

การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรายงค์
ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2561
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHANGES IN BIOMECHANICAL VARIABLES OF 200 METRES FRONT CRAWL
ON LOWER LIMB IN THAI NATIONAL SWIMMERS



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

Common Course

Faculty of Sports Science

Chulalongkorn University

Academic Year 2018

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ น้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรายบุคคลส่วนล่างของ นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย
โดย	น.ส.สุธาศินี ทองศิริ
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณะบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สีหธา พงษ์พิบูลย์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

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

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร.นงนภัส เจริญพานิช)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ)

สุธาศินี ทองศิริ : การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ
น้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย. (
CHANGES IN BIOMECHANICAL VARIABLES OF 200 METRES FRONT CRAWL
ON LOWER LIMB IN THAI NATIONAL SWIMMERS) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.
ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย

วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้คือนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทยที่เข้าร่วมการแข่งขันท่า ฟรอนท์ ครอล ในการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 จำนวน 7 คน ซึ่งคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างด้วยวิธีการเลือกแบบเฉพาะเจาะจง กลุ่มตัวอย่างทำการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอลด้วยความเร็ว 75% ของความเร็วเฉลี่ยที่ได้จากการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล ระยะ 200 เมตรในสระว่ายน้ำ ผู้วิจัยวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของมุมและความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อต่อในรยางค์ส่วนล่าง ใน 4 ช่วงระยะการว่ายน้ำ ได้แก่ 1. ช่วง 20 ถึง 40 เมตร 2. ช่วง 70 ถึง 90 เมตร 3. ช่วง 120 ถึง 140 เมตร และ 4. ช่วง 170 ถึง 190 เมตร ด้วยการทดสอบความแปรปรวนทางเดียวชนิดวัดซ้ำที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

ผลการวิจัย พบว่า มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ มุมของข้อเท้า มุมของหัวเข่า มุมของสะโพก ความเร็วของข้อเท้า ความเร็วของหัวเข่า ความเร็วของสะโพก มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 โดยเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเพิ่มขึ้น ทำให้มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำลดลง แต่มุมของข้อเท้า หัวเข่าและสะโพกเพิ่มขึ้น

สรุปผลการวิจัย ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์ส่วนล่างในขณะว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอล มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเปลี่ยนไป

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา
ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อนิสิต
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5878331839 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORD: biomechanical variables, lower limb, front crawl

Suthasinee

Thongsiri

:

CHANGES IN BIOMECHANICAL VARIABLES OF 200 METRES FRONT CRAWL

ON LOWER LIMB IN THAI NATIONAL SWIMMERS. Advisor: Asst. Prof. Chaipat Lawsirirat,
Ph.D.

The purpose of this research was to analyze the changes of biomechanical variables of 200-meter front crawl swimming in lower limb of Thai national swimmers.

Seven male Thai national front crawl swimmers who participated in the 29th SEA GAMES in Malaysia in 2017 participated in this study. The participants were asked to swim at 75% of the average 200-meter front crawl speed in the swimming pool. The swimming distances were divided into 4 laps, which were 20-40 meters, 70-90 meters, 120-140 meters, and 170-190 meters. The average of joint angles and joint velocities were tested using one-way repeated measure ANOVA at the significant level of .05.

The results showed that biomechanical variables in the lower limb, which were attacking body angle, the angles of ankle joint, knee joint, and hip joint, and the velocities of ankle joint, knee joint, and hip joint were statistically different at the significant level of .05. The result also showed that as the swimming distance increased the attacking body angle decreased but the angles of ankle joint, knee joint, and hip joint increased.

In conclusion, biomechanical variables changed with the swimming distance of 200-meter front crawl.

Field of Study: Sports Science

Student's Signature

Academic Year: 2018

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากได้รับการสนับสนุนและความช่วยเหลือจากหน่วยงานและบุคลากรจากหลายฝ่าย ไม่ว่าจะเป็นเครื่องมืออุปกรณ์สำหรับการวิจัย ทุนทรัพย์ คำแนะนำที่มีประโยชน์ ซึ่งถือเป็นปัจจัยเกื้อหนุนสำคัญต่อการจัดทำวิทยานิพนธ์ที่ไม่อาจละเลย ไม่กล่าวถึง ณ ที่นี้ได้

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งช่วยให้คำปรึกษา ให้แนวคิด ถ่ายทอดความรู้ และให้คำแนะนำต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ในการทำวิจัยในครั้งนี้ ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้ถูกต้องสมบูรณ์

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่สนับสนุนทุนการศึกษา “ทุนอุดหนุนการศึกษาสำหรับนิสิตที่มีความสามารถด้านกีฬา” เป็นระยะเวลาสองปี

ผู้วิจัยขอขอบคุณเพื่อนๆ ทุกคนที่คอยช่วยเหลือ และให้กำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์ ขอขอบคุณบิดามารดาที่คอยสนับสนุนและคอยเป็นกำลังใจตลอดมา

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกท่านที่เสียสละเวลาและร่างกายมาร่วมการทดสอบ จนทำให้ได้ข้อมูลที่ครบถ้วน และขอบคุณเจ้าหน้าที่ในศูนย์ทดสอบ วิจัย วัสดุและอุปกรณ์การกีฬาและการอำนวยความสะดวกจากเจ้าหน้าที่ของคณะวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่านด้วยดีตลอดมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สุธาศินี ทองศิริ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ง
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1.....	1
บทนำ	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
คำถามการวิจัย	3
สมมุติฐานการวิจัย	3
ขอบเขตการวิจัย	3
คำจำกัดความในการวิจัย.....	4
บทที่ 2.....	5
ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	5
การว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล	5
ลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล	7
ความล้าของกล้ามเนื้อ	9
คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG).....	14
เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	18
การวิเคราะห์กล้ามเนื้อด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	20

การเคลื่อนไหลทางชีวกลศาสตร์	21
อุโมงค์น้ำ (Swimming flume).....	30
งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับภายนอกต่างประเทศ.....	31
งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อที่สำคัญในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล	32
งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ	35
งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับอุโมงค์น้ำ (Swimming flume)	37
กรอบแนวความคิดในการวิจัย	38
บทที่ 3.....	39
วิธีการดำเนินการวิจัย	39
ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง	39
เกณฑ์การคัดเลือกเข้าร่วมการวิจัย (Inclusion Criteria).....	39
เกณฑ์ในการคัดออกจากการศึกษา (Exclusion Criteria).....	39
ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล	39
ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย.....	40
การเก็บรวบรวมข้อมูล	41
การวิเคราะห์ข้อมูล	43
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	44
บทที่ 4.....	45
ผลการวิจัย	45
ตอนที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของข้อมูลทั่วไปของผู้ร่วมวิจัย.....	46
ตอนที่ 2 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน มุมการเคลื่อนไหลของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในการว่ายน้ำ 4 ช่วง	49
ตอนที่ 3 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างมุมการเคลื่อนไหลของข้อเท้า หัวเข่า สะโพก และมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	49

ตอนที่ 4 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในการว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	54
ตอนที่ 5 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	54
ตอนที่ 6 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	58
ตอนที่ 7 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวในการเตะขาหนึ่งครั้งที่ระยะทางในการว่ายน้ำแตกต่างกัน....	59
ตอนที่ 8 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	70
ตอนที่ 9 ผลการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	70
บทที่ 5.....	74
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	74
ผลการวิจัย.....	74
อภิปรายผลการวิจัย.....	76
ข้อเสนอแนะจากการวิจัย	80
ภาคผนวก.....	81
ภาคผนวก ก	82
ภาคผนวก ข	83
ภาคผนวก ค	90
ภาคผนวก ง.....	91
ภาคผนวก จ	92
ภาคผนวก ฉ	95
บรรณานุกรม.....	97
ประวัติผู้เขียน.....	102

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 แสดงการใช้ระบบพลังงานแบบต่างๆ สำหรับการแข่งขันว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล	9
ตารางที่ 2 สรุปแหล่งพลังงานในการทำงานของกล้ามเนื้อ.....	13
ตารางที่ 3 แสดงการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในนักกีฬาว่ายน้ำ	33
ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้ร่วมวิจัยจำนวน 7 คน	46
ตารางที่ 5 แสดงพารามิเตอร์ของการประมาณค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก.....	47
ตารางที่ 6 แสดงพารามิเตอร์ของสมการพยากรณ์ความเร็วของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก	48
ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมุมของร่างกายส่วนล่าง ในขณะที่ว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร	49
ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบมุมข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	49
ตารางที่ 9 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	50
ตารางที่ 10 การเปรียบเทียบมุมหัวเข่ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	50
ตารางที่ 11 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมหัวเข่ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	50
ตารางที่ 12 การเปรียบเทียบมุมสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	51
ตารางที่ 13 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	51
ตารางที่ 14 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ	52
ตารางที่ 15 การเปรียบเทียบมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ กับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	53
ตารางที่ 16 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	53
ตารางที่ 17 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อในร่างกายส่วนล่าง	54
ตารางที่ 18 การเปรียบเทียบความเร็วของข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	54
ตารางที่ 19 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	55

ตารางที่ 20 การเปรียบเทียบความเร็วของหัวเข่ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	55
ตารางที่ 21 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วหัวเข่ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	56
ตารางที่ 22 การเปรียบเทียบความเร็วของสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	56
ตารางที่ 23 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง.....	57
ตารางที่ 24 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	58
ตารางที่ 25 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง	58
ตารางที่ 26 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF)70	
ตารางที่ 27 การวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris.....	70
ตารางที่ 28 การวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius	72



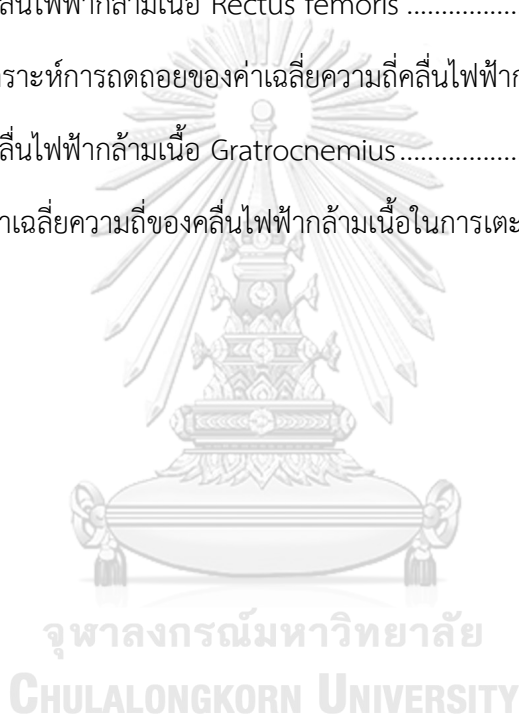
สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาดึงน้ำโดยข้อศอกงอเล็กน้อยดึงผ่าน แนวกลางช่วงลำตัว ศีรษะขนานผิวน้ำระดับหน้าผาก มือซ้ายยกขึ้น ศอกสูงเตรียมจ้วงลง.....	7
รูปที่ 2 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาผลักดันน้ำไปด้านหลังโดยที่มือซ้าย เหยียดตรง ไปด้านหน้า	7
รูปที่ 3 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่แขนขวาเตรียมยกขึ้นโดยยกข้อศอกนำขึ้นมา ก่อน ขณะเดียวกันพลิกศีรษะเพื่อหายใจมือซ้ายเตรียมดึงน้ำ	7
รูปที่ 4 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่แขนขวายกพ้นผิวน้ำ โดยยกศอกสูง มือซ้าย เริ่มดึงน้ำผ่านแนวกลางลำตัวเหมือนตอนใช้แขนขวาดึงน้ำ ศีรษะเตรียมพลิกคว่ำ.....	7
รูปที่ 5 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือซ้ายดึงน้ำจนถึงระดับไหล่โดยแขนขวาจ้วง ลงชิดศีรษะ เลยศีรษะเล็กน้อย	8
รูปที่ 6 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาเหยียดไปข้างหน้าจนสุดโดยที่มือซ้าย ผลักดันน้ำไปข้างหลัง	8
รูปที่ 7 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาเหยียดขนานผิวน้ำไปข้างหน้าโดยที่มือ ซ้ายดันน้ำจนถึงสะโพก.....	8
รูปที่ 8 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือซ้ายเตรียมยกขึ้นโดยข้อศอกขึ้นก่อน ขณะเดียวกันมือขวาเตรียมดึงน้ำ.....	8
รูปที่ 9 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของขาในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลโดยขณะที่ขาขวา-ขาซ้ายเตะ สลับกันขึ้นลงเหยียดขาออกโดยให้ปลายเท้าเหยียดตรง.....	8
รูปที่ 10 แสดงแหล่งพลังงานจาก 3 ระบบกับเปอร์เซ็นต์การใช้ระบบพลังงานที่แตกต่างกัน	11
รูปที่ 11 แสดงกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่ดึงข้อสะโพก	24
รูปที่ 12 แสดงกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เหยียดข้อสะโพก.....	25
รูปที่ 13 แสดงความลึกในการเตะขา (Kick depth).....	36
รูปที่ 14 แสดงมุมวิธีการเคลื่อนไหวกองเท้า (Foot trajectory angle).....	36

รูปที่ 15 แสดงมุมที่เข้ากระทำต่อผิวน้ำ (Angle of attack).....	36
รูปที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก..	52
รูปที่ 17 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพกในระยะการว่ายน้ำช่วง 20 - 40 เมตร 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ170 - 190 เมตร	57
รูปที่ 18 ค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาในระยะการว่ายน้ำ 4 ช่วง	59
รูปที่ 19 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า	59
รูปที่ 20 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้ากับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า 4 ช่วง	60
รูปที่ 21 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่า.....	61
รูปที่ 22 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่ากับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่า 4 ช่วง	62
รูปที่ 23 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก.....	62
รูปที่ 24 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก	63
รูปที่ 25 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อเท้า	63
รูปที่ 26 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วของข้อเท้ากับความเร็วเฉลี่ยของข้อเท้า.....	64
รูปที่ 27 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของหัวเข่า.....	64
รูปที่ 28 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วของหัวเข่ากับความเร็วเฉลี่ยของหัวเข่า	65
รูปที่ 29 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของสะโพก.....	65
รูปที่ 30 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลความเร็วของสะโพกกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก.....	66
รูปที่ 31 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในการเตะขา 1 ครั้ง.....	66
รูปที่ 32 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในการเตะขา 1 ครั้ง	67
รูปที่ 33 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในการเตะขา 1 ครั้ง	67

รูปที่ 34 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในการเตะขา 1 ครั้ง.....	67
รูปที่ 35 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในการเตะขา 1 ครั้ง	67
รูปที่ 36 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของสะโพกในการเตะขา 1 ครั้ง	68
รูปที่ 37 โมเดลการเคลื่อนไหวมุมของข้อต่อของขาในการเตะขา 1 ครั้ง.....	69
รูปที่ 38 โมเดลการเคลื่อนไหวความเร็วของข้อต่อของขาในการเตะขา 1 ครั้ง.....	69
รูปที่ 39 แสดงการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris .	71
รูปที่ 40 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris	71
รูปที่ 41 แสดงการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius..	72
รูปที่ 42 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius.....	73
รูปที่ 43 แสดงกราฟค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการเตะขา 1 ครั้ง	73



บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในอดีตนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยประสบความสำเร็จในการแข่งขันว่ายน้ำระดับนานาชาติเป็นอย่างมาก แต่ผลงานในปัจจุบันที่ผ่านมาของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยในการแข่งขันว่ายน้ำระดับนานาชาติประสบความสำเร็จน้อยลง ซึ่งเห็นได้จากการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ในแต่ละปีที่ผ่านมา ตั้งแต่ปี 2005 นักกีฬาทีมชาติไทยคว้าเหรียญทองจากการแข่งขันได้ถึง 6 เหรียญ ปี 2007 2009 2011 2013 และปี 2015 นักกีฬาทีมชาติไทยคว้าเหรียญทองได้ 5 2 8 7 และ 1 เหรียญตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ ครั้งที่ 28 ปี 2015 ที่ประเทศสิงคโปร์ครั้งล่าสุดนั้น นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยได้เพียง 1 เหรียญทองเท่านั้น จากปีก่อนหน้า คือ 2013 ได้มากถึง 7 เหรียญทอง ถือว่าผลงานในการแข่งขันของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยประสบความสำเร็จน้อยลงเป็นอย่างมาก จึงเห็นได้ว่าความเร็วในการแข่งขันของนักกีฬาทีมชาติไทยยังไม่สามารถสู้นักกีฬาทีมชาติในแถบเอเชียได้

จากการแข่งขันกีฬานักกีฬาที่สามารถใช้เวลาได้ดีที่สุดหรือว่ายน้ำได้เร็วที่สุดจะเป็นผู้ชนะในการแข่งขัน ดังนั้นความเร็วในการว่ายน้ำจึงเป็นตัวแปรที่สำคัญในการแสดงความสามารถของการว่ายน้ำ (Chengalur & Brown, 1992) ความสามารถที่นักกีฬาว่ายน้ำจะว่ายน้ำให้ได้ความเร็วที่สูงที่สุดขึ้นอยู่กับปัจจัยไม่ว่าจะเป็น การสร้างสโตรคแขนบริเวณใต้น้ำที่เหมาะสม (V. J. Deschodt & Arzac, 2004; Maglischo et al., 1986) เมื่อ stroke length ลดลง stroke frequency เพิ่มขึ้น ความเร็วในการว่ายน้ำของนักกีฬาจะลดลงด้วย (Figueiredo, Rouard, Vilas-Boas, & Fernandes, 2013) นอกจากความเร็วของการว่ายน้ำจะขึ้นอยู่กับแขนแล้วนั้น การเคลื่อนไหวของขา ยังเป็นการเคลื่อนไหวที่สำคัญเช่นเดียวกับการเคลื่อนไหวของแขนในการว่ายน้ำอีกด้วย (Gatta, Cortesi, & Di Michele, 2012) ในการว่ายน้ำขณะที่แขนทำงานขาที่ทำงานไปด้วย คือ การเตะขาซึ่งสามารถแบ่งได้เป็นสองช่วง คือ ช่วง propulsive phase (downbeat) และช่วง recovery phase (upbeat) ในช่วง propulsive phase คือ จังหวะในการเตะขาลง (downbeat) เริ่มจากการงอของสะโพก โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ iliopsoas และ กล้ามเนื้อ rectus femoris จะทำหน้าที่ในการเหยียดเข้า ซึ่งเป็นช่วงเวลาสั้นๆหลังจากเกิดการงอสะโพก ส่วนกล้ามเนื้อ vastus lateralis, กล้ามเนื้อ vastus intermedius และกล้ามเนื้อ vastus medialis จะร่วมช่วยในการเหยียดเข้าด้วยเช่นกัน ในช่วง recovery phase จะเริ่มที่บริเวณสะโพก จากการทำงานของกล้ามเนื้อ gluteal muscles และตามมาด้วยการหดตัวอย่างรวดเร็วของกลุ่มกล้ามเนื้อ hamstrings ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ biceps femoris, semitendinosus และกล้ามเนื้อ

semimembranosus ซึ่งกล้ามเนื้อทั้งสองกลุ่มนี้มีหน้าที่ในการเหยียดสะโพก ตลอดการเคลื่อนไหวของการเตะเท่านั้น เท้าจะอยู่ในลักษณะของการงอ (plantarflexed) โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ gastrocnemius และ กล้ามเนื้อ soleus ทำให้เกิดแรงผลักที่กระทำกับน้ำในระหว่างช่วงของการเตะขา (McLeod, 2010) แม้ว่ายางค์ส่วนล่างหรือขาไม่ได้เป็นตัวควบคุมการเคลื่อนไหวในการว่ายน้ำโดยตรงแต่สามารถช่วยทำให้แกนกลางลำตัวมั่นคงได้ (stabilize the trunk's position) พร้อมทั้งช่วยเพิ่มความเร็วในการว่ายน้ำได้ (V. Deschodt, Arsac, & Rouard, 1999) และยังพบว่าแรงต้านของน้ำในการว่ายน้ำที่กระทำกับมุมของลำตัวมีผลต่อความสามารถในการว่ายน้ำของนักกีฬาหรือมีผลต่อความเร็วในการว่ายน้ำเช่นเดียวกัน(Strzala & Krezalek, 2010)ในขณะที่ leg kick quantity (LKQ) ที่ six beat kick มีอิทธิพลต่อ stroke length แสดงให้เห็นว่า leg kick quantity (LKQ) มีความสำคัญกับความสามารถหรือความเร็วในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (SORTWELL, 2011) เนื่องจากการว่ายน้ำแรงที่ใช้ในการผลักตัวไปด้านหน้าส่วนหนึ่งได้จากร่างกายส่วนล่างคือการเตะขานั้นเอง (Chollet, Chalies, & Chatard, 2000) ปัจจัยเหล่านี้ล้วนแล้วส่งผลต่อความเร็วในการว่ายน้ำ

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่างานวิจัยที่ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำยังมีอยู่น้อย ซึ่งปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ก็มีความสำคัญต่อการเคลื่อนไหวของนักกีฬานักกีฬาว่ายน้ำ เช่น ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ด้านมุมของการเคลื่อนไหว ซึ่งอาจเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาเทคนิคที่จำเป็นในการพัฒนาความสามารถในการเตะขา (de Jesus et al., 2011) การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางจลนศาสตร์อาจช่วยในการพัฒนาความสามารถในการว่ายน้ำของนักกีฬาว่ายน้ำได้ (Strzala et al., 2012) ดังนั้นการทราบถึงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์จะเป็นความรู้พื้นฐานที่ทำให้ทราบถึงลักษณะของการขับเคลื่อนไปข้างหน้าของการว่ายน้ำได้ (Callaway, 2015) ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในช่วงระยะที่นักกีฬาว่ายน้ำได้ช่วง 20 เมตรถึง 40 เมตร ช่วง 70 เมตรถึง 90 เมตร ช่วง 120 เมตรถึง 140 เมตร และ ช่วง 170 เมตรถึง 190 เมตร โดยตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่ทำการศึกษาในยางค์ส่วนล่างได้แก่ มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ(Body's angle of attack) มุมของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา(Angle of Hip, Knee and Ankle) ความเร็วของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา(Velocity of Hip, Knee and Ankle) ความถี่ของการเตะขา (kick rate) และตัวแปรค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MNF ของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ surface electromyography ในกล้ามเนื้อ rectus femoris และกล้ามเนื้อ gastrocnemius ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล 200 เมตร เพื่อที่จะใช้เป็นประโยชน์ทั้งต่อการพัฒนานักกีฬาว่ายน้ำของประเทศไทยในปัจจุบันในเชิงลึก และการต่อยอดองค์ความรู้ในงานวิจัยเกี่ยวกับการว่ายน้ำต่อไป

คำถามการวิจัย

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์ส่วนล่างจะเปลี่ยนแปลงอย่างไรในขณะว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าพรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำ

สมมุติฐานการวิจัย

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์ส่วนล่างในขณะว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าพรอนท์ครอล มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเปลี่ยนไป

ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าพรอนท์ครอลเฉพาะรยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทยโดยมีขอบเขตในการวิจัยดังต่อไปนี้

1. ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1.1 ผู้เข้าร่วมการศึกษามีทุกคนให้ความร่วมมือด้วยความเต็มใจและเต็มความสามารถ
- 1.2 ผู้เข้าร่วมวิจัยทุกคนไม่มีปัญหาด้านสุขภาพ

2. ข้อจำกัดในการวิจัย

2.1 การวิจัยครั้งนี้ทำการศึกษาในกลุ่มตัวอย่างที่เป็นนักกีฬาว่ายน้ำระดับทีมชาติ ที่เข้าร่วมการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 เพศชาย ว่ายน้ำท่าพรอนท์ครอลระยะ 50-200 เมตร

2.2. การวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยทำการทดสอบตัวแปรดังต่อไปนี้

2.2.1 ตัวแปรอิสระ (Independent variable): ระยะทาง

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยแบ่งระยะทางในการว่ายน้ำ 200 เมตรออกเป็น 4 ช่วง เพื่อเปรียบเทียบและวิเคราะห์ข้อมูลได้แก่ 1. ช่วง 20 ถึง 40 เมตร 2. ช่วง 70 ถึง 90 เมตร 3. ช่วง 120 ถึง 140 เมตร และ 4. ช่วง 170 ถึง 190 เมตร

2.2.2 ตัวแปรตาม (Dependent variable): คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อและตัวแปรทางชีวกลศาสตร์

2.2.2.1 ตัวแปรคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือ Mean frequency: MNF

2.2.2.2. ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่ศึกษามีดังนี้

1) มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ (Body's angle of attack) คือ มุมที่เกิดจากการตัดกันของเส้นตรงตามแนวระนาบกับผิวน้ำกับเส้นตรงที่ลากผ่านสะโพก (Greater trochanter) และลำตัว (T8:Thoracic Vertebra)

2) มุมของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา (Angle of the hip, knee and ankle)

3) ความเร็วของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา (Velocity of the hip, knee and ankle)

4) ความถี่ของการเตะขา (Kick rate)

คำจำกัดความในการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ใช้ศัพท์บางคำในความหมายและขอบเขตจำกัดดังนี้

ชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) หมายถึง การศึกษาถึงความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับเรื่องลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหว ตำแหน่ง ระยะทาง มุม ความเร็ว ในทางเชิงเส้นและเชิงมุม โดยอาศัยความรู้ทฤษฎีและหลักการทางฟิสิกส์ แคลคูลัส สถิติวิทยาและกายวิภาคศาสตร์ ตลอดจนความรู้ทางด้านเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มาใช้ในการศึกษาวิเคราะห์มนุษย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเชิงกีฬาให้เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ (สุวัตร สิทธิหล่อ, 2542)

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในนักกีฬาว่ายน้ำ หมายถึง สิ่งที่ผู้วิจัยสนใจในเรื่องความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับท่าทางการเคลื่อนไหวของกีฬาว่ายน้ำ ได้แก่ มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ (Body's angle of attack) มุมของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา (Angle of Hip, Knee and Ankle) ความเร็วของสะโพก หัวเข่า ข้อเท้าในการเตะขา (Velocity of Hip, Knee and Ankle) ความถี่ของการเตะขา (kick rate) และตัวแปรค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MNF ของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ surface electromyography ในกล้ามเนื้อ rectus femoris และกล้ามเนื้อ gastrocnemius

รยางค์ส่วนล่าง (lower limb) หมายถึง องค์ประกอบของร่างกายในส่วนล่างซึ่งประกอบด้วย สะโพก (Hip) ต้นขา (Thigh) หัวเข่า (Knee) น่อง (calf) ข้อเท้า (Ankle) และเท้า (Foot) (J. C. BOILEAU GRANT, 1946)

นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติ (National swimmer) หมายถึง นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยที่เข้าร่วมการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาเรื่องการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตรท่าฟรอนท์ครอลในรายครึ่งส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย ผู้วิจัยจึงได้รวบรวมเอกสาร ตำรา หนังสือ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องไว้เป็นข้อมูลสำหรับการศึกษาค้นคว้าในการวิจัย ซึ่งพอสรุปได้ตามหัวข้อดังต่อไปนี้

1. การว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล
2. การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
3. การเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์
4. อุโมงค์น้ำ
5. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล

การว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl) เป็นการว่ายน้ำที่มีการเคลื่อนไหวแขนสลับข้างกันขวา - ซ้าย และการเตะขาอย่างต่อเนื่อง ที่ทำให้เกิดการเคลื่อนตัวไปข้างหน้า เป็นการเคลื่อนที่ที่แนวลำตัวขนานกับทิศทางการเคลื่อนไหว ในขณะที่ว่ายลักษณะของลำตัวของผู้ว่ายควรอยู่ในแนวราบเมื่ออยู่ใต้น้ำ ลำตัวยังอยู่ในลักษณะตั้งหรือในแนวตั้งมากเท่าใด แรงต้านของการเคลื่อนที่ก็ยิ่งมากขึ้นเท่านั้น ในขณะที่ว่ายควรรักษาใบหน้าให้คว่ำอยู่ในน้ำ (ยกเว้นตอนพลิกหมุนศีรษะไปทางด้านข้างเพื่อสูดหายใจ) ควรรักษาระดับสะโพกให้อยู่ชิดกับระดับผิวน้ำมากที่สุดเท่าที่ทำได้ และเหยียดขาออกโดยให้ปลายเท้าเหยียดตรง จะทำให้ศีรษะ สะโพกและเท้าอยู่ในแนวเดียวกันลักษณะขนานไปกับผิวน้ำ (สมบุญ, 2536)

ซึ่งการเคลื่อนที่ในการว่ายน้ำฟรอนท์ครอล (front crawl) ข้อมือและข้อศอกจะเคลื่อนที่ไปตามแขนที่ถูกกางออกจะไปวางไว้ที่ตำแหน่งของท่าเริ่มต้นช่วง Propulsive phase โดยการเคลื่อนที่นี้เกิดจากการหมุนหัวไหล่ไปด้านหน้าคล้ายใบพัดแล้วจบด้วยการเหยียดแขนตรงไปด้านหน้า (elongated position) หลังจากนั้นเริ่มต้นแบบเดิมอีกครั้ง ซึ่งในท่าจรดจะเริ่มต้นด้วยการจับน้ำ จะใช้กล้ามเนื้อหน้าอกคือกล้ามเนื้อ pectoralis major ที่มีจุดเกาะต้นเป็นกระดูก clavicular และมีกล้ามเนื้อหลังคือกล้ามเนื้อ latissimus dorsi ที่ช่วยสนับสนุนในการออกแรง ทั้งสองกล้ามเนื้อนี้จะทำหน้าที่หลักในการสร้างแรงดึงได้น้ำ โดยในช่วงนี้จะต้องงอข้อมือเล็กน้อยและคงไว้จนกระทั่งจบช่วงการดึงและผลักดัน หลังจากนั้นจะเข้าสู่ช่วงย้อนกลับ (recovery phase) จะมีการงอข้อศอกซึ่งมีการทำงานของกล้ามเนื้อ biceps brachii และกล้ามเนื้อ brachialis เป็นหลักโดยที่ข้อศอกงอประมาณ

30 องศาจากการเหยียดตึงในช่วงสุดท้ายของการผลัก และมีการใช้กล้ามเนื้อ triceps brachii ในการเหยียดข้อศอก ซึ่งแขนจะเคลื่อนที่จากด้านหลังมาด้านหน้าและวางเหยียดตรงบนผิวน้ำ ในช่วง recovery phase จะต้องใช้กล้ามเนื้อในการหมุนแขนคือกล้ามเนื้อ deltoid และกล้ามเนื้อกลุ่ม rotator cuff ที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ supraspinatus, กล้ามเนื้อ infraspinatus, กล้ามเนื้อ teres minor, และกล้ามเนื้อ subscapularis เพื่อช่วยให้แขนและมือหมุนขึ้นมาให้พื้นน้ำในช่วงที่แขนอยู่ใกล้สะโพกและย้อนกลับไปยังผิวน้ำที่เป็นจุดเริ่มต้นของช่วง Propulsive

กลุ่มกล้ามเนื้อบางส่วนทำหน้าที่ในการ stabilizers ในทั้งสองช่วงทั้ง Propulsive phase และ recovery phase กลุ่มหนึ่งที่สำคัญก็คือกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ stabilizers ของกล้ามเนื้อสะบัก (Scapula) คือกล้ามเนื้อ pectoralis minor, กล้ามเนื้อ rhomboid, กล้ามเนื้อ levator scapula, ส่วนบนและส่วนล่างของกล้ามเนื้อ trapezius และกล้ามเนื้อ serratus anterior ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้มีความสำคัญในช่วง Propulsive ทั้งหมด โดยมือและแขนที่เคลื่อนที่ในช่วงนี้จะมีกล้ามเนื้อสะบักเป็นตัวช่วยในการสนับสนุนในการทำงาน นอกจากนี้เมื่อกล้ามเนื้อสะบักทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อ deltoid และ กล้ามเนื้อกลุ่ม rotator cuff จะเป็นตัวเปลี่ยนตำแหน่งของแขนในช่วง recovery

ในส่วนของช่วงกลางลำตัว Core stabilizers กล้ามเนื้อ transversus abdominis, กล้ามเนื้อ rectus abdominis, กล้ามเนื้อ Internal oblique, กล้ามเนื้อ external oblique และกล้ามเนื้อ erector spinae เป็นอีกส่วนประกอบหนึ่งซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพในกลไกจังหวะของการว่ายน้ำ เพราะว่ากล้ามเนื้อเหล่านี้เป็นตัวเชื่อมโยงระหว่างการเคลื่อนที่ส่วนบนและส่วนล่าง ซึ่งการเชื่อมโยงนี้จะเป็นศูนย์กลางในการกลิ้งตัวในระหว่างการว่ายน้ำพرونทครอล

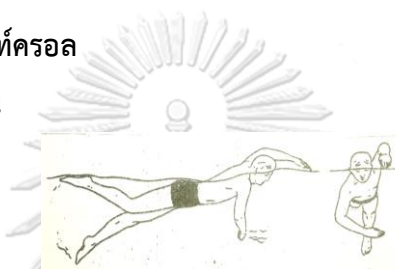
นอกจากการเคลื่อนที่ของแขน การเตะขา ก็สามารถแบ่งได้เป็น Propulsive phase และ recovery phase เช่นเดียวกัน นั่นคือการกระพือขา downbeat และ upbeat ใน Propulsive phase คือ downbeat เริ่มจากการเคลื่อนตัวของสะโพก โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ iliopsoas และกล้ามเนื้อ rectus femoris ซึ่งกล้ามเนื้อ rectus femoris ทำหน้าที่ในการเหยียดเข้า เป็นช่วงเวลาสั้นๆหลังจากเกิดการงอสะโพก และกล้ามเนื้อกลุ่ม quadriceps ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ vastus lateralis, กล้ามเนื้อvastus intermedius, และกล้ามเนื้อ vastus medialis จะร่วมช่วยในการเหยียดเข้าด้วยเช่นกัน ส่วนใน recovery phase จะเริ่มที่บริเวณสะโพก จากการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่ม gluteal muscles ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ gluteus maximus และกล้ามเนื้อ medius ตามมาด้วยการหดตัวอย่างรวดเร็วของกล้ามเนื้อกลุ่ม hamstrings ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ biceps femoris, กล้ามเนื้อ semitendinosus, และกล้ามเนื้อ semimembranosus ซึ่งกล้ามเนื้อทั้งสองมัดนี้ (gluteal muscles and hamstrings) มีหน้าที่ในการเหยียดสะโพก ตลอดการเคลื่อนไหวของการเตะเท่านั้น เท้าจะอยู่ในลักษณะ plantarflexed โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ

gastrocnemius และกล้ามเนื้อ soleus ทำให้เกิดแรงดันที่กระทำกับน้ำระหว่างการกระพือ (downbeat) ในช่วงการเตะขา (McLeod, 2010)

ในการว่ายน้ำด้วยท่าฟรอนทอโรลมีความสัมพันธ์กันระหว่างการทำงานของรยางค์ส่วนบนคือ แขนและรยางค์ส่วนล่างคือขา การทำงานของรยางค์ล่างหรือขานั้นใช้การทำงานในรูปแบบการเตะขา ขึ้นลงมีการหุบขากางขาและการงอของฝ่าเท้า (plantar flexed feet) การเคลื่อนไหวของขาเรียกว่า Flutter-kicking (Gatta et al., 2012) แม้ว่ารยางค์ล่างไม่ได้เป็นตัวควบคุมการเคลื่อนไหวในการว่ายน้ำ น้ำโดยตรงแต่สามารถช่วยทำให้แกนกลางลำตัวมั่นคงได้ (stabilize the trunk's position) และยังช่วยเพิ่มความเร็วในการว่ายน้ำได้ประมาณ 9 เปอร์เซ็นต์ (V. Deschodt et al., 1999)

ลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนทอโรล

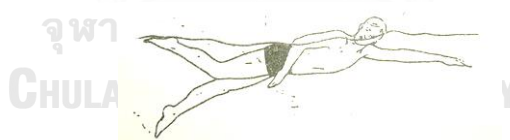
การเคลื่อนที่ของแขน



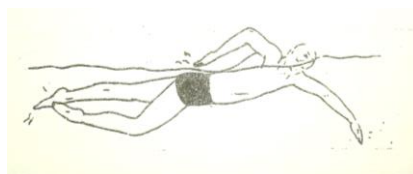
รูปที่ 1 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนทอโรลขณะที่มือขวาตึงน้ำโดยข้อศอกงอเล็กน้อยดึงผ่านแนวกลางช่วงลำตัว ศีรษะขนานผิวน้ำระดับหน้าผาก มือซ้ายยกขึ้น ข้อศอกสูงเตรียมจ้วงลง



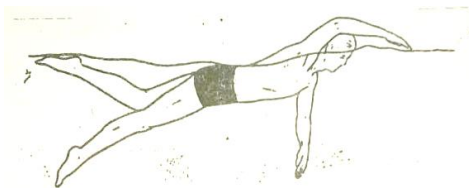
รูปที่ 2 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนทอโรลขณะที่มือขวาผลักดันน้ำไปด้านหลังโดยที่มือซ้ายเหยียดตรง ไปด้านหน้า



รูปที่ 3 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนทอโรลขณะที่แขนขวาเตรียมยกขึ้นโดยยกข้อศอกนำขึ้นมา ก่อน ขณะเดียวกันพลิกศีรษะเพื่อหายใจมือซ้ายเตรียมตึงน้ำ



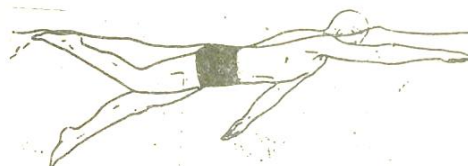
รูปที่ 4 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนทอโรลขณะที่แขนขวายกพ้นผิวน้ำ โดยยกข้อศอกสูง มือซ้ายเริ่มตึงน้ำผ่านแนวกลางลำตัวเหมือนตอนใช้แขนขวาตึงน้ำ ศีรษะเตรียมพลิกคว่ำ



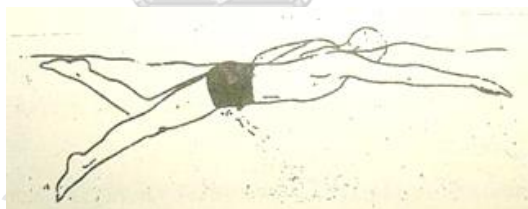
รูปที่ 5 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือซ้ายตึงน้ำจนถึงระดับไหล่โดยแขนขวาจ้วงลง
ชิดศีรษะ เลยกศีรษะเล็กน้อย



รูปที่ 6 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาเหยียดไปข้างหน้าจนสุดโดยที่มือซ้าย
ผลักดันน้ำไปข้างหลัง



รูปที่ 7 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือขวาเหยียดขนานผิวน้ำไปข้างหน้าโดยที่มือซ้าย
ดันน้ำจนถึงสะโพก



รูปที่ 8 แสดงลักษณะการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลขณะที่มือซ้ายเตรียมยกขึ้นโดยข้อศอกขึ้นก่อน
ขณะเดียวกันมือขวาเตรียมตึงน้ำ

การเคลื่อนที่ของขา



รูปที่ 9 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของขาในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลโดยขณะที่ขาขวา-ขาซ้ายเตะ
สลับกันขึ้นลงเหยียดขาออกโดยให้ปลายเท้าเหยียดตรง

ตารางที่ 1 แสดงการใช้ระบบพลังงานแบบต่างๆ สำหรับการแข่งขันว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล ที่ระยะทางและเวลาที่แตกต่างกัน (Kable A, 2014)

เวลาในการแข่งขัน (Competition times(ระยะทางในการแข่งขัน) (Race distance) (เมตร)	ระบบพลังงาน ATP – PC (เปอร์เซ็นต์)	ระบบพลังงาน Anaerobic metabolism (เปอร์เซ็นต์)	ระบบพลังงานแบบใช้ออกซิเจน (Aerobic metabolism)	
				ระบบพลังงานจากการเผาผลาญกลูโคส (glucose metabolism) (เปอร์เซ็นต์)	ระบบพลังงานจากการเผาผลาญไขมัน (fat metabolism) (เปอร์เซ็นต์)
10 – 15 วินาที	25	50	50	-	-
19 – 30 วินาที	50	20	60	20	-
40 – 60 วินาที	100	10	55	35	-
1.30 – 2 นาที	200	7	40	53	-
2 – 3 นาที	200	5	40	55	-
4 – 6 นาที	400	-	35	65	-
7 – 10 นาที	800	-	25	73	2
10 – 12 นาที	900	-	20	75	5
14 – 22 นาที	1500	-	15	78	7

ความล้าของกล้ามเนื้อ

ความล้า (Fatigue) หมายถึง กล้ามเนื้อไม่สามารถคงสภาพการผลิตแรงระดับเดียวกันได้อย่างสม่ำเสมอในการทำงานซ้ำๆ เป็นเวลานานและเป็นปรากฏการณ์ที่ยากแก่การอธิบายเพราะความรู้สึกของการเกิดอาการล้าจะแตกต่างกันตั้งแต่เริ่มการออกกำลังกายจนถึงหมดแรงหรือการแข่งขันกีฬาที่ใช้เวลา 45-60 วินาที เช่นวิ่ง 400 เมตร จะเกิดความล้ามากกว่าการออกกำลังกายจนหมดแรง เช่น วิ่งมาราธอน การใช้คำว่าความล้าในการอธิบายความรู้สึกทั่วไปของการเหน็ดเหนื่อยรวมทั้งการวัดความสามารถของกล้ามเนื้อ ความล้าเป็นปรากฏการณ์ที่ซับซ้อน ดังนั้นนักสรีรวิทยาการออกกำลังกายอธิบายถึงความล้าโดยเน้นที่สาเหตุและตำแหน่งการเกิดความล้าดังนี้

1. ระบบพลังงาน
2. การสะสมของเสียจากการเผาผลาญอาหาร
3. ระบบประสาท

1. ระบบพลังงาน

1.1 การหมดไกลโคเจนในกล้ามเนื้อเป็นสาเหตุสำคัญของความล้าของกล้ามเนื้อ การหมดฟอสโฟครีอาทินซึ่งใช้สำหรับการทำงานแบบไม่ใช้ออกซิเจน พบว่าในช่วงเวลาหมดแรงทั้งเอทีพีและฟอสโฟครีอาทินจะถูกใช้หมดไป

1.2 การหมดไกลโคเจนซึ่งใช้สำหรับการทำงานแบบใช้และไม่ใช้ออกซิเจนจากไกลโคเจนจะเป็นชนิดกีฬาใดก็ได้ใช้เวลาานกว่า 2-3 วินาที ไกลโคเจนในกล้ามเนื้อจะเป็นแหล่งเบื้องต้นในการสร้างเอทีพี ไกลโคเจนที่เก็บสะสมมีจำนวนจำกัดและหมดเร็ว

1.3 การหมดไกลโคเจนในใยกล้ามเนื้อแบบเอสที

1.4 การหมดของไกลโคเจนและระดับน้ำตาลในเลือดต่ำลง

2. การสะสมของเสียจากการเผาผลาญอาหาร

นอกจากการเกิดความเมื่อยล้าจะมีสาเหตุสำคัญมาจากการที่นักกีฬามีพลังงานไม่เพียงพอและเกิดจากการเกิดกรดแลคติกมากเกินไป การสะสมของไฮโดรเจนไอออนเป็นตัวการสำคัญทำให้กล้ามเนื้อเป็นกรดเรียกว่า เอสีโดซิส เป็นผลมาจากการทำงานไม่ใช้ออกซิเจนเรียกว่า “Anaerobic glycolysis” จะผลิตของเสียจำนวนมากของแลคเตทและไฮโดรเจนไอออนภายในกล้ามเนื้อ

3. ระบบประสาท

ความล้าส่วนกลาง (Central fatigue) เป็นความบกพร่องของระบบประสาทที่ไม่สามารถคงสภาพส่งกระแสประสาทในระดับคงที่เพื่อการหดตัวของกล้ามเนื้อได้ ซึ่งอาจมีสาเหตุจากการทำหน้าที่บกพร่องของเซลล์ประสาทในระบบประสาทส่วนกลาง และรวมทั้งปัจจัยทางจิตวิทยา เช่น แรงจูงใจหรือปัจจัยทางสรีรวิทยา เช่น ความเจ็บปวดซึ่งทั้งสองปัจจัยเป็นสาเหตุทำให้ลดความพยายามลงได้

ความล้าส่วนปลาย (Peripheral fatigue) เป็นความบกพร่องในการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ไม่สามารถคงสภาพอยู่ในระดับเดียวกับการเปลี่ยนแปลงของกระแสประสาทได้ ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากการทำหน้าที่บกพร่องของระบบประสาทส่วนปลายหรือกล้ามเนื้อที่ทำงานเอง ความล้าส่วนปลายอาจเกิดจากสาเหตุอื่นได้อีกซึ่งอาจเกี่ยวข้องเพียงประการเดียวหรือมากกว่าก็ได้ ดังนี้

- 1) สารสื่อประสาท (อะเซทิลโคลีน) ไม่สามารถข้ามจุดประสานประสาทกล้ามเนื้อได้
- 2) อะเซทิลโคลีนเอสเทอเรสเป็นน้ำย่อยที่ทำให้อะเซทิลโคลีนแตกตัวทำให้เกิดการชะลอการเกิดส่งกระแสประสาท
- 3) ผนังเซลล์กล้ามเนื้ออาจพัฒนาระดับกันสูงกว่าสิ่งกระตุ้นโดยประสาทมอเตอร์
- 4) การปล่อยหรือการรวมแคลเซียมไอออนในกระบวนการควบคุมของการกระตุ้นและการหดตัวของกล้ามเนื้อ
- 5) ความสามารถของใยแอคทินและไมโอซินที่จะผลิตแรงบัพ้อง

ดังนั้นความล้าของกล้ามเนื้อ (Muscle fatigue) เป็นปรากฏการณ์ที่ซับซ้อนเป็นผลมาจากความบกพร่องของหลายกระบวนการในระบบประสาทและกล้ามเนื้อและแหล่งพลังงาน ผลลัพธ์จาก

ความล้าของกล้ามเนื้อคือการสูญเสียแรงที่กล้ามเนื้อผลิตออกมาชั่วคราว ความล้าของกล้ามเนื้อสามารถเกิดขึ้นได้ในการทำงานในแต่ละวัน เช่น การเดิน การนั่ง การยืน ส่วนนักกีฬาจะเกิดจากการฝึกซ้อมและการแข่งขันมากกว่าคนทั่วไปเป็นเหตุให้ความสามารถทางกีฬาลดลงมาก

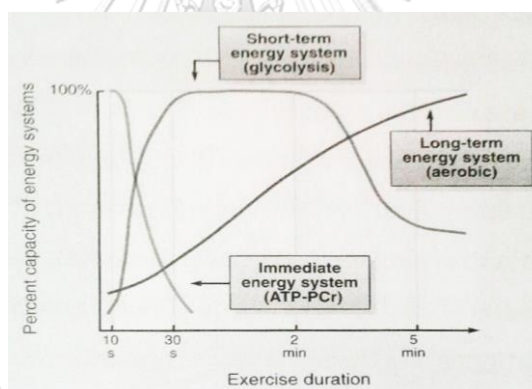
แหล่งต้นตอของพลังงานในร่างกาย คือ พลังงานที่ใช้ในการทำงานของร่างกายคือ คาร์โบไฮเดรตหรือไขมันซึ่งต้องการสารเคมีหลายอย่างที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาในทางชีวเคมีได้ชื่อคือ ไตรฟอสเฟตหรือเอทีพี(Adenosine triphosphate,ATP) เป็นสารสำคัญในการใช้พลังงาน

แหล่งพลังงานของกล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย

(McArdle,Katch and Katch,2000; Guyton and Hall,2006 และ Powers and Howley,2007)

แหล่งพลังงานขณะออกกำลังกาย กล้ามเนื้อจะมีแหล่งพลังงานอยู่ 3 ระบบ คือ

1. ระบบพลังงานทันทีหรือระบบฟอสฟาเจน (Phosphagen system or ATP-CP)
2. ระบบพลังงานไม่ใช้ออกซิเจน หรือระบบไกลโคไลซิส-กรดแลคติก (Anaerobic/ Glycogen-lactic acid system or Anaerobic glycolysis)
3. ระบบพลังงานใช้ออกซิเจน (Aerobic system or Aerobic Glycolysis)



รูปที่ 10 แสดงแหล่งพลังงานจาก 3 ระบบกับเปอร์เซ็นต์การใช้ระบบพลังงานที่ต่างกันตามระยะเวลา (McArdle,Katch and Katch,2000)

แหล่งพลังงานแต่ละระบบมีสารเริ่มต้นให้พลังงานแตกต่างกัน

1. ระบบพลังงานทันทีหรือฟอสฟาเจน หรือเอทีพี-ซีพี (Phosphagen system หรือ ATP-CP) ได้เอทีพีในกล้ามเนื้อเป็นแหล่งพลังงานพร้อมใช้และครีเอทีนฟอสเฟต (Creatine phosphate, CP) หรือ ฟอสโฟครีเอทีน (Phosphocreatine, PCr) ที่เก็บสำรองไว้ในกล้ามเนื้อ เมื่อครีเอทีนแยกตัวออกจากฟอสเฟตจะได้เอทีพีเกิดขึ้นทดแทนที่ใช้ไปแล้ว การรวมตัวของเอทีพีและฟอสโฟครีเอทีน เรียกว่า เป็นระบบพลังงานฟอสฟาเจน (Phosphagen energy system) จะให้พลังงานสูงมากภายในเวลา 8-10 วินาที ซึ่งเพียงพอใช้ในการวิ่งระยะสั้น 100 เมตรได้ ดังนั้นระบบ

พลังงานนี้ใช้ในกิจกรรมที่ต้องการใช้พลังงานและความเร็วสูงในระยะเวลาที่สั้นมากประมาณไม่เกิน 30 วินาที และกล้ามเนื้อไม่ต้องใช้ออกซิเจน เช่น การยกน้ำหนัก การทุ่มน้ำหนัก และการเคลื่อนที่อย่างรวดเร็ว

เอทีพีในกล้ามเนื้อประกอบด้วย Adenosine – PO₃ ~ PO₃ ~ PO₃

พันธะ (Bond) ที่เกาะอยู่ 2 โมเลกุลฟอสเฟตใช้เครื่องหมาย ~ เป็นสัญลักษณ์ของพันธะแต่ละพันธะจะเก็บสะสมพลังงานได้ 7,300 กิโลแคลอรีต่อ ATP 1 โมเลกุล และการเคลื่อนย้ายพันธะครั้งที่สองจะให้พลังงานอีก 7,300 กิโลแคลอรี ดังนั้นการเคลื่อนย้ายฟอสเฟตครั้งแรกจะเปลี่ยนเอทีพี (Adenosine triphosphate, ATP) เป็น เอ ดี พี (Adenosine diphosphate, ADP) และการเปลี่ยนแปลงครั้งที่สองจากเอทีพีเป็นเอเอ็มพี (Adenosine monophosphate, AMP) ส่วนครีอาทินฟอสเฟตหรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า ฟอสโฟครีอาทิน เป็นฟอสเฟตที่ให้พลังงานสูงมากได้จากการรวมตัวของครีอาทินกับฟอสเฟตไอออน (Creatin ~ PO₃) ให้พลังงาน 10,300 กิโลแคลอรีต่อ 1 โมเลกุล เมื่อเทียบกับ 1 โมเลกุลของฟอสเฟตจากเอทีพี (7,300 กิโลแคลอรี)

2. ระบบพลังงานไม่ใช้ออกซิเจน หรือระบบไกลโคเจน – กรดแลคติก หรือระบบแอนแอโรบิกไกลโคไลซิส (Anaerobic/ Glycogen-lactic acid system or Anaerobic glycolysis)

เป็นการใช้ไกลโคเจนที่สะสมในกล้ามเนื้อและกลูโคสในกระแสเลือดซึ่งเป็นขั้นเริ่มต้นของไกลโคไลซิส (Glycolysis) เพิ่มกระบวนการให้การแตกตัวของกลูโคสหรือไกลโคเจนซึ่งเกิดขึ้นในไซโตพลาสซึมของเซลล์โดยไม่ต้องอาศัยออกซิเจน กลูโคส 1 โมเลกุลแตกตัวเป็นไพรูวิก 2 โมเลกุล พลังงานเกิดขึ้น 4 เอทีพี ได้อย่างรวดเร็วปฏิกิริยาการแตกตัวของกลูโคสและไกลโคเจนได้กรดไพรูวิกจะเปลี่ยนเป็นกรดแลคติก (Lactic acid, LA) ในกล้ามเนื้อแล้วแพร่เข้ากระแสเลือดซึ่งเกิดขึ้นเร็วเป็น 2.5 เท่าของระบบใช้ออกซิเจน ดังนั้นระบบพลังงานที่ใช้ในกิจกรรมที่ต้องใช้แรงมากๆ ในระยะเวลาสั้นๆ หรือในเวลา 1 – 3 นาทีแรกของการออกกำลังกาย เช่น วิ่งระยะทาง 400-800 เมตร

เมื่อกรดแลคติกเกิดขึ้นในกล้ามเนื้อมากเกินไประบบไหลเวียนเลือดจะกำจัดออกได้ทำให้ระบบกระบวนการทำงานของกล้ามเนื้อและส่งผลให้เกิดการล้าของกล้ามเนื้อ (Muscle fatigue) นอกจากนี้การออกกำลังกายอย่างหนักเป็นเวลานานยังคงใช้ระบบไม่ใช้ออกซิเจนจะทำให้เกิดการเป็นหนี้ออกซิเจน (Oxygen Debt) หมายถึงภาวะที่ร่างกายมีความต้องการพลังงานและออกซิเจนในปริมาณที่มากกว่าระบบพลังงานจะให้ได้ การเป็นหนี้จำเป็นต้องใช้คืนภายหลังการออกกำลังกายแล้วและวิธีการที่สามารถทำได้คือการลดความหนักของการออกกำลังกายลงหรือหยุดทำกิจกรรม ระบบพลังงานชนิดนี้ยังไม่ใช้ระบบที่มีประสิทธิภาพที่สุด

3. ระบบพลังงานใช้ออกซิเจน (Aerobic system or Aerobic Glycolysis)

ไมโทคอนเดรียเป็นแหล่งผลิตพลังงานจากสารอาหารกลูโคส กรดไขมัน และกรดอะมิโน หลังจากระบบพลังงานไม่ใช้ออกซิเจนและเชื่อมต่อเข้าสู่ระบบใช้ออกซิเจนเพื่อจะนำออกซิเจนไป

กล้ามเนื้อมากขึ้น ดังนั้นระบบพลังงานที่ใช้ในกิจกรรมที่ออกแรงน้อยแต่ใช้เวลานานหลายนาทีหรือหลายชั่วโมง เช่น วิ่งระยะทางไกล วิ่งมาราธอน

ระบบพลังงานใช้ออกซิเจนจะใช้เวลาประมาณ 2-3 นาที ที่ทำให้พลังงานสำหรับการสร้างเอทีพีขึ้นมาใหม่ โดยระบบไหลเวียนเลือดและระบบหายใจจะต้องนำออกซิเจนไปยังกล้ามเนื้ออย่างเพียงพอต่อการเผาผลาญอาหาร ระบบพลังงานชนิดนี้จึงทำให้เกิดการสะสมกรดแลคติกในปริมาณไม่มากซึ่งทำให้นักกีฬาสามารถออกกำลังกายได้เป็นระยะเวลานาน ส่วนความสามารถในการออกกำลังกายที่ระดับความหนักมากขึ้นได้นานขึ้นอยู่กับความสามารถในการใช้ออกซิเจนสูงสุดหรือเรียกว่า Maximum O₂ Uptake or O₂ Consumption, VO₂max และ แอนแอโรบิก เธรชโฮลด์ (Anaerobic threshold, AnT) จึงเป็นระบบที่มีการออกกำลังกายหรือประกอบกิจกรรมต่างๆ ที่มีระยะเวลาเกินกว่า 2 นาทีถึงหลายชั่วโมง

ตารางที่ 2 สรุปแหล่งพลังงานในการทำงานของกล้ามเนื้อ

ระบบพลังงาน	ระบบฟอสฟาเจน (ATP-PC system)	ระบบไกลโคเจน กรดแลคติก- (Lactic acid system)	ระบบใช้ออกซิเจน (แอโรบิก) (Aerobic system)
ชนิดของกระบวนการเมแทบอลิซึม	ไม่ใช้ออกซิเจน	ไม่ใช้ออกซิเจน	ใช้ออกซิเจน
ความเร็วของปฏิกิริยา	เร็วมาก	เร็ว	ช้า
เชื้อเพลิง	ครีอาทีนฟอสเฟต สำรองในกล้ามเนื้อ	ไกลโคเจนในกล้ามเนื้อหรือ กลูโคสในเลือด	ไกลโคเจน ไขมัน โปรตีน
จำนวนเอทีพีที่ได้	น้อยมาก	น้อย	จำนวนมาก
ผลพลอยได้	ครีอาทีนและฟอสเฟต	กรดแลคติกทำให้เพลียและล้า (Fatigue) ได้ง่าย	คาร์บอนไดออกไซด์ น้ำ
ระยะเวลา	30 วินาทีแรกของการออกกำลังกาย	1-3 นาทีแรกของการออกกำลังกาย	หลายนาทีถึงหลายชั่วโมง
กิจกรรมที่ใช้	กิจกรรมอาศัยกำลังและความเร็วสูงหรือระยะสั้นมาก	กิจกรรมที่ออกแรงมากในระยะเวลาสั้น	กิจกรรมที่ใช้ความอดทน (Endurance) หรือออกแรงน้อยๆ ในเวลานานๆ

ที่มา : (Powers และ Howley, 2007)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

การทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกายจำเป็นต้องอาศัยการควบคุมจากระบบประสาท ในกล้ามเนื้อลายปกตินั้นใยกล้ามเนื้อจะไม่หดตัวที่ละเส้น แต่การทำงานของกล้ามเนื้อนั้นเกิดจากการหดตัวอย่างพร้อมเพรียงกันของกลุ่มใยกล้ามเนื้อ ซึ่งเลี้ยงโดยแขนงของเส้นประสาทชนิดเดียวกัน แขนงของเส้นประสาทชนิด 1 เส้น (axon of spinal motor neuron) ซึ่งแตกแขนงออกเพื่อเลี้ยงกลุ่มของเส้นใยกล้ามเนื้อเรียกว่า มอเตอร์ยูนิต ซึ่งเป็นหน่วยเล็กที่สุด ซึ่งสามารถกระตุ้นให้เกิดการหดตัวได้ บริเวณที่เส้นประสาทสัมผัสกับเส้นใยกล้ามเนื้อ จะมีลักษณะพิเศษแตกต่างจากบริเวณอื่น เรียกบริเวณนี้ว่า รอยต่อประสานระหว่างเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (neuromuscular junction, myoneural junction หรือ motor end-plate; MEP) เมื่อกระตุ้นเส้นประสาท ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานจะเคลื่อนไปตามเส้นประสาท มีผลทำให้เกิดการหลั่งสารสื่อประสาทอะเซทิลโคลีนออกจากถุง (vesicle) ซึ่งอยู่บริเวณปลายประสาท อะเซทิลโคลีนจะมาจับกับตัวรับรู้อยู่บนผิวเยื่อเซลล์ของกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความสามารถในการแพร่ผ่านของไอออนผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ของกล้ามเนื้อ โดยที่มีการเพิ่มการแพร่ผ่านของโซเดียมไอออน มีผลทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันขึ้นที่บริเวณรอยต่อประสานระหว่างเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ เรียกศักย์ไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (end-plate potential) ถ้าสัญญาณประสาทส่งมามีมากพอ จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานของกล้ามเนื้อ (muscular action potential) เคลื่อนที่ไปตามผิวเซลล์ของกล้ามเนื้อ มีผลทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันของท่อตามขวาง และมีผลต่อซาร์โคพาสมิก เรติคูลัม ซึ่งอยู่ขนาด 2 ข้างของท่อตามขวาง ตรงบริเวณที่เรียกว่า ไตรแอด (triad) การดีโพลาไรเซชัน ของท่อตามขวางนี้ จะมีผลทำให้แคลเซียมหลั่งออกมาจากเทอร์มินอล ซิสเตอมา ของซาร์โคพาสมิก เรติคูลัม เมื่อถูกกระตุ้น แคลเซียมที่ถูกหลั่งออกมาจะจับกับโทรโปนินซี สามารถเปิดตำแหน่งที่จับบนแอคติน หัวของมัยโอซินจึงสามารถจับกับแอคตินได้ เกิดสะพานเชื่อมที่เรียกว่า ครอสบริดจ์ ขณะเดียวกันที่หัวของมัยโอซิน มีเอนไซม์ที่สำคัญคือ มัยโอซิน เอทีพีเอส ซึ่งจะทำหน้าที่สลายเอทีพีได้ เอดีพี ฟอสเฟส และพลังงาน ซึ่งพลังงานนี้ทำให้เกิดแรงกระชาก (power stroke) ในการงอหัวของมัยโอซิน เพื่อที่จะดึงสายของแอคติน หรือใยฟิลาเมนต์บาง ให้เคลื่อนเข้าสู่แกนกลางของซาร์โคเมียร์ มีผลทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวพร้อมเพรียงกัน

ซึ่งกระแสในการแลกเปลี่ยนไอออนทั่วเส้นใยกล้ามเนื้อเหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งของกระบวนการส่งสัญญาณสำหรับเส้นใยกล้ามเนื้อ ซึ่งสัญญาณเหล่านี้เรียกว่า electromyogram (EMG) สามารถวัดได้โดยใช้องค์ประกอบสื่อกระแสไฟฟ้าหรือขั้วไฟฟ้าบริเวณบนผิวหนัง (surface electrode) หรือเข้าไปในกล้ามเนื้อ (needle electrode) แต่การใช้ EMG แบบ Surface เป็นวิธีทั่วไปที่นิยมใช้กันมากกว่า เนื่องจากบุคคลากรอื่นนอกจากแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญสามารถดำเนินการได้โดยผู้ทำการทดลองมีความเสี่ยงน้อย

Surface EMG จะขึ้นอยู่กับปัจจัยจำนวนมากและความกว้างของสัญญาณที่แตกต่างกันจาก ไมโครโวลต์ (uV) ถึงช่วงที่ต่ำมิลลิโวลต์ (mV) (Basmajian & De Luca, 1985) ความกว้าง เวลา และความถี่ของสัญญาณ EMG จะขึ้นอยู่กับปัจจัยดังต่อไปนี้ (Gerdle, Karlsson, Day, & Djupsjöbacka, 1999)

- 1) ระยะเวลาและความหนักของการหดตัวของกล้ามเนื้อ
- 2) ระยะห่างของขั้วไฟฟ้าจากพื้นที่ของกล้ามเนื้อที่กำลังถูกใช้งาน
- 3) คุณลักษณะของเนื้อเยื่อ เช่น ความหนาของผิวหนังและชั้นไขมัน
- 4) ขั้วไฟฟ้าและคุณสมบัติในการกระจาย
- 5) คุณภาพของการติดต่อระหว่างขั้วไฟฟ้าและผิวหนัง

ในกรณีส่วนใหญ่มักจะใช้ข้อมูลเกี่ยวกับความหนักของกล้ามเนื้อในขณะที่หดตัว ณ เวลานั้น ส่วนอื่นๆที่บันทึกได้จะเป็นความแปรปรวนหรือสิ่งรบกวนอื่นๆ ทำให้การแปลผลนั้นยากมากขึ้น แต่ถึงกระนั้นก็สามารถลดผลกระทบจากสัญญาณรบกวนที่ไม่ได้ต้องการศึกษานี้ได้ เช่น การทำให้ความแปรปรวนนั้นหรือสิ่งรบกวนผ่านการตรวจคลื่น EMG ให้น้อยที่สุดคือ

1. ใช้ขั้วไฟฟ้าและเครื่องขยายสัญญาณที่เหมือนกัน
2. ทำให้ขั้วไฟฟ้ากับผิวหนังติดกันแน่นที่สุด

ความแปรปรวนของสัญญาณ EMG สามารถทำให้ลดลง เมื่อมีการทดลองแบบซ้ำๆกับผู้ทดลอง โดยการวางตำแหน่งขั้วไฟฟ้าไว้ในตำแหน่งเดียวกัน นอกจากนี้ยังมีอีกหลายวิธีที่จะทำให้สัญญาณ EMG เป็นปกติ (normalizing) เป็นการลดความแปรปรวนทั้งภายในและระหว่างผู้ทดลองกับเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Freriks & Hermens, 2000)

Clarys และ Cabri กล่าวว่า คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อ เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า บริเวณเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อที่เกิดจากการผ่านเข้าออกของไอออนต่างๆ ทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันไปตามเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถวัดโดยใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยจะรับสัญญาณของกระแสประสาทของกระแสสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้า (electrode) แล้วส่งต่อไปยัง (amplifier) ของเครื่องมือ เพื่อขยายสัญญาณแล้วแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณภาพแสดงออกทางจอ (oscilloscope) ในทางกีฬามักใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อร่วมกับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกาย (Clarys & Cabri, 1993)

ปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

1. แหล่งสัญญาณรบกวน (Sources of Noise) ก่อนที่จะสามารถพัฒนากลยุทธ์ที่จะช่วยกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการเราจะต้องเข้าใจแหล่งที่มาของสัญญาณรบกวนก่อน ประเภทของ

สัญญาณรบกวนมีสองประเภทคือมีสัญญาณรบกวนรอบข้างและสัญญาณรบกวนจากตัวแปลงสัญญาณ

1.1 สัญญาณรบกวนรอบข้าง (Ambient Noise) สัญญาณรบกวนรอบข้างจะถูกสร้างขึ้นโดยอุปกรณ์แม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic) เช่นเครื่องคอมพิวเตอร์ (computers) , แผ่นวัดแรง (force plates), การเดินระบบแลนบนสายไฟ (power lines) และอุปกรณ์อื่น ๆ ที่เสียบเข้ากับผนัง A / C (Alternating Current) เข้าเสียบปล่อยสัญญาณรบกวนรอบข้าง สัญญาณรบกวนมีช่วงกว้างของความถี่คือ 50Hz หรือ 60Hz ซึ่งสอดคล้องกับความถี่ของแหล่งจ่ายไฟ A / C

1.2 สัญญาณรบกวนจากตัวแปลงสัญญาณ (Transducer Noise) Transducer Noise ถูกสร้างขึ้นบริเวณจุดเชื่อมต่อกันระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง (electrode – skin junction) ขั้วไฟฟ้า (electrode) ทำหน้าที่ในการแปลงกระแสไฟฟ้าที่สร้างขึ้นในกล้ามเนื้อให้วงจรไฟฟ้า (electronic current) สามารถจัดการกับวงจรอิเล็กทรอนิกส์และอุปกรณ์นำลือกอื่น ๆ หรือรูปแบบดิจิตอลจาก ศักย์ไฟฟ้า แหล่งกำเนิดสัญญาณรบกวนมี 2 ประเภท คือ

D/C (Direct Current) Voltage Potential: สัญญาณที่เกิดจากความแตกต่างในความต้านทานระหว่างผิวหนังและขั้วจับสัญญาณไฟฟ้าจากออกซิเดชันและรีดักทีฟของปฏิกิริยาทางเคมีที่เกิดขึ้นในที่จุดเชื่อมระหว่าง ขั้วไฟฟ้าและเจลที่เป็นสื่อนำกระแสไฟฟ้า (Gerdle et al., 1999)

A/C (Alternating Current) Voltage Potential: สัญญาณที่เกิดจากปัจจัยต่างๆ เช่น ความผันผวนของความต้านทานระหว่างตัวจับสัญญาณและผิวหนัง หนึ่งวิธีที่มีประสิทธิภาพเพื่อลดผลกระทบความต้านทานคือการใช้ขั้วไฟฟ้า Ag - AgCl ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดที่ประกอบด้วยพื้นผิวโลหะเงินชุบด้วยชั้นบางๆ ของวัสดุเงินคลอไรด์ (Duchêne & Goubel, 1993)

เป้าหมายของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ การเพิ่มอัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน การพัฒนาเทคโนโลยีได้ลดระดับของสัญญาณรบกวนในสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การพัฒนาที่สำคัญที่สุด คือ การแนะนำเทคนิคใช้วิธีการบันทึกด้วยขั้วไฟฟ้าสองขั้ว การเตรียมขั้วไฟฟ้าสองขั้วที่จะใช้กับเครื่องขยายสัญญาณที่แตกต่างกันซึ่งทำหน้าที่ในการกำจัดสัญญาณร่วมกันทั้งสองขั้วไฟฟ้า สิ่งสำคัญของการกำจัดสัญญาณไฟฟ้าระหว่างการขยายสัญญาณไฟฟ้าของศักย์ไฟฟ้า 1 ขั้วจากขั้วไฟฟ้าอื่นๆ เมื่อมีความแตกต่างกันในการขยายของสัญญาณไฟฟ้า ความสัมพันธ์การทำงานร่วมกันของสัญญาณไฟฟ้าทั้งสองขั้ว เช่น จากแหล่งพลังงานและแถบแม่เหล็กไฟฟ้าแต่สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อที่อยู่ห่างไกลมากขึ้นจะถูกกระตุ้น นอกจากนี้ยังมีสัญญาณ D / C เป็นส่วนประกอบ เช่นในช่วง over-potential generated ที่จุดเชื่อมต่อกันระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง (electrode – skin junction) จะถูกตรวจพบว่ามี การขยายสัญญาณไฟฟ้าที่คล้ายกันและจะถูกลบทิ้ง

ในทางตรงกันข้ามสัญญาณจากกล้ามเนื้อที่อยู่ใกล้กับขั้วไฟฟ้าจะไม่มีความสัมพันธ์กันและไม่มีการขยายสัญญาณไฟฟ้า (Gerdle et al., 1999) การบันทึกคลื่นไฟฟ้าด้วยขั้วไฟฟ้าสองขั้วขณะที่มีการขยายกำลังสัญญาณ การบันทึกของขั้วไฟฟ้าสองขั้วเกิดระหว่างก่อนที่สัญญาณจะขยายกว้างมีความสามารถที่จะบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้เต็มรูปแบบทั้งความกว้างและความถี่ขณะที่ spatial resolution เพิ่มขึ้น ดังนั้นมีผลกระทบของการเพิ่มอัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio)

อีกปัจจัยหนึ่งที่เหลือคือ คุณภาพการติดขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง กระบวนการระหว่างการขยายสัญญาณไฟฟ้าในการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 2 ขั้ว การติดขั้วไฟฟ้ากับผิวหนังให้มีคุณภาพโดยความต้านทานของผิวหนังและเนื้อเยื่อพื้นฐาน นอกเหนือไปจากความจุของขั้วไฟฟ้า

2. สัญญาณไฟฟ้าข้ามไปรบกวนกัน (Cross Talk) เป็นสิ่งสำคัญที่พบว่ามี bipolar SEMG ที่ไม่ต้องการสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเดียวโดยตรงที่จำเป็นต่อการบันทึก ด้วยกล้ามเนื้อขนาดเล็กขั้วไฟฟ้าอาจมองข้ามการทำงานของศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหนึ่งหรือมากกว่า กล้ามเนื้ออาจจะ Crosstalk กับ SEMG จากกล้ามเนื้อที่ต้องการขณะที่แหล่งกำเนิดสัญญาณใกล้กับขั้วไฟฟ้าจะมีอิทธิพลต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และอีกอย่างคือระยะทางจากกล้ามเนื้ออื่น ๆ อาจพบ crosstalk (Gerdle et al., 1999)

ระยะทางมีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ รัศมีของขั้วไฟฟ้าที่ช่วยขยายสัญญาณให้ขนาดใหญ่กว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณรบกวน (Gerdle et al., 1999) การขยายสัญญาณของ bipolar sEMG ลดลงเมื่อเพิ่มระยะห่างของการติดอิเล็กโทรด (Day, 1997) กล่าวคือเนื่องจากความจริงที่ว่าเส้นใยกล้ามเนื้อ ไขมันใต้ผิวหนัง และผิวหนัง มีคุณสมบัติที่ต่างกันทางกายภาพ และเป็นพื้นที่ที่มีความถี่ต่ำ พื้นที่เพิ่มขึ้นในระยะทางระหว่างเส้นใยกล้ามเนื้อและขั้วไฟฟ้าที่เพิ่ม filtering effect ประสิทธิภาพที่ลดลงและสัญญาณที่ลดลงจะวัดได้จากระยะทางของกระแสไฟฟ้าที่ละน้อยและในทำนองเดียวกัน ความถี่ของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกลับต่ำลง (Lindstrom & Magnusson, 1977)

สัญญาณไฟฟ้าข้ามไปรบกวนกัน (Cross Talk) สามารถหลีกเลี่ยงได้โดยการเลือกขนาดของขั้วไฟฟ้าที่เป็นสื่อกระแสไฟฟ้าให้เหมาะสมกับพื้นที่และระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้า การลดขนาดพื้นที่ของสื่อกระแสไฟฟ้าจะช่วยลดผลกระทบที่มีต่อ ระยะทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในทำนองเดียวกัน ลดระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้า ลดผลกระทบต่อการบันทึกและเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีความกว้างของความถี่ที่สูงขึ้น (Lindstrom & Magnusson, 1977)

3. มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (SEMG Normalization) ความสามารถในการส่งสัญญาณของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อพบว่าขั้วไฟฟ้าที่มีกำลังนั้นขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายๆ อย่าง เช่น ความแตกต่างระหว่างบุคคลและช่วงเวลาของแต่ละบุคคล ดังนั้นการขยายสัญญาณของ คลื่นไฟฟ้า

กล้ามเนื้อไม่มีประโยชน์ไม่เหมาะกับการใช้ในกลุ่มเปรียบเทียบ หรือการใช้ในระยะเวลาที่ยาวนาน (Mathiassen, 1997) ข้อเท็จจริงในการบันทึกผลของการขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ไม่สมบูรณ์ มีสาเหตุหลักมาจากข้อเท็จจริงที่ว่าความต้านทานมีความแตกต่างกันในระหว่างที่เส้นใยกล้ามเนื้อที่มี การทำงานและพบสัญญาณที่ไม่รู้จัก

ดังนั้นเมื่อเปรียบเทียบตัวแปรในการขยายสัญญาณ (amplitude variables) ในระหว่างการ วัดทำให้มีมาตรฐานของการวัดที่ต้องการ เช่น คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเปลี่ยนระดับซึ่งก็เป็นสาเหตุปกติ ของการวัดทั้งหมด การสร้างมาตรฐานของการขยายสัญญาณ (Signal amplitude) ที่มีความ น่าเชื่อถืออย่างถึงแรง (force or torque) คือเทคนิคที่ใช้กันทั่วไป โดยปกติแล้วการวัดสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อมีความสัมพันธ์กับ maximum contraction หรือ Sub maximum contraction ที่เรา รู้จักกันในเรื่องของแรง

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ประกอบไปด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ

1. ขั้วรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้า (electrode) ที่ใช้ตรวจวัดกล้ามเนื้อสามารถแบ่งได้ 2 ชนิด คือ ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าชนิดเข็ม (needle electrode) ทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ เข็มแทงเข้าไปในกล้ามเนื้อ ซึ่งใช้สำหรับตรวจวัดการทำงานของกล้ามเนื้อที่ต้องการความละเอียด เนื่องจากสามารถวัดได้ในแต่ละหน่วยยนต์ ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าชนิดนี้ยังเหมาะสำหรับการวัด กล้ามเนื้อที่อยู่ในชั้นลึกอีกด้วย ส่วนขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าอีกชนิดหนึ่ง คือ ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าชนิดผิว (surface electrode) ซึ่งประกอบด้วยแผ่นโลหะเงิน (Ag) และสารละลายซิลเวอร์คลอไรด์ (AgCl) ซึ่ง ทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้โดยการวางบนผิวหรือกล้ามเนื้อ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่ บันทึกได้เป็นผลรวมของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากหลายหน่วยยนต์ ซึ่งในทางการศึกษามักใช้ขั้วรับ สัญญาณไฟฟ้าชนิดนี้มีวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อ

2. แอมพลิไฟเออร์ (amplifier) แอมพลิไฟเออร์ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อใช้ขยาย ศักย์ไฟฟ้าจำนวนน้อย จึงต้องมีลักษณะดังนี้

- 2.1 มีกำลังขยายสูง และสม่ำเสมอตลอดช่วง ของศักย์ไฟฟ้าที่ต้องการตรวจวัด เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้มีขนาดเล็กมาก ดังนั้นแอมพลิไฟเออร์ จึงต้องมี กำลังขยายสูง และ ขยายสัญญาณได้สม่ำเสมอ

- 2.2 มีการตอบสนองต่อความถี่ในช่วงกว้าง เนื่องจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะต้องตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าที่มีการเปลี่ยนแปลงเร็วถึง 100 ไมโครโวลต์ ในเวลา 1 มิลลิวินาที ถ้าไม่ สามารถตรวจวัดได้ทัน จะทำให้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มีรูปร่างผิดเพี้ยนไปได้โดยทั่วไปเครื่องวัด คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้องใช้ช่วงความถี่ 2 - 10,000 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่กว้างมากและสามารถวัด รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าได้ครบถ้วน

2.3 มีอัตราส่วนของคักย์ไฟฟ้า ที่ป้อนเข้าต่อกระแสไฟฟ้าที่แอมพลิฟิเออร์สามารถรับได้ (input impedance) สูง เพื่อให้กระแสไฟฟ้าซึ่งมีเพียงเล็กน้อยถูกนำไปขยายในแอมพลิฟิเออร์ได้ และไม่ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่บันทึกได้มีรูปร่างผิดเพี้ยนไป และมีอัตราส่วนของคักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกต่อกระแสไฟฟ้าที่แอมพลิฟิเออร์สามารถส่งออกได้ (output impedance) ต่ำ เพื่อให้สามารถขยายสัญญาณความถี่ที่สูงๆ ได้ดีขึ้น

2.4 มีความสามารถในการกำจัดสิ่งรบกวนได้มาก (high common mode rejection ratio) ขณะทำการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าอาจรับกระแสไฟฟ้าจากแหล่งอื่นๆ ด้วย ถ้าสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้ว จะเป็นการยากที่จะแยกระหว่างสัญญาณรบกวนที่ต้องการจริง ดังนั้น แอมพลิฟิเออร์จึงต้องมีความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้มาก

3. ระบบแสดงและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อมีความถี่ค่อนข้างสูง เมื่อเปรียบเทียบกับคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อหัวใจ จึงไม่สามารถแสดงคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อด้วยการใช้ปากกาเขียนลงบนกระดาษ เพราะจะทำให้คลื่นไฟฟ้าที่ได้มีรูปร่างที่ผิดเพี้ยนไป ดังนั้นจึงต้องแสดงคลื่นไฟฟ้าด้วยจอภาพออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)

หลักการการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ในขณะที่กล้ำมเนื้อมีการทำงานนั้น จะเกิดคลื่นไฟฟ้าบนกล้ำมเนื้อ การหดตัวของกล้ำมเนื้อจะก่อให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าและจะมากขึ้นถ้ากล้ำมเนื้อมีการเกร็งตัวหรือหดตัวมาก ความต่างศักย์ที่วัดได้ที่ผิวหนังของกล้ำมเนื้อนี้ จะเป็นผลรวมของการทำงานของหน่วยยนต์ หลายๆ หน่วย และใช้อธิบายถึงกิจกรรมที่กล้ำมเนื้อนั้นๆ ทำ ความต่างศักย์นี้สามารถวัดได้ตั้งแต่ 1 ไมโครโวลต์ ถึง 5,000 ไมโครโวลต์ โดยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อนี้จะวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อผ่านทาง ขั้วรับสัญญาณไฟฟ้าและสายเคเบิล โดยวัดเป็นข้อมูลดิบ (raw emg) ค่าที่วัดได้จะถูกบันทึกในหน่วยความจำ (memory card) ที่สอดเข้าไปที่ตัวเครื่องหลัก (main unit) และข้อมูลจะถ่ายโอนเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อทำการวิเคราะห์ผลต่อไป ผลรวมของคลื่นไฟฟ้าสามารถตรวจสอบได้จากเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าของกล้ำมเนื้อ

การตรวจวัดค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ำมเนื้อมี 4 ขั้นตอนดังนี้

1. ภาคจับสัญญาณ โดยใช้ขั้วรับสัญญาณชนิดผิว ติดที่ผิวหนังตรงกับกล้ำมเนื้อที่ต้องการจะวัดการทำงาน
2. ภาคขยายสัญญาณ โดยใช้แอมพลิฟิเออร์ เป็นตัวขยายสัญญาณที่ขั้วรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ารับมาจากการทำงานของกล้ำมเนื้อให้มีขนาดใหญ่ขึ้น
3. ภาคกรองสัญญาณ โดยใช้ฟิลเตอร์ เป็นตัวตัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกไป
4. ภาคแสดงสัญญาณ โดยใช้คอมพิวเตอร์แสดงค่าผลของการตรวจวัดออกมาเป็นกราฟและตัวเลข (ชุดักดิ์ เวชแพทย์ 2528)

การวิเคราะห์กล้ามเนื้อด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

สำหรับการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของ สัญญาณอีเอ็มจีจะถูกนำมาวิเคราะห์ทั่วไปในขอบเขตความถี่ (frequency domain) (Gerdle et al.1988; 2000; Komi and Tesch 1979; Masuda et al. 1999;Merletti and Roy1996) ความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (power spectral density :PSD) มักจะถูกคำนวณจากสัญญาณดิบของอีเอ็มจี ค่าเฉลี่ยของความถี่ของ PSD (The mean (MNF) หรือ median (MDF) frequency of the PSD) ถูกแสดงในการเลื่อนความถี่ที่ต่ำลงในระหว่างการเพิ่มขึ้นของความเมื่อยล้า (De Luca 1979; Lindstrom and Magnusson 1977;Viitasalo and Komi1977; Merletti et al.1990; Merletti and Lo Conte1997) การลดลงของ MNF และ MDF ส่วนใหญ่เป็นสาเหตุมาจากการลดลงของความเร็วกระแสไฟฟ้าของเส้นใยกล้ามเนื้อ (MFCV) เนื่องจากความสำคัญของพื้นที่ในการเกิดการเผาผลาญเปลี่ยนแปลงไปในการทำงานของกล้ามเนื้อ (Bigland-Ritchie 1981;Masuda et al.1983) อย่างไรก็ตามการเปลี่ยนแปลงของหน่วยยนต์ (motor unit:MU) รูปแบบของ action potential อัตราการกระตุ้นหน่วยยนต์และการประสานงานของหน่วยยนต์อาจนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของ MNF และ MDF เช่นกัน (Brody et al.1991; Bigland-Ritchie and Woods1984; Dimitrova and Dimitrov 2003; Gabriel and Kamen2009)

เนื่องด้วยระดับความสูงของสัญญาณในความไม่คงตัวของสัญญาณอีเอ็มจีระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเคลื่อนไหว (Dynamic muscle contractions) คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วในเวลา คุณสมบัติสเปกตรัมของสัญญาณควรวิเคราะห์โดยใช้วิธีการนำเสนอที่พร้อมกันกับคุณสมบัติของสัญญาณและขอบเขตความถี่ วิธีการขั้นสูงต่างๆได้ถูกนำไปใช้สำหรับการวิเคราะห์เวลาความถี่ของกล้ามเนื้อเช่นการแปลงโคเฮน (Cohen-class transformations) (Bonato et al.1996; Knafitz and Bonato 1999; Bonato et al. 2001) และการแปลงคลื่นอย่างต่อเนื่อง (continuous wavelet transform) (e.g. Karlsson et al.2000) อย่างไรก็ตามวิธีที่ง่ายกว่าของการแปลงในช่วงเวลาสั้นของฟูเรียร์ (short-time Fourier transform) สามารถนำมาใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ของการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไดนามิกสำหรับการตรวจสอบการลดลงของ MNF และ MDF ซึ่งเนื่องมาจากการพัฒนาของความเมื่อยล้า (Mac Isaac et al.2001; Gerdle et al. 2000;Christensen et al.1995)

มีการศึกษาอื่นๆ ที่เกี่ยวกับการพัฒนาของความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อระหว่างการว่ายน้ำที่อยู่บนพื้นฐานการวิเคราะห์ amplitude ของอีเอ็มจีในขอบเขตของเวลา อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์ค่าของวิธีในช่วงขอบเขตเวลา (diagnostic value of time domain methods) ในการประเมินกล้ามเนื้อที่เมื่อยล้าจะถูกพิจารณาในขอบเขตที่จำกัดมากกว่าวิธีขอบเขตความถี่ (frequency domain methods) (Merletti et al.2004)

Viitasalo และ Komi ได้ทำทดลองการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus femoris ด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรืออีเอ็มจี Electromyography (EMG) ในขณะที่เหยียดเข่าแบบคงที่หรือแบบเกร็ง (isometric knee extension) ที่ 60% ของการหดตัวสูงสุด ค่าที่ต่อเนื่องมาของอีเอ็มจี (EMG parameters) จะถูกวิเคราะห์เวลาในความเมื่อยล้าทั้งหมด โดยการอินทิเกรตกันของอีเอ็มจี (IEMG) ค่าเฉลี่ยของศักยภาพของหน่วยกล้ามเนื้อ (motor unit potential; AMUP) และฟังก์ชันความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัม (power spectral density function; PSDF) จะเพิ่มขึ้นเล็กน้อยแต่ IEMG จะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องในช่วงระยะเวลาความเมื่อยล้า AMUP จะแสดงให้เห็นความไวต่อความเมื่อยล้าในการเพิ่มขึ้นของ amplitude เวลาที่เพิ่มขึ้น และจำนวนของ spikes counted ส่วน PSDF จะได้รับผลจากความเมื่อยล้าอย่างง่ายดาย สังเกตได้จากเส้นโค้งของความหนาแน่นของพลังงานทั้งหมดจะขยับไปสู่ความถี่ที่ต่ำกว่า lower frequencies กับการสลายตัวของความถี่สูง ความถี่ของพลังงานที่ลดลงเป็นเส้นตรง เนื่องมาจากการทำงานในช่วงเวลาความเมื่อยล้า ผลการวิจัยชี้ให้เห็นว่านอกเหนือไปจากช่วงปกติ จะมีการระดมหน่วยยนต์ motor units ตัวใหม่ๆเพิ่มเข้ามา ซึ่งความเมื่อยล้าจะเป็นตัวลดความเร็วในการสื่อกระแสไฟฟ้าของการ action potential ตามเส้นใยกล้ามเนื้อที่ถูกใช้งานอยู่

ความซับซ้อนของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ทำให้ยากที่จะประเมินเหตุการณ์ของกลไกที่เกิดขึ้นทั้งหมดในช่วงการเกิดความเมื่อยล้า ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการสังเกตความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อจะต้องมีการใช้งานพร้อมกันของเหตุผลทางสรีรวิทยา และการเคลื่อนไหวมาเป็นเครื่องมือด้วยอีกทางหนึ่ง เทคนิคต่างๆของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) สามารถถูกใช้ในการประเมินการเปลี่ยนแปลงความเมื่อยล้าในการทำงานหนึ่งส่วนของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ รูปแบบการทำงานของหน่วยระดมยนต์ Motor units ในประเภทการทดลองที่มีทั้งหมด IEMG มักจะถูกใช้งานในการตรวจสอบปรากฏการณ์ของความเมื่อยล้าทั้งการทำงานที่คงที่ static และเคลื่อนไหว dynamic ในรายงานล่าสุด (Viitasalo and Komi, 1975; Komi and Viitasalo, 1976) ดังนั้นในงานวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยเลือกใช้ค่า (IEMG) ในการประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ

การเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์

คิเนเมติกส์ (Kinematics) เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของวัตถุหรือของร่างกาย โดยคำนึงถึงลักษณะและส่วนประกอบของการเคลื่อนไหวที่มีการเปลี่ยนแปลงไป ไม่นำเรื่องแรงพลังงานและโมเมนตัมเข้ามาเกี่ยวข้อง คำนึงถึงชนิดของการเคลื่อนไหวว่าเป็นเส้นตรงหรือเส้นโค้ง ส่วนใดของร่างกายเคลื่อนไหว แขนหรือขา มือหรือเท้าเกิดการเคลื่อนไหวในระนาบใด เช่น การศึกษาการวัดระยะการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆว่าจะได้ระยะการเคลื่อนไหวกี่องศา และในระนาบต่างๆ

เหล่านั้นข้อต่อมีการเปลี่ยนแปลงอย่างไร เช่น การงอ การเหยียด การหมุน เป็นต้น และได้ระยะการเคลื่อนไหวเท่าใด รวมทั้งการศึกษาอัตราเร็วและอัตราเร่งด้วย (กานดา ใจภักดี ,2542)

1. คิเนแมติกส์ของการเคลื่อนไหวเชิงเส้น

ขณะที่มีการเคลื่อนไหวเปลี่ยนที่จากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งนั้น จะเกิดระยะทางที่เคลื่อนไปทิศทางของการเคลื่อนไหวและเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนไหว การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนี้สามารถนำมาคำนวณอัตราเร็ว (Velocity or speed) และอัตราเร่ง (Acceleration) ได้

1.1 อัตราเร็ว ความแตกต่างระหว่าง speed, velocity คือ speed เป็นจำนวนทางสเกลลาร์ ส่วน velocity เป็นจำนวนทางเวกเตอร์ที่บอกทิศทางของการเคลื่อนที่ด้วย แต่อย่างไรก็ตาม ทั้งสองคำอาจใช้แทนกันได้ในความหมายกว้างๆ ที่สามารถคำนวณได้จาก

$$\text{อัตราเร็ว} = \frac{\text{ระยะทางที่ได้}}{\text{เวลาที่ใช้}}$$

$$v = \frac{d}{t}$$

ให้ v = อัตราเร็ว, d = ระยะทางที่ได้, t = เวลาที่ใช้

1.2 อัตราเร่ง เป็นอัตราที่ความเร็วในการเคลื่อนที่ของวัตถุเปลี่ยนแปลงไปซึ่งคำนวณได้จาก

$$\text{อัตราเร่ง} = \frac{\text{อัตราเร็วสุดท้าย} - \text{อัตราเร็วเดิม}}{\text{เวลา}}$$

$$a = \frac{V_f - V_o}{t}$$

a = อัตราเร่ง, V_f = อัตราเร็วสุดท้าย, V_o = อัตราเร็วเดิม, t = เวลาที่ใช้

2. คิเนแมติกส์ของการเคลื่อนไหวเชิงมุม

เป็นการเคลื่อนไหวของวัตถุตามเส้นโค้งของวงกลมรอบแกนที่เป็นจุดศูนย์กลางของการหมุน โดยเคลื่อนไปเป็นมุม θ r เป็นรัศมีการหมุน ส่วนระยะทางเชิงเส้น (d) เป็นความยาวของส่วนโค้งของวงกลมที่เคลื่อนที่เป็นมุม θ

การเคลื่อนไหวเชิงมุมก็เหมือนกับการเคลื่อนไหวเชิงเส้น คือ มีทั้งอัตราเร็วและอัตราเร่ง

$$2.1 \text{ อัตราเร็วเชิงมุม } \omega = \frac{\theta}{t}$$

โดยให้ θ เป็นมุมที่วัตถุเคลื่อนที่ไปได้, t เป็นเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนไหว

ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราเร็วเชิงมุมและอัตราเร็วเชิงเส้น สามารถคำนวณหาได้เมื่อให้ d = ความยาวของเส้นโค้ง, r = ความยาวของรัศมี

$$\begin{array}{ll}
 \text{ฉะนั้น} & \theta = \frac{d}{r} \\
 \text{หรือ} & d = r\theta \\
 \text{และเนื่องจาก} & V = \frac{d}{t} \\
 \text{ฉะนั้น} & V = \frac{r\theta}{t} \qquad \omega = \frac{\theta}{t} \\
 \text{ดังนั้น} & V = r\omega
 \end{array}$$

ซึ่งหมายความว่า ความเร็วเชิงเส้นของวัตถุหรือของส่วนของร่างกายที่อยู่ปลายคานจะมีค่าเท่ากับ ผลคูณของความยาวคานกับความเร็วเชิงมุมของวัตถุนั้น

$$2.2 \text{ อัตราเร่งเชิงมุม } (\alpha) \text{ มีค่าเท่ากับ } \frac{\omega_f - \omega_0}{t}$$

เมื่อให้ ω_0 เป็นเป็นอัตราเร็วเชิงมุมเริ่มต้น, ω_f เป็นอัตราเร็วเชิงมุมสุดท้ายและ t เป็นระยะเวลาที่ใช้ ในกรณีอัตราเร็วเพิ่มขึ้น อัตราเร่งเชิงมุมจะมีค่าเป็นบวก ในด้านตรงกันข้าม เมื่ออัตราเร็วลดลง อัตราเร่งเชิงมุมจะมีค่าเป็นลบ

ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราเร่งเชิงมุมกับอัตราเร่งเชิงเส้น เมื่อ $V = r\omega$ และ

$$\begin{aligned}
 a &= \frac{(V_f - V_0)}{t} \\
 &= \frac{r\omega_f - r\omega_0}{t} \\
 &= \frac{r(\omega_f - \omega_0)}{t} \\
 a &= r\alpha
 \end{aligned}$$

ซึ่งหมายความว่า อัตราเร่งเชิงเส้นมีค่าเท่ากับผลคูณของอัตราเร่งเชิงมุมกับรัศมีของการหมุน ความยาวของรัศมีของการหมุน จะมีผลต่ออัตราเร็วเชิงเส้นและอัตราเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือของร่างกายต่อไปนี้เป็น

(ก) เมื่อ $V = r\omega$ และในกรณีที่อัตราเร็วเชิงมุม (ω) ของวัตถุมีค่าคงที่ อัตราเร็วเชิงเส้น (V) จะมีค่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับรัศมีของการหมุน (r)

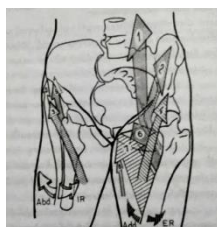
(ข) เมื่อ $\omega = \frac{V}{r}$ และในกรณีที่อัตราเร็วเชิงเส้น (V) ของวัตถุมีค่าคงที่ ทำให้อัตราเร็วเชิงมุม (ω) มีค่าเป็นสัดส่วนกลับกับรัศมีของการหมุน (r)

การเคลื่อนที่ของข้อสะโพก การเคลื่อนที่ของข้อเข่า และการเคลื่อนที่ของข้อเท้า

1. การเคลื่อนที่ของข้อสะโพก เนื่องจากเป็นข้อต่อชนิด ball และ socket จะเคลื่อนที่ไวด้านรอบแกน 3 แกน ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ 6 ทิศทางต่อไปนี้เป็น

1.1 การงอข้อสะโพก ระยะการเคลื่อนที่ของขาองอกหรือน้อยอย่างไร ขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข่าด้วย เช่น ถ้างอข้อสะโพกขณะที่ข้อเข่างอด้วย จะได้ระยะการเคลื่อนที่ประมาณ 120-140

องศา แต่ถ้างอข้อสะโพกขณะที่เข่าเหยียดตรงจะได้ระยะการเคลื่อนไหวประมาณ 90 องศา ทั้งนี้เนื่องจากกล้ามเนื้อ hamstrings ดึงรั้งเอาไว้เมื่อกกล้ามเนื้อ hamstrings ดึงที่ข้อเข่าแล้วจะไม่ยอมให้ถูกยืดที่ข้อสะโพกอีก นอกจากนี้ขณะที่งอข้อสะโพก จะมีการเคลื่อนไหวของกระดูกเชิงกรานร่วมด้วยทำให้เกิดหลังแบน กล้ามเนื้อที่ใช้ในการงอสะโพก ประกอบด้วยกล้ามเนื้อต่อไปนี้ คือ



รูปที่ 11 แสดงกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่งอสะโพก

โดยที่ 1 และ 2 คือ iliopsoas 3 คือ sartorius 4 คือ rectus femoris 5 คือ tensor fascia 6 คือ adductor brevis 7 คือ adductor longus 8 คือ gracilis และ 9 คือ gluteus medius (Kapandji,1974)

1) กล้ามเนื้อ iliopsoas มีจุดเกาะต้นอยู่ที่ด้านข้างของกระดูกสันหลังระดับเอวทั้งหมดและระดับบออีกที่ 12 จุดเกาะปลายอยู่ที่ lesser trochanter ของกระดูก femur จากการศึกษาแรงดึงของกล้ามเนื้อมัดนี้ พบว่า นอกจากงอข้อสะโพกแล้วกล้ามเนื้อมัดนี้จะช่วยหุบขาและหมุนขาออกด้านนอกอีกด้วย

2) กล้ามเนื้อ satorius เป็นกล้ามเนื้อที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่าซึ่งมีจุดเกาะต้นจาก anterior superior iliac spine ของกระดูกสะโพก จุดเกาะปลายอยู่ที่ด้านในของปลายบนของกระดูก tibia จากลักษณะทิศทางของกล้ามเนื้อทำให้มีหน้าที่หลายอย่างคือ งอพร้อมกับหุบข้อสะโพกออกทางด้านนอกและงอเข่าพร้อมกับหมุนกระดูก tibia เข้าทางด้านใน

3) กล้ามเนื้อ rectus femoris เป็นกล้ามเนื้อมัดหนึ่งของกล้ามเนื้อกลุ่ม quadriceps ที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า โดยมีจุดเกาะต้นจาก anterior superior iliac spine ของกระดูกสะโพกไปยัง tibial tuberosity ของกระดูก tibia กล้ามเนื้อมัดนี้จะงอข้อสะโพกได้อย่างมีประสิทธิภาพเมื่อข้อเข่างอ

4) กล้ามเนื้อ tensor fascia latae เป็นกล้ามเนื้อทางด้านข้างเฉียงมาทางด้านหน้าของข้อสะโพก โดยเกาะจากส่วนหน้าและส่วนข้างของ iliac crest มายัง iliotibial tract จากลักษณะทิศทางของใยกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อมัดนี้ทำหน้าที่งอ กางและหมุนข้อสะโพกเข้าด้านใน และช่วยหมุนกระดูก tibia ออกทางด้านนอกด้วย

5) กล้ามเนื้อที่ช่วยในการงอข้อสะโพกอื่น ๆ นั้นได้แก่ กล้ามเนื้อ pectinues กล้ามเนื้อ adductor longus กล้ามเนื้อ gracilis และ anterior fibre ของกล้ามเนื้อ gluteus minimus และ medius

1.2 การเหยียดข้อสะโพก ระยะการเคลื่อนไหวจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข่า เช่นเดียวกัน ถ้าเหยียดข้อสะโพกร่วมกับเหยียดข้อเข่าด้วย จะได้ระยะการเคลื่อนไหว 20 องศา แต่ถ้าเหยียดข้อสะโพกร่วมกับงอเข่าจะได้ระยะการเคลื่อนไหวเพียง 10 องศา ทั้งนี้เนื่องจากกล้ามเนื้อ rectus femoris ถูกดึงให้ตึงที่ข้อเข่าแล้วจะไม่สามารถถูกยืดที่ข้อสะโพกได้อีก ขณะเหยียดข้อสะโพก กระดูกเชิงกรานจะกระดกไปด้านหลังด้วยยอมทำให้กระดูกสันหลังระดับเอวแอ่นมากกว่าปกติ กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดข้อสะโพก ประกอบด้วยกล้ามเนื้อต่อไปนี้ คือ



รูปที่ 12 แสดงกล้ามเนื้อที่มีหน้าที่เหยียดข้อสะโพก

โดยที่ 1 และ 1' คือ gluteus maximus 2 คือ gluteus medius 3 คือ gluteus minimus 4 คือ biceps femoris 5 คือ semitendinosus 6 คือ semimembranosus และ 7 คือ adductor magnus (Kapandji, 1974)

1) กล้ามเนื้อ gluteus maximus เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญที่สุดในการเหยียดข้อสะโพก เป็นกล้ามเนื้อที่ใหญ่และมีกำลังมากที่สุดในร่างกาย กล้ามเนื้อมัดนี้เกาะจากกระดูก sacrum ไปยัง gluteal tuberosity ของกระดูก femur และ ilio-tibial tract

2) กล้ามเนื้อ hamstrings เป็นกล้ามเนื้อที่ผ่านทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า โดยเกาะจาก ischial tuberosity ไปยังปลายบนของกระดูก tibia และ fibula ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ biceps femoris, กล้ามเนื้อ semitendinosus, กล้ามเนื้อ semimembranosus และ hams part ของ adductor magnus กำลังในการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้มีค่าประมาณ 2/3 เท่าของกล้ามเนื้อ gluteus maximus นอกจากนี้ประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ยังขึ้นอยู่กับท่าของข้อเข่า เช่น เหยียดสะโพกในท่าเหยียดเข่ากล้ามเนื้อจะทำงานได้ดีกว่าในท่างอเข่า

3) กล้ามเนื้ออื่นๆ ที่ช่วยในการเหยียดข้อสะโพก ได้แก่ posterior fibre ของกล้ามเนื้อ gluteus medius และ minimus

1.3 การกางข้อสะโพก จะได้ระยะการเคลื่อนไหวประมาณ 45 องศา เนื่องจากถูกจำกัดโดยการกระทบกันระหว่างคอของกระดูก femur กับขอบบนของ acetabulum การดึงตัวของกล้ามเนื้อ กลุ่ม adductor และการดึงตัวของเอ็น pubofemoral กล้ามเนื้อที่ใช้ในการกางขาได้แก่

1) กล้ามเนื้อ gluteus medius เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญที่สุดในการกางขา เกาะจากกระดูกสะโพกไปยัง greater trochanter ของกระดูก femur กล้ามเนื้อนี้จะทำงานมีประสิทธิภาพมากที่สุดเมื่อกางขาได้ประมาณ 35 องศา ซึ่งทำให้ใยกล้ามเนื้อตั้งฉากกลับแขนของคานพอดี้

2) กล้ามเนื้อ gluteus minimus จะมีกำลังประมาณ $\frac{1}{3}$ ของกล้ามเนื้อ gluteus medius

3) กล้ามเนื้อ tensor fascia latae จะมีกำลังประมาณ $\frac{1}{2}$ ของกล้ามเนื้อ gluteus medius

4) Superior fibre ของกล้ามเนื้อ gluteus maximus

5) กล้ามเนื้อ piriformis เป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ อยู่ทางด้านบนของข้อสะโพก ซึ่งช่วยในการกางขา

1.4 การหุบข้อสะโพก ตามปกติขาของมนุษย์จะอยู่ในท่าหุบเสมอฉะนั้น เมื่อพยาธิสภาพของกล้ามเนื้อกลุ่มที่ใช้ในการหุบขาขึ้น ทำให้ความพิการที่เห็นไม่ชัดเจน กล้ามเนื้อกลุ่มที่ใช้ในการหุบขาได้แก่

1) กล้ามเนื้อกลุ่ม adductor ของข้อสะโพกได้แก่ adductor magnus, adductor longus, adductor brevis และ gracilis

2) กล้ามเนื้อ hamstrings

3) Inferior fibre ของกล้ามเนื้อ gluteus maximus

4) กล้ามเนื้อมัดเล็กๆ ที่อยู่ทางด้านหน้าและด้านหลังของข้อสะโพก ได้แก่ quadratus femoris, pectineus และ obturator internus

1.5 การหมุนข้อสะโพกออกทางด้านนอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหมุนข้อสะโพกออกทางด้านนอกได้แก่ กล้ามเนื้อ piriformis, กล้ามเนื้อ obturator externus, กล้ามเนื้อ obturator internus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ บริเวณก้น นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้อต่อไปนี้ช่วย ได้แก่ กล้ามเนื้อ quadratus femoris, กล้ามเนื้อ pecteneus, กล้ามเนื้อ posterior fibre ของกล้ามเนื้อ adductor magnus, กล้ามเนื้อ gluteus maximus และ posterior fibre ของกล้ามเนื้อ gluteus medius

1.6 การหมุนข้อสะโพกเข้าด้านใน กำลังของกล้ามเนื้อกลุ่มที่หมุนข้อสะโพกเข้าด้านในมีค่าประมาณ $\frac{1}{3}$ ของกล้ามเนื้อกลุ่มที่หมุนข้อสะโพกออกด้านนอก กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหมุนข้อสะโพกเข้าด้านในได้แก่ tensor fascia latae, กล้ามเนื้อ gluteus minimus และ anterior fibre ของ กล้ามเนื้อ gluteus medius

2. การเคลื่อนไหวของข้อเข่า ข้อเข่าเป็นข้อต่อชนิดบานพับที่มีการดัดแปลงตัวฉนั้น จะมีการเคลื่อนไหวได้มากกว่า 1 ระบาย โดยแบ่งได้ดังต่อไปนี้

2.1 การเคลื่อนไหวในระนาบ sagittal แบ่งการเคลื่อนไหวได้เป็น

2.1.1 การเหยียดข้อเข่า เข่าจะเหยียดได้น้อยมากเพียงได้นั้นขึ้นอยู่กับท่าของข้อสะโพกด้วย เนื่องจากทั้งข้อสะโพกและข้อเข่ามีกล้ามเนื้อที่ผ่าน 2 ข้อต่อกลุ่มเดียวกัน เช่น กล้ามเนื้อ rectus femoris และกล้ามเนื้อ hamstring เป็นต้น กล้ามเนื้อที่สำคัญในการเหยียดข้อเข่า คือ กล้ามเนื้อ quadriceps เป็นกล้ามเนื้อที่แข็งแรงมาก แข็งแรงมากกว่ากล้ามเนื้อในการงอเข่าประมาณ 3 เท่า กล้ามเนื้อ quadriceps ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ vastus medialis, กล้ามเนื้อ vastus lateralis, กล้ามเนื้อ vastus intermedius และกล้ามเนื้อ rectus femoris กล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดนี้จะรวมกันเป็นเอ็น ligamentum patella ไปเกาะที่ tibial tuberosity ของกระดูก tibia ภายใต้นี้มีกระดูก patella ซึ่งเป็นตัวช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของกล้ามเนื้อ quadriceps

2.1.2 การงอข้อเข่า เหมือนกับการเหยียดข้อเข่าจะได้ระยะการเคลื่อนไหวมากน้อยอย่างไรขึ้นอยู่กับท่าของข้อสะโพก ถ้างอเข่าพร้อมกับงอข้อสะโพกด้วยได้ค่าประมาณ 140 องศา แต่ถ้างอเข่าพร้อมกับเหยียดข้อสะโพกจะได้ค่าประมาณ 120 องศา กล้ามเนื้องอข้อเข่าได้แก่

1) กล้ามเนื้อ hamstring ที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ semitendinosus, semimembranosus และ biceps femoris ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ผ่าน 2 ข้อต่อ ทั้งข้อสะโพกและข้อเข่า

2) กล้ามเนื้อกลุ่ม pes anserine ได้แก่กล้ามเนื้อ gracilis กล้ามเนื้อ Sartorius และกล้ามเนื้อ semitendinosus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ผ่าน 2 ข้อต่ออีกเช่นกัน

3) กล้ามเนื้อ popliteus เป็นกล้ามเนื้อรูปสามเหลี่ยมซึ่งเกาะระหว่าง condyle อันนอกของกระดูก femur กับส่วนบนของด้านหลังของกระดูก tibia

2.2 การเคลื่อนไหวในแนวระนาบ transverse ซึ่งแบ่งการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นได้เป็น 2 ลักษณะ คือ

2.2.1 การเคลื่อนไหวภายใต้อำนาจจิตใจซึ่งเกิดขึ้นขณะที่ข้อเข่าอยู่ในท่าที่เหมาะสมในการตรวจการเคลื่อนไหวนี้ คือ งอเข่า 90 องศา พร้อมกับงอข้อสะโพก 90 องศา แล้วหันปลายเท้า เข้าด้านในหรือออกด้านนอก ซึ่งเป็นการหมุนข้อเข่าในระนาบ transverse

2.2.2 การเคลื่อนไหวโดยอัตโนมัติ จะเกิดในระยะ 20 องศาสุดท้ายของการเหยียดข้อเข่า จะเกิดการหมุนออกของข้อเข่า ซึ่งเรียกว่า screw-home movement หรือเกิดการล็อกข้อเข่า และเมื่อเริ่มงอเข่าก็ต้องเกิดการหมุนเข้าของข้อเข่าก่อนจึงจะงอเข้าไปได้ ซึ่งเรียกว่า unlock ข้อเข่า

สาเหตุของการเกิดการหมุนของข้อเข่าโดยอัตโนมัติ คือ

1) Condyles ของกระดูก femur ทั้งสองข้างไม่เท่ากัน condyle ทางด้านในยาวกว่าด้านนอก

2) รูปร่าง condyle ของกระดูก tibia ผิวด้านบนของ condyle อันในจะเว้าเล็กน้อย ส่วนของ condyle อันนอกค่อนข้างแบน ทำให้เกิดการเคลื่อนของ femoral condyle อันนอกได้เป็นอิสระกว่าอีกด้านหนึ่ง

3) ทิศทางของเอ็น collateral ขณะที่มีการเหยียดเข่า เอ็น collateral ด้านในจะตึงเร็วกว่าเอ็น collateral ทางด้านนอก ฉะนั้นก็จะยอมให้ condyle นั้นเคลื่อนต่อไปได้อีก

การเคลื่อนไหวในระนาบ transverse แบ่งได้เป็น

2.2.1 การหมุนเข่าออกด้านนอก ทำโดยกล้ามเนื้อที่เกาะอยู่ทางด้านนอกของข้อเข่า เช่น กล้ามเนื้อ biceps femoris, กล้ามเนื้อ tensor fascia latae

2.2.2 การหมุนข้อเข่าเข้าทางด้านใน ทำโดยกล้ามเนื้อเกาะอยู่ทางด้านในของข้อเข่า เช่น กล้ามเนื้อกลุ่ม pes anserine, กล้ามเนื้อ semimembranosus และกล้ามเนื้อ popliteus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อทำ unlock ข้อเข่าที่สำคัญก่อนจะงอข้อเข่า

2.3 การเคลื่อนไหวในระนาบ frontal คือการทำ adduct และ abduct ของข้อเข่ามีระการเคลื่อนไหวน้อยมากและเป็นการเคลื่อนไหวชนิด passive การเคลื่อนไหวในระนาบนี้จะเกิดขึ้นในช่วงการงอข้อเข่าจาก 0-30 องศา

3. การเคลื่อนไหวของเท้า เท้าจะเคลื่อนไหวได้รอบแกน 3 แกนคือ

1) รอบแกน transverse ที่ลากผ่านตาตุ่มทั้งสองข้าง ซึ่งจะทอดเฉียงไปทางด้านข้างและด้านหลัง การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นคือ การกระดูกปลายเท้าขึ้น (dorsiflexion) และการเหยียดปลายเท้าลง (plantarflexion)

2) รอบแกนตามยาวของขา การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น คือ การเบนปลายเท้าออกด้านนอก (abduction) และการเบนปลายเท้าเข้าด้านใน (adduction)

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

ส่วน eversion เป็นการเคลื่อนไหวร่วมกันระหว่าง pronation, abduction และ dorsiflexion

สำหรับ inversion เป็นการเคลื่อนไหวร่วมกันระหว่าง supination, adduction และ plantarflexion

3.1 การกระดูกปลายเท้าขึ้นและการเหยียดปลายเท้าลง เป็นการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้า ระยะการเคลื่อนไหวของข้อเท้าขึ้นอยู่กับกระดูกที่มาเชื่อมกัน ซึ่งปรากฏว่าเมื่อดูในระนาบ sagittal ของข้อเท้า พื้นผิวเว้าของกระดูก tibia ที่มาประกอบเป็นข้อต่อเปรียบได้กับเส้นรอบวงที่มีมุมที่จุดศูนย์กลางมีค่า 70 องศา ส่วนที่ผิวโค้งของกระดูกทาลัส ก็เปรียบได้กับเส้นรอบวงของวงกลมที่มีมุมจุดศูนย์กลางมีค่าประมาณ 140-150 องศา

ฉะนั้น การเคลื่อนไหวโดยการกระดกปลายเท้าขึ้น และถีบปลายเท้าลงจะมีค่าทั้งหมดประมาณ 70-80 องศา การเหยียดปลายเท้าลงจะมีค่ามากกว่าการกระดกปลายเท้าขึ้น

3.1.1 การกระดกปลายเท้าขึ้น (dorsiflexion) ขณะที่กระดกปลายเท้าขึ้นจะทำให้ส่วนหน้าของกระดูกทาลัสที่ค่อนข้างกว้าง เข้าไปอยู่ในส่วนหลังของแองกระดูก tibia และกระดูก fibula ที่แคบกว่า ย่อมทำให้ข้อต่อเกิดความมั่นคง นอกจากนี้กระดูก fibula จะถูกดันให้สูงขึ้นด้วย ทำให้ interosseous membrane มีทิศทางค่อนข้างอยู่ในแนวนอน ปัจจัยที่จำกัดการกระดกปลายเท้าขึ้นประกอบด้วย

- 1) กระดูก: ผิวบนของกระดูกทาลัสจะกระทบขอบหน้าของกระดูกทึเปีย ในกรณีที่มีการกระทบกันอย่างแรงจะทำให้กระดูกนั้นหักได้
- 2) เอ็นยึดข้อต่อ : เอ็นข้อต่อทางด้านหลังจะตึง พร้อมทั้งเอ็นส่วนหลังของเอ็น collateral ด้วย
- 3) กล้ามเนื้อ : การตึงตัวของกล้ามเนื้อ gastrocnemius จะจำกัดการกระดกปลายเท้าขึ้น

3.1.2 การเหยียดปลายเท้าลง (plantarflexion) ขณะที่เหยียดปลายเท้าลงทำให้ด้านหลังของกระดูกทาลัสที่ค่อนข้างแคบ เข้าไปอยู่ในส่วนหน้าของแองกระดูกทึเปียและ fibula ที่กว้างกว่า ทำให้ข้อต่อไม่มีความมั่นคงและเกิดเท้าแพลงได้ง่าย นอกจากนี้กระดูก Fibula จะเคลื่อนต่ำลงตามแรงดึงดูดของโลก ทำให้ interosseous membrane มีทิศทางอยู่ในแนวตั้งมากขึ้นจากท่าปกติ ปัจจัยที่จำกัดการเหยียดของปลายเท้าลง ประกอบด้วย

- 1) กระดูก : ส่วนหลังของผิวบนของกระดูกทาลัส จะกระทบกับขอบหลังของกระดูกทึเปีย
- 2) เอ็นยึดข้อต่อ : เอ็นทางด้านหน้าจะตึงขึ้น
- 3) กล้ามเนื้อ : ทางด้านหน้าของข้อเท้าจะตึงตัวยับยั้งการเหยียดปลายเท้าลง

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการกระดกปลายเท้าขึ้น เป็นกล้ามเนื้อที่พาดผ่านหน้าข้อเท้าได้แก่ กล้ามเนื้อ extensor hallucis longus กล้ามเนื้อ tibialis anterior กล้ามเนื้อ digitorum longus และกล้ามเนื้อ peroneus tertius เนื่องจากจุดเกาะต้น จุดเกาะปลายของกล้ามเนื้อเหล่านี้ต่างกัน ย่อมทำให้สามารถเคลื่อนไหวทำอื่นๆ ของข้อเท้าได้อีก เช่น

- 1) กล้ามเนื้อ extensor hallucis longus และกล้ามเนื้อ tibialis anterior จะทำ adduction และ pronation ของเท้าด้วย
- 2) กล้ามเนื้อ digitorum longus และกล้ามเนื้อ peroneus tertius จะทำ abduction และ supination ของเท้าร่วมด้วย

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเหยียดปลายเท้าลง จะพาดผ่านอยู่หลังข้อเท้าและที่สำคัญที่สุด คือ กล้ามเนื้อ gastrocnemius และกล้ามเนื้อ soleus ขณะที่กล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานจะเกิด adduction และ supination ของเท้าร่วมด้วย นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้ออื่นๆ อีก คือ

1) กล้ามเนื้อ peroneus brevis และกล้ามเนื้อ peroneus longus นอกจากจะช่วยเหยียดปลายเท้าลงแล้ว ยังช่วยทำ abduction และ pronation ร่วมด้วย

2) กล้ามเนื้อ tibialis posterior กล้ามเนื้อ flexor digitorum longus และกล้ามเนื้อ flexor hallucis longus นอกจากจะช่วยเหยียดปลายเท้าลงแล้ว จะยังช่วยทำ adduction และ supination ของเท้าร่วมด้วย

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการทำ adduction และ supination คือ กล้ามเนื้อ tibialis anterior และกล้ามเนื้อ tibialis posterior

กล้ามเนื้อที่ใช้ในการทำ adduction และ pronation คือ กล้ามเนื้อ peroneus longus กล้ามเนื้อ peroneus brevis และกล้ามเนื้อ peroneus tertius (กานดา ใจภักดี , 2542)

อุโมงค์น้ำ (Swimming flume)

อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) เป็นสระน้ำขนาดเล็กที่ใช้ในการออกกำลังกายหรือเล่นกีฬาในน้ำ มีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการรักษาฟื้นฟูสมรรถภาพ (Rehabilitation) (Pagliara et al., 2008) การฝึก (Training) (Li, Yang, Yu, Xu, & Chen, 2007) และทดสอบ (Testing) ความสามารถในนักกีฬาว่ายน้ำและนักกีฬาที่แข่งขันประเภทอื่นๆ สามารถทดสอบความสามารถหลายด้านไม่ว่าจะเป็นระบบหัวใจหลอดเลือด (Cardiovascular system) (Shono et al., 2001) ระบบทางเดินหายใจ (Respiratory system) ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system) รวมไปถึงยังสามารถทดสอบทางด้านการเคลื่อนไหว (Movement) (Drenk et al., 1999) ที่เกี่ยวข้องกับชีวกลศาสตร์ (Biomechanical) (Li et al., 2007) ที่เป็นประโยชน์ในการศึกษาทางด้านงานวิจัยวิชาการในเรื่องของวิทยาศาสตร์การกีฬา

สรุปได้ว่าอุโมงค์น้ำมีวัตถุประสงค์หลักๆ อยู่สามประการ คือ 1. ใช้เพื่อในการทดสอบ เช่น ทดสอบทางสรีรวิทยา (Physiological analysis) (Ruiz-Teba et al., 2016) ทดสอบทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanical analysis) รวมไปถึงการทดสอบอื่นๆ 2. ใช้เพื่อการฝึก (Training) นักกีฬา (Li et al., 2007) และ 3. ใช้ในการรักษาฟื้นฟู (Rehabilitation) จากการบาดเจ็บ (Pagliara et al., 2008)

ข้อได้เปรียบของการใช้อุโมงค์น้ำนอกเหนือจากการออกกำลังกายหรือเล่นกีฬาในสระว่ายน้ำ น้ำอุโมงค์น้ำสามารถกำหนดความเร็วการไหลของน้ำได้ การที่น้ำไหลขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำสามารถช่วยพัฒนาความสามารถของนักกีฬา

อุโมงค์น้ำในประเทศไทยมีที่แรกและที่เดียวในปัจจุบันตั้งอยู่ที่ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้นำเข้าจากบริษัท Technisches Zentrum ประเทศเยอรมันนี ซึ่งเป็นสระว่ายน้ำขนาดเล็กที่มีความกว้างที่ 2.50 เมตร, ความยาว 7.00 เมตร, ความลึก 1.35 เมตร และ

สามารถกำหนดการไหลของน้ำหรือความเร็วในการไหลของน้ำที่ 0.00-1.80 เมตรต่อวินาที สามารถเพิ่มความเร็วได้ทีละ 0.01 เมตรต่อวินาที และลดความเร็วได้ทีละ 0.01 เมตรต่อวินาที เช่นเดียวกัน

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องภายนอกต่างประเทศ

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับความเมื่อยล้า (Fatigue)

ความเมื่อยล้าได้รับความสนใจในด้านวิทยาศาสตร์การกีฬาเป็นอย่างมากเพราะว่ามีผลต่อความสามารถของนักกีฬา (Abbiss & Laursen, 2005) มีการศึกษาความเมื่อยล้ากันอย่างแพร่หลายในชนิดกีฬาว่ายน้ำ โดยมีการศึกษาเกี่ยวกับตัวแปรทางด้านต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นทางด้านสรีรวิทยา การเคลื่อนไหว และชีวกลศาสตร์ในการว่ายน้ำ ยกตัวอย่างเช่น ความเร็ว (Velocity) ความเร่ง (Acceleration) ความยาวของสโตรค (Stroke length) อัตราของสโตรค (Stroke rate) ความสัมพันธ์ของแขน (arm coordination spatiotemporal parameters) รูปแบบปลายนิ้วแบบ 3 มิติ (3-D fingertip pattern) กลไกการออกแรง (mechanical power output) การใช้พลังงาน (energy cost) อัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate) ความสามารถในการใช้ออกซิเจน (oxygen consumption) และความเข้มข้นของกรดแลคเตทในเลือด (blood lactate concentration) ในการว่ายน้ำ (Alberty et al., 2008; Aujouannet, Bonifazi, Hintzy, Vuillerme, & Rouard, 2006; Billat et al., 1996; Bonifazi, Martelli, Marugo, Sardella, & Carli, 1993; Dekerle et al., 2005; Fernandes, Billat, Cruz, & Colaço, 2006; Rouard, Billat, Deschodt, & Clarys, 1997; L Seifert, Boulesteix, Carter, & Chollet, 2005; Ludovic Seifert, Chollet, & Chatard, 2007; Tella et al., 2008; Toussaint, Carol, Kranenborg, & Truijens, 2006) การศึกษาทั้งหมดนี้แสดงให้เห็นถึงการพัฒนาความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้อระหว่างการทำว่ายน้ำเป็นประเด็นที่น่าสนใจซึ่งสามารถใช้วิธีได้หลากหลายและหลายตัวแปร

Figueiredo ได้ศึกษาความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อส่วนบนและส่วนล่างขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำ 200 เมตร ในท่าฟรอนท์ครอล โดยใช้การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ Surface electromyography signal เพื่อดูความเมื่อยล้าที่เกิดขึ้น ใช้กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเพื่อดูตัวแปรทางด้าน kinematic และทดสอบ blood lactate ทั้งก่อนและหลังทดลอง กล้ามเนื้อที่ทำการศึกษาคือ กล้ามเนื้อ flexor carpi radialis, กล้ามเนื้อ biceps brachii, กล้ามเนื้อ triceps brachii, กล้ามเนื้อ pectoralis major, กล้ามเนื้อ upper trapezius, กล้ามเนื้อ tibialis anterior, กล้ามเนื้อ biceps femoris และกล้ามเนื้อ rectus femoris ซึ่งกลุ่มตัวอย่างที่ศึกษาเป็นนักกีฬาว่ายน้ำระดับทีมชาติ 10 คน พบว่า ขณะที่ว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล 200 เมตร ความเร็วในการว่ายน้ำ stroke length ลดลงจากจุดเริ่มต้นจนถึง 200 เมตร แต่พบว่า stroke frequency เพิ่มขึ้นหลังจากความเร็วเริ่มลดลง ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของ stroke parameters เหล่านี้มีความสำคัญกับตัวแปรของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มี

การเพิ่มขึ้นของ IEMG (integrated electromyography) 20-25% และ spectral parameters ลดลง 40-60% ในกล้ามเนื้อส่วนบนเป็นตัวชี้ว่ากล้ามเนื้อส่วนบนมีความเมื่อยล้า ส่วนกล้ามเนื้อส่วนล่างไม่เกิดความเมื่อยล้า (Figueiredo et al., 2013)

Stirn ได้ศึกษาความล้าในนักกีฬาว่ายน้ำระหว่างที่นักกีฬาว่ายน้ำด้วยระยะทาง 100 เมตร ในท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) โดยใช้การวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ Surface electromyography signal เพื่อดูความเมื่อยล้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อของนักกีฬา โดยกล้ามเนื้อที่ศึกษาคือ กล้ามเนื้อ pectoralis major, กล้ามเนื้อ latissimus dorsi และกล้ามเนื้อ triceps brachii ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหลักที่ใช้ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) ผลการศึกษาพบว่า ความเข้มข้นของกรดแลคเตทในเลือด หลังจากนักกีฬาว่ายน้ำ 100 เมตร เป็นเวลา 5 นาทีเพิ่มขึ้น 14.1 ± 2.9 มิลลิโมล และยังพบว่า velocity, stroke length และ stroke rate ลดลง 15, 5.8 และ 7.4 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ นอกจากนี้ ในการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ amplitude ของกล้ามเนื้อ latissimus dorsi และกล้ามเนื้อ triceps brachii เพิ่มขึ้น ส่วน mean power frequency (MNF) ลดลง 20-25% อย่างมีนัยสำคัญ (Stirn, Jarm, Kapus, & Strojnik, 2011)

ในการทำความเข้าใจกับกระบวนการเกิดความเมื่อยล้าในท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) บทบาทของแต่ละกล้ามเนื้อควรถูกพิจารณา โดยใช้การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพื้นผิว (Surface electromyography) ช่วยให้การตรวจสอบของกระบวนการความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันไปพร้อม ๆ กัน (De Luca 1984; Masuda et al. 1999) ความกว้าง (Amplitude) ของการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพื้นผิว (Surface electromyography) ระหว่างกล้ามเนื้อหดตัวจะเพิ่มขึ้น เนื่องมาจากมีการระดมหน่วยยนต์ (motor units; MU) และมีการทำงานของหน่วยยนต์ตัวใหม่ในเวลาเดียวกัน (Lowery et al. 2002; Masuda et al. 1999; Merletti et al. 1991, 2004)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อที่สำคัญในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล

ในงานวิจัยอื่นๆของต่างประเทศได้มีการเลือกกล้ามเนื้อที่นำมาใช้ในงานวิจัยที่เกี่ยวกับการหาความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อในช่วงระหว่างการว่ายน้ำ โดยแต่ละงานวิจัยจะเลือกกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญต่อการว่ายน้ำนั้นๆ ดังนี้

stirn และคณะได้เลือกกล้ามเนื้อที่จะใช้ในงานวิจัยจากการศึกษาความสำคัญของกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวในท่าฟรีสไตล์ โดยกล้ามเนื้อที่สำคัญที่ใช้ในการว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์คือ กล้ามเนื้อ gluteus maximus, กล้ามเนื้อ abdominal, กล้ามเนื้อ latissimus dorsi, กล้ามเนื้อ pectoralis major และกล้ามเนื้อ triceps brachii (Piette and Clarys 1979; Claryset al. 1983) กล้ามเนื้อ flexor carpi ulnaris (Clarys et al. 1983; Rouardet al. 1997; Caty et al. 2006) และกล้ามเนื้อ extensor carpi ulnaris (Caty et al. 2006) เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่ากล้ามเนื้อ

ที่มีความเกี่ยวข้องในการหมุนแขนและไหล่มีส่วนร่วมมากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญในการเคลื่อนที่ไปและ เป็นส่วนที่รับผิดชอบประมาณ 85% ของแรงเคลื่อน (Hollander et al.1988; Deschodt et al. 1999) โดยกล้ามเนื้อ pectoralis major และกล้ามเนื้อlatissimus dorsi เป็นตัวขับเคลื่อนร่างกาย (Nuber et al.1986; Scovazzo et al. 1991) ในขณะที่ triceps brachii มีความสำคัญในการ เขยียดข้อศอกในช่วงสุดท้ายของสโตรคแขนที่เป็นช่วงใต้น้ำ (Maglischo 2003) ในงานวิจัยนี้จะเน้น การสังเกตกล้ามเนื้อช่วงบนคือ กล้ามเนื้อ latissimus dorsi, กล้ามเนื้อpectoralis major และ กล้ามเนื้อ triceps brachii นอกจากนี้กล้ามเนื้อมัดเล็กในช่วงบริเวณแขนท่อนล่าง (Forearm) ก็ ได้รับความสนใจไม่น้อย เนื่องจากเป็นส่วนที่ช่วยในการเคลื่อนไหวข้อมือ ซึ่งมีความสำคัญในช่วงการ ผลักน้ำ หรือจังหวะในการขับเคลื่อน (propulsion phase) และถูกเชื่อว่าความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ เกิดมาจากความไม่เสถียรของข้อมือของนักว่ายน้ำในระหว่างการว่ายน้ำ (caty et al 2006) โดยมักมี การศึกษาวิจัยบริเวณกล้ามเนื้อ extensor carpi ulnaris และกล้ามเนื้อ flexor carpi ulnaris และ ในงานวิจัยของ Yasushi มีการศึกษากล้ามเนื้อ flexor carpi ulnaris Biceps Brachii triceps brachii pectoralis major latissimus dorsi deltoideus anterior Deltoideus posterior โดยมี จุดประสงค์ในการดูความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ลดลงในการว่ายน้ำกับการทำงานของกล้ามเนื้อในท่า ฟรีสไตล์ (Yasushi Ikuta et al. 2012)

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยซึ่งเป็นงานวิจัยที่ทำการรวบรวมข้อมูลจากงานวิจัยต่างๆในการศึกษา เกี่ยวกับการว่ายน้ำกับอีเอ็มจี โดยมีตารางแยกกล้ามเนื้อที่แต่ละงานวิจัยที่สนใจศึกษาไว้ ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3 แสดงการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในนักกีฬาว่ายน้ำ

การศึกษาวิจัย	กลุ่มตัวอย่าง	ท่าทางการว่ายน้ำ	กล้ามเนื้อที่ศึกษา
Cabri et al. (1988)	นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติ 13 คน	ฟรอนท์ครอว์ล	Rectus femoris, Gastrocnemius lateral head
Karla De et al. (2015)	นักกีฬาว่ายน้ำเพศชาย 10 คน	กบ	Rectus Femoris, Biceps Femoris, Gastrocnemius Medialis and Tibialis Anterior

การศึกษาวิจัย	กลุ่มตัวอย่าง	ท่าทางการว่ายน้ำ	กล้ามเนื้อที่ศึกษา
Piette and Clarys (1979)	นักกีฬาว่ายน้ำเพศชาย 12 คนอายุ 20 ปี , นักกีฬาว่ายน้ำเพื่อการแข่งขัน 6 คน (ความสามารถสูงสุดในการว่ายน้ำ 100 เมตร < 60 วินาที) และ 6 คน ว่ายน้ำเพื่อสุขภาพ (ความสามารถสูงสุดในการว่ายน้ำ 100 เมตร ประมาณ 80 วินาที)	ฟรอนท์ครอว์ล	Gluteus maximus pars superior and inferior
Bollens et al. (1988)	นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติ 13 คน (ความสามารถสูงสุดในการว่ายน้ำ 100 เมตร น้อยกว่า 59 วินาที)	ฟรอนท์ครอว์ล	Rectus femoris, Gastrocnemius caput laterale
Clarys et al. (1983) ,Clarys (1985)	นักกีฬาว่ายน้ำ 60 คน	ฟรอนท์ครอว์ล	Gastrocnemius caput laterale, Rectus femoris, Semitendinosus, Gluteus maximus pars superior and inferior, Tibialis anterior
Ikai et al. (1964)	นักกีฬาทีมชาติเพศชาย 9 คน และนักกีฬามหาวิทยาลัย 13 คน	ฟรอนท์ครอว์ล, กบ, ผีเสื้อ, กรรเชียง	Gluteus maximus, Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior and Gastrocnemius medial head

การศึกษาวิจัย	กลุ่มตัวอย่าง	ท่าทางการว่ายน้ำ	กล้ามเนื้อที่ศึกษา
Maes et al. (1975)	นักกีฬาว่ายน้ำเพศชาย 13 คน อายุเฉลี่ย 21 ปี	ฟรอนท์ครอว์ล, กบ, กรรเชียง	Biceps femoris, Tibialis anterior
Lewillie (1973)	นักกีฬาทีมชาติ 1 คน	ฟรอนท์ครอว์ล, กบ, ฝิเสื่อ, กรรเชียง	Rectus femoris
Vaday and Nemessuri (1971)	นักกีฬาว่ายน้ำ 14 คน ชาย 10 คน หญิง 4 คน	ฟรอนท์ครอว์ล	Gluteus maximus, hamstrings, “Quadriceps femoris”, “Six strongmuscles of the calf”, Iliosoa
Figueiredo et al. (2013)	นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติ 10 คน	ฟรอนท์ครอว์ล	Tibialis anterior, Bicep femoris, Rectus femoris

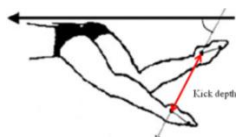
ที่มา : (Martens, Figueiredo, & Daly, 2015)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ

Gatta และคณะ ได้ศึกษาเปรียบเทียบแรงที่เกิดจากการเตะขา (flutter-kick action) ระหว่างการว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์ที่มีความเร็วแตกต่างกันในนักกีฬาว่ายน้ำชายที่มีการแข่งขันอยู่ในระยะ 50-200 เมตร ได้มีการฝึกรวดเร็วของนักกีฬา ก่อนการทดสอบจริงเป็นเวลา 1 สัปดาห์ ฝึกรวดเร็ว 15±3 ชั่วโมงต่อสัปดาห์โดยแบ่งความเร็วออกเป็นหกช่วงดังนี้ 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8 และ 2.0 เมตรต่อวินาที และทำการเปรียบเทียบตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์กลางในท่า flutter-kick ในช่วงที่มีแรงที่ใช้ในการเตะขามากที่สุดและช่วงที่แรงในการเตะขาลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 ได้แก่ ช่วง 1.2 และ 2.0 ตามลำดับ การศึกษาพบว่ามุมวิถีการเคลื่อนไหวของเท้า (Foot trajectory angle) คือมุมที่เกิดจากการตัดกันของเส้นตรงตามแนวระนาบกับเส้นตรงที่ลากผ่านจุดสูงสุดและต่ำสุดในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า (malleolar marker trajectory) มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในความเร็วที่ 1.2 และ 2.0 เมตรต่อวินาที มีค่ามุมเท่ากับ $75 \pm 4^\circ$ และ $63 \pm 6^\circ$ ตามลำดับ ซึ่งตัวแปรอื่นๆ ที่ศึกษามี ความถี่ในการเตะขา (Leg-Kick frequency) ความลึกในการเตะขา (Kick depth) มุมวิถีการเคลื่อนไหวของเท้า (Foot trajectory angle) มุมปะทะ (Angle of attack at the start of the

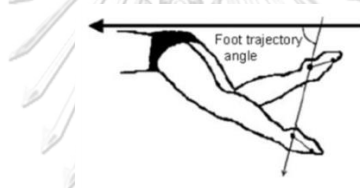
downbeat จังหวะที่เริ่มเตะขาลง และ Angle of attack at the end of the downbeat จังหวะที่สิ้นสุดการเตะขาลง (Gatta et al., 2012)

ความถี่ในการเตะขา (Kick frequency) หมายถึง การเตะขาที่สมบูรณ์ครบรอบในเวลาทีปฏิบัติ มีหน่วยเป็นรอบต่อวินาที หรือ เฮิรท์



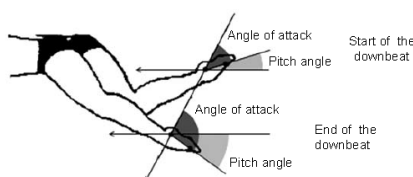
รูปที่ 13 แสดงความลึกในการเตะขา (Kick depth)

ความลึกในการเตะขา (Kick depth) หมายถึง ระยะทางระหว่างจุดสูงสุดของเท้า (จุดที่เริ่มเตะขา) และจุดต่ำสุดของการเตะขา (จุดที่จบการเตะขา) โดยใช้ข้อเท้าเป็นจุดวัด (malleolus marker) หรือเรียกวิถีของเท้า (malleolar marker trajectory)



รูปที่ 14 แสดงมุมวิธีการเคลื่อนไหวของเท้า (Foot trajectory angle)

มุมวิธีการเคลื่อนไหวของเท้า (Foot trajectory angle) หมายถึง มุมที่เกิดจากการตัดกันของเส้นตรงตามแนวระนาบกับเส้นตรงที่ลากผ่านจุดสูงสุดและต่ำสุดในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า (malleolar marker trajectory)



รูปที่ 15 แสดงมุมที่เท้ากระทำต่อผิวน้ำ (Angle of attack)

(Pitch angle) หมายถึง มุมที่เกิดจากการตัดกันของเส้นตรงตามแนวระนาบกับเส้นตรงที่ลากผ่านข้อเท้า (malleolus) และปลายเท้า (fifth metatarsus) ในจังหวะที่เริ่มเตะขาลง (the start of the downbeat) และที่จบการเตะขาลงต่ำสุด (the end of the downbeat)

มุมที่เท้ากระทำต่อผิวน้ำ (Angle of attack) หมายถึง มุมที่เกิดจากการตัดกันของเส้นตรงที่ลากผ่านข้อเท้า (malleolus) และปลายเท้า (fifth metatarsus) กับเส้นตรงที่ลากผ่านข้อเท้าใน

จังหวะที่เริ่มเตะขาลง(the start of the downbeat) และที่จบการเตะขาลงต่ำสุด(the end of the downbeat)

Strzata และคณะ ได้ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างมุมลำตัวที่กระทำกับผิวน้ำ (body's angle of attack) ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล ที่ระยะ 2,000 เมตร 400 เมตร และ 25 เมตร กับค่าเฉลี่ยของความเร็วในการว่ายน้ำแต่ละระยะซึ่งมุมลำตัวที่กระทำกับผิวน้ำ นี้เป็นมุมที่เชื่อมต่อกันระหว่างสะโพกกับหัวไหล่พบว่า มุมปะทะมีความสัมพันธ์กับความเร็วในการว่ายน้ำเพียงระยะ 2,000 เมตร เมื่อมุมปะทะลดลงความเร็วในการว่ายน้ำระยะ 2,000 เมตรเพิ่มขึ้น อย่างมีนัยสำคัญ จะเห็นได้ว่าปัจจัยหนึ่งคือแรงต้านของน้ำในการว่ายน้ำที่กระทำกับมุมของลำตัวมีผลต่อความสามารถในการว่ายน้ำของนักกีฬาหรือมีผลต่อความเร็วในการว่ายน้ำนั่นเอง (Strzata & Kręzatek, 2010)

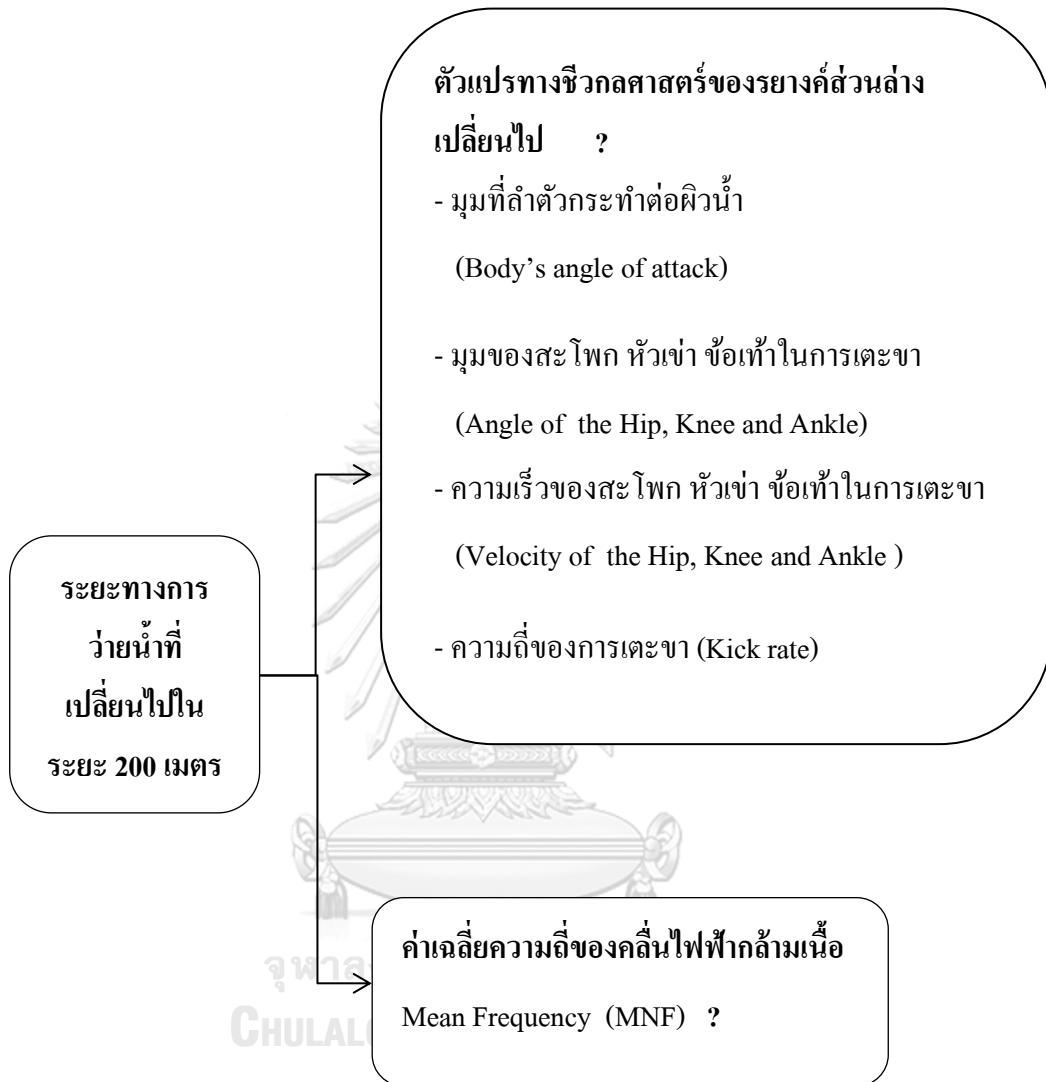
Andrew ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง Stroke Parameters และ Leg Movement Quantity ในขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลระยะ 100 เมตร โดยตัวแปรที่ศึกษาคือ Stroke length (SL), Stroke rate (SR), Swim velocity (SV) และ Leg Kick Quantity (LKQ) ความสัมพันธ์ของขาและแขนในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลระยะ 100 เมตร พบว่า stroke length และ leg kick quantity มีความสัมพันธ์กันทางสถิติ กล่าวคือ leg kick quantity มีอิทธิพลต่อ stroke length การศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่า leg kick quantity (LKQ) ที่ six beat kick มีความสำคัญกับการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (SORTWELL, 2011)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับอุโมงค์น้ำ (Swimming flume)

Teba ศึกษาการใช้เทคนิค 3 เทคนิคในการว่ายน้ำในท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Hand paddles, Fins และ Snorkel ที่มีผลต่อปัจจัยทางด้านสรีรวิทยาของนักกีฬาว่ายน้ำ การทดสอบให้นักกีฬาว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำด้วยเทคนิคที่กำหนดไว้เป็นเวลา 5 นาที ความเร็วอยู่ที่ 95 เปอร์เซ็นต์ ของความเร็วเฉลี่ยสูงสุดในการว่ายน้ำ 400 เมตร และดูผลต่างเปรียบเทียบกับขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำปกติโดยไม่มีตัวช่วย สรุปได้ว่าตัวแปรทางสรีรวิทยาในการว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Hand paddles, Fins สามารถเพิ่ม stroke efficiency แต่การว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Snorkel ไม่มีผลต่อตัวแปรทางสรีรวิทยา (Ruiz-Teba, Arellano, & López-Contreras, 2016)

Xuhong และคณะ ได้ศึกษาเปรียบเทียบตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในนักกีฬาว่ายน้ำท่ากบ (Breaststroke) ที่ฝึกในสถานที่ต่างกันในสระว่ายน้ำและอุโมงค์น้ำ เป็นเวลา 4 สัปดาห์ โดยตัวแปรที่ศึกษามี stroke rate, stroke length และ efficiency index ผลการทดลองปรากฏว่า นักกีฬาว่ายน้ำที่ฝึกในสองที่ที่แตกต่างกันแต่มีความเร็วเท่ากันมีความแตกต่างของ stroke rate, stroke length อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

กรอบแนวความคิดในการวิจัย



บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ประชากร คือ นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติที่เข้าร่วมการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 เพศชาย

กลุ่มตัวอย่าง คือ กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ได้มาจากการเลือกแบบเจาะจง (Purposive Sampling) เป็นนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติที่แข่งขันท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) ระยะ 50, 100, 200, 400 และ 1,500 เมตร ในการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 จำนวน 7 คน

เกณฑ์การคัดเลือกเข้าร่วมการวิจัย (Inclusion Criteria)

กลุ่มตัวอย่างที่ได้รับเข้าร่วมวิจัยมีคุณสมบัติดังนี้

1. ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติที่ประกาศโดยสมาคมว่ายน้ำแห่งประเทศไทย ได้รับการคัดเลือกเข้าร่วมการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 (เกณฑ์การคัดเลือกดังในภาคผนวก ก)
2. ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติเพศชาย ที่แข่งขันท่าฟรอนท์ครอลระยะ 50, 100, 200, 400 และ 1,500 เมตร ในการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560
3. ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่มีอาการบาดเจ็บที่ส่งผลต่อความสามารถในการว่ายน้ำ
4. ผู้เข้าร่วมวิจัยสมัครใจเข้าร่วม

เกณฑ์ในการคัดออกจากการศึกษา (Exclusion Criteria)

1. ผู้เข้าร่วมวิจัยขอถอนตัวจากการศึกษาวิจัย
2. ผู้เข้าร่วมวิจัยเกิดการบาดเจ็บจนเป็นอุปสรรคต่อการวิจัย

ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล

สถานที่เก็บข้อมูล

1. ดำเนินการเก็บข้อมูลเบื้องต้นนักกีฬาว่ายน้ำ ณ สระว่ายน้ำ 50 เมตร ชั้น M ศูนย์กีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
2. ดำเนินการเก็บข้อมูลการทดสอบการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตรท่าฟรอนท์ครอลในรายศาสตร์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย ณ ห้องปฏิบัติการอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) อาคารจุฬาพัฒน์ 10 ชั้น 1 คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แนวทางการดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. ผู้วิจัยคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างและชี้แจงรายละเอียดขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยพร้อมกันให้อาสาสมัครลงนามในใบยินยอมผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
3. ผู้วิจัยเก็บข้อมูลตามขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย
4. ผู้วิจัยทำการวิเคราะห์ผลและสรุปผล

ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยติดต่อนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติเพศชาย ที่แข่งขันท่าฟรอนท์ครอลระยะ 50, 100, 200, 400 และ 1,500 เมตร ในการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560
2. ผู้วิจัยอธิบายและชี้แจงเงื่อนไขในการทดสอบ
3. ผู้วิจัยทำการเก็บรวบรวมข้อมูล

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการวิจัย

1. เอกสารแนะนำผู้เข้าร่วมการวิจัยและใบยินยอมเข้าร่วมโครงการ
2. แบบฟอร์มประวัติผู้เข้าร่วมวิจัย
3. อุโมงค์น้ำ (Swimming Flume)
4. ชุดกล้องการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสำหรับอุโมงค์น้ำ (Qualisys motion capture system) สำหรับเก็บข้อมูลตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ทั้งหมด ประกอบด้วยกล้องจำนวน 16 ตัว
 - 4.1 กล้องจับภาพการเคลื่อนไหวเหนือน้ำ Oqus 7+ Series จำนวน 8 ตัว
 - 4.2 กล้องจับภาพการเคลื่อนไหวใต้น้ำ Oqus 7+ Series Underwater จำนวน 7 ตัว
 - 4.3 กล้องวิดีโอความเร็วสูงเหนือน้ำ Oqus 210c จำนวน 1 ตัว
 - 4.4 มาร์กเกอร์ใต้น้ำ จำนวน 6 อัน
5. เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) ยี่ห้อ COMETA รุ่น Via Vitlorio 7-20080 Cisiano MI (Italy) จำนวน 2 ช่องสัญญาณ เพื่อรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อดังต่อไปนี้
 - 5.1 กล้ามเนื้อ Rectus femoris
 - 5.2 กล้ามเนื้อ Gastrocnemius: Lateral Head
 โดยกล้ามเนื้อที่เลือกศึกษาเป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) (McLeod, 2010)

6. เครื่องมือวัดสัดส่วนของร่างกาย (Anthropometric measurements) ได้แก่ ที่วัดความสูง เครื่องชั่งน้ำหนัก เพื่อวัดสัดส่วนของร่างกาย ดังต่อไปนี้

6.1 ความสูง (Height)

6.2 น้ำหนัก (Weight)

6.2 ดัชนีมวลกาย (Body mass index; BMI)

7. นาฬิกาจับเวลาแบบดิจิตอล ยี่ห้อ CASIO STOP-WATCH รุ่น HS-30W

การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. ขั้นตอนการเก็บข้อมูลที่สระว่ายน้ำ 50 เมตร

1.1 วัดสัดส่วนร่างกายของนักกีฬาว่ายน้ำ และสอบถามประสบการณ์ในกีฬาว่ายน้ำของกลุ่มตัวอย่าง

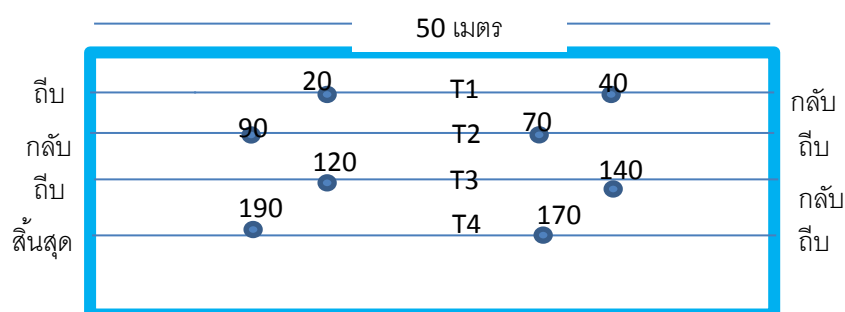
1.2 กลุ่มตัวอย่างทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดแบบเคลื่อนไหว (Dynamic stretching) 10 นาที (ดังในภาคผนวก ข)

1.3 กลุ่มตัวอย่างลงอบอุ่นร่างกายในสระว่ายน้ำ โดยใช้ความเร็วในการว่ายน้ำที่ระดับกลางของความเร็วสูงสุด (medium level of effort) ที่นักกีฬาสามารถว่ายน้ำได้เป็นเวลา 5 นาที

1.4 กลุ่มตัวอย่างว่ายน้ำด้วยความเร็วสูงสุดที่ตนสามารถว่ายน้ำได้ ในระยะทาง 200 เมตร โดยออกตัวจากขอบสระไม่ใช้การกระโดด พร้อมทั้งการบันทึกภาพวิดีโอการว่ายน้ำตลอดระยะทาง 200 เมตร โดยเฟรมของกล้องต้องมองเห็นขอบสระทั้ง 2 ด้าน

1.5 นำภาพวิดีโอมาหาความเร็วในการว่ายน้ำระยะทาง 200 เมตร โดยตัดความเร็วในช่วงการถีบขอบสระออก ด้วยวิธีการดังต่อไปนี้

1.5.1 หาเวลาในช่วงกลางสระว่ายน้ำระยะทาง 20 เมตร โดยตัดช่วงที่มีการถีบตัวออก ห่างจากขอบสระไป 20 เมตร และช่วงก่อนกลับตัว 10 เมตร จะได้ช่วงการเก็บข้อมูลคือ เทียบที่ 1 ระยะทาง 20 เมตรถึง 40 เมตร (T1), เทียบที่ 2 ระยะทาง 70 เมตรถึง 90 เมตร (T2), เทียบที่ 3 ระยะทาง 120 เมตรถึง 140 เมตร (T3) และ เทียบที่ 4 ระยะทาง 170 เมตรถึง 190 เมตร (T4)



1.5.2 นำเวลาในช่วงนั้นๆมาคำนวณหาความเร็วจากระยะทาง 20 เมตร ด้วยสูตร Velocity (V) = Distance (S)/time (t) จะได้ความเร็ว ณ ช่วงนั้นๆ

1.6 นำ V1, V2, V3 และ V4 มาหาค่าเฉลี่ย

1.7 เก็บข้อมูลในขั้นตอนที่ 1.5 และ 1.6 3 ครั้ง หาความเร็วเฉลี่ย

1.8 นำความเร็วเฉลี่ยไปใช้ในการกำหนดความเร็วในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume)

หมายเหตุ เหตุผลที่เลือกเก็บข้อมูลจากระยะทาง 20 เมตรหลังถีบตัวออกจากขอบสระจนกระทั่งระยะทาง 10 เมตรก่อนการกลับตัว เนื่องจากตามกติกาการว่ายน้ำนักกีฬาสามารถทำการออกตัวใต้น้ำ (Streamline) ได้ไม่เกิน 15 เมตร หรือในช่วงแรกอาจมีแรงจากการถีบขอบสระทำให้ความเร็วที่ได้ไม่ได้มาจากความสามารถในการว่ายน้ำ และช่วงสุดท้ายก่อนถึงขอบสระในทุก ๆ ช่วงจะต้องมีระยะในการกลับตัว ดังนั้นเวลาของระยะทางที่ใช้ในการคำนวณค่าที่ได้จึงเป็นความเร็วที่นักกีฬาว่ายน้ำได้ด้วยความสามารถของตนเอง

2. ขั้นตอนการเก็บข้อมูลที่อุโมงค์น้ำ

2.1 ผู้วิจัยตั้งค่าการทดสอบคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยเลือกกล้ามเนื้อในโปรแกรมให้ตรงกับช่องสัญญาณที่ติดบนกล้ามเนื้อของนักกีฬาว่ายน้ำ

2.2 ผู้วิจัยติดตั้งอุปกรณ์เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) บริเวณกล้ามเนื้อที่สำคัญในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) ประกอบด้วยกล้ามเนื้อและมีขั้นตอนดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.2.1 ขั้นตอนก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อของนักกีฬา โดยทำความสะอาดผิวหนังของนักกีฬาก่อนติดอิเล็กโทรด ตามลำดับขั้นการทำความสะอาดดังนี้

- 1) เช็ดทำความสะอาดผิวของนักกีฬาด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์
- 2) กำจัดขนของนักกีฬาบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรด
- 3) ขัดผิวของนักกีฬาบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรด

2.2.2 ขั้นตอนติดอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อของนักกีฬา โดยวิธีการติดอิเล็กโทรดวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ตั้งในภาคผนวก ค) ได้แก่

1) บริเวณกล้ามเนื้อ Rectus femoris ซึ่งติดอิเล็กโทรดบริเวณด้านหน้าของต้นขาที่วัดจากกึ่งกลางระหว่าง superior border of the patella (P) และ anterior superior iliac spine (ASIS) โดยให้ผู้เข้าทดสอบอยู่ในท่าอสะโพกพร้อมกับเหยียดเข่า

2) บริเวณกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius: Lateral Head ซึ่งติดอิเล็กโทรดบริเวณกึ่งกลางของน่องที่วัดจาก popliteal crease ลงมาประมาณหนึ่งฝ่ามือ โดยให้ผู้เข้าทดสอบอยู่ในท่าเหยียดปลายเท้าพร้อมกับเหยียดเข่า (เขย่งเท้า)

2.3 ผู้วิจัยติดตั้งอุปกรณ์มาร์กเกอร์ (Marker) สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว 3 มิติจำนวน 6 จุด ดังรายละเอียดต่อไปนี้

- 1) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Shoulder บริเวณ Acromion
- 2) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Trunk บริเวณ T8:Thoracic Vertebra
- 3) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Hip บริเวณ Greater trochanter
- 4) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Knee บริเวณ Lateral condyle of the femur
- 5) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Ankle บริเวณ Lateral malleolus
- 6) ติดมาร์กเกอร์ (Marker) ที่ Toe บริเวณ head of first metatarsal

2.4 ตั้งค่าเครื่องมือในการบันทึกการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว และการวิเคราะห์ค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.5 กลุ่มตัวอย่างทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดแบบเคลื่อนไหว (Dynamic stretching) 10 นาที (ดังในภาคผนวก ข)

2.6 กลุ่มตัวอย่างลงอบอุ่นร่างกายในอุโมงค์น้ำ โดยใช้ความเร็วในการว่ายน้ำที่ระดับกลางของความเร็วสูงสุด (medium level of effort) ที่นักกีฬาสามารถว่ายน้ำได้ เพื่อทำความคุ้นเคยและเพื่อตรวจดูความพร้อมของอุปกรณ์ต่างๆ เป็นเวลา 5 นาที

2.7 กลุ่มตัวอย่างว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำท่าฟรอนท์ครอล โดยใช้ความเร็วที่ได้จากการคำนวณในข้อ 1.7 เป็นระยะทาง 200 เมตร โดยในระหว่างการว่ายน้ำของกลุ่มตัวอย่าง และบันทึกภาพวิดีโอ พร้อมทั้งบันทึกคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (EMG) ในเวลาเดียวกัน

2.8 นำข้อมูลที่ได้จากการบันทึกภาพวิดีโอมาหาค่าตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ และนำข้อมูลจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (EMG) มาหาค่าเฉลี่ยความถี่ (MNF)

2.9 วิเคราะห์ข้อมูลสรุปผลการทดลอง และอภิปรายผล

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. หาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ และข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง โดยใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics 23

2. ทดสอบความแตกต่างของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของนักว่ายน้ำโดยใช้วิธีทดสอบทางสถิติแบบความแปรปรวนทางเดียวชนิดวัดซ้ำ (One-way repeated measure ANOVA with post-hoc LSD) ในทุกการวิเคราะห์ทางสถิติผู้วิจัยใช้ระดับความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

3. ทดสอบการถดถอย (Regression) ของค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF)

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้ทราบการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรายบุคคลส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย
2. งานวิจัยเรื่องนี้สามารถสร้างและพัฒนานองค์ความรู้ในเรื่องการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่จำเป็นและมีผลต่อความเร็วในการว่ายน้ำในการพัฒนานักกีฬาว่ายน้ำ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อนักกีฬาว่ายน้ำ โค้ชว่ายน้ำ นักวิทยาศาสตร์การกีฬา สมาคมว่ายน้ำแห่งประเทศไทย การกีฬาแห่งประเทศไทยและผู้ที่มีความสนใจ ให้เข้าใจซึ่งมีความสำคัญในการพัฒนานักกีฬาว่ายน้ำระดับ เต็ก เยาวชน และนักกีฬาทีมชาติ
3. งานวิจัยเรื่องนี้จะสร้างตารางสรุปการเปลี่ยนแปลงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของนักกีฬาว่ายน้ำ เพื่อสะท้อนให้โค้ชและนักกีฬาเห็นการเปลี่ยนแปลงของท่าทางการว่ายน้ำของตนเอง ทำให้โค้ชผู้สอนสามารถวางแผนการฝึกซ้อมและปรับเทคนิคการว่ายน้ำได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ งานวิจัยเรื่องนี้ยังสามารถใช้เป็นตัวช่วยสำหรับเกณฑ์การคัดเลือกนักกีฬาให้พัฒนาหรือเลือกท่าและระยะว่ายน้ำให้เหมาะสมกับปัจจัยทางสรีรวิทยาของแต่ละคน

บทที่ 4

ผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรายงค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย ตัวแปรชีวกลศาสตร์ที่สำคัญของรายงค์ส่วนล่าง ได้แก่ มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ มุมของข้อต่อในรายงค์ส่วนล่าง ความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อในรายงค์ส่วนล่าง ความถี่ของการเตะขา และค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ผู้วิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลและดำเนินการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติผลจากการวิเคราะห์ข้อมูลนำเสนอในรูปแบบของตารางประกอบความเรียงและแผนภูมิกราฟโดยแบ่งเป็น 9 ตอนดังนี้

ตอนที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้ร่วมวิจัย

ตอนที่ 2 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน มุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตอนที่ 3 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า สะโพก และมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตอนที่ 4 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพกในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตอนที่ 5 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตอนที่ 6 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความถี่ของการเตะขา กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตอนที่ 7 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวในการเตะขาหนึ่งครั้งที่ระยะทางในการว่ายน้ำแตกต่างกัน

ตอนที่ 8 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ตอนที่ 9 ผลการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF)

ตอนที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของข้อมูลทั่วไปของผู้ร่วมวิจัย

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั่วไปของผู้ร่วมวิจัยจำนวน 7 คน

ข้อมูลทั่วไป	\bar{x}	SD
ความเร็วในการว่ายน้ำ (m/s)	1.13	0.08
ส่วนสูง (cm.)	173.00	5.07
น้ำหนัก (kg.)	71.67	3.54
ดัชนีมวลกาย (kg/m ²)	23.95	0.58

จากตารางที่ 4 พบว่า ข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างได้แก่ ความเร็วเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่างในการว่ายน้ำที่จะใช้ในอุโมงค์น้ำมีค่าเท่ากับ 1.13 ± 0.08 เมตรต่อวินาที ความสูงเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 173.00 ± 5.07 เซนติเมตร น้ำหนักเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 71.67 ± 3.54 กิโลกรัม และมีดัชนีมวลกายมีค่าเท่ากับ 23.95 ± 0.58 กิโลกรัมต่อเมตรยกกำลังสอง

พารามิเตอร์สมการพหุคูณการเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวและความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก

เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างโมเดลอธิบายการเคลื่อนไหวตัวแปรรายค่าส่วนล่างด้วยวิธีการ Least Square เมื่อเทียบกับการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion รูปแบบ Damped Spring ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการอธิบายการเคลื่อนที่ได้ดังนี้ $x(t) = Ae^{-bt} \cos(2\pi t + \theta)$ เมื่อ $x(t)$ คือมุมหรือความเร็วของข้อต่อ A คือค่าคงที่ใดๆ ทั้งนี้ในการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion หมายถึงแอมพลิจูด หรือหมายถึงระยะการกระจัดสูงสุดของคลื่น b คือค่าคงที่ใดๆ เป็นค่า discounted factor ของ Damped Spring t คือลำดับเฟรมหรือเวลา และ θ คือเฟส มุมการเคลื่อนที่ หรือความเร็วการเคลื่อนที่เริ่มต้นจากกราฟ cosine

ดังนั้นเพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างสมการพหุคูณการเคลื่อนไหวและความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในระยะทางของการว่ายน้ำ 4 ช่วง จากสมการ $x(t) = Ae^{-bt} \cos(2\pi t + \theta)$ ดังแสดงในตารางที่ 5 และ 6

ตารางที่ 5 แสดงพารามิเตอร์ของการประมาณค่ามุมการเคลื่อนไหวของของข้อเท้า หัวเข่า และ สะโพก

ข้อต่อ/ ระยะ	20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร	Mean	
ข้อเท้า	b=	0.009	0.017	-0.001	-0.003	0.006
	T=	77.948	109.976	72.958	70.912	82.949
	theta=	-7.699	-7.903	-6.722	-6.873	-7.299
	A=	-14.934	-10.538	-17.840	-15.764	-14.769
	const=	135.592	137.243	159.703	160.730	148.317
	error	296.062	317.524	429.495	488.954	383.009
	Rsq=	0.935	0.764	0.970	0.961	0.908
	หัวเข่า	b=	0.008	-0.003	0.030	0.008
T=		21.188	25.122	69.168	78.787	48.566
theta=		1.593	1.230	1.296	0.132	1.063
A=		-6.505	-4.531	-57.978	-22.067	-22.770
const=		158.052	157.352	166.367	162.530	161.075
error		12401.109	11139.069	2488.653	3572.386	7400.304
Rsq=		0.736	0.756	0.896	0.792	0.795
สะโพก		b=	0.000	-0.011	0.037	-0.004
	T=	79.221	76.528	506.171	172.005	208.481
	theta=	0.017	-6.540	1.512	-1.676	-1.672
	A=	-5.825	-4.304	229.756	-7.094	53.133
	const=	165.920	162.994	142.510	165.995	159.355
	error	521.064	91.510	307.602	35.826	239.001
	Rsq=	0.748	0.959	0.897	0.898	0.876

จากตารางที่ 5 แสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่าและ สะโพก มีค่าแตกต่างกัน จากเซลล์ Rsq ซึ่งเป็นการคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดจากสมการพยากรณ์ จะเห็นว่าสมการพยากรณ์สามารถทำนายมุมการเคลื่อนไหวของมุมข้อเท้า ได้ถูกต้องมากกว่า 90% หัวเข่า 80% และในขณะที่สามารถพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกได้แม่นยำถึง 87%

ตารางที่ 6 แสดงพารามิเตอร์ของสมการพยากรณ์ความเร็วของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก

ข้อต่อ/ ระยะ	20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร	Mean	
ข้อเท้า	b=	0.017	0.005	0.001	-0.028	-0.001
	T=	51.242	45.994	47.468	59.340	51.011
	theta=	-18.518	1.400	-1.731	0.585	-4.566
	A=	1.085	0.628	-0.532	0.145	0.332
	const=	0.910	1.042	1.128	0.921	1.000
	error	0.623	2.750	2.963	9.630	3.992
	Rsq=	0.965	0.817	0.770	0.574	0.782
	หัวเข่า	b=	-0.035	0.007	-0.003	-0.011
T=		1606.073	37.224	163.843	59.069	466.552
theta=		-1.225	1.348	0.968	4.691	1.446
A=		-1.020	0.256	-0.427	-0.172	-0.341
const=		1.158	0.395	0.863	0.466	0.721
error		0.562	0.801	1.688	1.312	1.091
Rsq=		0.835	0.675	0.584	0.715	0.702
สะโพก		b=	-0.048	-0.025	0.000	0.004
	T=	57.585	22.332	24.062	74.993	44.743
	theta=	7.867	9.265	6.448	2.427	6.502
	A=	0.025	-0.012	-0.219	-0.157	-0.091
	const=	0.317	0.372	0.550	0.328	0.392
	error	8.511	5.068	9.377	1.097	6.013
	Rsq=	0.520	0.450	0.216	0.373	0.390

จากตารางที่ 27 แสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ของสมการพยากรณ์ความเร็วของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ณ ระยะต่างๆ มีค่าแตกต่างกัน แต่จากเซลล์ Rsq ซึ่งเป็นการคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดจากสมการพยากรณ์จะเห็นว่าสมการพยากรณ์สามารถทำนายความเร็วเฉลี่ยของข้อเท้า หัวเข่า ได้ถูกต้องมากกว่า 70%

ตอนที่ 2 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน มุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมุมของรยางค์ส่วนล่าง ในขณะที่ว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์	ช่วงของระยะทางในการว่ายน้ำ 200 เมตรท่าฟรอนท์ครอล									
	20-40 เมตร		70-90 เมตร		120-140 เมตร		170-190 เมตร		ค่าเฉลี่ย	
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
มุมของข้อเท้า (องศา)	136.74	7.24	139.46	3.56	158.44	13.19	159.32	12.27	148.39	14.33
มุมของหัวเข่า (องศา)	157.61	3.46	157.00	3.76	159.28	18.10	161.91	11.91	158.97	11.29
มุมของสะโพก (องศา)	165.36	4.19	162.37	5.22	167.70	6.24	171.88	2.08	166.67	5.77

จากตารางที่ 7 พบว่าค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของมุมของรยางค์ส่วนล่าง ในการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย ในขณะที่มุมของข้อเท้าเท่ากับ 148.39 ± 14.33 องศา ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีมุมแคบที่สุดในการเคลื่อนไหว มุมของหัวเข่าเท่ากับ 158.97 ± 11.29 องศา และมุมของสะโพกเท่ากับ 166.67 ± 5.77 องศา ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีมุมกว้างที่สุดในการเคลื่อนไหว

ตอนที่ 3 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า สะโพก และมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบมุมข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	35433.21	11811.07	122.02	.000*
ภายในกลุ่ม	321	31070.90	96.79		
รวม	324	66504.11			

*p<.05

จากตารางที่ 8 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 122.023 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .000 ซึ่งน้อยกว่า .01 แสดงว่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .01 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 20 - 40 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร ดังแสดงในตารางที่ 9

ตารางที่ 9 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ		20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
	\bar{x}	136.74	139.46	158.44	159.32
20-40 เมตร	136.74	-	2.72	21.70*	22.58*
70-90 เมตร	139.46		-	18.98*	19.86*
120-140 เมตร	158.44			-	0.87
170-190 เมตร	159.32				-

*p < .05

ตารางที่ 10 การเปรียบเทียบมุมหัวเข้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	1163.54	387.85	3.10	.000*
ภายในกลุ่ม	314	39258.95	125.03		
รวม	317	40422.49			

*p < .05

จากตารางที่ 10 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 3.102 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .027 ซึ่งน้อยกว่า .05 แสดงว่ามุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในระยะเวลาที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในระยะเวลา 170 - 190 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในระยะเวลา 20 - 40 เมตร และ 70 - 90 เมตร ดังแสดงในตารางที่ 11

ตารางที่ 11 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมหัวเข้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ		20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
	\bar{x}	157.61	157.00	159.28	161.91
20-40 เมตร	157.61	-	.61	1.66	4.30*
70-90 เมตร	157.00		-	2.27	4.91*
120-140 เมตร	159.28			-	2.64
170-190 เมตร	161.91				-

*p < .05

ตารางที่ 12 การเปรียบเทียบมุมสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	3698.93	1232.98	56.93*	.000
ภายในกลุ่ม	308	6671.17	21.66		
รวม	311	10370.10			

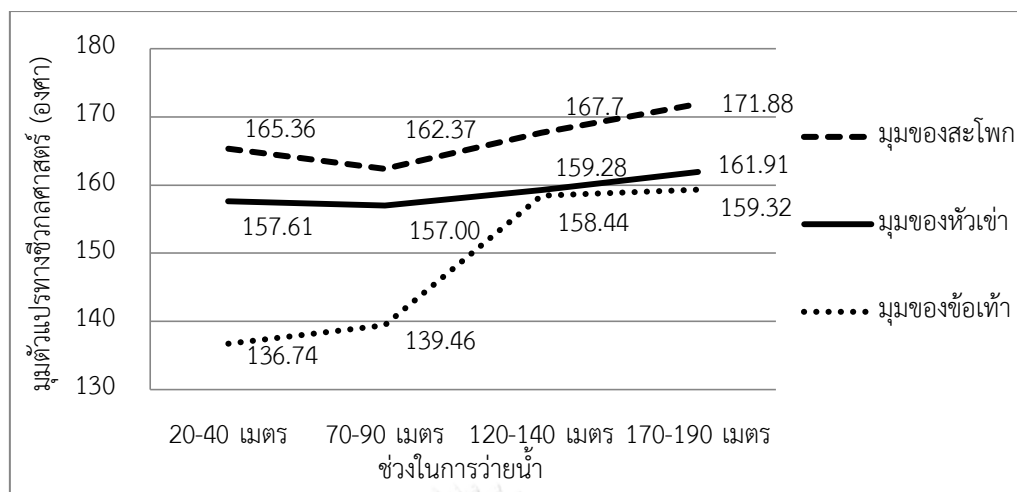
*p< .05

จากตารางที่ 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 56.925 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .000 ซึ่งน้อยกว่า .01 แสดงว่ามุมการเคลื่อนไหวของสะโพก ในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .01 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตรแตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 170 - 190 เมตร ดังแสดงใน ตารางที่ 13

ตารางที่ 13 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ	20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
\bar{x}	165.36	162.37	167.70	171.88
20-40 เมตร	165.36	2.99*	2.34*	6.52*
70-90 เมตร	162.37	-	5.33*	9.51*
120-140 เมตร	167.70		-	4.18*
170-190 เมตร	171.88			-

*p< .05



รูปที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของมูมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเช่า และสระโปก ในระยะการว่ายน้ำช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร

จากรูปที่ 16 แสดงให้เห็นว่าสระโปกมีมูมการเคลื่อนไหวมากที่สุด รองลงมาคือมูมการเคลื่อนไหวของหัวเช่า และข้อเท้ามีมูมการเคลื่อนไหวที่น้อยที่สุด โดยค่าเฉลี่ยของมูมของข้อเท้า หัวเช่า และสระโปกมีความแตกต่างกันเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำแตกต่างกัน ตามผลการวิเคราะห์สถิติในตารางที่ 8 10 และ ตารางที่ 12

ตารางที่ 14 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมูมที่ลำตัวกระทำต่อผิวหนัง

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์	ช่วงของระยะทางการว่ายน้ำ									
	20-40 เมตร		70-90 เมตร		120-140 เมตร		170-190 เมตร		ค่าเฉลี่ย	
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
มูมที่ลำตัวกระทำต่อผิวหนัง (องศา)	35.83	2.54	36.81	5.88	34.95	2.13	27.10	1.84	34.00	4.94

จากตารางที่ 14 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของมูมที่ลำตัวกระทำต่อผิวหนังในการว่ายน้ำ 200 เมตร ทำพรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย มีค่าเท่ากับ 34.00 ± 4.94 องศาและค่าเฉลี่ยส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่ว่ายน้ำท่าพรอนท์ครอลช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตรมีค่าเท่ากับ 35.83 ± 2.54 องศา 36.81 ± 5.88 องศา 34.95 ± 2.13 องศา และ 27.10 ± 1.84 องศา ตามลำดับ

ตารางที่ 15 การเปรียบเทียบมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ กับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	3643.17	1214.39	94.71	.000*
ภายในกลุ่ม	307	3936.50	12.82		
รวม	310	7579.67			

*p< .05

จากตารางที่ 15 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 94.708 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .000 ซึ่งน้อยกว่า .01 แสดงว่ามุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .01 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะ 170 - 190 เมตร แตกต่างกับมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตร 70 - 90 เมตร และ 120 - 140 เมตร มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร ดังแสดงในตารางที่ 16

ตารางที่ 16 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ	20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
\bar{x}	35.83	36.81	34.95	27.10
20-40 เมตร	35.83	.99	.87	7.83*
70-90 เมตร	36.81	-	1.86*	8.82*
120-140 เมตร	34.95		-	6.95*
170-190 เมตร	27.10			-

*p< .05

ตอนที่ 4 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความเร็วในการเคลื่อนไหวยของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตารางที่ 17 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อในรายบุคคลส่วนล่าง ในขณะที่ว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอลช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์	ช่วงของระยะทางในการว่ายน้ำ 200 เมตรท่าฟรอนท์ครอล									
	20-40 เมตร		70-90 เมตร		120-140 เมตร		170-190 เมตร		ค่าเฉลี่ย	
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
ความเร็วของข้อเท้า (เมตรต่อวินาที)	.98	.49	1.06	.37	1.19	.36	1.07	.40	1.07	.41
ความเร็วของหัวเข่า (เมตรต่อวินาที)	.48	.19	.41	.14	.64	.17	.51	.21	.51	.20
ความเร็วของสะโพก (เมตรต่อวินาที)	.45	.31	.38	.04	.54	.15	.33	.09	.42	.20

จากตารางที่ 17 แสดงค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อในรายบุคคลส่วนล่าง ในการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย ในขณะที่ความเร็วของข้อเท้าเท่ากับ 1.07 ± 0.41 เมตรต่อวินาที ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีความเร็วในการเคลื่อนไหวยมากที่สุด ความเร็วของหัวเข่าเท่ากับ 0.51 ± 0.20 เมตรต่อวินาที และความเร็วของสะโพกเท่ากับ 0.42 ± 0.20 เมตรต่อวินาที ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีความเร็วในการเคลื่อนไหวยน้อยที่สุด

ตอนที่ 5 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความเร็วในการเคลื่อนไหวยของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก กับระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตารางที่ 18 การเปรียบเทียบความเร็วของข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	1.74	.58	3.59	.014*
ภายในกลุ่ม	322	52.11	.16		
รวม	325	53.86			

*p< .05

จากตารางที่ 18 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 3.592 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .014 ซึ่งน้อยกว่า .05 แสดงว่าความเร็วในการเคลื่อนไหวยของข้อเท้าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่าง

รายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้าระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้าระยะ 20 - 40 เมตร และ 70 - 90 เมตรเมตร ดังแสดงในตารางที่ 19

ตารางที่ 19 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วข้อเท้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ		20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
	\bar{x}	0.98	1.06	1.19	1.07
20-40 เมตร	0.98	-	.08	.21*	.09
70-90 เมตร	1.06		-	.13*	.01
120-140 เมตร	1.19			-	.12
170-190 เมตร	1.07				-

*p< .05

ตารางที่ 20 การเปรียบเทียบความเร็วของหัวเข่ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	2.23	.74	23.25	.000*
ภายในกลุ่ม	319	10.17	.03		
รวม	322	12.40			

*p< .05

จากตารางที่ 20 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 23.268 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .000 ซึ่งน้อยกว่า .01 แสดงว่าความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 20 - 40 เมตร 70 - 90 เมตร และ 120 - 140 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 20 - 40 เมตร และ 170 - 190 เมตร ดังแสดงในตารางที่ 21

ตารางที่ 21 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วหัวเข้ากับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ		20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
	\bar{x}	0.48	0.41	0.64	0.51
20-40 เมตร	0.48	-	.06*	.16*	.03
70-90 เมตร	0.41		-	.23*	.10*
120-140 เมตร	0.64			-	.13*
170-190 เมตร	0.51				-

*p< .05

ตารางที่ 22 การเปรียบเทียบความเร็วของสะโพกกับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	Df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	2.09	.70	19.41	.000*
ภายในกลุ่ม	331	11.87	.04		
รวม	334	13.95			

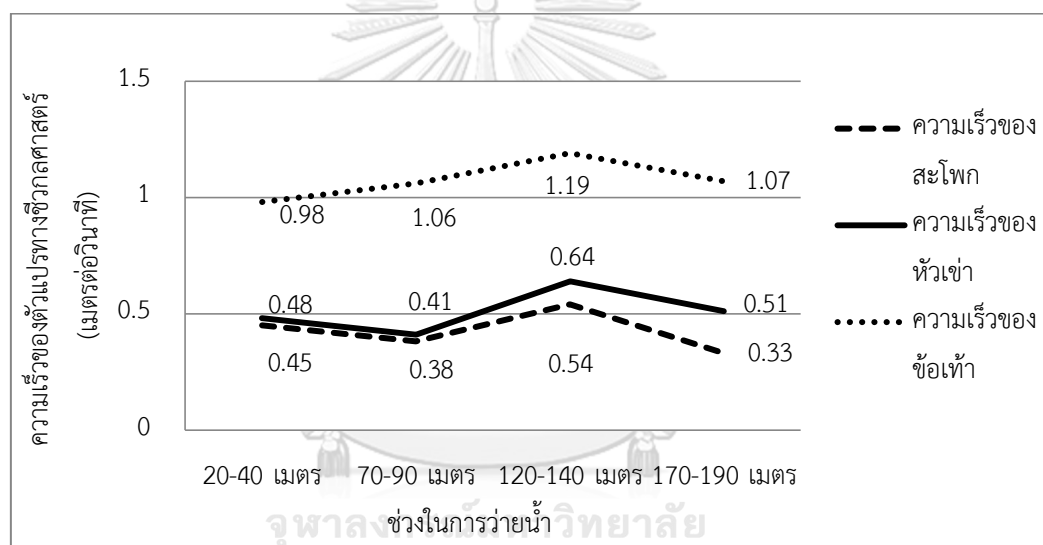
*p< .05

จากตารางที่ 22 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ 19.406 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .000 ซึ่งน้อยกว่า .01 แสดงว่าความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .01 และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี ที่ระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติ .05 พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตรแตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 170 - 190 เมตร ดังแสดงในตารางที่ 23

ตารางที่ 23 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของความเร็วยุทธศาสตร์กับระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ		20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
	\bar{x}	0.45	0.38	0.54	0.33
20-40 เมตร	0.45	-	.08*	.09*	.13*
70-90 เมตร	0.38		-	.16*	.05
120-140 เมตร	0.54			-	.21*
170-190 เมตร	0.33				-

*p < .05



รูปที่ 17 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพกในระยะการว่ายน้ำช่วง 20 - 40 เมตร 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร

จากรูปที่ 17 แสดงให้เห็นว่าข้อเท้ามีความเร็วในการเคลื่อนไหวมากที่สุด รองลงมาคือความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่า และสะโพกมีความเร็วในการเคลื่อนไหวที่น้อยที่สุด โดยค่าเฉลี่ยของความเร็วของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพกมีความแตกต่างกันเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำแตกต่างกันตามผลการวิเคราะห์สถิติในตารางที่ 18 20 และ ตารางที่ 22

การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวและความเร็วในข้อต่อต่างๆทำให้ผู้ฝึกสอนและนักกีฬามองเห็นภาพกว้างของการเคลื่อนไหวในระยะทางต่างๆของนักกีฬาว่ายน้ำ จากผลการวิจัยทำให้เห็นว่าเมื่อระยะว่ายน้ำที่แตกต่างกันทำให้มุมการเคลื่อนไหวและความเร็วในข้อต่อต่างๆแตกต่างกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อระยะต่างกันทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆแตกต่างกัน

ตอนที่ 6 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความถี่ของการเตะขา
ระยะทางในการว่ายน้ำ 4 ช่วง

ตารางที่ 24 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

แหล่งความแปรปรวน	df	SS	MS	F	p
ระหว่างกลุ่ม	3	71.341	23.780	.015	.997
ภายในกลุ่ม	16	25298.361	1581.148		
รวม	19	25369.702			

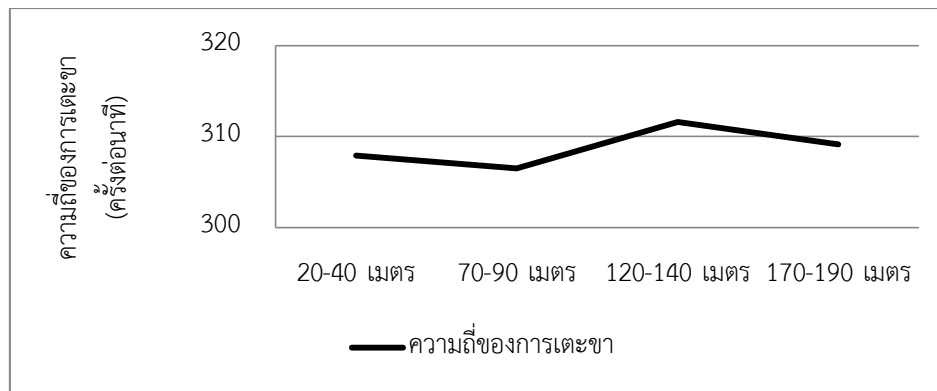
*p< .05

จากตารางที่ 24 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวปรากฏว่าค่า F-test คำนวณได้ .015 มีนัยสำคัญทางสถิติที่ .997 ซึ่งมากกว่า .05 แสดงว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ดังแสดงในตารางที่ 25

ตารางที่ 25 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยเป็นรายคู่ของค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาที่ระยะทางว่ายน้ำ 4 ช่วง

ระยะทางว่ายน้ำ	20-40 เมตร	70-90 เมตร	120-140 เมตร	170-190 เมตร
\bar{x}	307.89	306.48	311.62	309.11
20-40 เมตร	307.89	1.41	3.73	1.23
70-90 เมตร	306.48	-	5.14	2.64
120-140 เมตร	311.62		-	2.50
170-190 เมตร	309.11			-

*p< .05



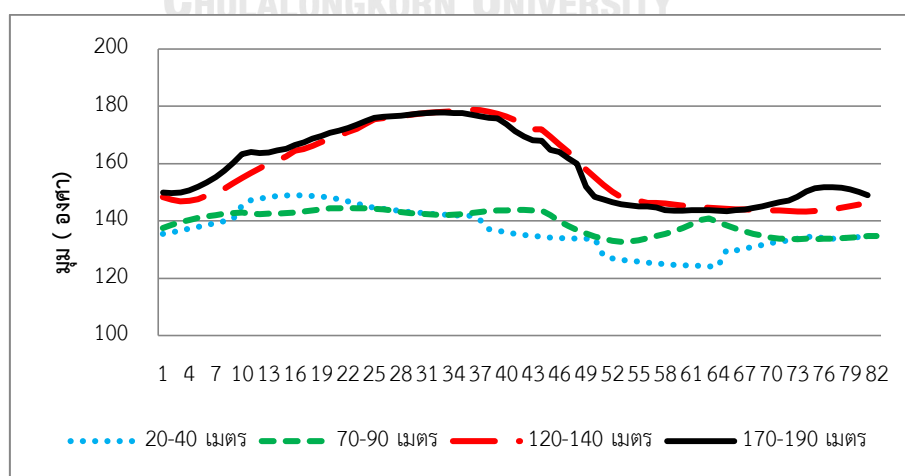
รูปที่ 18 ค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาในระยะการว่ายน้ำ 4 ช่วง

จากรูปที่ 18 แสดงค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาในระยะการว่ายน้ำ 4 ช่วง จะเห็นว่าระยะทางเปลี่ยนไปค่าเฉลี่ยความถี่เพิ่มขึ้น แต่ในทางสถิติ ดังในตารางที่ 23 ค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาไม่แตกต่างกัน การแสดงกราฟเป็นเพียงการแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของการเตะขาในช่วงแรกมีค่าน้อยกว่าสองช่วงสุดท้ายในการว่ายน้ำ

ตอนที่ 7 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวในการเตะขาหนึ่งครั้งที่ระยะทางในการว่ายน้ำแตกต่างกัน

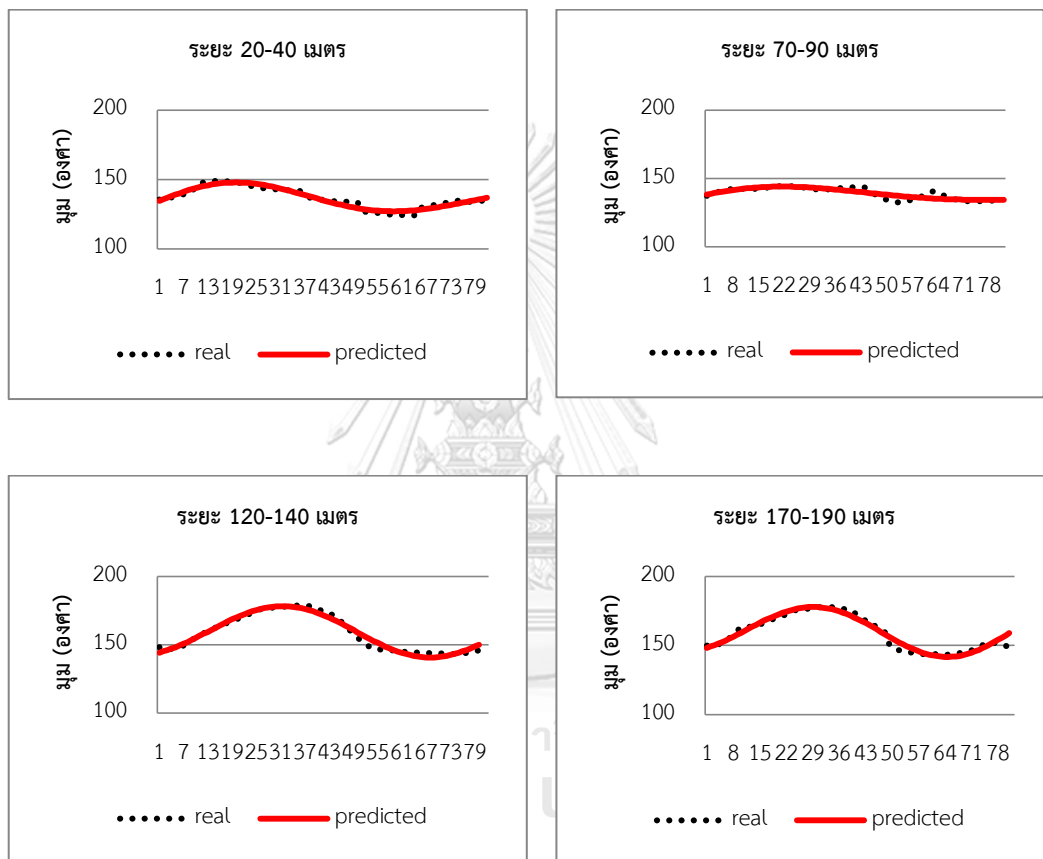
การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเป็นการวิเคราะห์ถึงท่าทางในการเคลื่อนที่ของนักกีฬาทำให้นักกีฬาและผู้ฝึกสอนทราบว่าในแต่ละช่วงนักกีฬามีการเคลื่อนไหวท่าทางเป็นอย่างไร

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมุมข้อเท้าที่ระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



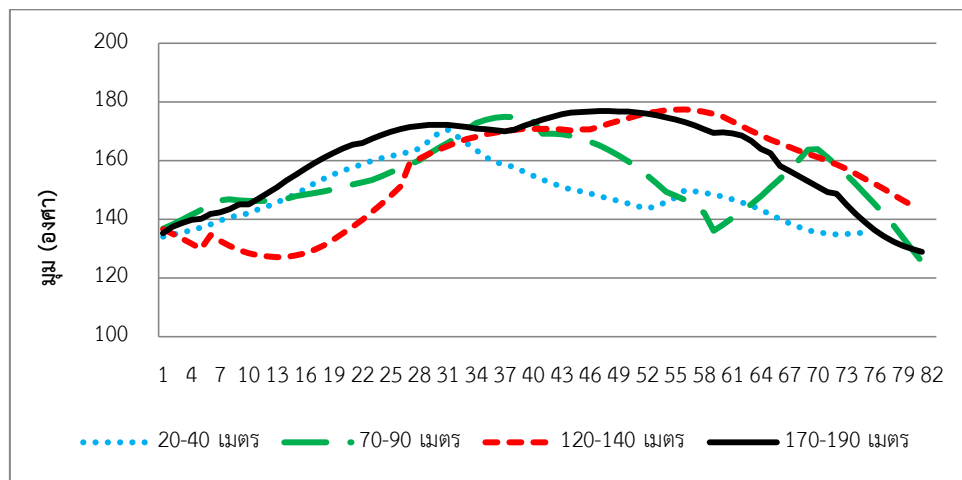
รูปที่ 19 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า

จากรูปที่ 19 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า ขณะที่ว่ายน้ำใน ระยะทางที่แตกต่างกัน สามารถสังเกตได้ว่าลักษณะการเคลื่อนที่ของมุมข้อเท้าในการว่ายน้ำเมื่อ ระยะทางแตกต่างกัน ในช่วงระยะ 20-40 เมตรกับ 70-90 เมตร การเคลื่อนไหวของข้อเท้าจะ คล้ายกันและช่วง 120-140 เมตร กับ 170-190 เมตรการเคลื่อนไหวข้อเท้าก็คล้ายกัน จะเห็นว่าการ เคลื่อนไหวของมุมข้อเท้าในระยะแรกๆ จะแตกต่างต่างกับการเคลื่อนไหวของมุมข้อเท้าระยะหลัง สอดคล้องกับผลการวิเคราะห์สถิติ ดังในตารางที่ 9



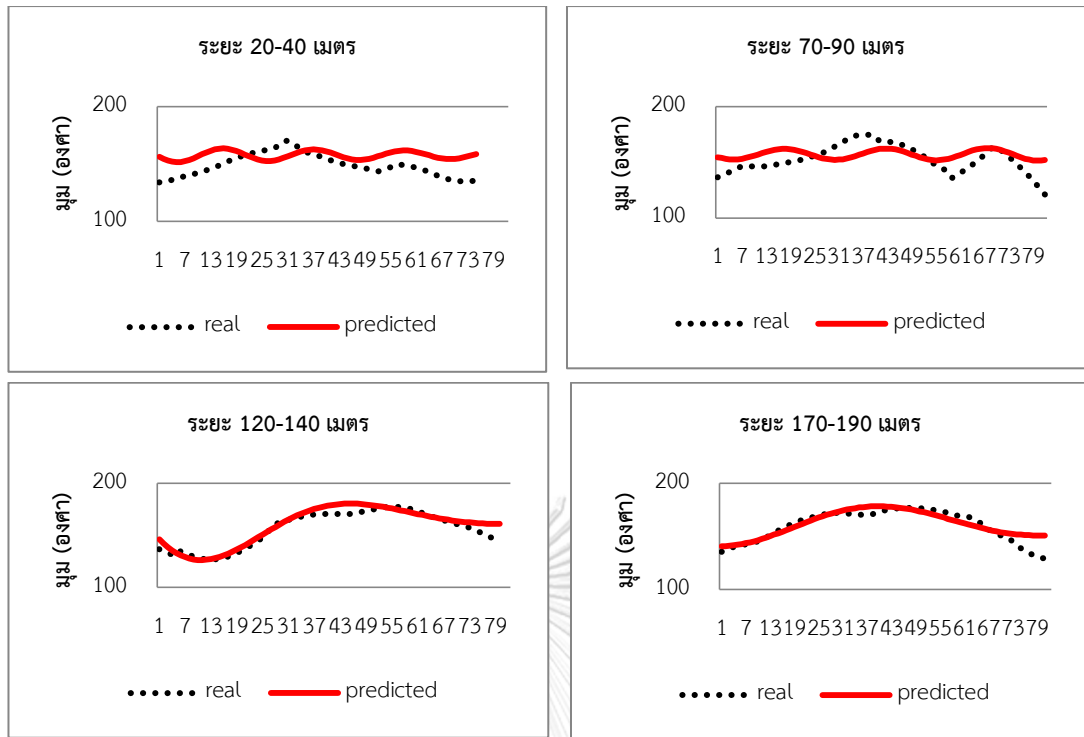
รูปที่ 20 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้ากับค่าเฉลี่ยของมุมการ เคลื่อนไหวของข้อเท้า 4 ช่วง

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมุมหัวเข้าที่ระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



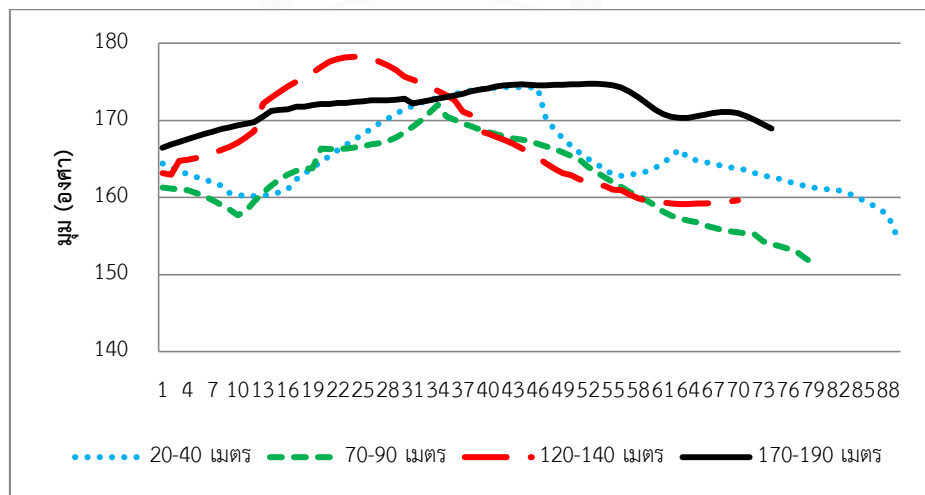
รูปที่ 21 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้า

การเคลื่อนที่ของหัวเข้าเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 21 พบว่ามีมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในช่วงระยะ 20-40 เมตร กับ 70-90 เมตร การเคลื่อนไหวของหัวเข้าจะคล้ายกันและช่วง 120-140 เมตร กับ 170-190 เมตรการเคลื่อนไหวหัวเข้าก็คล้ายกัน จะเห็นว่าการเคลื่อนไหวของมุมหัวในระยะแรกๆ จะแตกต่างกันกับการเคลื่อนไหวของมุมหัวระยะหลัง เช่นเดียวกันกับการเคลื่อนไหวของมุมของข้อเท้า ทั้งนี้ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 22



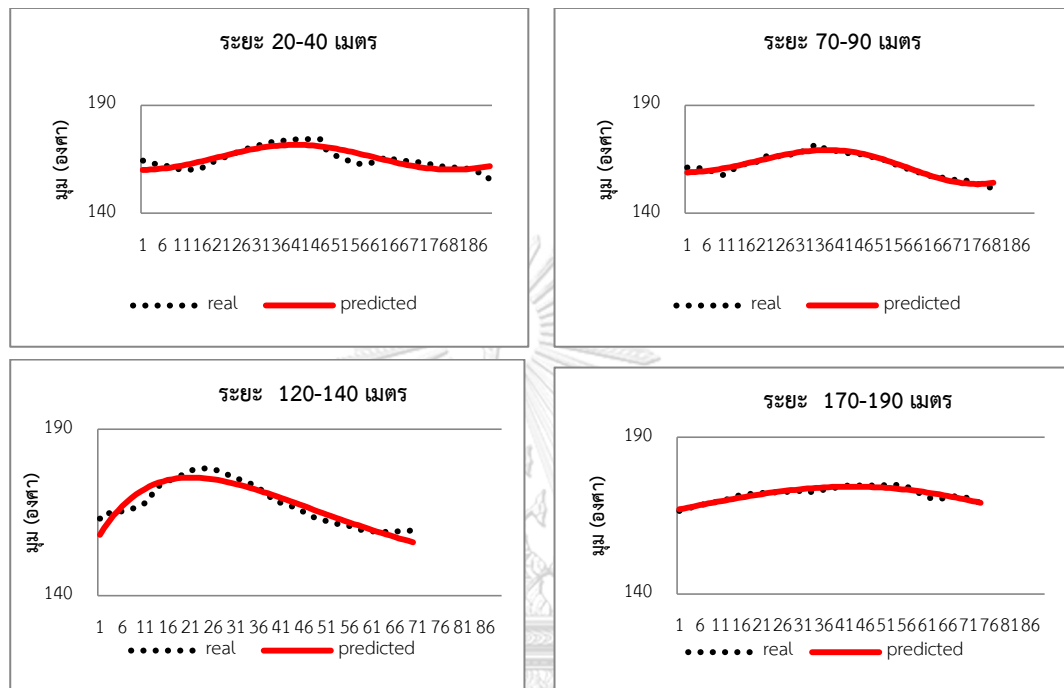
รูปที่ 22 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้ากับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้า 4 ช่วง

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมุมสะโพกที่ระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



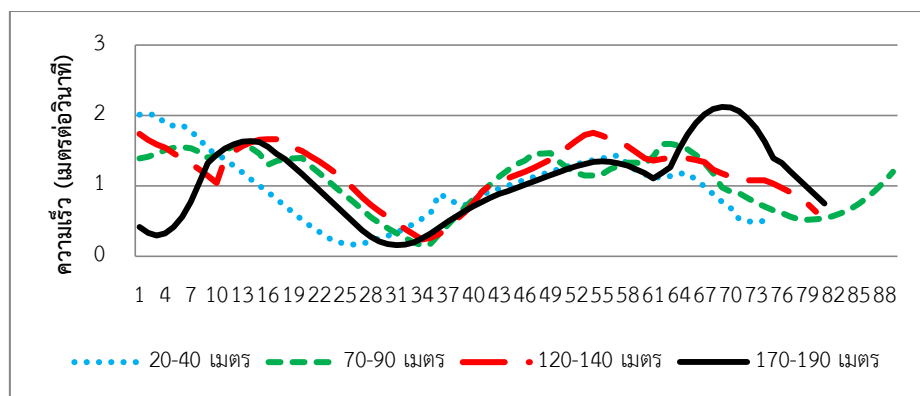
รูปที่ 23 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก

การเคลื่อนที่ของสะโพกเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 23 พบว่ามีมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร และ 120-140 เมตร แตกต่างกับช่วง 170-190 เมตร ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกและเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกดังรูปที่ 24



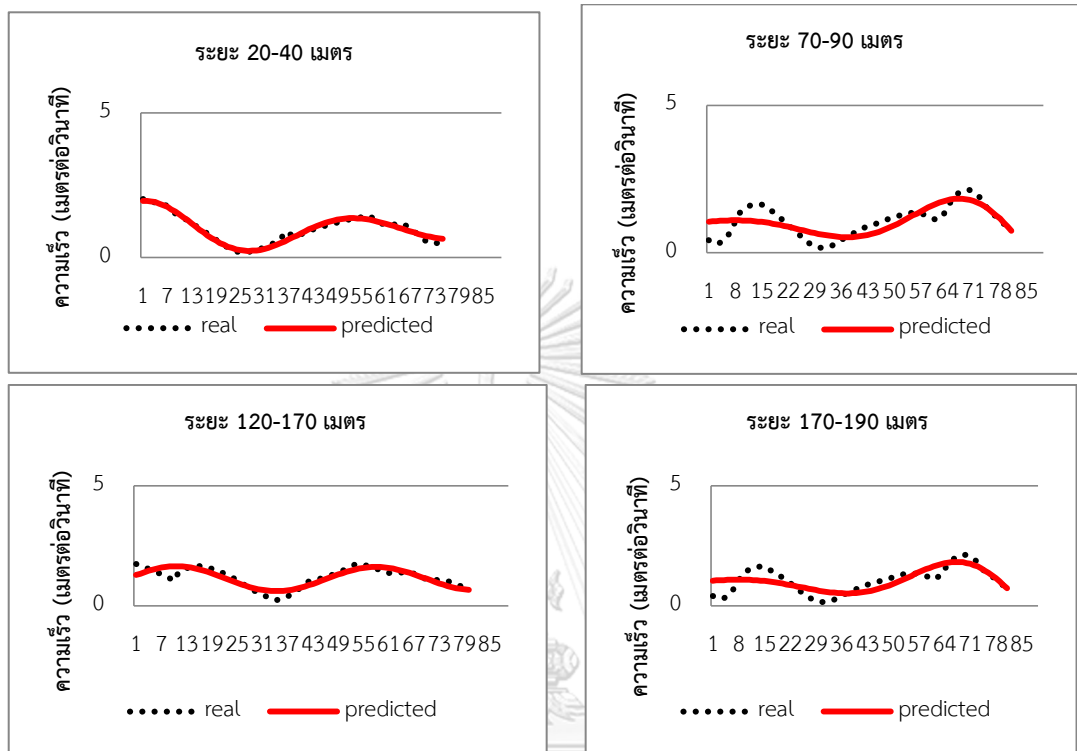
รูปที่ 24 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อเท้าในระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



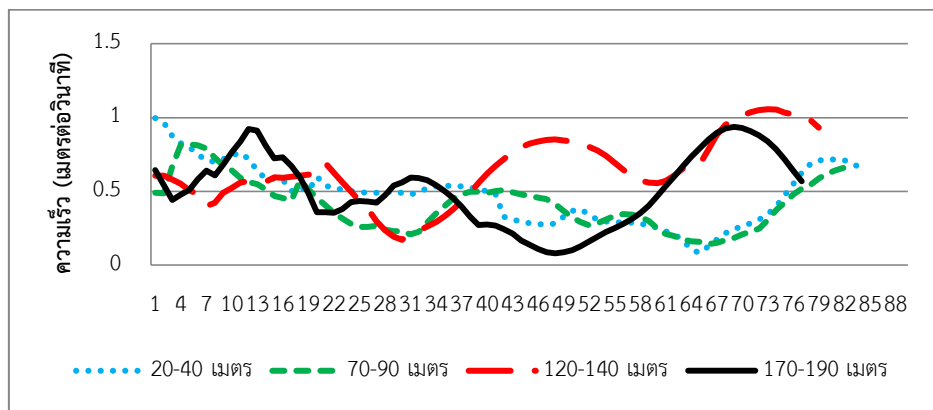
รูปที่ 25 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อเท้า

จากรูปที่ 25 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อเท้า ในระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร โดยกราฟในการเคลื่อนที่คล้ายกันทั้ง 4 ช่วง ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของความเร็วของข้อเท้าและเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยความเร็วการเคลื่อนไหวของข้อเท้าดังรูปที่ 26



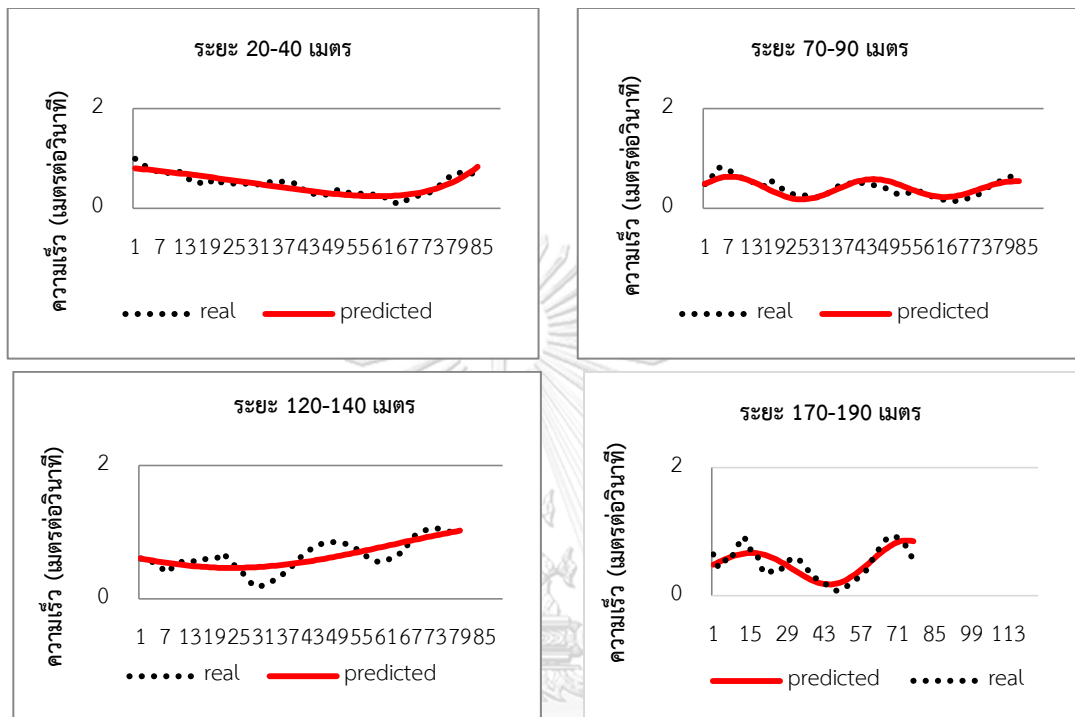
รูปที่ 26 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วของข้อเท้ากับความเร็วเฉลี่ยของข้อเท้า

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของความเร็วในการเคลื่อนที่ของหัวเข่าในระยะ 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



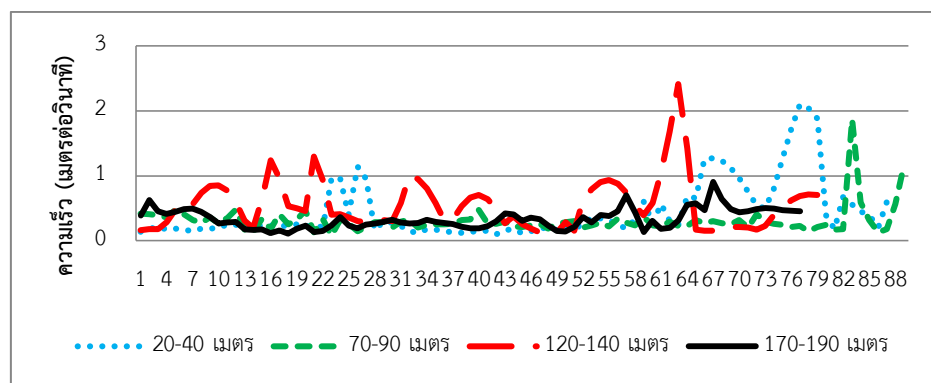
รูปที่ 27 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของหัวเข่า

การเคลื่อนที่ของหัวเข้าเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 27 พบว่า มีความเร็วของหัวเข้าในช่วง 20-40 เมตร และ 70-90 เมตร คล้ายกัน และ 2 ช่วงนี้แตกต่างกับช่วง 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร ทั้งนี้ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์ความเร็วของหัวเข้า และวาดกราฟเปรียบเทียบกับความเร็วเฉลี่ยของหัวเข้า ดังแสดงในรูปที่ 28



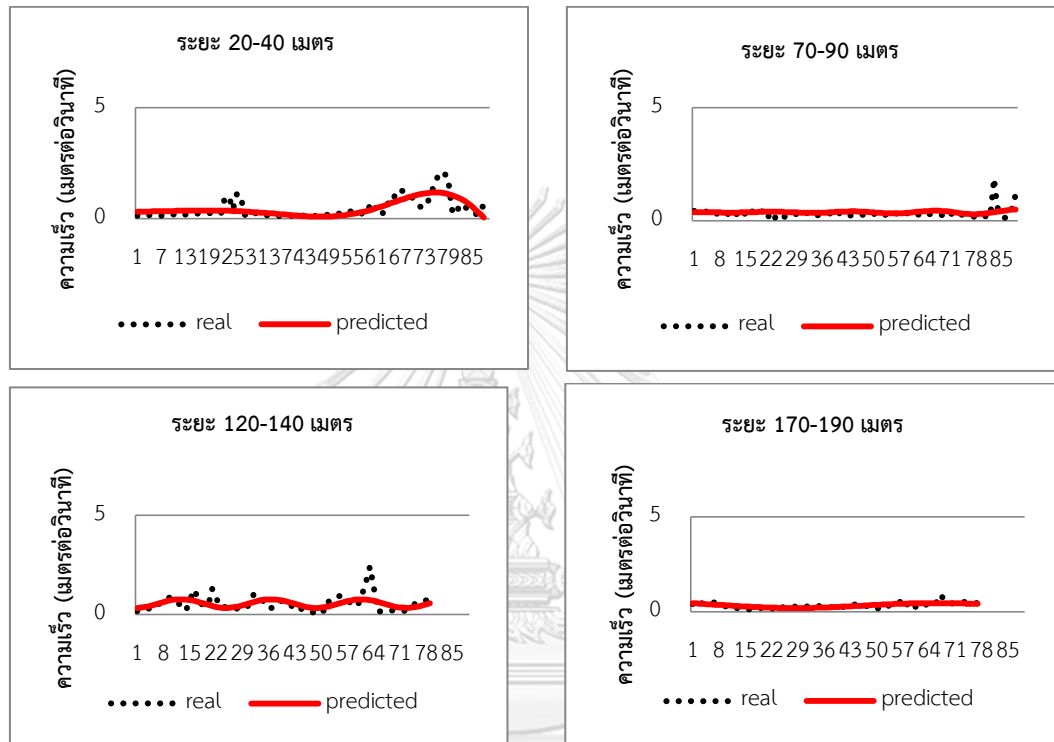
รูปที่ 28 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วของหัวเข้ากับความเร็วเฉลี่ยของหัวเข้า
สะโพก

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของความเร็วในการเคลื่อนที่ของสะโพกในระยะ 20-40 เมตร
70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร



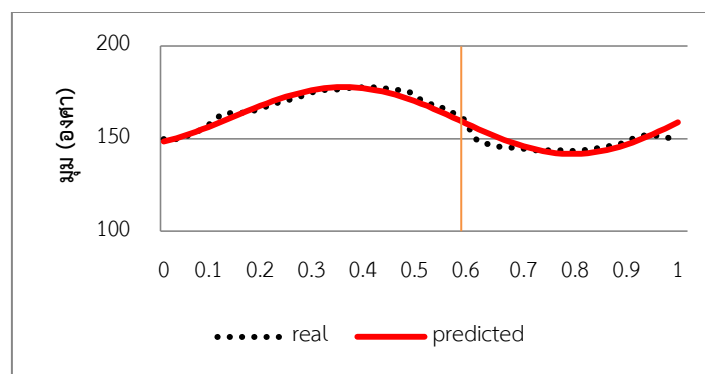
รูปที่ 29 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของสะโพก

การเคลื่อนที่ของสะโพกเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 29 พบว่า มีความเร็วของสะโพกไม่แตกต่างกันในช่วงการว่ายน้ำทั้ง 4 ช่วง แต่อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 29 ความเร็วของสะโพกมีลักษณะเป็นลูกคลื่นขึ้นลง ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกและเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกดังในรูปที่ 30

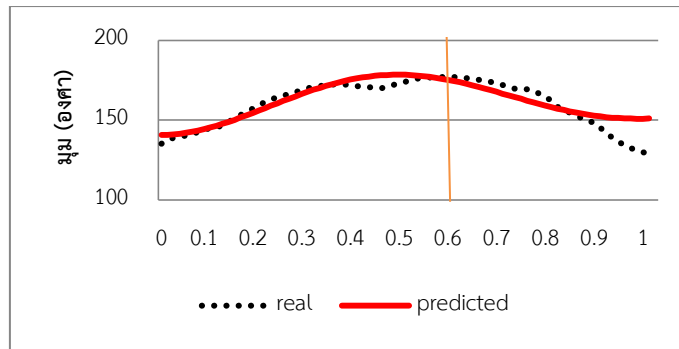


รูปที่ 30 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลความเร็วของสะโพกกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก

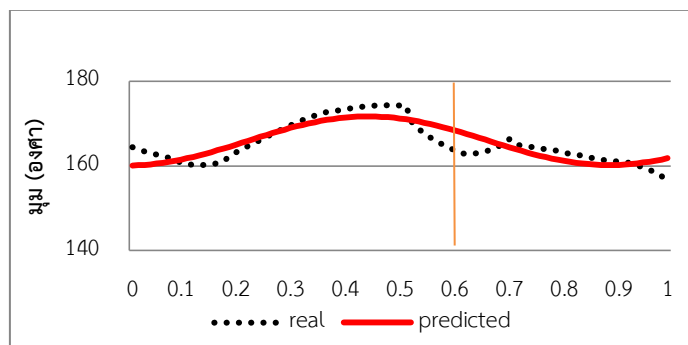
การวิเคราะห์ห้วงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง



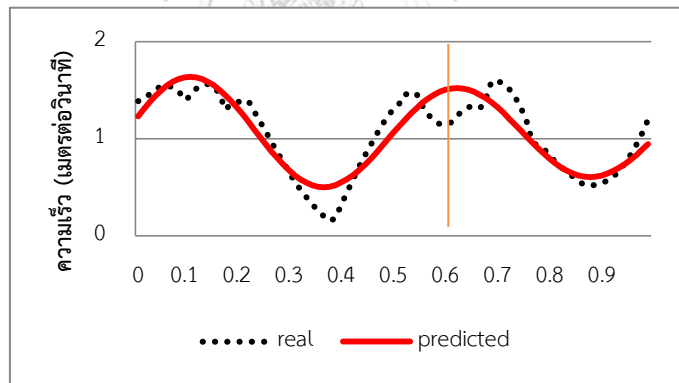
รูปที่ 31 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในการเตะขา 1 ครั้ง



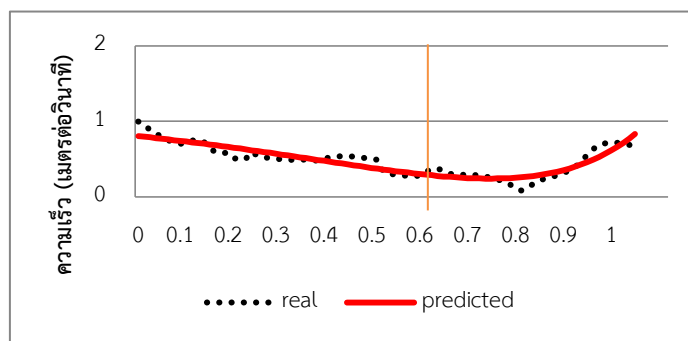
รูปที่ 32 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในการเตะขา 1 ครั้ง



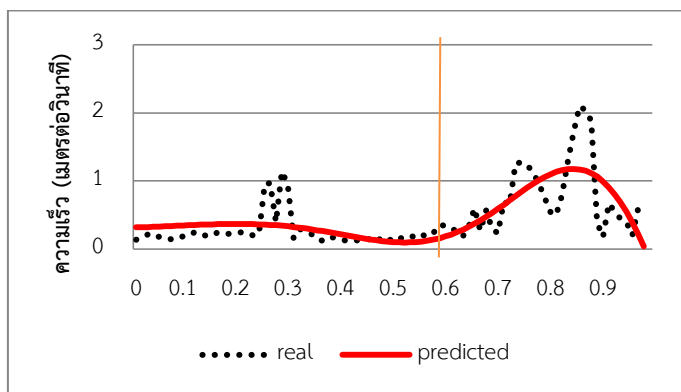
รูปที่ 33 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในการเตะขา 1 ครั้ง



รูปที่ 34 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในการเตะขา 1 ครั้ง



รูปที่ 35 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของหัวเข้าในการเตะขา 1 ครั้ง



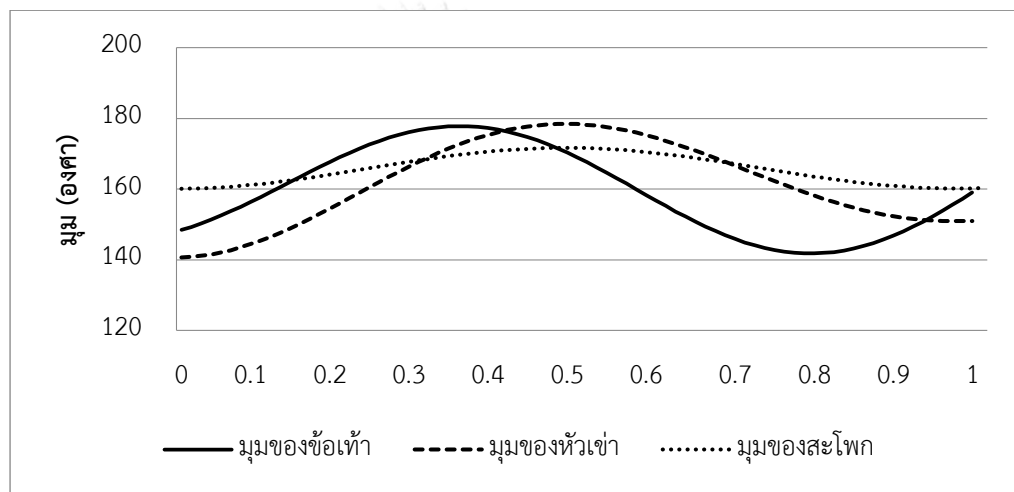
รูปที่ 36 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการเคลื่อนไหวของสะโพกในการเตะขา 1 ครั้ง

จากการศึกษาการเคลื่อนไหวของการเตะขาขณะว่ายน้ำในท่าฟรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำ พบว่าในช่วง propulsive phase (downbeat) หรือช่วงที่นักกีฬาว่ายน้ำเตะขาลงนั้น ใช้ระยะเวลาในการเตะขาลงประมาณ 60 % ของการเตะขาขึ้นลงหนึ่งครั้ง และช่วง recovery phase (upbeat) หรือช่วงเตะขาขึ้นนักกีฬาว่ายน้ำใช้ระยะเวลาอีกประมาณ 40% ที่หรือในการเตะขาขึ้นกลับไปเพื่อที่จะกลับมาเข้าสู่ช่วง propulsive phase (downbeat) อีกครั้ง

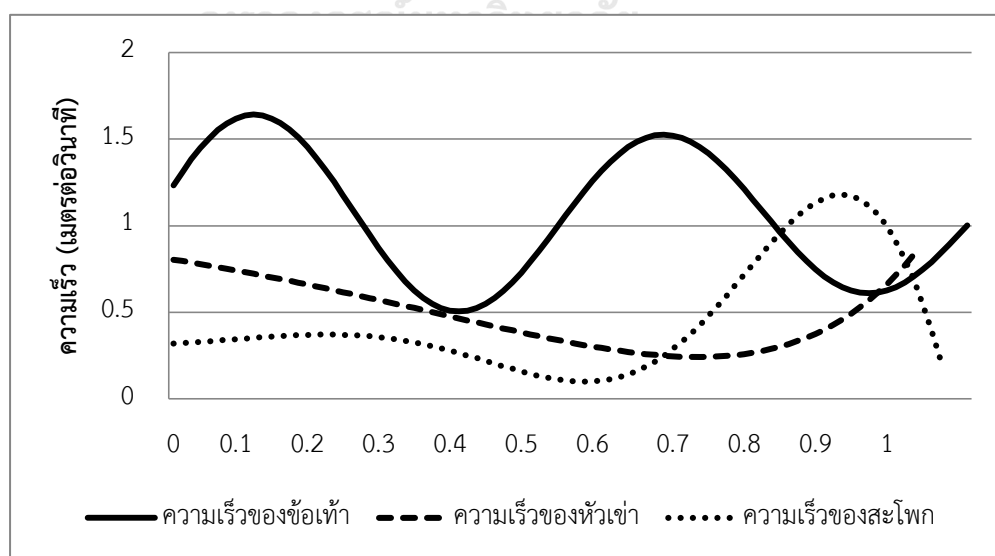
หากวิเคราะห์วงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ของข้อเท้า จะพบความสัมพันธ์ของมุมและความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อเท้า ดังแสดงในรูปที่ 31 และ รูปที่ 34 โดยในจังหวะ propulsive phase (downbeat) มุมของข้อเท้าจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นพร้อมกับความเร็วของข้อเท้าที่มากในช่วงประมาณ 20% แรกของการเตะขา 1 ครั้ง และความเร็วลดลงหลังจากช่วงประมาณ 20% ของการเตะขา 1 ครั้ง ในขณะที่นักกีฬาเตะขาลง (downbeat) เท้าจะอยู่ในลักษณะของการงอ (plantarflexed) มุมของข้อเท้าก็เพิ่มมากขึ้นไปเรื่อยๆ จนถึง 40% ในขณะที่ความเร็วของข้อเท้าลดลงเรื่อยๆ จนถึง 40% ของวงรอบการเตะขา 1 ครั้ง ในช่วงประมาณ 40-60% เป็นช่วงเข้าสู่ช่วง recovery phase (upbeat) มุมของข้อเท้าค่อยๆ ลดลง ความเร็วของข้อเท้าจะเพิ่มมากขึ้นในระยะเวลาสั้นๆ และเมื่อเข้าสู่ช่วง recovery phase (upbeat) มุมของข้อเท้าค่อนข้างคงที่ และความเร็วของข้อเท้าลดลง

การวิเคราะห์มุมของหัวเข่าและความเร็วของหัวเข่าของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 32 และ รูปที่ 35 พบว่า ในจังหวะ downbeat มุมของหัวเข่าจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนค่าของมุมมีค่ามากที่สุด ในขณะที่ความเร็วของหัวเข่าจากมากในตอนเริ่มเตะขาค่อยๆ ลดลงจนถึงประมาณ 60% หรือเข้าสู่ช่วง upbeat หลังจากจบช่วง downbeat เมื่อเริ่มจังหวะ upbeat มุมของหัวเข่าจะค่อยๆ ลดลง และความเร็วของหัวเข่าเพิ่มมากขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อที่จะกลับเข้าสู่ช่วง downbeat จนครบวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง

และการวิเคราะห์หุ้มของสะโพกและความเร็วของสะโพกของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง เนื่องจากสะโพกเป็นข้อต่อที่มีการเคลื่อนไหวน้อยที่สุดของข้อต่ออย่างค้ำส่วนล่าง ในช่วง downbeat มุมของสะโพกเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ในประมาณช่วง 20% แรกของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง และค่อยๆ ลดลงจนครบวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ส่วนความเร็วของสะโพกในช่วง downbeat ค่อนข้างคงที่ขึ้นลงบ้างเล็กน้อย และช่วง upbeat จะสังเกตเห็นว่าความเร็วของสะโพกมีความเร็วที่มากขึ้นเป็นช่วงๆ เป็นเพราะการบิดลำตัวทำให้สะโพกมีความเร็วมากขึ้น ในจังหวะ upbeat ดังแสดง ในรูปที่ 33 และ รูปที่ 36 จากการวิเคราะห์หุ้มรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ผู้วิจัยสามารถสร้างโมเดล การเคลื่อนไหวของขาได้ดังแสดงในรูปที่ 37 และ 38



รูปที่ 37 โมเดลการเคลื่อนไหวมุมของข้อต่อของขาในการเตะขา 1 ครั้ง



รูปที่ 38 โมเดลการเคลื่อนไหวความเร็วของข้อต่อของขาในการเตะขา 1 ครั้ง

ตอนที่ 8 ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ตารางที่ 26 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF) กับระยะทางในการว่ายน้ำ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร

ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF)				
กล้ามเนื้อ	Rectus femoris		Gastrocnemius	
ระยะทางในการว่ายน้ำ	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
25	115.67	28.59	135.09	41.74
50	114.96	30.18	129.60	22.72
75	118.84	34.43	121.34	26.34
100	115.77	33.12	113.90	33.64
125	116.83	32.58	103.05	31.55
150	120.06	36.31	102.35	32.81
175	124.41	35.86	99.82	36.55
200	120.85	41.03	108.45	30.12
Mean	118.42	31.14	114.20	31.92

จากตารางที่ 26 พบว่าค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF) ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris เท่ากับ 118.42 ± 31.14 เฮิรท์ และค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Gastrocnemius เท่ากับ 114.20 ± 31.92 เฮิรท์ ในการว่ายน้ำ 200 เมตร ทำพรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย

ตอนที่ 9 ผลการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

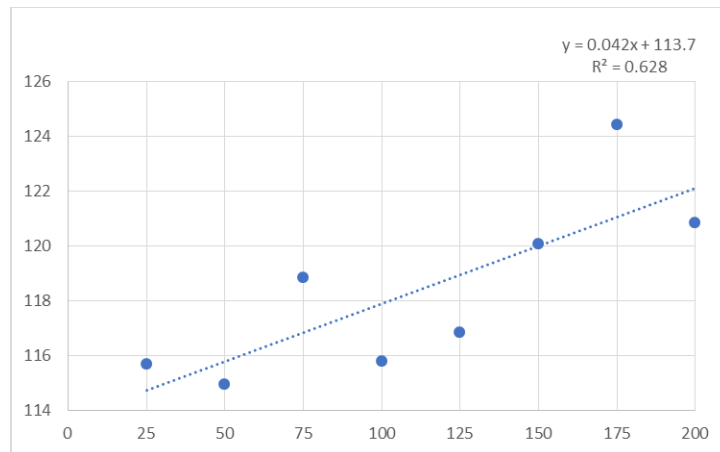
ตารางที่ 27 การวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris

Coefficients^a

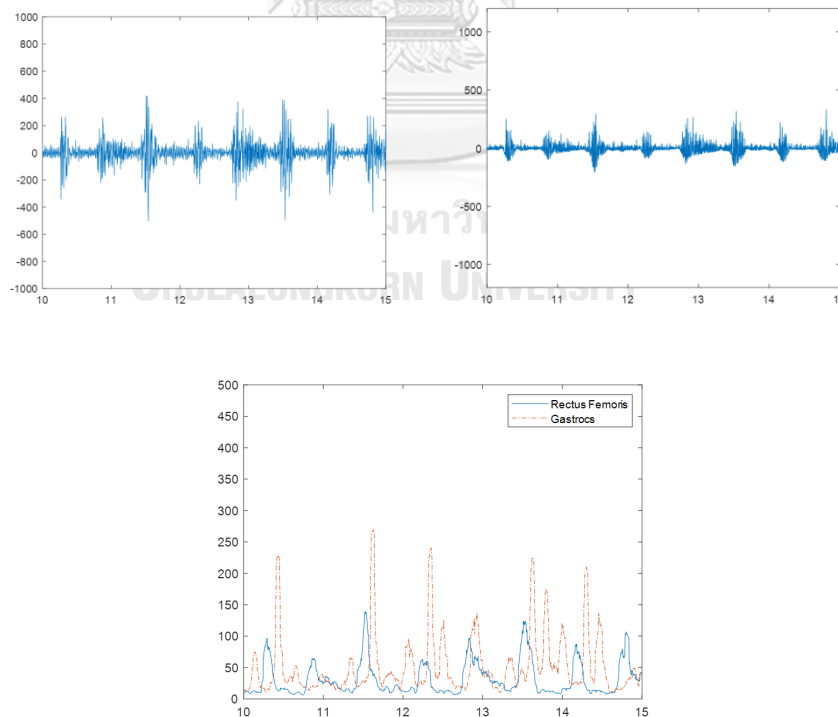
Model	Unstandardized Coefficients		t	Sig.
	B	Std. Error		
Constant	113.699	1.666	68.254	0.000
Distancelower	0.042	0.013	3.182	0.020

a. Dependent Variable: MNFR

จากตารางที่ 27 แสดงการวิเคราะห์การถดถอย (Regression) ของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร พบว่าสมการถดถอย คือ $y = 0.04x + 113.67$ โดยค่า y คือ Mean frequency ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ X คือระยะทาง เมื่อสร้างกราฟจะเห็นว่ากราฟมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้น แสดงว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris เพิ่มขึ้นดังแสดงในรูปที่ 39



รูปที่ 39 แสดงการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris



รูปที่ 40 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris

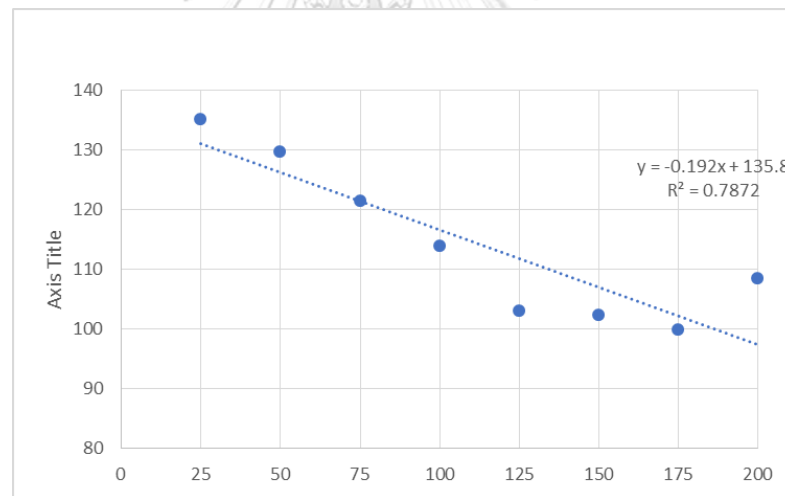
ตารางที่ 28 การวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร

Coefficients^a

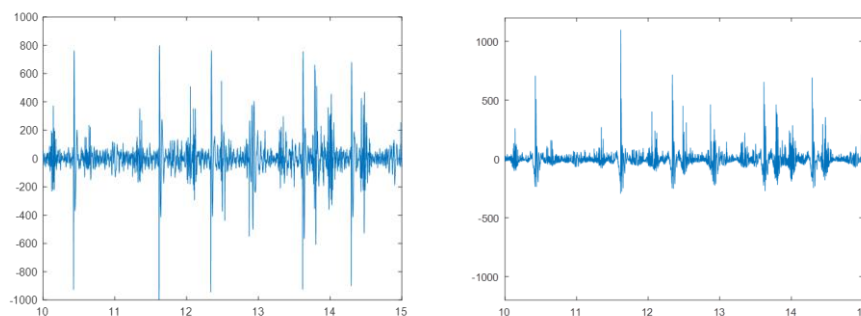
Model	Unstandardized Coefficients		t	Sig.
	B	Std. Error		
Constant	135.800	5.145	26.394	0.000
Distancelower	0.192	0.041	4.711	0.003

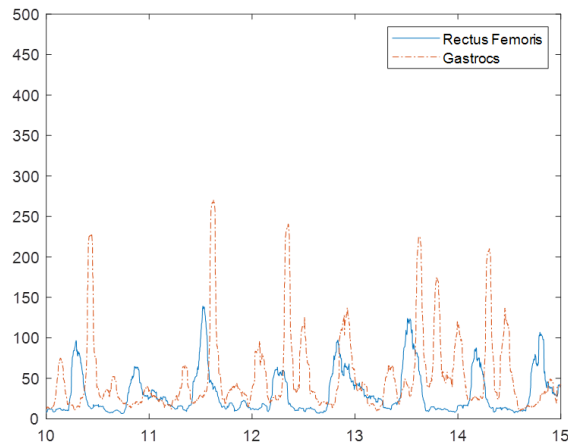
a. Dependent Variable: MNFG

จากตารางที่ 28 แสดงการวิเคราะห์การถดถอย (Regression) ของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร พบว่าสมการถดถอย คือ $y = 0.19x + 135.80$ โดยค่า y คือ Mean frequency ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ X คือระยะทาง เมื่อสร้างกราฟจะเห็นว่ากราฟมีแนวโน้มลดลง แสดงว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius ลดลงดังแสดงในรูปที่ 41

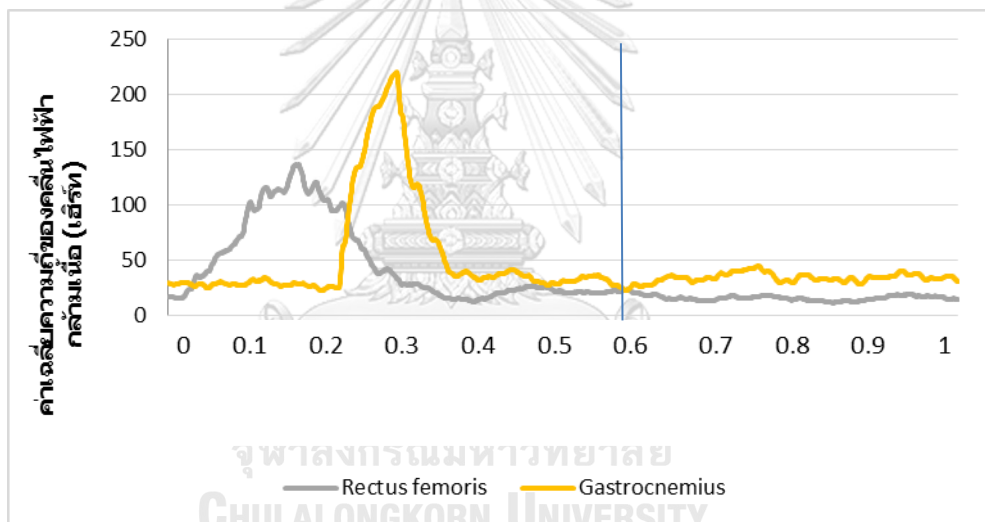


รูปที่ 41 แสดงการวิเคราะห์การถดถอยของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gratrocnemius





รูปที่ 42 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gastrocnemius



รูปที่ 43 แสดงกราฟค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการเตะขา 1 ครั้ง

จากรูปที่ 43 แสดงกราฟค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Gastrocnemius ในการเตะขา 1 ครั้ง ในจังหวะเตะขาลง (down beat) กล้ามเนื้อ Rectus femoris ที่ทำหน้าที่ในการเหยียดเข่าจะทำงาน และตามด้วยการทำงานของกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ที่ทำหน้าที่ในการงอฝ่าเท้า (plantar flexion) กล้ามเนื้อทั้งสองมัดมีค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในจังหวะ down beat มาก ส่วนในจังหวะ upbeat กล้ามเนื้อทั้งสองมัดมีค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ น้อยกว่า จังหวะ down beat

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental research) มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลในรยางค์ส่วนล่างของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย โดยแบ่งข้อมูลที่ศึกษาออกเป็น 4 ช่วงจากการว่ายน้ำ 200 เมตร คือ การว่ายน้ำที่ช่วง 20-40 เมตร 70-90 เมตร 120-140 เมตร และ 170-190 เมตร กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้คือ นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติที่แข่งขันท่าฟรอนท์ครอล (front crawl) ในการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 เพศชาย จำนวน 7 คน

ผลการวิจัย

1. การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของมุมของรยางค์ส่วนล่าง ในการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำชายทีมชาติไทย พบว่ามุมของข้อเท้าเท่ากับ 148.39 ± 14.33 องศา ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีมุมแคบที่สุดในการเคลื่อนไหว มุมของหัวเข่าเท่ากับ 158.97 ± 11.29 องศา มุมของสะโพกเท่ากับ 166.67 ± 5.77 องศา ซึ่งเป็นข้อต่อที่มีมุมกว้างที่สุดการเคลื่อนไหว และมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ มีค่าเท่ากับ 34.00 ± 4.94 องศา

2. การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก กับระยะทางในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล 200 เมตร ซึ่งแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 4 ช่วง คือช่วง 20 - 40 เมตร 70 - 90 เมตร 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร พบว่า

2.1 มุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 20 - 40 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 70 - 90 เมตร, 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

2.2 มุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 170 - 190 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 20 - 40 เมตร และ 70 - 90 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

2.3 มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร, 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพก

ในระยะ 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 170 - 190 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

2.4 มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะ 170 - 190 เมตร แตกต่างกับมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตร, 70 - 90 เมตร และ 120 - 140 เมตร มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

3. การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวระหว่างความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก กับระยะทางในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล 200 เมตร ซึ่งแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 4 ช่วง คือช่วง 20 - 40 เมตร, 70 - 90 เมตร, 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร พบว่า

3.1 ความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อเท้าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้าระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้าระยะ 20 - 40 เมตร และ 70 - 90 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

3.2 ความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 20 - 40 เมตร, 70 - 90 เมตร และ 120 - 140 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของหัวเข่าในระยะ 20 - 40 เมตร และ 170 - 190 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

3.3 ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะที่แตกต่างกันมีความแตกต่างกัน และเมื่อวิเคราะห์ผลต่างรายคู่ โดยวิธีแอล เอส ดี พบว่า ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 20 - 40 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร, 120 - 140 เมตร และ 170 - 190 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 70 - 90 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร ความเร็วในการเคลื่อนไหวของสะโพกในระยะ 120 - 140 เมตร แตกต่างกับความเร็วในการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในระยะ 170 - 190 เมตร อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05

4. ผลการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF) ใน กับระยะทางในการว่ายน้ำ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร

พบว่า ค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (MNF) ของกล้ามเนื้อ Rectus femoris เท่ากับ 118.42 ± 31.14 เฮิรท์ และค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Gastrocnemius เท่ากับ 166.67 ± 5.77 เฮิรท์

5. การวิเคราะห์การถดถอย (Regression) ของค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของรยางค์ส่วนล่าง กับระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร พบว่า

5.1 ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร มีสมการถดถอย คือ $y = 0.04x + 113.67$ จากรูปที่ 4.3 จะเห็นว่ากราฟมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้น แสดงว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris เพิ่มขึ้นตามระยะทางในการว่ายน้ำที่เพิ่มขึ้น

5.2 ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gastrocnemius ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร มีสมการถดถอย คือ $y = 0.19x + 135.80$ จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่ากราฟมีแนวโน้มลดลง แสดงว่าค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gastrocnemius ลดลงตามระยะทางในการว่ายน้ำที่เพิ่มขึ้น

อภิปรายผลการวิจัย

จากสมมุติฐานของการวิจัยที่ว่าตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์ส่วนล่างในขณะว่ายน้ำ 200 เมตร ทำพรอนท์ครอล มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเปลี่ยนไป ซึ่งผลการวิจัยพบว่า มุมของข้อเท้า (Angle of the ankle) มุมของหัวเข่า (Angle of the knee) มุมของสะโพก (Angle of the hip) มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ (Body's angle of attack) ความเร็วของข้อเท้า (Velocity of the ankle) ความเร็วของหัวเข่า (Velocity of the knee) ความเร็วของสะโพก (Velocity of the hip) ค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Gastrocnemius มีความแตกต่างกันเมื่อระยะทางแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 จึงเป็นไปตามสมมุติฐานการวิจัย

เนื่องจากข้อมูลวิเคราะห์ที่ได้จาก Qualisys motion capture system ได้ออกมาค่อนข้างจะยังไม่สมบูรณ์ ดังนั้นเพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างโมเดลอธิบายการเคลื่อนไหวตัวแปรของรยางค์ส่วนล่างด้วยวิธีการ Least Square เมื่อเทียบกับการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion รูปแบบ Damped Spring ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการอธิบายการเคลื่อนที่ได้ดังนี้ $x(t) = Ae^{-bt} \cos(2\pi t + \theta)$ เมื่อ $x(t)$ คือมุมหรือความเร็วของข้อต่อ A คือค่าคงที่ใดๆ ทั้งนี้ในการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion หมายถึงแอมพลิจูด หรือหมายถึงระยะการกระจัดสูงสุดของคลื่น b คือค่าคงที่ใดๆ เป็นค่า discounted factor ของ Damped Spring t คือลำดับเฟรมหรือเวลา และ θ คือเฟส มุมการเคลื่อนที่ หรือความเร็วการเคลื่อนที่เริ่มต้นจากกราฟ cosine จาก

สมการพยากรณ์สามารถทำนายมุมการเคลื่อนไหวของมุมข้อเท้า ได้ถูกต้องมากกว่า 90% หัวเข่า 80% ในขณะที่สามารถพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของสะโพกได้แม่นยำถึง 87% และความเร็วเฉลี่ยของข้อเท้า หัวเข่า ได้ถูกต้องมากกว่า 70%

ผลการวิจัยทำให้ทราบว่า เมื่อระยะทางในการว่ายน้ำมากขึ้น มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำ มีความแตกต่างกันโดยมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำมีค่าลดลง การที่มุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำเปลี่ยนไปในทางที่มุมลดลงนั้นแสดงให้เห็นว่ามุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำลดลงเพื่อลดแรงต้านของน้ำที่มาปะทะลำตัวจากด้านหน้าในการว่ายน้ำ ดังนั้นมุมที่ลำตัวกระทำต่อผิวน้ำจึงมีความสำคัญกับความสามารถในการว่ายน้ำของนักกีฬา ที่ว่ามุมของลำตัวมีผลต่อประสิทธิภาพในการว่ายน้ำ ซึ่งสอดคล้องกับ สเตตา และเคซาเทก ที่ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างมุมลำตัวที่กระทำต่อผิวน้ำ ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล กับค่าเฉลี่ยของความเร็วในการว่ายน้ำ ที่ว่าเมื่อมุมปะทะลดลงความเร็วในการว่ายน้ำเพิ่มขึ้น (Strzala & Kręzatek, 2010)

ในการวิจัยครั้งนี้แสดงให้เห็นว่ามุมของข้อต่อร่างกายกลางซึ่งคือขา อันได้แก่ มุมของข้อเท้าที่มีมุมในการเคลื่อนไหวแคบที่สุด รองลงมาคือมุมของหัวเข่า และมุมของสะโพกที่มีการเคลื่อนไหวของมุมที่กว้างที่สุด มีความแตกต่างกันเมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเปลี่ยนไป หรือระยะทางแตกต่างกัน และยังมีความสัมพันธ์ที่ว่ามุมของข้อต่อเพิ่มขึ้นเมื่อระยะทางเพิ่มมากขึ้น การเพิ่มความกว้างของมุมอาจเป็นอีกหนึ่งวิธีที่เพิ่มประสิทธิภาพในการว่ายน้ำ ในขณะที่ความเร็วของข้อต่อในแต่ละช่วงในการว่ายน้ำแตกต่างกันด้วย จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลความเร็วของข้อต่อในช่วงที่หนึ่งคือช่วง 20-40 เมตร จะยังไม่แตกต่างจากช่วงที่ 70-90 เมตร และเมื่อสองช่วงแรกเทียบกับช่วงที่สามหรือช่วง 120-140 เมตร ความเร็วของข้อต่อแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด ดังนั้น เริ่มมีการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรในช่วงที่ 120-140 เมตร ซึ่งในช่วงที่ 3 หรือ 120-140 เมตรนี้ความถี่ในการเตะขาที่เพิ่มขึ้นด้วย โดยระยะเวลาในการเตะขาลดลง ความถี่เพิ่มขึ้น สอดคล้องกับ ที่ศึกษาความถี่ในการเตะขาท่าฟรีสไตล์ เมื่อระยะเวลาในการเตะขาเพิ่มขึ้น ความถี่ในการเตะขาจะลดลง (Fulton, Pyne, & Burkett, 2009) การศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรจึงสำคัญต่อการว่ายน้ำตามที่ เจซัส กล่าวไว้ว่าตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ด้านมุมของการเคลื่อนไหวเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาเทคนิคที่จำเป็นในการพัฒนาความสามารถในการเตะขา (de Jesus et al., 2011)

การศึกษากการเคลื่อนไหวของการเตะขาขณะว่ายน้ำในท่าฟรอนท์ครอลของนักกีฬาว่ายน้ำ พบว่าในช่วง propulsive phase (downbeat) หรือช่วงที่นักกีฬาว่ายน้ำเตะขาลงนั้น ใช้ระยะเวลาในการเตะขาลงประมาณ 60 % ของการเตะขาขึ้นลงหนึ่งครั้ง และช่วง recovery phase (upbeat) หรือช่วงเตะขาขึ้นนักกีฬาว่ายน้ำใช้ระยะเวลาอีกประมาณ 40% ที่หรือในการเตะขาขึ้นกลับไปเพื่อที่จะกลับมาเข้าสู่ช่วง propulsive phase (downbeat) อีกครั้ง

หากวิเคราะห์ห้วงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ของข้อเท้า จะพบความสัมพันธ์ของมุมและความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อเท้า โดยในจังหวะ propulsive phase (downbeat) มุมของข้อเท้าจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นพร้อมกับความเร็วของข้อเท้าที่มากในช่วงประมาณ 20% แรกของการเตะขา 1 ครั้ง และความเร็วลดลงหลังจากช่วงประมาณ 20% ของการเตะขา 1 ครั้ง ในขณะที่นักกีฬาเตะขาลง (downbeat) เท้าจะอยู่ในลักษณะของการงอ (plantarflexed) มุมของข้อเท้าก็เพิ่มมากขึ้นไปเรื่อยๆ จนถึง 40% ในขณะที่ความเร็วของข้อเท้าลดลงเรื่อยๆ จนถึง 40% ของวงรอบการเตะขา 1 ครั้ง ในช่วงประมาณ 40-60% เป็นช่วงเข้าสู่ ช่วง recovery phase (upbeat) มุมของข้อเท้าค่อยๆ ลดลง ความเร็วของข้อเท้าจะเพิ่มมากขึ้นในระยะเวลาสั้นๆ และเมื่อเข้าสู่ช่วง recovery phase (upbeat) มุมของข้อเท้าค่อนข้างคงที่ และความเร็วของข้อเท้าลดลง

มุมของหัวเข่าและความเร็วของหัวเข่าของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ดัง พบว่า ในจังหวะ downbeat มุมของหัวเข่าจะค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนค่าของมุมมีค่ามากที่สุด ในขณะที่ความเร็วของหัวเข่าจากมากในตอนเริ่มเตะขาค่อยๆ ลดลงจนถึงประมาณ 60% หรือเข้าสู่ช่วง upbeat หลังจากจบช่วง downbeat เมื่อเริ่มจังหวะ upbeat มุมของหัวเข่าจะค่อยๆ ลดลง และความเร็วของหัวเข่าเพิ่มมากขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อที่จะกลับเข้าสู่ช่วง downbeat จนครบวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง

มุมของสะโพกและความเร็วของสะโพกของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง เนื่องจากสะโพกเป็นข้อต่อที่มีการเคลื่อนไหวน้อยที่สุดของข้อต่อเรียงครึ่งส่วนล่าง ในช่วง downbeat มุมของสะโพกเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ในประมาณช่วง 20% แรกของวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง และค่อยๆ ลดลงจนครบวงรอบของการเตะขา 1 ครั้ง ส่วนความเร็วของสะโพกในช่วง downbeat ค่อนข้างคงที่ขึ้นลงบ้างเล็กน้อย และช่วง upbeat จะสังเกตเห็นว่าความเร็วของสะโพกมีความเร็วที่มากขึ้นเป็นช่วงๆ เป็นเพราะการบิดลำตัวทำให้สะโพกมีความเร็วมากขึ้น ในจังหวะ upbeat

ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris ในระยะที่นักกีฬารวายน้ำ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร พบว่าสมการถดถอย คือ $y = 0.04x + 113.67$ เมื่อแทนค่าในสมการในแต่ละช่วงการรวายน้ำ จะเห็นว่าเมื่อระยะทางในการรวายน้ำเพิ่มมากขึ้น ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus femoris ก็เพิ่มขึ้นด้วยเช่นเดียวกัน ในขณะที่ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gracilis ระยะ 25 50 75 100 125 150 175 และ 200 เมตร พบว่าสมการถดถอย คือ $y = 0.19x + 135.80$ เมื่อแทนค่าในสมการในแต่ละช่วงการรวายน้ำ จะเห็นว่าเมื่อระยะทางในการรวายน้ำเพิ่มมากขึ้น ค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Gracilis กลับลดลงไม่ได้เพิ่มขึ้นเหมือนกล้ามเนื้อ Rectus femoris หากพูดถึงการทำงานในขณะเตะขาของกล้ามเนื้อสองมัดนี้ นั่น แมคคลอด ได้กล่าวไว้ว่าในการเตะขาของการรวายน้ำแบ่งได้เป็นสองช่วง คือ ช่วง propulsive phase หรือช่วงที่เตะขาลง (downbeat) และช่วง recovery phase หรือช่วงที่เตะขาขึ้น (upbeat) ในช่วง propulsive phase คือ จังหวะในการเตะขาลง (downbeat) ที่เริ่มจากการงอของ

สะโพก โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ iliopsoas และ กล้ามเนื้อ rectus femoris ซึ่งทำหน้าที่ในการเหยียดเข่า เป็นช่วงเวลาสั้นๆหลังจากเกิดการงอสะโพก และในช่วง recovery phase จะเริ่มที่บริเวณสะโพก จากการทำงานของกล้ามเนื้อ gluteal muscles และตามมาด้วยการหดตัวอย่างรวดเร็วของกลุ่มกล้ามเนื้อ hamstrings ซึ่งกล้ามเนื้อทั้งสองกลุ่มนี้มีหน้าที่ในการเหยียดสะโพก ตลอดจนการเคลื่อนไหวของการเตะเท่านั้น เข่าจะอยู่ในลักษณะของการงอ (plantarflexed) โดยการทำงานของกล้ามเนื้อ gastrocnemius และ กล้ามเนื้อ soleus ทำให้เกิดแรงผลักที่กระทำกับน้ำในระหว่างช่วงของการเตะขานั่นเอง (McLeod, 2010) ดังนั้นในการเตะขากล้ามเนื้อ rectus femoris จะทำหน้าที่ในการเหยียดเข่า และกล้ามเนื้อ gastrocnemius จะทำหน้าที่ในการเตะเท้า เมื่อนักกีฬาว่ายน้ำในระยะทางที่เพิ่มมากขึ้น กล้ามเนื้อ rectus femoris ทำงานมากขึ้นเนื่องจากมีค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพิ่มมากขึ้น ในขณะที่กล้ามเนื้อ gastrocnemius ทำงานน้อยลง จากค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลง ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ทำการทดลองในอุโมงค์น้ำโดยกำหนดความเร็วในการว่ายน้ำของผู้เข้าทดสอบคงที่ตลอดระยะเวลาในการว่ายน้ำ ดังนั้น เมื่อกล้ามเนื้อ gastrocnemius ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อมัดเล็กทำงานได้น้อยลง เพื่อที่นักกีฬาจะสามารถขับเคลื่อนตัวไปข้างหน้าให้ได้ความเร็วเท่าเดิม กล้ามเนื้อ rectus femoris จึงต้องระดมทำงานมากขึ้น ซึ่งเป็นการกระตุ้นหน่วยยนต์หรือ motor unit ของกล้ามเนื้อ rectus femoris ให้ทำงานมากขึ้น สอดคล้องกับ ไดอิโทรวา กาเบรียล และคาเมน ที่กล่าวว่า การเปลี่ยนแปลงของหน่วยยนต์ (motor unit:MU) รูปแบบของ action potential อัตราการกระตุ้นหน่วยยนต์และการประสานงานของหน่วยยนต์อาจนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของ MNF (Dimitrova & Dimitrov, 2003) และการลดลงของ MNF ส่วนใหญ่เป็นสาเหตุมาจากการลดลงของความเร็วกระแสไฟฟ้าของเส้นใยกล้ามเนื้อ เนื่องจากพื้นที่ในการเกิดการเผาผลาญพลังงานในการทำงานของกล้ามเนื้อเปลี่ยนแปลงไป (Arendt-Nielsen & Mills, 1988) หากพิจารณาการทำงานของกล้ามเนื้อ rectus femoris และ gastrocnemius จากค่าเฉลี่ยความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกล้ามเนื้อจะทำงานที่ 30 เปอร์เซ็นต์แรกของการเตะขา 1 ครั้ง ซึ่งสอดคล้องกับ แมสซูดา ที่ศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนล่างในการเตะขาที่ว่ากล้ามเนื้อ rectus femoris ทำงานใน 30% แรกของการเตะขา 1 ครั้ง (Matsuda et al., 2016)

สรุปจากผลการวิจัยทำให้ทราบว่า การเคลื่อนไหวของขาหรือรอยางค์ส่วนล่างในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล ที่มีระยะทางเพิ่มขึ้น มีผลต่อการเคลื่อนไหวของมุมข้อต่อส่วนล่าง ข้อเท้า เข่า สะโพก ความเร็วของข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก และมีผลต่อค่าเฉลี่ยความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ rectus femoris และ gastrocnemius ดังนั้นการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางจลนศาสตร์สามารถช่วยในการพัฒนาความสามารถในการว่ายน้ำของนักกีฬาว่ายน้ำได้ (Strzala et al., 2012)

ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

1. ควรทำการศึกษาตัวแปรทางด้านสรีรวิทยาเพิ่มเติม เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ แลคเตทในเลือด ฯลฯ
2. ควรทำการศึกษาตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในขณะว่ายน้ำเพิ่มเติม
3. ควรทำการศึกษาในสระว่ายน้ำจริง
4. ควรทำการศึกษาในท่าว่ายน้ำอื่นๆ เช่น ฝิเสื่อ กบ กรรเชียง ฯลฯ





ภาคผนวก ก

หลักเกณฑ์ในการคัดเลือกตัวนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย



หลักเกณฑ์ในการคัดเลือกตัวนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย
29th Southeast Asian Games (SEA Games 2017), Malaysia
18 – 31 สิงหาคม 2560

หลักเกณฑ์การพิจารณา

ช่วงที่ 1 รายการที่ใช้ในการพิจารณา ตั้งแต่วันที่ 1 เมษายน 2559 – 30 พฤศจิกายน 2559

คุณสมบัตินักกีฬา

- 1.1 ต้องเป็นนักกีฬาว่ายน้ำสังกัดสโมสรสมาชิกของสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย หรือได้รับเชิญเข้าร่วมการแข่งขัน
- 1.2 จำนวนนักกีฬาที่เข้าร่วมการแข่งขันต้องไม่เกินจำนวนที่คณะกรรมการโอลิมปิกแห่งประเทศไทยฯ กำหนด
- 1.3 ต้องผ่านเกณฑ์อันดับที่ 1, 2 และ 3 ทั้งประเภทบุคคลและประเภททีม ของการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ ครั้งที่ 28
- 1.4 ถ้าในกรณีที่จะมีการพิจารณาออกเหนือจากระเบียบการเบื้องต้น ในข้อ 1.3 คณะกรรมการฝ่ายเทคนิคสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทยจะดำเนินการพิจารณาโดยใช้เกณฑ์ดังต่อไปนี้
 - 1.4.1 ใช้อันดับที่ 4 ทั้งประเภทบุคคลและประเภททีม ของการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ ครั้งที่ 28
 - 1.4.2 ใช้อันดับที่ 5 ทั้งประเภทบุคคลและประเภททีม ของการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ ครั้งที่ 28
- 1.5 ถ้านักกีฬาเกินกว่าจำนวนที่คณะกรรมการโอลิมปิกแห่งประเทศไทยฯ กำหนด จะใช้ Point Score โดยคิดจากอันดับที่ 3 ของทุกท่าของการแข่งขันซีเกมส์ ครั้งที่ 28

หมายเหตุ ก่อนเริ่มช่วงที่ 2 นักกีฬาที่มีรายชื่อในช่วงที่ 1 จะถูกยกเลิกรายชื่อทั้งหมด

ช่วงที่ 2 รายการที่ใช้ในการพิจารณานักกีฬา ตั้งแต่วันที่ 1 เมษายน 2560 – 27 มิถุนายน 2560

คุณสมบัตินักกีฬา

- 2.1 ต้องเป็นนักกีฬาว่ายน้ำสังกัดสโมสรสมาชิกของสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย หรือได้รับเชิญเข้าร่วมการแข่งขัน
- 2.2 จำนวนนักกีฬาที่เข้าร่วมการแข่งขันต้องไม่เกินจำนวนที่คณะกรรมการโอลิมปิกแห่งประเทศไทยฯ กำหนด
- 2.3 ต้องผ่านเกณฑ์อันดับที่ 1, 2 และ 3 ทั้งประเภทบุคคลและประเภททีม ของการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ ครั้งที่ 28

หลักเกณฑ์พิจารณาเข้าร่วมการแข่งขัน

- ต้องเป็นรายการที่สมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย ส่งเข้าร่วมแข่งขันต่างประเทศ
- นักกีฬาที่ศึกษาอยู่ต่างประเทศสามารถส่งผลการแข่งขันต่างประเทศ
- ต้องเป็นรายการที่สมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย รับรองผลการแข่งขันใน สระว่ายน้ำมาตรฐาน 50 เมตร
- การพิจารณาออกเหนือจากที่กำหนดให้อยู่ในดุลพินิจของคณะกรรมการฝ่ายเทคนิคของสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทยถือเป็นข้อยุติ

หมายเหตุ กรณีมีการเปลี่ยนแปลงวันตามรายการดังกล่าว สมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทยจะแจ้งให้ทราบภายหลัง

ลงชื่อ.....

(นายธนวิชญ์ โถสกุล)

เลขาธิการสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย

ณ วันที่ ๒๘ ธันวาคม พ.ศ. ๒๕๕๙

ภาคผนวก ข

การอบอุ่นร่างกาย

ทำยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบมีการเคลื่อนไหว (dynamic stretching) สำหรับนักกีฬาว่ายน้ำ

ทำยืดเหยียดกล้ามเนื้อแบบมีการเคลื่อนไหว เป็นท่าที่ทำเพื่อเตรียมกล้ามเนื้อกลุ่มต่างๆ หลายกลุ่มร่วมกันสำหรับการเคลื่อนไหวในการเล่นกีฬา ทำให้นักกีฬาสามารถเคลื่อนไหวแขน ขา และร่างกายได้เต็มช่วงการเคลื่อนไหวในการเล่นกีฬา โดยเดินต่อเนื่องแต่ละท่าเป็นระยะทางประมาณ 9 เมตร ซึ่งประกอบด้วย

1. ทำ toe walk



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่ แขนแนบลำตัว
- ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้าพร้อมกับเขย่งเท้า 2 ข้าง วางเท้าลง
- ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้า พร้อมกับเขย่งเท้า 2 ข้าง ทำสลับเท้าต่อเนื่อง รักษาการทรงตัว ตัวไม่เอียง

เอียง

2. ทำ heel walk



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่ แขนแนบลำตัว
- ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้าพร้อมกับกระดกเท้าขึ้นวางเท้าลง
- ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้าพร้อมกับกระดกเท้าขึ้นวางเท้าลง

- ก้าวเท้าสลับต่อเนื่องโดยตัวไม่เอียง รักษาการทรงตัวตลอดการก้าวเดิน

3. ทำ knee to chest walk



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่ แขนแนบลำตัว
- งอขาซ้ายขึ้น มือ 2 ข้างโอบรอบเข่าพร้อมกับดึงเข้าหาหน้าอก และเขย่งปลายเท้าขวา รักษาการทรงตัว ต้นขา ลำตัวและศีรษะอยู่ในแนวเส้นตรง ค้างอยู่ในท่านี้ประมาณ 2 วินาที
- ปล่อยขาลงซ้ายๆ พร้อมกับก้าวไปข้างหน้า แล้วงอขาขวาขึ้น มือ 2 ข้างโอบรอบเข่าพร้อมกับดึงเข้าหาหน้าอก และเขย่งปลายเท้าซ้าย รักษาการทรงตัว ต้นขา ลำตัวและศีรษะอยู่ในแนวเส้นตรง ค้างอยู่ในท่านี้ประมาณ 2 วินาที ทำสลับต่อเนื่องโดยตัวไม่เอียง

4. ทำ knee to shoulder lateral walk (frogger)



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่กางแขน 2 ข้างออกด้านข้าง แขนขนานกับพื้นฝ่ามือเปิดออก ด้านนิ้วหัวแม่มือชี้ขึ้น
- ยกขาขวาเข้าซ้าย พร้อมกับหมุนข้อสะโพกออกด้านนอก โดยที่ยกเข้าขึ้นไปหาแขน
- ปล่อยขาลง ยกขา งอเข้าขวา พร้อมกับหมุนข้อสะโพกออกนอก ทำสลับต่อเนื่องโดยตัวไม่เอียง

5. ทำ one leg walking opposite (ostrich)



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่แขนแนบข้างตัว
- ก้าวขาขวาไปข้างหน้า และชูแขนขวาเหนือศีรษะ พร้อมก้มตัวลง งอเข่าขวาเล็กน้อยเหยียดขาซ้ายไปด้านหลัง และกางแขนซ้ายออกข้างลำตัว 90 องศา พยายามยืนทรงตัวด้วยขาข้างเดียว และจัดแนวขาขนานกับพื้น
- เคลื่อนมือไปแตะปลายเท้าขวาโดยที่แขนเหยียดตรง พยายามยืนทรงตัวด้วยขาข้างเดียว และจัดแนวขาขนานกับพื้นจะรู้สึกตึงที่กล้ามเนื้อสะโพกและกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง
- ตั้งลำตัวขึ้นช้าๆ กลับสู่ท่าเริ่มต้น ก้าวขาซ้ายไปข้างหน้า ทำปฏิบัติเหมือนข้างต้น ทำสลับต่อเนื่องโดยตัวไม่เอียง

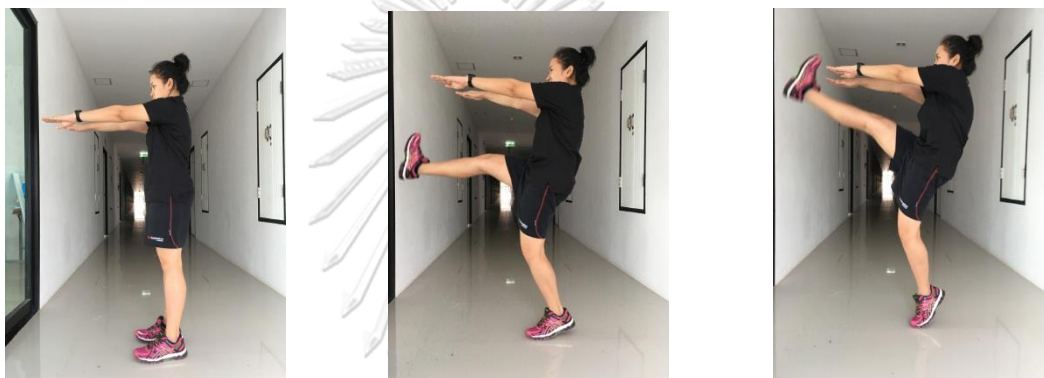
6. ทำ hamstring hand walk (inchworm)



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรงเท้าชิดกันแขนแนบข้างตัว
- ก้มลงแตะพื้นในลักษณะคล้ายรูปตัววี ขาเหยียดตรง ส้นเท้าติดพื้นหรือเปิดส้นเท้าน้อยที่สุด มือแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่ มือแตะพื้นลำตัวตรง
- ก้าวเท้าซ้ายเดินเข้าใกล้มือให้ได้มากที่สุดเท่าที่ทำได้ โดยพยายามไม่งอเข่าของข้อศอก หลังไม่ตรงหรือมีอาการเจ็บ แสดงว่ากล้ามเนื้อไม่สามารถยืดหยุ่นได้ตามมุมการเคลื่อนไหว ให้หยุดการเดิน
- เมื่อก้าวเท้าใกล้มือมากที่สุด ให้เดินมือออกไปข้างหน้ากลับสู่ท่าเริ่มต้น ทำการก้าวเท้า เดินมือสลับกันอย่างต่อเนื่อง

7. ทำ straight leg march



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่เหยียดแขนตรงขนานกับพื้น
- ยกขาซ้ายขึ้นและปลายนิ้วมือโดยเหยียดเข่าตรง ลำตัวตรงไม่ก้มตัวหรือแขนเข้าหาเท้า
- วางเท้าซ้ายลงช้าๆ ยกขาขวาขึ้นทำเช่นเดียวกันกับขาซ้าย เป็นการก้าวสลับขากันอย่างต่อเนื่องพร้อมกับยกขาขวาขึ้นและปลายนิ้วมือ

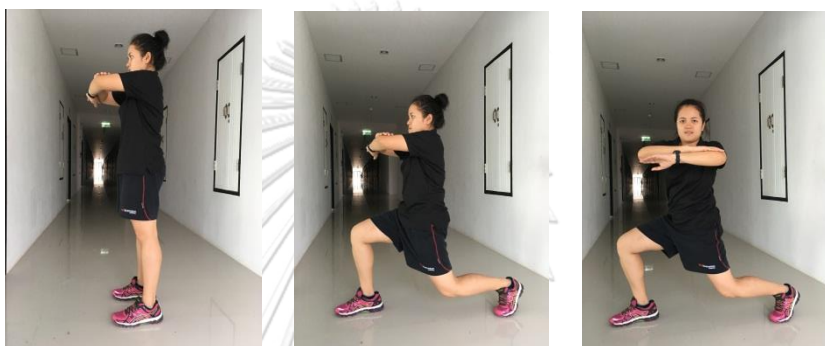
8. ทำ linear walking lunge



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล່เหยียดแขนตรงขนานกับพื้น
- ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้าพร้อมย่อตัวลง ข้อเข่าซ้ายงอ 90 องศา ต้นขาขนานกับพื้น ข้อเท้าและข้อเข่าซ้ายอยู่ในแนวเดียวกัน ขาขวางอเข่าโดยเข่าสูงจากพื้นประมาณ 1-3 นิ้ว ข้อเท้าและข้อสะโพกขวาอยู่ในแนวเดียวกัน
- ยึดตัวขึ้น ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้าทำเช่นเดียวกันกับขาข้างซ้าย เป็นการก้าวขาสลับกันอย่างต่อเนื่องพร้อมกับย่อตัวลง

9. ทำ rotational walking lunge



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล່ ประสานมือหน้าหน้าอกโดยให้ต้นแขนขนานกับพื้น
- ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้าพร้อมย่อตัวลง ข้อเข่าซ้ายงอ 90 องศา ต้นขาขนานกับพื้น ข้อเท้าและข้อเข่าซ้ายอยู่ในแนวเดียวกัน ขาขวางอเข่าโดยเข่าสูงจากพื้นประมาณ 1-3 นิ้ว ข้อเท้าและข้อสะโพกขวาอยู่ในแนวเดียวกัน
- ขณะย่อตัวลงให้บิดลำตัวช้า ๆ ไปทางซ้าย โดยลำตัวตรง
- ยึดตัวขึ้น ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้าทำเช่นเดียวกันกับขาข้างซ้าย เป็นการก้าวขาสลับกันอย่างต่อเนื่องพร้อมกับย่อตัวลง

10. ทำ knee to chest hold into lunge



วิธีการปฏิบัติ

- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่
- งอเข่าซ้ายเข้าหาหน้าอก มือ 2 ข้างโอบรอบขาใต้เข่า ดึงเข้าหาหน้าอกพร้อมกับเขย่งเท้าขวา ตัวตรงเข่าขวาตรง ยืนนิ่งในท่านี้ประมาณ 2 วินาที
- ปล่อยมือ ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้า ย่อตัวลง ข้อเข่าซ้ายงอ 90 องศา ต้นขาขนานกับพื้น ข้อเท้าและข้อเข่าซ้ายอยู่ในแนวเดียวกัน ขาขวางอเข่าโดยเข่าสูงจากพื้น ประมาณ 1-3 นิ้ว ข้อเท้าและข้อสะโพกขวาอยู่ในแนวเดียวกัน
- ยึดตัวขึ้น งอเข่าขวาเข้าหาหน้าอก ทำเช่นเดียวกันกับขาซ้าย เป็นการสลับขาอย่างต่อเนื่อง พร้อมกับงอเข่าเข้าหาหน้าอก

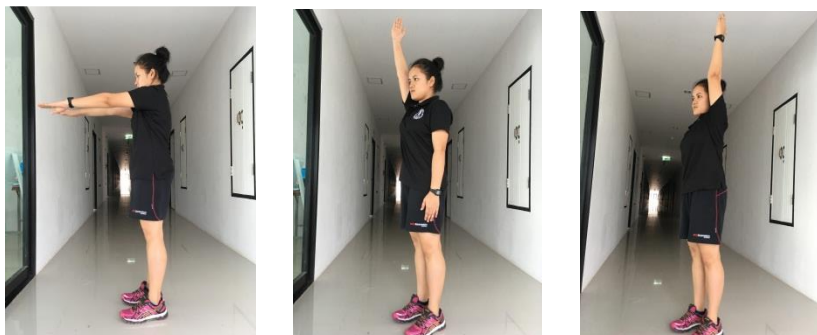
11. ท่า carioca



วิธีการปฏิบัติ

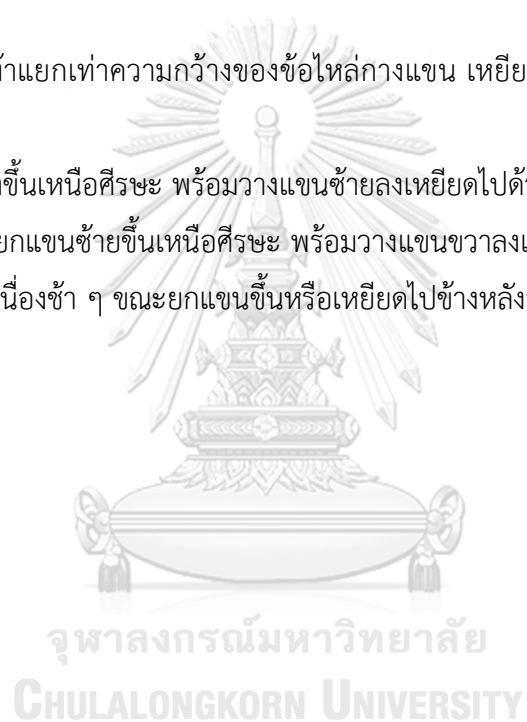
- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่ กางแขนออกด้านข้าง แขนขนานกับพื้น
- ยกขาขวาขึ้น บิดขาเฉียงไปทางซ้าย วางเท้าขวาลงหน้าเท้าซ้าย
- ก้าวเท้าซ้ายออกไปด้านข้าง วางเท้าถัดจากเท้าขวา กลับสู่ท่าเริ่มต้น
- ก้าวเท้าขวาไปด้านหลังเท้าซ้าย แล้วก้าวเท้าซ้ายกางออกไปด้านข้าง วางเท้าถัดจากเท้าขวา กลับสู่ท่าเริ่มต้น
- ก้าวเท้าขวา-ซ้าย สลับต่อเนื่องระยะ 20 เมตร จึงเปลี่ยนทิศทางเคลื่อนที่ด้านข้างไปทางขวา ซึ่งเริ่มต้นด้วยการยกขาซ้ายขึ้น และทำสลับกันอย่างต่อเนื่อง

12. ท่า wipers



วิธีการปฏิบัติ

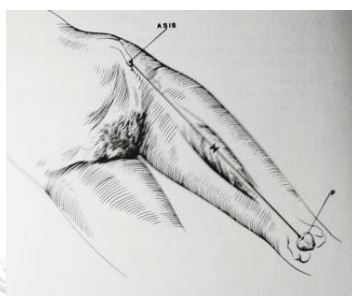
- ยืนตรง เท้าแยกเท่าความกว้างของข้อไหล่กางแขน เหยียดแขนตรงไปข้างหน้าระดับอก มือขนานกับพื้น
- ยกแขนขวาขึ้นเหนือศีรษะ พร้อมวางแขนซ้ายลงเหยียดไปด้านหลัง
- ทำสลับกันยกแขนซ้ายขึ้นเหนือศีรษะ พร้อมวางแขนขวาลงเหยียดไปด้านหลัง
- ทำสลับต่อเนื่องซ้ำ ๆ ขณะยกแขนขึ้นหรือเหยียดไปข้างหลังทำให้สุดมุมการเคลื่อนไหว



ภาคผนวก ค

การติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จุดติดอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ Rectus femoris (Edward et al. 1980)



จุดติดอิเล็กโทรด (X) : ติดอิเล็กโทรดบริเวณด้านหน้าของต้นขาที่วัดจากกึ่งกลางระหว่าง superior border of the patella (P) และ anterior superior iliac spine (ASIS)

การทดสอบ : ให้ผู้เข้าทดสอบอยู่ในท่าอสะโพกพร้อมกับเหยียดเข่า

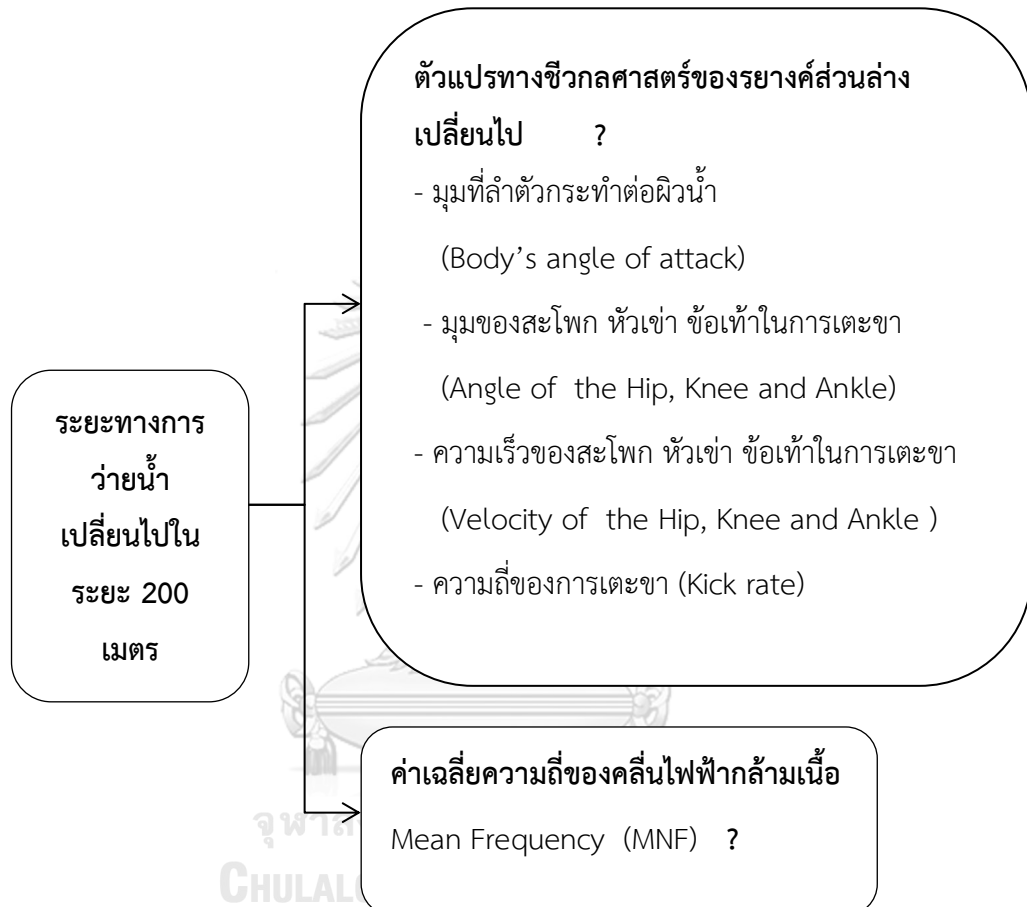
จุดติดอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ Gastrocnemius: Lateral Head (Edward et al. 1980)



จุดติดอิเล็กโทรด (X): ติดอิเล็กโทรดบริเวณกึ่งกลางของน่องที่วัดจาก popliteal crease ลงมาประมาณหนึ่งฝ่ามือ

การทดสอบ : ให้ผู้เข้าทดสอบอยู่ในท่าเหยียดปลายเท้าพร้อมกับเหยียดเข่า

ภาคผนวก ง
กรอบแนวคิดในงานวิจัย



ภาคผนวก จ
แบบฟอร์มการเก็บข้อมูล

ประวัตินักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย

ชื่อ นาย/นาง/นางสาว..... นามสกุล

เกิดเมื่อวันที่..... เดือน..... พ.ศ. อายุ.....ปี เชื้อชาติ..... ศาสนา.....

ที่อยู่ที่สามารถติดต่อได้

.....
.....

เบอร์โทรศัพท์มือถือ.....

กำลังศึกษาอยู่ระดับ..... คณะ..... สาขาวิชา.....

ชื่อสถาบันการศึกษา.....

เป็นนักกีฬาสังกัดสโมสรกีฬา.....

เคยเข้าร่วมการแข่งขันในนามทีมชาติไทยรายการดังต่อไปนี้

ลำดับ	ปี พ.ศ.	การแข่งขัน	รายการ	ผลการแข่งขัน อันดับที่	สถิติเวลา
ตัวอย่าง	2560	ซีเกมส์ครั้งที่ ประเทศ ณ 29 มาเลเซีย	เดี่ยว ฟรีสไตล์ เมตร 200	3	นาที 2.01
1.					
2.					
3.					


แบบฟอร์มบันทึกผลการจับเวลาเพื่อหาความเร็ว

ณ สระว่ายน้ำ 50 เมตร ชั้น M ศูนย์กีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ชื่อนักกีฬา	ลำดับ คู่	ท่าที่ใช้ว่ายน้ำ	ช่วงเวลา		ความเร็ว ณ ช่วงเวลา	ความเร็ว เฉลี่ย
.1			ช่วง 35-15m.			
			ช่วง 85-65m.			
			ช่วง 135-115m.			
			ช่วง 185-165m.			
.2			ช่วง 35-15m.			
			ช่วง 85-65m.			
			ช่วง 135-115m.			
			ช่วง 185-165m.			
.3			ช่วง 35-15m.			
			ช่วง 85-65m.			
			ช่วง 135-115m.			
			ช่วง 185-165m.			
.4			ช่วง 35-15m.			
			ช่วง 85-65m.			
			ช่วง 135-115m.			
			ช่วง 185-165m.			
.5			ช่วง 35-15m.			
			ช่วง 85-65m.			
			ช่วง 135-115m.			
			ช่วง 185-165m.			

ภาคผนวก ฉ

ใบรับรองโครงการวิจัยจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน



บันทึกข้อความ

ส่วนงาน คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสถาบัน ชุดที่ 1 โทร.0-2218 3202
ที่ จว ๑08/2560 วันที่ 12 ตุลาคม 2560
เรื่อง แจ้งผลผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย

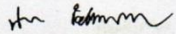
เรียน คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา

สิ่งที่ส่งมาด้วย เอกสารแจ้งผ่านการรับรองผลการพิจารณา

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

โครงการวิจัยที่ 150.2/60 เรื่อง ผลของความเหนื่อยล้าต่อการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในนักกีฬาว่ายน้ำ (EFFECTS OF FATIGUE ON CHANGES OF BIOMECHANICAL VARIABLES IN SWIMMERS) ของ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยวัฒน์ หล่อศิริรัตน์

จึงเรียนมาเพื่อโปรดทราบ


(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันท์ ชัยชนะวงศาโรจน์)
กรรมการและเลขานุการ
คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน
กลุ่มสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ข

การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดย MATLAB

1. Load EMG raw file จาก Excel Format ให้เข้ามาใน MATLAB

```
[EMGsignal, text, raw] = xlsread('C:\Users\Ton\Documents\MATLAB\emg final\tang
emg cut aton new.xlsx','total','A3:E351487');
```

2. สร้าง Matrix ในการคำนวณ ดังต่อไปนี้

```
Times=EMGsignal(:,1)-EMGsignal(1,1); สร้างเมตริกซ์เวลา
```

```
rectEMG=zeros(length(Times),4); สร้างเมตริกซ์สำหรับ Rectified EMG
```

```
filterEMG=zeros(length(Times),4); สร้างเมตริกซ์สำหรับ Filtered EMG
```

3. หา filter EMG

```
[b,a]=butter(3,[10,500]/1000); %bandpass ค้นหา butterworth filter 6th order for
i=1:4
```

```
filterEMG(:,i)=filtfilt(b,a,EMGsignal(:,i+1)); หา filtered EMG
```

```
end
```

4. หา Rectified EMG

```
for i=1:4
```

```
rectEMG(:,i)=abs(detrend(filterEMG(:,i+1)));
```

```
end
```

5. ค้นหา Moving Average

```
moveEMG=movmean(filterEMG,100);
```

บรรณานุกรม

- Abbiss, C. R., & Laursen, P. B. (2005). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Medicine*, 35(10), 865-898.
- Alberty, M., Potdevin, F., Dekerle, J., Pelayo, P., Gorce, P., & Sidney, M. (2008). Changes in swimming technique during time to exhaustion at freely chosen and controlled stroke rates. *Journal of sports sciences*, 26(11), 1191-1200.
- Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(1-2), 20-25.
- Ajouannet, Y. A., Bonifazi, M., Hintzy, F., Vuillerme, N., & Rouard, A. H. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 31(2), 150-158.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*: Williams & Wilkins.
- Billat, V., Faina, M., Sardella, F., Marini, C., Fanton, F., Lupo, S., . . . Dalmonte, A. (1996). A comparison of time to exhaustion at [vdot] O₂; max in elite cyclists, kayak paddlers, swimmers and runners. *Ergonomics*, 39(2), 267-277.
- Bonifazi, M., Martelli, G., Marugo, L., Sardella, F., & Carli, G. (1993). Blood lactate accumulation in top level swimmers following competition. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 33(1), 13-18.
- Callaway, A. J. (2015). Measuring Kinematic Variables in Front Crawl Swimming Using Accelerometers: A Validation Study. *Sensors*, 15(5), 11363-11386.
- Chengalur, S., & Brown, P. (1992). An analysis of male and female Olympic swimmers in the 200-meter events. *Canadian journal of sport sciences= Journal canadien des sciences du sport*, 17(2), 104-109.
- Chollet, D., Chalies, S., & Chatard, J. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21(01), 54-59.

- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of sports sciences*, 11(5), 379-448.
- Day, S. J. (1997). *The properties of electromyogram and force in experimental and computer simulations of isometric muscle contraction: data from an acute cat preparation*: University of Calgary.
- de Jesus, K., de Jesus, K., Figueiredo, P., Gonçalves, P., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011). *LOWER LIMBS JOINTS MOTION DURING SUBMAXIMAL 100-M BUTTERFLY*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Dekerle, J., Nesi, X., Lefevre, T., Depretz, S., Sidney, M., Marchand, F. H., & Pelayo, P. (2005). Stroking parameters in front crawl swimming and maximal lactate steady state speed. *International Journal of Sports Medicine*, 26(01), 53-58.
- Deschodt, V., Arsac, L., & Rouard, A. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(3), 192-199.
- Deschodt, V. J., & Arsac, L. M. (2004). Morning vs. evening maximal cycle power and technical swimming ability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(1), 149-154.
- Dimitrova, N., & Dimitrov, G. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13-36.
- Duchêne, J., & Goubel, F. (1993). Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Critical reviews in biomedical engineering*, 21, 313-313.
- Fernandes, R. J., Billat, V., Cruz, A., & Colaço, P. (2006). Does net energy cost of swimming affect time to exhaustion at the individual's maximal oxygen consumption velocity? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(3), 373.
- Figueiredo, P., Rouard, A., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2013). Upper-and lower-limb muscular fatigue during the 200-m front crawl. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 38(7), 716-724.
- Freriks, B., & Hermens, H. (2000). *European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project*: Roessingh Research and

Development.

- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2009). Quantifying freestyle kick-count and kick-rate patterns in Paralympic swimming. *Journal of sports sciences*, 27(13), 1455-1461.
- Gatta, G., Cortesi, M., & Di Michele, R. (2012). Power production of the lower limbs in flutter-kick swimming. *Sports Biomechanics*, 11(4), 480-491.
- Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., & Djupsjöbacka, M. (1999). Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram *Modern techniques in neuroscience research* (pp. 705-755): Springer.
- Li, X., Yang, H., Yu, W., Xu, X., & Chen, S. (2007). *COMPARISON OF SOME BIOMECHANICS PARAMETERS OF BREASTSTROKE SWIMMERS IN FLUME AND SWIMMING POOL*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Lindstrom, L. H., & Magnusson, R. I. (1977). Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. *Proceedings of the IEEE*, 65(5), 653-662.
- Maglischo, C., Maglischo, E., Higgins, J., Hinricks, R., Luedtke, D., Schleihauf, R., & Thayer, A. (1986). A biomechanical analysis of the 1984 US Olympic swimming team: The distance freestylers. *Journal of Swimming Research*, 2(3), 12-16.
- Martens, J., Figueiredo, P., & Daly, D. (2015). Electromyography in the four competitive swimming strokes: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 273-291.
- Mathiassen, S. (1997). *A checklist for normalisation of surface EMG amplitude*. Paper presented at the Proceedings of the Second General SENIAM Workshop.
- Matsuda, Y., Hirano, M., Yamada, Y., Ikuta, Y., Nomura, T., Tanaka, H., & Oda, S. (2016). Lower muscle co-contraction in flutter kicking for competitive swimmers. *Human movement science*, 45, 40-52.
- McLeod, I. (2010). *Swimming anatomy*: Human Kinetics Champaign, IL.
- Rouard, A., Billat, R., Deschodt, V., & Clarys, J. (1997). Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Archives of physiology and biochemistry*, 105(7), 655-662.
- Ruiz-Teba, A., Arellano, R., & López-Contreras, G. (2016). *TECHNICAL AND PHYSIOLOGICAL RESPONSES OF SWIMMING CRAWLSTROKE USING HAND*

PADDLES, FINS AND SNORKEL IN SWIMMING FLUME: A PILOT STUDY. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.

- Seifert, L., Boulesteix, L., Carter, M., & Chollet, D. (2005). The spatial-temporal and coordinative structures in elite male 100-m front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 26(04), 286-293.
- Seifert, L., Chollet, D., & Chatard, J. C. (2007). Kinematic changes during a 100-m front crawl: effects of performance level and gender. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(10), 1784.
- SORTWELL, A. D. (2011). Relationship between Stroking Parameters and Leg Movement Quantity in 100 Metre Front Crawl. *International journal of exercise science*, 4(1), 22.
- Stim, I., Jarm, T., Kapus, V., & Strojnik, V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *European Journal of Applied Physiology*, 111(1), 101-113.
- Strzala, M., & Krezalek, P. (2010). The body angle of attack in front crawl performance in young swimmers. *Human Movement*, 11(1), 23-28.
- Strzala, M., Krezalek, P., Kaca, M., Gtab, G., Ostrowski, A., Stanula, A., & Tyka, A. (2012). Swimming speed of the breaststroke kick. *Journal of human kinetics*, 35(1), 133-139.
- Tella, V., Toca-Herrera, J., Gallach, J., Benavent, J., González, L., & Arellano, R. (2008). Effect of fatigue on the intra-cycle acceleration in front crawl swimming: A time-frequency analysis. *Journal of biomechanics*, 41(1), 86-92.
- Toussaint, H. M., Carol, A., Kranenborg, H., & Truijens, M. J. (2006). Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms-only 100-m front-crawl race. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(9), 1635.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาวสุธาศินี ทองศิริ
วัน เดือน ปี เกิด	2 มิถุนายน 2535
สถานที่เกิด	จังหวัดร้อยเอ็ด
วุฒิการศึกษา	สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษา โรงเรียนโพนทองพัฒนาวทยา จ.ร้อยเอ็ด ในปีการศึกษา 2553 สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต วิทยาศาสตรการกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2557
ที่อยู่ปัจจุบัน	บ้านเลขที่ 356 บ้านโนนสวรรค์ หมู่ที่ 3 ตำบลแวง อำเภอพูนทอง จังหวัด ร้อยเอ็ด รหัสไปรษณีย์ 45110



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY