.59)	34.07 (6.80)	27.67	<0.001†

*BW = body weight; *p* values are based on repeated measures analyses of variance with pairwise comparisons to test difference between predicted and observed values. Bonferroni correction was applied for multiple comparisons dividing the *p* value by the number of comparisons: *p* values for significance become $p = 0.01/10 = 0.001$ and $p = 0.05/10 = 0.005$.
†Significant on $p < 0.001$.

รูปที่ 36 Accuracy ของเครื่อง Antigravity treadmill
(Mcneill et al., 2015)

7.1.6 Jensen และคณะ (2016) ได้ศึกษาในนักวิ่ง 8 คนโดยให้วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็ว 5 และ 7.5 ไมล์ต่อชั่วโมง ในระดับน้ำหนัก 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ของน้ำหนักร่างกาย พบว่า Mean และ Peak ground reaction force ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่เขามากกว่าข้อเท้าเล็กน้อย นอกจากนี้ในการวิ่งที่ความเร็วไม่มากจะมีช่วง stance phase ลดลงที่ 25% ที่ระดับพุงร่างกายต่างๆ

7.1.7 Thomson และคณะ (2017) ได้ศึกษาในนักวิ่งระดับมือสมัครเล่น 20 คนที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในหลายระดับความเร็ว 4-10 ไมล์ต่อชั่วโมง และระดับน้ำหนักร่างกาย 50-100%

ของน้ำหนักร่างกาย พบว่าระดับแรงต่อฝ่าเท้าลดลงเมื่อมีการวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง และนอกจากนี้เมื่อมีการเพิ่มความเร็วขึ้นจะมีแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าเพิ่มขึ้น

7.2. การศึกษาวิจัยที่เป็นการศึกษาถึง Stride Characteristics มีที่รวบรวมมาดังนี้

7.2.1 Raffalt และคณะ (2013) ได้ศึกษาวิจัยในนักวิ่ง 12 คนที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง และลู่วิ่งปกติที่ระดับความเร็ว 6.2, 8.7 และ 11.2 ไมล์ต่อชั่วโมง ที่ระดับน้ำหนัก 25%, 50%, 75% และ 100% บนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง โดยพบว่า มี contact time ที่ลดลง flight time ที่เพิ่มขึ้นเมื่อมีระดับการพุงร่างกายที่เพิ่มขึ้น นอกจากนี้ยังพบว่ามีความถี่ในการก้าวเท้าลดลงร่วมกับระยะของการก้าวเพิ่มขึ้น (stride length) เมื่อเพิ่มระดับการพุงร่างกาย

7.2.2 Sinton และคณะ (2015) ได้ทำการศึกษาในนักวิ่งเพศชายจำนวน 7 คนโดยให้นักวิ่งทุกรายเลือกความเร็วที่พึงพอใจวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเป็นเวลา 9 นาทีที่ระดับ 60%, 80% และ 100% ของน้ำหนักร่างกาย พบว่าระยะเวลาลอยตัว (flight time) มีการเพิ่มขึ้น 25% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 80% และเพิ่มขึ้น 65% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 60% ความถี่ในการก้าวเท้าลดลง 5% และ 15% ที่ระดับ 80% และ 60% ของน้ำหนักร่างกายตามลำดับ นอกจากนี้ยังพบว่า แรงกระทำสูงสุดต่อพื้นขณะวิ่ง (Active peak force) ลดลงในทุกคนที่ประมาณ 20%

7.2.3 Bames และคณะ (2017) ได้ศึกษาในนักวิ่งจำนวน 15 คน (ชาย 7 คนและหญิง 8 คน) โดยให้นักวิ่งแต่ละคนวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง 9 นาทีที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 70%, 80%, 90% และ 100% นักวิ่งทุกคนวิ่ง 3 ช่วงเวลา ช่วงละ 3 นาทีที่ระดับความเร็ว 8, 9 และ 10 ไมล์ต่อชั่วโมงในนักวิ่งเพศหญิงและที่ระดับความเร็ว 9, 10 และ 11 ไมล์ต่อชั่วโมง ในนักวิ่งเพศชายพบว่าช่วงการก้าว (Stride length) ยาวกว่า 10% เมื่อเปรียบเทียบกับที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 70% และ 100% ระยะเวลาลอยตัว (Flight duration) นานขึ้น 30% ในนักวิ่งเพศชายและ 40% ในนักวิ่งเพศหญิง นอกจากนี้พบว่าเวลาสัมผัสพื้น (Contact time) ลดลงที่ประมาณ 10% ในนักวิ่งทุกราย

7.3. การศึกษาวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเรื่อง Metabolic Demand และ Performance

7.3.1 Ruckstuhl และคณะ (2010) ได้ศึกษาในอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 10 คน (ชาย 5 คน, หญิง 5 คน) โดยให้อาสาสมัครวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็ว 5 และ 7 ไมล์ต่อชั่วโมง ระดับน้ำหนักร่างกายที่ 33%, 66% และ 100% ตามลำดับพบว่า ระดับการใช้ออกซิเจนลดลงอย่างมีนัยสำคัญ 27% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 66% และลดลง 54% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 33%

นอกจากนี้ยังพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจลดลงและระดับความรู้สึกถึงการออกแรง (Rate perceived of exertion, RPE) ลดลงเล็กน้อย

7.3.2 Hoffman และ Donaghe (2011) ได้ศึกษาในคนสุขภาพดีจำนวน 12 คน (ชาย 6 คน ,หญิง 6 คน) โดยการให้วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับน้ำหนัก 50%, 75% และ 100% แต่ละคนวิ่งช่วงละ 4 นาทีจนกระทั่ง Rate perceived of exertion เท่ากับ 13 พบว่าเมื่อมีการวิ่งที่ระดับ VO₂ ที่ 25 มิลลิลิตรต่อน้ำหนักตัวต่อนาที การวิ่งที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 50% และ 75% จะมีระดับ RPE ที่มากกว่าระดับน้ำหนักร่างกาย 100% ประมาณที่ 10% และในการวิ่งที่ RPE เท่ากับ 12 เมื่อมีการช่วยพุงน้ำหนักร่างกายที่เพิ่มขึ้นจะมีผลให้แรงต่อกระทบบต่อขาลดลงมากกว่าการวิ่งที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 100%

7.3.3 Raffalt และคณะ(2013) ได้ศึกษาในนักวิ่งจำนวน 12 คนที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในระดับน้ำหนักร่างกาย 25%, 50%, 75% และ 100% โดยการตรวจวัด VO₂ max ในขณะที่วิ่งในระดับต่างๆ เปรียบเทียบกับการวิ่งในลู่วิ่งทั่วไป พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนที่น้อยกว่าเมื่อวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง เมื่อมีการตรวจวัดด้วย VO₂ max ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกับระดับ Lactate ในเลือดนอกจากนี้ยังพบว่านักวิ่งสามารถวิ่งได้บนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงได้นานกว่า 34% เปรียบเทียบกับลู่วิ่งทั่วไปเมื่อถึง Maximal capacity

7.3.4 Macneillและคณะ (2015) ได้ศึกษาในนักวิ่งสุขภาพดีจำนวน 8 คน ได้ทดสอบเปรียบเทียบการวัด VO₂ max ในลู่วิ่งทั้งไปเปรียบเทียบกับลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง โดยมีการวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ 50%, 70% และ 90% พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนที่ลดลงประมาณ 20%ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 50%และลดลงที่ประมาณ 13% ที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 70-90% เมื่อวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง นอกจากนี้ Macneillยังมีการศึกษาในนักกีฬามืออาชีพ 6 คน โดยเปรียบเทียบโดยการวิ่งบนลู่วิ่งทั่วไปและวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนที่ลดลงประมาณ 30% เมื่อวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ 80% ของระดับร่างกาย

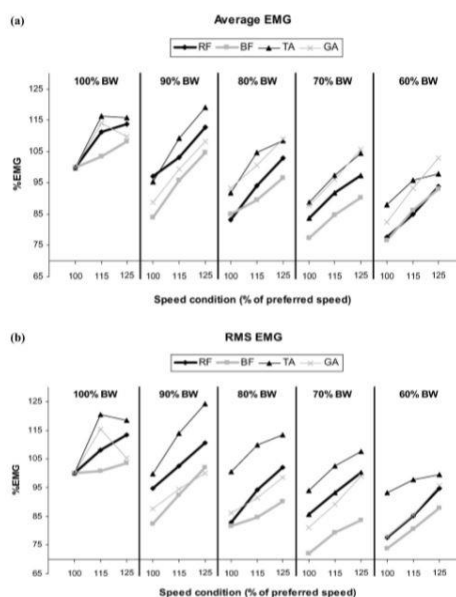
7.3.5 Kline และคณะ (2015) ได้ศึกษาในนักวิ่ง 20 คนโดยนำนักวิ่งทุกรายมาวิ่งบนลู่วิ่งทั่วไปและลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับ 50%, 60%, 70%, 80%, 90% และ 100% ของน้ำหนักร่างกาย พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนลดลง 6% เมื่อวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง 100% น้ำหนักร่างกายเปรียบเทียบกับลู่วิ่งทั่วไป และทุกช่วงที่มีการเพิ่มระดับพุงน้ำหนักร่างกายจะมีระดับการใช้ออกซิเจนลดลง

7.3.6 Barnes และคณะ (2017) ได้ทำการศึกษาในนักวิ่งระยะไกล 15 คน (ชาย 8 คน, หญิง 7) โดยให้นักวิ่งวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับน้ำหนักร้อยละ 70%, 80%, 90% และ 100% โดยจะวิ่งที่ระดับความเร็ว 8, 9 และ 10 ไมล์ต่อชั่วโมงในเพศหญิงและที่ระดับความเร็ว 9, 10 และ 11 ในเพศชาย พบว่ามีระดับการใช้ออกซิเจนลดลง 15% ที่ระดับน้ำหนักร้อยละ 90%, ลดลง 30% ที่ระดับน้ำหนักร้อยละ 80%, ลดลง 37% ที่ระดับน้ำหนักร้อยละ 70% นอกจากนี้จะพบการลดลงของระดับการเต้นของหัวใจ ระดับความเหนื่อย และความถี่ในการหายใจด้วย โดยลดลงในการเพิ่มการพุงน้ำหนักร่างกาย เช่นเดียวกัน

7.3.7 Temple และคณะ (2017) ได้ทำการศึกษาในคนที่มีความฟิต 23 คน (ชาย 13 คน, หญิง 10 คน) โดยเปรียบเทียบการวิ่งบนลู่วิ่งทั่วไปและลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็ว 5, 6 และ 7 ไมล์ต่อชั่วโมง พบว่ามีระดับการลดลงของการใช้ออกซิเจนลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกาย

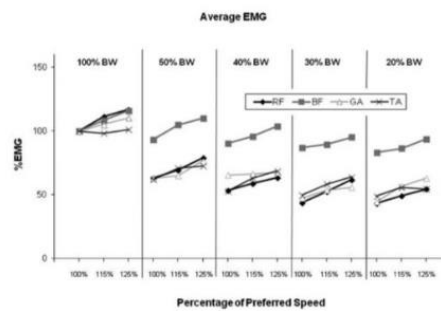
7.4. การศึกษาวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเรื่อง Muscle activation และ Electromyography (EMG)

7.4.1 Liebenberg และคณะ (2011) ได้ทำการศึกษาการทำงานในกล้ามเนื้อร่างกายในขณะที่วิ่งอยู่บนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง โดยทำการศึกษาในผู้เข้าร่วมการทดสอบที่ไม่ได้เป็นนักกีฬาจำนวน 9 คนที่ระดับน้ำหนักร้อยละ 60%, 70%, 80%, 90% และ 100% ของน้ำหนักตัวในระดับความเร็วที่ผู้ทดสอบพึงพอใจใช้เวลาในการวิ่ง 30 นาทีต่อคนโดยเปรียบเทียบ EMG ในแต่ละคนที่กล้ามเนื้อ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior และ Gastrocnemius รวมทั้งมีการวัดมุมของเข่าโดยใช้ Electrogoniometer จากการเปรียบเทียบ Average และ Root mean square ของ EMG จะคำนวณที่เวลา 30 วินาทีพบว่าเมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงร่างกายจะมีการลดลงของ Average และ Root mean square ของ EMG และได้สรุปว่าในการเพิ่มระดับการพุงร่างกายจะไม่ได้มีการเปลี่ยนแปลงของรูปแบบของ Muscle activity ดังรูปที่ 37

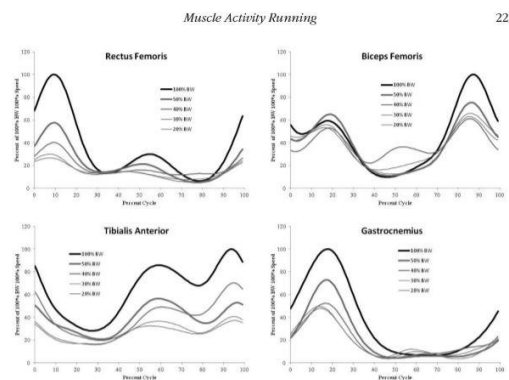


รูปที่ 37 กราฟแสดงถึง Average EMG และ RMS EMG ที่ลดลงในการเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกาย (Liebenberg et al., 2011)

7.4.2 Mercer และคณะ (2013) ศึกษาในอาสาสมัคร 7 คนที่ไม่ใช่ชนกีฬา(ชาย 5 คน,หญิง 2 คน)โดยที่อาสาสมัครแต่ละคนวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงและตั้งระดับน้ำหนักร่างกายไว้ที่ 20%, 30%, 40%, 50% และ 100% ของน้ำหนักร่างกายและวิ่งที่ระดับความเร็ว 100%, 115% และ 125% จากระดับความเร็วที่พึงพอใจ และเปรียบเทียบ Average EMG ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior และ Gastrocnemius พบว่าในกล้ามเนื้อ Rectus femoris, Biceps femoris และ Gastrocnemius ไม่พบว่าการเปลี่ยนแปลง Average EMG เมื่อมีการเพิ่มความเร็วในการวิ่ง ในกล้ามเนื้อ Biceps femoris และ Gastrocnemius มีการเปลี่ยนแปลง Average EMG ที่เล็กน้อยเมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกาย ในกล้ามเนื้อ Tibialis anterior มีผลการเปลี่ยนแปลงโดยตรงกับการเพิ่มระดับความเร็ว ในขณะที่เมื่อมีการเพิ่มของระดับการพุงร่างกายจะมีการทำงานของกล้ามเนื้อทุกมัดลดลง ดังรูปที่ 38 และรูปที่ 39



รูปที่ 38 กราฟแสดง Average EMG
(Mercer et al., 2013)



รูปที่ 39 แสดงถึง Muscle activity ที่ลดลงในกล้ามเนื้อทุกมัด
(Mercer et al., 2013)

7.4.3 Hunter และคณะ (2014) ศึกษาในนักวิ่งระยะไกลระดับทีมมหาวิทยาลัย 7 คนที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในระดับพุงน้ำหนักร่างกาย 40%, 60%, 80% และ 100% ในระดับความเร็วที่แต่ละคนพึงพอใจ และตรวจวัด EMG ในกล้ามเนื้อ 12 มัด Gluteus maximus, Gluteus medius, Medial hamstring, Lateral hamstring, Vastus medialis, Vastus lateralis, Rectus femoris, Hip adductors, Gastrocnemius, Soleus, Peroneus longus, and Tibialis anterior โดยเปรียบเทียบที่ Root mean square ของ Amplitude ของ EMG ได้พบว่า กล้ามเนื้อส่วนใหญ่มี Amplitude ของ EMG ที่ลดลงเมื่อมีการเพิ่มขึ้นของระดับการพุงน้ำหนักร่างกาย ในขณะที่กล้ามเนื้อ Hip adductors ในช่วงแกว่งขา Swing phase และกล้ามเนื้อ Hamstrings ในช่วงที่ลงน้ำหนัก Stance phase ไม่พบว่าการเปลี่ยนแปลงที่มีนัยสำคัญ นอกจากนี้เขายังได้ให้ความเห็นว่า ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเป็นเครื่องมือที่ดีในการช่วยเหลือนักกีฬาที่ได้รับการบาดเจ็บ แต่ในบางกรณี เช่น การบาดเจ็บที่กล้ามเนื้อ Hip adductors หรือที่กล้ามเนื้อ Hamstrings อาจจะต้องใช้

การฝึกบำบัดด้วยเครื่องมืออื่นที่ลดการเกิดอันตรายต่อกล้ามเนื้อเหล่านี้ในนักกีฬาต้องระมัดระวังในการใช้เครื่องมือนี้เพื่อฟื้นฟูร่างกายให้กลับไปสู่สภาพปกติให้เร็วที่สุด ดังรูปที่ 40

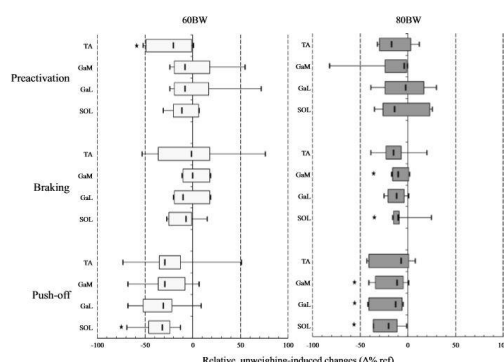
Linear regression p-values for each muscle during the primary time of interest (the phase of the gait cycle when activation was highest).

Muscle and phase	Standardized β	p-Value
Hip adductors swing	0.14	$p = 0.63$
Vastus lateralis stance	0.72*	$p < 0.01$
Rectus femoris stance	0.64*	$p < 0.01$
Vastus Medius Stance	0.70*	$p < 0.01$
Gluteus medius stance	0.66*	$p = 0.02$
Gluteus maximus stance	0.48*	$p = 0.07$
Medial hamstring first half of stance	0.18	$p = 0.22$
Lateral hamstring first half of stance	0.39	$p = 0.44$
Peroneus Longus Stance	0.37	$p = 0.01$
Soleus Stance	0.46*	$p < 0.01$
Tibialis anterior first half of stance	0.41*	$p < 0.01$
Gastrocnemius Stance	0.47*	$p < 0.01$

* Significantly different at $p < 0.05$.

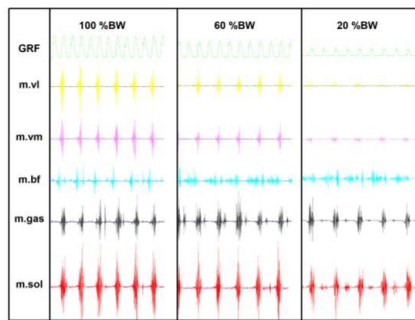
รูปที่ 40 แสดงถึง Amplitude EMG ในกล้ามเนื้อ Hip adductors และ Hamstrings ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลง (Hunter et al., 2014)

7.4.4 Sainton และคณะ (2015) ศึกษาในผู้ชายสุขภาพดีที่ไม่ได้เป็นนักกีฬาจำนวน 11 คน โดยให้วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 60%, 80% และ 100% ช่วงละ 3 นาทีที่ระดับความเร็วที่แต่ละคนพึงพอใจ มีการเก็บ Vertical ground reaction force, Center of mass accelerations รวมทั้ง EMG ที่กล้ามเนื้อสำคัญหกมัดคือ Soleus, Gastrocnemius medialis และ lateralis, Tibialis anterior, Vastus medialis และ lateralis พบว่า ในการวิ่งมีความถี่ในการก้าวลดลงเนื่องจากมีระยะเวลาลอยตัว (Flight time) นานขึ้น ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของเวลาสัมผัสพื้น (Contact time) มี Impact และ Active force peaks ที่ลดลง Amplitude ของ Muscle activity ในกล้ามเนื้อทุกมัดลดลงยกเว้นช่วง Pre-contact และ Braking phase ของกลุ่มกล้ามเนื้อด้าน Extensor ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงดังรูปที่ 41



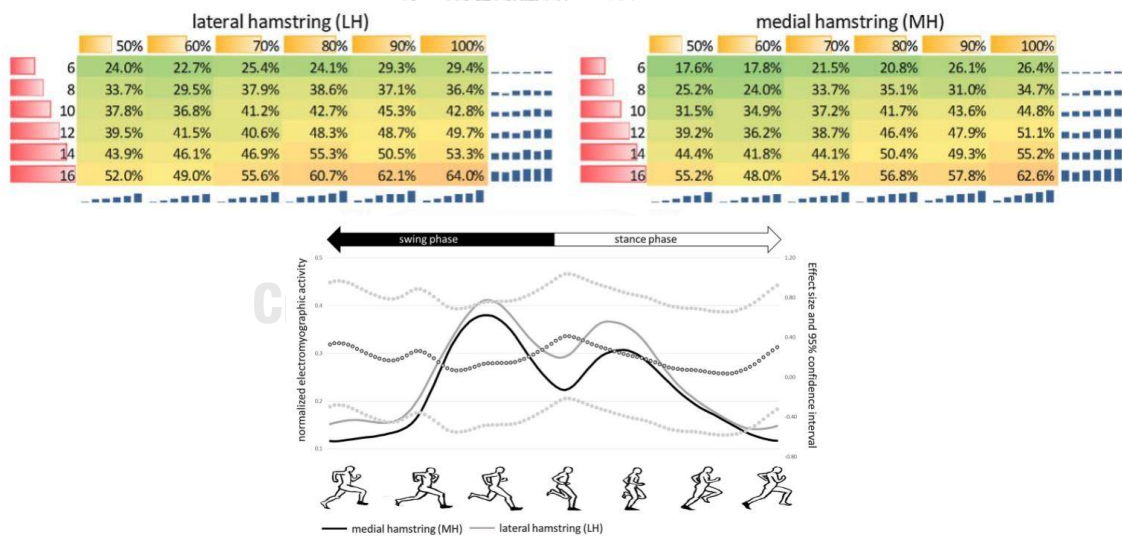
รูปที่ 41 Amplitude EMG ในกล้ามเนื้อที่ลดลง
(Sainton et al., 2015)

7.4.5 Jensen และคณะ (2016) ศึกษาในนักวิ่งเพศชายที่มีสุขภาพดีที่ไม่ได้เป็นนักกีฬา จำนวน 8 คนที่วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับน้ำหนักตัว 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ที่ระดับความเร็ว 2.22 เมตรต่อวินาทีและ 3.33 เมตรต่อวินาที ช่วงความเร็วละ 6 นาที ได้ศึกษา EMG, Ground reaction force และลักษณะของการวิ่งพบว่ามีลักษณะการวิ่งที่เปลี่ยนแปลงไปเล็กน้อยคือ เมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกายจะมีการเหยียดเข่าลดลงและการกระดกข้อเท้าลงที่ลดลงเล็กน้อย ส่วนใน EMG เขาได้ตรวจวัดที่กล้ามเนื้อ Vastus lateralis, Vastus medialis, Biceps femoris, Lateral gastrocnemius และ Lateral soleus พบว่า Root mean square amplitude ของ EMG ลดลงเมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงน้ำหนักร่างกายในกล้ามเนื้อเกือบทุกมัดยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris โดยที่ได้อธิบายว่าน่าจะเป็นเพราะว่า กล้ามเนื้อ Biceps femoris ถูกใช้งานเป็นหลักในช่วง Leg swing phase, ช่วง Braking ใน Hip torque และช่วง Stance phase ในด้าน Ground reaction force ลดลงเมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงร่างกายดังรูปที่ 42



รูปที่ 42 RMS ของ EMG ในกล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่ไม่ได้ลดลง (Jensen et al., 2016)

7.4.6 Hansen และคณะ (2017) ทำการศึกษาในนักวิ่งชายสุขภาพดีจำนวน 12 คนที่ให้วิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงและมีระดับน้ำหนักร่างกาย 50%-100% ที่ระดับความเร็ว 6-16 กิโลเมตรต่อชั่วโมงและได้เปรียบเทียบ Peak EMG ของกล้ามเนื้อ Hamstring ด้าน Medial (Semitendinosus) และด้าน Lateral (Biceps femoris long head) ดังรูปที่ 43

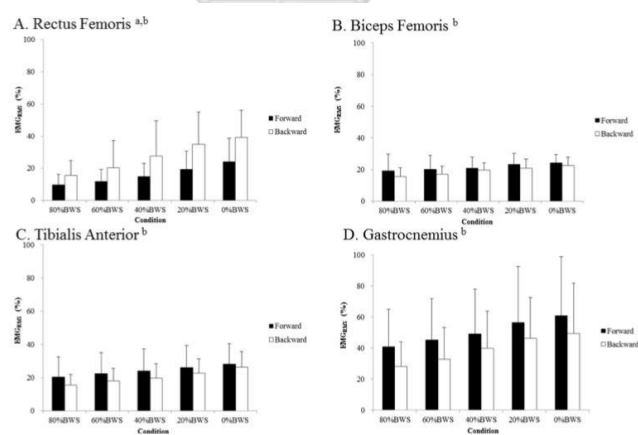


รูปที่ 43 แสดงถึง Peak EMG ที่ไม่ได้ลดลงใน Lateral hamstring (Hansen et al., 2017)

พบว่า เมื่อมีการเพิ่มระดับความเร็วจะมีการเพิ่มขึ้นของ Peak EMG ทุกระดับของการพยุ่งน้ำหนักร่างกาย Peak EMG ของ Lateral hamstring ค่อนข้างจะเหมือนกันทั้งช่วง Swing และ

Stand phase ของการวิ่งไม่ว่าจะพยุ่งน้ำหนักร่างกายหรือไม่ ส่วน Medial hamstring จะมี Peak EMG ลดลงประมาณ 20% เมื่อมีการพยุ่งน้ำหนักร่างกาย เขาได้ให้ความเห็นว่า ในกรณีที่มีการบาดเจ็บในกล้ามเนื้อ Hamstring โดยเฉพาะ ด้านLateral ควรระวังในการมีกายภาพบำบัดบนลู่วิ่ง ต้านแรงโน้มถ่วงเพราะจะเป็นการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อตรงจุดนี้มากกว่าที่จะได้ประโยชน์จากการลดแรงกระแทกต่อข้อ

7.4.7 Masumoto และคณะ (2017) ศึกษาในคนสุขภาพดีที่ไม่ได้เป็นนักกีฬาจำนวน 10 คน (ชาย 6 คน, หญิง 4 คน) โดยทำการวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงในระดับความเร็วที่แต่ละคนพึงพอใจ และช่วยพยุ่งน้ำหนักร่างกายที่ 0%, 20%, 60% และ 80% ตามลำดับ โดยมีการวิ่งทิศทางไปข้างหน้า และวิ่งถอยหลังได้ติดตามการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior และ Gastrocnemius นอกจากนี้ได้ตามคู่อัตราการเหนื่อย (Rating of perceived exertion) และอัตราการก้าวเท้า (Preferred stride frequency) พบว่าทิศทางวิ่งแทบจะไม่มีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อต่างๆ ยกเว้นช่วงที่วิ่งไปด้านหลังที่จะมีการใช้กล้ามเนื้อ Rectus femoris มากกว่าการวิ่งไปด้านหน้า อัตราเหนื่อยจะช้าลงเมื่อมีการเพิ่มระดับการพยุ่งน้ำหนักร่างกาย มีแต่เพียงอัตราการก้าวเท้าที่พบว่าไปข้างหน้าจะมีความถี่มากกว่าก้าวไปด้านหลัง ดังรูปที่ 44

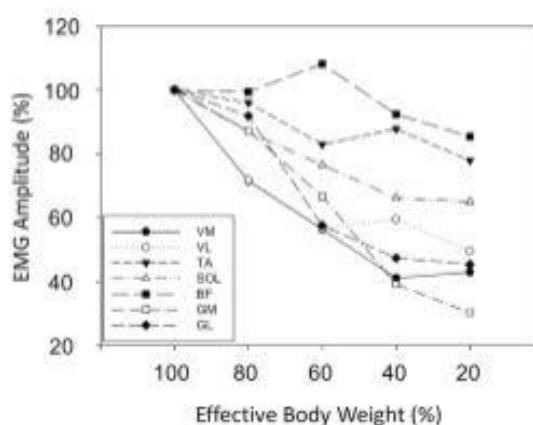


รูปที่ 44 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อที่ไม่ได้ลดลง

(Masumoto et al., 2017)

7.4.8 Kristiansen และคณะ (2019) ศึกษาในผู้ร่วมการทดลองที่สุขภาพดี 20 คนได้ทดลองเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็วเดินช้า 2.5 กิโลเมตรต่อชั่วโมงและเดินเร็ว 3.6 กิโลเมตรต่อชั่วโมงและระดับน้ำหนักร่างกาย 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ตามลำดับ ได้ศึกษาการ

ทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Medial และ Lateral head ของ Gastrocnemius, Soleus, และ Tibialis anterior พบว่า Root mean square EMG ของเกือบจะทุกกล้ามเนื้อลดลงเมื่อมีการเพิ่มระดับการพุงร่างกายยกเว้นใน กล้ามเนื้อ Biceps femoris และ Tibialis anterior มีระดับการเปลี่ยนแปลงที่น้อยมากที่ไม่สัมพันธ์กับระดับการพุง น้ำหนักร่างกายดังรูปที่ 45



รูปที่ 45 EMG ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ที่เปลี่ยนแปลงในระดับที่น้อยมาก (Kristiansen et al., 2019)

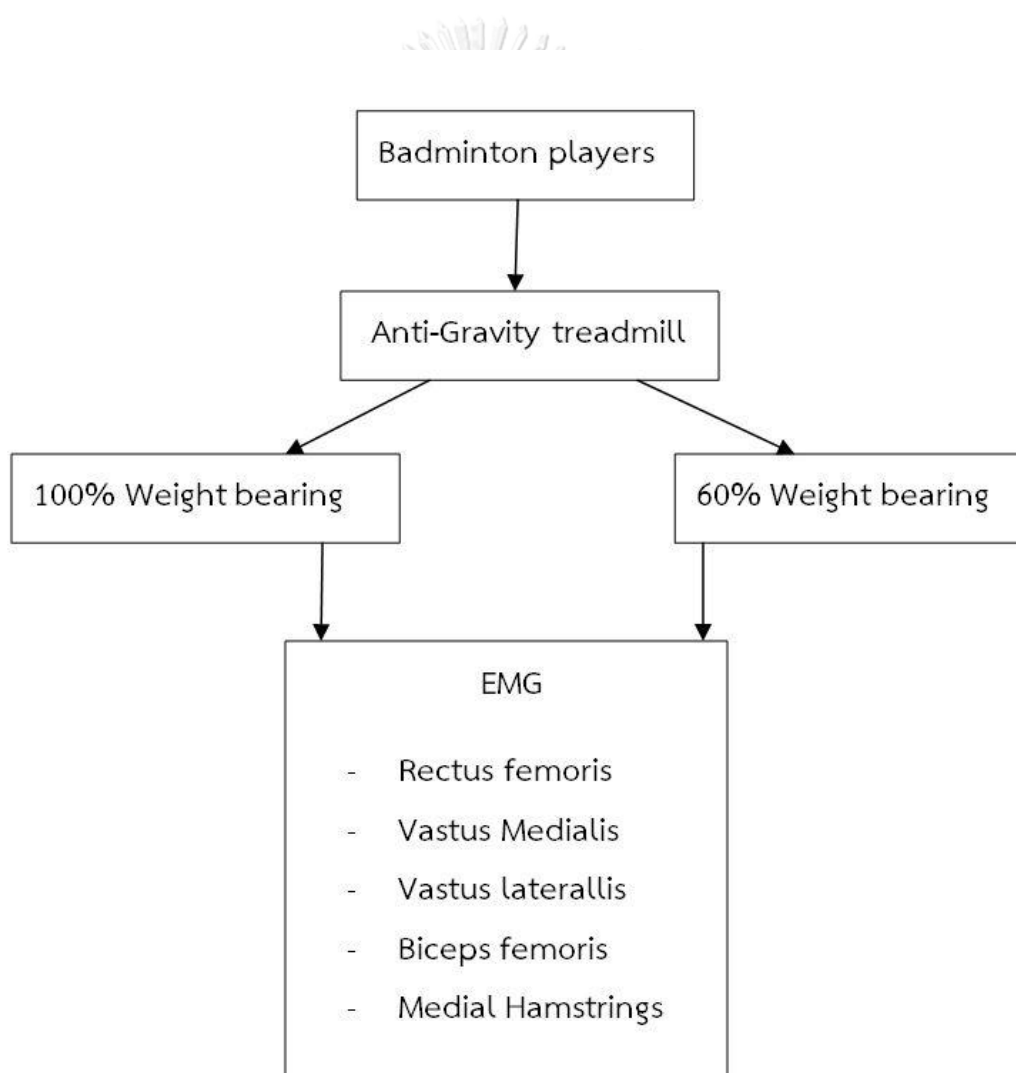
ได้อธิบายว่าผลที่พบน่าจะเป็นเพราะว่า กล้ามเนื้อ Biceps femoris ถูกใช้ทั้งสองช่วงของการเดินคือทำหน้าที่เป็น Hip extension ขณะช่วง Stance phase และ Knee flexion ช่วง Swing phase ส่วนในกล้ามเนื้อ Tibialis anterior ใช้ในการทำ Dorsiflexion ของข้อเท้ายังมีการเดินที่ไวขึ้นจะพบได้ว่ากล้ามเนื้อมัดนี้จะใช้เพื่อกระดกข้อเท้าเพิ่มมากขึ้น การที่จะใช้ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงนี้ ต้องระวังในนักกีฬาที่บาดเจ็บโดยเฉพาะที่กล้ามเนื้อสองมัดนี้

สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการลงน้ำหนักบางส่วนและลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง

มีการศึกษามากมายกับการลงน้ำหนักบางส่วนโดยช่วงแรกจะเป็นการศึกษาในด้านกายภาพต่างๆ เช่น ระดับการใช้ออกซิเจน ระดับการพุงร่างกาย ต่อมาเป็นการศึกษาถึงการลดแรงกระแทกต่อข้อต่อร่างกายที่รายงานว่าลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมีการลดแรงกระแทกต่อข้อต่อร่างกายได้จริงที่ข้อเข่ามากกว่าข้อเท้า โดยเครื่องไม่ได้เปลี่ยนกลไกในการทำงานของกล้ามเนื้อหรือการวิ่ง ในระยะหลังที่ผ่านมาเป็นการศึกษาในการทำงานของกล้ามเนื้อโดยจะเป็นการศึกษาในคนทั่วไปในช่วงแรก ยังไม่มีการศึกษาในระดับนักกีฬาซึ่งเป็นการฝึกออกกำลังกายช่วงแรกของผู้บาดเจ็บและนอกจากนี้ใน

การศึกษาที่ผ่านมาได้เตือนให้ระวังในบาดเจ็บต่อตัวกล้ามเนื้อ Lateral hamstring (Biceps femoris) และนอกจากนี้ยังพบว่าจากการศึกษาในการทำงานของกล้ามเนื้อจะมีรูปแบบการทำงานที่ลดลง แต่ยังไม่มีการศึกษาในด้านรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อ และในการเพิ่มความเร็วในการเดินที่จะทำให้มีแรงกระทำต่อร่างกายที่มากขึ้น

8. กรอบแนวคิดในงานวิจัย



บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experiment research design) และผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสถาบัน ชุมที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รับรองเมื่อวันที่ 24 มีนาคม 2564

กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ จะทำการคัดเลือกในลักษณะสุ่มตัวอย่างแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive sampling) คือ นักกีฬาแบดมินตันจากโรงเรียนแบดมินตัน โดยใช้โปรแกรม G*Power ในการคำนวณหา Sample size โดยอาศัยข้อมูลจากงานวิจัยของ ซอง Kristiansen และคณะ (Kristiansen et al., 2019) กำหนดค่า Effect size=1.1 $\alpha=0.05$, power $(1-\beta) = 0.95$ จากผลการคำนวณ สรุปว่างานวิจัยนี้มีกลุ่มตัวอย่าง 11 คน เพื่อป้องกันการ Dropout จึงขอเพิ่มจำนวนกลุ่มตัวอย่างอีก 25% เป็น 15 คนโดยมีจดหมายขออนุญาตโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดเพื่อขอความอนุเคราะห์กลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย

1. ชายหรือหญิงอายุ 15-21 ปี สุขภาพดี ไม่มีโรคประจำตัว เช่น เบาหวาน ความดันโลหิต และโรคอื่น ๆ ที่มีผลต่อการวิจัย
2. มีดัชนีมวลกายอยู่ในระดับปกติ (BMI 18.5-25) (Garrido-Chamorro et al, 2009)
3. มีประสบการณ์ในการเล่นแบดมินตันมากกว่า 1 ปี
4. เคยแข่งขันระดับเยาวชนหรือระดับโรงเรียนขึ้นไปทั้งในประเทศหรือต่างประเทศอย่างน้อย 2 รายการในระยะเวลา 2 ปีที่ผ่านมา
5. ได้รับการฝึกซ้อมเป็นประจำอย่างน้อย 3 ครั้งต่อสัปดาห์
6. ไม่เคยได้รับการบาดเจ็บของร่างกายอย่างรุนแรงถึงระดับการผ่าตัดบริเวณกล้ามเนื้อและข้อต่อที่รยางค์ขา

7. ไม่ได้รับการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อและข้อต่อที่ร้ายแรงอย่างรุนแรงจนต้องเข้ารับการรักษาทันที การแพทย์และได้รับการรักษามากกว่าการรับประทานยาและยาฉวยนัดที่จะมีผลต่อการวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 4 เดือน
8. สนับสนุนในการเข้าร่วมการวิจัยและเซ็นใบยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยอย่างเต็มที่
9. เป็นผู้ที่ไม่เคยผ่านการฝึกบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมาก่อน

เกณฑ์ในการคัดกลุ่มตัวอย่างออกจากการวิจัย (Exclusion criteria)

1. กลุ่มตัวอย่างเกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อไปได้ เช่น การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุหรือมีอาการเจ็บป่วยจนไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อไป
2. กลุ่มตัวอย่างไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย

1. ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง (AlterG Anti-Gravity Treadmill, Model M/F300series)(ประเทศอเมริกา) ปรับความเร็วได้ระหว่าง 0-10 ไมล์ต่อชั่วโมง โดยมีผู้ช่วยในการวิจัย 1 คน ช่วยในการปรับความเร็วของลู่วิ่งและปรับระดับการพองน้ำหนักร่างกายรวมทั้งช่วยในการใส่ชุดประกอบระบบเข้ากับลู่วิ่ง ดังรูปที่ 46



รูปที่ 46 ลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง Model M/F 300 series

2. เครื่องวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) Wave wireless EMG miniwave water proof; Cometa 8 Chanel (ประเทศอิตาลี) ทำงานร่วมกับโปรแกรมการวิเคราะห์โดยผู้วิจัยเป็นผู้ควบคุมดูแลในการติดตั้ง Electrode ด้วยตัวเองดังรูปที่ 47



รูปที่ 47 เครื่องรับสัญญาณ EMG

3. Surface Electrode 8 Channels ดังรูปที่ 48



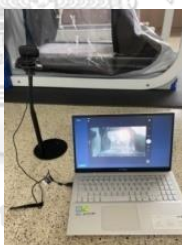
รูปที่ 48 อิเล็กโทรด

4. เครื่องวัดความแข็งแรงกล้ามเนื้อ Isometric dynamometer (Biodex System Pro รุ่น 850-230) ดังรูปที่ 49



รูปที่ 49 เครื่อง Isokinetic dynamometer

5. กล้อง Web camera ดังรูปที่ 50



รูปที่ 50 กล้อง Web camera

6. เบ็ดเตล็ด

6.1 สำลีและแอลกอฮอล์

6.2 ผ้าเทป (Tape)

6.3 ไขมีดโกน

6.4 ผู้ช่วยในการทำวิจัย มี 2 คน เพศชาย 1 คน และเพศหญิง 1 คน จะช่วยดูแลผู้เข้าร่วมวิจัยที่เพศตรงกันตั้งแต่ติดอิเล็กโทรดและปิดเปิดเครื่องมือ โดยผู้ช่วยวิจัยจะได้รับการฝึกสอนโดยผู้ดูแลห้องปฏิบัติการคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาจนมีความชำนาญสามารถทำการปิดเปิดอุปกรณ์ต่างๆ ได้อย่างถูกวิธี และมีการประชุมทำความเข้าใจในวิธีการทดลองในขั้นตอนต่างๆ อย่างดี

ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

ขั้นตอนที่ 1 ขั้นตอนการทดลองและตรวจสอบข้อมูล

1.1 ศึกษารายละเอียดและวิธีการใช้เครื่องมือและรวบรวมข้อมูลคุณลักษณะของเครื่องมือทั้งในทางทฤษฎีและในทางปฏิบัติ

1.2 ศึกษารายละเอียดวิธีการทำงานของกล้ามเนื้อของร่างกาย

1.3 ขออนุญาตเก็บข้อมูลจากโรงเรียนเบตมินตันบ้านทองหยอด

1.4 ขออนุมัติงานวิจัยในคนจากคณะกรรมการพิจารณาการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ขั้นตอนที่ 2 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล

2.1 ผู้วิจัยทำการคัดเลือกกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยใช้แบบคัดกรองผู้เข้าร่วมการวิจัย (ภาคผนวก ค.) ทำที่โรงเรียนเบตมินตันบ้านทองหยอด ใช้เวลาทำแบบคัดกรองประมาณ 10 นาที เพื่อให้ได้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นจำนวน 15 คน

2.2 ผู้วิจัยอธิบายขั้นตอนอย่างละเอียดให้ผู้เข้าร่วมวิจัยรับทราบ และให้เซ็นยินยอมเข้าร่วมการวิจัย (ในกรณีที่อายุต่ำกว่า 18 ปีต้องมีการเซ็นยินยอมโดยผู้ปกครองร่วมด้วย ในกรณีที่บิดาหรือมารดาไม่สามารถมาได้ ทางโรงเรียนเบตมินตันบ้านทองหยอดจะดำเนินการแจ้งผู้ปกครองและลงนามแทนด้วยผู้อำนวยการโรงเรียน)

2.3 ผู้วิจัยทำการนัดหมายกับผู้เข้าร่วมการวิจัย (ทำการทดสอบได้วันละ 2 คน) โดยจะติดต่อผ่านเจ้าหน้าที่โรงเรียนเบตมินตันบ้านทองหยอดเพื่อให้เป็นเวลาเหมาะสม ไม่รบกวนการแข่งขันของแต่ละคนรวมทั้งตารางการฝึกซ้อมโดยผู้ทำการวิจัยจะมารับผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วยตนเองด้วยรถยนต์ส่วนตัวที่โรงเรียนเบตมินตันบ้านทองหยอดและนำส่งกลับด้วยตนเองทุกครั้ง

2.4 เมื่อมาถึงสถานที่ทดสอบแจ้งให้ผู้ที่อยู่ในบริเวณการทดสอบทราบถึงการปิดอุปกรณ์สื่อสารและอุปกรณ์ที่คาดว่าจะรบกวนสัญญาณของเครื่อง EMGRบกวนให้ทุกคนปิดขณะทำการทดสอบ

2.5 ทำการติด Electrode บริเวณกล้ามเนื้ออกกลุ่มเป้าหมาย มีขั้นตอนดังนี้

2.5.1 เลือกขาข้างถนัดของนักกีฬาโดยการซักถาม

2.5.2 ทำความสะอาดผิวที่ต้องการติดอิเล็กโทรดโดยการเช็ดสำลีชุบแอลกอฮอล์และรอให้แห้งถ้ามีขนต้องทำการกำจัดโดยมีดโกนเพื่อลดการเกิดสัญญาณรบกวนภายใต้ผิวหนังระหว่างการทดสอบ(ใช้ใบมีดโกนใหม่ทุกครั้ง)

- 2.5.3 ทำการติดอิเล็กโทรดบนตำแหน่ง Motor point ของกล้ามเนื้อ 5 มัด (5 จุด) ได้แก่
 1.Rectus femoris 2.Vastus medialis 3.Vastus lateralis 4. Semitendinosus and Semimembranosus 5. Bicep femoris ของขาข้างถนัด โดยผู้ช่วยวิจัยที่เพศตรงกับผู้เข้าร่วมการวิจัย ดังรูปที่ 51



รูปที่ 51 ภาพแสดงการติดอิเล็กโทรดที่ต้นขาทั้ง 5 จุด

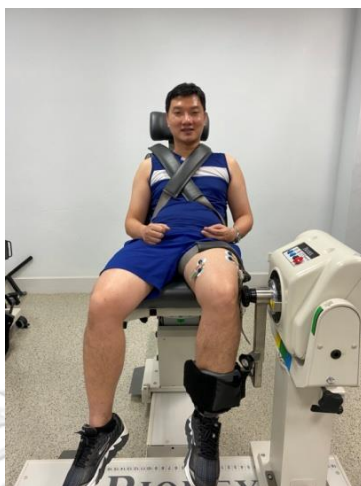
- 2.5.4 ใช้แผ่นเทปพันเพื่อยึดให้แน่น
 2.5.5 ติดแถบสีสะท้อนแสงที่รองเท้า 3 จุดด้านข้างของรองเท้าตรงกับ 1.กระดูก Calcaneus 2. Metatarsophalangeal joint ที่ 5 3. ตาตุ่มนอก ดังรูปที่ 52



รูปที่ 52 ภาพแสดงติดแถบสีสะท้อนแสงที่เท้าสามจุด

- 2.6 หลังติดอิเล็กโทรดเรียบร้อยแล้วให้ทำการอบอุ่นร่างกายด้วยการยืดเหยียดกล้ามเนื้อต้นขาเป็นเวลา 10 นาที (ภาคผนวก ก.)
 2.7 ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยนั่งบนเครื่อง Isokinetic dynamometer โดยการจัดทำดังนี้ นั่งบนเก้าอี้ โดยที่รองด้านหลังทำมุมเอนจากด้านหลัง 75 องศา ต้นขาขนานกับพื้น จุดหมุนของตัววัด Dynamometer ตรงกับLateral femoral condyle ของข้อเข่า ติดที่รัดลำตัวผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วย Thoracic band รัดต้นขาผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วย Thigh band และรัดหน้าแข้ง

ผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วย Shin band ที่ระดับสูงกว่า Lateral Malleolus ประมาณ 2 นิ้ว โดยให้ข้อเท้าสามารถงอเข้าได้ 120 องศา ดังรูปที่ 53



รูปที่ 53 การนั่งบนเครื่อง Isokinetic Dynamometer

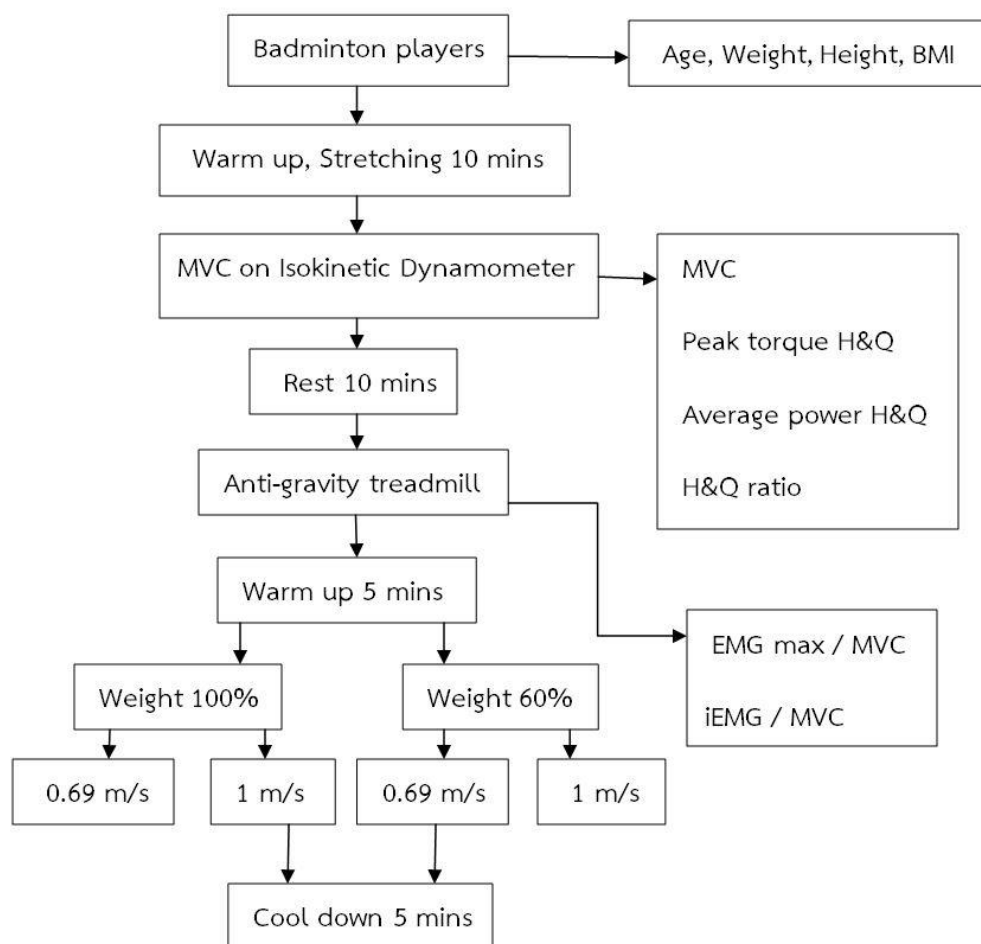
- 2.8 ทำความคุ้นเคยกับเครื่อง Isokinetic dynamometer โดยเหยียดข้อเข่ากับเครื่องในท่าเหยียดเข้า สุด (0 องศา) และงอเข้าสุด (120 องศา) ความเร็วข้อเข่าที่ 60 องศาต่อวินาที จำนวน 3 ครั้ง พัก 1 นาทีก่อนทำการทดสอบจริง
- 2.9 ทำการทดสอบแรงของกล้ามเนื้อ Quadriceps และ Hamstring พร้อมกับทำการวัด Maximal Voluntary Contraction (MVC) ความเร็วที่ 60 องศาต่อวินาทีจำนวน 5 ครั้ง พัก 5 นาที เลือกครั้งที่มีความต่างศักย์ของ EMG สูงสุดของแต่ละมัดเก็บเป็นข้อมูล ก่อนเริ่มการทดสอบขึ้นไปพักประมาณ 10 นาที
- 2.10 ทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนลู่วิ่งด้านแรงโน้มถ่วงโดยใส่กางเกงของลู่วิ่งด้านแรงโน้มถ่วงในขนาดที่พอเหมาะกับผู้เข้าร่วมการวิจัยจากนั้นเข้าไปในเครื่องต่อระบบกางเกงเข้ากับตัวเครื่อง
- 2.11 ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเดินบนลู่วิ่งด้านแรงโน้มถ่วงที่ระดับความเร็ว 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมง (0.69 เมตรต่อวินาที) เพื่อเป็นการทำความคุ้นเคยกับเครื่องและเป็นการอบอุ่นร่างกายเป็นเวลา 5 นาทีเตรียมการบันทึก EMG และถ่ายภาพร่างกายขณะเดินไปพร้อมกันจากกล้อง

2.12 ทำการบันทึก EMG เป็นช่วงที่หนึ่งในขณะที่เดิน 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมง (EMG 1 ช่วงคือ การเดิน 20 ก้าวของขาข้างที่ติดอิเล็กโทรด)ต่อมาเพิ่มระดับความเร็วเป็นที่ 2.2 ไมล์ต่อชั่วโมง (1 เมตรต่อวินาที) ทำการบันทึกEMGเป็นช่วงที่สองต่อมาเปิดระบบเครื่องและเพิ่มระดับการพุงร่างกายเป็น 60% ของน้ำหนักร่างกายทำการบันทึก EMG เป็นช่วงที่สาม

2.13 ปรับระดับความเร็วลงมาที่ 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมงและทำการบันทึก EMG เป็นช่วงที่สี่ หลังจากนั้นจะให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยคลายอุ้งนกล้ามเนื้อ โดยลดระดับการพุงร่างกายกลับมาที่น้ำหนักร่างกาย 100% เดินอยู่ 5 นาทีปรับ ความเร็วมาที่ระดับ 0 ไมล์ต่อชั่วโมงจนกระทั่งเครื่องหยุดจึงทำการปิดเครื่องและนำผู้เข้าร่วมการวิจัยลงเป็นการเสร็จการทดลองกางเกงของลู่วิ่ง ต้านแรงโน้มถ่วงหลังการใช้จะมีการนำไปตากให้แห้งและทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ ก่อนนำมาใช้ทุกครั้ง

การทดสอบจะใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 60 นาที โดยจะทำการทดสอบในช่วงเวลา 12.00-16.00 น.ของวันจันทร์ (เป็นวันหยุดการฝึกซ้อมของโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด) ซึ่งไม่ผลกระทบต่อ การฝึกซ้อมประจำของนักกีฬาที่โรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด

แผนผังขั้นตอนการทำวิจัย



CHULALONGKORN UNIVERSITY

การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลทั้งหมดจะนำมาจัดการสัญญาณด้วยโปรแกรม EMG and Motion ToolsCometa (ประเทศอิตาลี) โดยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการทดลองทั้งหมดจะถูกนำมากรองสัญญาณด้วยวิธีการ Butterworth digital filter ที่ 100-2000 Hz หลังจากนั้นสัญญาณจะถูกนำไปเข้าสู่กระบวนการ Full-wave rectified และ Smoothing method ตามลำดับ (Konrad, 2005) การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้แก่ อัตราส่วนคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดของกล้ามเนื้อขณะเดินต่อ

MVC (EMG max/MVC) และอัตราส่วน iEMG ของกล้ามเนื้อต่อ MVC ในช่วงเวลาที่เท่ากัน (iEMG/MVC) โดยแสดงเป็นร้อยละ

ค่า MVC ได้จากการทดสอบงอและเหยียดเข่าบนเครื่อง Isokinetic dynamometer จำนวน 5 ครั้งเลือกค่า Maximum EMG ของแต่ละกล้ามเนื้อมาเป็น MVC ของแต่ละมัดกล้ามเนื้อ

ค่า EMG max ได้จากค่า Maximum EMG ที่ได้จากการก้าวเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง จำนวน 20 ก้าวในแต่ละสภาวะและวิเคราะห์เฉพาะในช่วง Stance phase โดยการวิเคราะห์ EMG ร่วมกับภาพการเดินที่ได้บันทึกไว้ โดยเลือกมา 1 ก้าวที่มีค่า EMG สูงที่สุดในแต่ละมัดกล้ามเนื้อมาเป็นค่า EMG max

ค่า iEMG ได้จาก การคำนวณพื้นที่ใต้กราฟของก้าวที่เป็น EMG max โดยใช้โปรแกรม EMG and Motion ToolsCometa ช่วยคำนวณรวมทั้งใช้คำนวณพื้นที่ใต้กราฟของค่า MVC ที่ช่วงเวลาเท่ากัน เพื่อมาทำเป็นอัตราส่วนร้อยละในการคำนวณต่อไป

การวิเคราะห์ทางสถิติ

การวิเคราะห์ด้วยสถิติเชิงพรรณนา ค่าเฉลี่ยส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและสถิติเชิงอนุมานโดยใช้โปรแกรม SPSS stational software for Windows Version 22 โดยนำข้อมูลทดสอบการกระจายข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk testพบว่ามีการกระจายข้อมูลที่ปกติทุกตัวแปรและทดสอบความแปรปรวนด้วย Mauchly's Test of Sphericityพบว่าความแปรปรวนเท่ากันทุกเงื่อนไขจึงทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้ง EMG max/MCV และ iEMG/MCV ของตัวแปรต้นโดยใช้ Two Way repeated ANOVA กำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ ≤ 0.05 การทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับอิทธิพลรวมของ 2 ปัจจัย พบว่ามีนัยสำคัญทางสถิติ การสรุปผลการทดลองนี้ผู้วิจัยจะต้องพิจารณาที่ทุกระดับของปัจจัยหนึ่ง ณ ที่ระดับหนึ่งของปัจจัยอีกตัวหนึ่ง แต่ถ้าพบว่าอิทธิพลรวมของ 2 ปัจจัยไม่มีนัยสำคัญทางสถิติจะทำให้ผู้วิจัยสามารถอธิบายผลของการทดลองว่าเป็นผลของอิทธิพลหลักของปัจจัยเท่านั้น

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผู้วิจัยได้ทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติจากข้อมูลที่ได้ในการเดินลงน้ำหนักบางส่วนด้วยความเร็วทั้งหมด 2 ระดับโดยกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ ทำการคัดเลือกจากนักกีฬาแบดมินตันโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด อายุตั้งแต่ 15-21 ปี ทั้งหมด 15 คน ซึ่งถนัดแขนข้างขวาทั้งหมด

ตอนที่ 1 แสดงข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัย (Characteristics of participants)

ตารางที่ 1 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัย (Characteristics of participants) ด้วย Shapiro Wilk test

Characteristics	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
1.อายุ (ปี)			
ชาย	0.810	7	0.052
หญิง	0.788	8	0.051
2.น้ำหนัก (กิโลกรัม)			
ชาย	0.935	7	0.598
หญิง	0.891	8	0.240
3.ส่วนสูง (เซนติเมตร)			
ชาย	0.933	7	0.131
หญิง	0.787	8	0.544
4.ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)			
ชาย	0.829	7	0.078
หญิง	0.936	8	0.573

จากตารางที่ 1 พบว่าข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัยในทุกตัวแปรมีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 2 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัย (Characteristics of participants) ด้วย Levene's test

Charateristics	P-Value
1.อายุ (ปี)	0.578
2.น้ำหนัก (กิโลกรัม)	0.205
3.ส่วนสูง (เซนติเมตร)	0.165
4.ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	0.920

จากตารางที่ 2 พบว่าข้อมูลคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัยมีความแปรปรวนเท่ากันระหว่างเพศชายและเพศหญิง ($P > 0.05$)

ตารางที่ 3 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติของคุณลักษณะทั่วไปของผู้เข้าร่วมวิจัยด้วยสถิติ *t-test*

ตัวแปร	เพศชาย (N = 7)	เพศหญิง (N = 8)	t	p-value
1.อายุ (ปี)	17.75±2.51	17.73±2.98	0.013	0.990
2.น้ำหนัก (กิโลกรัม)	68.36 ±6.64	57.38 ±2.66	4.317	0.001*
3.ส่วนสูง (เซนติเมตร)	175.20±7.65	165.45±3.99	3.170	0.007*
4.ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	22.31±2.19	20.23 ±1.29	2.200	0.054

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ = 0.05

จากตารางที่ 3 พบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเพศชายและเพศหญิงสำหรับน้ำหนัก ($P = 0.0001$) และส่วนสูง ($P = 0.007$) อย่างไรก็ตาม ยังพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเพศชายและเพศหญิงสำหรับอายุ ($P = 0.990$) และดัชนีมวลกาย ($P = 0.054$)

ตอนที่ 2 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล การทดสอบการเท่ากันของความแปรปรวนและ ANOVA อัตราส่วนระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อของ EMG สูงสุด (EMG Maximum) และค่า EMG สูงสุดที่วัดได้ขณะเกร็งกล้ามเนื้อเต็มที่ (MVC) ในการเดินลงน้ำหนักบางส่วนและเดินลงน้ำหนัก 100% ด้วยความเร็ว 2 ระดับในกล้ามเนื้อทั้ง 5 มัด

2.1 กล้ามเนื้อ Rectus femoris

ตารางที่ 4 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.918	15	0.177
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.951	15	0.543
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.977	15	0.946
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.941	15	0.390

จากตารางที่ 4 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในทุกเงื่อนไขมีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 5 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 5 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในทุกเงื่อนไขมีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 6 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก 100%	ลงน้ำหนัก 60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว 0.69 m/s	6.50 ± 2.60	5.30 ± 2.30	0.120	0.001*	< 0.001*
ความเร็ว 1 m/s	9.10 ± 3.10	6.80 ± 2.40			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับน้อยกว่า 0.05

จากตารางที่ 6 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อ EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.120$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพยุงเพิ่มขึ้น) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับการลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพยุง)

3. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วต่ำกว่า) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

2.2 กล้ามเนื้อ Vastus medialis

ตารางที่ 7 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.912	15	0.148
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.799	15	0.054
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.883	15	0.053
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.886	15	0.058

จากตารางที่ 7 พบว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในทุกเงื่อนไขไม่มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 8 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 8 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในทุกเงื่อนไขไม่มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 9 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว 0.69 m/s	8.60 ± 3.30	6.80 ± 3.40	0.213	0.001*	0.001*
ความเร็ว 1 m/s	12.00 ± 5.50	9.00 ± 2.99			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 9 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อ EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.213$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับ การลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

2.3 กล้ามเนื้อ Vastus lateralis

ตารางที่ 10 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.892	15	0.072
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.860	15	0.064
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.789	15	0.073
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.916	15	0.166

จากตารางที่ 10 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในทุกเงื่อนไขไม่มีกรกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 11 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 11 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในทุกเงื่อนไขมีความแปรปรวนเท่ากัน

ตารางที่ 12 แสดงผลEMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	11.90 ± 6.50	7.80 ± 5.60	0.641	< 0.001*	0.002*
ความเร็ว 1 m/s	14.60 ± 7.70	10.10 ± 5.40			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 12 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อEMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.641$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าEMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisมีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับการลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. EMG max/MVCของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.002$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าEMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralisมีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

2.4 กล้ามเนื้อ Biceps femoris

ตารางที่ 13 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.892	15	0.071
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.934	15	0.318
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.954	15	0.595
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.987	15	0.997

จากตารางที่ 13 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในทุกเงื่อนไขไม่มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 14 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 14 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในทุกเงื่อนไขไม่มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 15 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	34.20 ± 16.80	32.40 ± 14.20	0.368	0.741	0.098
ความเร็ว 1 m/s	35.10 ± 16.00	38.20± 16.60			

จากตารางที่ 15 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อ EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.368$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P=0.741$) กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีค่าไม่แตกต่างจาก เมื่อเปรียบเทียบกับ การลงน้ำหนักที่มากกว่า ในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.098$) กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีค่าไม่แตกต่างจาก เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

2.5 กล้ามเนื้อ Medial hamstring

ตารางที่ 16 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.949	15	0.512
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.924	15	0.218
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.966	15	0.787
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.928	15	0.256

จากตารางที่ 16 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในทุกเงื่อนไขไม่มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 17 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 17 พบว่าข้อมูล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในทุกเงื่อนไขไม่มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 18 แสดงผล EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว 0.69 m/s	22.60 ± 10.60**	19.20 ± 7.30**	0.045*	0.004*	0.002*
ความเร็ว 1 m/s	27.40 ± 12.80**	22.30 ± 8.80**			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

- **มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของการเปรียบเทียบรายคู่ที่ระดับนัยสำคัญ = 0.05

จากตารางที่ 18 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินส่งผลร่วมกันต่อ EMGmax/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.045$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P=0.004$) ดังนั้น สามารถอธิบายผลของเปอร์เซ็นต์ที่เดินลงน้ำหนักในเงื่อนไขที่ความเร็วต่างๆ ได้โดยพบว่า

2.1 เมื่อเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาที มีค่าน้อยกว่าในขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือ เมื่อเดินลงน้ำหนัก 100 เปอร์เซ็นต์ในการเดินช้ากว่า พบว่า EMGmax/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่าในการเดินเร็วกว่า

2.2 เมื่อเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาที มีค่าน้อยกว่าในขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือ เมื่อเดินลงน้ำหนัก 60 เปอร์เซ็นต์ในการเดินช้ากว่า พบว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่าในการเดินเร็วกว่า

3. EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะที่ยืนด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.002$) ดังนั้น สามารถอธิบายผลของความเร็วในเงื่อนไขของเปอร์เซ็นต์ที่เดินลงน้ำหนักที่ระดับต่างๆ ได้ โดยพบว่า

3.1 เมื่อเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาที ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า ในการเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ (มีแรงพยุง) พบว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่าในการเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ (ไม่มีแรงพยุง)

3.2 เมื่อเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือ เมื่อเดินเร็วกว่า ในการเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ (มีแรงพยุง) พบว่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่าในการเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ (ไม่มีแรงพยุง)

ตอนที่ 3 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล การทดสอบการเท่ากันของความแปรปรวนและ ANOVA อัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกกลุ่มเป้าหมายขณะมีการเคลื่อนไหว (เดิน) และพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจในการเดินลงน้ำหนักบางส่วนและ 100% ด้วยความเร็ว 2 ระดับในกล้ามเนื้อทั้ง 5 มัด

3.1 กล้ามเนื้อ Rectus femoris

ตารางที่ 19 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูล iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.921	15	0.199
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.911	15	0.141
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.930	15	0.273
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.931	15	0.281

จากการตารางที่ 19 พบว่าข้อมูล iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในทุกเงื่อนไขไม่มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 20 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล iEMG ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากการตารางที่ 20 พบว่าข้อมูล iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในทุกเงื่อนไขไม่มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 21 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของ iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	4.80 ± 2.00	4.20 ± 1.70	0.262	0.002*	< 0.001*
ความเร็ว 1 m/s	6.00 ± 1.90	5.10 ± 1.70			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 21 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อ iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.262$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในขณะที่ยืนลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่ยืนลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.002$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ขณะที่ยืนลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะที่ยืนลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะเดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับกรลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะเดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ในขณะที่ยืนด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่ยืนด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

3.2 กล้ามเนื้อ Vastus medialis

ตารางที่ 22 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.878	15	0.054
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.686	15	0.060
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.854	15	0.051
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.805	15	0.064

จากตารางที่ 22 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในทุกเงื่อนไข มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 23 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 23 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในทุกเงื่อนไข มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 24 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	7.30 ± 4.10	5.00 ± 2.10	0.268	0.025*	0.002*
ความเร็ว 1 m/s	10.70 ± 7.80	7.40 ± 3.20			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 24 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.268$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.025$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับ การลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.002$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus medialis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

3.3 กล้ามเนื้อ Vastus lateralis

ตารางที่ 25 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.756	15	0.051
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.876	15	0.052
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.787	15	0.093
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.884	15	0.055

จากตารางที่ 25 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในทุกเงื่อนไขมีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 26 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 26 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในทุกเงื่อนไขมีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 27 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	6.80 ± 4.10	5.90 ± 3.20	0.120	0.001*	0.001*
ความเร็ว 1 m/s	9.70 ± 5.00	7.70 ± 4.00			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 27 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.641$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะเดิน (มีแรงพยุงเพิ่มขึ้น) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับ การลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะเดิน (ไม่มีแรงพยุง)

3. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ในขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Vastus lateralis มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

3.4 กล้ามเนื้อ Biceps femoris

ตารางที่ 28 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.911	15	0.139
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.954	15	0.596
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.938	15	0.361
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.949	15	0.505

จากตารางที่ 28 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในทุกเงื่อนไข มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 29 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 29 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC กล้ามเนื้อ Biceps femoris ในทุกเงื่อนไขมีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 30 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็ว/น้ำหนัก	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
ความเร็ว0.69 m/s	17.50 ± 4.20	17.70 ± 5.90	0.248	0.068	0.056
ความเร็ว 1 m/s	18.80 ± 7.50	19.90 ± 9.30			

จากตารางที่ 30 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.248$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.068$) กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะที่เดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีค่าไม่แตกต่างจาก เมื่อเปรียบเทียบกับที่มากกว่า ในขณะที่เดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.056$) กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีค่าไม่แตกต่างจาก เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

3.5 กล้ามเนื้อ Medial hamstring

ตารางที่ 31 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Shapiro Wilk test

ลงน้ำหนัก/ ความเร็ว	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 0.69 m/s	0.962	15	0.719
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.923	15	0.217
ลงน้ำหนัก 60% ความเร็ว 0.69 m/s	0.952	15	0.561
ลงน้ำหนัก 100% ความเร็ว 1 m/s	0.910	15	0.137

จากตารางที่ 31 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในทุกเงื่อนไขไม่มีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 32 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ด้วย Mauchly's Test of Sphericity

Within Subjects Effect	Mauchly's W
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก	1.000
ความเร็วในการเดิน	1.000
เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก*ความเร็วที่เดิน	1.000

จากตารางที่ 32 พบว่าข้อมูลค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในทุกเงื่อนไขไม่มีความแปรปรวนเท่ากับ 1

ตารางที่ 33 แสดงผลการทดสอบความแตกต่างของค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในเงื่อนไขต่างๆ ด้วยการทดสอบความแปรปรวนของการวัดซ้ำแบบ 2x2 (2x2 two way repeated measured ANOVA)

ความเร็วน้ำหนัก/ ความเร็ว	เปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนัก		P-value		
	ลงน้ำหนัก100%	ลงน้ำหนัก60%	เปอร์เซ็นต์ที่ลง น้ำหนัก*ความเร็ว	น้ำหนัก	ความเร็ว
0.69 m/s	13.20 ± 5.00	11.70 ± 4.90	0.636	<0.001*	<0.001*
1 m/s	15.30 ± 6.30	13.60 ± 5.30			

- *มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตารางที่ 33 สามารถสรุปได้ว่า

1. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.636$) ดังนั้น จึงต้องแปลผลการวิเคราะห์ข้อมูลของระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักแยกจากความเร็วในการเดิน

2. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ขณะเดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าน้อยกว่าขณะเดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์ กล่าวคือ เมื่อมีการลงน้ำหนักที่น้อยกว่าในขณะเดิน (มีแรงพุงเพิ่มขึ้น) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับการลงน้ำหนักที่มากกว่าในขณะเดิน (ไม่มีแรงพุง)

3. ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีกับในขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) โดยจากค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่าค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring ขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีมีค่าน้อยกว่าขณะเดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที กล่าวคือ เมื่อเดินช้ากว่า (ความเร็วน้อยกว่า) ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Medial hamstring มีค่าน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับเมื่อเดินเร็วกว่า (ความเร็วมากกว่า)

ตอนที่ 4 ค่าความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Quadriceps muscle) และกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า (Hamstrings muscle)

ตารางที่ 34 แสดงผลการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า

Characteristics	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	P-Value
1.ความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Peak torque of Quadriceps muscle; N·m/kg)			
ชาย	0.899	7	0.324
หญิง	0.988	8	0.991
2.ความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า (Peak torque of Hamstring muscle; N·m/kg)			
ชาย	0.832	7	0.083
หญิง	0.927	8	0.486
3.กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Average power of Quadriceps muscle; Watts)			
ชาย	0.861	7	0.153
หญิง	0.931	8	0.522
4.กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า (Average power of Hamstring muscle; Watts)			
ชาย	0.878	7	0.217
หญิง	0.877	8	0.176
5.อัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า ต่อกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (H/Q ratio; percent)			
ชาย	0.874	7	0.200
หญิง	0.940	8	0.613

จากตารางที่ 34 พบว่าข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าทุกตัวแปรมีการกระจายตัวปกติของข้อมูล ($P > 0.05$)

ตารางที่ 35 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนของข้อมูลความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกล้ามเนื้องอเข่าด้วย Levene's test

Charateristics	P-Value
1.ความแข็งแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Peak torque of Quadriceps muscle; N·m/kg)	0.981
2.ความแข็งแรงสูงสุดของกล้ามเนื้องอเข่า (Peak torque of Hamstring muscle; N·m/kg)	0.328
3.กำลังเฉลี่ยของกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Average power of Quadriceps muscle; Watts)	0.463
4.กำลังเฉลี่ยของกล้ามเนื้องอเข่า (Average power of Hamstring muscle; Watts)	0.335
5.อัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกล้ามเนื้องอเข่าต่อกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (H/Q ratio; percent)	0.067

จากตารางที่ 35 พบว่าข้อมูลความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกล้ามเนื้องอเข่าทุกตัวแปรมีความแปรปรวนเท่ากันระหว่างเพศชายและเพศหญิง ($P > 0.05$)

ตารางที่ 36 แสดงข้อมูลความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าด้วยสถิติ t-test

ตัวแปร	เพศชาย (N = 7)	เพศหญิง (N = 8)	t	P-value
1.ความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Peak torque of Quadriceps muscle; N·m/kg)	249.56 ±56.50	216.88 ±63.03	1.051	0.313
2.ความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า (Peak torque of Hamstring muscle; N·m/kg)	130.41±34.99	106.29 ±27.40	1.497	0.158
3.กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (Average power of Quadriceps muscle; Watts)	89.59 ±19.37	63.41±27.03	2.124	0.053
4.กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า (Average power of Hamstring muscle; Watts)	51.71±19.68	32.56±14.95	2.140	0.052
5.อัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าต่อกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (H/Q ratio; percent)	53.10±11.85	49.79 ±6.71	0.678	0.510

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากตารางที่ 36 พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเพศชายและเพศหญิงสำหรับความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า ($P = 0.313$) ความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า ($P = 0.158$) กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า ($P = 0.053$) กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า ($P = 0.052$) และอัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าต่อกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า ($P = 0.510$)

บทที่ 5

อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ

การวิจัยครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตันและเพื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะเดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีและความเร็ว 1 เมตรต่อวินาทีในนักกีฬาแบดมินตัน โดยทำการคัดเลือกแบบสุ่มตัวอย่างแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive Sampling) คือนักกีฬาแบดมินตันจากโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด จำนวน 15 คน อายุระหว่าง 15-21 ปี โดยมีผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นชาย 7 คน หญิง 8 คน ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยติดเครื่อง EMG และเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่น้ำหนักร่างกาย 100% และ 60% ด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาทีและความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาคำนวณอัตราส่วนระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อของ EMG สูงสุด (EMG Maximum) ต่อค่า EMG สูงสุดที่วัดได้ขณะเกร็งกล้ามเนื้อเต็มที่ (MVC) และอัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการเคลื่อนไหวต่อพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจในการเดินลงน้ำหนัก 100% และ 60% ด้วยความเร็ว 2 ระดับในกล้ามเนื้อทั้ง 5 มัด ได้แก่ กล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis กล้ามเนื้อ Vastus lateralis กล้ามเนื้อ Biceps femoris และ กล้ามเนื้อ Semitendinosus and Semimembranosus (Medial hamstring) สูดทำายนำข้อมูลที่ได้ทั้งหมดมาวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ หาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และทดสอบ Two way repeated measured ANOVA เพื่อหาความแตกต่างกันของตัวแปรดังต่อไปนี้

ผลการวิจัยพบว่า

1. ข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างได้แก่อายุและดัชนีมวลกายของเพศชายและเพศหญิงไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ
2. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่อ EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis และ Biceps femoris ยกเว้นกล้ามเนื้อ Medial hamstring ในส่วนของการวิเคราะห์แต่ละตัวแปรต้นพบว่า

2.1 ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักพบว่า ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังทุกมัด ยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris

2.2 ความเร็วในการเดินพบว่า ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาที ค่า EMG max/MVC ของกล้ามเนื้อเกือบทุกมัดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที ยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Bicep femoris

3. ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินไม่ส่งผลร่วมกันต่ออัตราส่วนระหว่างพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (iEMG) และพื้นที่ใต้กราฟของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะมีการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดด้วยความตั้งใจ (MVC) ในส่วนของการวิเคราะห์แต่ละตัวแปรต้นพบว่า

3.1 ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักพบว่า ในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 100 เปอร์เซ็นต์กับในขณะที่เดินลงน้ำหนักที่ 60 เปอร์เซ็นต์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังทุกมัด ยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris

3.2 ความเร็วในการเดินพบว่า ในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 0.69 เมตรต่อวินาที ค่า iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อเกือบทุกมัดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กับในขณะที่เดินด้วยความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที ยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Bicep femoris

4. ข้อมูลทางสถิติความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเพศชายและเพศหญิงสำหรับความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า และอัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าต่อกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (H/Q ratio)

อภิปรายผลการวิจัย

จากข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างได้แก่ อายุและดัชนีมวลกายของเพศชายและเพศหญิงไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจึงสามารถกล่าวได้ว่า ปัจจัยในเรื่องเพศของผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่น่าส่งผลต่อการวิจัย และผลที่ได้จากการขั้นตอนการวิจัยนี้จึงสามารถใช้ผลการวิจัยรวมทั้งสองเพศได้

จากผลการวิจัยที่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของ EMG max/MVC และ iEMG/MVC ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris กล้ามเนื้อ Vastus medialis และกล้ามเนื้อ Vastus lateralis และ Medial Hamstring โดยมีการลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อลดเปอร์เซ็นต์การลงน้ำหนัก โดยการเพิ่มระดับของการพุงน้ำหนักในขณะที่เดิน และเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มความเร็วในการเดิน ในทางกลับกัน กลับไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของกล้ามเนื้อ Biceps femoris ของการเปรียบเทียบทั้งระดับการลงน้ำหนักและระดับความเร็ว สอดคล้องกับงานวิจัยของ Hansen

และคณะ (2017) ที่นำนักวิ่งเพศชายจำนวน 20 คนมาวิ่งทดสอบบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง โดยศึกษา EMG ที่กล้ามเนื้อ Medial hamstring และกล้ามเนื้อ Lateral Hamstring โดยผลการวิจัยไม่พบการเพิ่มขึ้นของ Peak EMG ของกล้ามเนื้อ Biceps femoris (Lateral Hamstring) เมื่อเพิ่มระดับความเร็วในทุกะดับของการพยุ่งน้ำหนักร่างกายทั้งช่วง Swing และ Stand phase ของการวิ่ง ส่วน Medial hamstring จะมี Peak EMG ลดลงประมาณ 20% เมื่อมีการพยุ่งน้ำหนักร่างกาย นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Jensen และคณะ (2016) ที่นำคนสุขภาพดี 8 คนมาวิ่งบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง พบว่า Root mean square ของ EMG amplitude ลดลงเมื่อมีการเพิ่มระดับการพยุ่งน้ำหนักร่างกายในกล้ามเนื้ออย่างกว้างเกือบทุกมัดยกเว้นที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris โดยที่ได้อธิบายว่า น่าจะเป็นเพราะว่า กล้ามเนื้อ Biceps femoris ถูกใช้งานเป็นหลักในช่วงท้ายของ Swing phase, ช่วง Breaking ใน Hip torque และช่วงต้นของ Stance phase โดยทั้งสองงานวิจัยเป็นงานวิจัยในการวิ่ง จึงน่าจะแสดงให้เห็นว่าเมื่อเพิ่มเปอร์เซ็นต์การพยุ่งตัว กล้ามเนื้อ Quadriceps ทุกมัดน่าจะเป็นกล้ามเนื้อหลักในการทำงานเพื่อพยุ่งข้อเข่าไว้ โดยเฉพาะในช่วงการลงน้ำหนักจึงพบการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ทั้งนี้เมื่อความเร็วในการเดินเพิ่มขึ้นจนเป็นการวิ่ง กล้ามเนื้อ Hamstring จะเป็นกล้ามเนื้อหลักในการลดแรงเหวี่ยงของขาข้างที่ก้าวไปข้างหน้า เพื่อตั้งขาลงสู่พื้นและเริ่มต้นช่วงการลงน้ำหนักของขา เพื่อส่งขาอีกข้างให้ก้าวไปทางด้านหน้าได้ แต่จากผลการวิจัยพบว่า เฉพาะกล้ามเนื้อ ผัง Medial Hamstring ที่พบการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่กล้ามเนื้อ Biceps femoris ไม่พบการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ จึงน่าจะกล่าวได้ว่า กล้ามเนื้อหลักที่ใช้ในการลดความเร็วในการเหวี่ยงขา และตั้งขาให้ลงสู่พื้น น่าจะเป็นกล้ามเนื้อ Medial Hamstring โดยมีการศึกษาของ Shelburne และคณะ (2006) พบว่าเวลาที่ลงน้ำหนักเดินแนวแรงที่เกิดขึ้นจะกระทำในทิศทางรวมเข้าสู่ด้าน Medial เข้าหาแกนกลางลำตัว รวมทั้งอธิบายในเรื่องของผลการวิจัยที่ระดับเปอร์เซ็นต์ที่ลงน้ำหนักและความเร็วในการเดินส่งผลร่วมกันต่อ EMG max/MVC กล้ามเนื้อ Medial hamstring ยิ่งไปกว่านั้น จากงานวิจัยที่วิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้ออย่างขณะเดินของ Kristiansen และคณะ (2019) ที่นำคนสุขภาพดี 12 คนมาเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง พบว่า Root mean square EMG ของกล้ามเนื้ออย่างกว้างเกือบทุกมัดลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการเพิ่มระดับการพยุ่งร่างกายยกเว้น กล้ามเนื้อ Biceps femoris และ Tibialis anterior ที่พบการเปลี่ยนแปลงน้อยมากไม่สัมพันธ์กับระดับการพยุ่งน้ำหนักร่างกาย ได้อธิบายว่าน่าจะเป็นเพราะกล้ามเนื้อ Biceps femoris ถูกใช้ทั้งสองช่วงของการเดินคือทำหน้าที่เป็น Hip extension ขณะช่วง Stance phase และ Knee flexion ช่วง Swing phase อย่างไรก็ตาม เนื่องจากไม่พบการศึกษาเกี่ยวกับ iEMG ที่บ่งบอกถึงงานที่เกิดขึ้นกับตัวกล้ามเนื้อ การวิเคราะห์ผล iEMG ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาแรกเพื่อเป็นการยืนยันรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อที่ควบคุมข้อเข่าขณะเดิน จึงเป็นการยืนยันรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อที่ควบคุมข้อเข่าขณะเดิน โดยพบผลการเปลี่ยนแปลง iEMG ที่สอดคล้องไปใน

แนวทางเดียวกันกับ EMG maximum จึงน่าจะยืนยันได้ว่า เมื่อเพิ่มการพุงน้ำหนักขณะเดิน กล้ามเนื้อ Quadriceps ทั้ง 3 มัด และ Medial Hamstring จะออกแรงลดลง ทำงานลดลงและจะออกแรงเพิ่มขึ้น ทำงานเพิ่มขึ้น เมื่อเพิ่มความเร็วในการเดิน ในขณะที่ ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของ กล้ามเนื้อ Biceps femoris เลยทั้งขณะเพิ่มการพุงน้ำหนักและเพิ่มความเร็วในการเดิน

จากข้อมูลทางสถิติความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าและกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเพศชายและเพศหญิงสำหรับความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่าความแข็งแรงสูงสุดของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า กำลังเฉลี่ยของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่า และอัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้องอเข่าต่อกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดเข่า (H/Q ratio) สามารถกล่าวได้ว่า ปัจจัยในเรื่องเพศของผู้เข้าร่วมการวิจัยไม่น่าส่งผลต่อการวิจัย และจากความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเพศอาจเนื่องจากการวิจัยเป็นนักกีฬาแบดมินตันที่มีสมรรถภาพอยู่ในระดับสูงทั้งเพศหญิงและเพศชาย ผลการทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อต้นขาจึงมีความแข็งแรงไม่แตกต่างกัน

มีการศึกษาวิจัยของ Opar และ Serpell (2014) พบว่าในนักกีฬาที่ได้รับการบาดเจ็บที่ต้นขา โดยเฉพาะที่กล้ามเนื้อ Hamstring ถ้ามีการฝึกกล้ามเนื้อ Hamstring ได้ไม่ดีมีความแข็งแรงไม่เพียงพอ จะสัมพันธ์กับการบาดเจ็บของเอ็นไขว้หน้าได้มากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ จากผลการศึกษาที่พบว่า Biceps femoris ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญนี้ จึงจะนำลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงไปใช้ในการฟื้นฟูนักกีฬาแบดมินตันที่ได้รับการบาดเจ็บที่ข้อเข่าไม่ว่าจะเป็น การบาดเจ็บของเอ็นไขว้หน้า (ACL injury) การบาดเจ็บของเอ็นไขว้หลัง (PCL injury) หรือการบาดเจ็บของหมอนรองข้อเข่า (Meniscus injury) จากคุณสมบัติของเครื่องลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่มีการพุงน้ำหนักร่างกายจึงสามารถใช้ในการออกกำลังกายในผู้ได้รับการบาดเจ็บในข้อเข่าได้โดยไม่ส่งผลให้ข้อเข่าได้รับบาดเจ็บเพิ่มขึ้นจากการฝึกด้วยการเพิ่มแรงพุงร่างกาย และทำให้นักกีฬาสามารถกลับไปสู่การซ้อมกีฬาได้เร็วขึ้น ทั้งนี้เพื่อคงไว้ซึ่งมุมการเคลื่อนไหวปกติของข้อเข่า ป้องกันการเกิดข้อเข่าติด และคงไว้ซึ่งระบบการทำงานของหัวใจและหลอดเลือด

สรุปผลการวิจัย

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้ง EMG max/MVC และ iEMG ของกล้ามเนื้อ Quadriceps (Rectus femoris, Vastus medialis และ Vastus lateralis) และ Medial hamstring (Semitendinosus และ Semimembranosus) เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญขณะเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงเมื่อเพิ่มความเร็วจาก 0.69 เมตรต่อวินาทีเป็น 1 เมตรต่อวินาทีและลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มการพุงตัว

จากลงน้ำหนักตัว 100% เป็น 60% ยิ่งไปกว่านั้น EMG max/MVC ของ Medial hamstring แสดงผลของปัจจัยร่วมระหว่างความเร็วและน้ำหนักอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตาม คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของ Biceps femoris ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกสภาวะ

ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

จากผลการวิจัยนี้ ผู้วิจัยจึงเสนอแนะว่า การออกกำลังกายบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วง เหมาะกับนักกีฬาที่ต้องการลดแรงต่อข้อเข่าและต้องการฝึกกล้ามเนื้อต้นขา



บรรณานุกรม

ภาษาไทย

- นงนภัส เจริญพานิช. (2561). *ชีวกลศาสตร์การกีฬา*. คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- นพรัตน์ วิทยาการโกวิท.(2558). *การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะตีลูกบอลในนักฮอกกี้สนาม*. [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR). <http://cuir.car.chula.ac.th/handle/123456789/50902>
- วิภาพร ชำนาญกิจ. (2555). *การบันทึกคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยการติดขั้วบันทึกบนผิวหนังบริเวณกล้ามเนื้อลำตัวและกล้ามเนื้อรยางค์แขนในท่าตบทยางคอร์ตระหว่างนักกีฬาแบดมินตันชาย ที่มีระดับความสามารถต่างกัน*. [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR). <http://cuir.car.chula.ac.th/handle/123456789/45296>
- สุรัชย์ ตาระกา. (2559). *ผลของความเร็วการไหลของน้ำในอุโมงค์น้ำต่อคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการว่ายน้ำท่าครอว์ลในนักกีฬาว่ายน้ำสมัครเล่น*. [วิทยานิพนธ์ปริญญาโท]. Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR). <http://cuir.car.chula.ac.th/handle/123456789/55540>

ภาษาอังกฤษ

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Moller, Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(2), 58-67.
- Baharuddin, M. Y., Shih, N. W., Kai, C. T., Chengli, J., & Wasli, F. (2018). Muscles activation during forward lunge. *Jurnal Sains Sukan & Pendidikan Jasmani*, 7(1), 13-20.
- Barnes KR, Janecke JN. Physiological and biomechanical responses of highly trained distance Runners to lower body positive pressure treadmill running. *Sports Med*. 2017;3(1):41.
- Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Gollhofer, A., & Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinetics and Exercise Science*, 15(3), 165-171.

- Buchler, L., Regli, D., Evangelopoulos, D. S., Bieri, K., Ahmad, S. S., Krismer, A., & Kohl, S. (2016). Functional recovery following primary ACL repair with dynamic intraligamentary stabilization. *The knee*, 23(3), 549-553.
- Campos, F. A. D., Daros, L. B., Mastrascusa, V., Dourado, A. C., & Stanganelli, L. C. R. (2009). Anthropometric profile and motor performance of junior badminton players. *Brazilian journal of biotricity*, 3(2), 146-151.
- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of sports science & medicine*, 1(3), 56.
- De Heer, H. D., Kline, J. R., & Charley, B. (2020). Anti-Gravity Treadmill Training for Prevention and Rehabilitation of Running Injuries. *In Clinical Care of the Runner* (pp. 113-130). Elsevier.
- Farina, K. A., Wright, A. A., Ford, K. R., Wirfel, L. A., & Smoliga, J. M. (2017). Physiological and biomechanical responses to running on lower body positive pressure treadmills in healthy populations. *Sports Medicine*, 47(2), 261-275.
- Garrido-Chamorro, R. P., Sirvent-Belando, J. E., Gonzalez-Lorenzo, M., Martin-Carratala, M. L., & Roche, E. (2009). Correlation between body mass index and body composition in elite athletes. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 49(3), 278.
- Gioftsidou, A., Beneka, A., Malliou, P., Pafis, G., & Godolias, G. (2006). Soccer players' muscular imbalances: Restoration with an isokinetic strength training program. *Perceptual and motor skills*, 103(1), 151-159.
- Gioftsidou, A., Ispirlidis, I., Pafis, G., Malliou, P., Bikos, C., & Godolias, G. (2008). Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. *Sport Sciences for Health*, 2(3), 101-105.
- Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288-297.
- Grabowski, A. M. (2010). Metabolic and biomechanical effects of velocity and weight support using a lower-body positive pressure device during walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(6), 951-957.

- Hansen, C., Einarson, E., Thomson, A., & Whiteley, R. (2017). Peak medial (but not lateral) Hamstring activity is significantly lower during stance phase of running. An EMG investigation using a reduced gravity treadmill. *Gait & posture*, 57, 7–10.
- Hoffman MD, Donaghe HE. Physiological responses to body weight: supported treadmill exercise in healthy adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(6):960–6.
- Hunter I, Seeley MK, Hopkins JT, et al. EMG activity during positive-pressure treadmill running. *J ElectromyogrKinesiol*. 2014;24(3):348–52.
- Hubbard, T. J., & Hicks-Little, C. A. (2008). Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: An evidence-based approach. *Journal of athletic training*, 43(5), 523-529.
- Jensen BR, Hovgaard-Hansen L, Cappelen KL. Muscle activation and estimated relative Joint force during running with weight support on a lower-body positive-pressure treadmill. *J Appl Biomech*. 2016;32(4):335-341.
- JG, C. C., Bonganha, V., Moreira, P. R., & Lugnani De Andrade, A. L. (2012). Comparison of isokinetic muscle performance in male and female badminton young athletes. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le ScienzeMediche*.
- Kang, A. L., & Ramalingam, V. (2018). Risk factors for lower extremity injuries in young badminton players. *Scientia Medica*, 28(2), 5.
- Kellis, E., & Katis, A. (2007). Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *Journal of athletic training*, 42(4), 477.
- Kim, C. Y., Choi, J. D., Kim, S. Y., Oh, D. W., Kim, J. K., & Park, J. W. (2014). Comparison Between muscle activation measured by electromyography and muscle thickness measured using ultrasonography for effective muscle assessment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 614-620.
- Kline JR, Raab S, Coast JR, Bounds RG, McNeill DK, De Heer HD. Conversion table for running on lower body positive pressure treadmills. *J Strength Condi Res*. 2015; 29(3):854-862.
- Konrad, P. (2005). *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography* (1st ed.).Noraxon INC.

- Kristiansen, M., Odderskær, N., & Kristensen, D. H. (2019). Effect of body weight support on Muscle activation during walking on a lower body positive pressure treadmill. *Journal of electromyography and kinesiology :official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 48, 9–16.
- Kuntze, G., Mansfield, N., & Sellers, W. (2010). A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of sports sciences*, 28(2), 183-191.
- Li, R. C., Maffulli, N., Hsu, Y. C., & Chan, K. M. (1996). Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in recreational athletes. *British journal of sports medicine*, 30(2), 161-164.
- Liebenberg J, Scharf J, Forrest D, et al. Determination of muscle activity during running at reduced body weight. *J Sports Sci*. 2011;29(2):207–14.
- Masumoto, K., Soucy, M. T., Bailey, J. P., & Mercer, J. A. (2017). Muscle activity during backward and forward running with body weight support. *Human movement science*, 55, 276–286.
- McNeill DK, De Heer HD, Bounds RG, Coast JR. Accuracy of unloading with the anti-gravitytreadmill. *J Strength Cond Res*. 2015;29(3):863-868.
- McNeill DK, de Heer HD, Williams CP, Coast JR. Metabolic accommodation to running on a body weight-supported treadmill. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115(5) : 905-910.
- Mercer JA, Applequist BC, Masumoto K. Muscle activity while running at 20 %–50 % of normal body weight. *Res Sports Med*. 2013;21(3):217–28.
- Nualon, P. (2013). The role of 6-week hydrotherapy and land-based therapy plus ankle taping in a preseason rehabilitation program for athletes with chronic ankle instability. *Asian Biomed*, 7(4), 553-559.
- Opar, D. A., &Serpell, B. G. (2014). Is there a potential relationship between prior hamstring Strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury?. *Archives of Physicalmedicine and rehabilitation*, 95(2), 401-405.
- Patil S, Steklov N, Bugbee WD, Goldberg T, Colwell Jr CW, D' lima DD. Anti-gravity treadmills are effective in reducing knee forces. *J Orthop Res*. 2013;31(5) : 672-679.

- Patla, A. E., Armstrong, C. J., & Silveira, J. M. (1989). Adaptation of the muscle activation patterns to transitory increase in stride length during treadmill locomotion in humans. *Human Movement Science*, 8(1), 45-66.
- Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2015). The science of badminton: game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports medicine*, 45(4), 473-495.
- Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2020). Injuries in badminton: A review. *Science & Sports*. 2020 ;35:189–199.
- Raffalt PC, Hovgaard-hansen L, Jensen BR. Running on a lower-body positive pressure treadmill: VO₂max, respiratory response, and vertical ground reaction force. *Res Q Exerc Sport*. 2013;84:213-222.
- Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., Pinto, M. D., & Brown, L. E. (2019). Alternative methods of determining hamstrings-to-quadriceps ratios: A comprehensive review. *Sports medicine-open*, 5(1), 11.
- Ruckstuhl H, Schlabs T, Rosales-velderrain A, Hargens AR. Oxygen consumption during walking and running under fractional weight bearing conditions. *Aviat Space Environ Med*. 2010; 81(6):550-554.
- Sainton P, Nicol C, Cabri J, Barthelemy J, Berton E, Chavet P. Influence of short-term unweighting and reloading on running kinetics and muscle activity. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115:1135-1145.
- Shariff, A. H., George, J., & Ramlan, A. A. (2009). Musculoskeletal injuries among Malaysian badminton players. *Singapore medical journal*, 50(11), 1095.
- Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Pandy, M. G. (2006). Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(10), 1983–1990.
<https://doi.org/10.1002/jor.20255>
- Smoliga JM, Wirfel LA, Paul D, Doarnberger M, Ford KR. Effects of unweighting and speed on in shoe regional loading during running on a lower body positive pressure treadmill. *J Biomech*. 2015; 48:1950-1956.

- Temple C, Lind E, van Langen D, True L, Hupman S, Hokanson JF. Run economy on a normal and lower body positive pressure treadmill. *Int J Exerc Sci.* 2017;10(5):774.
- Tesch, P. A., & Karlsson, J. (1985). Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *Journal of Applied Physiology*, 59(6), 1716-1720.
- Thomson A, Einarsson E, Witvrouw E, Whiteley R. Running speed increases plantar load more than per cent body weight on an AlterG treadmill. *J Sports Sci.* 2017; 35(3):277-282.
- Tveit, M., &Karrholm, J. (2001). Low effectiveness of prescribed partial weight bearing. *Journal of rehabilitation medicine*, 33(1), 42-46.
- Vasarhelyi, A., Baumert, T., Fritsch, C., Hopfenmuller, W., Gradl, G., &Mittlmeier, T. (2006). Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity–is it achievable?. *Gait & posture*, 23(1), 99-105.
- Wang, L., Hong, Y., & Li, J. X. (2014). Muscular activity of lower extremity muscles running on treadmill compared with different overground surfaces. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 2(4), 161-165.
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- Yaprak, Y. (2020). A Comparison of the Anaerobic Power in Sub-Elite Male Racket and Futsal Players. *Journal of Educational Issues*, 6(1), 280-292.



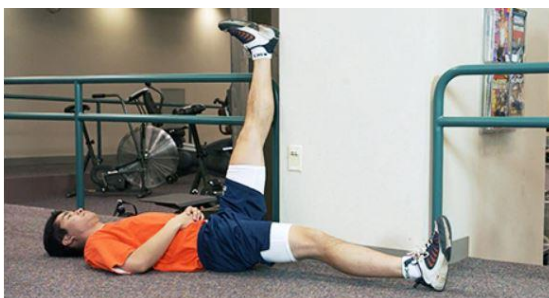
ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก.

การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Quadriceps ดังรูปที่ 54

1. นอนราบลงบนพื้น
2. ยกขาข้างที่จะยืดขึ้นอย่างช้าๆ ตั้งตรงชี้ไปที่เพดาน
3. ยกค้างไว้ประมาณ 30 วินาที
4. สลับขาอีกข้าง ทำในลักษณะเดียวกัน



รูปที่ 54 การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Quadriceps
(Mayo Clinic, 2020)

การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Hamstring ดังรูปที่ 55

1. ยืนใกล้ผนังหรืออุปกรณ์ที่สามารถเกาะได้
2. จับที่ข้อเท้าของข้างที่จะยืดเหยียดดึงข้อเท้าด้วยมือข้างเดียวกัน งอข้อเข่าพับขึ้นดึงส้นเท้าขึ้นมาที่หลังต้นขาให้มากที่สุดค้างไว้ประมาณ 30 วินาที
3. เกร็งตัวให้ยืนตรงรวมทั้งเกร็งกล้ามเนื้อหน้าท้องในขณะที่งอเข่าพับและใช้มืออีกข้างยึดผนังหรืออุปกรณ์ไว้ระวังไม่ให้ล้ม
4. สลับทำในลักษณะเช่นเดิมในด้านตรงข้าม



รูปที่ 55 การยืดเหยียดกล้ามเนื้อ Hamstring
(Mayo Clinic, 2020)

ภาคผนวก ข.

ข้อมูลสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและหนังสือแสดงความยินยอม

ชื่อโครงการวิจัย การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้ออวัยวะขาขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน

ชื่อผู้วิจัย นายแพทย์สรุทธิ รัตนคุณชัย

ตำแหน่ง นิสิตบัณฑิตศึกษาปีที่ 2 แขนงเสริมสร้างสมรรถนะทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สถานที่ติดต่อผู้วิจัย คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพระรามที่ 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทรศัพท์มือถือ 081-857-5782 **E-mail Address:** Takechi25@hotmail.com

ขอเรียนเชิญเข้าร่วมการวิจัยก่อนตัดสินใจเข้าร่วมในการวิจัย โปรดทำความเข้าใจว่างานวิจัยนี้เกี่ยวข้องกับอะไรและทำเพราะเหตุใด กรุณาใช้เวลาในการอ่านข้อมูลต่อไปนี้อย่างรอบคอบ หากมีข้อความใดที่อ่านแล้วไม่เข้าใจหรือไม่ชัดเจน โปรดสอบถามเพิ่มเติมกับผู้วิจัยได้ตลอดเวลาผู้วิจัยจะอธิบายจนกว่าจะเข้าใจอย่างชัดเจน

โครงการนี้เป็นโครงการวิจัยเชิงทดลอง เป็นการศึกษากระบวนการทำงานของกล้ามเนื้อของกล้ามเนื้ออวัยวะขาขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน

วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน

2. เพื่อเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังขณะเดินด้วยความเร็วต่ำและความเร็วสูงในนักกีฬาแบดมินตัน

กลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัย มีการคัดเลือกกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยจากกลุ่มนักกีฬาแบดมินตันโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดจำนวน 15 คน ด้วยการใช้แบบคัดกรองผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยผู้วิจัยได้ทำหนังสือขอเก็บข้อมูลการวิจัยต่อโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดและได้รับอนุญาตจากคุณภัททพล เงินศรีสุข ผู้อำนวยการโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดเรียบร้อยแล้ว โดยผู้ทำการวิจัยขอแจ้งข้อมูลเกี่ยวกับการวิจัยดังนี้

เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเข้าร่วมการวิจัย

1. ชายหรือหญิงอายุ 15-21 ปี สุขภาพดี ไม่มีโรคประจำตัว เช่น เบาหวาน ความดันโลหิต และโรคอื่น ๆ ที่มีผลต่อการวิจัย
2. มีดัชนีมวลกายอยู่ในระดับปกติ (18.5-25)
3. ต้องมีประสบการณ์ในการเล่นแบดมินตันมากกว่า 1 ปี
4. เคยแข่งขันระดับเยาวชนหรือระดับโรงเรียนขึ้นไปทั้งในประเทศหรือต่างประเทศอย่างน้อย 2 รายการในระยะเวลา 2 ปีที่ผ่านมา
5. ได้รับการฝึกซ้อมเป็นประจำอย่างน้อย 3 ครั้งต่อสัปดาห์
6. ไม่เคยได้รับการบาดเจ็บของร่างกายอย่างรุนแรงถึงขั้นกระดูกหัก กล้ามเนื้อฉีกขาด จนถึงระดับการผ่าตัดบริเวณกล้ามเนื้อและข้อต่อที่รยางค์ขา
7. ไม่ได้รับการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อและข้อต่อที่รยางค์ขาอย่างรุนแรงจนต้องเข้ารับการรักษาทางการแพทย์และได้รับการรักษามากกว่าการรับประทานยาและยาฉวยที่จะมีผลต่อการวิจัย ก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 4 เดือน
8. สนใจในการเข้าร่วมการวิจัยและเซ็นใบยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยอย่างเต็มใจ
9. เป็นผู้ที่ไม่เคยผ่านการฝึกบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมาก่อน

เกณฑ์ในการคัดกลุ่มตัวอย่างออกจากการวิจัย (Exclusion criteria)

1. กลุ่มตัวอย่างเกิดเหตุสุดวิสัยทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อไปได้ เช่น การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุหรือมีอาการเจ็บป่วยจนไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อไป
2. กลุ่มตัวอย่างไม่สนใจเข้าร่วมการวิจัยต่อ

สถานที่ในการทดลอง ห้องปฏิบัติการคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ชั้นที่ 10

ระยะเวลาในการทดลอง ทำการทดลอง 1 ครั้ง ใช้เวลาประมาณ 60 นาที

ระยะเวลาที่ใช้ในการทำการวิจัย ประมาณ 8 สัปดาห์ (สัปดาห์ละ 2 คน จนกระทั่งครบ 15 คน)

การเตรียมตัวก่อนการทดสอบ แต่งกายด้วยชุดกีฬาและสวมรองเท้าวิ่งของผู้เข้าร่วมการวิจัยที่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายด้วยการงอเข้าได้สะดวก

ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูล

1. ผู้วิจัยทำการคัดเลือกกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยใช้แบบคัดกรองผู้เข้าร่วมการวิจัยที่โรงเรียนแบบมินตันบ้านทองหยอด ใช้เวลาทำแบบคัดกรองประมาณ 10 นาที
2. ผู้วิจัยอธิบายขั้นตอนอย่างละเอียดให้ผู้เข้าร่วมวิจัยรับทราบและให้เซ็นยินยอมเข้าร่วมการวิจัย (ในกรณีที่อายุต่ำกว่า 18 ปีต้องมีการเซ็นยินยอมโดยผู้ปกครองร่วมด้วย ในกรณีที่บิดาหรือมารดามาลงนามไม่ได้ ทางโรงเรียนแบบมินตันบ้านทองหยอดจะดำเนินการแจ้งผู้ปกครองและลงนามแทนด้วยผู้อำนวยการโรงเรียน)
3. ผู้วิจัยทำการนัดหมายกับผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยจะติดต่อผ่านเจ้าหน้าที่บ้านทองหยอดเพื่อให้เป็นเวลาเหมาะสม ไม่รบกวนการแข่งขันของแต่ละคนรวมทั้งตารางการฝึกซ้อมโดยผู้ทำการวิจัยจะมารับผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วยตนเองด้วยรถยนต์ส่วนตัวที่โรงเรียนแบบมินตันบ้านทองหยอดและนำส่งกลับด้วยตนเองทุกครั้ง
4. เมื่อเดินทางมาถึงสถานที่ทำการวิจัยรบกวนผู้เข้าร่วมวิจัยปิดโทรศัพท์มือถือและอุปกรณ์สื่อสารทุกชนิด ต่อมาเริ่มต้นทำความสะอาดผิวหนังต้นขาเพื่อติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าในขาข้างที่ถนัด โดยการเช็ดสำลีชุบแอลกอฮอล์และรอให้แห้ง ถ้ามีขนจะทำการกำจัดโดยมีดโกนขนสำหรับผู้หญิง (ใบมีดใหม่ทุกครั้ง)

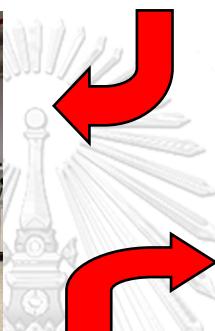
ตำแหน่งการติดขั้วรับสัญญาณ



5. ทำการติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อต้นขา 5 มัด (5 จุด) และใช้แผ่นเทปพันทับเพื่อยึดให้แน่น ติดแผ่นสะท้อนแสงที่บริเวณสันเท้า ปลายเท้าและตาตุ่มนอก รวม 3 จุดทำการยึดเหยียดกล้ามเนื้อต้นขาเป็นเวลา 10 นาที



6. ทำการทดสอบหาค่าการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อโดยเครื่องวัดความแข็งแรงกล้ามเนื้อด้วยการเหยียดและงอเข้าเป็นจำนวน 5 ครั้งติดต่อกัน (มีการทำความคุ้นเคย 3 ครั้งและพักก่อนทำการทดสอบจริง 1 นาที) พัก 5 นาที



7. ทำการทดสอบการเดินลงน้ำหนักบางส่วนบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงโดยสวมกางเกงซึ่งเป็นอุปกรณ์ประกอบของลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงทับ โดยกางเกงที่เตรียมไว้จะมีการทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ก่อนใช้ทุกครั้งเมื่อต่อกางเกงเข้ากับตัวเครื่องจะมีการเดินเพื่อทำความคุ้นเคยที่ระดับความเร็ว 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมงเป็นเวลา 5 นาที
8. ทำการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเดินบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงที่น้ำหนักร่างกาย 100% ที่ระดับความเร็วที่ 1.6 และ 2.2 ไมล์ต่อชั่วโมงและที่น้ำหนักร่างกาย 60% ที่ระดับความเร็วที่ 2.2 และ 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมงตามลำดับ ขั้นตอนละ 20 ก้าว (นับเฉพาะขาข้างที่ทดสอบ) มีการบันทึกภาพเคลื่อนไหวในช่วงรอยคำในขณะทำการทดลอง
9. คลายอุ่นกล้ามเนื้อ โดยการเดินที่ระดับน้ำหนักร่างกาย 100% และความเร็ว 1.6 ไมล์ต่อชั่วโมงเป็นเวลา 5 นาที

ความเสี่ยง/อันตราย และความไม่สะดวกต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ไม่ก่อให้เกิดความเสี่ยงใดๆ ในการทดลอง การทดลองที่ผู้วิจัยได้กำหนดจึงมีการตรวจสอบ วิธีการวิจัยอย่างรอบคอบ ผู้ร่วมการวิจัยจะได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดจากผู้วิจัยเพื่อมิให้เกิดความเสี่ยงใดๆ ที่ทำให้เกิดอันตรายต่อร่างกาย การติดขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าที่กล้ามเนื้ออาจทำ

ให้เกิดความรำคาญในการเคลื่อนไหวร่างกาย แต่จะไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดขณะที่ติดชั่วคราว สัญญาณอยู่กับร่างกาย และอาจมีการปวดเมื่อยของกล้ามเนื้อขณะที่มีการทดลองบนเครื่องวัดความแข็งแรงกล้ามเนื้อ แต่หลังการทดลองอาการดังกล่าวจะหายไปในเวลาอันสั้น ทั้งนี้ก่อนและหลังการทดลองจะมีการแนะนำให้ผู้ร่วมการวิจัยยืดเหยียดกล้ามเนื้อ อบอุ่นกล้ามเนื้อและคลายอุ่นกล้ามเนื้อ เพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้น หากพบว่าขณะที่ทำการทดลองมีอาการเจ็บปวดขึ้นจะให้หยุดการทดสอบและนั่งพัก ปฐมพยาบาลเบื้องต้น ทั้งนี้ผู้เข้าร่วมการวิจัยต้องรีบแจ้งให้ผู้วิจัยทราบโดยทันที เพื่อที่ผู้วิจัยจะทำการรับผิดชอบในค่าใช้จ่ายการตรวจรักษาต่อที่สถานพยาบาล

ประโยชน์ในการเข้าร่วมการวิจัย

ผู้เข้าร่วมในการวิจัยจะได้รับประโยชน์จากการเข้าร่วมการวิจัยดังนี้

1. ทราบถึงแรงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้าและด้านหลังของผู้เข้าร่วมการวิจัยเพื่อเป็นข้อมูลในการวางแผนการฝึกของผู้เข้าร่วมการวิจัย

2. ประโยชน์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออาจไม่มีผลโดยตรงกับผู้เข้าร่วมการวิจัย แต่เมื่อนำมารวมกันจะมีประโยชน์ในการแสดงรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อขณะเดินลงน้ำหนักและความเร็วต่าง ๆ กัน

ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะเก็บเป็นความลับ โดยวิธีใดหากมีการเสนอผลการวิจัยจะเสนอเป็นภาพรวม ข้อมูลใดที่สามารถระบุถึงตัวผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยได้จะไม่ปรากฏในรายงาน

เมื่อเสร็จสิ้นการวิจัยแล้ว ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับผู้เข้าร่วมวิจัยทั้งหมดจะถูกทำลาย เป็นต้นว่า การบันทึกต่าง ๆ, ภาพบันทึก ภาพเคลื่อนไหวที่ช่วงรอยางค์ขาในขณะที่ทำการทดลอง ฯลฯ

ผู้วิจัยได้ขออนุญาตและได้รับอนุมัติจากหน่วยงานที่เกี่ยวข้องแล้ว

การเข้าร่วมงานวิจัยนี้ ท่านจะได้รับค่าเสียเวลาในการเข้าร่วมการวิจัยจำนวน 200 บาทและระหว่างทำการทดสอบผู้วิจัยจะมีอาหารว่างและน้ำดื่มเตรียมไว้ให้รับประทาน

การเข้าร่วมการวิจัยเป็นโดยสมัครใจสามารถปฏิเสธที่จะเข้าร่วมหรือถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะ โดยไม่ต้องให้เหตุผล ไม่สูญเสียประโยชน์ที่พึงได้รับ และไม่มีผลกระทบใด ๆ ต่อผู้เข้าร่วมวิจัย

หากมีข้อสงสัย โปรดสอบถามเพิ่มเติมจากผู้วิจัยได้ตลอดเวลา และหากผู้วิจัยมีข้อมูลเพิ่มเติมที่เป็นประโยชน์หรือโทษเกี่ยวกับการวิจัย ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบอย่างรวดเร็ว

หากได้รับการปฏิบัติไม่ตรงตามข้อมูลดังกล่าวสามารถร้องเรียนได้ที่ คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 254 อาคารจามจุรี 1 ชั้น 2 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์ 0-2218-3202, 0-2218-3049 E-mail: eccu@chula.ac.th

ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัย และเข้าใจข้อมูลดังกล่าวข้างต้นทุกประการแล้ว จึงลงนามเข้าร่วมการวิจัยนี้ด้วยความสมัครใจและได้รับเอกสารไว้ 1 ชุดแล้ว

ลงชื่อ.....

(.....)

ผู้วิจัยหลัก

วันที่...../...../.....

ลงชื่อ.....

(.....)

ผู้เข้าร่วมการวิจัย

วันที่...../...../.....

ลงชื่อ.....

(.....)

พยาน

วันที่...../...../.....

ลงชื่อ.....

(.....)

พ่อแม่/ผู้ปกครอง/ผู้ดูแล (ถ้าต้องมี)

วันที่...../...../.....



ภาคผนวก ค.

แบบคัดกรองผู้เข้าร่วมการวิจัย

วันที่.....เดือน.....ปี.....เลขที่.....

คำชี้แจงโปรดทำเครื่องหมาย \checkmark ลงในช่อง และเติมค่าในช่องว่าง.....หน้าข้อความ ที่ตรงกับความเป็นจริงหรือตรงกับการเล่นกีฬาของท่าน

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมงานวิจัย

- 1.เพศ ชาย หญิง
- 2.อายุปี.....เดือน
- 3.น้ำหนักกิโลกรัม 4.ส่วนสูง.....เซนติเมตร
- BMI (น้ำหนัก [Kg] / ส่วนสูง [m] ยกกำลังสอง) เท่ากับ.....(18.5 - 25)
- 4.อาชีพที่ถนัด.....
- 5.โรคประจำตัว.....
- 6.ยาหรือสารเคมีที่แพ้.....

ส่วนที่ 2 ข้อมูลเกี่ยวกับการฝึกซ้อมกีฬาแบดมินตัน การแข่งขัน และอาการบาดเจ็บ

- 1.ท่านมีประสบการณ์ในการเล่นแบดมินตันมากกว่า 1 ปี ใช่ ไม่ใช่
- 2.ท่านเคยแข่งขันระดับเยาวชนหรือระดับโรงเรียนขึ้นไป ทั้งในประเทศหรือต่างประเทศอย่างน้อย 2 รายการในระยะเวลา 2 ปีที่ผ่านมา ใช่ ไม่ใช่
- 3.ท่านได้รับการฝึกซ้อมเป็นประจำอย่างน้อย 3 ครั้งต่อสัปดาห์ ใช่ ไม่ใช่
- 4.ท่านไม่เคยได้รับการบาดเจ็บของร่างกายอย่างรุนแรงถึงระดับการผ่าตัดบริเวณกล้ามเนื้อและข้อต่อที่รยางค์ขา ใช่ ไม่ใช่

5. ท่านไม่ได้รับการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อและข้อต่อที่ร้ายแรงอย่างรุนแรงจนต้องเข้ารับการรักษาทางการแพทย์และได้รับการรักษามากกว่าการรับประทานยาและยาฉวยที่จะมีผลต่อการวิจัยก่อนเข้าร่วมงานวิจัยอย่างน้อย 4 เดือน ใช่ ไม่ใช่

6. ท่านไม่เคยผ่านการฝึกบนลู่วิ่งต้านแรงโน้มถ่วงมาก่อน ใช่ ไม่ใช่

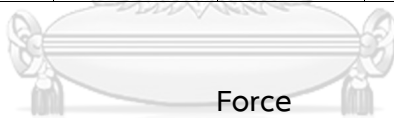


ภาคผนวก ง.
 ตารางการบันทึกข้อมูลงานวิจัย

เลขที่ผู้เข้าร่วมในการวิจัย.....

MVC

กล้ามเนื้อ	EMG (ไมโครโวลต์)				
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5
Rectus femoris					
Vastus medialis					
Vastus lateralis					
Biceps femoris					
Semimembranosus / Semitendinosus					



Force

Peak torque H&Q	Peak torque/BW H&Q	Power average H&Q	H/Q ratio

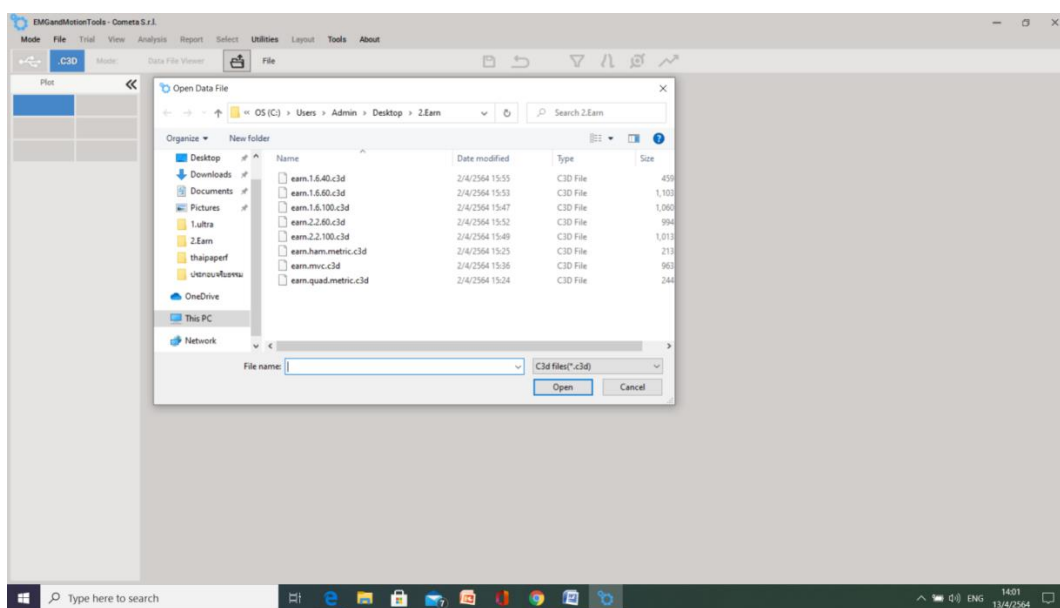
Surface EMG

กล้ามเนื้อ	ค่า EMG	น้ำหนักร่างกาย			
		100 %		60 %	
		0.69	1	0.69	1
Rectus femoris	EMG Max/MVC				
	iEMG/MVC				
Vastus medialis	EMG Max/MVC				
	iEMG/MVC				
Vastus lateralis	EMG Max/MVC				
	iEMG/MVC				
Biceps femoris	EMG Max/MVC				
	iEMG/MVC				
Semimembranosus / Semitendinosus	EMG Max/MVC				
	iEMG/MVC				

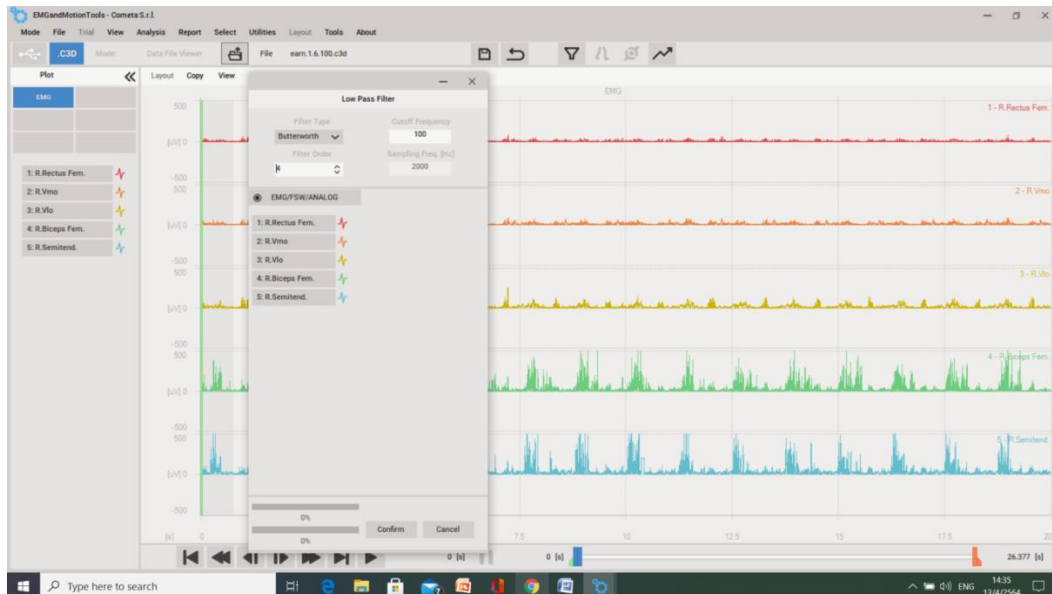
ภาคผนวก จ.

วิธีการวิเคราะห์ข้อมูล EMG โดยโปรแกรม EMG and Motion tools

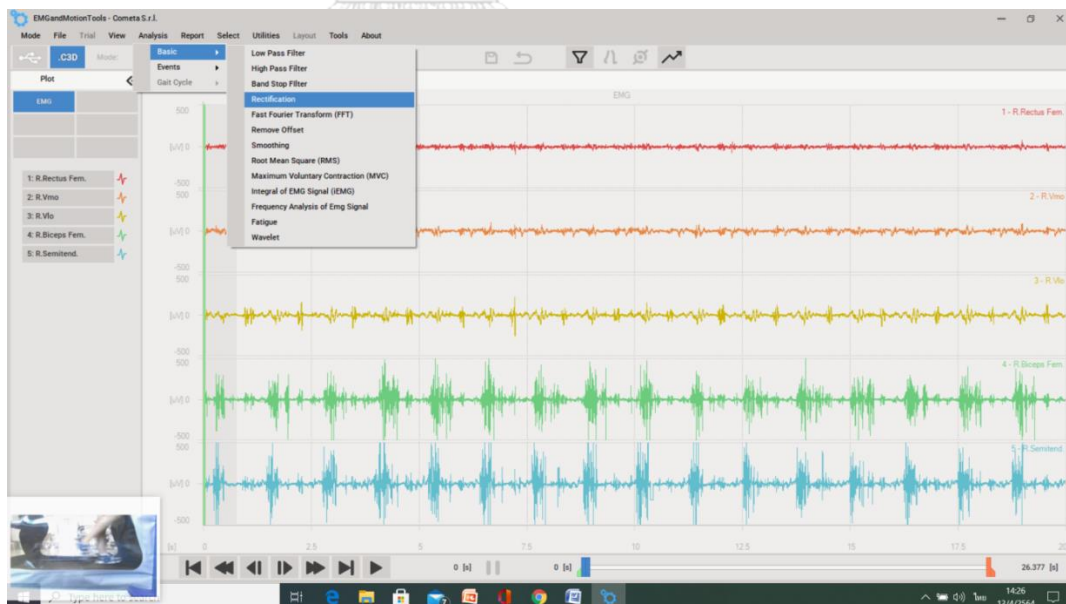
1. เมื่อเปิดโปรแกรม EMG and Motion tools เรียบร้อยแล้ว ทำการคลิก Open Data Files ที่บริเวณกลางจอคอมพิวเตอร์ จากนั้นคลิกที่ Open file เพื่อเปิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกลุ่มตัวอย่างในแต่ละระดับน้ำหนักและระดับความเร็ว



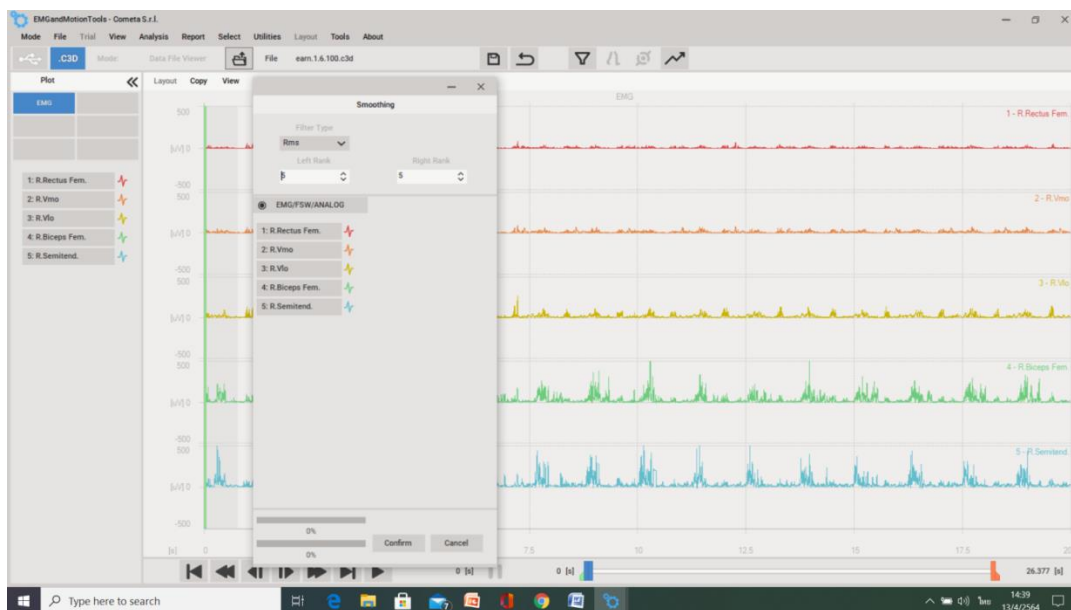
- คลิก Band pass filter เพื่อตัดกราฟที่ไม่ต้องการออกไป ซึ่งในการวิเคราะห์ครั้งนี้ตัวความถี่ที่ 100-2000 Hz



- คลิกที่เมนู Rectification เพื่อให้กราฟส่วนที่เป็นผลลบ ทำให้เป็นผลบวกทั้งหมด



4. คลิก Smoothing เพื่อทำกราฟข้อมูลการทดสอบเป็นเส้นตรงมากที่สุด



5. เมื่อจัดการข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ทำการวิเคราะห์ข้อมูล เพื่อวิเคราะห์หาตัวแปร EMG max, MVC, iEMG ต่อไป

ภาคผนวก ฉ.
จดหมายขอเก็บข้อมูลงานวิจัย

ที่ อว ๖๔.๒๔/๐๐๔๑

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ถนนพระราม ๑ แขวงวังใหม่ กทม. ๑๐๓๓๐

๒๖ มกราคม ๒๕๖๔

เรื่อง ขอความอนุเคราะห์เก็บข้อมูลงานวิจัย

เรียน ผู้อำนวยการโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด


- สิ่งที่ส่งมาด้วย ๑. โครงร่างวิทยานิพนธ์
๒. ข้อมูลของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

ด้วย นายสรวิทย์ รัตนคุณชัย นิสิตระดับมหาบัณฑิต ชั้นปีที่ ๒ แขนงวิชาการเสริมสร้างสมรรถนะทางการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้รับอนุมัติโครงร่างวิทยานิพนธ์ เรื่อง “การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อขาขณะลงน้ำหนักบางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน” ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกายภายใต้การควบคุมของอาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

เพื่อให้การดำเนินการวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี จึงใคร่ขอความอนุเคราะห์ให้ นายสรวิทย์ รัตนคุณชัย เข้าทำการเก็บรวบรวมข้อมูลโดยนำนักกีฬาแบดมินตันของโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอดมาเก็บข้อมูลที่คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตั้งแต่วันที่ ๑ กุมภาพันธ์ ๒๕๖๔ ถึง วันที่ ๓๑ พฤษภาคม ๒๕๖๔ ทั้งนี้ ผู้วิจัยจะเป็นผู้ประสานในรายละเอียดต่อไป

จึงเรียนมาเพื่อโปรดพิจารณาให้ความอนุเคราะห์ในการเก็บข้อมูลวิจัยด้วย จักเป็นพระคุณยิ่ง และขอขอบคุณมา ณ โอกาสนี้

รับทราบเรื่องและยินดีที่จะทำมิตรงงานวิจัย

 (ศัทธา พงษ์พิบูลย์)

ขอแสดงความนับถือ

31/01/2564 ผู้อำนวยการโรงเรียนแบดมินตันบ้านทองหยอด

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศัทธา พงษ์พิบูลย์)
คณบดี

หน่วยจัดการศึกษา กลุ่มภารกิจวิชาการ
โทร.๐-๒๒๑๘-๑๔๑๔

ภาคผนวก ข.

ใบรับรองผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย



คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
254 อาคารจามจุรี 1 ชั้น 2 ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
โทรศัพท์: 0-2218-3202, 0-2218-3049 E-mail: eccu@chula.ac.th

AF 02-12

COA No. 072/2564

ใบรับรองโครงการวิจัย

โครงการวิจัยที่ 022.1/64 : การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อขาของลงน้ำหนัก
บางส่วนในนักกีฬาแบดมินตัน

ผู้วิจัยหลัก : นายสรุณี รัตนคุณชัย

หน่วยงาน : คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ได้พิจารณา โดยใช้หลัก ของ Belmont Report 1979, Declaration of Helsinki 2013, Council for
International Organizations of Medical Sciences (CIOMS) 2016, มาตรฐานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย
ในคน (มคจ.) 2560, นโยบายแห่งชาติและแนวทางปฏิบัติการวิจัยในมนุษย์ 2558 อนุมัติให้ดำเนินการศึกษารวิจัย
เรื่องดังกล่าวได้

ลงนาม สรุณี รัตนคุณชัย
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ปริศา ทิศนประดิษฐ)
ประธาน

ลงนาม วิ.วันพัก มีวงศ์ชัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ระวีพันธ์ มีงักคณีย์)
กรรมการและเลขานุการ

วันที่รับรอง : 24 มีนาคม 2564

วันหมดอายุ : 23 มีนาคม 2565

เอกสารที่คณะกรรมการรับรอง

- 1) โครงการวิจัย
- 2) เอกสารข้อมูลสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและหนังสือขอความเห็นชอบจากผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
- 3) ผู้วิจัย
- 4) แบบสอบถาม



เลขที่โครงการวิจัย 022.1/64

วันที่รับรอง 24 มี.ค. 2564

วันหมดอายุ 23 มี.ค. 2565

เงื่อนไข

1. ข้าพเจ้ารับทราบว่าเป็นการวิจัยเชิงพรรณนา หากดำเนินการเก็บข้อมูลการวิจัยก่อนได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย
2. หากใบรับรองโครงการวิจัยหมดอายุ การดำเนินการวิจัยต้องหยุด เมื่อต้องการต่ออายุต้องขออนุมัติใหม่ล่วงหน้าไม่น้อยกว่า 1 เดือน หรือส่งรายงานความก้าวหน้าการวิจัย
3. ต้องดำเนินการวิจัยตามระยะเวลาที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
4. ให้ออกสารข้อมูลสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ใบยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ในยินยอมของกลุ่มประชากรหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัย (ถ้ามี) เฉพาะที่ประทับตราคณะกรรมการเท่านั้น
5. หากเกิดเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ร้ายแรงในสถานที่เก็บข้อมูลหรืออุบัติเหตุจากคณะกรรมการ ต้องรายงานคณะกรรมการภายใน 5 วันทำการ
6. หากมีการเปลี่ยนแปลงการดำเนินการวิจัย ให้แจ้งคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมก่อนดำเนินการ
7. หากผู้ใดโครงการวิจัยก่อนกำหนดแจ้งคณะกรรมการภายใน 2 สัปดาห์หรือเกินกำหนด
8. โครงการวิจัยไม่เกิน 1 ปี ส่งแบบรายงานสิ้นสุดโครงการวิจัย (AF 01-15) และบทคัดย่อผลการวิจัยภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น สำหรับโครงการวิจัยที่เป็นวิทยานิพนธ์ให้ส่งบทคัดย่อผลการวิจัย ภายใน 30 วัน เมื่อโครงการวิจัยเสร็จสิ้น
9. โครงการวิจัยที่มีหลายระยะ จะรับรองโครงการเป็นระยะ เมื่อดำเนินการวิจัยในระลอกแรกเสร็จสิ้นแล้ว ให้ดำเนินการต่อรายงานความก้าวหน้า หรือโครงการวิจัยต่อเอกสารที่เกี่ยวข้องเป็นระยะต่อไป
10. คณะกรรมการฯ สงวนสิทธิ์ในการตรวจสอบเพื่อติดตามการดำเนินการวิจัย
11. สำหรับโครงการวิจัยขนาดใหญ่ ผู้บริหารส่วนงาน ยับยั้งการดำเนินการวิจัย

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นายแพทย์สรวุฒิ รัตนคุณชัย
วัน เดือน ปี เกิด	8 พฤศจิกายน 2522
สถานที่เกิด	โรงพยาบาลรามาริบดี
วุฒิการศึกษา	จบปริญญาตรีคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย วุฒิบัตรแพทย์เฉพาะทางด้านกระดูกและข้อ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	69/65-66 หมู่ที่ 3 ตำบลท่าตลาด อำเภอสามพราน จังหวัดนครปฐม 73110



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY