

การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอลในรายงค์  
ส่วนบนของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า  
คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2561  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHANGE IN BIOMECHANICAL VARIABLE OF 200 METRES FRONT CRAWL ON UPPER 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 ท่าฟรอนท์ ครอลในรายบุคคลส่วนบนของ นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย
โดย	น.ส.อัครยา ศीलสังวรณ
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์

---

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

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

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

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

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

อัศรยา ศीलสังวรณ : การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอลในรยางค์ส่วนบนของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย. ( CHANGE IN BIOMECHANICAL VARIABLE OF 200 METRES FRONT CRAWL ON UPPER LIMB IN THAI NATIONAL SWIMMERS.) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์

วัตถุประสงค์ เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของนักกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอลที่ระยะต่างๆในระยะทาง 200 เมตร

วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่างเป็นนักกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอลทีมชาติไทย เพศชายที่เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 จำนวน 7 คน ผู้วิจัยทำการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ โดยใช้ชุดกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวบนบกและใต้น้ำรวม 16 ตัวโดยเก็บข้อมูลในอุโมงค์น้ำ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กลุ่มตัวอย่างทุกคนใส่ชุดว่ายน้ำติดมาร์คเกอร์ และว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอลระยะ 200 เมตร ในความเร็วที่ 75%ของความเร็วเฉลี่ยที่ว่ายน้ำในสระว่ายน้ำ มุมและความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อของรยางค์ส่วนบนถูกนำมาวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างที่ระยะต่างๆ 5 ช่วง คือ 15-35 เมตร 65-85 เมตร 115-135 เมตร 65-85 เมตรและ 196-200 เมตร ด้วยการทดสอบทางสถิติวิธี One-way ANOVA ที่ระดับ .05

ผลการวิจัย ค่าเฉลี่ยของมุมข้อต่อและความเร็วของข้อต่อแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบทั้งระยะ 5 ช่วง ผู้วิจัยจำลองวิถีมุมของข้อต่อและความเร็วของข้อต่อด้วยสมการพหุคูณจากสมการการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion ซึ่งสามารถพยากรณ์ค่าเฉลี่ยของการเคลื่อนที่ได้ถูกต้องมากกว่า 80% จากสมการพหุคูณแสดงให้เห็นว่าเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ให้ครบรอบเปลี่ยนไปเมื่อระยะว่ายน้ำเปลี่ยนแปลงไป

สรุปผลการวิจัย การว่ายน้ำที่ระยะทางต่างๆส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของมุมและความเร็วของข้อต่อช่วงบน การเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของแต่ละข้อต่อเทียบกับระยะว่ายน้ำที่เพิ่มขึ้นพบว่ารูปแบบการเคลื่อนที่ของข้อต่อเหมือนเดิมแต่เวลาในการเคลื่อนที่ของข้อต่อจะแตกต่างกันไป จากการวิเคราะห์ด้วยสมการพหุคูณแบบ Simple Harmonic Motion พบว่าเมื่อระยะทางว่ายน้ำเพิ่มขึ้น เวลาการเคลื่อนที่ของข้อต่อในแต่ละสโตรกมากขึ้น แสดงว่ากลุ่มตัวอย่างมีความล้าที่เพิ่มขึ้น

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา

ลายมือชื่อนิสิต .....

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

# # 5878338239 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORD: Swimming, Front crawl, Biomechanical variable, Upper limb

Akkaraya Silsungvorn : CHANGE IN BIOMECHANICAL VARIABLE OF 200 METRES FRONT CRAWL ON UPPER LIMB IN THAI NATIONAL SWIMMERS.. Advisor: Asst. Prof. Chaipat Lawsirirat, Ph.D.

The purpose of the research was to compare the changes in biomechanical upper extremities variables of 200-meter front crawl swimming in Thai nation swimmers.

Seven male front crawl Thai Nation swimmers who participated in the 29<sup>th</sup> Sea Game in Malaysia were recruited by purposive sampling. Biomechanical variables were analyzed using 16 hi-cameras installed on land and in water in the swimming flume at Faculty of Sports Science, Chulalongkorn University. All participants wore a marker-embedded swimming suit to swim in a time-equivalent duration at 75% of front crawl speed measured in a swimming pool. Joint angles and velocities were measured in 5 distances, which were 15-35 m., 65-85 m., 115-135 m., 165-185 m., and 196-200 m. The joint angles and velocities were tested with a One-way ANOVA at .05 level of significance.

The results showed that the average joint angles and joint velocities were statistically significant different among 5 distances. The trajectories of joint angles and joint velocities were modelled using a Simple Harmonic Equation. The predicted trajectories of joint angles and velocities were 80% accurate. The equation showed that the different distances resulted in different cycle times of joint angles and velocities.

In conclusion, swimming in different laps resulted in different average joint angles and velocities of the upper limb. The movement pattern of upper limb joints was similar among different laps, but the duration to complete one cycle of each joint increased as the swimming distance increased.

Field of Study: Sports Science

Student's Signature .....

Academic Year: 2018

Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี จากความกรุณาของผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ผู้ที่คอยให้คำแนะนำและชี้ทางให้แก่ผู้วิจัย ตลอดจนอาจารย์ ดร. เบญจพล เบญจพลากร และอาจารย์ ดร. นงนภัส เจริญพานิช ประธานและกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ที่คอยอธิบายและไขข้อสงสัยในบางประเด็นให้กระจ่างและชัดเจน ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรเทพ ราชนาวี กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย ที่ได้แนะนำและตรวจสอบ แก้ไขข้อบกพร่องต่างๆในการทำวิทยานิพนธ์ จนทำให้วิทยานิพนธ์มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านไว้ ณ โอกาสนี้ด้วย

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติที่สนับสนุนทุนวิจัย คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับการให้การสนับสนุนด้านเครื่องมือ อุปกรณ์การวิจัยขอขอบคุณผู้ช่วยวิจัยทุกคนและกลุ่มตัวอย่างทุกคนที่ให้ความร่วมมือในการเก็บข้อมูลและช่วยกันทำงานด้วยดี จนทำให้งานวิจัยเรื่องนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ และคุณแม่ที่อบรมสั่งสอน ให้โอกาสในการศึกษาและเป็นกำลังใจแก่ลูกมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณทุกท่านที่ได้ช่วยเหลือการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยทราบซึ่งในความกรุณาของทุกท่านที่กล่าวมาแล้ว และที่มีได้กล่าวในที่นี้ จึงขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้ด้วย

อัครยา ศीलสังวรณ

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ง
กิตติกรรมประกาศ .....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูปภาพ .....	ญ
บทที่ 1.....	1
บทนำ .....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
คำถามการวิจัย .....	4
สมมติฐานการวิจัย .....	4
ขอบเขตการวิจัย .....	4
คำจำกัดความการวิจัย .....	5
บทที่ 2.....	7
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
บทที่ 3.....	39
วิธีดำเนินการวิจัย .....	39
ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง .....	39
ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล.....	40
แนวทางดำเนินการวิจัย .....	40
ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย.....	40



การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	42
บทที่ 4.....	49
ผลการวิจัย .....	49
ผลการวิจัยในการศึกษาที่ 1.....	50
ผลการวิจัยในการศึกษาที่ 2.....	83
บทที่ 5.....	87
สรุปและอภิปรายผลการวิจัย.....	87
สรุปผลการวิจัย.....	87
อภิปรายผลการวิจัย.....	90
อุปสรรคและปัญหาที่พบในงานวิจัย.....	94
ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยครั้งต่อไป .....	95
ภาคผนวก.....	96
ภาคผนวก ก เอกสารผ่านการรับรองผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน .....	96
ภาคผนวก ข หลักเกณฑ์ในการคัดเลือกตัวนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย.....	97
ภาคผนวก ค การอบอุ่นร่างกาย .....	98
ภาคผนวก ง การติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	100
ภาคผนวก จ แบบฟอร์มการเก็บข้อมูล.....	103
ภาคผนวก ฉ การวิเคราะห์ผลหาค่าเฉลี่ยความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดย MATLAB .....	107
บรรณานุกรม.....	108
ประวัติผู้เขียน.....	114



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงสัดส่วนของการใช้พลังงานหลักตามระยะการแข่งขันว่ายน้ำ.....	12
ตารางที่ 2 แสดงลักษณะของแต่ละโซนพลังงาน (Characteristics of energy zones).....	13
ตารางที่ 3 ตารางแสดงการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในนักกีฬาว่ายน้ำของ รยางค์บน .....	32
ตารางที่ 4 แสดงกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวัดไขมันใต้ผิวหนัง .....	42
ตารางที่ 5 ข้อมูลการเก็บข้อมูลของข้อต่อและองศาอิสระในการเคลื่อนไหว.....	46
ตารางที่ 6 ข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง.....	49
ตารางที่ 7 แสดงมุมของข้อต่อต่างๆ (องศา) ในร่างกายส่วนบนของการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล ณ ระยะ ที่แตกต่างกัน.....	50
ตารางที่ 8 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Two-way ANOVA ระหว่างข้อต่อและระยะทาง.....	51
ตารางที่ 9 การทดสอบความแตกต่างของมุมในข้อต่อต่างๆในการว่ายน้ำ ณ ระยะทางที่ต่างกัน ...	52
ตารางที่ 10 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของหัวไหล่... 53	53
ตารางที่ 11 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่.....	54
ตารางที่ 12 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของข้อศอก ...	55
ตารางที่ 13 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก.....	56
ตารางที่ 14 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของข้อมือ .....	57
ตารางที่ 15 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ.....	58
ตารางที่ 16 แสดงความเร็วของข้อต่อต่างๆ (มม.ต่อวินาที) ในร่างกายส่วนบนของการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล ณ ระยะที่แตกต่างกัน .....	59
ตารางที่ 17 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Two-way ANOVA ของความเร็วระหว่างตัวแปรข้อต่อและ ระยะทาง.....	60

ตารางที่ 18 การทดสอบความแตกต่างของความเร็วในข้อต่อต่างๆในการว่ายน้ำ ณ ระยะทางที่  
แตกต่างกัน ..... 61

ตารางที่ 19 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็ว ณ ระยะต่างๆของหัวไหล่ ..... 62

ตารางที่ 20 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของหัวไหล่ ..... 63

ตารางที่ 21 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็ว ณ ระยะต่างๆของข้อศอก..... 64

ตารางที่ 22 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของข้อศอก ..... 65

ตารางที่ 23 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็วเฉลี่ย ณ ระยะต่างๆของข้อมือ..... 66

ตารางที่ 24 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของข้อมือ..... 67

ตารางที่ 25 แสดงพารามิเตอร์ของการประมาณค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อในระยะทางต่างๆ 73

ตารางที่ 26 แสดงพารามิเตอร์ของสมการพยากรณ์ความเร็วของข้อต่อ ณ เวลาต่างๆ ..... 78

ตารางที่ 27 แสดงค่าเฉลี่ยของความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Mean frequency; Hz) ในกล้ามเนื้อ  
Pectoralis major และ Triceps brachii ณ ระยะที่แตกต่างกัน ..... 83

ตารางที่ 28 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Regression ระหว่าง Mean frequency ของกล้ามเนื้อ Pectoralis  
major และระยะทาง ..... 83

ตารางที่ 29 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Regression ระหว่าง MNF ของกล้ามเนื้อ Triceps brachii และ  
ระยะทาง..... 84

## สารบัญรูปร่างภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 แสดงลำดับความสำคัญของกล้ามเนื้อที่ใช้ (McLeod, 2010) .....	8
รูปที่ 2 แสดงกล้ามเนื้อที่ใช้ในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (McLeod, 2010) .....	10
รูปที่ 3 แสดงสถิติการแข่งขันว่ายน้ำระดับโลก .....	14
รูปที่ 4 แสดงคลื่นไฟฟ้า SEMG ทั่วไป .....	24
รูปที่ 5 รูปภาพอธิบายส่วนประกอบต่างๆของมาร์กเกอร์ .....	35
รูปที่ 6 รูปภาพการกำหนดระบบอ้างอิงในส่วนของลำตัว แขน และแขนท่อนล่าง (Trunk, arm และ forearm) พร้อมกับจุดศาสตร์การเคลื่อนไหว 3 มิติของข้อต่อของไหล่และข้อศอก (Ceccon et al., 2013).....	35
รูปที่ 7 รูปภาพที่ด้านซ้าย เป็นตำแหน่งของ IMMUs บนส่วนต่างๆของร่างกาย.....	36
รูปที่ 8 แสดงจุดวัดความเร็วในการว่ายน้ำในสระว่ายน้ำ 50 เมตร.....	43
รูปที่ 9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ณ ระยะว่ายน้ำต่างๆ ...	59
รูปที่ 10 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของความเร็วของข้อต่อ ณ ระยะว่ายน้ำต่างๆ.....	68
รูปที่ 11 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ ณ เวลาต่างๆของระยะการว่ายน้ำที่แตกต่างกัน .....	69
รูปที่ 12 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่.....	70
รูปที่ 13 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก ณ เวลาต่างๆ .....	70
รูปที่ 14 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก.....	71
รูปที่ 15 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ ณ เวลาต่างๆ .....	71
รูปที่ 16 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ .....	72

รูปที่ 17 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของหัวไหล่ ณ เวลาต่างๆ .....	74
รูปที่ 18 แสดงการเปรียบเทียบ โมเดลของความเร็วกับความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่ .....	75
รูปที่ 19 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อศอก ณ เวลาต่างๆ .....	75
รูปที่ 20 แสดงการเปรียบเทียบ โมเดลของความเร็วกับความเร็วเฉลี่ยของข้อศอก.....	76
รูปที่ 21 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อมือ ณ เวลาต่างๆ.....	76
รูปที่ 22 แสดงการเปรียบเทียบ โมเดลความเร็วกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ .....	77
รูปที่ 23 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่กับวงจรการดึงแขน 1 สโตรค .....	79
รูปที่ 24 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วและวงจรการดึงแขน 1 สโตรค.....	79
รูปที่ 25 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของข้อศอกกับวงจรการดึงแขน 1 สโตรค.....	81
รูปที่ 26 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของข้อศอกกับวงจรการดึงแขน 1 สโตรค.....	81
รูปที่ 27 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของข้อมือกับวงจรการดึงแขน 1 สโตรค .....	82
รูปที่ 28 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของข้อมือกับวงจรการดึงแขน 1 สโตรค.....	82
รูปที่ 29 แสดงการเปรียบเทียบค่า Mean frequency จากสมการการถอดออกกับ .....	84
รูปที่ 30 แสดงการเปรียบเทียบค่า Mean frequency จากสมการการถอดออกกับค่าเฉลี่ยของ Mean frequency ของกล้ามเนื้อ Triceps brachii.....	85
รูปที่ 31 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Raw EMG) ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii.....	85
รูปที่ 32 แสดงการใส่ Filtered ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii .....	86
รูปที่ 33 แสดง root mean square ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) แบบ Raw และ Filtered ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii .....	86

## บทที่ 1

### บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กีฬาว่ายน้ำเป็นกีฬาที่มีความสัมพันธ์กับความเร็วจึงการเกิดความเร็วในการว่ายน้ำขึ้นอยู่กับ 1. ความสามารถในการผลิตกำลังเชิงกลที่ทำให้เกิดแรงขับเคลื่อนสูง 2. ความสามารถในการลดแรงต้าน 3. การรักษากำลังให้สูญเสียน้อยที่สุดในการผลักดันน้ำ (H. Toussaint & Truijens, 2005) ดังนั้นความสามารถที่จะว่ายน้ำให้ได้ความเร็วสูงที่สุดจะขึ้นอยู่กับโครงสร้างสโตรคแขนบริเวณใต้น้ำที่เหมาะสม ซึ่งจะถูกกำหนดจากความสามารถทางเทคนิคหรือท่าทางการว่ายน้ำ โดยกลไกการสร้างกำลังหรือแรงผลักดันจะถูกสร้างขึ้นจากตัวนักกีฬาเอง (V. J. Deschodt & Arzac, 2004) ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ผลผลิตของแรงในช่วงการขับเคลื่อน (Propulsive phase) จะเป็นตัวเอาชนะความต้านทานน้ำแล้วทำให้เกิดความเร็ว โดยจะถูกสร้างขึ้นจากการเคลื่อนไหวของสโตรคของแขนเป็นหลัก (P Figueiredo, Sanders, Vilas-Boas, & Fernandes, 2013) การกระทำของรยางค์บนทั้งหมดในช่วงการขับเคลื่อน (Propulsive phase) ของการท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) จะเกิดขึ้นประมาณ 85% (V. Deschodt, Arzac, & Rouard, 1999) โดยวงจรของสโตรคของแขนในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) จะแสดงการกระทำส่วนใหญ่ในช่วงใต้น้ำ (51% ของการเคลื่อนไหวของแขนทั้งหมด) คือช่วงของจังหวะการผลักและการดึง (จังหวะผลัก 21%, จังหวะดึง 30%) (Callaway, 2015) แต่อย่างไรก็ตามสิ่งที่เกิดขึ้นในช่วงการขับเคลื่อน (Propulsive phase) ในการว่ายน้ำ ยังไม่เป็นที่เข้าใจอย่างชัดเจน (Sanders, 1999; H. M. Toussaint, Carol, Kranenborg, & Truijens, 2006) โดยงานวิจัยที่ศึกษาลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อต่อในแต่ละช่วงของสโตรคแขนซึ่งเป็นลักษณะในการกำเนิดแรงและความเร็วยังมีอยู่น้อย ส่วนมากจะมีการศึกษาในเรื่องความสัมพันธ์ทางจลศาสตร์ของมือกับแรงในการขับเคลื่อน ซึ่งสังเกตได้จากรูปแบบที่แตกต่างกันของการคำนวณแรงมือ (Berger, 1999; Gourgoulis et al., 2010; Sanders, 1999; H. M. Toussaint, Van den Berg, & Beek, 2002) ดังนั้นความเร็วในการว่ายน้ำสามารถอธิบายได้จากลักษณะของข้อมือ และท่าทางการกวาดน้ำของแขน และความเร็วของมือยังเป็นปัจจัยหลักที่สามารถใช้คาดการณ์ความเร็วในการว่ายน้ำได้ กล่าวคือการลดลงของความเร็วมือส่งผลต่อการลดลงของความเร็วในนักกีฬาว่ายน้ำด้วย (H. Toussaint & Truijens, 2005)

ในการแข่งขันกีฬาว่ายน้ำมีการศึกษาและวิเคราะห์ความแตกต่างทั้งในค่าพารามิเตอร์ของ จลศาสตร์และสรีรวิทยา พบว่าการว่ายน้ำด้วยกำลังสูงสุดระหว่างระยะ 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระบบพลังงานส่วนใหญ่จะเป็นการเผาผลาญพลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจน (Anaerobic metabolism) (Pedro Figueiredo, Zamparo, Sousa, Vilas-Boas, & Fernandes, 2011) ซึ่งทำให้เกิดความเข้มข้นของแลคเตทในเลือดสูง (Capelli, Pendergast, & Termin, 1998; Vescovi, Falenchuk, & Wells, 2011) และมีผลกระทบต่อการศึกษาการเกิดขึ้นของความเมื่อยล้า (Allen, Lamb, & Westerblad, 2008) ซึ่งความเมื่อยล้าทำให้เกิด 1. ไม่สามารถคงสภาพแรง หรือรักษาแรงให้อยู่ใน ระดับที่ต้องการได้ ซึ่งเป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงของการทำงานของระบบกล้ามเนื้อ (Dimitrova & Dimitrov, 2003) 2. กล้ามเนื้อโครงร่างไม่สามารถสร้างความแข็งแรงในระดับที่สูงขึ้นได้ หรือไม่สามารถรักษาระดับความแข็งแรงที่กระทำอยู่ให้อยู่ในระดับเดิมได้เมื่อเวลาผ่านไป (Enoka & Stuart, 1992) โดยหลักฐานที่แสดงให้เห็นถึงความเมื่อยล้ามาจากการลดลงของค่าไอโซเมตริก (Isometric) และความสัมพันธ์กับแรงที่วัดก่อน และหลังการว่ายน้ำ 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (Aujouannet, Bonifazi, Hintzy, Vuillerme, & Rouard, 2006) และด้วยการลดลงของ ความเร็วของมือและประสิทธิภาพในการขับเคลื่อนของจังหวะแขน (Arm-stroke) ในการว่ายน้ำ 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (Pedro Figueiredo et al., 2011) การเปลี่ยนแปลงใน ความยาวของสโตรค (Stroke length; SL) และความถี่ของสโตรค (Stroke rate; SR) จะเกิดขึ้นพร้อม กันเพื่อรักษาความเร็วระหว่างการว่ายน้ำ 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (Alberty, Sidney, Huot-Marchand, Hespel, & Pelayo, 2005; A. B. Craig, Skehan, Pawelczyk, & Boomer, 1985; Psycharakis & Sanders, 2008) กล่าวคือเมื่อความเข้มข้นของแลคเตทในเลือดสูง ความเร็วใน การว่ายน้ำและความยาวของสโตรค (SL) จะลดลง ส่วนความถี่ของสโตรค (SR) จะเพิ่มสูงขึ้น ซึ่ง จะแสดงให้เห็นถึงความเมื่อยล้า และความสัมพันธ์ของระยะเวลาในช่วงที่แขนอยู่เหนือน้ำ (Recovery phase) ในหนึ่งสโตรคจะลดลงในช่วงสุดท้ายของการว่ายน้ำ 200 เมตรท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ดังนั้นความถี่ (SR) และความยาวของสโตรค (SL) จึงเป็นตัวแปรสำคัญที่มีผลต่อ ความเร็ว ซึ่งในระหว่างการออกกำลังกายจนกระทั่งเกิดความล้าจะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลง ลักษณะของสโตรคที่แตกต่างไปจากในช่วงการว่ายน้ำมาตรฐาน (Didier Chollet, Delaplace, Pelayo, Tourny, & Sidney, 1997)

การเคลื่อนไหวของสโตรคจะถูกจำกัดระหว่างการว่ายน้ำในระดับความหนักสูง มีผู้วิจัย รายงานผลถึงการลดลงอย่างมีนัยสำคัญของระยะทางข้อมือในระนาบแนวนอน (Horizontal) ใน การว่ายน้ำระยะ 6x50 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ที่ความเร็วสูงสุด (V. Deschodt et al., 1999) และงานวิจัยที่แสดงถึงความเร็วมือ และความเร็วเชิงมุมสูงสุดของการหุบเข้าของหัวไหล่

(Shoulder adduction) มีการลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ในช่วงครึ่งหลัง ของการว่ายน้ำระยะ 100 เมตร ทำฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (Suito et al., 2008) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาวิจัยในการประเมิน กระบวนการเกิดความเมื่อยล้า ซึ่งเป็นการตรวจสอบอย่างต่อเนื่องในกิจกรรมของกล้ามเนื้อ โดยดู จากการตอบสนองของแอมพลิจูด (Amplitude) และความถี่ (Frequency) ของการตรวจสัญญาณ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) ที่จะได้รับ (Dimitrov et al., 2006; Masuda, Masuda, Sadoyama, Inaki, & Katsuta, 1999; Merletti, Knaflitz, & De Luca, 1990) ความเมื่อยล้า ในช่วงการหดตัวของสูงสุด (Submaximal contraction) อาจได้เห็นได้จากการเพิ่มขึ้นของค่าเฉลี่ย สัญญาณแอมพลิจูด (Amplitude) ของEMG และลดลงในลักษณะของความถี่สเปกตรัม (Enoka & Duchateau, 2008) การศึกษาเกี่ยวกับความเมื่อยล้าในกีฬาว่ายน้ำด้วย EMG นั้นหาได้ยาก ใน ขอบเขตของแอมพลิจูด (Amplitude) มีการศึกษาบางส่วนพบการเพิ่มขึ้นของพื้นที่ใต้กราฟจาก EMG (Integrated EMG; iEMG) ในกล้ามเนื้อ Deltoid ระหว่างการว่ายน้ำด้วยความเร็ว 1.3 และ 1.4 เมตรต่อวินาทีในอุโมงค์น้ำ ซึ่งเป็นสัญญาณบ่งบอกถึงการเกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ (Wakayoshi, Moritani, Mutoh, & Miyashita, 1994) ในขอบเขตของความถี่ (Frequency) มีรายงาน การลดลงของการวิเคราะห์ความถี่ด้วย EMG ในกล้ามเนื้อของร่างกายสำหรับการหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric) ก่อน ขณะว่ายน้ำ และหลังการทดสอบการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะ 200 เมตร (Aujouannet et al., 2006)

จากการทบทวนวรรณกรรมจะพบว่าการเล่นกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะ 200 เมตร จะเกิดการเปลี่ยนแปลงด้านจลศาสตร์ (Kinematic) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) การเปลี่ยนแปลงเหล่านี้เกิดมาจากระยะทางที่เพิ่มขึ้นแล้วส่งผลให้เกิด ความเมื่อยล้า และการลดประสิทธิภาพในการเล่นกีฬา โดยมีความสัมพันธ์กับความเร็วที่ลดลง งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ในร่างกายของนักกีฬาทีมชาติไทย โดยการสังเกตแบ่ง ออกตามช่วงการเคลื่อนที่ของแขนดังนี้ 1. ช่วงเริ่มต้น (Entry & Glide) 2. ช่วงการดึง (Pull) 3. ช่วง การผลัก (Push) 4. ช่วงการย้อนกลับ (Recovery) แต่ละช่วงจะมีการสังเกตตัวแปรทางจลศาสตร์คือ ระยะทาง และความเร็ว ใน 3 ข้อต่อ ได้แก่ หัวไหล่ (Shoulder) การงอ การเหยียด (Flexion/extension) ข้อศอก (Elbow) การงอ การเหยียด (Flexion-extension) และข้อมือ (Wrist) การงอ การเหยียด (Flexion/extension) นอกจากนี้มีการดูตัวแปรด้าน EMG โดยสังเกตการ เปลี่ยนแปลง Mean frequency เพื่อสังเกตการทำงานของกล้ามเนื้อและการเกิดความเมื่อยล้า งานวิจัยนี้จึงเป็นการรวมกันของการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายและการทำงานของ กล้ามเนื้อในกีฬาว่ายน้ำ เพื่อให้เห็นลำดับการเกิดความเมื่อยล้าในแต่ละช่วงของสโตรคหนึ่งๆ เมื่อ

นำข้อมูลมาวิเคราะห์ความสัมพันธ์กับตัวแปรทางจิตศาสตร์จะทำให้เห็นว่าในแต่ละช่วงของสโตรคเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างไรเมื่อมีการเพิ่มขึ้นของความเมื่อยล้าจากระยะทางที่เพิ่มขึ้น โดยสามารถนำข้อมูลจากงานวิจัยนี้ไปช่วยในการสังเกตการเกิดความเมื่อยล้าในนักว่ายน้ำ เพื่อช่วยในการจัดระยะพักให้เหมาะสม เป็นการป้องกันการเกิดการบาดเจ็บจากความหนักในการฝึก และสามารถนำไปพัฒนาแผนการฝึกให้เหมาะสมในนักกีฬาแต่ละบุคคล ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนานักกีฬาว่ายน้ำของประเทศไทยในเชิงลึก และสามารถนำไปต่อยอดองค์ความรู้ในการวิจัยที่เกี่ยวกับการว่ายน้ำต่อไป

#### คำถามการวิจัย

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์บนมีการเปลี่ยนแปลงอย่างไรในขณะว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl) ในระยะทาง 200 เมตร

#### สมมติฐานการวิจัย

ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของรยางค์บนในขณะว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl) ของนักกีฬาว่ายน้ำ เกิดการลดลงในค่าเฉลี่ยความถี่ของ EMG และมีการเปลี่ยนแปลงในตัวแปรทางจิตศาสตร์ เมื่อระยะทางในการว่ายน้ำเพิ่มขึ้นจนกระทั่งครบระยะทาง 200 เมตร

#### ขอบเขตการวิจัย

งานวิจัยเรื่องนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาตัวแปรทางชีวกลศาสตร์รยางค์บนในขณะว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl) ในระยะทาง 200 เมตร โดยมีขอบเขตตัวแปรในการวิจัยดังต่อไปนี้

- ตัวแปรอิสระ
  - ระยะทางในการว่ายน้ำ
    - ระยะทางการว่ายน้ำในการศึกษาวิจัย 200 เมตร โดยจะแบ่งระยะทางออกเป็น 5 ช่วง เพื่อทำการเปรียบเทียบและวิเคราะห์ข้อมูลคือ 1. ช่วง 15 – 35 เมตร 2. ช่วง 65 – 85 เมตร 3. ช่วง 115 – 135 เมตร 4. ช่วง 165 -185 เมตร 5. ช่วง 196 – 200 เมตร
- ตัวแปรตาม
  - Mean frequency



ความต่างของ Mean frequency ใช้สังเกตการทำงานของกล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถอนุมาน การเกิดความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้อ จากการเปลี่ยนแปลงที่ลดลง

○ ตัวแปรด้านจลศาสตร์ (Kinematic) ของร่างกายบน

มุม ระยะทาง ความเร็ว และวิถีการเคลื่อนไหวใน 3 ข้อต่อ ดังต่อไปนี้

1. หัวไหล่ (Shoulder)
  - การงอ การเหยียด (Flexion/extension)
2. ข้อศอก (Elbow)
  - การงอ การเหยียด (Flexion-extension)
3. ข้อมือ (Wrist)
  - การงอ การเหยียด (Flexion/extension)

คำจำกัดความการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ใช้ศัพท์บางคำในความหมายและขอบเขตจำกัดดังนี้

**ตัวแปร (Variable)** หมายถึง สิ่งที่ผู้วิจัยสนใจที่จะวัดเพื่อให้ได้ข้อมูลออกมาในรูปแบบใดรูปแบบหนึ่ง สามารถแปรค่านำมาเปรียบเทียบข้อมูลได้

**ชีวกลศาสตร์ (Biomechanics)** หมายถึง การศึกษาถึงความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับเรื่องลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหว ตำแหน่ง ระยะทาง มุม อัตราเร็ว ทางเชิงเส้น และเชิงมุม โดยอาศัยทฤษฎีและหลักการทางฟิสิกส์ แคลคูลัส สรีรวิทยา และกายวิภาคศาสตร์ ตลอดจนเทคโนโลยีด้านคอมพิวเตอร์มาใช้ในการศึกษาวิเคราะห์มนุษย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเชิงกีฬาให้เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ

**ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในนักกีฬาว่ายน้ำ** หมายถึง สิ่งที่ผู้วิจัยสนใจในเรื่องความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับท่าทางการเคลื่อนไหวของกีฬาว่ายน้ำ

**ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)** หมายถึง ท่าการว่ายน้ำที่นิยมมากที่สุดในการแข่งขันว่ายน้ำชนิดฟรีสไตล์ทุกระยะการแข่งขัน นักกีฬาสามารถเลือกท่าว่ายน้ำท่าใดก็ได้ แต่การว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) เป็นท่าการว่ายน้ำที่เร็วที่สุด โดยการว่ายน้ำแบบวัดแขนไปด้านหน้าเหนือผิวน้ำที่ละข้าง หายใจข้างใดข้างหนึ่งตามถนัดในขณะที่ยกแขนเหนือผิวน้ำ ส่วนแขนอีกข้างหนึ่งจะดึงน้ำ ลำตัวนิ่ง เท้าเตะนำสลับฟันปลาที่ระดับผิวน้ำ

**ความเมื่อยล้า (Fatigue)** หมายถึง ความอ่อนล้าของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการว่ายน้ำในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)

**ร่างกายส่วนบน (Upper limb)** หมายถึง องค์ประกอบของร่างกายส่วนบนที่ประกอบด้วย หน้าอก (Chest) หลัง (Back) หัวไหล่ (Shoulder) ต้นแขน (Arm) ข้อศอก (Elbow) ปลายแขน (Forearm) ข้อมือ (Wrist) และมือ (Hand) (Agur & Dalley, 2009)

**สโตรค (Stroke)** หมายถึง การเคลื่อนไหวของช่วงแขนในการว่ายน้ำ

**นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย (Thai national swimmer)** หมายถึง นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย ที่เข้าร่วมการแข่งขันซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปีพ.ศ. 2560



## บทที่ 2

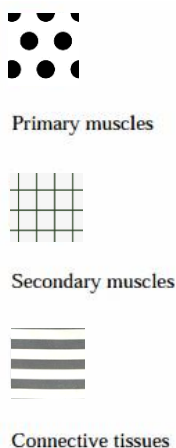
### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การศึกษาวิจัยการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอลในรายค์ส่วนบนของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย ผู้วิจัยได้ศึกษารวบรวมเอกสาร ตำรา และงานวิจัยทั้งในประเทศและต่างประเทศ ที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยครั้งนี้ โดยได้นำเสนอแยกเป็นหัวข้อดังต่อไปนี้

1. สรีรวิทยาของกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl)
2. การใช้พลังงานในกีฬาว่ายน้ำ
3. การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)
4. การวิเคราะห์และการทำนายความเมื่อยล้า
5. อุโมงค์น้ำ (Swimming flume)
6. การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ มิติ และ 3ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของกีฬาว่ายน้ำ
7. งานวิจัยภายนอกประเทศ

#### 1. สรีรวิทยาของกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)

กายวิภาคศาสตร์ของการว่ายน้ำเป็นการบอกลักษณะของระบบกล้ามเนื้อในท่าว่ายน้ำทั้ง 4 ท่าการแข่งขัน ซึ่งจะช่วยให้เข้าใจวิธีการของการออกกำลังกายที่ทำให้เพิ่มประสิทธิภาพกล้ามเนื้อ และสามารถอธิบายบทบาทของกล้ามเนื้อที่ทำงานในการขับเคลื่อนผ่านน้ำ นอกจากนี้ยังสามารถเลือกกล้ามเนื้อเป้าหมายได้ตรงจุดกับความสนใจในท่าทางนั้นๆ ซึ่งจะพูดถึงภาพรวมของกล้ามเนื้อหลักในการเคลื่อนที่ในการเตะและช่วงระหว่าง Propulsive phase และช่วง Recovery phase ของท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) มีภาพประกอบเพื่อให้ง่ายต่อความเข้าใจ ภาพประกอบทางกายวิภาคที่มากับการออกกำลังกายจะมีรหัสสีเพื่อบ่งชี้ถึงกล้ามเนื้อหลักและกล้ามเนื้อรองและเนื้อเยื่อเกี่ยวพันในแต่ละการออกกำลังกายและการเคลื่อนไหวเฉพาะของการว่ายน้ำ



### รูปที่ 1 แสดงลำดับความสำคัญของกล้ามเนื้อที่ใช้ (McLeod, 2010)

การว่ายน้ำมีการเผชิญกับความท้าทายที่มีลักษณะเฉพาะหลายๆ อย่างทำให้แตกต่างจากกีฬาไม่ปะทะบนบกอื่นๆ ความท้าทายแรกคือ การใช้ร่างกายทั้งหมดในทุกท่าของการว่ายน้ำ โดยการเคลื่อนที่จะสัมพันธ์กันทั้งร่างกายช่วงบนและช่วงล่าง การประสานงานของระบบกล้ามเนื้อจะต้องให้ร่างกายแต่ละส่วนเคลื่อนไหวได้อย่างถูกต้อง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการเคลื่อนที่ผ่านน้ำ เพื่อให้มองเห็นภาพการประสานงานนี้ ต้องคิดว่า ร่างกายเป็นโซ่ยาวและส่วนของร่างกายแต่ละส่วนเป็นลิงค์ในห่วงโซ่ เพราะทุกส่วนถูกเชื่อมโยงเข้าด้วยกัน การเคลื่อนไหวในหนึ่งส่วนจะส่งผลในส่วนอื่นๆ การเชื่อมโยงนี้โดยปกติถูกเรียกว่า โซ่ของการเคลื่อนไหว (The kinetic chain) โดยกำลังการเคลื่อนที่จะถูกสร้างขึ้นด้วยแขนผ่านไปยังลำตัวถึงขา แต่ถ้าการเชื่อมโยงของโซ่การเคลื่อนไหวอ่อนแอ จะทำให้เกิดการสูญเสียการเกิดกำลังในการขับเคลื่อน การเคลื่อนไหวของร่างกายไม่สัมพันธ์กัน แล้วส่งผลต่อความเสี่ยงการบาดเจ็บที่เพิ่มสูงขึ้น

ความต้องการเฉพาะของการว่ายน้ำอีกข้อหนึ่งคือ นักว่ายน้ำต้องมีการสร้างฐานรองรับของร่างกายที่ไม่เหมือนนักกีฬานบนบกที่มีพื้นที่มีมั่นคงที่ช่วยในการออกแรง แต่การว่ายน้ำจะต้องสร้างฐานด้วยตัวเอง เพราะการว่ายน้ำเป็นการเคลื่อนที่ในสภาพแวดล้อมที่เป็นของเหลว สิ่งที่สำคัญของความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวในร่างกายส่วนบนและส่วนล่างในน้ำในเวลาเดียวกันนั้นมาจากฐานรองรับ (Base of support) ที่มีความแข็งแรงและมั่นคง ซึ่งแกนกลางลำตัวถือเป็นส่วนที่ดีที่สุดในการทำหน้าที่เป็นฐานของกล้ามเนื้อช่วงบนและช่วงล่าง ถึงแม้ว่าจะมีความแข็งแรงที่ดีของโครงสร้างส่วนต่างๆ แต่สุดท้ายแล้วประสิทธิภาพอาจลดลงได้ถ้าฐานรองรับอ่อนแอ

ไม่ต้องสงสัยเลยว่า การว่ายน้ำเป็นวิธีที่ดีที่สุดที่จะทำให้ร่างกายว่ายน้ำได้ดีขึ้นและเร็วขึ้น แต่ส่วนประกอบภายนอกอื่นๆจะเป็นส่วนสำคัญในการพัฒนาตัวของนักกีฬา โดยกล้ามเนื้อหลักและรองที่ใช้จะแตกต่างกันไปในท่าและการเคลื่อนไหวของท่าต่างๆ

ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)

ในการเคลื่อนที่ของมือในขณะที่อยู่ในน้ำ ข้อมือและข้อศอกจะเคลื่อนที่ไปตามแขนที่ถูกกางออกจะไปวางไว้ที่ตำแหน่งของท่าเริ่มต้นช่วง Propulsive phase โดยการเคลื่อนที่นี้เกิดจากการหมุนหัวไหล่ไปด้านหลังแล้วบิดแล้วจบด้วยการเหยียดแขนตรงไปด้านหน้า (Elongated position) หลังจากนั้นเริ่มต้นแบบเดิมอีกครั้ง ซึ่งในท่าจรดจะเริ่มต้นด้วยการจับน้ำ จะใช้กล้ามเนื้อหน้าอกคือ Pectoralis major ที่มีจุดเกาะต้นเป็น Clavicular และมีกล้ามเนื้อหลังคือ Latissimus dorsi ช่วยสนับสนุนในการออกแรง ทั้งสองกล้ามเนื้อจะมีหน้าที่หลักในการสร้างแรงดึงได้น้ำ โดยในช่วงนี้จะต้องงอข้อมือเล็กน้อยและคงไว้จนกระทั่งจบช่วงการดึงและผลักน้ำ หลังจากนั้นจะเข้าสู่ช่วงย้อนกลับ(recovery phase)จะมีการงอข้อศอก (Biceps brachii and Brachialis) โดยให้ข้อศอกองประมาณ 30 องศา จากการเหยียดตั้งในช่วงสุดท้ายของการผลัก และมีการใช้กล้ามเนื้อ Triceps brachii ในการเหยียดข้อศอก ซึ่งแขนจะเคลื่อนที่จากด้านหลังมาด้านหน้าและวางเหยียดตรงบนผิวน้ำ ในช่วง Recovery phase จะต้องใช้กล้ามเนื้อในการหมุนแขนคือ Deltoid และ Rotator cuff (Supraspinatus, Infraspinatus, Teres minor and Subscapularis) เพื่อนำแขนและมือหมุนขึ้นมาให้พื้มน้ำในช่วงที่แขนอยู่ใกล้สระ โปกและย้อนกลับไปยังผิวน้ำที่เป็นจุดเริ่มต้นของ Propulsive phase

กลุ่มกล้ามเนื้อบางส่วนทำหน้าที่ในการ Stabilizers ในทั้งสองช่วงทั้ง Propulsive phase และ Recovery phase กลุ่มหนึ่งที่สำคัญก็คือกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ Stabilizers ของกล้ามเนื้อสะบัก (Scapula) (Pectoralis minor, Rhomboid, Levator scapula, Middle and Lower trapezius, and Serratus anterior) ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้มีความสำคัญในช่วง Propulsive phase ทั้งหมด โดยมือและแขนที่เคลื่อนที่ในช่วงนี้จะมีกล้ามเนื้อสะบักเป็นตัวช่วยในการสนับสนุนในการทำงาน นอกจากนี้เมื่อสะบักทำงานร่วมกับ Deltoid และ Rotator cuff จะเป็นตัวเปลี่ยนตำแหน่งของแขนในขั้น Recovery phase

ในส่วนในช่วงกลางลำตัว Core stabilizers (Transversus Abdominis, Rectus abdominis, Internal oblique, External oblique and Erector spinae) เป็นอีกส่วนประกอบหนึ่งที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพในกลไกจังหวะของการว่ายน้ำ เพราะว่ากล้ามเนื้อเหล่านี้เป็นตัวเชื่อมโยงระหว่างการ

เคลื่อนที่ส่วนบนและส่วนล่าง ซึ่งการเชื่อมโยงนี้จะเป็นศูนย์กลางในการก่อกำเนิดการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)



รูปที่ 2 แสดงกล้ามเนื้อที่ใช้ในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) (McLeod, 2010)

### 1. การใช้พลังงานในกีฬาว่ายน้ำ

#### รูปแบบพลังงานในร่างกาย (Energy Forms In The Body)

Adenosine Triphosphate (ATP) เป็นแหล่งเดียวของพลังงานเคมีที่อาจเกิดขึ้นในร่างกาย ซึ่งประกอบด้วย 1 โมเลกุลของโปรตีน (adenosine) และ 3 โมเลกุลของฟอสเฟต ในเซลล์กล้ามเนื้อจะมี ATP อิสระซึ่งเป็นการลด (adenosine diphosphate) และถูกปล่อยเป็นพลังงานออกมาในช่วงไม่กี่วินาทีแรกของการทำงาน การสลายตัวของ ATP จะกลายเป็น ADP ซึ่งจะปล่อยพลังงานกับกรดฟอสฟอริก (phosphoric acid) ออกมาทำให้เป็นการเพิ่มสภาพแวดล้อมที่เป็นกรดในกล้ามเนื้อ จากนั้นรูปแบบการจัดเก็บพลังงานอื่น ๆ จะถูกกรีไซเคิลจาก ADP กลับไปเป็น ATP ผ่านเส้นทางที่แตกต่างกัน

สรุปรูปแบบพลังงานในร่างกาย (Energy forms in the body include):

- Adenosine Triphosphate (ATP)
- Creatine Phosphate (CP)
- Glycogen (glucose)
- Fats
- Proteins

ความสามารถในการทำงานของนักกีฬาขึ้นอยู่กับอัตราการรีไซเคิล ATP (จาก CP ไกลโคเจน ไขมันและโปรตีน) มากกว่าปริมาณของ ATP จากการฝึกฝน ATP-CP จะเพิ่มขึ้นน้อยกว่า 20% ในขณะที่ความสามารถในการทำงาน (ความเร็วในการว่ายน้ำ) เพิ่มมากขึ้นอย่างรวดเร็ว

### วิถีทางการสลายพลังงาน (Pathways of Energy Metabolism)

มี 3 เส้นทางหลักในการสลายพลังงาน

1. Creatine Phosphate เป็นทางที่ไม่ใช้ออกซิเจนในการสร้างพลังงานแบบทันทีทันใด (immediate non-oxidative way of energy recycling)
2. Anaerobic Metabolism เป็นทางที่ไม่ใช้ออกซิเจนในการสร้างพลังงานแบบแอนแอโรบิก ไกลโคไลติก (anaerobic-glycolytic non-oxidative way of energy recycling)
3. Aerobic Metabolism เป็นทางที่ใช้ออกซิเจนในการสร้างพลังงาน (oxidative way of energy recycling)

กระบวนการการเผาผลาญของ Creatine Phosphate เป็นกระบวนการของการนำ ATP มาใช้ใหม่จาก CP CP จะถูกเก็บไว้ในกล้ามเนื้อ มันจะสร้าง ATP มาใช้ใหม่อย่างรวดเร็วจาก ADP โดยปกติหลังจาก 2-3 วินาทีของความหนักสูงในการทำงาน ATP อิสระที่เก็บสะสมไว้ในเซลล์กล้ามเนื้อก็จะหมดลง จากนั้น CP phosphate ก็จะมีส่วนเกี่ยวข้องในการนำ ATP กลับมาใช้ใหม่ หลังจากนั้น 10-15 วินาทีของความหนักสูงในการทำงานอัตราการนำ ATP มาใช้ใหม่จาก CP นั้นชะลอตัวลง Creatine Phosphate จะมีพลังสูง ความสามารถต่ำ และประสิทธิภาพต่ำ

การเผาผลาญแบบไม่ใช้ออกซิเจน (Anaerobic-Glycolytic) เป็นกระบวนการที่ไม่ใช้ออกซิเจนในการสร้าง ATP จากไกลโคเจน ไกลโคเจนจะถูกเก็บไว้ในเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งจะถูกนำไปสร้าง ATP รวดเร็วพอสมควร แต่ช้ากว่าจาก CP การเผาผลาญแบบไม่ใช้ออกซิเจนนี้จะได้ผลิตภัณฑ์เป็นแลคเตท และเป็นระบบพลังงานหลักสำหรับการออกกำลังกายในช่วง 30 วินาทีถึง 3 นาที เมื่อระยะเวลาเพิ่มมากขึ้นการเผาผลาญพลังงานแบบใช้ออกซิเจน (aerobic metabolism) จะมีอิทธิพลมากกว่า การเผาผลาญแบบไม่ใช้ออกซิเจนมีพลังงานสูง ความสามารถปานกลางและมีประสิทธิภาพต่ำ

การเผาผลาญแบบแอโรบิกหรือแบบใช้ออกซิเจน (Aerobic Metabolism) เป็นกระบวนการออกซิเดชันของการสร้าง ATP โดยขั้นต้นเริ่มสร้างจากไกลโคเจน ซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดซ้ำในการสร้าง ATP ไกลโคเจนจะถูกเก็บสะสมไว้ในกล้ามเนื้อ ตับ และเลือด ไขมันและโปรตีนสามารถมีส่วนร่วมในการเผาผลาญแบบนี้ได้ แต่จะเป็นกระบวนการที่เกิดซ้ำมากๆ (สามารถพบในการว่ายน้ำ

ระยะยาว) เผาผลาญแบบแอโรบิกหรือแบบใช้ออกซิเจน เป็นระบบพลังงานหลักสำหรับระยะทางที่ยาวกว่า 4 นาที ระยะทางที่มากกว่าจะต้องใช้พลังงานที่มากกว่า ซึ่งพลังที่มากขึ้นจะมาจากกระบวนการเผาผลาญแบบแอโรบิกหรือแบบใช้ออกซิเจนที่เกิดขึ้นในออร์แกเนลล์(Organelle) ขนาดเล็กในเซลล์ เรียกว่า ไมโทคอนเดรีย (mitochondria) การเผาผลาญแบบแอโรบิกหรือแบบใช้ออกซิเจน (Aerobic Metabolism) มีพลังงานน้อย ความสามารถสูง และประสิทธิภาพสูง

สำหรับการแข่งขันว่ายน้ำระยะทางต่างกันจะมีสัดส่วนของพลังงานหลักที่ใช้ตามตารางต่อไปนี้ (Counsilman, 1977)

ระยะทาง (เมตร)	ระบบฟอสฟาเจน (เปอร์เซ็นต์)	ระบบไกลโคเจน-กรดแลคติก (เปอร์เซ็นต์)	ระบบแอโรบิก (เปอร์เซ็นต์)
50	90	10	-
100	20	55	25
200	10	50	40
400	5	25	70
800	-	20	80
1500	-	15	85

ตารางที่ 1 แสดงสัดส่วนของการใช้พลังงานหลักตามระยะการแข่งขันว่ายน้ำ

### โซนการใช้พลังงานในกีฬาว่ายน้ำ (Energy Zones In Swimming)

จากบทความของGenadijus Sokolovas ได้เขียนถึงการแบ่งโซนพลังงานของกีฬาว่ายน้ำ โดยก่อนหน้านี้ประเทศสหรัฐอเมริกาได้มีการแบ่งโซนพลังงานออกเป็น 7 โซน คือ Recovery (Rec), Endurance 1 (EN1), Endurance 2 (EN2), Endurance 3 (EN3), Sprint 1 (SP1), Sprint 2 (SP2), and Sprint 3 (SP3) เพื่อเป็นประโยชน์ในการฝึกฝนนักกีฬาว่ายน้ำ ต่อมาได้มีการพัฒนาเพื่อให้เข้าใจง่ายซึ่งจะส่งผลดีต่อการฝึก โดยเปลี่ยนจากแบบ 7 โซนเป็น 5 โซน ซึ่งในแต่ละประเภทของการแข่งขันพื้นฐานทางสรีระวิทยาของนักกีฬาจะตอบสนองในความหนัก จำนวนงาน และปริมาณที่แตกต่างกัน ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็นหลายๆโซนพลังงาน มีการจำแนกหมวดหมู่ของงานที่ทำ ลักษณะของโซนพลังงานได้ถูกแสดงไว้ในตารางที่ 2



ตารางที่ 2 แสดงลักษณะของแต่ละโซนพลังงาน (Characteristics of energy zones)

Energy system	Energy supply	Duration of exercise	Swimming distance, m	Lactate amount, mmol/L	Heart rate, bpm
REC, Zone 1	Aerobic (oxidative)	Different	3000 and more	0 – 2	120 and less
EN1, Zone 2	Aerobic (oxidative)	12 min and more	1500 - 3000	2- 4	120 – 145
EN2-3, Zone 3	Mix aerobic anaerobic	3 – 12 min	400 – 1200	4 – 8	145 – 175
SP1-2, Zone 4	Anaerobic (non-oxidative)	10 sec – 3 min	100 – 200	8 and more	175 and more
SP3, Zone 5	Anaerobic Creatine Phosphate	0 – 15 sec	15 – 50	-	-

5 โซนที่เป็นพื้นฐานของแหล่งพลังงานในการสร้างพลังงาน

Zone 1 – aerobic recovery

Zone 2 – aerobic development

Zone 3 – mix aerobic anaerobic

Zone 4 – anaerobic

Zone 5 – creatine phosphate

จากตารางจะเห็นได้ว่าการว่ายน้ำระยะ 100-200 เมตร มีการเกิดแลคเตท 8 และมากกว่า 8 มิลลิโมล แสดงให้เห็นว่ากล้ามเนื้อเกิดความล้าจากการสะสมแลคเตทในช่วงนี้ค่อนข้างมาก สอดคล้องกับงานวิจัยของ Jason D. Vescovi, Olesya Falenchuk, and Greg D. Wells ที่กล่าวว่าการทำงานของระบบไกลโคไลติกที่ความพยายามในการออกกำลังกายนานถึง 20-120 วินาทีซึ่งจะมีการสะสมกรดแลคติกในกล้ามเนื้อและเลือด ความเข้มข้นของกรดแลคติกจะเพิ่มขึ้นไปตามความหนักของการออกกำลังกาย โดยจะมีความสัมพันธ์กับประสิทธิภาพในการว่ายน้ำเมื่อมีค่าเท่ากับ 4 ( $r = .633$ ) และในการวิ่งเท่ากับ 5,6 ( $r = .76-.91$ ) การประเมินผลในการแข่งขันจะเป็นพื้นฐานในการประเมินความเครียดทางสรีรวิทยาสำหรับนักกีฬาเฉพาะบุคคล ดังนั้นการประเมินความเข้มข้นของกรดแลคติกในนักกีฬาจึงเป็นสิ่งสำคัญสำหรับความหลากหลายในการฝึกและวัตถุประสงค์ในการแข่งขัน

ดังนั้นการเลือกกระดุมว่ายน้ำเมื่อต้องการศึกษาผลจากความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้อจึงควรเลือกการว่ายน้ำระยะสั้นหรือระยะกลางที่ออกกำลังนานเกิน 15 วินาที และไม่เกิน 4 นาที เพื่อให้ นานพอที่ร่างกายจะดึงไกลโคเจนมาใช้เปลี่ยนเป็นพลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจน ทำให้เกิดการสะสมแลคเตทที่มากพอทำให้เกิดความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้อ แต่ไม่นานจนร่างกายเปลี่ยนการใช้ระบบพลังงานมาเป็นแบบใช้ออกซิเจน

การศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงเลือกกระดุม 200 เมตร เนื่องจากจากสถิติโลก การแข่งขันระยะ 200 เมตร จะใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 1.44 นาที ซึ่งอยู่ในช่วงเวลาของโซนที่ 4

200 METERS FREESTYLE MALE LC

Rank	Time	Name	Team	Quali files as	Meet	
					Name	City
1	1:44.63	Sun, Yang	CHN	"A"	2016 Olympic Games	Rio
2	1:45.19	Guy, James	GBR	"A"	2016 British Championships	Glasgow
3	1:45.20	Ie Clos, Chad	RSA	"A"	2016 Olympic Games	Rio
4	1:45.23	Dwyer, Conor	USA	"A"	2016 Olympic Games	Rio
5	1:45.34	Hagino, Kosuke	JPN	"A"	2016 Olympic Games	Rio
6	1:45.45	Bledermann, Paul	GER	"A"	German Championships	Berlin
7	1:45.58	Haas, Townley	USA	"A"	2016 Olympic Games	Rio
8	1:45.63	Fraser-Holmes, Thomas	AUS	"A"	2016 Australian Champs	Adelalde
8	1:45.63	MoEvoy, Cameron	AUS	"A"	2016 Australian Champs	Adelalde
10	1:45.69	Krasnykn, Aleksandr	RUS	"A"	2016 Olympic Games	Rio
11	1:45.77	Conger, Jack	USA	"A"	U.S.Olympic Team Trials	Omaha
12	1:45.87	Verschuren, sebastiaan	NED	"A"	LEN European Aquatics Champs	London
13	1:46.04	Stjepanovic, Velimir	SRB	"A"	LEN European Aquatics Champs	London
14	1:46.18	Stravius, Jeremy	FRA	"A"	Championnats de France Elite	Montpellier
15	1:46.30	Majchrzak, Kacper	POL	"A"	2016 Olympic Games	Rio
16	1:46.31	Park, Tae Hwan	KOR	"A"	88 <sup>th</sup> Dong-A Swimming Meet	Gwangju
17	1:46.44	Vogel, Florian	GER	"A"	German Championships	Berlin
18	1:46.47	Brown, Mytes	RSA	"A"	2016 Olympic Games	Rio
19	1:46.56	Pothain, Jordan	FRA	"A"	2016 Olympic Games	Rio
20	1:46.61	McKeon, David	AUS	"A"	2016 Australian Champs	Adelakte
21	1:46.62	Lochte, Ryan	USA	"A"	U.S.Olympic Team Trials	Omaha
22	1:46.68	Kozma, Dominik	HUN	"A"	2016 Olympic Games	Rio
23	1:46.70	Milne, Stephen	GBR	"A"	2016 Olympic Games	Rio
24	1:46.72	Izotov, Danila	RUS	"A"	2016 Olympic Games	Rio
25	1:46.78	Detti, Gabriele	ITA	"A"	53 <sup>rd</sup> Trofeo setle Colli	Rome

รูปที่ 3 แสดงสถิติการแข่งขันว่ายน้ำระดับโลก

## 2. การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

การทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกายจำเป็นต้องอาศัยการควบคุมจากระบบประสาท ในกล้ามเนื้อลายปกตินั้นใยกล้ามเนื้อจะไม่หดตัวที่ละเส้น แต่การทำงานของกล้ามเนื้อนั้นเกิดจากการหดตัวอย่างพร้อมเพรียงกันของกลุ่มใยกล้ามเนื้อ ซึ่งเลี้ยงโดยแขนงของเส้นประสาทชนิดเดียวกัน แขนงของเส้นประสาทชนิด 1 เส้น (axon of spinal motor neuron) ซึ่งแตกแขนงออกเพื่อเลี้ยงกลุ่มของเส้นใยกล้ามเนื้อเรียกว่า มอเตอร์ยูนิต ซึ่งเป็นหน่วยเล็กที่สุด ซึ่งสามารถกระตุ้นให้เกิดการหดตัวได้บริเวณที่เส้นประสาทชนิดสัมผัสกับเส้นใยกล้ามเนื้อ จะมีลักษณะพิเศษแตกต่างจากบริเวณอื่น เรียกว่าบริเวณนี้ว่า รอยต่อประสานระหว่างเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (neuromuscular junction, myoneural junction หรือ motor end-plate; MEP) เมื่อกระตุ้นเส้นประสาท ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานจะเคลื่อนไปตามเส้นประสาท มีผลทำให้เกิดการหลั่งสารสื่อประสาทอะเซทิลโคลีนออกจากถุง (vesicle) ซึ่งอยู่บริเวณปลายประสาท อะเซทิลโคลีนจะมาจับกับตัวรับรูซึ่งบนผิวเยื่อเซลล์ของกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความสามารถในการแพร่ผ่านของไอออนผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ของกล้ามเนื้อ โดยที่มีการเพิ่มการแพร่ผ่านของโซเดียมไอออน มีผลทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันขึ้นที่บริเวณรอยต่อประสานระหว่างเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ เรียกศักย์ไฟฟ้าบริเวณรอยต่อ (end-plate potential) ถ้าสัญญาณประสาทส่งมามีมากพอ จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานของกล้ามเนื้อ (muscular action potential) เคลื่อนที่มาตามผิวเซลล์ของกล้ามเนื้อ มีผลทำให้เกิดดีโพลาไรเซชันของท่อตามขวาง และมีผลต่อซาร์โคพลาสมิก เรติคูลัม ซึ่งอยู่ขนาน 2 ข้างของท่อตามขวาง ตรงบริเวณที่เรียกว่า ไตรแอด (triad) การดีโพลาไรเซชัน ของท่อตามขวางนี้ จะมีผลทำให้แคลเซียมหลั่งออกมาจากเทอร์มินอล ซิสเทอมา ของซาร์โคพลาสมิก เรติคูลัม เมื่อถูกกระตุ้น แคลเซียมที่ถูกหลั่งออกมาจะจับกับโทรโปนินซี สามารถเปิดตำแหน่งที่จับบนแอคติน หัวของมัยโอซินจึงสามารถจับกับแอคตินได้ เกิดสะพานเชื่อมที่เรียกว่า ครอสบริดจ์ ขณะเดียวกันที่หัวของมัยโอซิน มีเอนไซม์ที่สำคัญคือ มัยโอซินเอทีพีเอส ซึ่งจะทำหน้าที่สลายเอทีพีได้ เอดีพี ฟอสเฟต และพลังงาน ซึ่งพลังงานนี้ทำให้เกิดแรงกระชาก (power stroke) ในการงอหัวของมัยโอซิน เพื่อที่จะดึงสายของแอคติน หรือใยฟิลาเมนต์บาง ให้เคลื่อนเข้าสู่แกนกลางของซาร์โคเมียร์ มีผลทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวอย่างพร้อมเพรียงกัน ซึ่งกระแสนี้ในการแลกเปลี่ยนไอออนที่เส้นใยกล้ามเนื้อเหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งของกระบวนการส่งสัญญาณสำหรับเส้นใยกล้ามเนื้อ ซึ่งสัญญาณเหล่านี้เรียกว่า electromyogram (EMG) สามารถวัดได้โดยใช้องค์ประกอบสื่อกระแสไฟฟ้าหรือขั้วไฟฟ้าบริเวณบนผิวหนัง (surface

electrode) หรือเข้าไปในกล้ามเนื้อ (needle electrode) แต่การใช้ EMG แบบ Surface เป็นวิธีทั่วไปที่นิยมใช้กันมากกว่า เนื่องจากบุคลากรอื่นนอกจากแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญสามารถดำเนินการได้ โดยผู้ทำการทดลองมีความเสี่ยงน้อย

Surface EMG จะขึ้นอยู่กับปัจจัยจำนวนมากและความกว้างของสัญญาณที่แตกต่างกันจากไมโครโวลต์ uV ถึงช่วงที่ต่ำมิลลิโวลต์ (mV) (Basmajian & DeLuca, 1985) ความกว้าง เวลา และความถี่ของสัญญาณ EMG จะขึ้นอยู่กับปัจจัยดังต่อไปนี้ (Gerdle et al., 1999):

- ระยะเวลาและความหนักของการหดตัวของกล้ามเนื้อ
- ระยะห่างของขั้วไฟฟ้าจากพื้นที่ของกล้ามเนื้อที่กำลังถูกใช้งาน
- คุณลักษณะของเนื้อเยื่อ เช่น ความหนาของผิวหนังและชั้นไขมัน
- ขั้วไฟฟ้าและคุณสมบัติในการกระจาย
- คุณภาพของการติดต่อระหว่างขั้วไฟฟ้าและผิวหนัง

ในกรณีส่วนใหญ่มักจะใช้ข้อมูลเกี่ยวกับความหนักของกล้ามเนื้อในขณะที่หดตัว ณ เวลานั้น ส่วนอื่นๆที่บันทึกได้จะเป็นความแปรปรวนหรือสิ่งรบกวนอื่นๆ ทำให้การแปลผลนั้นยากมากขึ้น แต่ถึงกระนั้นก็สามารถลดผลกระทบจากสัญญาณรบกวนที่ไม่ได้ต้องการศึกษานี้ได้ เช่น การทำให้ความแปรปรวนนั้นหรือสิ่งรบกวนผ่านการตรวจคลื่น EMG ให้น้อยที่สุด คือ

1. ใช้ขั้วไฟฟ้าและเครื่องขยายสัญญาณที่เหมือนกัน
2. ทำให้ขั้วไฟฟ้ากับผิวหนังติดกันแน่นที่สุด

ความแปรปรวนของสัญญาณ EMG สามารถทำให้ลดลง เมื่อมีการทดลองแบบซ้ำๆกับผู้ทดลอง โดยการวางตำแหน่งขั้วไฟฟ้าไว้ในตำแหน่งเดียวกัน นอกจากนี้ยังมีอีกหลายวิธีที่จะทำให้สัญญาณ EMG เป็นปกติ (normalizing) เป็นการลดความแปรปรวนทั้งภายในและระหว่างผู้ทดลองกับเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และมีอีกหลายประเด็นสำคัญที่เป็นความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลกับการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้ถูกกล่าวถึงในหลายๆประเทศ จึงมีความคิดริเริ่มในการตั้งชื่อ

SENIAM: Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles (Freriks and Hermens, 2000)

### The Importance of Skin – Electrode Impedance

ความสม่ำเสมอในความต้านทานเป็นสิ่งสำคัญสำหรับความน่าเชื่อถือของการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ความใหม่ของการออกแบบเครื่องขยายสัญญาณ (เช่นความต้านทานกระแสไฟฟ้าสูง) ช่วยลดความสำคัญของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่มีระดับของความต้านทานระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง (electrode – skin impedance) ต่ำลงในขณะที่ระดับที่แน่นอนของความต้านทานกล้ามเนื้อไม่ได้เป็นปัจจัยที่สำคัญ กล่าวคือความมั่นคงในความต้านทานในช่วงเวลาและความสะดวกในความต้านทานระหว่างขั้วไฟฟ้า (electrode sites) มีผลค่อนข้างมากในอัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวนของการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Freriks และ Hermens, 2000) ทั้งในแง่ของระดับสัญญาณ (noise levels) และการละเอียดเชิงพื้นที่ (spatial resolution)

ความสะดวกในความต้านทานระหว่างขั้วไฟฟ้า (electrode sites) เป็นสิ่งสำคัญเพื่อลดส่วนประกอบของสัญญาณรบกวน ความต้านทานที่แต่ขั้วไม่จำเป็นต้องมีความสมดุลที่สมบูรณ์แบบ อย่างไรก็ตามความต้านทานควรจะค่อนข้างคล้ายกัน ระดับของความสะดวกต้านทานค่อนข้างไม่แน่นอน ซึ่งขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของค่ากำลังการขยายสัญญาณ (pre-amplifier) ที่ใช้ และปัจจัยอื่นๆ ความต้านทานมีอิทธิพลต่อระดับพลังงานของการวัดสัญญาณไฟฟ้าในแต่ละขั้วไฟฟ้า (electrode sites) (พิจารณากล้ามเนื้อและสิ่งแวดล้อมในการติดขั้วไฟฟ้า i.e. The view of the muscle and environment that the electrode measures).

เมื่อความต้านทานมีความแตกต่างกันมากขึ้นระหว่างขั้วไฟฟ้า (electrode sites) ดังนั้นก็จะไม่มีความแรงของสัญญาณเข้าสู่กระบวนการของวงจรลบสัญญาณ (differential amplification) วงจรลบสัญญาณ (Differential amplification) เท่านั้นที่จะยกเลิก Common signal component ที่พบบ่อย ตัวอย่างเช่น ถ้าพลังงานของเครื่องกรองสัญญาณ(power-line noise) แตกต่างกัน สัญญาณรบกวนบางอย่างจะยังคงอยู่ในสัญญาณตามกระบวนการของวงจรลบสัญญาณ (differential amplification) (Gerdle et al., 1999) ในทำนองเดียวกัน D/C voltage potential ที่อาจเกิดขึ้นจะแตกต่างกันและเป็นส่วนหนึ่งของสัญญาณจะไม่ถูกยกเลิก ถ้า pre-amplifier ไม่ได้มีเพียงพอ การขจัดสัญญาณรบกวน D/C ใน D/C component ที่เหลือ เมื่อขยายสัญญาณอีกครั้งสามารถนำไปสู่ Pre-Amplifier ที่ไม่แน่นอน ความไม่แม่นยำ และความสมบูรณ์

กฎทั่วไปคือความสมดุล electrode – skin impedance ระหว่างขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ต่ำลงมีผลต่ออัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio) ที่สูงขึ้น แสดงความซับซ้อนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เรื่องยากที่จะคาดการณ์หรือวัดสิ่งที่ยกเว้นความต้านทานไม่สมดุลเปลี่ยนไปคุณสมบัติของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พอจะพูดได้ว่าบรรลุผลสำเร็จความสมดุลที่คล้ายกันในความต้านทานเป็นวิธีที่ดีที่สุดเพื่อเพิ่มความน่าเชื่อถือของการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

นอกจากนี้ยังเป็นสิ่งสำคัญที่ความต้านทานยังคงสอดคล้องกับเวลาของการวัดในแต่ละครั้ง สำหรับเหตุผลที่คล้ายคลึงกับที่กล่าวข้างต้น อัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio) จะไม่มีจุดหมายที่แน่นอนถ้าความต้านทานไร้เป้าหมายในช่วงการวัด อาจจะเป็นความละเอียดเชิงพื้นที่ของบันทึกสัญญาณ EMG หลักฐานล่าสุดแสดงให้เห็นว่าระดับความสัมพัทธ์ของ electrode–skin impedance มีผลกระทบอย่างมีนัยสำคัญเกี่ยวกับพลังงานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัด กล่าวคือ มีความต้านทานต่ำ (<10 kOhm) ส่งผลให้ระดับของพลังงานสูงสำหรับ EMG frequency components ต่ำกว่า 100 เฮิร์ตซ์ เมื่อเทียบกับ electrode – skin impedance ที่มีความต้านทานสูง (> 100 kOhm)

ในทางตรงกันข้าม สำหรับ EMG signal frequency components ระหว่าง 100 และ 150 Hz electrode–skin impedance ที่ต่ำ ส่งผลให้ระดับพลังงานของสัญญาณต่ำกว่าเมื่อวัดขณะมีความต้านทานสูง (Hewson et al., 2002) ผลการวิจัยอื่น ๆ สนับสนุนผลลัพธ์เหล่านี้ (Duff et al., 2002) แสดงให้เห็นความละเอียดเชิงพื้นที่ (เช่นมุมมองไฟฟ้ากล้ามเนื้อ) เป็นการเปลี่ยนแปลง electrode–skin impedance ดังนั้นจึงเป็นสิ่งสำคัญมากที่ความต้านทานยังคงสอดคล้องตลอดช่วงการวัด สำหรับข้อมูลเพิ่มเติมข้อมูลดู (Gerdle, et al., 1999)

### **Skin Preparation (การเตรียมผิวหนัง)**

จุดที่เชื่อมต่อกันระหว่างขั้วไฟฟ้าและผิวหนังทำให้เกิด D/C voltage potential ส่วนใหญ่เกิดจากความต้านทานที่เพิ่มขึ้นจากชั้นนอกสุดของผิวหนัง รวมถึงเซลล์ที่ตายแล้วและความมันบนผิวหนัง D/C potential electrodes ทั้งหมดสามารถลดลงด้วยการเตรียมผิวหนังที่เหมาะสม ในความเป็นจริงคุณภาพของการติดคือลดปัจจัยอย่างน้อย 10 อย่างและการเตรียมที่เหมาะสม (Merletti และ Migliorini, 1998) SENIAM แนะนำว่าควรจะมีการเตรียมผิวหนังให้เหมาะสม ([www.rrd.nl/projects/content/fil\\_100.htm](http://www.rrd.nl/projects/content/fil_100.htm))

### Cross Talk (สัญญาณไฟฟ้าข้ามไปรบกวนกัน)

Cross Talk เป็นสิ่งสำคัญที่พบว่า bipolar SEMG ที่ไม่ต้องการสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเดียวโดยตรงที่จำเป็นต่อการบันทึก ด้วยกล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็กขั้วไฟฟ้าอาจมองข้ามการทำงานของศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหนึ่งหรือมากกว่า กล้ามเนื้ออาจจะ Crosstalk กับ SEMG จากกล้ามเนื้อที่ต้องการ ขณะที่แหล่งกำเนิดสัญญาณใกล้กับขั้วไฟฟ้า จะมีอิทธิพลต่อการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และอีกอย่างคือระยะทางจากกล้ามเนื้ออื่น ๆ อาจพบ crosstalk (Gerdle et al., 1999)

ระยะทางมีผลต่อ electrode measurement คือรัศมีของขั้วไฟฟ้าช่วยขยายสัญญาณให้ขนาดใหญ่กว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณรบกวน (Gerdle et al., 1999) การขยายสัญญาณของ bipolar sEMG ลดลงเมื่อเพิ่มระยะห่างของการติดอิเล็กโทรด (Day, 1997) กล่าวคือเนื่องจากความจริงที่ว่าเส้นใยกล้ามเนื้อ ไจมันต์ผิวหนัง และผิวหนัง มีคุณสมบัติที่ต่างกันทางกายภาพ และเป็นพื้นที่ที่มีความถี่ต่ำ พื้นที่เพิ่มขึ้นในระยะทางระหว่างเส้นใยกล้ามเนื้อและขั้วไฟฟ้าที่เพิ่ม filtering effect ประสิทธิภาพที่ลดลงและสัญญาณที่ลดลงจะวัดได้จากระยะทางของกระแสไฟฟ้าที่ละน้อยและในทำนองเดียวกัน ความถี่ของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อกลับต่ำลง (i.e. shift in frequency spectrum to lower frequencies) (Lindstrom & Magnusson, 1977).

Crosstalk สามารถหลีกเลี่ยงได้โดยการเลือกขนาดของขั้วไฟฟ้าที่เป็นสื่อนำกระแสไฟฟ้าให้เหมาะสมกับพื้นที่และระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้า การลดขนาดพื้นที่ของสื่อกระแสไฟฟ้าจะช่วยลดผลกระทบที่มีต่อ ระยะทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (เช่นความลึก) ในทำนองเดียวกันลดระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้า ลดผลกระทบต่อการบันทึกและเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีความกว้างของความถี่ที่สูงขึ้น (Lindstrom & Magnusson, 1977) SENIAM มีข้อมูลเกี่ยวกับขั้นตอนการจัดวางขั้วไฟฟ้าที่แนะนำสำหรับกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันและพื้นที่ของกล้ามเนื้อ

([www.rrd.nl/projects/content/fil\\_100.htm](http://www.rrd.nl/projects/content/fil_100.htm))

### sEMG Normalization (มาตรฐานการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ)

ความสามารถในการส่งสัญญาณของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพบว่าขั้วไฟฟ้าที่มีกำลังนั้นขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายๆ อย่าง เช่น ความแตกต่างระหว่างบุคคลและช่วงเวลาของแต่ละบุคคล ดังนั้นการขยายสัญญาณของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไม่มีประโยชน์ไม่เหมาะกับการใช้ในกลุ่ม

เปรียบเทียบ หรือการใช้ในระยะเวลาที่ยาวนาน (Mathiassen, 1997) ข้อเท็จจริงในการบันทึกผลของการขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ไม่สมบูรณ์ มีสาเหตุหลักมาจากข้อเท็จจริงที่ว่าความต้านทานมีความแตกต่างกันในระหว่างที่เส้นใยกล้ามเนื้อที่มีการทำงานและพบข้อผิดพลาดที่ไม่รู้จัก

ดังนั้นเมื่อเปรียบเทียบตัวแปรในการขยายสัญญาณ (amplitude variables) ในระหว่างการวัดทำให้มีมาตรฐานของการวัดที่ต้องการ เช่น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเปลี่ยนระดับซึ่งก็เป็นสาเหตุปกติของการวัดทั้งหมด การสร้างมาตรฐานของการขยายสัญญาณ (Signal amplitude) ที่มีความน่าเชื่อถืออย่างถึงแรง (force or torque) คือเทคนิคที่ใช้กันทั่วไป โดยปกติแล้วการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความสัมพันธ์กับ maximum contraction หรือ Submaximum contraction ที่เรารู้จักกันในเรื่องของแรง สำหรับตัวอย่างอื่นๆ และชนิดของระยะมาตรฐานของสัญญาณ (signal normalization phase) สามารถค้นคว้าได้ที่หนังสือของ Mathiassen et al.(1995,1997) และ Merletti et al. (1995)

Types of Electrodes (ชนิดของขั้วไฟฟ้า) Surface electrodes มี 2 ชนิดที่ใช้กันโดยปกติ คือ

1. Dry electrodes: electrodes แบบแห้งที่ติดบนผิวหนังโดยตรง
2. Gelled electrodes: electrodes ที่ใช้ electrolytic gel เป็นสารเคมีที่เป็นตัวเชื่อมต่อระหว่างผิวหนังกับส่วนที่เป็นโลหะของขั้วไฟฟ้า

### SENIAM แนะนำสำหรับการใช้ Bipolar sEMG Electrodes

The SENIAM ([www.rrd.nl/projects/content/fil\\_100.htm](http://www.rrd.nl/projects/content/fil_100.htm), Freriks and Hermens,2000) มีคำแนะนำสำหรับการสร้าง bipolar sEMG electrodes (sensors) ประกอบด้วย: Electrode shape Electrode Size Inter-electrode distance Electrode Material Electrode construction

#### Electrode shape

Electrode shape เป็นตัวอธิบายรูปร่างของพื้นที่สื่อกระแสไฟฟ้า Electrodes มีหลายรูปร่าง จากรูปทรงกลม รูปทรงสี่เหลี่ยม รูปร่างเป็นแท่ง ความหมายในทางปฏิบัติก็คือพื้นที่ผิวสำหรับติด electrode site ควรจะเหมือนกัน ดังนั้นความต้านทานแต่ละขั้วไฟฟ้าจะคล้ายกันและความต้านทานปกติจะถูกจำกัด SENIAM ไม่พบเกณฑ์ที่ชัดเจนและวัตถุประสงค์สำหรับคำแนะนำสำหรับรูปร่างขั้วไฟฟ้า



### Electrode Size

- Electrode size อธิบายถึงขนาดของพื้นผิวที่ติดกับ sEMG electrode SENIAM แนะนำให้ ระยะห่างของขั้วไฟฟ้ากับเส้นใยกล้ามเนื้อไม่ควรเกิน 10 มิลลิเมตร

- เมื่อเพิ่มขนาด electrode size ที่ตั้งฉากกับเส้นใยกล้ามเนื้อ ขั้วไฟฟ้าที่เป็นแท่งตั้งฉากกับ เส้นใยกล้ามเนื้อ การเพิ่มขนาด electrode size ที่ตั้งฉากกับเส้นใยกล้ามเนื้อทำให้มุมของขั้วไฟฟ้า เพิ่มขึ้น ไม่มีข้อมูลเชิงปริมาณกับขอบเขตที่มีผลกระทบต่อ SEMG ในขณะนี้

- เมื่อเพิ่มขนาดขั้วไฟฟ้าในการทำงานกับเส้นใยกล้ามเนื้อ สามารถแสดงการทำหน้าที่การ ประสานกันที่มีผลกระทบกับสัญญาณ sEMG เพิ่มความกว้างลดความถี่ที่สูง

- European inventory แสดงให้เห็นว่า อิเล็กโทรดวงกลมมีเส้นผ่าศูนย์กลางวงกลม 10 มิลลิเมตรเป็นที่ต้องการมากที่สุด

- สำหรับเซ็นเซอร์สองขั้วโดยทั่วไปขนาดของขั้วไฟฟ้าที่ควรจะมีขนาดใหญ่พอเพื่อ รวบรวมการบันทึก ที่เหมาะสมของหน่วยยนต์ แต่มีขนาดเล็กพอที่จะหลีกเลี่ยง crosstalk จาก กล้ามเนื้ออื่น ๆ

### Inter-Electrode Distance (ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้า)

-ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งระหว่างพื้นที่ที่ติดของ อิเล็กโทรด

-อิทธิพลของระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าบนพื้นที่ที่สูงขึ้นและ crosstalk สำคัญในการ อ้างอิง

-SENIAM แนะนำให้ใช้ the bipolar sEMG electrodes รอบๆ พื้นที่รับเซ็นเซอร์กับ ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าห่างกัน 20 มิลลิเมตร

-เมื่อใช้ bipolar electrodes กับกล้ามเนื้อมัดเล็ก ระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้าไม่ควรเกิน หนึ่งในสี่ของความยาวเส้นใยกล้ามเนื้อ ในทางที่ไม่สามารถบันทึกได้ เนื่องจากเส้นเอ็นและ มอเตอร์มีผลกระทบส่วนปลายสามารถหลีกเลี่ยงได้

### Electrode Construction การติดอิเล็กโทรด

-อธิบายกลไกการใช้เพื่อเชื่อม อิเล็กโทรด cables และ pre-amplifier

-SENIAM แนะนำโครงสร้าง กับระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ไม่เปลี่ยนแปลงสร้างขึ้นจาก

## วัสดุหน้าหน้า

- สายเคเบิลจะต้องถูกยึดให้อยู่กับที่โดยใช้เทปหรือแถบยึดหยุ่นให้อยู่กับที่ที่สามารถป้องกันการเคลื่อนของเคเบิลได้

- หากมีการหดตัวแบบไดนามิกอย่างรวดเร็วเช่นเซอร์ที่ติดทำให้เกิดการเคลื่อนไหวมากเกินไปเนื่องจากความเฉื่อยของอิเล็กโทรด, SENIAM แนะนำในการแก้ไขปัญหาคำหนดระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดด้วยการติดเทปสองชั้นหรือใช้เทปติดรอบๆ

- เป็นที่คาดว่า การติดอิเล็กโทรดและมวลของอิเล็กโทรด ไม่ได้ส่งผลโดยตรงต่อลักษณะ SEMG ติดอิเล็กโทรดและมวลของอิเล็กโทรด จะยังคงมีบางส่วนเป็นผลกระทบทางอ้อมที่มีศักยภาพที่สามารถรบกวนรูปแบบการบันทึก SEMG

- หากการติดตั้งของเซ็นเซอร์ที่ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าสามารถแตกต่างกันในระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าจะปรับความกว้างรูปร่างและความกว้างของศักยภาพการทำงานและผลที่ตามมาจะมีผลต่อลักษณะของความกว้างและความถี่

- หากการติดตั้งของเซ็นเซอร์ที่ขั้วไฟฟ้าและสายเคเบิลสามารถเคลื่อนที่ได้ อาจมีความเสี่ยงเกิดขึ้นกับ สิ่งที่ไม่ต้องการในการบันทึก (เนื่องจากการดึงสายเคเบิลหรือความเฉื่อยของการติดตั้ง)

## Electrode Placement

สัญญาณ EMG ช่วยให้เห็นมุมมองการทำงานไฟฟ้าในกล้ามเนื้อระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อ electrical ที่สูงขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่ติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ ตั้งแต่การติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ การติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ สำคัญต่อการวัด EMG เพื่อให้สอดคล้องในการวางตำแหน่งของ การติด Electrodes เพื่อใช้บันทึกในครั้งต่อไปที่ทำได้ติดต่อกันซ้ำๆ ระหว่าง (subjects) กลุ่มตัวอย่างที่แตกต่างกัน เมื่อมีการกำหนดตำแหน่งของ electrodes สิ่งหนึ่งในการส่งมอบความคิดที่ริเริ่มที่ผ่านมาไม่นานก็คือขั้นตอนการวาง electrodes สำหรับการวางกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันใน 27 ตำแหน่ง

การเซ็นเซอร์ตำแหน่งเป็นตัวอย่างตำแหน่งของ 2 bipolar sites ที่จะวางบนกล้ามเนื้อในความสัมพันธ์ของเส้นระหว่าง 2 anatomical landmarks เป้าหมายของ sensor placement คือ เพื่อให้ถึงตำแหน่งที่มีสัญญาณและความคงที่ของ surface EMG สามารถรับได้ มีสองวิธีในการวาง

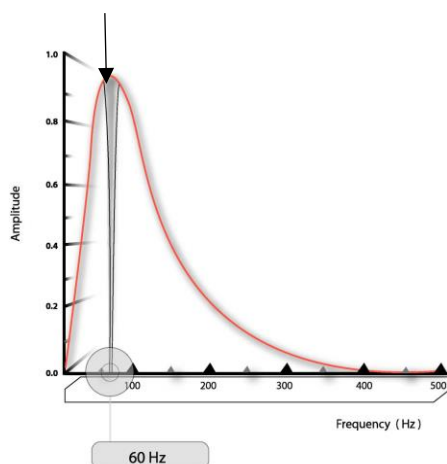
ขั้วไฟฟ้าสามารถวางได้ตามแกนแนวยาวของกล้ามเนื้อและตามแนวขวางของแนวยาวของกล้ามเนื้อได้

**ตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ** ข้อเสนอแนะคือการวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วครึ่งหนึ่งจากปลายมอเตอร์ปลายแผ่น (ประมาณ - กลางแนวกล้ามเนื้อ) โชนปลายเส้นเอ็น เป้าหมายคือการหลีกเลี่ยงการเซ็นเซอร์ที่มากเกินไปของโชนเส้นประสาทหรือระหว่างเส้นเอ็นตลอดช่วงของการเคลื่อนไหว

**ตามแนวขวางของกล้ามเนื้อ** ข้อเสนอแนะคือการวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วบนกล้ามเนื้อเพื่อให้แต่ละเซ็นเซอร์อยู่ห่างจากเขตของพื้นที่บันทึกกล้ามเนื้อที่สนใจ การวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วบนกล้ามเนื้อสามารถมีช่องของกล้ามเนื้อขนาดใหญ่และใกล้เคียงกล้ามเนื้อที่อยู่ต่ำกว่าขั้วไฟฟ้า โดยปกติแล้วจะหมายความว่าสายระหว่างศูนย์ของเซ็นเซอร์ไฟฟ้าคือประมาณขนานไปตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ

### Signal Conditioning and Amplification

การเข้ามาของอิเล็กทรอนิกส์สมัยใหม่ ในกระบวนการที่แตกต่างกันของ amplification ที่เป็นไปได้ของเครื่องวัด สัญญาณ EMG สัญญาณการรบกวนต่ำและสัญญาณที่มีความแม่นยำ ด้วยความแตกต่างของตัวขยายสัญญาณไฟฟ้า ตอนนี้เป็นไปได้ที่จะวัดค่าความถี่ของแถบคลื่นสัญญาณ EMG อย่างเต็มประสิทธิภาพ โดยทั่วไปช่วงความถี่ของ bandpass จะมีตั้งแต่ 10Hz และ 20Hz (high pass filtering) ไปจนถึง 500Hz และ 1000Hz (low-pass filtering) high pass filtering มีความจำเป็นเพราะการเคลื่อนที่ของสัญญาณรบกวนนั้นประกอบด้วย low frequency components (typically <10Hz) Low pass filtering คือสิ่งที่ต้องการย้ายในองค์ประกอบของความถี่สูงเพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณ aliasing (see Gerdle et al., 1999) ในอดีตเป็นเรื่องปกติที่จะย้ายสัญญาณรบกวน power-line (A/C) (i.e. either 50Hz or 60Hz) โดยการใช้ตัวกรองควบคุม (ดังรูปภาพแสดงคลื่นไฟฟ้า) สิ่งเหล่านี้เป็นปัญหากับ notch filtering เพราะ EMG มีตัวช่วยสัญญาณขนาดใหญ่ที่มีความถี่ตรงนี้และความถี่รอบๆ ผลลัพธ์ของ notch filtering คือการสูญเสียข้อมูลสัญญาณที่สำคัญของ EMG ดังนั้น notch filtering ควรจะหลีกเลี่ยงตามกฎทั่วไป



#### รูปที่ 4 แสดงคลื่นไฟฟ้า SEMG ทั่วไป

พื้นที่ใต้เทียงชี้สัญญาณที่หายไปเมื่อช่องกรองสัญญาณที่ใช้ในกรณีนี้จะช่วยจัดเสียงรบกวนแหล่งพลังงานได้ถึง 60Hz

ขยายนอกจากนี้ยังมีความจำเป็นต้องเพิ่มประสิทธิภาพความละเอียดในการบันทึกหรือตัวแปลงอุปกรณ์ (สำหรับข้อมูลเพิ่มเติมโปรดดูที่ Gerdle et al., 1999) เครื่องขยายสัญญาณที่มีคุณภาพสูงที่สามารถรับเพิ่มได้น้อย 100 และ 10000 เพื่อเพิ่มอัตราส่วนสัญญาณต่อเสียงรบกวนของสัญญาณ EMG ระหว่างการบันทึก ช่วงของการวัดเพียงพอสำหรับ Surface EMG signals มักจะอยู่ในช่วง 0-6mV สูงสุดถึงสูงสุด (Basmajian & DeLuca, 1985). The AMT-8 EMG System from Bortec Biomedical Ltd. มีช่วงระหว่าง 100 และ 15 000

คุณภาพของสัญญาณ EMG ในส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับลักษณะกระบวนการที่ทำ ขณะที่อาจมีหลายขั้นตอนของการขยาย ขั้นตอนที่สำคัญที่สุดคือเป็น pre-amplification pre-amplification แสดงขั้นตอนแรกของ amplification ใกล้กับแหล่งสัญญาณ มีตัวแปรที่สำคัญหลายแห่งในสัญญาณ pre-amplification เป็นเครื่องส่งของสัญญาณ EMG

#### Properties of an ideal pre-amplifier

มีคุณสมบัติที่สำคัญหลายประการที่จะต้องพิจารณาก่อนใช้เครื่องขยายเสียงคือ

- อัตราส่วนการปฏิเสธ โหมดปกติสูง
- ความต้านทานที่สูงมาก
- ระยะทางไม่ไกลจากแหล่งสัญญาณ
- ความสามารถในการจัดสัญญาณ DC

### Distance from Signal Source

ข้อเสียเปรียบข้อหนึ่งเกี่ยวกับความต้านทานไฟฟ้าที่สูง คือ สัญญาณรบกวนในสายไฟ, RF (radio frequency) สัญญาณรบกวนและการเคลื่อนที่ของวงจรไฟฟ้าที่รบกวนการทำงานของเครื่องมือที่แทรกในลวดนำไฟฟ้า คือการรบกวนของ capacitive coupling คือ ความแรงกว่าของการนำเข้ามาของความต้านทานของตัวรับการขยายสัญญาณในตอนแรกจากทรานซิสเตอร์ ความต้านทานที่สูงขึ้นของ pre-amplifier มีผลกระทบต่อสัญญาณรบกวนมากขึ้น และการเคลื่อนที่ของวงจรไฟฟ้าที่รบกวนการทำงานของเครื่องมือ นั้นคือการมีความยาวเพิ่มขึ้นของตัวนำ ความจุของ parasitic ที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นผลลัพธ์ของสัญญาณรบกวนก็เพิ่มขึ้น หรือพูดได้อีกอย่างว่าความยาวของตัวนำรวมกับความต้านทานที่เพิ่มขึ้นของ pre-amplifier มีผลในการลดสัญญาณรบกวน

สำหรับการบันทึก gel electrode กับระดับความต้านทานที่ต่ำของขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง มีผลกระทบน้อย การจัดการการนำไฟฟ้าจากสั้นไปยาวสู่ pre-amplifier ที่เคยใช้ Bortec Biomedical pre-amplifiers คือ การออกแบบอย่างพิเศษสำหรับ short lead length เพื่อที่จะลดจำนวนการรวมตัวของ electrode ไปสู่ patch และตัวลดการต้านทานที่แนบมา

สำหรับการบันทึกขั้วไฟฟ้าแบบแห้ง pre-amplifier สิ่งที่อยู่โดยทั่วไป กับ electrode sensors ที่ตัวนำระยะทางลดลง สิ่งที่เพิ่มจำนวนการรวมตัวของอิเล็กโทรดที่ติดมากับกลุ่มตัวอย่างการเพิ่มขึ้นของความเสียดต่อการไม่เพียงพอของตัวจริง การไม่เพียงพอของตัวจริงสามารถเป็นสาเหตุปกติของโหมครบกวนในตัวรับสัญญาณและการเคลื่อนที่ของตัวรับการนำไฟฟ้าที่จะมีผลในการลดอัตราส่วนของสัญญาณระหว่างสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวนของการบันทึกผล EMG

## 5. อุโมงค์น้ำ(Swimming flume)

อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) เป็นสระน้ำขนาดเล็กที่ใช้ในการออกกำลังกายหรือเล่นกีฬาในน้ำ มีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการรักษาฟื้นฟูสมรรถภาพ (rehabilitation) การฝึก (training) และทดสอบ (Testing) ความสามารถในนักกีฬาว่ายน้ำและนักกีฬาที่แข่งขันประเภทอื่นๆ ด้วยเช่น ไตรกีฬา สามารถทดสอบความสามารถหลายด้านไม่ว่าจะเป็นระบบหัวใจหลอดเลือด (cardiovascular system) ระบบทางเดินหายใจ (respiratory system) ระบบกล้ามเนื้อ (muscular system) รวมไปถึงยังสามารถทดสอบทางด้านการเคลื่อนไหว (movement) ที่เกี่ยวข้องกับชีวกลศาสตร์ (Biomechanical) ที่เป็นประโยชน์ในการศึกษาทางด้านงานวิจัยวิชาการในเรื่องของวิทยาศาสตร์การกีฬา

สรุปได้ว่าอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) มีวัตถุประสงค์หลักๆ อยู่สามประการ คือ 1.ใช้เพื่อในการทดสอบ เช่น ทดสอบทางสรีรวิทยา (physiological analysis) ทดสอบทางชีวกลศาสตร์ (biomechanical analysis) และการทดสอบอื่นๆ 2.ใช้เพื่อการฝึก (training) นักกีฬา 3.ใช้ในการรักษาฟื้นฟู (rehabilitation) จากการบาดเจ็บ

ข้อได้เปรียบของการใช้อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) นอกเหนือจากการออกกำลังกายหรือเล่นกีฬาในสระว่ายน้ำ อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) สามารถกำหนดความเร็วการไหลของน้ำได้ การที่น้ำไหลขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำสามารถช่วยพัฒนาความสามารถของนักกีฬา

อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) ในประเทศไทยมีที่แรกและที่เดียวในปัจจุบันตั้งอยู่ที่ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้นำเข้าจากบริษัท Technisches Zentrum ประเทศเยอรมันนี ซึ่งเป็นสระว่ายน้ำขนาดเล็กที่มีความกว้างที่ 2.50 เมตร, ความยาว 7.00 เมตร, ความลึก 1.35 เมตร และสามารถกำหนดการไหลของน้ำหรือความเร็วในการไหลของน้ำที่ 0-1.80 เมตรต่อวินาที สามารถเพิ่มความเร็วได้ที่ละ .01 เมตรต่อวินาที และลดความเร็วได้ที่ละ .01 เมตรต่อวินาที เช่นเดียวกัน

มีการศึกษาเกี่ยวกับการใช้เทคนิค 3 เทคนิคในการว่ายน้ำในท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Hand paddles, Fins และ Snorkel ที่มีผลต่อปัจจัยทางด้านสรีรวิทยาของนักกีฬาว่ายน้ำ การทดสอบให้นักกีฬาว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำด้วยเทคนิคที่กำหนดไว้เป็นเวลา 5 นาที ความเร็วอยู่ที่ 95 เปอร์เซ็นต์ ของความเร็วเฉลี่ยสูงสุดในการว่ายน้ำ 400 เมตร และดูผลต่างเปรียบเทียบกับขณะที่นักกีฬาว่ายน้ำ

ปกติโดยไม่มีตัวช่วย สรุปได้ว่าตัวแปรทางสรีรวิทยาในการน้ำท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Hand paddles, Fins สามารถเพิ่ม stroke efficiency แต่การน้ำท่าฟรีสไตล์โดยใช้ Snorkel ไม่มีผลต่อตัวแปรทางสรีรวิทยา (Teba A. R. et al. 2015)

Xuhong และคณะ ได้ศึกษาเปรียบเทียบตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในนักกีฬาว่ายน้ำท่ากบ (Breaststroke) ที่ฝึกในสถานที่ต่างกัน ในสระว่ายน้ำและอุโมงค์น้ำเป็นเวลา 4 สัปดาห์ โดยตัวแปรที่ศึกษามี stroke rate, stroke length และ efficiency index ผลการทดลองปรากฏว่า นักกีฬาว่ายน้ำที่ฝึกในสองที่ที่แตกต่างกันแต่มีความเร็วเท่ากันมีความแตกต่าง stroke rate, stroke length อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 (Xuhong et al., 2016)

## 6. การวิเคราะห์และการทำนายความเมื่อยล้า

การวิเคราะห์ความเมื่อยล้าในการว่ายน้ำสามารถบอกได้จากทั้งในการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) และการเคลื่อนไหวสโตรคของแขนของนักว่ายน้ำ ดังนี้

### 6.1 การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

ความซับซ้อนของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ทำให้ยากที่จะประเมินเหตุการณ์ของกลไกที่เกิดขึ้นทั้งหมดในช่วงการเกิดความเมื่อยล้า ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการสังเกตความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อจะต้องมีการใช้งานพร้อมกันของเหตุผลทางสรีรวิทยาและการเคลื่อนไหวมาเป็นเครื่องมือด้วยอีกทางหนึ่ง เทคนิคต่างๆ ของการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) สามารถถูกใช้ในการประเมินการเปลี่ยนแปลงความเมื่อยล้าในการทำงานหนึ่งของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ รูปแบบการทำงานของหน่วยระดมยล้า (Motor units) ในประเภทการทดลองที่มีทั้งหมด IEMG มักจะถูกใช้งานในการตรวจสอบปรากฏการณ์ของความเมื่อยล้าทั้งการทำงานที่คงที่ (Static) และเคลื่อนไหว (Dynamic) (Thorstensson, Karlsson, Viitasalo, Luhtanen, & Komi, 1976) การใช้วิธีการเหล่านี้ในการศึกษาถูกออกแบบให้พิจารณาการเปลี่ยนแปลงที่สำคัญในลักษณะสัญญาณของ EMG ระหว่างการหดตัวของระดับการออกกำลังกายที่รองระดับสูงสุด (Submaximal level)

## 6.2 การเคลื่อนไหวสโตรคของแขน

ในการว่ายน้ำ ความเร็ว (Velocity; V) ขึ้นอยู่กับการเกิดของ ความถี่ของสโตรค (Stroke rate; SR) และ ความยาวของสโตรค (Stroke length; SL) โดยนักว่ายน้ำจะมีการแบ่งสัดส่วนระหว่าง SR และ SL เพื่อรักษาความเร็วสูงสุดที่ต้องใช้ในระหว่างการแข่งขัน มีการศึกษาจำนวนมากเพื่อสังเกตการณ์และทำความเข้าใจเกี่ยวกับวิวัฒนาการของรูปแบบ "SL × SR" ในระหว่างการแข่งขัน (Arellano, Brown, Cappaert, & Nelson, 1994; Didier Chollet et al., 1997; A. Craig & Pendergast, 1979) ตลอดช่วงการแข่งขัน V และ SL ลดลงในขณะที่ SR ยังคงที่และเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเมื่อสิ้นสุดการแข่งขัน (A. Craig & Pendergast, 1979; A. B. Craig et al., 1985; Keskinen & Komi, 1993) เนื่องจากความเมื่อยล้าพัฒนาขึ้น อย่างไรก็ตามการวัดของ SL และ SR เป็นข้อมูลเกี่ยวกับประสิทธิภาพและศักยภาพในการปฏิบัติงาน แต่ยังคงจำกัดในส่วนของการพัฒนากลยุทธ์เพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพของนักว่ายน้ำแต่ละคน

## 7. การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ และ 3 ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของกีฬาว่ายน้ำ

ในการกำหนดผลการดำเนินงานที่เหมาะสม รูปแบบของนักว่ายน้ำจึงเป็นสิ่งจำเป็นในการวิเคราะห์เทคนิคของนักกีฬาที่แตกต่างกันในระดับประสิทธิภาพที่แตกต่างกัน (Consilman, 1973) ในทางหนึ่ง ปัจจัยที่สำคัญระหว่างตัวแปรถูกใช้สำหรับการวิเคราะห์เทคนิคในการว่ายน้ำและสามารถบ่งบอกถึงลักษณะเฉพาะที่เป็นประโยชน์ในช่วงการขับเคลื่อนที่ดีที่สุดและประสิทธิภาพในการว่ายน้ำที่ดีที่สุด (A. Craig & Pendergast, 1979) ถึงแม้ว่าการเคลื่อนไหวของการว่ายน้ำจะประสบความสำเร็จโดยการเฉลี่ยของกลยุทธ์ที่แตกต่างกันไป ด้วยเนื่องจากความแตกต่างทางสรีระวิทยา และทักษะทางเทคนิคของนักกีฬา (Grimston & Hay, 1986; Pelayo, Sidney, Kherif, Chollet, & Tourny, 1996; Siders, Lukaski, & Bolonchuk, 1993) ในการศึกษาก่อนหน้านี้ได้เน้นรูปแบบการประสานงานที่นำมาใช้ได้กับนักกีฬาที่แตกต่างกันเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพที่ดีขึ้น (D Chollet, Chalies, & Chatard, 2000; Keskinen & Komi, 1993) และเนื่องจากความต้องการที่จะพัฒนาความเที่ยงตรงของรูปแบบการประสานงานที่เฉพาะในนักกีฬา และปัจจัยที่เฉพาะเจาะจงที่มีอิทธิพลต่อประสิทธิภาพจึงทำให้ข้อมูลในการวิเคราะห์กลศาสตร์ของเทคนิคเป็นสิ่งจำเป็น และสามารถใช้ในการเปรียบเทียบที่สมบูรณ์ในหมู่นักกีฬาที่มีระดับความสามารถที่แตกต่างกัน สัดส่วนของร่างกาย ลักษณะทักษะทางเทคนิคและความเชี่ยวชาญในระยะทาง จึงเป็นการช่วยโค้ชในการออกแบบโปรแกรมการฝึกที่เฉพาะเจาะจงได้



ข้อจำกัดส่วนใหญ่ในการศึกษาการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางจลนศาสตร์คือยังมีข้อมูลเชิงปริมาณในการศึกษาข้อต่อแบบ 3 มิติอยู่น้อยเพื่อเป็นการสังเกตลักษณะของสโตรค (McCabe, Psycharakis, & Sanders, 2011) และเนื่องจากเวลาในการประมวลผลนานต้องได้รับข้อมูลจากวิดีโอจลนศาสตร์ จึงมีการศึกษา 3D น้อย เนื่องจากต้องมีการใช้แรงงานความหนักในส่วนของเวลาการป้อนของมูลเข้าคอมพิวเตอร์ ความสามารถในการศึกษาก็มักจะเป็นเรื่องที่แตกต่างกัน ยกตัวอย่างเช่น การเปรียบเทียบนักว่ายน้ำระยะสั้นกับนักว่ายน้ำระยะยาว ผู้วิจัยบางรายได้รายงานในส่วนของความถี่ของสโตรค (Barden & Kell, 2009; A. Craig & Pendergast, 1979) และความเร็วของสโตรค (Keskinen & Komi, 1993; Pai, Hay, & Wilson, 1984; Seifert, Chollet, & Bardy, 2004) หรือทั้งสองอย่าง (Hellard et al., 2008) ในรายงานอื่นๆผลที่ได้มักจะไม่มีแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ (McCabe et al., 2011; McCabe & Sanders, 2012) แต่ก็ยังสามารถชี้ให้เห็นว่าวิถีแขนในระหว่างการว่ายน้ำส่วนใหญ่มีการอธิบายในระนาบ mediolateral plane อย่างไรก็ตามการอธิบายในงานวิจัยจะให้ความสำคัญกับการวิเคราะห์การว่ายน้ำแบบ 2 มิติและเฉพาะอยู่ที่ระนาบ sagittal plane (D Chollet et al., 2000; Seifert et al., 2004) การวิเคราะห์แบบ 3 มิติของสโตรค สามารถถูกพบได้ใน (Vezos et al., 2007) แต่ในความสัมพันธ์กับส่วนเดียวของห่วงโซ่จลนศาสตร์ของแขนจึงควรที่จะอ้างอิง McCabe et al. (2011) and McCabe และ Sanders (2012) ในการประมาณค่าตำแหน่ง 3 มิติของจุดกึ่งกลางของข้อต่อระหว่างการว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์ในนักว่ายน้ำระยะสั้นและระยะยาว อย่างไรก็ตามมาร์คเกอร์ที่ถูกวาดบนตัวของกลุ่มตัวอย่างเพื่อเพิ่มการมองเห็นให้มากที่สุดนั้นแตกต่างกัน และไม่ค่อยมีความแม่นยำในข้อมูลที่ได้มาจากตำแหน่งมาร์คเกอร์มาตรฐาน (McCabe, 2008) ดังนั้นจุดที่ไม่ใช่ศูนย์กลางของข้อต่อและระบบอ้างอิงจึงถูกใช้ ทำให้สามารถประมาณค่ามุม 3 มิติ แต่ไม่เกี่ยวกับ Euler angles ระหว่างจุดอ้างอิง 3 มิติ (5 จุดหมุนอิสระ) มากไปกว่านั้น ยังมีความรู้ผู้น้อยในการศึกษาแบบ 3 มิติจนกระทั่งบัดนี้ เนื่องจากการประมวลผลที่ยาวนานของการได้รับข้อมูลจลนศาสตร์จากวิดีโอในแง่ของเวลาในการแปลงข้อมูล

โดยสรุปการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวข้อต่อแบบ 3 มิติระหว่างการว่ายน้ำ ซึ่งบทบาทสำคัญมีทั้งในด้านสภาวะการณ์ทางกีฬาและทางการรักษา ในกรณีแรก ลักษณะเฉพาะของปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ที่สำคัญจะนำไปสู่ประสิทธิภาพการขับเคลื่อนที่ดีที่สุดเป็นพื้นฐานของการยกระดับประสิทธิภาพเช่นเดียวกับการได้รับข้อมูลที่มีค่าเพื่อวัตถุประสงค์ในการสอน ในกรณีที่สองการประเมินจลนศาสตร์ของเทคนิคการว่ายน้ำจะเป็นเครื่องมือสำคัญในการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงรูปแบบการเคลื่อนไหวที่สามารถนำไปสู่การได้รับบาดเจ็บหรือที่เกี่ยวข้องกับการบาดเจ็บก่อนหน้านี้

เกณฑ์ในการทำสามมิติสำหรับการเคลื่อนไหวส่วนบนตามเทคนิคของ Calibrated Anatomical Systems Technique (CAST) (Cappozzo et al., 1995) ถูกนำมาใช้ CAST protocol ทำให้สะดวกต่อการประมาณค่าตำแหน่งของสถานที่สำคัญทางกายวิภาคที่น่าสนใจโดยใช้ตำแหน่งของทางเทคนิคอื่นๆ จะทำให้สามารถมองเห็นมากขึ้นและลดผลกระทบจากเงาของเนื้อเยื่ออ่อน (Cappozzo, Catani, Della Croce, Leardini, & Benedetti, 1996; Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo, 2005). วิธีการที่นำมาใช้สามารถอธิบายได้ในสามขั้นตอนคือ 1.การวางตำแหน่งเครื่องหมาย: เครื่องหมายถูกวางไว้ในตำแหน่งเป็นกลุ่มจำนวน 4 กลุ่ม เพื่อให้แน่ใจว่าสามารถมองเห็นได้อย่างน้อย 3 เครื่องหมายของแต่ละกลุ่มในแต่ละเฟรมจากในหนึ่งมุมมอง ตำแหน่งของเครื่องหมายถูกเลือกให้เหมาะสมที่ทำให้เกิดเงาขนาดเล็กที่สุด โดยมีความสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของผิวและอยู่บนรากฐานของกระดูก (Cappozzo et al., 1996; Cappozzo, Cappello, Della Croce, & Pensalfini, 1997). 2.สถิติของการเทียบค่ามาตรฐานของกายวิภาค ระบบเครื่องหมายที่อ้างอิงจะถูกกำหนดสำหรับกลุ่มในแต่ละส่วน และตำแหน่งของเครื่องหมายที่สนใจจะถูกประเมินในแต่ละกลุ่ม 3.Reconstruction สำหรับแต่ละเฟรมตามลำดับ ตำแหน่งของกลุ่มในระบบอ้างอิงทั่วไปถูกจับคู่ ในการเทียบค่ามาตรฐานทางกายภาพแบบคงที่ นี่เป็นการประเมินปัญหา เนื่องจากกลุ่มอาจมีการเปลี่ยนแปลง เพราะเงาของเนื้อเยื่ออ่อน และจะมีการแก้ไขโดยใช้อัลกอริทึมตามค่าเอกพจน์ โดยการแยกเป็นส่วนๆ (Arun, Huang, & Blostein, 1987) จากแคลคูลัสและการเทียบค่ามาตรฐานทางกายภาพแบบคงที่ สามารถอธิบายได้ใน 2 จุด มีความเป็นไปได้ในการสร้างตำแหน่งของเครื่องหมายทางกายวิภาคที่สนใจระหว่างการเคลื่อนไหว แม้ว่าไม่สามารถเห็นจากกล้อง หลังจากนั้นเครื่องหมายถูกวางขึ้นบนตำแหน่งของจุดสำคัญทางกายวิภาคที่สามารถที่จะสร้างได้ ถึงแม้ว่ามันจะไม่สามารถสังเกตได้โดยตรง เนื่องจากมีสิ่งขีดขวางหรือความปั่นป่วนบนเฟรมที่เฉพาะ

## 8. งานวิจัยนอกประเทศ

### สรีรวิทยาของกีฬาว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl)

ในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) รยางค์ช่วงบนจะมีหน้าที่รับผิดชอบในการขับเคลื่อน 85 เปอร์เซ็นต์ (V. Deschodt et al., 1999) โดยในหนึ่งสโตรคจะประกอบด้วย 4 ช่วง คือ ช่วงเริ่ม ช่วงดึง ช่วงผลัก และช่วงกลับ ในแต่ละช่วงจะใช้กล้ามเนื้อในการทำงานไม่เหมือนกัน ซึ่งมีงานวิจัยในเรื่องนี้มากมาย

Stirn, Jarm, Kapus, and Strojnik (2011) ได้ทำการวิจัยการวัดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อระหว่างระยะทาง 100 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) โดยเลือกกล้ามเนื้อรยางค์บนที่สำคัญของท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ในการศึกษาวิจัยคือ Latissimus dorsi, Pectoralis major, Triceps brachii, Flexor carpi ulnaris และ Extensor carpi ulnaris ซึ่งในแต่ละกล้ามเนื้อจะแบ่งหน้าที่ในการทำงานแต่ละช่วง โดยกล้ามเนื้อ Pectoralis major และ Latissimus dorsi เป็นตัวในการขับเคลื่อนร่างกาย ในช่วงการดึงและการผลักตามลำดับ (Nuber, Jobe, Perry, Moynes, & Antonelli, 1986) ในขณะที่ Triceps brachii มีความสำคัญในการเหยียดข้อศอกในช่วงสุดท้ายของสโตรคแขนในช่วงไถ่น้ำ หรือช่วงผลัก (Maglischo, 2003) นอกจากนี้กล้ามเนื้อมัดเล็กในบริเวณแขนท่อนล่างก็ได้รับความสนใจไม่น้อย เนื่องจากเป็นส่วนที่ช่วยในการเคลื่อนไหวของข้อมือ ซึ่งมีความสำคัญในช่วงผลักดัน และมีผลต่อการขับเคลื่อน โดยมีงานวิจัยส่วนใหญ่จะเลือกศึกษาในกล้ามเนื้อ Flexor carpi ulnaris (Pedro Figueiredo, Rouard, Vilas-Boas, & Fernandes, 2013; Rouard & Clarys, 1995) ส่วนกล้ามเนื้อที่มีส่วนช่วยในช่วงกลับ (Recovery) มากที่สุดคือ Middle deltoid โดยจะมีบทบาทตั้งแต่เริ่มจนจบในช่วงนี้

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยซึ่งเป็นงานวิจัยที่ทำการรวบรวมข้อมูลจากงานวิจัยต่างๆ ในการศึกษาเกี่ยวกับการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) กับการตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้า (EMG) โดยมีตารางแจกแจงกล้ามเนื้อในรยางค์บนของแต่ละงานวิจัยให้ความสนใจในการศึกษา

ตารางที่ 3 ตารางแสดงการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในนักกีฬาว่ายน้ำของรายฉบับ

การศึกษาวิจัย	กลุ่มตัวอย่าง	ท่าทางการว่ายน้ำ	กล้ามเนื้อที่ศึกษา
Lauer et al. (2013)	10 นักกีฬาว่ายน้ำชายท่า ครอล (Crawl) ระดับนานาชาติ อายุ $20.8 \pm 2.3$ ปี และ PB 200 crawl $109.2 \pm 2.3$ วินาที	Crawl	Biceps brachii, Triceps brachii
Rouard & Clarys (1995) = Clarys & Rouard (1995) = Clarys & Rouard (1996)	9 นักว่ายน้ำชาวฝรั่งเศสท่าฟรีสไตล์ระดับว่ายน้ำได้ดี อายุ $17.3 \pm 2.59$ ปี และ PB 100 crawl $58.62 \pm 2.5$ วินาที	Crawl	Biceps brachii, Triceps brachii, Flexor carpi ulnaris, Brachioradialis, Lattisimus dorsi, Deltoideus anterior
Clarys & Rouard (1995) = Rouard & Clarys (1995) = Clarys & Rouard (1996)	9 นักกีฬาว่ายน้ำชาย(M) อายุ $17 \pm 2.6$ ปี and PB 100 crawl $58.62 \pm 2.5$ วินาที	Crawl	Biceps brachii, Triceps brachii, Flexor carpi ulnaris, Brachioradialis, Lattisimus dorsi, Deltoideus anterior
Monteil and Rouard (1992)	7 นักว่ายน้ำที่มีทักษะว่ายน้ำระยะสั้นและระยะยาว Skilled sprinters and long distance swimmers (4 ชาย อายุ $16.7 \pm 0.4$ ปี และ 3 หญิง อายุ $15.6 \pm 0.4$ ปี)	Crawl	Pectoralis major, Brachioradialis, Biceps brachii, Triceps brachii caput medialis, Flexor carpi ulnaris
Clarys et al. (1988) = Clarys and Cabri (1988)	17 นักว่ายน้ำที่ถูกฝึกอย่างดี	Crawl	Pectoralis major, Triceps brachii , Flexor digitorum, Lattisimus dorsi

งานวิจัยในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะทาง เมตร 200

ในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะทาง 200 เมตร มีการเปลี่ยนแปลงในค่าพารามิเตอร์ของสโตรคทั้งหมดได้แก่ ความเร็วในการว่ายน้ำ ความยาวสโตรค ความถี่สโตรค และความเข้มข้นของแลคเตทในเลือด ซึ่งสิ่งเหล่านี้เป็นการยืนยันในการเกิดความเมื่อยล้าเมื่อว่ายน้ำในระยะทาง 200 เมตร งานวิจัยส่วนใหญ่จะศึกษาผลของความเมื่อยล้านี้มีผลต่อกล้ามเนื้ออย่างไร โดยใช้การตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

Pedro Figueiredo et al. (2013) ได้ทำการวิจัยเรื่อง ความเมื่อยล้าในรายกึ่งส่วนบนและรายกึ่งส่วนล่างระหว่างระยะทาง 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) กลุ่มตัวอย่างเป็นนักว่ายน้ำเพศชายที่มีการฝึกมาอย่างดี 10 คน อายุ 21.6 ปี  $\pm$  2.4 ปี มีประสบการณ์ในการแข่งขันว่ายน้ำ 11.9 ปี  $\pm$  3.5 ปี และประสิทธิภาพเฉลี่ยในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะทาง 200 เมตรเป็น 109.2 วินาที  $\pm$  2.3 วินาที โดยในการทดลองนักว่ายน้ำต้องว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะทาง 200 เมตรในความเร็วสูงสุดที่ทำได้ มีการเก็บข้อมูลโดยการบันทึกวิดีโอ และตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้า (EMG) ในแต่ละรอบจะแบ่งการวิเคราะห์ข้อมูลออกเป็น 8 ช่วง

ผลการวิจัยพบว่า ความเร็วในการว่ายน้ำลดลงจาก 1.58  $\pm$  0.08 เหลือ 1.43  $\pm$  0.11 เมตรต่อวินาที ความยาวสโตรคลดลง ในช่วงที่ 7 และที่ 8 และเมื่อวัดความเข้มข้นของแลคเตทในเลือดมีค่าเพิ่มสูงขึ้นจากในช่วงพัก 1.07  $\pm$  0.21 มิลลิโมล ต่อลิตรขึ้นมาเป็น 11.12  $\pm$  1.65 มิลลิโมลต่อลิตร ในช่วงท้ายของการว่ายน้ำระยะทาง 200 เมตร ในส่วนของ EMG มีการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญของ Amplitude ในกล้ามเนื้ออย่างคืบ Flexor carpi radialis, Biceps brachii และ Triceps brachii

Ikuta et al. (2012) ได้ทำการวิจัยเรื่องความสัมพันธ์ระหว่างการลดลงของความเร็วและการทำงานของกล้ามเนื้อระหว่างระยะทาง 200 เมตรท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) กลุ่มตัวอย่างเป็นนักว่ายน้ำที่มหาวิทยาลัยเพศชาย 20 คน อายุ 20.5  $\pm$  1.0 ปี และมีสถิติในการว่ายน้ำ 126.02  $\pm$  9.51 วินาที โดยมีการวัดค่าความเข้มข้นของแลคเตทในเลือด และตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

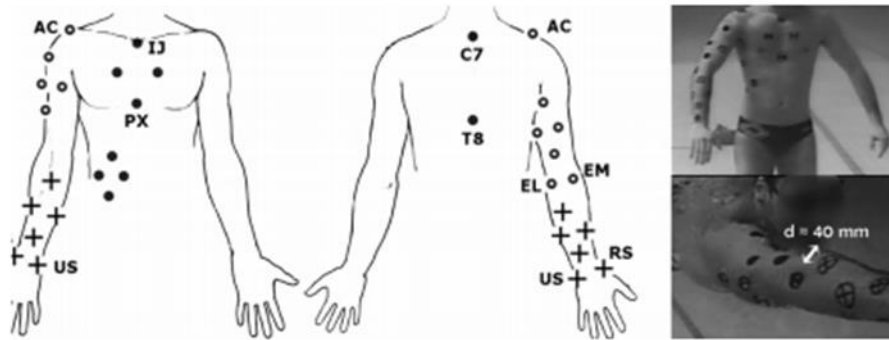
ผลการวิจัยพบว่า ความเข้มข้นของแลคเตทในเลือดหลังการว่ายน้ำเป็น 13.1  $\pm$  1.63 มิลลิโมลต่อลิตร และค่าเฉลี่ยของ Amplitude ในกล้ามเนื้อ Pectoralis major เพิ่มขึ้นในช่วง 50 เมตรสุดท้าย

นอกจากนี้ยังมีอีกหลายงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับ EMG ในการว่ายน้ำ ซึ่งสามารถบอกการเกิดความเมื่อยล้าได้ด้วยค่าแอมพลิจูด ผลที่ได้จะมีการเพิ่มขึ้นในกิจกรรมของกล้ามเนื้อ (Rouard, Billat, Deschodt, & Clarys, 1997; Wakayoshi et al., 1994) ในส่วนของความถี่ Aujouannet et al. (2006) ได้รายงานไว้ว่า การลดลงของการวิเคราะห์ความถี่ของ EMG ในกล้ามเนื้ออย่างคืบ ในการทดสอบว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะทาง 200 เมตร ดังนั้นการตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) จึงเป็นตัวบ่งบอกถึงความหนักในการทำงานของกล้ามเนื้อและการเกิดความเมื่อยล้า ซึ่งเป็นประโยชน์ในงานวิจัยที่จะบอกถึงการทำงานของกล้ามเนื้อที่มีการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงของสโตรคเมื่อระยะทางเพิ่มขึ้นจนกระทั่งครบระยะทาง 200 เมตรและอาจส่งผลไปถึงการเปลี่ยนแปลงการเคลื่อนไหว เช่น การเปลี่ยนแปลงความถี่ของ Flexor carpi

radialis อาจสัมพันธ์กับบทบาทในการรักษาเสถียรภาพของข้อมือในระหว่างรอบการว่ายน้ำทั้งหมด (Caty et al., 2007)

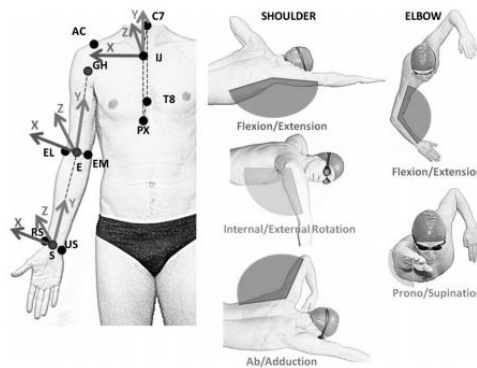
### งานวิจัยที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติและตัวแปรทางจลศาสตร์

Ceccon et al. (2013) ได้ทำการวิจัยเรื่องการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ประยุกต์ใช้เทคนิค CAST โดยค่าเฉลี่ยการติดตามอัตโนมัติ ได้มีการวาด 31 เครื่องหมายบนร่างกายของนักว่ายน้ำในความสัมพันธ์ 3 ส่วนคือ ลำตัว แขน และแขนท่อนล่าง (Trunk, Arm, Forearm) ของช่วงในการเคลื่อนไหว เครื่องหมายเป็นวงกลม กากบาท เส้นผ่าศูนย์กลาง 4 เซนติเมตรโดยหมึกกลบไม่ออก ตามจุดสำคัญทางกายวิภาคถูกเลือกให้เหมาะสมกับการกระทำในการเคลื่อนที่แบบสามมิติ (Van Der Helm et al., 2004) : Xiphoid process (PX), Suprasternal notch, Seventh cervical vertebra (C7), Acromion (AC) , Eighth thoracic vertebra (T8), Lateral และ Medial epicondyles of the humerus (EL และ EM ตามลำดับ), Radial และ Ulnar styloid process (RS และ US ตามลำดับ) มีการติดตามรูปแบบกลุ่ม (Cluster) โดยการที่หลายๆมาร์คเกอร์จะถูกใช้ในการประมาณจุดเครื่องหมายทางกายวิภาคที่สนใจ : 4 มาร์คเกอร์ทางด้านขวาของลำตัว, 1 มาร์คเกอร์บน Eighth thoracic vertebra (T8), 2 มาร์คเกอร์บริเวณส่วนบนของหน้าอก สำหรับการประมาณ Xiphoid process (PX), Suprasternal notch และ Seventh cervical vertebra (C7), 4 มาร์คเกอร์ด้านข้าง, 4 มาร์คเกอร์ตรงกลางของแขน สำหรับการประมาณ Acromion (AC), Lateral และ Medial epicondyles ของกระดูกต้นแขน (EL และ EM ตามลำดับ), 4 มาร์คเกอร์ตรงกลางและ 4 มาร์คเกอร์ของแขนท่อนล่าง สำหรับการประมาณค่า Radial และ Ulnar styloid process (RS และ US ตามลำดับ) จากมุมมองทางชีวกลศาสตร์แขนเป็นการเคลื่อนไหวแบบเปิด (Open kinematic chain) ซึ่งเกิดจาก 3 ส่วน กระดูกสันหลัง กระดูกต้นแขน และแขนท่อนล่าง (Thorax, Humerus, Forearm) โดยมี 5 degree of freedoms คือ 3 degree เป็นของหัวไหล่ 2 degree เป็นของข้อศอก มุมที่ถูกสังเกตและระบบการอ้างอิงจะแสดงในภาพด้านล่าง กระดูกสันหลังและจุดกำเนิดของกระดูกต้นแขนที่ติดระบบอ้างอิงถูกกำหนดกลุ่มหัวไหล่ตามคำแนะนำของนานาชาติ (Van Der Helm et al., 2004) : H1 สำหรับ Humerus แกน Z จะมีทิศทางไปด้านหลัง Shoulder girdle จะไม่ถูกนำมาเป็นโมเดล เนื่องจากมีความเสี่ยงในเรื่องความเป็นไปได้ กล่าวคือข้อผิดพลาดที่อาจส่งผลกระทบต่อความแม่นยำของการติดตามเครื่องหมายในการตั้งค่าปัจจุบัน มุมของข้อต่อจะได้มาจากการจำแนกความสัมพันธ์ที่สอดคล้องกันของส่วนที่ใกล้กัน และใช้ลำดับที่เหมาะสมของมุมออยเลอร์ (Euler angles) ซึ่งรายละเอียดวิธีการสามารถพบได้ใน Garofalo et al. (2009)



### รูปที่ 5 รูปภาพอธิบายส่วนประกอบต่างๆของมาร์คเกอร์

โดยมี 3 กลุ่ม (Clusters) และ 9 จุดทางสรีระวิทยาที่สนใจ Xiphoid process (PX), Suprasternal notch (IJ), Seventh cervical vertebra (C7), Eighth thoracic vertebra (T8), Acromion (AC), Lateral และ Medial epicondyles of the humerus (EL และ EM ตามลำดับ), Radial และ Ulnar styloid process (RS และ US ตามลำดับ) ภาพแสดงเครื่องหมายที่ใช้จริง และขนาดโดยประมาณรวมอยู่ด้วย (Ceccon et al., 2013)



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

รูปที่ 6 รูปภาพการกำหนดระบบอ้างอิงในส่วนของลำตัว แขน และแขนท่อนล่าง (Trunk, arm และ forearm) พร้อมกับجلศาสตร์การเคลื่อนไหว 3 มิติของข้อต่อของไหล่และข้อศอก (Ceccon et al., 2013)

นอกจากนี้งานวิจัย Magalhães et al. (2014) ได้มีการทำวิจัยเรื่อง การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของการว่ายน้ำแบบ 3 มิติในข้อต่อส่วนรยางค์บน ซึ่งประกอบด้วยบริเวณทรวงอก แขนท่อนบน แขนท่อนล่าง และมือ กับ 7 Degree of freedoms ในทำนองเดียวกับการอธิบายของ Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, and Sacchetti (2008) หัวไหล่จะถูกพิจารณาเป็นข้อต่อแบบแบบเบ้า (Ball and socket joint) ระหว่างบริเวณหน้าอกและแขน ในขณะที่ข้อศอกจะถูกพิจารณาข้อต่อแบบบานพับ (Double hinge joint) ระหว่างแขนท่อนบนกับแขนท่อนล่าง ส่วนข้อต่อข้อมือจะเป็นแบบบานพับ (Double hinge joint) ที่เกิดขึ้นจากแขนท่อนล่างกับมือ ในแต่ละส่วนที่ทำให้เกิดข้อต่อสองแบบนี้ ทั้งจุดกำเนิดและส่วนปลายจะเป็นที่ติดตัวอ้างอิงของกายวิภาค (Anatomical reference

systems; ARSs) ที่ถูกกำหนดไว้ ARSs ได้ถูกแนะนำไว้ด้วย Cutti et al. (2008) ในข้อเท็จจริงที่ว่า 1. ในการเทียบค่ามาตรฐานแบบอยู่นิ่ง (Static calibration) จะได้มาซึ่งการกำหนด ARSs บริเวณหน้าอก โดยกระทำกับผู้วิจัยที่อยู่นิ่ง เนื่องจากการประมาณที่สอดคล้องกับค่าของ Inertial-magnetic measurements units (IMMUs) ซึ่งเป็นตัวที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ของการว่ายน้ำ ได้แสดงให้เห็นถึงความแม่นยำมากขึ้นในตำแหน่งดังกล่าว 2. จุดกำเนิดของท่อนแขนส่วนล่างถูกหมุน -90 องศาตามแนวแกน Y เนื่องด้วยข้อต่อข้อศอกระหว่างการว่ายน้ำเป็นแบบคว่ำมือ (Pronation) ในหลายๆช่วงของสโตรค 3. ARS ของมือได้รับการสันนิษฐานว่าจะสอดคล้องกับ ARS ปลายแขนในระหว่างการทดลองการเทียบค่ามาตรฐานแบบคงที่ โดยตำแหน่งของ IMMUs ในส่วนของร่างกายได้แสดงไว้ในรูปด้านล่างทางด้านซ้าย เช่น เซอร์บริเวณหน้าอกจะถูกติดไว้ในแนวแกน X ตรงบริเวณส่วนบนของ Sternum เนื่องด้วยการวางตัวในแนวแกน X ของ IMMU ถูกใช้โดยตรงจากการคำนวณของ ASOR บริเวณหน้าอก เช่น เซอร์บนกระดูกต้นแขนถูกติดเป็นลำดับถัดมา เพื่อที่จะให้หนักว่าอยู่ในท่าธรรมชาติในขณะการว่ายน้ำ และลดปัญหา Soft tissue artifacts ให้มากที่สุด จึงเป็นบริเวณเหนือจุดกึ่งกลางของส่วนที่ 3 ของกระดูกต้นแขน เช่น เซอร์บนแขนท่อนล่างถูกติดไว้บริเวณส่วนปลายที่เป็นผิวเรียบ Radius และ Ulna โดยแกน Z ของ IMMU จะไปทางทิศออกจากข้อมือ เช่น เซอร์บนมือจะถูกติดอยู่เหนือหลังมือ โดยแกน Z ของ IMMU จะมีทิศออกจากมือ



รูปที่ 7 รูปภาพที่ด้านซ้าย เป็นตำแหน่งของ IMMUs บนส่วนต่างๆของร่างกาย

โดยจะเป็นรายละเอียดของแกนในระบบอ้างอิงทางสรีระวิทยา ด้านขวา: มุมมองด้านข้างและด้านหน้าระหว่างการจำลองว่ายน้ำท่าฟรีสไตล์ (Magalhães et al., 2014)

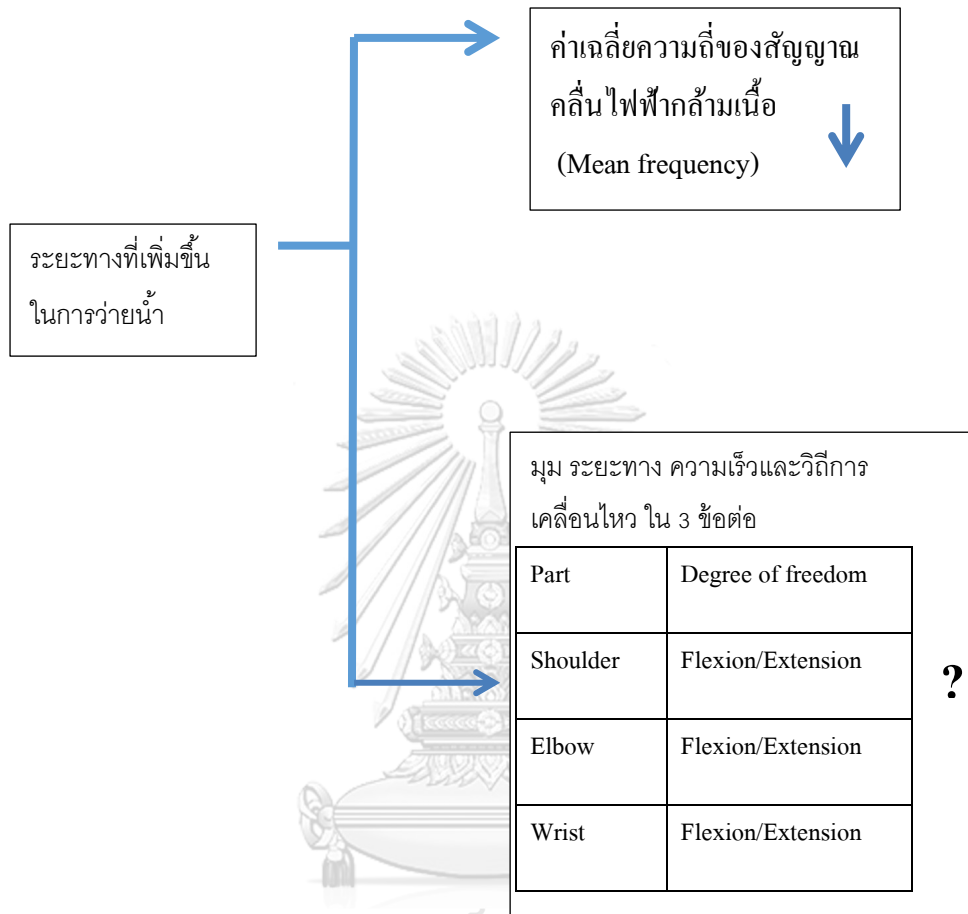
โปรโตคอลแบ่งออกเป็น 3 แบบในการเทียบค่ามาตรฐาน 1. การทดลองแบบคงที่ในกลุ่มตัวอย่างที่นอนอยู่บนโต๊ะ และเก็บแขนไว้ด้านข้างของร่างกาย ในขณะที่เดียวกันก็คว่ำมือและยึดแขนไว้ในแนวราบบริเวณด้านข้างช่วงบนของแขนท่อนล่าง 2. และ 3. ของการเทียบค่ามาตรฐานจะเป็น



แบบเคลื่อนไหวในท่าที่กลุ่มตัวอย่างอื่น และปฏิบัติดังต่อไปนี้ 1.การงอและการเหยียดของข้อศอก (Flexion-extension) จาก 10 องศาถึง 130 องศา โดยรักษาความคงที่ของการคว่ำและหงายมือ (Pronation-supination) 2.มุมเต็มในการคว่ำมือและหงายมือของข้อศอก โดยรักษาการงอและการเหยียดเอาไว้

แกนการหมุนทั้งหมดของข้อศอกที่ถูกจำลองเป็นค่าเฉลี่ยแกนหมุนเป็นเกลียว และคำนวณโดยใช้อัลกอริทึมกำหนดโดย Woltring, Long, Osterbauer, and Fuhr (1994) ในตอนท้ายของกระบวนการนี้แต่ละARS เป็นที่รู้กันว่าต้องพิจารณาให้สอดคล้องกับเทคนิคการอ้างอิงของ IMMU และสามารถคำนวณได้ที่ละเฟรมสำหรับแต่ละแบบไดนามิก มุมของข้อต่อถูกประมวลผลโดยการจำแนกความสัมพันธ์ในการปรับของส่วนที่ใกล้เคียงกัน หัวไหล่ Flexion/Extension (FE), Internal/External rotation (IE) และ Ab/Adduction (AA) ถูกคำนวณโดยใช้  $XY'Z''$  ลำดับออยเลอร์; ข้อศอก Flexion/Extension (FE) และ Pronation/Supination (PS) ถูกคำนวณโดยใช้  $XZ'Y''$  ลำดับออยเลอร์; ข้อมือ Flexion/Extension (FE) และ Ulnar/radial deviation (UR) ถูกคำนวณโดยใช้  $XY'Z''$  ลำดับออยเลอร์ ลำดับออยเลอร์ที่หัวไหล่อาจแตกต่างจากที่เสนอไปโดย Cutti et al. (2008) ลำดับที่  $XY'Z''$  ถูกเลือกเพราะเป็นการเสนอการเคลื่อนไหวทางจลศาสตร์ของหัวไหล่ที่ดีกว่าเมื่อมีการเคลื่อนไหวที่กว้าง และเมื่อการเคลื่อนไหวนี้ไม่ได้กระทำเพียงหนึ่งแกนของการหมุน เช่น Flexion/Extension ซึ่งมักจะเกิดเพื่อรักษาในการยกหมุนของข้อศอก (การหมุนรอบแกน Z) และ Ulnar/radial deviation ในมุมของข้อมือ (การหมุนรอบแกน Y) ได้ถูกพิจารณาตามที่รูปแบบจำลองไว้

## กรอบแนวคิดในงานวิจัย



### บทที่ 3

#### วิธีดำเนินการวิจัย

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยการศึกษา 2 ส่วน โดยการศึกษาที่ 1 เป็นการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของนักกีฬาว่ายน้ำในระยะ 200 เมตร และการศึกษาที่ 2 ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางกล้ามเนื้อของนักกีฬาว่ายน้ำเมื่อเกิดความเมื่อยล้าขึ้นทั้งนี้ในการศึกษาข้อที่ 2 การศึกษาจะทำการเก็บข้อมูลพร้อมกันแต่แยกกันทำการวิเคราะห์ข้อมูล

#### ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

นักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติที่เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 จำนวน 7 คน ในการวิจัยครั้งนี้

#### เกณฑ์การคัดเลือกเข้าร่วมการวิจัย (Inclusion criteria)

1. เป็นนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยที่ได้เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 โดยการประกาศจากสมาคมว่ายน้ำแห่งประเทศไทย (ภาคผนวก)
2. เต็มใจเข้าร่วมการวิจัย
3. ไม่มีอาการบาดเจ็บใดๆในขณะที่เก็บข้อมูล

#### เกณฑ์ในการคัดออกจากการศึกษา (Exclusion criteria)

1. ผู้ร่วมวิจัยขอลอนตัวจากการศึกษาวิจัย
2. ผู้ร่วมวิจัยเกิดการบาดเจ็บจนเป็นอุปสรรคต่อการวิจัย ได้แก่ นักว่ายน้ำมีอาการเจ็บบริเวณหัวไหล่ หรือ เกิดอุบัติเหตุในช่วงการเก็บข้อมูลทำให้ไม่สามารถว่ายน้ำได้ เช่น กระดูกแขนหัก เป็นต้น

## ขั้นตอนการวิจัยและการเก็บรวบรวมข้อมูล

### สถานที่เก็บข้อมูล

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

### แนวทางดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. ผู้วิจัยคัดเลือกกลุ่มประชากรและกลุ่มตัวอย่าง และชี้แจงรายละเอียดขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย พร้อมทั้งให้ผู้เข้าร่วมวิจัยลงนามในใบยินยอมผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย
3. ผู้วิจัยเก็บข้อมูลตามขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย
4. ผู้วิจัยทำการวิเคราะห์ผลและสรุปผล

### ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

1. ผู้วิจัยติดต่อนักกีฬาทีมชาติไทยที่ได้เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย ปี 2560 โดยผู้วิจัยไม่มีผลโดยตรงกับนักกีฬาทีมชาติ แต่ผู้วิจัยได้ทำงานร่วมกับโค้ชว่ายน้ำทีมชาติไทย และเลขาฯสมาคมว่ายน้ำ สำหรับการติดต่อนักกีฬาผู้วิจัยจะขอให้โค้ชว่ายน้ำทีมชาติและอดีตนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติให้เป็นผู้ติดต่อ (recruiter) ในการติดต่อนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติให้เข้ามาร่วมในงานวิจัยครั้งนี้ และผู้วิจัยเป็นผู้อธิบายและชี้แจงเงื่อนไขในการทดสอบ
2. ผู้วิจัยทำการเก็บรวบรวมข้อมูล

### เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการวิจัย

1. เอกสารแนะนำผู้เข้าร่วมการวิจัยและใบยินยอมเข้าร่วมโครงการ
2. แบบฟอร์มประวัตินักกีฬาและแบบฟอร์มบันทึกผลการเก็บข้อมูลสัดส่วนและสถิติเวลา

3. อุโมงค์น้ำ (Swimming flume)
4. ชุดกล้องการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสำหรับอุโมงค์น้ำ (Qualisys motion capture system) สำหรับการเก็บข้อมูลตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ทั้งหมด ยี่ห้อ Qualisys จากประเทศสวีเดน ประกอบด้วยกล้องจำนวน 18 ตัว
  - 4.1 กล้องจับภาพการเคลื่อนไหวเหนือน้ำรุ่น Oqus 7 + Series จำนวน 8 ตัว
  - 4.2 กล้องจับภาพการเคลื่อนไหวใต้น้ำรุ่น Oqus 7 + Series จำนวน 8 ตัว
  - 4.3 กล้องวิดีโอความเร็วสูงเหนือน้ำรุ่น Oqus 210c จำนวน 1 ตัว
  - 4.4 กล้องวิดีโอความเร็วสูงใต้น้ำรุ่น Oqus 210c จำนวน 1 ตัว
  - 4.5 มาร์คเกอร์ใต้น้ำ Taped underwater markers ของยี่ห้อ Qualisys
5. เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography; EMG) ยี่ห้อ Cometa รุ่น Via Vitlorio7-20080 Cisiano MI (Italy)
6. เครื่องมือวัดสัดส่วนของร่างกาย (Anthropometric measurements) ได้แก่ ที่วัดความสูง เครื่องวัดความยาว (Segmometer) เครื่องวัดความหนาของไขมันใต้ผิวหนัง (Lange skinfold calipers) และเครื่องวัดแรงบีบมือ (Hand grip dynamometer) เพื่อวัดสัดส่วนของร่างกาย ดังต่อไปนี้
  - 6.1 ความสูง (Height), น้ำหนัก (Weight)
  - 6.2 ดัชนีมวลกาย (Body mass index; BMI)
  - 6.3 ความยาวของแขน (Length of arm)
  - 6.4 ความยาวของแขนท่อนล่าง (Length of forearm)
  - 6.5 ความยาวของขา (Length of leg)
  - 6.6 แรงบีบมือ (Hand grip strength)
  - 6.7 วัดไขมันใต้ผิวหนัง 9 ส่วน และวัดเส้นรอบวง 5 ส่วน (9 skinfolds and 5 girth)

ตารางที่ 4 แสดงกล้ามเนื้อที่ใช้ในการวัดไขมันใต้ผิวหนัง

Skinfolds		Girth
Triceps	Abdominal	Arm (Relaxed)
Subscapular	Front thigh	Arm (Flexed)
Biceps	Medial calf	Waist (Minimum)
Iliac crest	Mid-axilla	Gluteal (Hips)
Supraspinale		Calf (Maximum)

#### 7. นาฬิกาจับเวลา

หมายเหตุ ในการใช้อุปกรณ์ทุกชนิดในการวิจัยมีเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการทดลองของคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา ซึ่งเป็นผู้ชำนาญการใช้อุปกรณ์ ควบคุมดูแลทุกขั้นตอนในการเก็บข้อมูล และผู้ร่วมวิจัยเป็นนิสิตที่สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาบัณฑิตสาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา และเป็นนิสิตระดับปริญญาโทคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งได้เข้ารับอบรมการใช้อุปกรณ์แล้ว

#### การเก็บรวบรวมข้อมูล

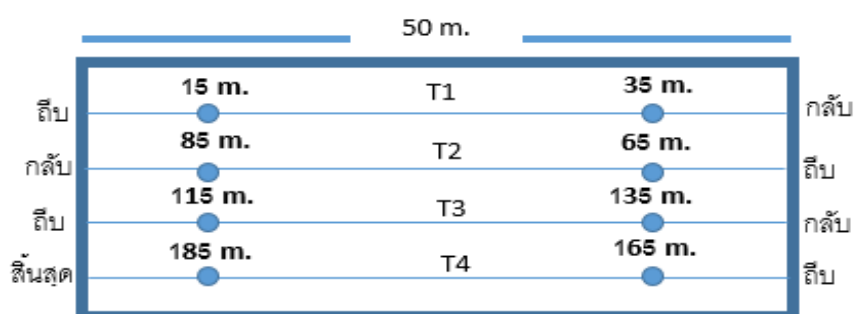
การเก็บข้อมูลแบ่งออกเป็น 2 ส่วน โดยส่วนที่ 1 เป็นการเก็บข้อมูลที่สระว่ายน้ำเพื่อหาความเร็วในการว่ายน้ำเพื่อใช้เป็นข้อมูลความเร็วในการตั้งค่าความเร็วในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) และส่วนที่ 2 เป็นการเก็บข้อมูลในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลของงานวิจัย

#### ส่วนที่ 1 การเก็บข้อมูลที่สระว่ายน้ำ

1. การเก็บข้อมูลเบื้องต้นที่สระว่ายน้ำ เมตร ชั้น 50M ศูนย์กีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
  - 1.1 วัดสัดส่วนร่างกายของนักกีฬาว่ายน้ำ ได้แก่ ความสูง (Height), น้ำหนัก (Weight), ดัชนีมวลกาย (Body mass index; BMI), ความยาวของแขน (Length of arm), ความยาวของแขนท่อนล่าง (Length of forearm), ความยาวของขา (Length of leg), แรงบีบมือ

(Hand grip strength) และวัดไขมันใต้ผิวหนัง 9 ส่วน และวัดเส้นรอบวง 5 ส่วน (9 skinfolds and 5 girth)

- 1.2 ผู้ที่มีส่วนร่วมในการวิจัยทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดแบบเคลื่อนไหว (Dynamic stretching) 10 นาที
- 1.3 ผู้ที่มีส่วนร่วมในการวิจัยลงอบอุ่นร่างกายในสระน้ำ ท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) และท่าที่ผู้เข้าร่วมวิจัยนัด ทั้งหมด 5 นาที
- 1.4 ผู้ที่มีส่วนร่วมในการวิจัยว่ายน้ำด้วยความเร็วสูงสุดที่สามารถทำได้ในระยะเวลาทาง 200 เมตร โดยออกตัวจากขอบสระไม่ใช้การกระโดด ซึ่งมีผู้จับเวลาอยู่ประจำจุด 15 เมตร แรกจากจุดออกตัวที่ขอบสระและ 15 เมตรก่อนถึงจุดกลับตัวที่ขอบสระทั้งหมด 2 จุด จุดละ 3 คน โดยใช้นาฬิกาจับเวลาจับเวลาเมื่อผู้ที่มีส่วนร่วมในการวิจัยว่ายน้ำผ่านจุดที่ผู้จับเวลารับผิดชอบจนผู้ที่มีส่วนร่วมในการวิจัยว่ายน้ำครบระยะ 200 เมตร
- 1.5 นำเวลาที่ได้จากการจับเวลามหาเวลาช่วง 20 เมตรบริเวณกลางสระว่ายน้ำ ด้วยวิธีการดังต่อไปนี้
  - 1.5.1 นำเวลาตรงจุดก่อนกลับตัว 15 เมตรลบกับจุดหลังถีบตัวออกจากขอบสระ 15 เมตร จะได้ช่วงการเก็บข้อมูลคือ เทียบที่ 1. ระยะทาง 15 เมตรถึง 35 เมตร (T1), เทียบที่ 2. ระยะทาง 65 เมตรถึง 85 เมตร (T2), เทียบที่ 3. ระยะทาง 115 เมตรถึง 135 เมตร (T3) และ เทียบที่ 4. ระยะทาง 165 เมตรถึง 185 เมตร (T4)



หมายเหตุ บริเวณขอบสระจะมีสัญลักษณ์เพื่อบอกระยะทางการว่ายน้ำของนักว่ายน้ำ เพื่อให้สามารถหาระยะทางในแต่ละช่วงที่ต้องการ แล้วนำไปคำนวณหาความเร็ว

รูปที่ 8 แสดงจุดวัดความเร็วในการว่ายน้ำในสระว่ายน้ำ 50 เมตร

1.5.2 นำเวลา T1, T2, T3 และ T4 โดยผู้วิจัยจะจับเวลาเมื่อหัวของนักกีฬาว่ายน้ำผ่านจุดจับเวลา จากนั้นผู้วิจัยจะคำนวณหาความเร็วด้วยสูตร

$$\text{Velocity (V)} = \text{Distance (S)}/\text{time (t)}$$

ผู้วิจัยจะได้ความเร็ว ณ ช่วงนั้นๆ ในแต่ละช่วง

1.6 นำ V1, V2, V3 และ V4 มาหาค่าเฉลี่ย

1.7 เก็บข้อมูลในขั้นตอนที่ ครึ่ง เพื่อหาความเร็วเฉลี่ย 3 จำนวน 6.1 และ 5.1

1.8 นำความเร็วเฉลี่ยไปใช้ในการกำหนดความเร็วในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume)

หมายเหตุ เหตุผลที่ผู้วิจัยเลือกเก็บข้อมูลจากระยะทาง 20 เมตรหลังตีบตัวออกจากขอบสระจนกระทั่งระยะทาง 15 เมตรก่อนการกลับตัว เนื่องจากตามกติกากการว่ายน้ำนักกีฬาสามารถทำการออกตัวใต้น้ำ (Streamline) ได้ไม่เกิน 15 เมตร หรือในช่วงแรกอาจมีแรงจากการตีบขอบสระทำให้ความเร็วที่ได้ไม่ได้มาจากความสามารถในการว่ายน้ำ และช่วงสุดท้ายก่อนถึงขอบสระในทุกๆ ช่วงจะต้องมีระยะในการกลับตัว ดังนั้นเวลาของระยะทางที่ใช้ในการคำนวณค่าที่ได้จึงเป็นความเร็วที่นักกีฬาว่ายน้ำได้ด้วยความสามารถของตนเอง

ส่วนที่ 2 การเก็บข้อมูลที่อุโมงค์น้ำ (Swimming flume)

2. การเก็บข้อมูลที่อุโมงค์น้ำ (Swimming flume) อาคารจุฬาพัฒน์ 10 ชั้น 1 คณะวิทยาศาสตร์ การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.1 ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทำการอบอุ่นร่างกายโดยการยืดเหยียดแบบเคลื่อนไหว (Dynamic stretching) 10 นาที

2.2 ผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยติดตั้งอุปกรณ์เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ข้างขวาของผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย จำนวน 2 ช่องสัญญาณ บนบริเวณกล้ามเนื้อที่สำคัญในแต่ละท่าทางการว่ายน้ำ เพื่อสังเกตการเกิดความเมื่อยล้าในกล้ามเนื้ออย่างครึ่งบนและส่วนล่าง โดยติดไว้กับกล้ามเนื้อด้านในชุดว่ายน้ำแบบเต็มตัว (เหมือนกับชุดของนักประดาน้ำ) แล้วใช้พลาสติกปิดแผลแบบกันน้ำและ Kinesiology tape ในการยึดติดกับผิวหนังเพื่อป้องกันปัญหาการเกิดอาการแพ้ ใช้ระยะเวลาประมาณ 30-40 นาที ดังนี้ สำหรับกล้ามเนื้อส่วนรยางค์บน



2.2.1 Pectoralis major

2.2.2 Triceps brachii

2.3 ผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยการติดมาร์คเกอร์ทั้งหมด 7 จุด โดยทำการติดมาร์คเกอร์กับชุดว่ายน้ำแบบเต็มตัว (เหมือนกับชุดของนักประดาน้ำ) โดยเย็บมาร์คเกอร์ให้ติดกับชุดตามจุดสำคัญทางกายวิภาคให้เหมาะสมกับการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Van Der Helm et al., 2004) เพื่อป้องกันไม่ให้หลุดขณะว่ายน้ำ โดยมาร์คเกอร์ยางค์ส่วนบน 7 จุด ได้แก่

Trunk บริเวณ ด้านหน้า Suprasternal notch  
 ด้านหลัง Spinous process of 7<sup>th</sup> cervical vertebra และ  
 Spinous process of 8<sup>th</sup> thoracic vertebra

Shoulder บริเวณ Acromion process

Elbow บริเวณ Lateral epicondyles of the humerus

Wrist บริเวณ Ulnar styloid process

Hand บริเวณ 3<sup>rd</sup> metacarpals (Ceccon et al., 2013; Wu et al., 2005)

ทั้งนี้จะติดมาร์คเกอร์ในแขนขวาเพียงข้างเดียว

การติดมาร์คเกอร์ใช้ระยะเวลาประมาณ 30 นาที

หมายเหตุ ในการติด EMG และมาร์คเกอร์ในข้อ 2.2 กับ 2.3 จะไม่เป็นอุปสรรคในการว่ายน้ำ

ในการติดมาร์คเกอร์ของยางค์ช่วงบนผู้วิจัยมีการสังเกตช่วงการแสดงการเคลื่อนที่ 4 ช่วง ได้แก่

1. ช่วงการเริ่มต้น (Entry & Glide)
2. ช่วงการดึง (Pull)
3. ช่วงการผลัก (Push)
4. ช่วงการย้อนกลับ (Recovery)

ในแต่ละช่วงมีการเก็บข้อมูลตัวแปร 2 ส่วน ได้แก่

1. Electromyography (EMG) Frequency

เมื่อกกล้ามเนื้อทำงานต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่งในความหนักสูง จะส่งผลทำให้ Frequency ลดลงอาจเป็นสัญญาณบ่งบอกถึงความล้าของกล้ามเนื้อ เมื่อกกล้ามเนื้อว่ายน้ำครบระยะที่กำหนดจะมีการเปลี่ยนแปลง Frequency ของสัญญาณกล้ามเนื้ออย่างไรบ้าง

2. ตัวแปรด้านจิตศาสตร์ของรยางค์ส่วนบนและรยางค์ส่วนล่าง ได้แก่

1. ความถี่ของสโตรค (Stroke rate)

จากการตั้งแขนที่สมบูรณ์ครบรอบในเวลาทีปฏิบัติ มีหน่วยเป็นรอบต่อวินาที

2. มุม ระยะทาง ความเร็วและวิถีการเคลื่อนไหว ใน 3 ข้อต่อ ดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 ข้อมูลการเก็บข้อมูลของข้อต่อและองศาอิสระในการเคลื่อนไหว

ข้อต่อ	Degree of freedoms
Shoulder	Flexion/Extension
Elbow	Flexion/Extension
Wrist	Flexion/Extension

2.4 ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยลงบ่อนร่างกายในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) โดยใช้ความเร็ว 50 เปอร์เซ็นต์ของความเร็วในการทดสอบของผู้เข้าร่วมวิจัยคนนั้นๆ โดยใช้ท่าที่จะทำการเก็บข้อมูล เพื่อให้ นักกีฬาทำความคุ้นเคย และเพื่อตรวจสอบความเรียบร้อยของอุปกรณ์ต่างๆ เป็นเวลา 5 นาที

2.5 มีส่วนร่วมในการวิจัยว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) โดยใช้ความเร็วที่ได้จากการคำนวณในข้อ 1.7 เป็นระยะทาง 200 เมตร แล้วจึงสิ้นสุดการว่ายน้ำ โดยในระหว่างการว่ายน้ำของผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย มีการบันทึกภาพวิดีโอ กับคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (EMG) ไปพร้อมกัน เมื่อผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ดำเนินการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ระยะ 200 เมตร เสร็จสิ้นแล้ว

ผู้วิจัยจะให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยพัก 5 นาที แล้วให้ว่ายน้ำที่ตนเองถนัดโดย

ดำเนินการตามข้อ 2.5 และ 2.6 อีกครั้งหนึ่ง

นำข้อมูลที่ได้จากการบันทึกภาพวิดีโอมาหาค่าตัวแปรทางจลศาสตร์ และนำข้อมูลจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (EMG) มาหาค่า Frequency โดยแบ่งช่วงการวิเคราะห์ ดังนี้

1.1.1 ช่วง 15 เมตรถึง 35 เมตร

1.1.2 ช่วง 65 เมตรถึง 85 เมตร

1.1.3 ช่วง 115 เมตรถึง 135 เมตร

1.1.4 ช่วง 165 เมตรถึง 185 เมตร

1.1.5 ช่วง 196 เมตรถึง 200 เมตร

นำแต่ละช่วงมาเปรียบเทียบและวิเคราะห์ข้อมูล

## 1.2 สรุปผลการทดลองและอภิปรายผล

### การพิทักษ์สิทธิของกลุ่มตัวอย่าง

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยอาจมีความเสี่ยงที่จะเป็นตะคริว เมื่อยล้า ปวดเมื่อย ในขณะที่เก็บข้อมูลหรือหลังจากเก็บข้อมูลแล้ว อย่างไรก็ตามจะมีผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยซึ่งเป็นนักวิทยาศาสตร์การกีฬาคอยดูแลผู้ร่วมวิจัยอย่างใกล้ชิด และอยู่ในตำแหน่งที่พร้อมให้ความช่วยเหลือผู้เข้าร่วมวิจัยทันทีที่สังเกตเห็นความผิดปกติ โดยหากผู้เข้าร่วมวิจัยประสบอุบัติเหตุ หรือเป็นตะคริว หรือจมน้ำขณะทำการเก็บข้อมูลในอุโมงค์น้ำ (Swimming flume) ผู้วิจัยจะหยุดการทำงานของอุโมงค์น้ำ และจะดำเนินการปฐมพยาบาลเบื้องต้นทันที หากอาการไม่ดีขึ้นจะนำตัวผู้ร่วมวิจัยส่งโรงพยาบาลใกล้เคียงทันที โดยผู้วิจัยจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลที่เกิดขึ้นจากการเข้าร่วมการวิจัยทั้งหมด

### การวิเคราะห์ข้อมูล

โดยกำหนดตัวแปรของมุมจากมาร์คเกอร์ 3 จุด ดังนี้

1. มุมหัวไหล่ เกิดจาก Spinous process of 7<sup>th</sup> cervical vertebra, Acromion process และ Lateral epicondyles of the humerus
2. มุมข้อศอก เกิดจาก Acromion process, Lateral epicondyles of the humerus และ Ulnar styloid process
3. มุมข้อมือ เกิดจาก Lateral epicondyles of the humerus, Ulnar styloid process และ 3<sup>rd</sup> metacarpals

### การวิเคราะห์ทางสถิติ

1. หาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ และสัดส่วนของร่างกาย โดยใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics 23

2. ทดสอบความแตกต่างระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของแต่ละข้อต่อ ณ ระยะการว่ายน้ำที่แตกต่างกันโดยใช้วิธีทดสอบทางสถิติแบบความแปรปรวนทางเดียว (One-way repeated measure ANOVA with post-hoc Bonferroni) ในทุกการวิเคราะห์ทางสถิติผู้วิจัยใช้ระดับความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

3. การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใน 1 ช่วงการดึงแขน ณ ระยะการว่ายน้ำที่แตกต่างกัน จากสมการพหุคูณด้วยสมการการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion ชนิด Damped Spring

หมายเหตุ การวิเคราะห์ข้อมูลดังกล่าวทำเพื่อทดสอบว่าข้อมูลที่ได้มีการแจกแจงแบบ Normal distribution หรือไม่ โดยการใ้วิธี Probability plot หากไม่เป็นการแจกแจงแบบปกติ ผู้วิจัยจะทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วย Non-Parametric statistic ด้วยวิธี Mann-Whitney ต่อไป

## บทที่ 4

### ผลการวิจัย

การวิจัยเรื่องการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในระยะ 200 เมตรท่าฟรอนท์ครอล (Front crawl) ประกอบด้วยการศึกษา 2 การศึกษาย่อย โดยการศึกษาที่ 1 เป็นการวิเคราะห์ผลของความเมื่อยล้าต่อตัวแปรทางคิเนมาติกส์ของการว่ายน้ำซึ่งได้แก่มุมของข้อต่อ ความเร็วของข้อต่อและความเร่งของข้อต่อเมื่อกลุ่มตัวอย่างว่ายน้ำในระยะทางต่างๆ ในขณะที่การศึกษาที่ 2 เป็นวิเคราะห์ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อตัวอย่าง

ผู้วิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลกลุ่มตัวอย่างซึ่งเป็นนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทยที่เข้าร่วมการแข่งขันกีฬาซีเกมส์ครั้งที่ 29 ณ ประเทศมาเลเซีย พ.ศ. 2560 จำนวน 7 คน มีข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างในงานวิจัยดังแสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 ข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง

ลำดับ	ความเร็ว 75% ของ ความเร็วในสระว่ายน้ำ	ส่วนสูง	น้ำหนัก(kg.)	ดัชนีมวลกาย
	(m/s)	(cm.)		(kg/m <sup>2</sup> )
1	1.10	173	70.50	23.56
2	1.20	165	67.00	24.61
3	1.20	172	72.40	24.47
4	1.20	175	74.40	24.29
5	1.10	171	70.60	24.14
6	1.10	173	69.10	23.09
7	1.00	182	77.70	23.46
Mean	1.13	173.00	71.67	23.95
SD	0.08	5.07	3.54	0.58

จากข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างพบว่ากลุ่มตัวอย่างมีความสูงเฉลี่ย  $173 \pm 5.07$  เซนติเมตร และมีน้ำหนักเฉลี่ย  $71.67 \pm 5.45$  กิโลกรัม โดยความเร็วเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่างมีค่า 1.13 เมตรต่อวินาที

### ผลการวิจัยในการศึกษาที่ 1

การศึกษาที่ 1 ศึกษาการเปลี่ยนแปลงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในระยะ 200 เมตรในท่าฟรอนท์ ครอล (Front crawl) ที่ตัวแปรทางคิเนมาติกส์ที่สำคัญของรยางค์ส่วนบน ได้แก่ มุมของข้อต่อในรยางค์ส่วนบน และความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อในรยางค์ส่วนบน

**การทดสอบความแตกต่างระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ณ ระยะการว่ายน้ำที่แตกต่างกัน**

**ตารางที่ 7 แสดงมุมของข้อต่อต่างๆ (องศา) ในรยางค์ส่วนบนของการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอล ณ ระยะที่แตกต่างกัน**

ข้อต่อ/ระยะ		15-35	65-85	115-135	165-185	196-200	Mean
		ม.	ม.	ม.	ม.	ม.	
ข้อมือ	Mean	142.71	142.49	143.33	142.77	139.27	142.11
	SD.	7.82	9.72	7.09	8.24	9.31	8.43
ข้อศอก	Mean	135.81	128.08	134.46	130.84	132.33	132.30
	SD.	20.90	21.72	18.21	17.35	17.35	19.11
หัวไหล่	Mean	127.77	132.01	132.16	135.70	136.38	132.80
	SD.	22.07	23.36	21.41	19.39	18.71	20.99

ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ยของมุมของข้อต่อต่างๆในการว่ายน้ำท่าฟรอนท์ ครอลที่ระยะทางแตกต่างกัน โดยมุมของข้อศอกมีการเคลื่อนที่ในมุมแคบที่สุดในขณะที่มุมของข้อมือมีการเคลื่อนที่ด้วยมุมที่กว้างที่สุด ทั้งนี้ค่าเฉลี่ยของมุมของข้อมือมีค่าเท่ากับ  $142.11 \pm 8.43$  องศา ค่าเฉลี่ยของมุมของข้อศอกและหัวไหล่มีค่าเท่ากับ  $132.30 \pm 19.11$  และ  $132.80 \pm 20.99$  องศาตามลำดับ

ตารางที่ 8 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Two-way ANOVA ระหว่างข้อต่อและระยะทาง

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: angle

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	44827.692	15	2988.513	9.663	.000
Intercept	1440408.075	1	1440408.075	4657.579	.000
joint	34024.172	2	17012.086	55.009	.000
distance	1379.059	5	275.812	.892	.486
joint * distance	9139.101	8	1142.388	3.694	.000
Error	490488.137	1586	309.261		
Total	29908048.845	1602			
Corrected Total	535315.829	1601			

a. R Squared = .084 (Adjusted R Squared = .075)

จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธี Two-way ANOVA ดังแสดงตารางที่ 8 พบว่ามุมของตัวแปรข้อต่อมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 แสดงว่ามุมของหัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ มีความแตกต่างกัน นอกจากนี้ยังพบว่ามุมที่ระยะทางการว่ายน้ำแตกต่างกันก็มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 และเมื่อศึกษาถึงความปฏิสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อและระยะทางพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 ด้วยเช่นกัน จึงสามารถสรุปได้ว่าข้อต่อที่แตกต่างกันมีมุมในการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกัน และเมื่อระยะทางที่ว่ายน้ำแตกต่างกัน มุมการเคลื่อนไหวก็แตกต่างกันด้วยเช่นกัน

ตารางที่ 9 การทดสอบความแตกต่างของมุมในข้อต่อต่างๆในการว่ายน้ำ ณ ระยะทางที่

ต่างกัน

Dependent Variable: angle

LSD

(I) joint	(J) joint	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Elbow	shoulder	-.4989	1.04951	.635	-2.5575	1.5597
	wrist	-10.3327*	1.08331	.000	-12.4576	-8.2079
Shoulder	elbow	.4989	1.04951	.635	-1.5597	2.5575
	wrist	-9.8338*	1.10481	.000	-12.0008	-7.6668
Wrist	elbow	10.3327*	1.08331	.000	8.2079	12.4576
	shoulder	9.8338*	1.10481	.000	7.6668	12.0008

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 308.951.

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

จากตารางที่ 9 พบว่ามุมของข้อมือแตกต่างกับมุมของข้อศอกและหัวไหล่อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 แต่มุมของข้อศอกไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

เมื่อวิเคราะห์มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อแต่ละข้อต่อ ณ ระยะว่ายต่างๆด้วยวิธี One-way ANOVA พบว่าระยะทางการว่ายน้ำที่แตกต่างกันจะทำให้มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อแต่ละข้อต่อแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ



ตารางที่ 10 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของหัวไหล่

ANOVA						
Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	4878.953	4	1219.738	2.718551	0.029091	2.388658
Within Groups	239142.3	533	448.6722			
Total	244021.3	537				

ตารางที่ 10 แสดงให้เห็นว่าเมื่อกลุ่มตัวอย่างว่ายน้ำ ณ ระยะที่ต่างกัน มุมของหัวไหล่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ เมื่อวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงในตารางที่ 11 มุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ที่ระยะว่าย 15-35 ม. แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ที่ระยะว่าย 165-185 ม. และ 196-200 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตารางที่ 11 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่  
Multiple Comparisons

Dependent Variable: ShAngle

LSD

(I) ระยะทาง	(J) ระยะทาง	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 ม.	65-85 ม.	-4.24395	2.83337	.135	-9.8099	1.3220
	115-135 ม.	-4.39605	2.81640	.119	-9.9287	1.1366
	165-185 ม.*	-7.93163	2.96963	.008	-13.7652	-2.0980
	196-200ม.*	-8.61328	2.96963	.004	-14.4469	-2.7797
65-85 ม.	15-35 ม.	4.24395	2.83337	.135	-1.3220	9.8099
	115-135 ม.	-.15210	2.75204	.956	-5.5583	5.2541
	165-185 ม.	-3.68768	2.90866	.205	-9.4015	2.0262
	196-200ม.	-4.36933	2.90866	.134	-10.0832	1.3445
115-135 ม.	15-35 ม.	4.39605	2.81640	.119	-1.1366	9.9287
	65-85 ม.	.15210	2.75204	.956	-5.2541	5.5583
	165-185 ม.	-3.53558	2.89213	.222	-9.2170	2.1458
	196-200ม.	-4.21723	2.89213	.145	-9.8986	1.4641
165-185 ม.	15-35 ม.*	7.93163	2.96963	.008	2.0980	13.7652
	65-85 ม.	3.68768	2.90866	.205	-2.0262	9.4015
	115-135 ม.	3.53558	2.89213	.222	-2.1458	9.2170
	196-200ม.	-.68165	3.04154	.823	-6.6565	5.2932
196-200ม.	15-35 ม.*	8.61328	2.96963	.004	2.7797	14.4469
	65-85 ม.	4.36933	2.90866	.134	-1.3445	10.0832
	115-135 ม.	4.21723	2.89213	.145	-1.4641	9.8986
	165-185 ม.	.68165	3.04154	.823	-5.2932	6.6565

ตารางที่ 12 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของข้อศอก

## ANOVA

Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	4219.137	4	1054.784	2.844613	0.023513	2.387272
Within Groups	215435.1	581	370.8006			
Total	219654.3	585				

ตารางที่ 12 แสดงผลการวิเคราะห์มุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของข้อศอก พบว่าเมื่อระยะว่ายน้ำต่างกัน มุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 เมื่อทำการวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงใน ตารางที่ 13 พบว่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกที่ระยะ 65-85 ม. แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกที่ระยะ 15-35 ม. และระยะ 115-135 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตารางที่ 13 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก  
Multiple Comparisons

Dependent Variable: ElAngle

LSD

(I) ระยะทาง	(J) ระยะทาง	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 ม.	65-85 ม.	7.53147*	2.50167	.003	2.6181	12.4449
	115-135 ม.	1.25117	2.48605	.615	-3.6316	6.1339
	165-185 ม.	4.89114	2.49118	.050	-.0017	9.7840
	196-200ม.	3.19551	2.55916	.212	-1.8308	8.2218
65-85 ม.	15-35 ม.	-7.53147*	2.50167	.003	-12.4449	-2.6181
	115-135 ม.	-6.28030*	2.49135	.012	-11.1735	-1.3871
	165-185 ม.	-2.64032	2.49647	.291	-7.5435	2.2629
	196-200ม.	-4.33596	2.56432	.091	-9.3724	.7005
115-135 ม.	15-35 ม.	-1.25117	2.48605	.615	-6.1339	3.6316
	65-85 ม.	6.28030*	2.49135	.012	1.3871	11.1735
	165-185 ม.	3.63997	2.48082	.143	-1.2325	8.5124
	196-200ม.	1.94434	2.54908	.446	-3.0622	6.9509
165-185 ม.	15-35 ม.	-4.89114	2.49118	.050	-9.7840	.0017
	65-85 ม.	2.64032	2.49647	.291	-2.2629	7.5435
	115-135 ม.	-3.63997	2.48082	.143	-8.5124	1.2325
	196-200ม.	-1.69563	2.55408	.507	-6.7120	3.3207
196-200ม.	15-35 ม.	-3.19551	2.55916	.212	-8.2218	1.8308
	65-85 ม.	4.33596	2.56432	.091	-.7005	9.3724
	115-135 ม.	-1.94434	2.54908	.446	-6.9509	3.0622
	165-185 ม.	1.69563	2.55408	.507	-3.3207	6.7120

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางที่ 14 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของ  
ข้อมือ

## ANOVA

Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	1386.156	4	346.539	4.55137	0.00129	2.390789
Within Groups	36013.98	473	76.13949			
Total	37400.13	477				

ตารางที่ 14 แสดงผลการวิเคราะห์มุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะต่างๆของข้อมือ พบว่าเมื่อ  
ระยะว่ายน้ำต่างกัน มุมการเคลื่อนไหวของข้อมือแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01  
เมื่อทำการวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงในตารางที่ 15 พบว่ามุมการ  
เคลื่อนไหวของข้อมือที่ระยะ 196-200 ม. แตกต่างกับมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือที่ระยะ 15-35 ม.  
ระยะ 65-85 ม. ระยะ 115-135 ม. และระยะ 165-185 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตารางที่ 15 แสดง Post Hoc Analysis ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ

**Multiple Comparisons**

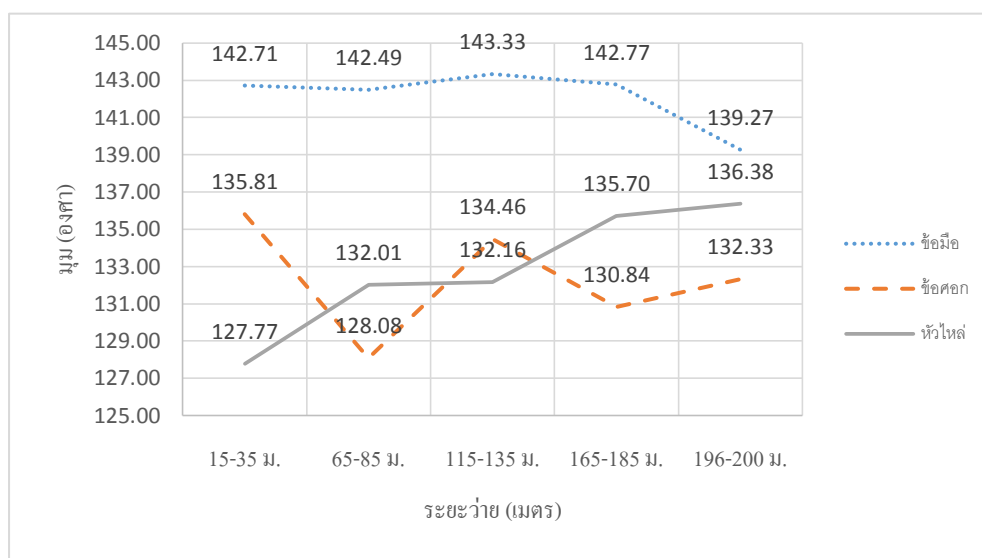
Dependent Variable: WristAngle

LSD

(I) ระยะเวลา	(J) ระยะเวลา	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 น.	65-85 น.	-.55640	1.29368	.667	-3.0985	1.9857
	115-135 น.	-1.27304	1.28309	.322	-3.7943	1.2482
	165-185 น.	-.59671	1.25173	.634	-3.0563	1.8629
	196-200น.	3.46299*	1.26055	.006	.9860	5.9400
65-85 น.	15-35 น.	.55640	1.29368	.667	-1.9857	3.0985
	115-135 น.	-.71664	1.29023	.579	-3.2519	1.8187
	165-185 น.	-.04031	1.25905	.974	-2.5143	2.4337
	196-200น.	4.01939*	1.26783	.002	1.5281	6.5107
115-135 น.	15-35 น.	1.27304	1.28309	.322	-1.2482	3.7943
	65-85 น.	.71664	1.29023	.579	-1.8187	3.2519
	165-185 น.	.67633	1.24817	.588	-1.7763	3.1290
	196-200น.	4.73603*	1.25702	.000	2.2660	7.2061
165-185 น.	15-35 น.	.59671	1.25173	.634	-1.8629	3.0563
	65-85 น.	.04031	1.25905	.974	-2.4337	2.5143
	115-135 น.	-.67633	1.24817	.588	-3.1290	1.7763
	196-200น.	4.05970*	1.22500	.001	1.6526	6.4668
196-200น.	15-35 น.	-3.46299*	1.26055	.006	-5.9400	-.9860
	65-85 น.	-4.01939*	1.26783	.002	-6.5107	-1.5281
	115-135 น.	-4.73603*	1.25702	.000	-7.2061	-2.2660
	165-185 น.	-4.05970*	1.22500	.001	-6.4668	-1.6526

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

เมื่อพิจารณาปฏิสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อและระยะทางดังแสดงใน รูปที่ 3 แสดงให้เห็นว่า ข้อมือมีมุมการเคลื่อนไหวที่มากที่สุด ในขณะที่มุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกและหัวไหล่มี ปฏิสัมพันธ์กันตามผลการวิเคราะห์สถิติในตารางที่ 9 โดยค่าเฉลี่ยของมุมของข้อมือจะลดลงเมื่อ ระยะเวลายาวขึ้น แต่ค่าเฉลี่ยของมุมของหัวไหล่จะแปรผันตรงกับระยะเวลาย โดยมุมของหัวไหล่จะ เพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลายาวขึ้น ทั้งนี้ค่าเฉลี่ยของมุมของข้อศอกมีมุมการเคลื่อนไหวที่ไม่แน่นอน



รูปที่ 9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ณ ระยะเวลายาวต่างๆ

การทดสอบความแตกต่างระหว่างความเร็วของข้อต่อ ณ ระยะการเวลายาวที่แตกต่างกัน

ตารางที่ 16 แสดงความเร็วของข้อต่อต่างๆ (มม.ต่อวินาที) ในรายการคำนวณบนของการเวลายาวทำฟรอนท์ ครอล ณ ระยะที่แตกต่างกัน

ข้อต่อ/ระยะ		15-35 ม.	65-85 ม.	115-135 ม.	165-185 ม.	196-200 ม.	Mean
ข้อมือ	Mean	2736.95	2418.00	2463.85	2645.60	2438.51	2540.58
	SD.	772.96	761.44	751.38	642.51	780.98	741.85
ข้อศอก	Mean	1651.01	1630.20	1611.40	1494.95	1450.93	1567.70
	SD.	485.68	462.66	476.35	419.72	408.45	450.57
หัวไหล่	Mean	528.91	540.84	457.42	463.83	435.70	485.34
	SD.	275.33	266.28	243.29	208.57	225.46	243.78

ตารางที่ 16 แสดงให้เห็นว่าข้อมือมีความเร็วเฉลี่ยมากที่สุดเท่ากับ  $2540.58 \pm 741.58$  มม.ต่อวินาที ข้อศอกมีความเร็วเฉลี่ยรองลงมาเท่ากับ  $1567.70 \pm 450.57$  มม.ต่อวินาที และหัวไหล่มีความเร็วเฉลี่ยน้อยที่สุดเท่ากับ  $485.34 \pm 243.78$  มม.ต่อวินาที

ตารางที่ 17 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Two-way ANOVA ของความเร็วระหว่างตัวแปรข้อต่อและระยะทาง

### Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: velocity

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Corrected Model	1227567761.852 <sup>a</sup>	14	87683411.561	330.005	.000	.738
Intercept	3951123291.149	1	3951123291.149	14870.454	.000	.901
veljoint	1212976820.143	2	606488410.072	2282.581	.000	.736
veldistance	6269755.693	4	1567438.923	5.899	.000	.014
veljoint * veldistance	5630060.556	8	703757.569	2.649	.007	.013
Error	436018511.455	1641	265702.932			
Total	5833719569.439	1656				
Corrected Total	1663586273.307	1655				

a. R Squared = .738 (Adjusted R Squared = .736)

จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธี Two-way ANOVA ดังแสดง ตารางที่ 17 พบว่าความเร็วของตัวแปรข้อต่อมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 แสดงว่าเมื่อควบคุมระยะทาง ความเร็วของหัวไหล่ ข้อศอกและข้อต่อ มีความแตกต่างกัน นอกจากนี้ยังพบว่าความเร็วที่ระยะทางการว่ายน้ำแตกต่างกันก็มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 นอกจากนี้เมื่อศึกษาถึงความปฏิสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อและระยะทางพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 ด้วยเช่นกัน จึงสามารถสรุปได้ว่าข้อต่อที่แตกต่างกันมีความเร็วของข้อต่อที่แตกต่างกัน และเมื่อระยะทางที่ว่ายน้ำแตกต่างกัน ความเร็วก็แตกต่างกันด้วยเช่นกัน



ตารางที่ 18 การทดสอบความแตกต่างของความเร็วในข้อต่อต่างๆในการว่ายน้ำ ณ ระยะทางที่แตกต่างกัน

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: velocity

LSD

(I) veljoint	(J) veljoint	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
elbow	shoul	1092.8149 <sup>*</sup>	31.48379	.000	1031.0622	1154.5675
	wrist	-1007.9153 <sup>*</sup>	30.62631	.000	-1067.9861	-947.8445
shoul	elbow	-1092.8149 <sup>*</sup>	31.48379	.000	-1154.5675	-1031.0622
	wrist	-2100.7302 <sup>*</sup>	31.06060	.000	-2161.6527	-2039.8076
wrist	elbow	1007.9153 <sup>*</sup>	30.62631	.000	947.8445	1067.9861
	shoul	2100.7302 <sup>*</sup>	31.06060	.000	2039.8076	2161.6527

Based on observed means.

The error term is Mean Square (Error)= 265702.932.

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

จากตารางที่ 18 พบว่าความเร็วของข้อมือแตกต่างกับมุมของข้อศอกและหัวไหล่ และความเร็วของข้อศอกแตกต่างกับความเร็วของหัวไหล่อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01

เมื่อวิเคราะห์ความเร็วของข้อต่อแต่ละข้อต่อ ณ ระยะว่ายน้ำต่างๆด้วยวิธี One-way ANOVA พบว่าระยะทางการว่ายน้ำที่แตกต่างกันจะทำให้ความเร็วของข้อต่อแต่ละข้อต่อแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 19 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็ว ณ ระยะต่างๆของหัวไหล่

ANOVA

Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	909355.4	4	227338.8	3.805408	0.004638	2.389178
Within Groups	30886096	517	59741			
Total	31795451	521				

ตารางที่ 19 แสดงให้เห็นว่าเมื่อกลุ่มตัวอย่างว่ายน้ ณ ระยะที่ต่างกัน ความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ เมื่อวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงใน ตารางที่ 20 ความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่ที่ระยะว่าย 15-35 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยที่ระยะว่าย 115-135 ม. และ 196-200 ม. ขณะที่ความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่ที่ระยะว่าย 65-85 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยที่ระยะว่าย 115-135 ม. ระยะ 165-185 ม. และระยะ 196-200 ม.

ตารางที่ 20 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของหัวไถล์

Multiple Comparisons

Dependent Variable: shVel

LSD

(I) ระยะทาง	(J) ระยะทาง	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 ม.	65-85 ม.	-11.92684	34.58173	.730	-79.8648	56.0112
	115-135 ม.	71.48878*	34.19128	.037	4.3178	138.6597
	165-185 ม.	65.08470	34.74740	.062	-3.1788	133.3482
	196-200ม.	93.21071*	33.83146	.006	26.7467	159.6748
65-85 ม.	15-35 ม.	11.92684	34.58173	.730	-56.0112	79.8648
	115-135 ม.	83.41562*	33.66255	.014	17.2834	149.5478
	165-185 ม.	77.01154*	34.22725	.025	9.7699	144.2531
	196-200ม.	105.13755*	33.29701	.002	39.7235	170.5516
115-135 ม.	15-35 ม.	-71.48878*	34.19128	.037	-138.6597	-4.3178
	65-85 ม.	-83.41562*	33.66255	.014	-149.5478	-17.2834
	165-185 ม.	-6.40408	33.83271	.850	-72.8706	60.0624
	196-200ม.	21.72193	32.89132	.509	-42.8951	86.3390
165-185 ม.	15-35 ม.	-65.08470	34.74740	.062	-133.3482	3.1788
	65-85 ม.	-77.01154*	34.22725	.025	-144.2531	-9.7699
	115-135 ม.	6.40408	33.83271	.850	-60.0624	72.8706
	196-200ม.	28.12601	33.46904	.401	-37.6260	93.8780
196-200ม.	15-35 ม.	-93.21071*	33.83146	.006	-159.6748	-26.7467
	65-85 ม.	-105.13755*	33.29701	.002	-170.5516	-39.7235
	115-135 ม.	-21.72193	32.89132	.509	-86.3390	42.8951
	165-185 ม.	-28.12601	33.46904	.401	-93.8780	37.6260

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางที่ 21 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็ว ณ ระยะต่างๆของข้อศอก

ANOVA

Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	3757477	4	939369.4	4.537274	0.0013	2.38838
Within Groups	1.12E+08	542	207033.9			
Total	1.16E+08	546				

ตารางที่ 21 แสดงผลการวิเคราะห์ความเร็วเฉลี่ย ณ ระยะต่างๆของข้อศอก พบว่าเมื่อระยะว่ายน้ำต่างกัน ความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 เมื่อทำการวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงในตารางที่ 22 พบว่าความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกที่ระยะ 165-185 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกที่ระยะ 15-35 ม. ระยะ 65-85 ม. และระยะ 115-135 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกที่ระยะ 196-200 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกที่ระยะ 15-35 ม. ระยะ 65-85 ม. และระยะ 115-135 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่ความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกที่ระยะ 165-185 ม. ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับที่ระยะ 196-200 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตารางที่ 22 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของข้อศอก

**Multiple Comparisons**

Dependent Variable: eVel

LSD

(I) ระยะทาง	(J) ระยะทาง	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 ม.	65-85 ม.	21.15002	61.22823	.730	-99.1217	141.4218
	115-135 ม.	47.57798	60.57352	.433	-71.4077	166.5637
	165-185 ม.	156.51742*	61.09323	.011	36.5109	276.5240
	196-200ม.	209.31345*	63.36777	.001	84.8390	333.7879
65-85 ม.	15-35 ม.	-21.15002	61.22823	.730	-141.4218	99.1217
	115-135 ม.	26.42797	60.43459	.662	-92.2848	145.1407
	165-185 ม.	135.36741*	60.95549	.027	15.6314	255.1034
	196-200ม.	188.16343*	63.23498	.003	63.9498	312.3771
115-135 ม.	15-35 ม.	-47.57798	60.57352	.433	-166.5637	71.4077
	65-85 ม.	-26.42797	60.43459	.662	-145.1407	92.2848
	165-185 ม.	108.93944	60.29781	.071	-9.5047	227.3835
	196-200ม.	161.73547*	62.60126	.010	38.7667	284.7043
165-185 ม.	15-35 ม.	-156.51742*	61.09323	.011	-276.5240	-36.5109
	65-85 ม.	-135.36741*	60.95549	.027	-255.1034	-15.6314
	115-135 ม.	-108.93944	60.29781	.071	-227.3835	9.5047
	196-200ม.	52.79602	63.10427	.403	-71.1609	176.7529
196-200ม.	15-35 ม.	-209.31345*	63.36777	.001	-333.7879	-84.8390
	65-85 ม.	-188.16343*	63.23498	.003	-312.3771	-63.9498
	115-135 ม.	-161.73547*	62.60126	.010	-284.7043	-38.7667
	165-185 ม.	-52.79602	63.10427	.403	-176.7529	71.1609

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางที่ 23 การวิเคราะห์ One-way ANOVA ของความเร็วเฉลี่ย ณ ระยะต่างๆของข้อมือ

ANOVA

Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	6263833	4	1565958	3.749571	0.005074	2.387878
Within Groups	2.33E+08	559	417636.7			
Total	2.4E+08	563				

ตารางที่ 23 แสดงผลการวิเคราะห์ความเร็วเฉลี่ย ณ ระยะต่างๆของข้อมือ พบว่าเมื่อระยะข้อมือต่างกัน ความเร็วเฉลี่ยของข้อมือแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 เมื่อทำการวิเคราะห์ Post Hoc Analysis ด้วยวิธี LSD ดังแสดงในตารางที่ 24 พบว่าความเร็วเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะ 15-35 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะ 65-85 ม. ระยะ 115-135 ม. และระยะ 196-200 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และความเร็วเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะ 65-85 ม. แตกต่างกับความเร็วเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะ 15-35 ม. และระยะ 165-185 ม. และระยะ 196-200 ม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตารางที่ 24 แสดง Post Hoc Analysis ของความเร็วของข้อมือ

Multiple Comparisons

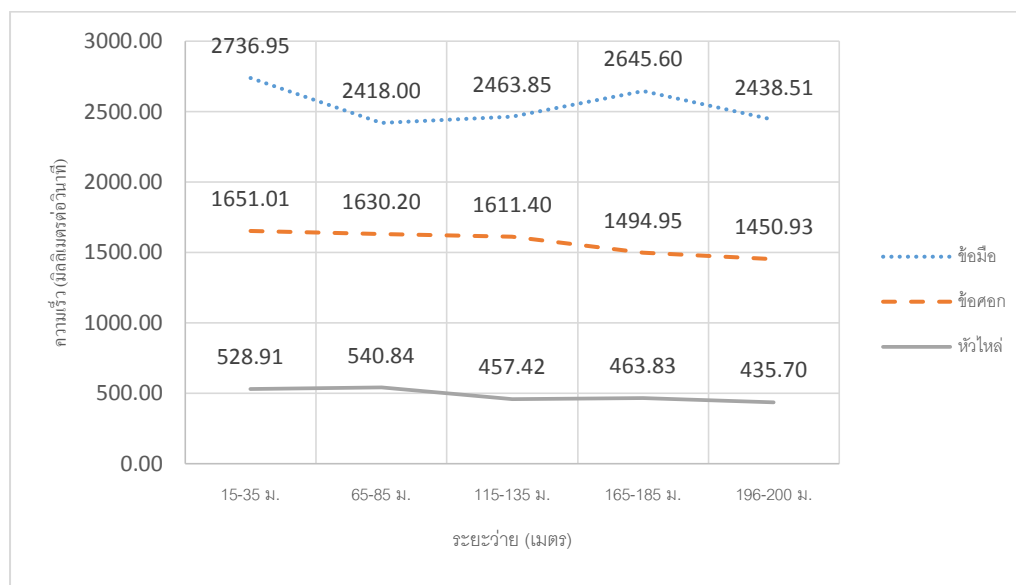
Dependent Variable: wristVel

LSD

(I) ระยะทาง	(J) ระยะทาง	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
15-35 ม.	65-85 ม.	288.43234*	93.17508	.002	105.4293	471.4353
	115-135 ม.	218.54413*	91.86219	.018	38.1197	398.9685
	165-185 ม.	81.87192	94.20037	.385	-103.1448	266.8887
	196-200ม.	286.46356*	93.57583	.002	102.6734	470.2537
65-85 ม.	15-35 ม.	-288.43234*	93.17508	.002	-471.4353	-105.4293
	115-135 ม.	-69.88821	91.45393	.445	-249.5107	109.7343
	165-185 ม.	-206.56042*	93.80229	.028	-390.7953	-22.3255
	196-200ม.	-1.96879	93.17508	.983	-184.9718	181.0342
115-135 ม.	15-35 ม.	-218.54413*	91.86219	.018	-398.9685	-38.1197
	65-85 ม.	69.88821	91.45393	.445	-109.7343	249.5107
	165-185 ม.	-136.67221	92.49831	.140	-318.3460	45.0016
	196-200ม.	67.91942	91.86219	.460	-112.5050	248.3438
165-185 ม.	15-35 ม.	-81.87192	94.20037	.385	-266.8887	103.1448
	65-85 ม.	206.56042*	93.80229	.028	22.3255	390.7953
	115-135 ม.	136.67221	92.49831	.140	-45.0016	318.3460
	196-200ม.	204.59163*	94.20037	.030	19.5749	389.6084
196-200ม.	15-35 ม.	-286.46356*	93.57583	.002	-470.2537	-102.6734
	65-85 ม.	1.96879	93.17508	.983	-181.0342	184.9718
	115-135 ม.	-67.91942	91.86219	.460	-248.3438	112.5050
	165-185 ม.	-204.59163*	94.20037	.030	-389.6084	-19.5749

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

เมื่อพิจารณาปฏิสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อและระยะทางดังแสดงในรูปที่ 10 แสดงให้เห็นว่า ความเร็วเฉลี่ยข้อต่อมีค่ามากที่สุด รองลงมาคือความเร็วเฉลี่ยของข้อศอก และความเร็วเฉลี่ยของ หัวไหล่มีค่าน้อยที่สุด นอกจากนี้ยังพบอีกว่าความเร็วของการว่ายน้ำในช่วงเริ่มต้นคือระยะ 15-35 ม. มีค่าสูงกว่าความเร็วของข้อต่อต่างๆ ในระยะเพิ่มขึ้น



### รูปที่ 10 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของความเร็วของข้อต่อ ณ ระยะว่ายน้ำต่างๆ

การวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวและความเร็วในข้อต่อต่างๆทำให้ผู้ฝึกสอนและนักกีฬามองเห็นภาพกว้างของการเคลื่อนไหวในระยะทางต่างๆของนักกีฬาว่ายน้ำ จากผลการวิจัยทำให้เห็นว่าเมื่อระยะว่ายน้ำที่แตกต่างกันทำให้มุมการเคลื่อนไหวและความเร็วในข้อต่อต่างๆแตกต่างกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อระยะต่างกันทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆแตกต่างกัน

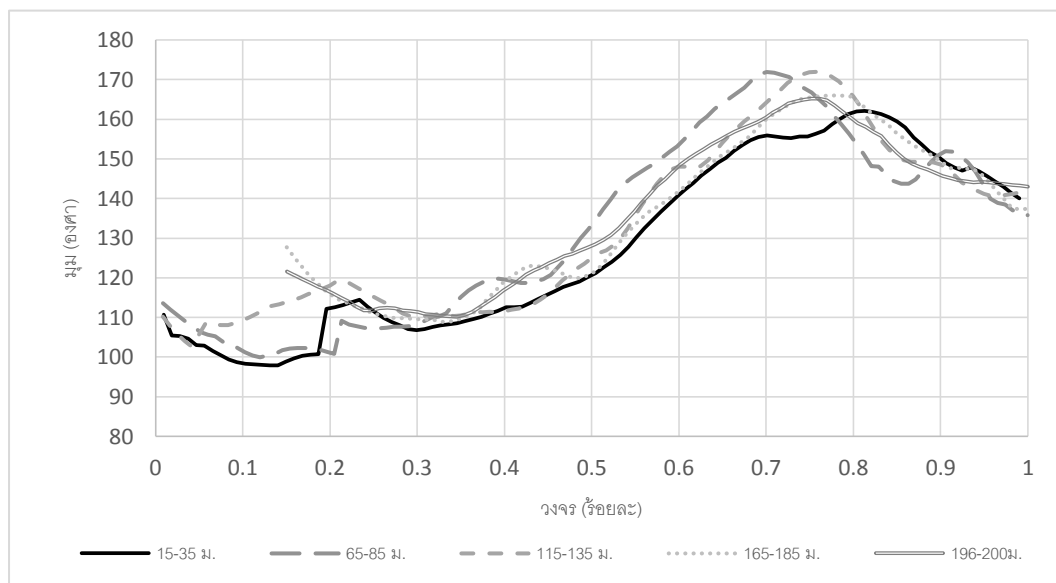
### การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใน 1 ช่วงการดึงแขน ณ ระยะการว่ายน้ำที่แตกต่างกัน

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเป็นการวิเคราะห์ถึงท่าทางในการเคลื่อนที่ของนักกีฬาทำให้นักกีฬาและผู้ฝึกสอนทราบว่าในแต่ละช่วงนักกีฬามีการเคลื่อนไหวท่าทางเป็นอย่างไร ทั้งนี้เมื่อผู้วิจัยได้วิเคราะห์ถึงการเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหว ณ ระยะว่ายน้ำต่างๆ เทียบกับเวลาที่กลุ่มตัวอย่างว่ายน้ำ



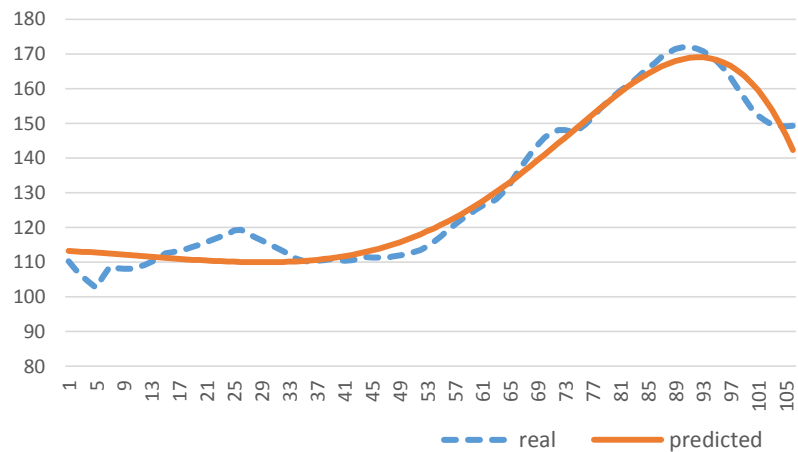
## การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนที่ ณ ระยะการวัดที่แตกต่างกัน

### ข้อต่อหัวไหล่



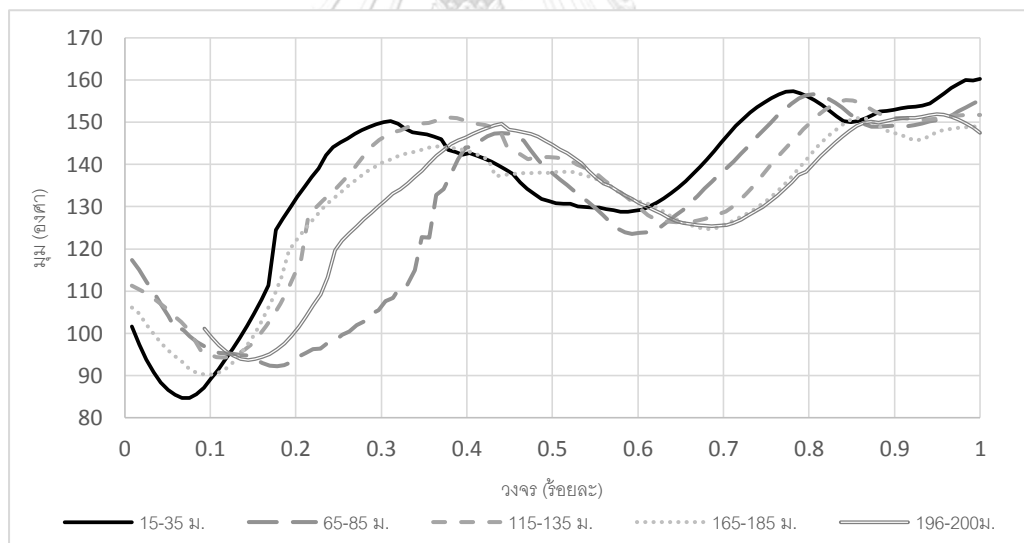
รูปที่ 11 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ ณ เวลาต่างๆของระยะการวัดที่แตกต่างกัน

จาก รูปที่ 11 สามารถสังเกตเห็นได้ว่าลักษณะการเคลื่อนที่ของมุมของหัวไหล่ของการวัดเมื่อเวลาผ่านไปที่ระยะต่างๆไม่แตกต่างกัน ถึงแม้ว่ามุมการเคลื่อนไหวเฉลี่ยของหัวไหล่จะแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 ดังแสดงในตารางที่ 10. เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างโมเดลอธิบายการเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ด้วยวิธีการคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ของสมการ Simple Harmonic Motion รูปแบบ Damped Spring ด้วยวิธีการ Least Square error ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการอธิบายการเคลื่อนที่ได้ดังนี้  $x(t) = Ae^{-bt} \cos(2\pi t + \theta)$  เมื่อ  $x(t)$  คือมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่  $A$  คือค่าคงที่ใดๆ ทั้งนี้ในการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion หมายถึงแอมพลิจูด หรือหมายถึงระยะการกระจัดสูงสุดของคลื่น  $b$  คือค่าคงที่ใดๆ เป็นค่า discounted factor ของ Damped Spring  $t$  คือลำดับเฟรมหรือเวลา และ  $\theta$  คือเฟสหรือมุมการเคลื่อนที่เริ่มต้นจากกราฟ cosine

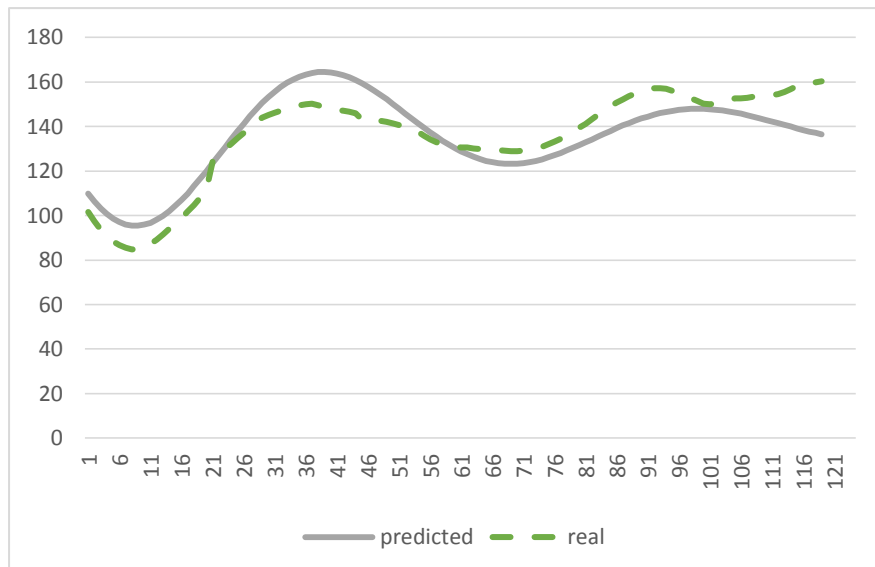


รูปที่ 12 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่

### ข้อศอก

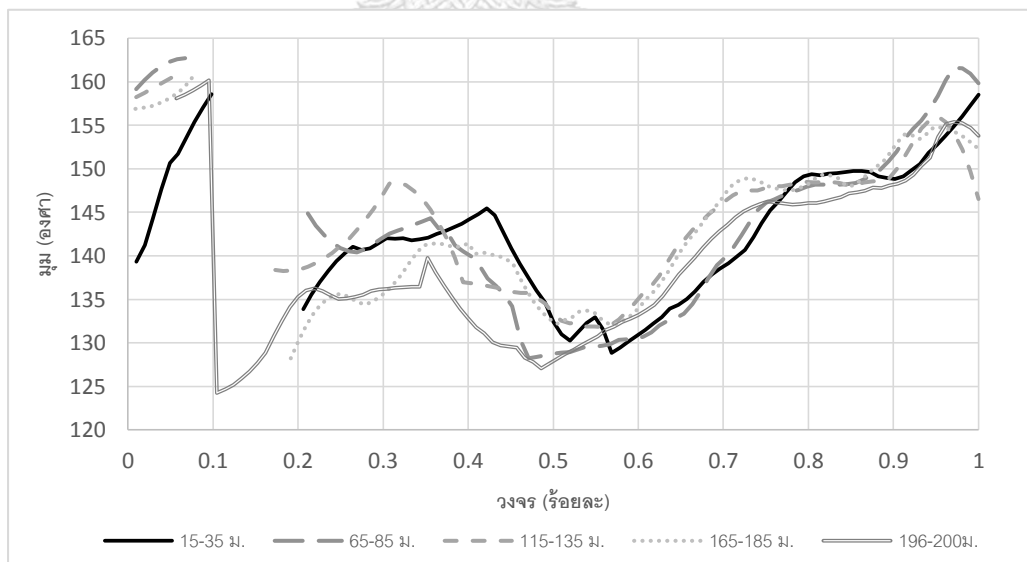


รูปที่ 13 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก ณ เวลาต่างๆ การเคลื่อนที่ของข้อศอกเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงใน รูปที่ 13 พบว่ามีมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกไม่แตกต่างกันในแต่ละระยะการวาง ทั้งนี้ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอกสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 14



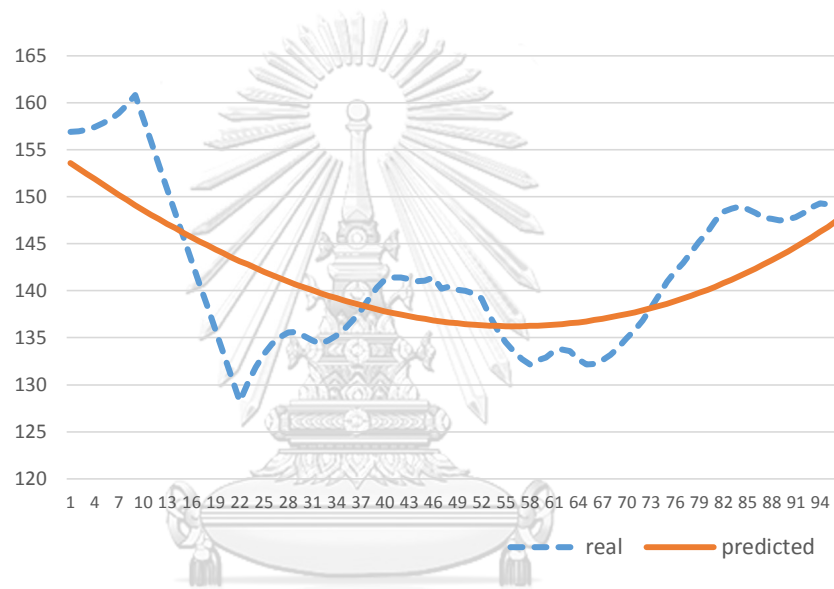
รูปที่ 14 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อศอก

ข้อมือ



รูปที่ 15 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ ณ เวลาต่างๆ

การเคลื่อนที่ของข้อมือเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 15 พบว่ามีมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือไม่แตกต่างกันในแต่ละระยะการว่าย แต่อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 15 จะเห็นว่าในบางช่วงข้อมูลของข้อมือจะขาดหายไป ซึ่งหากเทียบกับข้อต่ออื่นๆแล้วการหายไปของข้อมูลข้อมือเนื่องจากความเร็วในการเคลื่อนที่ของข้อมือเร็วกว่าข้อต่ออื่นๆ นอกจากนี้ยังเป็นข้อจำกัดในการวิจัยที่ทำในอุโมงค์น้ำซึ่งการสะท้อนของฟองน้ำทำให้ไม่สามารถมองเห็นได้ตลอดระยะทางการว่าย ทั้งนี้ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือและเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมื่อดังรูปที่ 16



รูปที่ 16 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลมุมการเคลื่อนไหวกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ

CHULALONGKORN UNIVERSITY

พารามิเตอร์สมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมของข้อต่อต่างๆ

เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ณ ระยะการว่ายต่างๆ จากสมการ  $x(t) = Ae^{-bt} \cos(2\pi t + \theta)$  ดังแสดงในตารางที่ 25

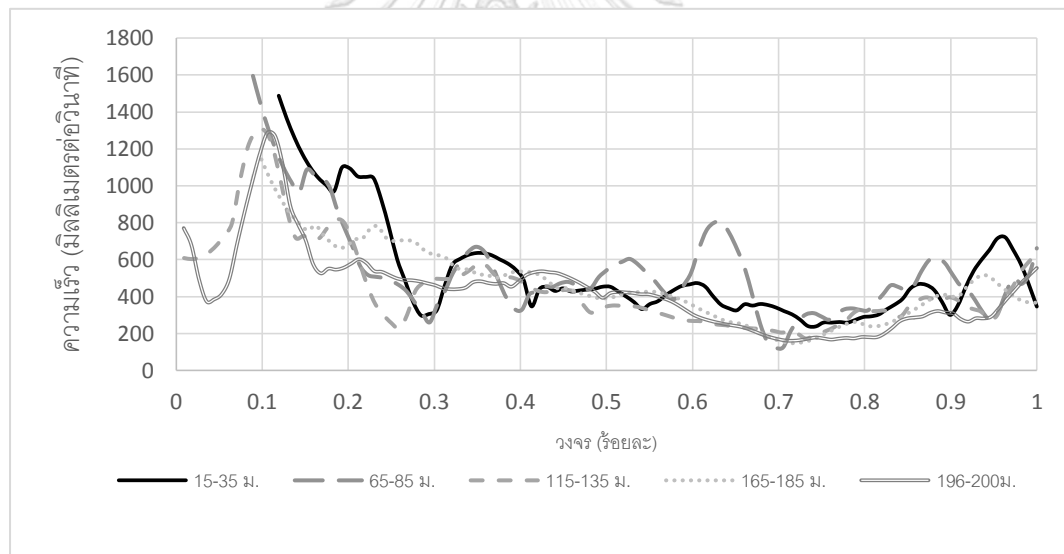
ตารางที่ 25 แสดงพารามิเตอร์ของการประมาณค่ามุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อใน  
ระยะทางต่างๆ

ข้อต่อ/ ระยะ		15-35 ม.	65-85 ม.	115-135 ม.	165-185 ม.	196-200 ม.	Mean
หัวไหล่	b=	-0.02235801	-0.01154176	-0.03811643	-0.00469730	-0.00469730	-0.025350
	T=	140.795	127.216	126.567	103.831	103.831	137.408
	theta=	0.340	0.850	0.791	1.158	1.158	0.432
	A=	-7.325	-16.199	-2.020	-20.997	-20.997	-5.757
	const=	112.723	122.461	114.837	133.194	133.194	115.180
	error	1471.273	2211.257	1817.419	746.946	1409.324	1259.506
	Rsq=	0.972	0.964	0.966	0.979	0.958	0.975
ข้อศอก	b=	0.052132182	0.058408656	0.02255213	0.03978401	0.024128725	0.079811
	T=	58.200	881.713	64.545	67.088	60.625	107.916
	theta=	1.324	1.552	1.415	1.326	1.101	1.479
	A=	-100.760	-1094.118	-57.830	-74.348	-50.596	-181.663
	const=	142.316	149.821	138.788	136.559	136.341	141.880
	error	8493.262	8878.412	4838.416	4593.639	3894.146	5951.838
	Rsq=	0.838	0.838	0.879	0.873	0.879	0.850
ข้อมือ	b=	-0.0096404	-0.0065384	-0.0026298	-0.003103	-0.0031277	0.0193669
	T=	2056.091	2388.527	4746.753	5279.777	4626.161	907.681
	theta=	-1.098	-1.033	-1.031	-1.138	-1.095	1.491
	A=	-287.888	-983.821	-2976.302	-2732.028	-2852.496	-292.545
	const=	283.422	674.521	1685.910	1300.296	1455.705	181.028
	error	2279.503	2300.607	3093.840	3131.076	4121.970	3891.406
	Rsq=	0.612	0.834	0.630	0.625	0.579	0.606

จากตารางที่ 25 แสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆ ณ ระยะต่างๆ มีค่าแตกต่างกัน แต่จากเซลล์ Rsq ซึ่งเป็นการคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดจากสมการ พยากรณ์จะเห็นว่าสมการพยากรณ์สามารถทำนายมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอกได้ ถูกต้องมากกว่า 85% ในขณะที่สามารถพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของข้อมือได้แม่นยำถึง 60% หากพิจารณาจากรูปที่ 12 รูปที่ 14 และรูปที่ 16 จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าลักษณะการเคลื่อนไหวของ มุมของหัวไหล่จะเป็นลักษณะคล้ายลูกคลื่น ในขณะที่ลักษณะการเคลื่อนไหวของมุมของข้อศอก และข้อมือจะมีลักษณะเป็นพาราโบลามากกว่า ซึ่งจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการประมาณค่าสะท้อน ได้จาก คาบ (T) ที่เพิ่มขึ้น

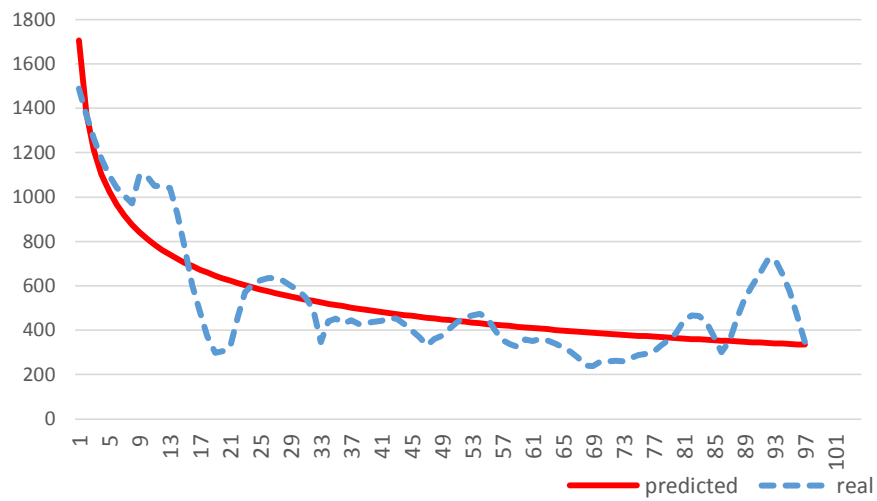
### การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของความเร็วการเคลื่อนที่ ณ ระยะการว่ายที่แตกต่างกัน

#### ข้อต่อหัวไหล่



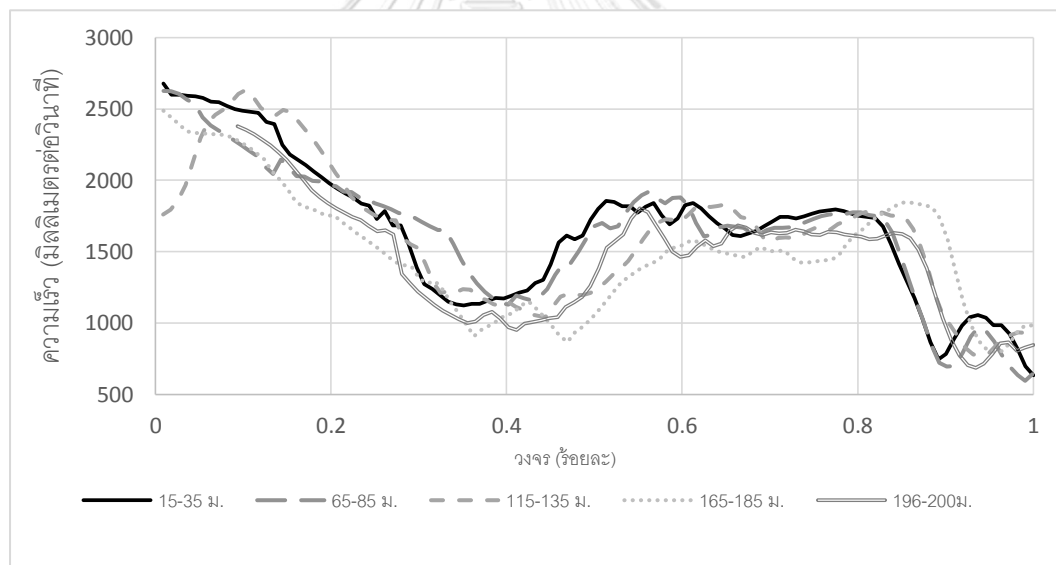
#### รูปที่ 17 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของหัวไหล่ ณ เวลาต่างๆ

รูปที่ 17 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของหัวไหล่ ณ เวลาต่างๆของระยะการว่ายที่แตกต่างกัน รูปที่ 11 สามารถแสดงความเร็วของหัวไหล่ของการว่ายที่ระยะต่างๆ ไม่แตกต่างกัน ณ เวลาต่างๆไม่แตกต่างกัน ถึงแม้ว่าความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่จะแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับ .01 ดังแสดงในตารางที่ 19 เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างโมเดลอธิบายการความเร็วของหัวไหล่ด้วยวิธีการ Polynomial จากสมการแบบพหุนาม  $y=ax^c+b$  เมื่อ a b และ c คือค่าคงที่ใดๆ โดย y ในสมการหมายถึงความเร็วของหัวไหล่ และ x หมายถึงลำดับเฟรม



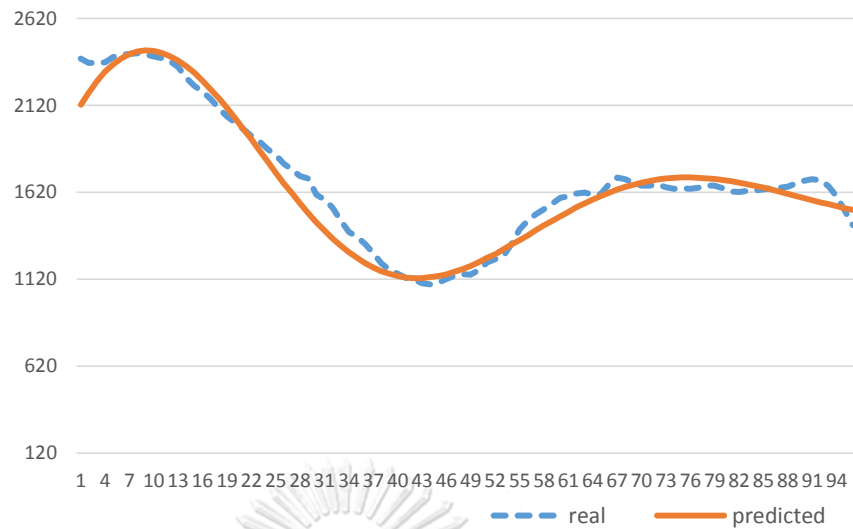
รูปที่ 18 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วกับความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่

### ข้อศอก



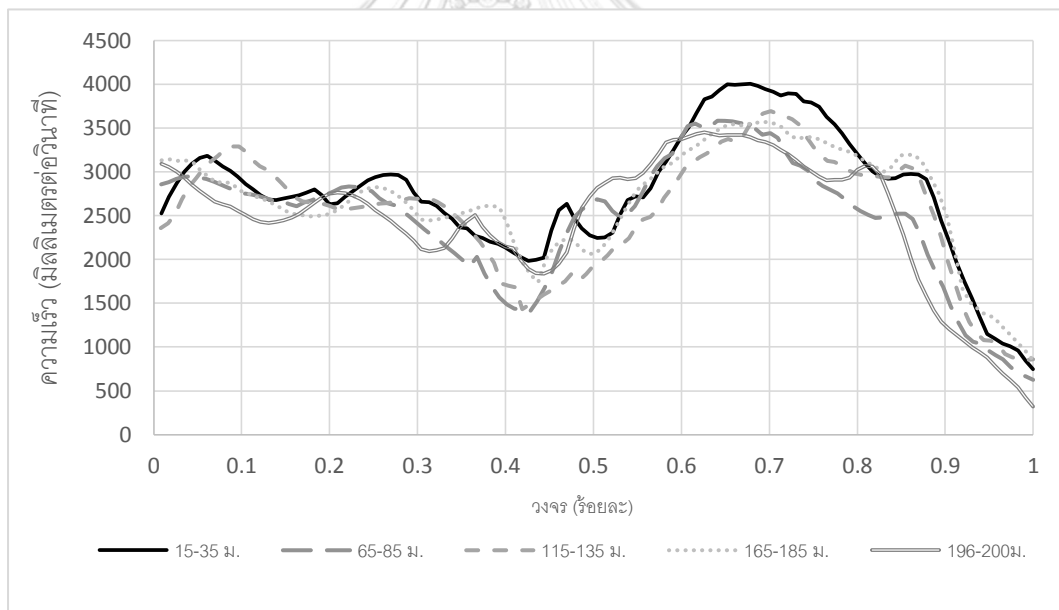
รูปที่ 19 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อศอก ณ เวลาต่างๆ

การเคลื่อนที่ของข้อศอกเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 19 พบว่ามีความเร็วของข้อศอกไม่แตกต่างกันในแต่ละระยะการว่ายน้ำ นอกจากนี้ลักษณะของความเร็วเฉลี่ยของข้อศอกมีลักษณะคล้ายคลึงกัน ทั้งนี้ผู้วิจัยได้สร้างสมการพหุนามความเร็วของข้อศอกและวาดกราฟเปรียบเทียบกับความเร็วเฉลี่ยของข้อศอก ณ เวลาต่างๆ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 20



รูปที่ 20 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลของความเร็วกับความเร็วเฉลี่ยของข้อศอก

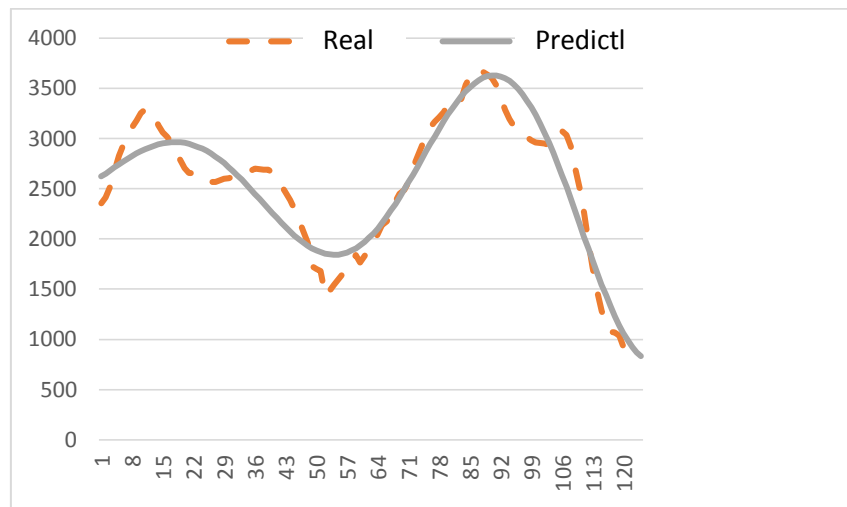
ข้อมือ



รูปที่ 21 แสดงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อมือ ณ เวลาต่างๆ

การเคลื่อนที่ของข้อมือเมื่อพิจารณาตลอดระยะเวลาการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 21 พบว่ามีความเร็วของข้อมือไม่แตกต่างกันในแต่ละระยะการว้าย แต่อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 21 ความเร็วของข้อมือนั้นมีลักษณะเป็นลูกคลื่น ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนไหวของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือและเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือดังรูปที่ 22





รูปที่ 22 แสดงการเปรียบเทียบโมเดลความเร็วกับค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือ

#### พารามิเตอร์สมการพยากรณ์ความเร็วของข้อต่อต่างๆ

เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปอย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ณ ระยะการว่ายน้ำต่างๆ จากสมการ  $v(t)=Ae^{-bt}\cos(2\pi t+\theta)$  สำหรับข้อศอกและข้อมือ และสมการ  $v(t)=at^c+b$  แสดงในตารางที่ 26 สำหรับหัวไหล่

ตารางที่ 26 แสดงพารามิเตอร์ของสมการพหุคูณความเร็วยของข้อต่อ ณ เวลาต่างๆ

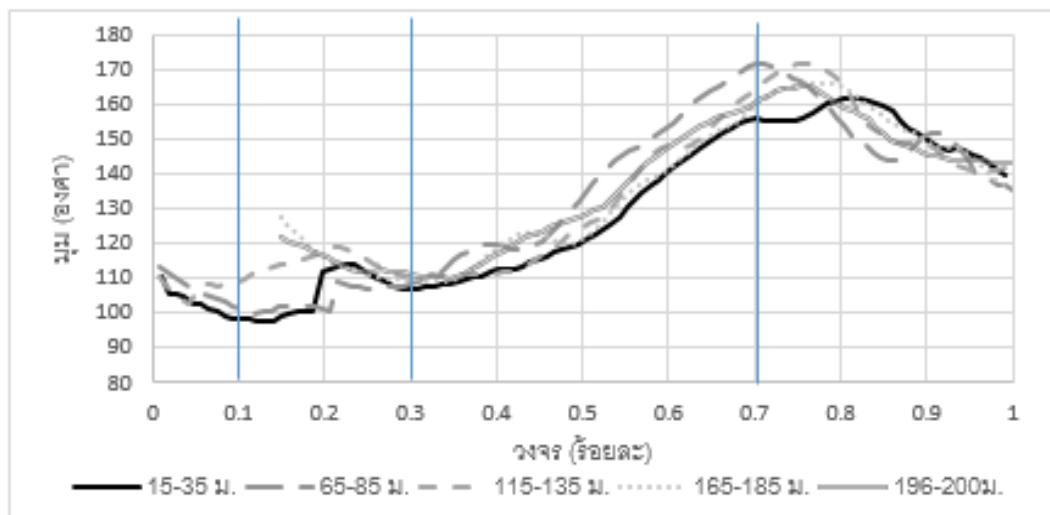
ข้อต่อ/ระยะ		15-35 ม.	65-85 ม.	115-135 ม.	165-185 ม.	196-200 ม.	Mean
หัวไหล่	a=	1940.99981	1669.61073	1199.39084	9735.85917	86060.3937	-82247.1750
	b=	-236.420	130.238	83.378	-8525.736	-84874.260	83530.650
	c=	-0.268	-0.406	-0.380	-0.022	-0.002	0.003
	error	2016376.4	2394645.991	1116360.5	890838.162	1714312.8	1012113.0
	Rsqr=	0.723	0.669	0.681	0.795	0.689	0.807
ข้อศอก	b=	0.0129838	-0.00011441	0.014486408	0.017401507	0.0145638	0.024520733
	T=	63.543	63.741	66.040	74.768	63.151	66.569
	theta=	10.512	10.517	10.916	10.271	10.483	10.545
	A=	-1015.988	-489.365	-1173.933	-1049.276	-1047.457	-1175.633
	const=	1593.332	1625.176	1511.291	1388.990	1443.151	1527.488
	error	7148982.715	9866936.123	4256884.908	4544661.658	4305119.11	1469212.550
	Rsqr=	0.738	0.598	0.837	0.792	0.817	0.908
ข้อมือ	b=	-0.0200248	-0.01442367	-0.0128229	-0.0233384	-0.02300117	-0.0180549
	T=	72.701	69.021	72.443	72.702	73.615	71.113
	theta=	10.115	10.324	10.839	10.007	9.627	10.267
	A=	-210.906	-313.030	-347.582	-141.666	-152.259	-213.518
	const=	2774.283	2533.762	2528.888	2671.317	2577.383	2619.558
	error	5079944.637	6370037.599	6562341.897	5494376.508	4804481.428	2268103.751
	Rsqr=	0.861	0.896	0.898	0.873	0.924	0.967

จากตารางที่ 26 แสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ของสมการพหุคูณความเร็วยของข้อต่อต่างๆ ณ ระยะต่างๆ มีค่าแตกต่างกัน แต่จากเซลล์ Rsqr ซึ่งเป็นการคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดจากสมการพหุคูณจะเห็นว่าสมการพหุคูณสามารถทำนายความเร็วเฉลี่ยของหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือได้ถูกต้องมากกว่า 80% หากพิจารณาจากสมการการเคลื่อนที่ของหัวไหล่  $v(t)=at^c+b$  จะเห็นว่าค่าคงที่ c เป็นค่าติดลบ แสดงให้เห็นว่าความเร็วของหัวไหล่จะตกลงเรื่อยๆจนถึงจุดๆหนึ่งจะมีความเร็วค่อนข้างคงที่ ในขณะที่สมการพหุคูณความเร็วยของข้อศอกและข้อมือนั้น ผู้วิจัยสนใจคาบ (T) ซึ่งแสดงว่าความเร็วของข้อศอกและข้อมือในการเคลื่อนที่ 1 รอบมีค่าเท่าใด จากตารางที่ 26 แสดง

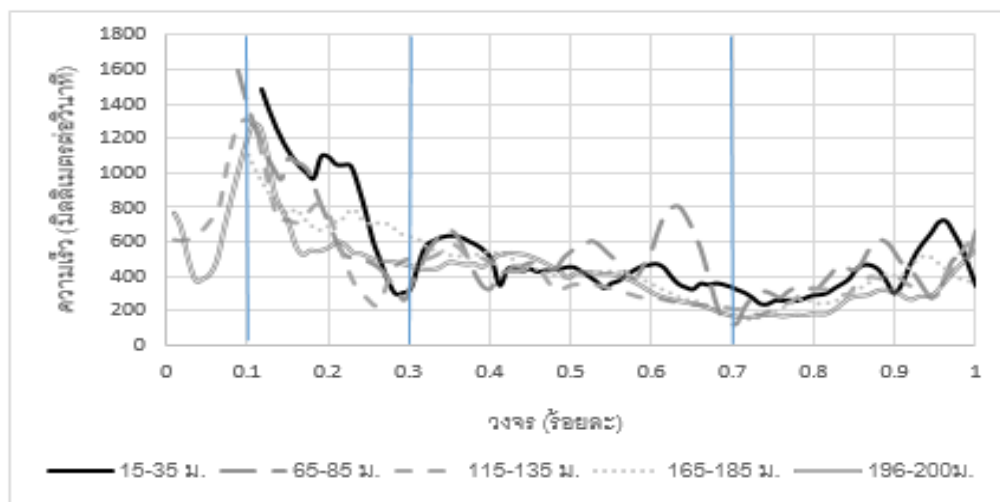
ให้เห็นว่าหนึ่งคาบของข้อศอกและข้อมือมีการเพิ่มขึ้น แสดงให้เห็นว่าเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ 1 สโตรคมากขึ้น

การวิเคราะห์ห้วงรอบของการดึงแขน 1 สโตรก

หัวไหล่



รูปที่ 23 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่กับวงจรถ่ายการดึงแขน 1 สโตรก



รูปที่ 24 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วและวงจรถ่ายการดึงแขน 1 สโตรก

เมื่อศึกษาวงจรการดึงแขนซึ่งทางงานวิจัยไม่สามารถวิเคราะห์ผลในช่วงแรกที่มีมือเริ่มงอเพื่อทำการจับน้ำได้หรือที่เรียกว่าช่วง catch ได้ เนื่องจากฟองอากาศในน้ำมีปริมาณมากทำให้กล้องความเร็วสูงไม่สามารถจับภาพมาร์คเกอร์ได้ ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงทำวงจร 1 สโตรค โดยเริ่มตั้งแต่ช่วง Pull ซึ่งมีหน้าที่หลักในการดึงน้ำพบว่ากลุ่มตัวอย่างใช้เวลาประมาณ 10% โดยในช่วงแรกนี้หัวไหลจะทำมุมค่อนข้างคงที่ ในขณะที่ความเร็วของหัวไหลจะเพิ่มขึ้นเนื่องจากตัวมีการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าตามความเฉื่อยของการสิ้นสุดสโตรค ในช่วงที่ 2 คือช่วง push มีหน้าที่หลักในการผลักน้ำเพื่อดันตัวไปด้านหน้า ช่วงดังกล่าวจะอยู่ที่ประมาณ 20% .ในช่วงดังกล่าวมุมการเคลื่อนที่จะเริ่มเพิ่มมากขึ้น ช่วงที่ 3 เป็นช่วง exit เป็นช่วงที่หัวไหลจะเคลื่อนที่ท่ามุมเพิ่มอย่างต่อเนื่อง ใช้เวลาประมาณ 40% เนื่องจากจังหวะดังกล่าวจะเป็นจังหวะที่นักกีฬาว่ายน้ำเริ่มจะยกแขนพ้นน้ำ ในจังหวะดังกล่าวความเร็วของหัวไหลในอุโมงค์น้ำจะลดลง และจังหวะสุดท้ายคือจังหวะ recovery เป็นจังหวะที่มุมของหัวไหลจะเริ่มลดลงอีกครั้งเพื่อเข้าสู่เฟสแรกต่อไป ซึ่งในจังหวะดังกล่าวความเร็วของหัวไหลจะเพิ่มขึ้นเนื่องจากจังหวะดังกล่าวจะมีแรงส่งนักกีฬาไปข้างหน้า ทำให้ความเร็วของหัวไหลเพิ่มขึ้น ทั้งนี้ความเร็วเชิงเส้นของหัวไหลจะมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วเชิงเส้นของนักกีฬาว่ายน้ำ

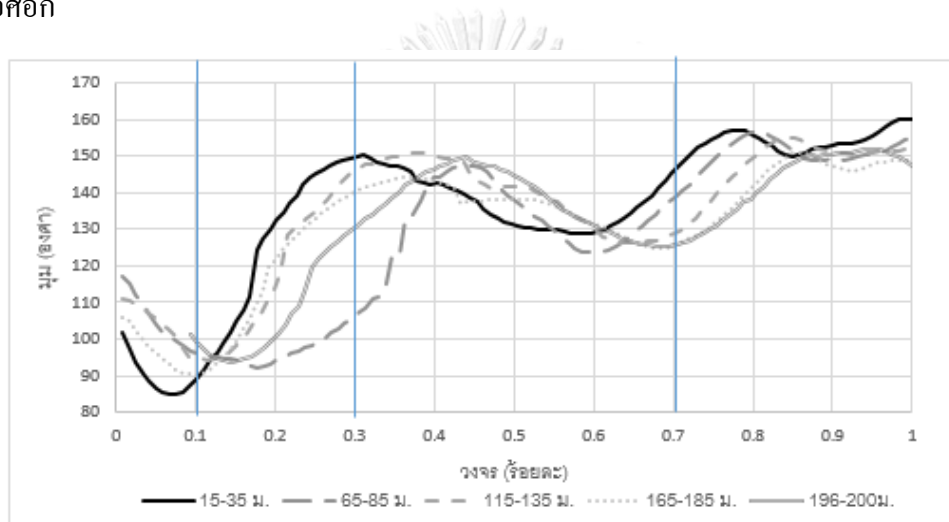
จากรูปที่ 25 และรูปที่ 26 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของข้อศอกและความเร็วของข้อศอกเทียบกับวงจรการดึงแขน 1 สโตรคพบว่าในช่วง Pull มุมของข้อศอกจะลดลง ในขณะที่ความเร็วของข้อศอกเพิ่มขึ้น เมื่อถึงจังหวะที่ 2 คือจังหวะ Push เป็นจังหวะที่มุมของข้อศอกจะเริ่มเหยียดออกเพิ่มขึ้นในขณะที่ความเร็วของข้อศอกจะตกลงไปจนถึงจุดต่ำสุดเพื่อเข้าสู่จังหวะที่ 3 คือ exit มุมของข้อศอกจะค่อนข้างคงที่ แต่ความเร็วของข้อศอกจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อดึงแขนให้พ้นจากน้ำแล้วเคลื่อนที่ไปจนถึงกลางลำตัวเตรียมเข้าสู่ช่วงสุดท้ายคือ recovery ที่ช่วงที่ 4 ซึ่งในช่วงดังกล่าวจะเริ่มจากการงอข้อศอกและยืดเหยียดออกในช่วงสุดท้ายก่อนที่จะเริ่มเข้าสู่เฟสที่ 1 ต่อไป

สำหรับข้อมือซึ่งเห็นได้จากรูปที่ 27 และรูปที่ 28 ในช่วง Pull จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่ามุมของข้อมือเริ่มงอ เนื่องจากช่วงนี้เป็นจังหวะใช้ข้อมือจับน้ำจึงเห็นมุมของข้อมือลดลงอย่างชัดเจน เนื่องจากการงอของข้อมือเป็นไปอย่างรวดเร็วทำให้หลายๆช่วงระยะว่ายน้ำไม่สามารถเห็นมาร์คเกอร์

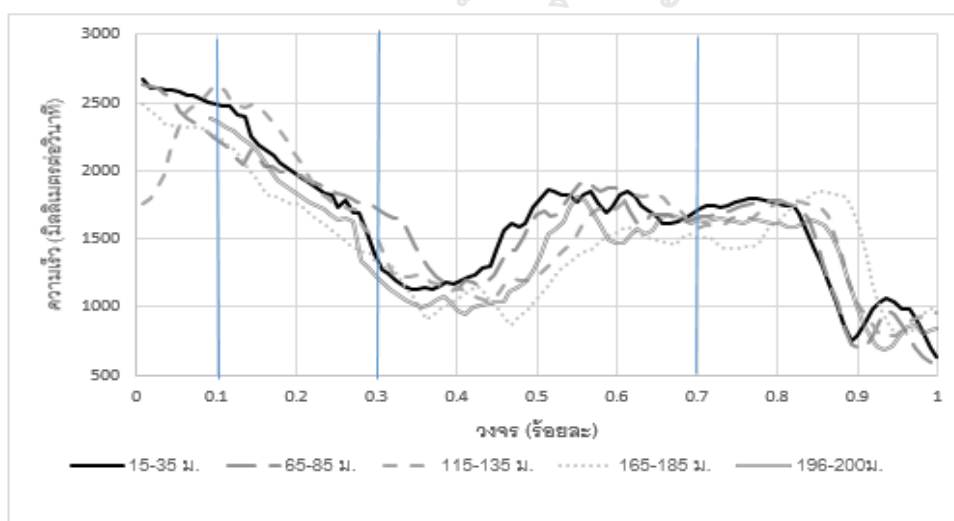
ได้ ข้อมือจึงขาดหายไป ในช่วง Push เป็นมุมจะเริ่มเพิ่มขึ้นก่อนจะเข้าสู่ช่วง exit ซึ่งเป็นจังหวะที่มุมของข้อมือลดลงต่ำสุดก่อนที่จะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อเข้าสู่เฟสสุดท้ายคือ recovery

หากพิจารณาความเร็วของข้อมือและข้อศอกจากรูปที่ 26 และรูปที่ 28 จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าลักษณะความเร็วของข้อมือและข้อศอกคล้ายกันคือเริ่มจากความเร็วที่มากในช่วงเฟส 1 คือ pull ก่อนที่จะลดลงจนถึงต่ำสุดในช่วงเฟสที่ 3 หรือ exit ก่อนที่จะเพิ่มอีกครั้งจนถึงจุดสูงสุดก่อนที่จะเข้าสู่เฟสสุดท้ายคือ recovery ซึ่งเป็นช่วงที่แขนกำลังยกพื้่นน้ำ

ข้อศอก

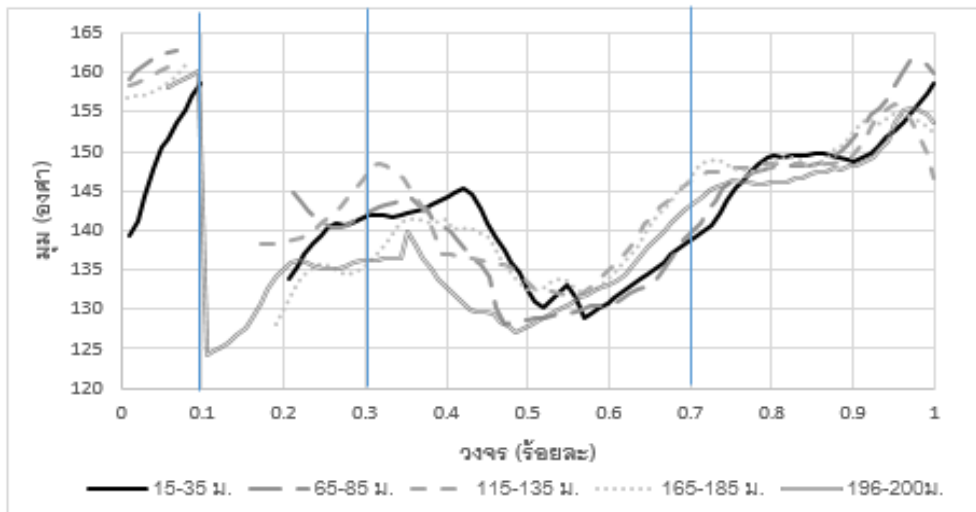


รูปที่ 25 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของข้อศอกกับวงจรถัดขึ้นแกน 1 สโตรค

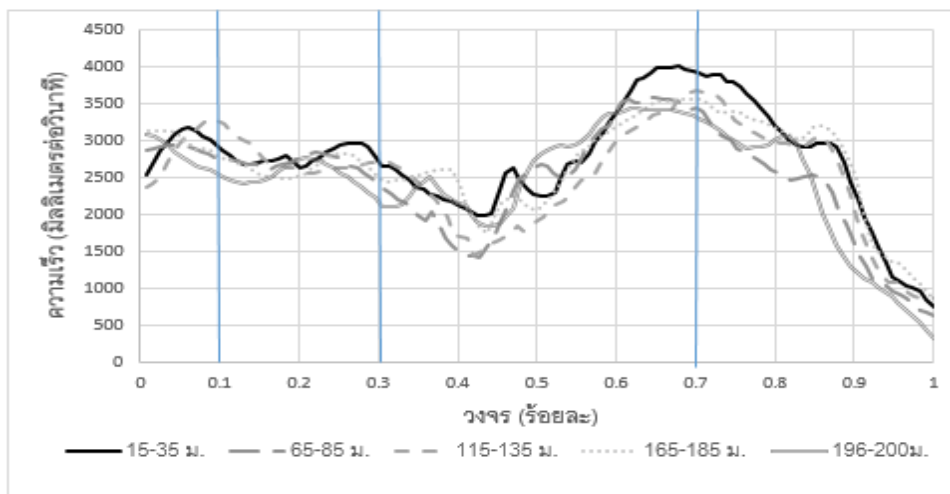


รูปที่ 26 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของข้อศอกกับวงจรถัดขึ้นแกน 1 สโตรค

### ข้อมือ



รูปที่ 27 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของข้อมือกับวงจรถัดจากตึ๊งแกน 1 สโตรค



รูปที่ 28 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของข้อมือกับวงจรถัดจากตึ๊งแกน 1 สโตรค

## ผลการวิจัยในการศึกษาที่ 2

การศึกษาที่ 2 ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(EMG)ในระยะทางว่ายน้ำที่ต่างกันในการทำพรอนท์ ครอลที่ระยะ 200 เมตร ตัวแปรที่สำคัญ ได้แก่ ความถี่ (Mean frequency; MNF)

การทดสอบความแตกต่างระหว่างความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของแต่ละกล้ามเนื้อ ณ ระยะว่ายน้ำที่แตกต่างกัน

ตารางที่ 27 แสดงค่าเฉลี่ยของความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Mean frequency; Hz) ในกล้ามเนื้อ *Pectoralis major* และ *Triceps brachii* ณ ระยะที่แตกต่างกัน

กล้ามเนื้อ/ ระยะ		25 ม.	.ม 50	.ม 75	.ม 100	.ม 125	.ม 150	.ม 175	.ม 200	Mean
Pectoralis major	Mean	126.04	122.53	125.72	130.62	135.82	129.80	142.01	137.26	131.2246
	SD.	41.73	28.10	32.00	28.36	34.67	27.97	32.48	33.12	30.18
Triceps brachii	Mean	153.39	145.70	149.46	144.34	148.74	149.38	141.65	142.28	146.87
	SD.	25.11	35.24	26.16	22.75	23.64	22.10	21.53	22.57	23.18

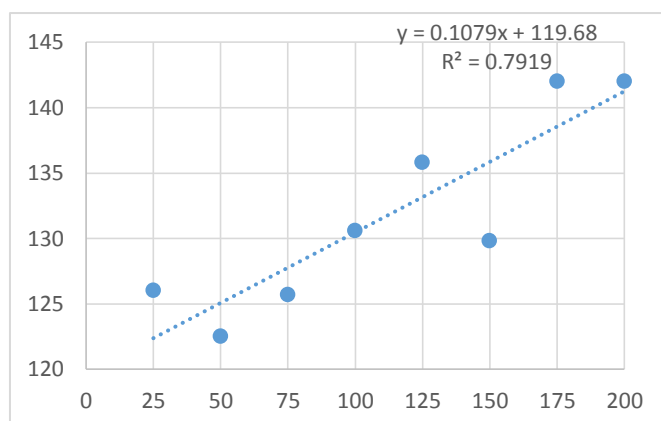
ตารางที่ 27 แสดงค่าเฉลี่ยของความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกล้ามเนื้อต่างๆ ในการว่ายน้ำท่าพรอนท์ ครอล ที่ระยะทางแตกต่างกัน โดยค่าเฉลี่ยของความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของ *Pectoralis major* มีค่าเท่ากับ  $131.2246 \pm 30.18$  และ *Triceps brachii*  $146.87 \pm 23.18$

ตารางที่ 28 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Regression ระหว่าง Mean frequency ของกล้ามเนื้อ *Pectoralis major* และระยะทาง

Model	Unstandardized Coefficients		t	Sig.
	B	Std. Error		
(Constant)	119.6767	2.851513	41.96955	00.000
Pec	0.10792	0.022587	4.777904	0.0031

จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธี Regression ในค่า Mean frequency ของกล้ามเนื้อ *Pectoralis major* ดังแสดงในตารางที่ 28 พบว่าสมการการถดถอยคือ  $y = 0.10792x + 119.6767$  เมื่อ  $y$  คือ ตัวแปร Mean frequency และ  $x$  คือ ตัวแปรระยะทาง แสดงให้เห็นว่าถ้าระยะทางเปลี่ยนไป

ทุกๆ 25 เมตรจะมีค่า Mean frequency ที่แตกต่างกันประมาณ 0.10792 โดยเมื่อนำข้อมูลทั้งหมดใน ระยะทาง 200 เมตรมาแบ่งการวิเคราะห์ในทุกๆ 25 เมตรเป็น 8 จุด ได้แก่ 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 และ 200 เมตร มา plot กราฟจะให้เห็นแนวโน้มของค่าความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เพิ่มขึ้นตามระยะทางที่เพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 23



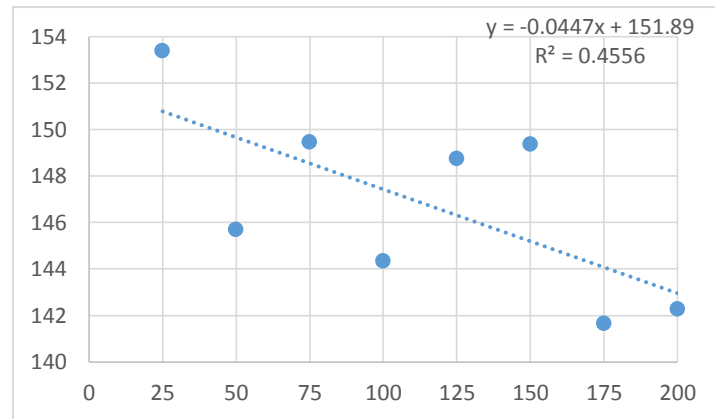
รูปที่ 29 แสดงการเปรียบเทียบค่า Mean frequency จากสมการการถดถอยกับ ค่าเฉลี่ยของ Mean frequency ของกล้ามเนื้อ Pectoralis major

ตารางที่ 29 การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ Regression ระหว่าง MNF ของกล้ามเนื้อ Triceps brachii และระยะทาง

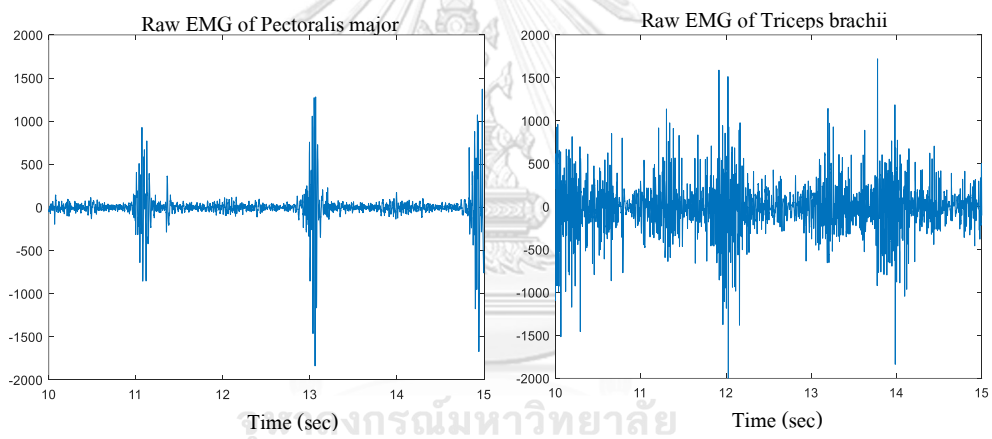
Model	Unstandardized Coefficients		t	Sig.
	B	Std. Error		
1 (Constant)	151.8949	2.518225	60.31824	00.0
Tri	-0.0447	0.019947	-2.24066	0.066287

จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธี Regression ใน Mean frequency ของกล้ามเนื้อ Triceps brachii ดังแสดงในตารางที่ 29 พบว่าสมการการถดถอยคือ  $y = (-0.0447)x + 151.8949$  เมื่อ y คือ ตัวแปร Mean frequency และ x คือ ตัวแปรระยะทาง แสดงให้เห็นว่าถ้าระยะทางเปลี่ยนไปทุกๆ 25 เมตรจะมีค่า Mean frequency ที่แตกต่างกันประมาณ (-0.0447) โดยเมื่อนำข้อมูลทั้งหมดใน ระยะทาง 200 เมตรมาแบ่งการวิเคราะห์ในทุกๆ 25 เมตรเป็น 8 จุด ได้แก่ 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 และ 200 เมตร มา plot กราฟจะให้เห็นแนวโน้มของค่าความถี่คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงตามระยะทางที่เพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3

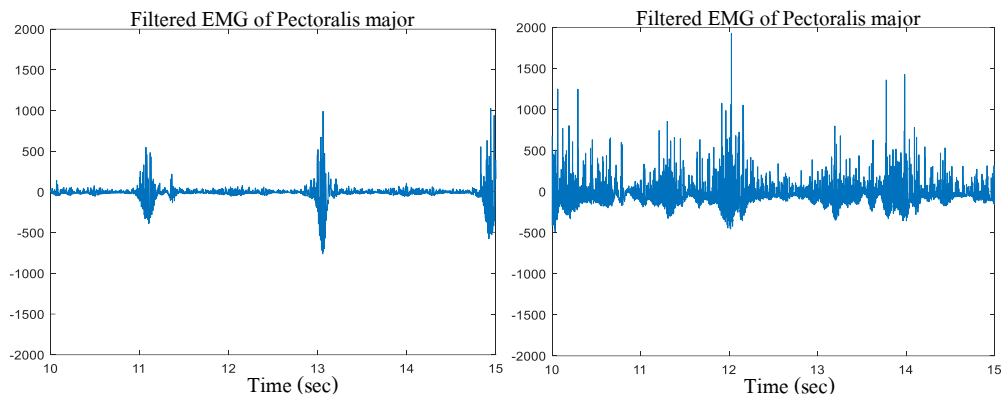




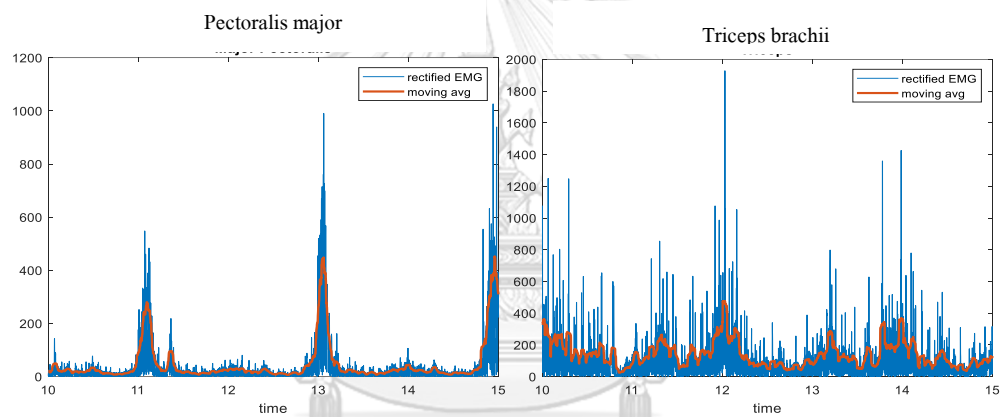
รูปที่ 30 แสดงการเปรียบเทียบค่า Mean frequency จากสมการการถดถอยกับค่าเฉลี่ยของ Mean frequency ของกล้ามเนื้อ Triceps brachii



รูปที่ 31 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Raw EMG) ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii



รูปที่ 32 แสดงการใส่ Filtered ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii



รูปที่ 33 แสดง root mean square ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) แบบ Raw และ Filtered ในช่วงเวลา 5 วินาทีในกล้ามเนื้อ Pectoralis major กับ Triceps brachii

## บทที่ 5

### สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

#### สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยเรื่องการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรีรอนท์ ครอลในรายกึ่งส่วนบน ประกอบด้วยการศึกษาย่อย 2 ส่วน การศึกษาที่ 1 เป็นการวิเคราะห์ผลของความเมื่อยล้าต่อการเปลี่ยนแปลงของมุมของข้อต่อและความเร็วของข้อต่อ ในขณะที่การศึกษาที่ 2 เป็นการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย

ในการทำการวิเคราะห์ผลของการว่ายน้ำ 200 เมตรต่อตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ผู้วิจัยทำการศึกษาโดยการเก็บข้อมูลนักกีฬาว่ายน้ำจากอุโมงค์น้ำ ที่คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ผู้วิจัยให้กลุ่มตัวอย่างทำการว่ายน้ำด้วยความเร็วสูงสุดที่สระว่ายน้ำ 50 เมตร ณ อาคารเฉลิมราชสุดาภิเษกสถาน จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยโดยจับเวลา โดยตัดช่วงหัวท้าย ระยะ 15 เมตรของสระน้ำ แล้วจับเวลา 20 เมตรกลางสระน้ำของการว่ายน้ำ 4X50 เมตร เพื่อนำข้อมูลเวลามาคำนวณหาความเร็วของนักกีฬาว่ายน้ำที่จะใช้ในอุโมงค์น้ำ

การเก็บข้อมูลที่อุโมงค์น้ำ ผู้วิจัยได้ตั้งกล้องจำนวน 16 ตัวเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของมุมของข้อต่อและความเร็วของข้อต่อ โดยกลุ่มตัวอย่างทำการว่ายน้ำที่ความเร็วที่กำหนดคือ 75 เปอร์เซ็นต์ของความเร็วยกจากสระจริงตลอดระยะเวลาเท่ากับการว่ายน้ำ 200 เมตรของกลุ่มตัวอย่าง จากนั้นผู้วิจัยนำข้อมูลที่นำมาทำการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ Qualisys motion capture

ผลการวิจัยพบว่า ความเมื่อยล้าส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อและความเร็วของข้อต่อ โดยมุมเฉลี่ยของหัวไหล่จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆเมื่อระยะว่ายเพิ่มขึ้น แต่มุมเฉลี่ยของข้อศอกจะมีค่ามากที่ระยะ 15-35 เมตรและระยะ 115-135 เมตร ส่วนมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะ

ว่าย 196-200 เมตรจะแตกต่างจากมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยว่ายอื่นๆ โดยมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยว่าย 196-200 เมตรจะมีค่าน้อยกว่ามุมเฉลี่ยของหัวไหล่ ณ ระยว่ายอื่นๆ

หากพิจารณาถึงการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อเมื่อเทียบกับเวลา ณ ระยว่ายที่เพิ่มขึ้น พบว่าการเปลี่ยนแปลงของมุมของข้อต่อแต่ละข้อต่อคล้ายกัน หรืออาจกล่าวได้ว่านักกีฬาพยายามรักษารูปแบบการเคลื่อนที่ของข้อต่อให้เหมือนเดิมแต่เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของข้อต่อจะแตกต่างกันไป ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์ด้วยสมการการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion ชนิด Damped Spring จากการวิเคราะห์ห้ด้วยสมการพยากรณ์มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบ Simple Harmonic Motion พบว่าเมื่อระยว่ายเพิ่มขึ้น เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ให้ครบรอบจะเพิ่มมากขึ้น ซึ่งแสดงว่าเมื่อนักกีฬามีความเมื่อยล้าเพิ่มมากขึ้น จะทำให้ใช้เวลาในการเคลื่อนที่ข้อต่อมากขึ้น

สำหรับตัวแปรความเร็วของข้อต่อต่างๆ พบว่าความเมื่อยล้าส่งผลต่อความเร็วของข้อต่อ โดยความเร็วเฉลี่ยของข้อไหล่ ข้อศอกและข้อมือ จะแปรผกผันกับระยว่าย กล่าวคือเมื่อระยว่ายเพิ่มมากขึ้น ความเร็วเฉลี่ยของข้อไหล่ ข้อศอกและข้อมือจะลดลง หากพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อต่อเทียบกับเวลาที่ระยว่ายต่างกัน พบว่ารูปแบบการเปลี่ยนแปลงความเร็วของข้อต่อเมื่อเทียบกับเวลาไม่มีความแตกต่างกัน

จากสมการพยากรณ์ด้วยสมการการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion ชนิด Damped Spring พบว่าข้อมูลพยากรณ์สามารถพยากรณ์ค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวของหัวไหล่และข้อศอกที่ได้ถูกต้องมากกว่า 85% และมุมการเคลื่อนไหวของข้อมือในระยว่ายต่างๆ ได้ถูกต้องมากกว่า 60% ส่วนความเร็วของข้อต่อต่างๆสมการสามารถพยากรณ์ได้ถูกต้องประมาณ 80% ซึ่งจากการสร้างสมการพยากรณ์ดังกล่าวสามารถนำไปใช้พัฒนานักกีฬาโดยการศึกษาเพิ่มเติมได้อีกด้วย

เมื่อศึกษาวงจรการดึงแขนซึ่งทางงานวิจัยไม่สามารถวิเคราะห์ผลในช่วงแรกที่มีมือเริ่มงอเพื่อทำการจับน้ำได้หรือที่เรียกว่าช่วง catch ได้ เนื่องจากฟองอากาศในน้ำมีปริมาณมากทำให้ก่องความเร็วสูงไม่สามารถจับภาพมาร์คเกอร์ได้ ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงทำวงจร 1 สโตรค โดยเริ่มตั้งแต่ช่วง Pull โดยการเคลื่อนที่ช่วงนี้นักกีฬาจะดึงน้ำจนถึงกลางลำตัว ซึ่งพบว่ากลุ่มตัวอย่างใช้เวลาประมาณ

10% ในช่วงแรกนี้หัวไหล่งจะทำมุมค่อนข้างคงที่ แต่มุมของข้อศอกจะลดลง และมุมของข้อมือจะลดลงอย่างรวดเร็ว เนื่องจากจังหวะนี้เป็นจังหวะที่นักกีฬาใช้ข้อมือเป็นหลักเพื่อจับน้ำ หรือเพื่อเพิ่มแรงผลักให้กับนักกีฬา

ในช่วงที่ 2 ใช้เวลาประมาณ 20% ของการเคลื่อนที่ เรียกว่าช่วง Push ช่วงดังกล่าวเป็นช่วงต่อเนื่องระหว่าง Pull โดยการเคลื่อนที่ช่วงนี้นักกีฬากำลังผลักน้ำเพื่อผลักตัวเองไปข้างหน้า ในช่วงนี้มุมของหัวไหล่งจะเพิ่มมากขึ้น แต่ข้อศอกจะเริ่มเหยียดออก และมุมของข้อมือจะเริ่มเพิ่มขึ้น

ช่วงที่ 3 ใช้เวลาประมาณ 40% เรียกว่าช่วง exit เป็นช่วงที่นักกีฬากำลังดึงแขนขึ้นเพื่อให้พื้นผิวน้ำแล้ววาดแขนมาจนถึงกลางลำตัว ในช่วงดังกล่าวหัวไหล่งจะทำมุมเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ในขณะที่มุมข้อศอกจะลดลงเพื่อทำการงอข้อศอกเพื่อเพิ่มความเร็วเชิงมุมตามกฎการอนุรักษ์โมเมนตัม ส่วนมุมข้อมือจะค่อนข้างคงที่ แต่มุมของข้อมือจะลดลงถึงจุดต่ำสุดก่อนที่จะเพิ่มขึ้นเพื่อเตรียมสู่จังหวะสุดท้ายคือช่วง recovery หรือช่วงที่แขนจะวางลงสู่ผิวน้ำเพื่อเตรียมเข้าสู่ช่วงที่ 1 ใหม่ ในช่วงนี้มุมหัวไหล่งจะเริ่มลดลงอีกครั้งในขณะที่มุมของข้อศอกจะเหยียดออกเพื่อเพิ่มระยะยึดให้กับตัวเองเมื่อแขนลงน้ำ ในขณะที่ข้อมือจะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆจนถึงลงน้ำ

ในการพิจารณาความเร็วของข้อต่อ นั้น ต้องพิจารณาถึงความเร็วของอุโมงค์น้ำด้วย เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างจะต้องมีการว่ายน้ำ ในช่วงแรก หัวไหล่ง ข้อศอก และข้อมือจะมีความเร็วเพิ่มขึ้น จนผ่านช่วงที่ 2 ที่ความเร็วของทุกข้อต่อค่อยๆลดลงจากการต้านกับมวลน้ำและไปสิ้นสุด ณ กลางช่วง exit ก่อนที่ความเร็วของข้อศอกและข้อมือจะเพิ่มขึ้น ไปสู่จุดสูงสุดที่จังหวะ recovery เพราะเป็นจังหวะที่แขนกำลังพ่นน้ำและลดลงมาจนกระทั่งแขนลงน้ำ สำหรับความเร็วของหัวไหล่งจะลดลงถึงจังหวะเริ่มต้นของ recovery ก่อนที่จะเพิ่มขึ้นตอนที่แขนยกพ่นน้ำ

ผลการวิจัยครั้งนี้พบว่ารูปแบบของมุมการเคลื่อนไหวและความเร็วของข้อต่อต่างๆ ณ ระยะต่างๆมีรูปแบบเดียวกัน มีสาเหตุที่สำคัญ 2 ประการคือ 1. เนื่องจากนักกีฬาว่ายน้ำมีรูปแบบการกวาดแขนในน้ำคงที่ ลักษณะการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวและข้อต่อจึงไม่แตกต่างกันมากนัก และ 2. เนื่องจากการวิจัยครั้งนี้คุมความเร็วในการว่ายน้ำ จึงทำให้รูปแบบการเคลื่อนไหวของข้อต่อไม่แตกต่างกันตามที่คาดการณ์ไว้

นอกจากนี้ผู้วิจัยได้วิเคราะห์ข้อมูลความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Mean frequency) ใน 2 กล้ามเนื้อ ได้แก่ Pectoralis major และ Triceps brachii โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธี Regression พบว่ากล้ามเนื้อ Pectoralis major มีค่า Mean frequency เพิ่มขึ้นตามระยะทางที่เพิ่มขึ้น ส่วนกล้ามเนื้อ Triceps brachii บริเวณต้นแขนที่มีหน้าที่ในการเหยียดแขนมีแนวโน้มลดลง ซึ่งเป็นสัญญาณบ่งชี้ว่ากล้ามเนื้อเริ่มเกิดการล้า ดังนั้นการลดลงของค่าความถี่ของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนี้ สอดคล้องกับการเปลี่ยนแปลงของมุมและความเร็วของข้อต่อต่างๆ รวมไปถึงจากการวิเคราะห์ Simple Harmonic Motion ว่าเมื่อระยะว่ายเพิ่มขึ้น เวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ให้ครบรอบจะเพิ่มมากขึ้น ซึ่งแสดงว่าเมื่อนักกีฬาเพิ่มความเมื่อยล้าเพิ่มมากขึ้น จะทำให้ใช้เวลาในการเคลื่อนที่ข้อต่อมากขึ้น

### อภิปรายผลการวิจัย

งานวิจัยเรื่องการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของการว่ายน้ำ 200 เมตร ท่าฟรอนท์ ครอลในรายบุคคลส่วนบน ทำการวิเคราะห์ผลของการเปลี่ยนแปลงมุมและความเร็วของข้อต่อ ระยะว่ายต่างๆ ทั้งนี้งานวิจัยครั้งนี้เป็นงานวิจัยครั้งแรกที่ศึกษาผลของความเมื่อยล้าที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในอุโมงค์น้ำ เนื่องจากเทคนิคในการว่ายน้ำสามารถวัดผ่านตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในงานวิจัยเรื่องนี้ผู้วิจัยสนใจตัวแปรทางชีวกลศาสตร์หลัก 2 ตัวได้แก่มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆและความเร็วของข้อต่อต่างๆ ในท่าฟรอนท์ ครอลที่ระยะต่างกัน 5 ระยะ ได้แก่ระยะ 15-35, 65-85, 115-135, 165-185 และ 196-200 เมตร

ผลการวิจัยพบว่าระยะทางการว่ายน้ำส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อและความเร็วของข้อต่อ โดยมุมเฉลี่ยของหัวไหล่จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆเมื่อระยะว่ายเพิ่มขึ้น แต่มุมเฉลี่ยของข้อศอกจะมีค่ามากที่สุดที่ระยะ 15-35 เมตรและระยะ 115-135 เมตร ส่วนมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะว่าย 196-200 เมตรจะแตกต่างจากมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะว่ายอื่นๆ โดยมุมเฉลี่ยของข้อมือที่ระยะว่าย 196-200 เมตรจะมีค่าน้อยกว่ามุมเฉลี่ยของหัวไหล่ ณ ระยะว่ายอื่นๆ ผลการวิจัยครั้งนี้จึงสอดคล้องกับงานวิจัยของ Laffite et al. (2004) ที่พบว่าความเมื่อยล้าจึงเป็นตัวแปรสำคัญที่ทำให้ท่าทางหรือตัวแปรทางชีวกลศาสตร์เปลี่ยนแปลงไป (Alberty et al., 2008; Laffite et al., 2004; H. M. Toussaint, 1990; H. M. Toussaint, Carol, Kranenborg, & Truijens, 2006) แต่งานวิจัยครั้งนี้

แตกต่างจากงานวิจัยเรื่องอื่นๆ 2 ประการด้วยกันคือ 1. ในงานวิจัยเรื่องอื่นๆ ผู้วิจัยมุ่งเน้นไปที่ตัวแปรเช่นความถี่และความยาวของสโตรค แต่ไม่ได้สนใจเรื่องมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆ และ 2. งานวิจัยเรื่องอื่นๆเป็นการเก็บข้อมูลในสระว่ายน้ำแต่ในงานวิจัยครั้งนี้เก็บข้อมูลในอุโมงค์น้ำ ทำให้งานวิจัยเรื่องนี้เป็นงานวิจัยชิ้นแรกที่ได้ศึกษาในตัวแปรมุมของการเคลื่อนไหวของข้อต่อในอุโมงค์น้ำ โดยความแตกต่างที่สำคัญระหว่างการว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำและสระว่ายน้ำคือ กลุ่มตัวอย่างจะต้องพยายามรักษาความเร็วของการว่ายน้ำให้คงที่ ในขณะที่การว่ายน้ำในสระว่ายน้ำ กลุ่มตัวอย่างไม่จำเป็นต้องรักษาความเร็วในการว่ายน้ำให้คงที่

สำหรับความเร็วของข้อต่อต่างๆ พบว่าระยะทางส่งผลต่อความเร็วของข้อต่อ โดยความเร็วเฉลี่ยของข้อไหล่ ข้อศอกและข้อมือ จะแปรผกผันกับระยะว่ายน้ำ กล่าวคือเมื่อระยะว่ายน้ำเพิ่มมากขึ้นความเร็วเฉลี่ยของข้อไหล่ ข้อศอกและข้อมือจะลดลง หากพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของความเร็วของข้อต่อต่างๆเทียบกับเวลาที่ระยะว่ายน้ำต่างกัน พบว่ารูปแบบการเปลี่ยนแปลงความเร็วของข้อต่อต่างๆใน 1 สโตรคเมื่อเทียบระหว่างช่วง 15-35 เมตรกับ 196-200 เมตรมีความแตกต่างกัน โดยในช่วง 196-200 เมตรจะมีค่าความเร็วที่ลดลงกว่าในช่วงระยะแรกจากกราฟที่มีระดับต่ำลง ทำให้ผลของงานวิจัยครั้งนี้สอดคล้องกับผลของ Laffite et al. (2004) เนื่องจากในงานวิจัยของ Laffite et al. (2004) พบว่าเมื่อมีความเมื่อยล้าเพิ่มมากขึ้นความเร็วของนักกีฬาจะลดลงผ่านการเปลี่ยนแปลงของความถี่สโตรคและความยาวสโตรค และสอดคล้องกับผลการวิจัยของ H. Toussaint and Truijens (2005) ที่พบว่าการลดลงของความเร็วในนักกีฬาว่ายน้ำยังมีผลมาจากการลดลงของความเร็วของมือของนักกีฬา เนื่องจากลักษณะของข้อมือของการว่ายน้ำมีความสำคัญต่อการสร้างกำลังสูงสุดในการว่ายน้ำ

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้สร้างสมการพยากรณ์การเคลื่อนที่ของมุมการเคลื่อนไหวและความเร็วของข้อต่อด้วยการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion พบว่าสามารถพยากรณ์การเคลื่อนที่ของมุมและความเร็วของข้อต่อได้ถูกต้องกว่า 80% ผลการวิจัยดังกล่าวสอดคล้องกับแนวคิดของ Tella et al. (2008) ที่เสนอว่าการวิเคราะห์ผลความเมื่อยล้าที่มีต่อการสร้างแรงผลักดัน (propulsive force) สมควรวิเคราะห์ผ่านการวิเคราะห์ด้วย Fourier Transform เนื่องจากการว่ายน้ำเป็นการกระทำซ้ำๆลักษณะเดียวกับคลื่น ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้จำลองการเคลื่อนที่ของมุมการเคลื่อนไหวด้วยสมการ Simple Harmonic Motion ซึ่งเป็นการจำลองการเคลื่อนที่ของคลื่นพบว่า

สมการจำลองการเคลื่อนไหวนสามารถพยากรณ์ตำแหน่งการเคลื่อนที่และความเร็วของข้อต่อได้อย่างแม่นยำ

เมื่อนำการศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) มาวิเคราะห์ร่วมด้วยจะเห็นการเปลี่ยนแปลงของค่าเฉลี่ยความถี่ (Mean frequency; MNF) โดย MNF นี้สามารถเป็นตัวบ่งชี้ถึงการเกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อได้จากการลดลง (Aujouannet, Bonifazi, Hintzy, Vuillerme, & Rouard, 2006) ในการวิจัยนี้มีการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในกล้ามเนื้อหลักของท่าฟรอนท์ ครอล 2 มัด คือ กล้ามเนื้อ Pectoralis major มีแนวโน้มของ MNF เพิ่มขึ้น และกล้ามเนื้อ Triceps brachii มีแนวโน้มของ MNF ลดลง ซึ่งสามารถอธิบายได้จากการระดมการทำงานของหน่วยยนต์ (Recruitment of motor unit)

หน่วยยนต์เป็นหน่วยที่เล็กที่สุดที่ระบบการเคลื่อนไหวนจะทำงานได้ โดยหน่วยยนต์หนึ่งจะประกอบด้วย ประสาทยนต์ (Motor nerve) 1 ไย พร้อมทั้งจำนวนใยกล้ามเนื้อที่ประสาทยนต์นี้ไปเลี้ยง การหดตัวของกล้ามเนื้อโครงร่างอยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ ซึ่งส่งงานออกมาในรูปของสัญญาณไฟฟ้า (Nerve action potential) จากระบบประสาทส่วนกลาง ดังนั้นเมื่อมีคำสั่งมาจากเซลล์ประสาทจะทำให้กล้ามเนื้อในหน่วยยนต์นั้นๆ เกิดการหดตัวพร้อมกันทั้งกลุ่ม โดยเส้นใยกล้ามเนื้อในหน่วยยนต์แต่ละชนิดจะแตกต่างกัน (ดร.ณ วรณ สุขสม, 2552) โดยกล้ามเนื้อ Pectoralis major เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่มีชนิดของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวเร็วและหดตัวช้าปะปนกันอยู่ในสัดส่วนที่ใกล้เคียงกันคือ เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า 35% ชนิดหดตัวเร็วเอ 25% และชนิดหดตัวเร็วบี 40% (35% type I, 25% type IIa, 40% Type IIb) (Srinivasan, Lungren, Langenderfer, & Hughes, 2007) ซึ่งลักษณะในแต่ละชนิดของเส้นใยกล้ามเนื้อมีความแตกต่างกัน โดยลักษณะของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิด Type I จะมีไมโทคอนเดรียมาก กระบวนการสร้าง ATP เป็นแบบแอโรบิก มีความเร็วในการหดตัวช้า แรงที่เกิดขึ้นสูงแต่ประสิทธิภาพในการเกิดแรงสูง ส่งผลให้มีภาวะการเกิดความล้ายาก ส่วนเส้นใยกล้ามเนื้อชนิด Type IIa จะมีไมโทคอนเดรียมาก กระบวนการสร้าง ATP เป็นแบบแอโรบิก มีความเร็วในการหดตัวเร็ว แรงที่เกิดขึ้นสูงแต่ประสิทธิภาพในการเกิดแรงต่ำ ส่งผลให้มีภาวะการเกิดความล้าระดับปานกลาง และเส้นใยกล้ามเนื้อชนิด Type IIb มีไมโทคอนเดรียน้อย เส้นเลือดฝอยน้อย กระบวนการสร้าง ATP เป็นแบบแอนแอโรบิก มีความเร็วในการหดตัวเร็ว แรงที่เกิดขึ้นสูงแต่ประสิทธิภาพในการเกิดแรงต่ำ และมีภาวะการเกิดความล้าได้ง่าย ในการ



ระดมการทำงานของหน่วยยนต์นั้น หน่วยยนต์ของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า (Type I) เซลล์ประสาทสั่งการจะมีขนาดเล็ก มีระดับกั้น (Threshold) ต่ำ ถูกกระตุ้นโดยง่าย ส่วนในหน่วยยนต์ของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวเร็ว (Type II) นั้น เซลล์ประสาทสั่งการมีขนาดใหญ่ มีระดับการกั้นสูง ถูกกระตุ้นยาก โดยเฉพาะชนิดหดตัวเร็วมี ถูกกระตุ้นยากที่สุด ดังนั้นเมื่อทำงานหนักขึ้นหน่วยยนต์ของเส้นใยชนิดหดตัวเร็วจะถูกระดมให้มาช่วยการทำงานของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า (ดร.ณรรณ สุขสม, 2552)

ในกล้ามเนื้อ Pectoralis major มีสัดส่วนของชนิด Type I ค่อนข้างสูง ซึ่งมีคุณสมบัติให้เกิดความเมื่อยล้ายาก นอกจากเพื่อที่จะรักษาความเร็วในการว่ายน้ำในอุโมงค์น้ำไว้ให้ได้กล้ามเนื้อจึงต้องทำงานหนักขึ้น เส้นใยชนิดหดตัวเร็วจะถูกระดมให้มาช่วยการทำงานของเส้นใยกล้ามเนื้อชนิดหดตัวช้า ผลที่ได้จากค่า MNF จึงมีค่าเพิ่มขึ้นจากการกระตุ้นของการทำงานที่มากขึ้นนั่นเอง ส่วน Triceps brachii เป็นกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญในช่วงการผลักน้ำเพื่อดันตัวไปด้านหน้า โดยการผลักน้ำมาด้านหลัง จะเกิดการเหยียดแขนและเกร็งค้างก่อนวงจรแขนเข้าสู่ช่วง Recover โดยการวิจัยนี้ได้ทำการสังเกตกล้ามเนื้อ Triceps brachii ที่ Lateral head ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่มีเส้นใยขนาดใหญ่และเป็นเส้นใหญ่กล้ามเนื้อชนิดหดตัวเร็วบี (Type II b) (Lucas & Osma & Collazos & Castro, 2009) ดังลักษณะของชนิดหดตัวเร็วบีที่กล่าวมาแล้ว กล้ามเนื้อ Triceps brachii จึงมีค่า MNF ที่ลดลงจากการกระตุ้นการทำงานที่มากขึ้นเพื่อรักษาระดับความเร็ว จึงทำให้กล้ามเนื้อนี้มีสัญญาณบ่งชี้ถึงความเมื่อยล้าที่เกิดขึ้น ซึ่งมีความสอดคล้องในการเปลี่ยนแปลงของมุมของข้อศอกที่ลดลงในช่วง recovery แสดงให้เห็นว่านักกีฬามีการยืดแขนสั้นลงในจังหวะวางมือบนผิวน้ำ ทำให้มีผลต่อระยะในการจับน้ำช่วงที่สั้นลง และความเร็วเฉลี่ยของข้อต่อต่างๆลดลงในขณะที่ระยะทางเพิ่มขึ้น และการใช้เวลาในการเคลื่อนที่ของข้อต่อมากขึ้น ซึ่งสามารถสังเกตได้จากคาบที่เพิ่มขึ้นจากการวิเคราะห์ด้วยสมการ Simple Harmonic Motion สอดคล้องกับผลงานวิจัยของ Pedro Figueiredo et al. (2013) ในการว่ายน้ำระยะ 200 เมตร มีความเข้มข้นของแลคเตทในเลือดในช่วงท้ายของระยะว่ายน้ำ 8 มิลลิโมล และมีการเพิ่มขึ้นของ Amplitude ในกล้ามเนื้อ Triceps brachii ส่งผลให้มีการลดลงของความเร็วในนักกีฬาลดลง

จากการทบทวนวรรณกรรมจะเห็นว่างานวิจัยที่ศึกษาผลของความเมื่อยล้าในนักกีฬาว่ายน้ำยังมีอยู่น้อย และยังจำกัดอยู่ที่ร่างกายส่วนบนและท่าฟรีสไตล์เท่านั้น ดังนั้นยังมีช่องว่างอีกมาก

สำหรับนักวิจัยในการประยุกต์ใช้งานวิจัยที่ยังมีอยู่ในปัจจุบันเช่นการนิยามดัชนีความสัมพันธ์ในการว่ายน้ำใหม่โดยเน้นถึงความสัมพันธ์ระหว่างแขนและขาด้วย เนื่องจากการว่ายน้ำนั้นแรงที่ใช้ในการผลักดันไปด้านหน้ามีส่วนหนึ่งที่ได้จากร่างกายส่วนล่างซึ่งก็คือการเตะขา (Chollet, Chalies, & Chatard, 2000) หรือการศึกษาการแกว่งตัวของร่างกายในการว่ายน้ำ ซึ่งจากการวิจัยของ Payton, Bartlett, Baltzopoulos, and Coombs (1999); Psycharakis and Sanders (2008, 2010) และ Yanai (2003) พบว่าการแกว่งตัวของนักกีฬาว่ายน้ำมีผลต่อความเร็วในการว่ายน้ำ ซึ่งการศึกษาผลของความเมื่อยล้าของนักกีฬาว่ายน้ำในมิติต่างๆดังกล่าวยังไม่ได้ศึกษากันอย่างแพร่หลาย ดังนั้นการศึกษาค้นคว้าผลของความเมื่อยล้าที่มีผลต่อตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ของนักกีฬาว่ายน้ำจึงเป็นประโยชน์ทั้งต่อการพัฒนานักกีฬาว่ายน้ำของประเทศไทยในปัจจุบันในเชิงลึก และการต่อยอดองค์ความรู้ในงานวิจัยเกี่ยวกับการว่ายน้ำต่อไป

### อุปสรรคและปัญหาที่พบในงานวิจัย

อุปสรรคและปัญหาที่สำคัญในการวิจัยครั้งนี้ คือการนัดกลุ่มตัวอย่างให้เข้าร่วมในการวิจัย เนื่องจากนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติบางรายมีรายการแข่งขันตลอดเวลาทำให้ไม่มีเวลาในการเข้าร่วมในการเก็บข้อมูล หรืออาจกังวลเรื่องอาการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นจากการทำวิจัย นอกจากนี้ นักกีฬาว่ายน้ำบางรายยังฝึกซ้อมอยู่ที่ต่างจังหวัดทำให้ไม่สะดวกในการเข้าร่วมในงานวิจัยครั้งนี้ อย่างไรก็ตามการแก้ปัญหาดังกล่าว อาจทำได้โดยการสร้างโปรแกรมการทดสอบความแข็งแรงให้เป็นส่วนหนึ่งของการเก็บตัวฝึกซ้อม และใช้ข้อมูลด้านความแข็งแรงเป็นตัวพิสูจน์สมรรถภาพของนักกีฬาว่าภายใต้โปรแกรมการฝึกซ้อมนักกีฬาว่ายน้ำสามารถพัฒนาขึ้นได้จริงๆ

ปัญหาด้านเทคนิคเป็นอุปสรรคที่พบเป็นประจำในการเก็บข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ ในงานวิจัยครั้งนี้ ปัญหาด้านเทคนิคเป็นอุปสรรคที่สำคัญที่สุด เนื่องจากการวิจัยครั้งนี้ใช้กล้องความเร็วสูงเก็บข้อมูลใต้น้ำ และเป็นการให้นักกีฬาว่ายน้ำทวนน้ำที่ความเร็วสูง ผู้วิจัยได้ทำ pilot study เพื่อศึกษาอุปสรรคเบื้องต้น พบว่าปัญหาเรื่องการติดมาร์กเกอร์เป็นปัญหาที่สำคัญ เนื่องจากมาร์กเกอร์มีโอกาสหลุดสูง ผู้วิจัยจึงได้แก้ปัญหาด้วยการผลิตชุดว่ายน้ำที่ใช้มาร์กเกอร์เย็บติดกับชุดว่ายน้ำ เพื่อให้มาร์กเกอร์ไม่หลุดขณะทำการเก็บข้อมูล


การเก็บข้อมูลทำได้น้ำในอุโมงค์น้ำที่มีระยะทดสอบที่จำกัดทำให้เกิดฟองน้ำเป็นจำนวนมาก ทำให้เกิดการกวนกันของมาร์คเกอร์ ทำให้ข้อมูลมีการขาดหาย ผู้วิจัยได้สร้างท่าทางการเคลื่อนไหวจาก สโตรคหลายๆสโตรคในช่วงระยะดังกล่าวมาต่อกันจนเกิดความสมบูรณ์ที่สุด จากนั้นจึงนำค่าดังกล่าวมาทำการวิเคราะห์ และใช้สมการการเคลื่อนที่แบบ Simple Harmonic Motion มาสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อให้ได้ค่าที่เชื่อถือได้มากยิ่งขึ้น

### ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยครั้งต่อไป

งานวิจัยเรื่องผลของความเมื่อยล้าที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ประกอบด้วย การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ในอุโมงค์น้ำ ข้อจำกัดที่สำคัญคือการเก็บข้อมูลในอุโมงค์น้ำที่ซับซ้อนทำให้เก็บข้อมูลได้แค่ระนาบข้าง นักวิจัยที่สนใจอาจจะทำการศึกษาในระนาบด้านหน้าเพิ่มมากขึ้นเพื่อคุณลักษณะการเคลื่อนที่ซับซ้อนเช่น pronation supination การเคลื่อนไหวเพียงเล็กน้อยอาจทำให้เกิดความเร็วที่ลดลงได้ ซึ่งมีผลอย่างยิ่งต่อชัยชนะของนักกีฬา นอกจากนี้อาจทำการศึกษาเชื่อมโยงกันระหว่างระบบพลังงานกับชีวกลศาสตร์ เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างสมการพยากรณ์ของสโตรคกับการใช้พลังงาน

## ภาคผนวก

### ภาคผนวก ก เอกสารผ่านการรับรองผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน



**บันทึกข้อความ**

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

---

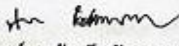
เรียน คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา

สิ่งที่ส่งมาด้วย เอกสารแจ้งผ่านการรับรองผลการพิจารณา

ตามที่นี้สิด/บุคลากรในสังกัดของท่านได้เสนอโครงการวิจัยเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย จากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน 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.บันทรี ชัยชนะวงศาโรจน์)  
กรรมการและเลขานุการ  
คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน  
กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก ข หลักเกณฑ์ในการคัดเลือกตัวนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย



หลักเกณฑ์ในการคัดเลือกตัวนักกีฬาว่ายน้ำทีมชาติไทย  
29<sup>th</sup> 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.....

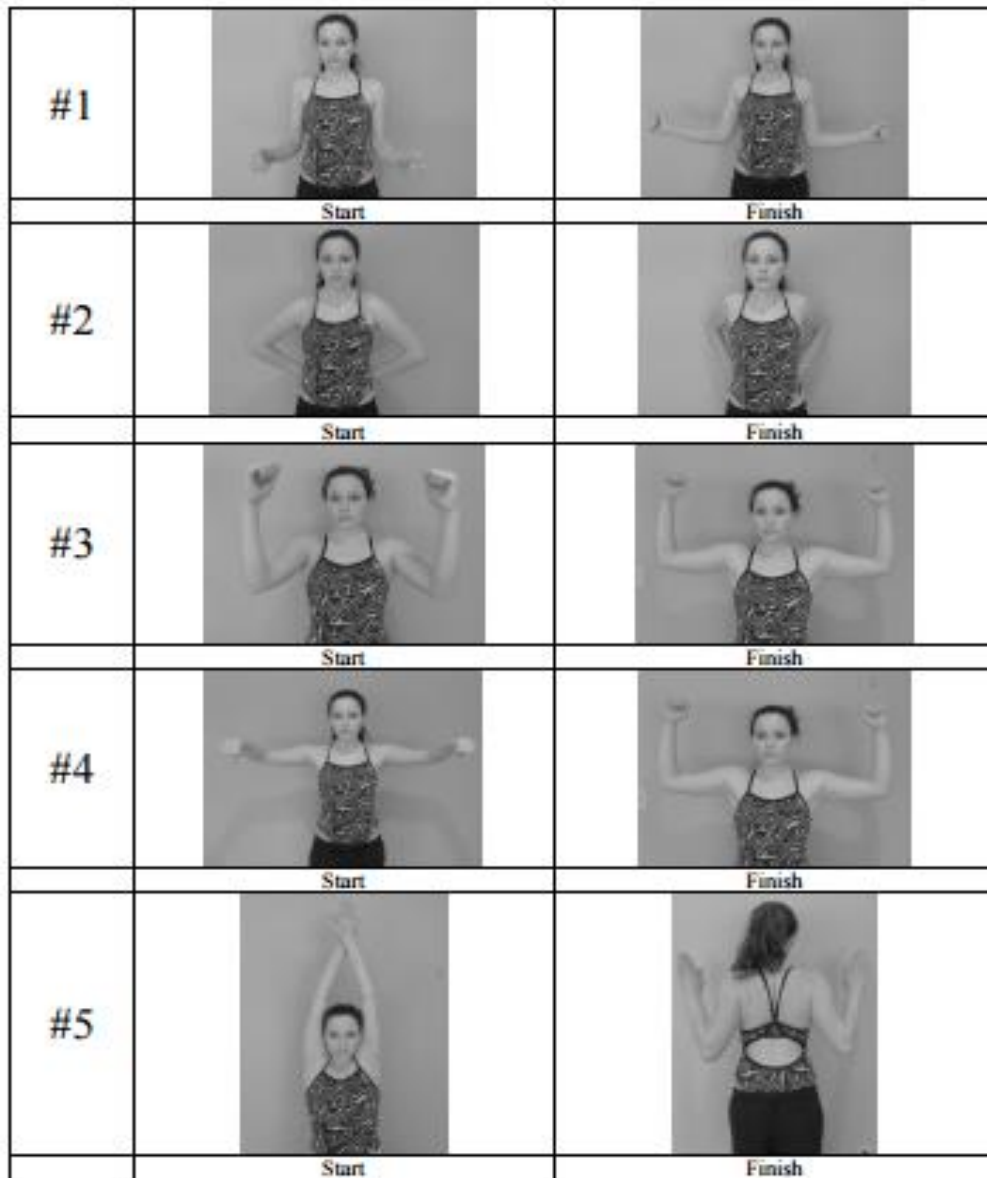
( นายธนวิชัย โสกุล )

เลขาธิการสมาคมกีฬาว่ายน้ำแห่งประเทศไทย

ณ วันที่ ๒๘ ธันวาคม พ.ศ. 2559

## ภาคผนวก ค การอบอุ่นร่างกาย

ทำการอบอุ่นร่างกายแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Warm-Up) ในส่วนรยางค์บนก่อนการว่ายน้ำ



(George T. Edelman P T, OCS, MTC)

ในการอบอุ่นร่างกายแบบเคลื่อนไหว(Dynamic Warm-Up) มีประสิทธิภาพที่ดีกว่าการยืดเหยียดแบบคงที่ (Static Stretching) เนื่องจากการยืดเหยียดแบบคงที่ (Static Stretching) ถูกพบว่าส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพก่อนการทำกิจกรรม หรืออาจพูดได้ว่าเป็นสาเหตุของการลดประสิทธิภาพของการทำงานลง โดยผลกระทบที่เกิดจากการยืดเหยียดแบบคงที่ (Static Stretching) ได้แก่

- ลดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ
- ลดการใช้พลังงาน
- ส่งผลกระทบต่ออาการเกิดปฏิกิริยา

ส่วนการอบอุ่นร่างกายแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Warm-Up) จะเป็นตัวเตรียมความพร้อมในการทำกิจกรรมได้ดีกว่า เพราะ อบอุ่นร่างกายแบบเคลื่อนไหว (Dynamic Warm-Up) จะช่วยเพิ่ม

- อุณหภูมิของกล้ามเนื้อ
- ช่วยเพิ่มการทำงานของระบบประสาท
- พลังและความคล่องตัว

## ภาคผนวก ง การติดเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### การติด Electrodes ของEMGบนกล้ามเนื้อ

สัญญาณ EMG ช่วยให้เห็นมุมมองการทำงานไฟฟ้าในกล้ามเนื้อระหว่างการหดตัวของกล้ามเนื้อ electrical ที่สูงขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่ติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ ตั้งแต่การติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ การติด Electrodes บนกล้ามเนื้อ สำคัญต่อการวัด EMG เพื่อให้สอดคล้องในการวางตำแหน่งของ การติด Electrodes เพื่อใช้บันทึกในครั้งต่อไปที่ทำติดต่อกันซ้ำๆ ระหว่าง (subjects) กลุ่มตัวอย่างที่แตกต่าง เมื่อมีการกำหนดตำแหน่งของ electrodes สิ่งหนึ่งในการส่งมอบความคิดที่ริเริ่มที่ผ่านมามีไม่นานก็คือขั้นตอนการวาง electrodes สำหรับการวางกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันใน 27 ตำแหน่ง

การเซนเซอร์ตำแหน่งเป็นตัวอย่างตำแหน่งของ 2 bipolar sites ที่จะวางบนกล้ามเนื้อในความสัมพันธ์ของเส้นระหว่าง 2 anatomical landmarks เป้าหมายของ sensor placement คือ เพื่อให้ถึงตำแหน่งที่มีสัญญาณและความคงที่ของ surface EMG สามารถรับได้ มีสองวิธีในการวางขั้วไฟฟ้าสามารถวางได้ตามแกนแนวยาวของกล้ามเนื้อและตามแนวขวางของแนวยาวของกล้ามเนื้อได้

**ตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ** ข้อเสนอแนะคือการวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วครึ่งหนึ่งจากปลายมอเตอร์ปลายแผ่น (ประมาณ - กลางแนวกล้ามเนื้อ) โชนปลายเส้นเอ็น เป้าหมายคือการหลีกเลี่ยงการเซ็นเซอร์ที่มากเกินไปของโชนเส้นประสาทหรือระหว่างเส้นเอ็นตลอดช่วงของการเคลื่อนไหว

**ตามแนวขวางของกล้ามเนื้อ** ข้อเสนอแนะคือการวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วบนกล้ามเนื้อเพื่อให้แต่ละเซ็นเซอร์อยู่ห่างจากเขตของพื้นที่บันทึกกล้ามเนื้อที่สนใจ การวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วบนกล้ามเนื้อสามารถมีช่องของกล้ามเนื้อขนาดใหญ่และใกล้เคียงกล้ามเนื้อที่อยู่ต่ำกว่าขั้วไฟฟ้า โดยปกติแล้วจะหมายความว่าสายระหว่างศูนย์ของเซ็นเซอร์ไฟฟ้าคือประมาณขนานไปตามแนวยาวของกล้ามเนื้อ

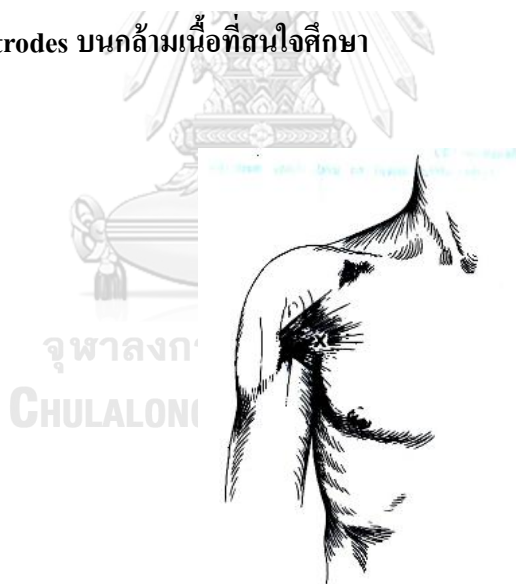


### Inter-Electrode Distance (ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้า)

- ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งระหว่างพื้นที่ที่ติดของอิเล็กโทรด
  - อิทธิพลของระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าบนพื้นที่ที่สูงขึ้นและ Crosstalk สำคัญในการอ้างอิง
  - SENIAM แนะนำให้ใช้ the bipolar sEMG electrodes รอบๆ พื้นที่รับเซนเซอร์กับระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าห่างกัน 20 มิลลิเมตร
  - เมื่อใช้ bipolar electrodes กับกล้ามเนื้อมัดเล็ก ระยะทางระหว่างขั้วไฟฟ้าไม่ควรเกินหนึ่งในสี่ของความยาวเส้นใยกล้ามเนื้อ ในทางที่ไม่สามารถบันทึกได้ เนื่องจากเส้นเอ็นและมอเตอร์มีผลกระทบต่อส่วนปลายสามารถหลีกเลี่ยงได้
- (Day, 2002)

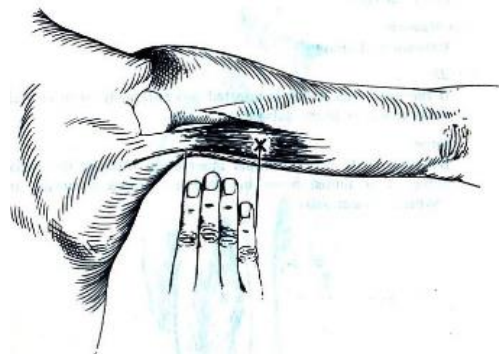
### ตำแหน่งการติด Electrodes บนกล้ามเนื้อที่สนใจศึกษา

#### Pectoralis major



- จุดเกาะต้น : กึ่งกลางของกระดูกCavicle และผิวด้านหน้าของกระดูกSternum
- จุดเกาะปลาย : ยอดของ Greater tubercle ของกระดูก Humerus
- Electrode (X) : ด้านหน้าของรักแร้บริเวณรอยพับ (Anterior axillary fold)

## Triceps



จุดเกาะต้น : Infraglenoid tubercle ของกระดูกสะบัก (Scapula)

จุดเกาะปลาย : Olecranon process ของกระดูกUlna

Electrode (X) : ทาบนิ้วมือ 4 นิ้วจากด้านหลังของรักแร้บริเวณรอยพับ (Anterior axillary fold)

(Delagi, 1980)

## 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 ณ ประเทศ 29 มาเลเซีย	เดี่ยว ฟรี สไตล์ 200 เมตร	3	นาที 01.2
.1					
.2					
.3					

### แบบฟอร์มข้อมูลสัดส่วนร่างกาย

ส่วนสูง ..... cm. น้ำหนัก..... Kg. ดัชนีมวลกาย ..... kg. /m<sup>2</sup>

ด้านขวา

ด้านซ้าย

ความยาวของแขน .....cm. ....cm.

ความยาวของแขนท่อนล่าง .....cm. ....cm.

ความยาวของขา .....cm. ....cm.

แรงบีบมือ .....cm. ....cm.

#### ไข่มุนใต้ผิวหนัง

1. Iliac crest ..... cm.

2. Supraspinale .....cm.

3. Abdominal ..... cm.

4. Mid-axilla ..... cm.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ด้านขวา

ด้านซ้าย

5. Triceps .....cm. ....cm.

6. Biceps .....cm. ....cm.

7. Subscapular .....cm. ....cm.

8. Front thigh .....cm. ....cm.

9. Medial calf .....cm. ....cm.

**เส้นรอบวงของกล้ามเนื้อ**

1. Waist (Minimum) ..... cm.

2. Gluteal (Hips) ..... cm.

ด้านขวา

ด้านซ้าย

3. Arm (Relaxed) .....cm. ....cm.

4. Arm (Flexed) .....cm. ....cm.

5. Calf (Maximum) .....cm. ....cm.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

แบบฟอร์มบันทึกผลการจับเวลาเพื่อหาความเร็ว

ณ สระว่ายน้ำ 50 เมตร ชั้น M ศูนย์กีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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

## ภาคผนวก จ การวิเคราะห์ผลหาค่าเฉลี่ยความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดย 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. ทำ filter EMG

```
[b,a]=butter(3,[10,500]/1000); %bandpass   คำนวณหา butterworth filter 6th order
for i=1:4
    filterEMG(:,i)=filtfilt(b,a,EMGsignal(:,i+1)); ทำ filtered EMG
end
```

4. ทำ Rectified EMG

```
for i=1:4
    rectEMG(:,i)=abs(detrend(filterEMG(:,i+1)));
end
```

5. คำนวณหา Moving Average

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

## บรรณานุกรม

- Agur, A. M., & Dalley, A. F. (2009). *Grant's atlas of anatomy*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Alberty, M., Sidney, M., Huot-Marchand, F., Hespel, J., & Pelayo, P. (2005). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *International Journal of Sports Medicine*, 26(06), 471-475.
- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological reviews*, 88(1), 287-332.
- Arellano, R., Brown, P., Cappaert, J., & Nelson, R. C. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m freestyle swimmers at the 1992 Olympic Games. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(2), 189-199.
- Aujouannet, 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.
- Barden, J. M., & Kell, R. T. (2009). Relationships between stroke parameters and critical swimming speed in a sprint interval training set. *Journal of sports sciences*, 27(3), 227-235.
- Berger, M. A. (1999). Determining propulsive force in front crawl swimming: a comparison of two methods. *Journal of sports sciences*, 17(2), 97-105.
- Callaway, A. J. (2015). Measuring Kinematic Variables in Front Crawl Swimming Using Accelerometers: A Validation Study. *Sensors*, 15(5), 11363-11386.
- Capelli, C., Pendergast, D. R., & Termin, B. (1998). Energetics of swimming at maximal speeds in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 385-393.
- Caty, V., Aujouannet, Y., Hintzy, F., Bonifazi, M., Clarys, J., & Rouard, A. (2007). Wrist stabilisation and forearm muscle coactivation during freestyle swimming. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(3), 285-291.
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., & Fantozzi, S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by



- means of automatic tracking. *Journal of sports sciences*, 31(3), 276-287.
- Chollet, D., Chaliès, S., & Chatard, J. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21(01), 54-59.
- Chollet, D., Delaplace, C., Pelayo, P., Tourny, C., & Sidney, M. (1997). Strokings characteristic variations in the 100-m freestyle for male swimmers of differing skill. *Perceptual and Motor Skills*, 85(1), 167-177.
- Craig, A., & Pendergast, D. R. (1979). Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Med Sci Sports Exerc*, 11(3), 278-283.
- Craig, A. B., Skehan, P. L., Pawelczyk, J. A., & Boomer, W. L. (1985). Velocity, stroke rate, and distance per stroke during elite swimming competition. *Med Sci Sports Exerc*, 17(6), 625-634.
- Deschodt, V., Arzac, 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., & Arzac, L. M. (2004). Morning vs. evening maximal cycle power and technical swimming ability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(1), 149-154.
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Mileva, K. N., Bowtell, J. L., Crichton, N., & Dimitrova, N. A. (2006). Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(11), 1971.
- Dimitrova, N., & Dimitrov, G. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13-36.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*, 586(1), 11-23.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied physiology*, 72(5), 1631-1648.
- 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.
- Figueiredo, P., Sanders, R., Gorski, T., Vilas-Boas, J., & Fernandes, R. (2013). Kinematic

- and electromyographic changes during 200 m front crawl at race pace. *International Journal of Sports Medicine*, 34(01), 49-55.
- Figueiredo, P., Zamparo, P., Sousa, A., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011). An energy balance of the 200 m front crawl race. *European journal of applied physiology*, 111(5), 767-777.
- Gourgoulis, V., Antoniou, P., Aggeloussis, N., Mavridis, G., Kasimatis, P., Vezos, N., . . . Mavromatis, G. (2010). Kinematic characteristics of the stroke and orientation of the hand during front crawl resisted swimming. *Journal of sports sciences*, 28(11), 1165-1173.
- Grimston, S. K., & Hay, J. G. (1986). Relationships among anthropometric and stroking characteristics of college swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(1), 60-68.
- Ikuta, Y., Matsuda, Y., Yamada, Y., Kida, N., Oda, S., & Moritani, T. (2012). Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *European journal of applied physiology*, 112(9), 3417-3429.
- Keskinen, K. L., & Komi, P. V. (1993). Stroking characteristics of front crawl swimming during exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 219-226.
- Lucas-Osma, A. M., & Collazos-Castro, J. E. (2009). Compartmentalization in the triceps brachii motoneuron nucleus and its relation to muscle architecture. *Journal of Comparative Neurology*, (3)516, 226-239.
- Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest: Human Kinetics*.
- Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., & Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 39-46.
- McCabe, C. B., Psycharakis, S., & Sanders, R. (2011). Kinematic differences between front crawl sprint and distance swimmers at sprint pace. *Journal of sports sciences*, 29(2), 115-123.
- McLeod, I. (2010). *Swimming anatomy / Ian McLeod*: Champaign, Ill : Human Kinetics.
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of applied physiology*,

69(5), 1810-1820.

- Nuber, G. W., Jobe, F. W., Perry, J., Moynes, D. R., & Antonelli, D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *The american journal of sports medicine*, 14(1), 7-11.
- Pai, Y. C., Hay, J. G., & Wilson, B. D. (1984). Stroking techniques of elite swimmers. *Journal of sports sciences*, 2(3), 225-239.
- Pelayo, P., Sidney, M., Kherif, T., Chollet, D., & Tourny, C. (1996). Stroking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 197-206.
- Psycharakis, S., & Sanders, R. (2008). Shoulder and hip roll changes during 200-m front crawl swimming. *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 40(12), 2129.
- 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.
- Rouard, A., & Clarys, J. (1995). Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 177-183.
- Sanders, R. H. (1999). Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(1), 3-26.
- Seifert, L., Chollet, D., & Bardy, B. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl: a dynamic analysis. *Journal of sports sciences*, 22(7), 651-660.
- Siders, W. A., Lukaski, H. C., & Bolonchuk, W. W. (1993). Relationships among swimming performance, body composition and somatotype in competitive collegiate swimmers. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 33, 166-166.
- Srinivasan, R., Lungren, M., Langenderfer, J., & Hughes, R. (2007). Fiber type composition and maximum shortening velocity of muscles crossing the human shoulder. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, (2)20, 144-149.
- Stirn, 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.
- Suito, H., Ikegami, Y., Nunome, H., Sano, S., Shinkai, H., & Tsujimoto, N. (2008). The effect of fatigue on the underwater arm stroke motion in the 100-m front crawl. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 316-324.
- Thorstensson, A., Karlsson, J., Viitasalo, J., Luhtanen, P., & Komi, P. (1976). Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 98(2), 232-236.
- Toussaint, H., & Truijens, M. (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology*, 55(1), 17-40.
- 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.
- Toussaint, H. M., Van den Berg, C., & Beek, W. J. (2002). "Pumped-up propulsion" during front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(2), 314-319.
- Vescovi, J. D., Falenchuk, O., & Wells, G. D. (2011). Blood lactate concentration and clearance in elite swimmers during competition. *International journal of sports physiology and performance*, 6(1), 106-117.
- Wakayoshi, K., Moritani, T., Mutoh, Y., & Miyashita, M. (1994). Electromyographic evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming *Medicine and science in aquatic sports* (pp. 16-23): Karger Publishers.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Wang, X. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992.
- ดร.ณวรัตน์ สุขสม. (2552). การบาดเจ็บจากการกีฬา. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาวอัครยา ศิลสังวรรณ
วัน เดือน ปี เกิด	16 กรกฎาคม 2535
สถานที่เกิด	จังหวัดนนทบุรี
วุฒิการศึกษา	พ.ศ.2554 สำเร็จการศึกษาระดับประถมศึกษาและมัธยมศึกษา จากโรงเรียนเขมะสิริอนุสสรณ์ พ.ศ.2558 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี กลุ่มวิชา วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย พ.ศ.2558 เข้าศึกษาต่อระดับปริญญาโท แขนงวิทยาศาสตร์การ กีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	116/11 หมู่9 ตำบล บางกรวย อำเภอบางกรวย จังหวัด นนทบุรี 11130