

แบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพในกีฬามวย



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Model of Optimal Straight Punch in Boxing

Mr. Rat Tongaim



A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Sports Science

Faculty of Sports Science

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	แบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพในกีฬามวย
โดย	นายรัตน์ ทองเอี่ยม
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์การกีฬา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรเทพ ราชนาวิ

คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิทยาศาสตร์การกีฬา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วันชัย บุญรอด)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชรินทร์ชัย อินทราภรณ์)

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

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรเทพ ราชนาวิ)

.....กรรมการ
(อาจารย์ ดร. ทศพร ยิ้มลมัย)

.....กรรมการ
(อาจารย์ ดร. เบญจพล เบญจพลากร)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร. ศิริรัตน์ หิรัญรัตน์)

รัตน์ ทองเอี่ยม : แบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพในกีฬามวย (Model of Optimal Straight Punch in Boxing) อ.ที่ปริกษานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. ชัยวัฒน์ หล่อศิริรัตน์, อ.ที่ปริกษานิพนธ์ร่วม: ผศ. ดร. พรเทพ ราชานวี, 173 หน้า.

หมัดตรงเป็นหมัดที่นักมวยเลือกใช้เมื่อต้องการทำคะแนน หรือเมื่อต้องการพลังการชก เป็นหมัดที่มีความเร็วและความแม่นยำสูง ความเข้าใจในชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรง จะช่วยให้การพัฒนาความสามารถของนักมวยมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้เกิดความเข้าใจในกลไกของการชกหมัดตรงโดยการใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ ประกอบด้วย 2 โครงการย่อย ดังนี้

โครงการย่อยที่ 1 การเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงเพื่อศึกษาเกี่ยวกับช่วงเวลาในการชก ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนักมวยเพศชาย จำนวน 3 คน ที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกในการทำวิจัย ทำการชกหมัดตรงไปยังเป้าหมายที่เป็นลูกบอลชกในระดัศิริษะ บันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ พร้อมบันทึกข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้น วิเคราะห์ผลและแบ่งช่วงการชกโดยใช้แรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็นตัวกำหนด ช่วงเวลาในการชกหมัดตรงแบ่งออกเป็น 3 ช่วง ดังนี้ 1. ถ่ายน้ำหนักไปข้างหลัง ช่วงเวลานี้จะเริ่มจากการเริ่มถ่ายน้ำหนักตัวไปข้างหลัง ซึ่งแผ่นวัดแรงของเท้าตามเริ่มมีแรงปฏิกิริยาเพิ่มขึ้น ไปสิ้นสุดช่วงเวลาที่ให้น้ำหนักเริ่มไม่สัมผัสแผ่นวัดแรง (Lead Foot Off: LFO) 2. เริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ช่วงเวลานี้จะเริ่มจากการที่ให้น้ำหนักเริ่มไม่สัมผัสกับแผ่นวัดแรง จนเท้าน้ำหนักกลับมาสัมผัสแผ่นวัดแรงอีกครั้ง (Lead Foot In: LFI) 3. ส่งหมัดออกไปกระทบเป้าชก ช่วงเวลานี้เริ่มจากการที่เท้าน้ำหนักกลับมาสัมผัสแผ่นวัดแรงอีกครั้ง ไปสิ้นสุดที่หมัดเริ่มกระทบเป้าชก ลำดับการสร้างความเร็วเชิงเส้นของแต่ละข้อต่อ คือ เข่า สะโพก ไหล่ ศอก หมัด ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีความเร็วหมัดสูงสุด 6.63 เมตรต่อวินาที มีมุม X-Factor สูงสุด 53.30 องศา ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า และมีช่วงกว้างของ X-Factor สูงสุด 43.21 องศา

โครงการย่อยที่ 2 การสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง เพื่อใช้ในการอธิบายกลไกของการชก ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนักมวยเพศชาย จำนวน 5 คน ที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกในการทำวิจัย ทำการชกหมัดตรงไปยังเป้าหมายที่เป็นกระสอบทรายในระดัศิริษะ บันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ พร้อมบันทึกข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้น ผู้เข้าร่วมวิจัย B5 มีสามารถสร้างความเร่งของกระสอบทรายหลังหมัดปะทะต่อน้ำหนักตัวได้มากที่สุด จึงถูกนำมาเป็นตัวแทนของการเคลื่อนที่ในการสร้างแบบจำลอง การจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ - พลวัตไปข้างหน้าถูกใช้ในการเพิ่มความเร็วของหมัดก่อนกระทบเป้าให้มากที่สุด ผลการศึกษาพบว่า แบบจำลองสามารถสร้างแรงปะทะได้ 1861 นิวตัน โดยเพิ่มขึ้น 32.27% จากข้อมูลของตัวแทนการเคลื่อนที่ ความเร็วของหมัด ณ จุดปะทะคือ 7.11 เมตรต่อวินาที (+ 16.59%) ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 5.57 เมตรต่อวินาที (+7.60%), 7.94 เมตรต่อวินาที (+1.08%) และ 8.98 เมตรต่อวินาที (+1.84%) ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ในการชกของลำตัวส่วนบน (Thoracic) ลำตัวส่วนกลาง (Lumbar) และลำตัวส่วนล่าง (Pelvic) คือ 804.48 องศาต่อวินาที (+5.60%), 592.91 องศาต่อวินาที (+4.52%) และ 457.72 องศาต่อวินาที (+5.37%)

แรงของการชกหมัดตรงเริ่มต้นจากการถ่ายน้ำหนักไปทางด้านหลังจนไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่ขาน้ำ ในขณะที่เดียวกัน ลำตัวก็หมุนไปทางขวาตาม จากนั้น ถ่ายน้ำหนักกลับไปทางด้านหน้า เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่ขาน้ำ สะโพกของขาน้ำทำหน้าที่เป็นจุดหมุนให้ลำตัวหมุนกลับไปทางขาน้ำเพื่อสร้างความเร็วจากลำตัวส่วนล่าง ไปยังลำตัวส่วนกลาง ไปยังลำตัวส่วนบน แล้วส่งหมัดพุ่งออกไปยังเป้าหมาย หมัดที่มีความเร็ว ณ จุดกระทบเป้าสูง ทำให้แรงปะทะมีค่าสูงขึ้นด้วย เมื่อต้องการเพิ่มแรงปะทะของหมัดตรง นักมวย และผู้ฝึกสอน ควรมุ่งไปที่การฝึกเพื่อเพิ่มความเร็วในการหมุนลำตัวตั้งแต่ส่วนล่างจนถึงส่วนบน และเพิ่มความเร็วในการส่งหมัดออกไปข้างหน้า ซึ่งกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องคือ กล้ามเนื้อกลุ่มที่ทำหน้าที่อง หมุน และหุบข้อสะโพกของขาน้ำ และกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หมุนลำตัว

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์การกีฬา

ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาร่วม

5478611139 : MAJOR SPORTS SCIENCE

KEYWORDS: STRAIGHT PUNCH / BIOMECHANICS / COMPUTER SIMULATION MODELING

RAT TONGAIM: Model of Optimal Straight Punch in Boxing. ADVISOR: ASST. PROF. DR. CHAIPAT LAWSIRIRAT, CO-ADVISOR: ASST. PROF. DR. PORNTHEP RACHNAVY, 173 pp.

Rear hand straight punch (RHSP) is a punch used for scoring or for maximum power with high speed and accuracy. Hence, the understanding of biomechanics aspect of RHSP helps improve efficiency of boxers and their punches. The objective of this research is, thus, to explain the mechanics of RHSP through a biomechanical model. The research had two parts

The first study dealt with phasing of RHSP in boxers. Three boxers were recruited and punched at a punching ball located at the level of the boxers' head. 3-D kinematic and ground reaction force (GRF) were collected. The collected data was then analyzed to find the phase of punch using the pattern of GRF as criteria. The results found that RHSP had 3 phases. The first phase began with boxers shifting their weight to the rear leg. At this phase, the GRF of the rear leg increased. The first phase ended when boxers completely lifted their lead leg. At this point, the GRF of the lead leg equaled to zero. The first phase was called "lead foot off" (LFO). The second phase happened when the boxers began to shift themselves forward. The second phase started when the boxers completely lifted their fore leg off the ground until it began to bear weight again. The second phase was called "lead foot in" (LFI). The final phase happened when the boxers threw their punch to the target. At this phase, the lead leg of boxers bore weight and acted as a support. The final phase ended when the punch hit the target. The kinetic chain of the punch started from knee, hip, shoulder, elbow, and fist. From the result, participant T2 had maximum punch velocity of 6.63 m/s with an X-factor angle of 53.30 degrees at the target and had the widest X-factor of 43.21 degrees.

The second study developed a biomechanical model to explain the mechanics of RHSP. Five boxers were recruited in the study. The participants punched a sandbag at the height equivalent to the height of their head. 3-D kinematic data and GRF were collected. The results showed that participant B5 hit the target with highest punch force to body weight ratio. Therefore, the biomechanical model was constructed from the punch of participant B5 where inverse and forward dynamic models were created using LifeMOD™ software. After the forward dynamic model was created, it was used to maximize the punching force of the boxer. The result showed that the model could create a maximum punch force of 1861 N which was a 32.27% increase. From the motion agents, the results showed that the punch velocity was 7.11 m/s (an increase of 16.59%). The maximum linear velocities of center of mass on sagittal plane of upper arm, lower arm, and fist was 5.57 m/s (+7.60%), 7.94 m/s (+4.52%) and 8.98 m/s (+1.84%), respectively. The maximum angular velocities of center of mass on transverse plane of upper body (Thoracic), middle body (Lumbar), and lower body (Pelvic) were 804.48 deg/s (+5.60%), 592.91 deg/s (+4.52%), and 457.752 deg/s (+5.37%) respectively.

The results showed that punch force started when boxers shifted their bodyweight to rear leg until the lead leg bore no bodyweight. While the boxers shifted bodyweight to their rear leg, the boxers turned their body toward the rear leg. After that, the boxers shifted their bodyweight back to lead leg until the lead leg bore bodyweight. At that point, the hip of the lead leg acted as a fulcrum for the body to twist to the direction of lead leg to develop velocity and transfer force from lower extremity to upper extremity. The velocity and force transferred threw punch to the target. As a result, core muscle was very important in bridging the force transition from lower extremity to upper extremity. Creating high velocity punch resulted in high impact punch. To create high impact punch, boxers and coaches should focus on increasing velocity of body twist from lower body to upper body and increase punch speed. The muscle group that involved in RHSP included hip flexor, rotator adductor of lead side as well as torso rotator.

Field of Study: Sports Science
Academic Year: 2016

Student's Signature
Advisor's Signature
Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) ที่ได้มอบทุนเพื่อใช้ในการทำวิจัยผ่าน ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ร่วมตลอดจนคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และคณาจารย์คณะวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่าน ที่ได้ให้คำปรึกษา และข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์ในการพัฒนาการวิจัยนี้ ตลอดจนให้ความรู้ และดูแลเอาใจใส่ผู้วิจัยด้วยดีเสมอมา

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ห้องปฏิบัติการทางวิทยาศาสตร์การกีฬา วิทยาลัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล และห้องปฏิบัติการทางวิทยาศาสตร์การกีฬา สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์สถานที่และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย ขอขอบพระคุณ บริษัท ยูไนเต็ด บีเมค (ไทย) จำกัด ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์เครื่องมือวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสำหรับการเก็บข้อมูลการวิจัย

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชนินทร์ชัย อินทிரารณ ประธานกรรมการสอบ วิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทศพร ยิ้มละมัย อาจารย์ อ.ดร.เบญจพล เบญจพลากร และรองศาสตราจารย์ ดร.ศิริรัตน์ หิรัญรัตน์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนช่วยตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องวิทยานิพนธ์ ในการศึกษาครั้งนี้

ขอขอบคุณคุณดำรงศักดิ์ เรืองสูงเนิน ผู้ช่วยวิจัยที่ให้ความช่วยเหลือทางเทคนิคในการเก็บข้อมูลจนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณนักมวยทุกท่านที่ให้ความกรุณาเสียสละเวลามาเป็นผู้เข้าร่วมการวิจัย

ขอขอบคุณภรรยาที่เป็นทั้งผู้ช่วยวิจัยและเป็นกำลังใจ พร้อมทั้งกำลังใจจากลูกสาวที่น่ารักทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้

ด้วยคุณค่าและประโยชน์ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยขอมอบเป็นเครื่องบูชาพระคุณ บิดา-มารดา ครูอาจารย์ และผู้อุปการคุณทุกท่านของผู้วิจัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญภาพ	ญ
สารบัญตาราง.....	ฐ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
ปัญหาการวิจัย	4
สมมติฐานการวิจัย	4
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
ประโยชน์ที่จะได้จากงานวิจัย.....	5
ขอบเขตของการวิจัย.....	5
คำจำกัดความของการวิจัย.....	5
บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	7
หมัดตรงในกีฬามวย.....	7
แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ในการกีฬา	13
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	20
โครงการย่อยที่ 1 การเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงเพื่อศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง.....	20
โครงการย่อยที่ 2 การสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง	26
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	35
ผลการศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง	35

ผลการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง	52
ข้อมูลเวลาตอบสนอง ข้อมูลคิเนมาติกส์ และคิเนติกส์ของผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้ง 5 คน.....	52
ข้อมูลคิเนมาติกส์ และคิเนติกส์ที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตย้อนกลับ ที่มาจากการคัดเลือกหมัดที่ให้ความเร่งของกระสอบทรายต่อน้ำหนักตัวมากที่สุดของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน	59
แบบจำลองการชกหมัดตรงที่สร้างขึ้นจากวิธีการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตไปข้างหน้า (Forward-Dynamics Simulation) โดยใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายของชกหมัดตรงที่ได้ความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวจากผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5.....	89
ภาพการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาของการชกที่แบ่งเป็น 100%.....	90
ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลในส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย	91
การวิเคราะห์ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลในส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย.....	92
แรงปฏิกิริยาจากพื้น	93
การวิเคราะห์แรงปฏิกิริยาจากพื้น	94
มุมและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อต่อ	95
การวิเคราะห์มุมและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อต่อ	100
แรงและความยาวของกล้ามเนื้อ.....	104
การวิเคราะห์แรงและความยาวของกล้ามเนื้อ	111
บทที่ 5 สรุปผลการศึกษา อภิปรายผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ	114
สรุปผลการศึกษา.....	114
อภิปรายผลการศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง.....	114
อภิปรายผลการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง.....	118
ข้อจำกัดของการวิจัย	128
ข้อเสนอแนะ.....	128
รายการอ้างอิง	129

ภาคผนวก.....	135
รูปแบบการติดมาร์คเกอร์ SkinMarker (Qualisys AB, Swenden).....	135
รูปแบบการติดมาร์คเกอร์ Plug-in-Gait (LifeModeler, 2010)	136
ตำแหน่งกล้ามเนื้อ และจุดเกาะในซอฟต์แวร์ LifeMOD™ (LifeModeler, 2010).....	140
LifeMOD™	144
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	173



สารบัญภาพ

ภาพที่ 1	เวกเตอร์ของแรงที่สามารถวัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดแรง คือ แรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) และแรงปฏิกิริยาจากเป่าชก (Punching Force).....	8
ภาพที่ 2	แสดงวิธีการหาโมเมนต์ของข้อต่อโดยวิธีการ Forward-Inverse Dynamics	14
ภาพที่ 3	แสดงการคำนวณ Inverse Dynamics อย่างง่ายจากข้อมูลตำแหน่ง	15
ภาพที่ 4	แสดงโครงสร้างของโปรแกรม LifeMOD™	17
ภาพที่ 5	กระบวนการสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์.....	18
ภาพที่ 6	รูปแบบการจัดวางแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น.....	22
ภาพที่ 7	ภาพรวมของการจัดวางกล้อง และแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น.....	23
ภาพที่ 8	ภาพรวมของการจัดวางกล้อง และแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น.....	29
ภาพที่ 9	ช่วงเวลาในการชกโดยเริ่มจาก 1) ท่าเริ่มต้น, 2) LFO, 3) LFI และ 4) Impact.....	36
ภาพที่ 10	ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง.....	39
ภาพที่ 11	ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ของผู้เข้าร่วมวิจัย T1.....	41
ภาพที่ 12	ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง.....	42
ภาพที่ 13	ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2.....	43
ภาพที่ 14	ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง.....	44
ภาพที่ 15	ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ของผู้เข้าร่วมวิจัย T3.....	45
ภาพที่ 16	แรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย ของผู้เข้าร่วมวิจัย T1	47
ภาพที่ 17	แรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2	48
ภาพที่ 18	แรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย ของผู้เข้าร่วมวิจัย T3	49
ภาพที่ 19	ข้อมูลเวลาตอบสนองของการชกหมัดตรง.....	52
ภาพที่ 20	ข้อมูลความเร็วสูงสุดของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรง	53
ภาพที่ 21	ข้อมูลความเร่งสูงสุดของเป่าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวของการชกหมัดตรง	54

ภาพที่ 22 ข้อมูลแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำ	55
ภาพที่ 23 ข้อมูลแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตาม	56
ภาพที่ 24 เวลาตอบสนอง (มิลลิวินาที) โดยแบ่งเป็นช่วงเวลาปฏิกิริยา และช่วงเวลาของการชก.....	57
ภาพที่ 25 ช่วงเวลาของการชก.....	58
ภาพที่ 26 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal.....	59
ภาพที่ 27 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อ หลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B1).....	60
ภาพที่ 28 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก	61
ภาพที่ 29 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B1)	62
ภาพที่ 30 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	65
ภาพที่ 31 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อ หลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B2).....	66
ภาพที่ 32 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก	67
ภาพที่ 33 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B2)	68
ภาพที่ 34 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	71
ภาพที่ 35 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อ หลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B3).....	72
ภาพที่ 36 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก	73
ภาพที่ 37 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B3)	74
ภาพที่ 38 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	77
ภาพที่ 39 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	78
ภาพที่ 40 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก	79
ภาพที่ 41 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B4)	80
ภาพที่ 42 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	83
ภาพที่ 43 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	84

ภาพที่ 44 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก	85
ภาพที่ 45 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B5)	86
ภาพที่ 46 ภาพการเคลื่อนไหวในการชกหมัดตรงจากข้อมูลที่จำลองขึ้น	90
ภาพที่ 47 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal	91
ภาพที่ 48 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง	93
ภาพที่ 49 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อเข่าและข้อเท้าขานำในระนาบ Sagittal.....	95
ภาพที่ 50 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อเข่าและข้อเท้าขาตามในระนาบ Sagittal.....	95
ภาพที่ 51 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อสะโพกขานำ	96
ภาพที่ 52 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อสะโพกขาตาม	97
ภาพที่ 53 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อสันหลังส่วน Lumbar	98
ภาพที่ 54 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อสันหลังส่วน Thoracic.....	99
ภาพที่ 55 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนไหวของข้อไหล่และข้อศอกในระนาบ Sagittal	100
ภาพที่ 56 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขานำ (1).....	104
ภาพที่ 57 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขานำ (2).....	105
ภาพที่ 58 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาตาม (1).....	106
ภาพที่ 59 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาตาม (2).....	107
ภาพที่ 60 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อลำตัวข้างนำ	108
ภาพที่ 61 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อลำตัวข้างตาม	109
ภาพที่ 62 แรงและความยาวกล้ามเนื้อของแขนตาม.....	110
ภาพที่ 63 ระบบการเชื่อมโยงคินเนติกส์ (Groppel, 1992).....	116
ภาพที่ 64 ลักษณะของแรงปฏิกิริยาในการขว้างลูกเบสบอล (McNally et al., 2015).....	126

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1 สรุปผลการศึกษาเกี่ยวแรงชก.....	10
ตารางที่ 2 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัยในโครงการย่อยที่ 1	20
ตารางที่ 3 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัยในโครงการย่อยที่ 2	26
ตารางที่ 4 ค่าช่วงเวลาของ LFO และ LFI.....	36
ตารางที่ 5 ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Passive Marker ในระนาบ Sagittal	37
ตารางที่ 6 ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor	38
ตารางที่ 7 ข้อมูลความเร่งของลูกบอลซ้อมชกภายหลังจากการที่หมัดกระทบเป้า.....	38
ตารางที่ 8 ข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง	46
ตารางที่ 9 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B1).....	63
ตารางที่ 10 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B1).....	64
ตารางที่ 11 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B1).....	69
ตารางที่ 12 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B2).....	70
ตารางที่ 13 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B3).....	75
ตารางที่ 14 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B3).....	76
ตารางที่ 15 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B4).....	81
ตารางที่ 16 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B4).....	82
ตารางที่ 17 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B5).....	87
ตารางที่ 18 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B5).....	88

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กีฬามวยเป็นหนึ่งในกีฬาที่นักกีฬาไทยประสบความสำเร็จทั้งมวยสากลอาชีพที่มีนักมวยของไทยหลายคนได้ครอบครองเข็มขัดแชมป์โลก หรือได้รับการจัดอันดับของสถาบันกีฬามวยต่าง ๆ อยู่เสมอ มวยสากลสมัครเล่นตั้งแต่ระดับซีเกมส์ ไปจนถึงระดับโอลิมปิกซึ่งนักกีฬาจากประเทศไทยเข้าร่วมการแข่งขัน โดยสามารถคว้าเหรียญทองเหรียญแรกให้ประเทศไทยได้ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1996 จากสมรักษ์ คำสิงห์ เป็นต้นมา และยังเป็นกีฬาที่เป็นความหวังในการคว้าเหรียญทองจากการแข่งขันกีฬาในระดับนานาชาติทุกรายการ โดยผลการแข่งขันในระดับนานาชาติที่ผ่านมาก็ยังอยู่ในระดับที่ดี รวมไปถึงมวยไทยที่ได้รับความนิยมในระดับสากล ซึ่งจะเห็นได้จากมีรายการแข่งขันมวยไทยในต่างประเทศตลอดทั้งปี ทำให้มวยเป็นกีฬาที่ยังคงได้รับการติดตามชมจากคนไทยมาโดยตลอด

มวยเป็นกีฬาที่ใช้หมัดเป็นอาวุธ ตัดสินแพ้ชนะด้วยคะแนนจากจำนวนหมัดที่ชกเข้าเป้าตามกติกา โดยมีกรรมการเป็นผู้ให้คะแนน รูปแบบของหมัดที่ใช้เป็นพื้นฐานมีอยู่ด้วยกัน 4 รูปแบบคือ หมัดแย็บ หมัดตรง หมัดฮุก และหมัดอัปเปอร์คัต ซึ่งรูปแบบของหมัดเหล่านี้จะถูกนักกีฬานำไปใช้ในการทำคะแนนตามทักษะความสามารถของนักกีฬาและตามสถานการณ์การแข่งขัน การน็อกเอาท์คู่ต่อสู้เป็นสิ่งที่ยอมรับกันชัยชนะของนักกีฬาได้เป็นอย่างดี ดังนั้น รูปแบบของหมัดที่มีพลังก็จะถูกนักมวยนำมาใช้เมื่อต้องการน็อกเอาท์คู่ต่อสู้

หมัดตรงเป็นหมัดที่มีประโยชน์อย่างยิ่งในการจัดการกับคู่ต่อสู้ในระยะไกล ซึ่งเป็นระยะที่ไม่สามารถชกคู่ต่อสู้ได้โดยปราศจากการก้าวเท้าไปข้างหน้า เป้าหมายคือ ศีรษะ และลำตัวของคู่ต่อสู้ (AIBA Coaches Commission, 2010) หมัดตรงเป็นหมัดที่ใช้เมื่อต้องการทำคะแนน หรือเมื่อต้องการพลังการชก เป็นหมัดที่มีความเร็ว และความแม่นยำสูง โดย “พลังของหมัดตรงนั้นมาจากเท้า ขวา ส่งผ่านร่างกายทางด้านขวาไปยัง สะโพก ลำตัว และแขน ตามลำดับ พลังระเบิดมาจากเท้าขวาที่อยู่ด้านหลัง ถ่ายน้ำหนักไปยังเท้าซ้ายเพื่อให้เกิดความมั่นคงในการชก” การฝึกการชกหมัดตรงจึงมีวิธีการฝึกเพื่อการถ่ายน้ำหนัก และส่งแรงจากเท้าร่วมด้วย (Hickey & Association, 2006) แรงปะทะส่วนใหญ่ของหมัดตรง มีจุดกำเนิดมากจากเท้าที่อยู่ทางด้านหลัง

การศึกษาที่ผ่านมาที่เกี่ยวข้องกับหมัดตรงในกีฬามวย รวมถึงการออกหมัดรูปแบบอื่นในทางชีวกลศาสตร์ สามารถแบ่งได้เป็นสองกลุ่มคือ การศึกษาทางคิเนติกส์ และการศึกษาทางคิเนมาติกส์

ซึ่งในกลุ่มแรกจะให้ความสนใจในการตอบคำถามการวิจัยด้วยตัวแปรที่เป็นระยะทาง ความเร็ว ความเร่ง หรือมุมในการเคลื่อนที่ เช่น การศึกษาของ Atha และคณะ (Atha, Yeadon, Sandover, & Parsons, 1985) ในปี 1985 ซึ่งทำการศึกษากการออกหมัด และพบว่าใน 0.1 วินาทีแรกนั้น หมัดสามารถเคลื่อนที่ไปได้ 0.49 เมตร และไปกระทบเป้าที่ความเร็ว 0.89 เมตรต่อวินาที ในปี 2005 Walilko, Viano และ Bir (Walilko, Viano, & Bir, 2005) ทำการศึกษาชีวกลศาสตร์ของศีรษะเมื่อถูกชกเข้าที่กรามในหุ่นทดสอบการกระแทก โดยใช้หมัดมวยสากลสมัครเล่นระดับโอลิมปิกมาทำการชก และใช้กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหวความเร็วสูงมาใช้ในการคำนวณหาความเร็วของหมัด ซึ่งพบว่าความเร็วเฉลี่ยของหมัดอยู่ที่ 9.14 ± 2.06 เมตรต่อวินาที ในปี 2010 Silvia, Filipa, Sandra, และ António (Cabral, João, Amado, & Veloso, 2010) ทำการศึกษาลำดับการเคลื่อนไหวของร่างกายประกอบด้วย เขิงกราน ลำตัว และแขนขา ขณะชกหมัดอัปเปอร์คัต ซึ่งผลการศึกษสามารถสรุปได้ว่า ลำดับการทำงานของร่างกายในการชกหมัดอัปเปอร์คัตนั้นเป็นไปตามหลักของผลรวมของความเร็วจากส่วนต้นไปยังส่วนปลาย คือ เขิงกราน ลำตัว ส่งต่อความเร็วไปยังแขนขา

การศึกษาทางคินเนติกส์ที่เกี่ยวข้องกับมวนั้น จะมุ่งเน้นไปที่แรงชกเป็นสำคัญ เนื่องจากเป็นตัวแปรที่สำคัญที่สุดในมุมมองของชีวกลศาสตร์สำหรับการคัดเลือกนักมวย (S. Ghosh, S. Majumder, & S. Pal, 2010) มีการศึกษาในเรื่องของการพัฒนาอุปกรณ์ในการวัดแรงชก หรือการศึกษาเกี่ยวกับแรงชกของหมัดประเภทต่าง ๆ รวมไปถึงการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นจากแรงชก อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงชกนั้น มีอยู่หลายรูปแบบด้วยกัน คือ โหลดเซลล์ (Ariyasatseeskul, 1986, Satthabun, 1993, Tongaim, 2009, Sutthajinda, 2009, Ghosh, et al., 2010) อุปกรณ์วัดความเร่ง (Baagrev and Trachimovitch, 1981, Walilko, et al., 2005, Girodet et al., 2006, Stojasih, et al., 2008, Mack, et al. 2010 และ Piorkowski, et al., 2011) อุปกรณ์วัดแรงกด (Fritsche, 1978, Joch et al., 1981 และ Karpilowski, 1984) และแผ่นวัดแรง (Baagrev and Trachimovitch, 1981, Smith, 2000, Teppanich, 2002 และ Gullledge and Dapena, 2007)

เพื่อให้เกิดความเข้าใจในกลไกของการชกหมัดตรงอย่างชัดเจน จำเป็นต้องทำการศึกษาในเชิงของชีวกลศาสตร์ โดยเฉพาะระบบกระดูกและกล้ามเนื้อของมนุษย์ ซึ่งเป็นระบบที่มีความซับซ้อนยังมีอีกหลายส่วน หลายกลไกที่ไม่สามารถอธิบายได้ในปัจจุบัน และมีผู้ที่สนใจทำการศึกษาเพื่อให้เกิดความเข้าใจในกลไกการเคลื่อนไหวของมนุษย์เป็นจำนวนมาก เช่น ปริมาณของแรงในกล้ามเนื้อที่ก่อให้เกิดการเคลื่อนไหว หรือสัดส่วนในการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัดผ่านแต่ละข้อต่อกับการเคลื่อนไหวต่าง ๆ แม้ว่าที่ผ่านมามีการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการชกมวยอยู่มากมาย แต่ก็ยังไม่มีการศึกษาที่ทำการอธิบายถึงชีวกลศาสตร์ของการชกมวย และการถ่ายโยงแรงในร่างกายขณะทำการชก

ลำดับและจังหวะการเคลื่อนไหวของส่วนของร่างกายจากส่วนต้นที่มีขนาดใหญ่ไปยังส่วนปลายที่มีขนาดเล็ก สามารถส่งผลกระทบต่อทั้งแรงที่ใช้ และระยะทางในขณะที่มีแรงกระทำ (Milburn, 1981) ซึ่งเป็นหลักการทั่วไปของชีวกลศาสตร์ ลำดับการเคลื่อนไหวที่เริ่มจากส่วนต้นไปยังส่วนปลายได้รับการอธิบายในหลายความหมาย ในปี 1972 Bunn (Bunn, 1972) ได้อธิบายในความหมายของ “หลักของผลรวมของความเร็ว” ซึ่งการเคลื่อนไหวของร่างกายในการชกหมัดตรงก็เป็นไปตามหลัก (Cabral et al., 2010) สำหรับการศึกษาเกี่ยวกับการส่งแรงในการชกหมัดตรงที่ผ่านมานั้น ยังไม่ปรากฏชัดเจนว่ามีการศึกษาเพื่อแสดงถึงการเชื่อมโยงการถ่ายแรงในเชิงปริมาณตั้งแต่เท้าไปจนถึงหมัด มีเพียงการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างพลังรวมของร่างกายส่วนล่าง และความเร็วของหมัด กับแรงชก (Mack, Stojasih, Sherman, Dau, & Bir, 2010) ซึ่งผลการศึกษายังมีข้อสรุปที่ไม่เป็นไปตามหลักการฝึกการชกหมัดตรงในทางการฝึก เนื่องจากแรงที่เป็นพลังระเบิดจากเท้าขวานั้น ในทางฟิสิกส์จะมีทิศทางที่เกือบจะเป็นแนวดิ่ง แต่ทิศทางหมัดตรงที่ชกออกไปจะอยู่ในแนวระนาบ ผลลัพธ์ของแรงที่ส่งจากเท้าขวาไปยังหมัดโดยตรงจึงมีผลต่อแรงชกน้อยมาก (McGinnis, 2013) สะโพก และลำตัว จึงเป็นส่วนสำคัญในการเชื่อมโยงแรงจากส่วนล่างของร่างกายไปยังส่วนบนของร่างกาย

การสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อพัฒนาและปรับปรุงประสิทธิภาพของนักกีฬาได้รับความนิยมน้อยกว่าหลายในปัจจุบัน เนื่องจากการผสมผสานแนวคิดทางทฤษฎีและข้อจำกัดในการปฏิบัติ เพื่อออกแบบการเคลื่อนไหวที่ดีที่สุดสำหรับนักกีฬา

แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์การกีฬาซึ่งสร้างจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ หรือแบบจำลองคอมพิวเตอร์มีจุดมุ่งหมายเพื่อตอบคำถามการวิจัย ในกรณีที่ต้องการทราบผลของการเปลี่ยนแปลงค่าของตัวแปรใดตัวแปรหนึ่ง ต่อผลลัพธ์ที่จะเกิดขึ้น ซึ่งโดยส่วนใหญ่ผู้วิจัยไม่สามารถใช้นักกีฬาจริงมาทำการทดลองได้ เนื่องจากจะมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ทั้งในแง่ของการกระทำทักษะกีฬานั้นซ้ำ ๆ หรืออุบัติเหตุจากการทดลอง และบางตัวแปรที่ต้องการเปลี่ยนแปลงตัวนักกีฬาเองยังไม่มีความสามารถที่จะกระทำได้ ดังนั้น การตอบคำถามการวิจัยด้วยวิธีการทางทฤษฎีจึงเป็นแนวทางปฏิบัติที่เป็นปกติของชีวกลศาสตร์การกีฬา ซึ่งประโยชน์ของแบบจำลองคอมพิวเตอร์คือ ได้ทำการทดลองในอุดมคติที่สามารถทำการเปลี่ยนแปลงค่าตัวแปรต่าง ๆ ได้โดยไม่มีข้อจำกัดที่ความสามารถของตัวนักกีฬามาเกี่ยวข้อง ชนิดกีฬาที่ใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์ในการตอบคำถามการวิจัย ยกตัวอย่างเช่น กีฬาฟุตซอล ในปี 2009 Chiu (Chiu, 2009) ได้ทำการสภาวะที่เหมาะสมในการฟุตซอลโดยใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์ ทำการศึกษาโดยใช้สถิติโลกของทั้งนักกีฬาชาย และนักกีฬาหญิง พร้อมจำลองผลลัพธ์ของการใช้หลอนสองชนิดต่อระยะทางที่เกิดขึ้นในสภาวะที่ต่างกัน โดยมีตัวแปรที่ใช้ในแบบจำลอง เช่น release angle, attack angle, release speed ฯลฯ ซึ่งผลการศึกษาสามารถใช้เป็นข้อมูลในการพัฒนาทักษะการฟุตซอลได้ กอล์ฟเป็นกีฬายอดนิยมชนิดหนึ่งที่มี

การศึกษาเกี่ยวกับวงสวิงโดยใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์ในการอธิบาย หรือวิเคราะห์ทักษะ ยกตัวอย่างเช่น ในปี 2005 Nebist (Nesbit, 2005) ทำการศึกษาทั้งทางคิเนติกส์ และคิเนมาติกส์ ในรูปแบบสามมิติของกอล์ฟสวิง ในกลุ่มนักกีฬาอาชีพทั้งชาย และหญิง มีทักษะที่หลากหลายระดับ เพื่อวิเคราะห์กลไกของกอล์ฟสวิง และเปรียบเทียบลักษณะของวงสวิงในนักกีฬาอาชีพจำนวน 4 คน ผลของการศึกษานำมาซึ่งความเข้าใจในชีวกลศาสตร์ของกอล์ฟสวิงขั้นสูง ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อการศึกษา หรือพัฒนาทักษะของนักกีฬาอาชีพในอนาคต กีฬาที่เกี่ยวข้องกับการต่อสู้ เช่น เทควันโด (Hyun, Shin, & Hyun, 2008) ก็ได้รับความสนใจในการใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์เพื่อวิเคราะห์แรงกระแทกของการเตะด้านข้าง (Side Kick) โดยการจำลองการเตะด้านข้างไปยังเป้าหมายที่เป็นแบบจำลองของคน เพื่อวิเคราะห์ผลที่เกิดจากแรงกระแทก ความเร็วของขา ระยะเวลาที่ใช้ในการเตะ และได้แบบจำลองเชิงตัวเลข

เพื่อให้เกิดความเข้าใจที่ชัดเจนเกี่ยวกับการส่งแรง และชีวกลศาสตร์ของชกหมัดตรงในกีฬามวย จึงต้องทำการศึกษา โดยสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรงในกีฬามวย และค้นหากลไกที่เหมาะสมที่สุดในการชกหมัดตรงเพื่อให้ได้หมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด ซึ่งข้อมูลที่ค้นพบสามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลในการฝึกสอน การพัฒนาทักษะ และการพัฒนาเทคนิคของการชกหมัดตรงในกีฬามวยต่อไป

ปัญหาการวิจัย

พลังระเบิดจากเท้าที่อยู่ด้านหลังขณะชกหมัดตรงเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อแรงชกใช้หรือไม่

สมมติฐานการวิจัย

การเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อถ่ายโอนแรงขณะชกหมัดตรงเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อแรงชก

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่ออธิบายกลไกการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยเฉพาะลำตัวในการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุดในนักมวยด้วยแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์

ประโยชน์ที่จะได้รับจากงานวิจัย

ได้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรง และกลไกที่เหมาะสมที่สุดในการชกหมัดตรงเพื่อให้ได้มาซึ่งหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด ซึ่งข้อมูลที่ค้นพบสามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลในการฝึกสอน การพัฒนาทักษะ และการพัฒนาเทคนิคของการชกหมัดตรงในกีฬามวยต่อไปได้

ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยนี้ต้องการสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรงในนักมวย ซึ่งประกอบไปด้วยการเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงไปยังเป้าศีรษะ การสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์การชกหมัดตรง และการใช้วิธีการปรับกลไกการชกหมัดตรงให้เหมาะสมที่สุดเพื่อให้ได้แบบจำลองของหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด โดยมีตัวแปรที่ใช้ในการศึกษา ดังนี้

- แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground Reaction Force) คือ แรงที่เกิดขึ้นจากเท้าทั้งสองข้างของนักมวยกระทำกับพื้นในขณะที่ทำการชกหมัดตรง
- แรงปะทะ (Impact Force) คือ แรงที่เกิดจากหมัดไปกระทบเป้าชก
- มุมของข้อต่อ (Joint Angle) คือ มุมของข้อต่อในระนาบ Sagittal Frontal หรือ Transverse
- แรงของกล้ามเนื้อ (Muscle Force) คือ แรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษา
- แรงบิดขับเคลื่อน (Driven Torque) คือ แรงบิดที่ใช้ขับเคลื่อนข้อต่อของร่างกายที่ทำการศึกษา
- ความเร็วเชิงเส้น และเชิงมุม (Linear and Angular Velocities) คือ ความเร็วเชิงเส้น และเชิงมุม ของส่วนของร่างกาย หรือข้อต่อของร่างกายที่ทำการศึกษา

คำจำกัดความของการวิจัย

1. กีฬามวย หมายถึง กีฬาที่ผู้เล่นทั้งสองฝ่ายต่อสู้กันด้วยหมัด ซึ่งรวมถึง มวยสากลสมัครเล่น มวยสากลอาชีพ มวยไทย และมวยเควิน
2. นักมวย หมายถึง ผู้ที่เล่นกีฬามวย
3. หมัดตรง หมายถึง หมัดที่ชกออกไปจากไหล่ให้เป็นแนววิธีทางตรงไปสู่เป้าหมาย และเป็นหมัดที่อยู่ด้านหลัง มีลำดับขั้นตอนการชกเริ่มจากท่ายืน นักมวยเล็งไปยังเป้าหมายคือคางของคู่ต่อสู้ผ่านสันหมัดของหมัดนำ ถ้ายเทน้ำหนักไปที่เท้าหน้า หมุนลำตัวไปข้างที่อยู่หน้า รักษาระดับของหมัดนำไว้เพื่อเป็นการป้องกันศีรษะ และรักษาระดับของข้อศอกไว้เพื่อเป็นการ

ป้องกันลำตัว จากนั้นเหยียดแขนออกไปเป็นเส้นตรงมุ่งสู่เป้าหมาย โดยมีสันหมัดอยู่ด้านบน
หลังจากหมัดกระทบเป้า ให้รีบดึงหมัดกลับมาโดยเร็วตามทิศทางเดิม เพื่อกลับเข้าสู่ท่ายืน

4. หมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพ หมายถึง หมัดตรงที่ก่อให้เกิดแรงชกสูงสุด
5. แรงชก หมายถึง แรงที่เกิดจากการที่หมัดกระทบเป้า เป็นแรงปะทะ (Impact force)
6. แรงของกล้ามเนื้อ หมายถึง แรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ
7. แรงบิดขับเคลื่อน หมายถึง แรงบิดที่เกิดจากข้อต่อที่ทำหน้าที่เป็นตัวขับเคลื่อนแบบ PD-Servo motor
8. ลำตัวส่วนบน หมายถึง ลำตัวในส่วนของกระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic)
9. ลำตัวส่วนกลาง หมายถึง ลำตัวในส่วนของกระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar)
10. ลำตัวส่วนล่าง หมายถึง ลำตัวในส่วนของกระดูกเชิงกราน (Pelvic)
11. การงอ - การเหยียด หมายถึง Flexion – Extension
12. การกาง – การหุบ หมายถึง Abduction – Adduction
13. การกระดูกขึ้น – กระดกลงของข้อเท้า หมายถึง Dorsi flexion – Plantar flexion
14. การหมุนเข้า – การหมุนออก หมายถึง Internal rotation - External rotation

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

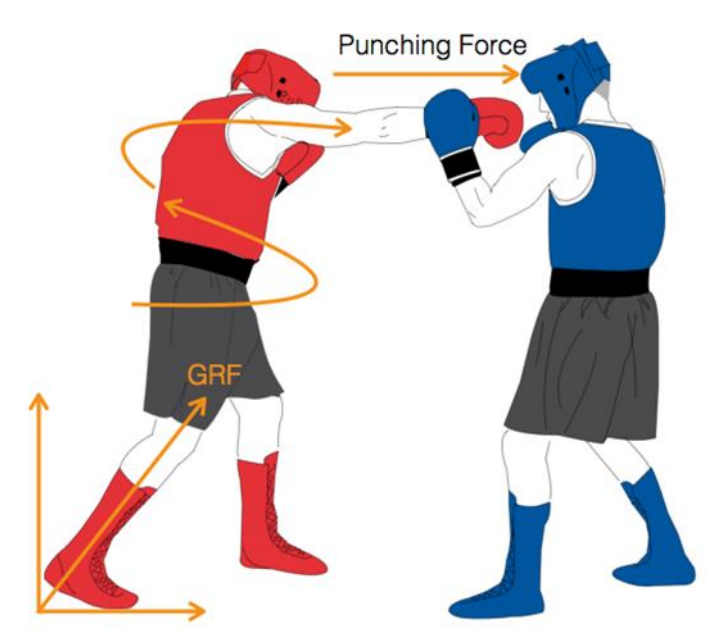
การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกคือ หมดตรงในกีฬามวย ซึ่งประกอบด้วยการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ทั้งคิเนติกส์ และคิเนมาติกส์ ส่วนที่สองคือ แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ในการกีฬา

หมดตรงในกีฬามวย

ในกีฬามวย หมดตรงเป็นหมัดที่มีประโยชน์อย่างยิ่งในการจัดการกับคู่ต่อสู้ในระยะไกล ซึ่งเป็นระยะที่ไม่สามารถชกคู่ต่อสู้ได้โดยปราศจากการก้าวเท้าไปข้างหน้า เป้าหมายคือ ศีรษะ และลำตัวของคู่ต่อสู้ (Commission, 2010) หมดตรงเป็นหมัดที่ใช้เมื่อต้องการทำคะแนน หรือเมื่อต้องการปลงการชก เป็นหมัดที่มีความเร็ว และความแม่นยำสูง โดย “พลังของหมัดตรงนั้นมาจากเท้าขวา ส่งผ่านร่างกายทางด้านขวาไปยัง สะโพก ลำตัว และแขน ตามลำดับ พลังระเบิดมาจากเท้าขวาที่อยู่ด้านหลัง ถ่ายน้ำหนักไปยังเท้าซ้ายเพื่อให้เกิดความมั่นคงในการชก” การฝึกการชกหมัดตรงจึงมีวิธีการฝึกเพื่อการถ่ายน้ำหนัก และส่งแรงจากเท้าร่วมด้วย (Hickey & Association, 2006) แรงปะทะส่วนใหญ่ของหมัดตรง มีจุดกำเนิดมากจากเท้าที่อยู่ทางด้านหลัง (Dyson, Smith, Martin, & Fenn, 2007)

เมื่อพิจารณาการเคลื่อนไหวของการชกหมัดตรงในแง่ของแรงที่สามารถทำการวัดค่าได้ด้วยอุปกรณ์วัดแรง ประกอบด้วย แรงปฏิกิริยาจากพื้น และแรงปฏิกิริยาจากเป้าชก ซึ่งเป็นแรงที่เท้าของนักมวยกระทำกับพื้นเพื่อการถ่ายน้ำหนัก และสร้างพลังระเบิด และแรงในส่วนที่สองเป็นผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหว เป็นแรงที่เกิดจากหมัดไปกระทบกับเป้าหมาย เป็นจุดมุ่งหมายของการชกหมัดตรง (ภาพที่ 1) นอกจากนี้ยังมีแรงอื่น ๆ เช่น แรงจากกล้ามเนื้อ แรงภายในข้อต่อ ซึ่งแรงเหล่านี้ไม่สามารถทำการวัดได้โดยตรง แต่สามารถประมาณค่าได้จากการคำนวณ ในการชกหมัดตรงนั้น แม้ว่าแรงที่มาจากเท้าที่อยู่ด้านหลังจะเป็นแรงที่สำคัญ แต่การเชื่อมโยงแรงจากส่วนล่างของร่างกายไปยังส่วนบนของร่างกายจนถึงหมัดก็มีความสำคัญไม่ยิ่งหย่อนไปกว่ากัน เนื่องจาก หากปราศจากกลไกในการเชื่อมโยงแรงที่มีประสิทธิภาพแล้ว แรงที่ส่งมาจากส่วนล่างของร่างกายก็ไม่สามารถส่งต่อไปยังหมัดได้ และหากวิเคราะห์ทิศทางของแรง และการรวมแรงด้วยพีชคณิตเวกเตอร์ (Hall, 2014) แรงจากขาที่อยู่ทางด้านหลังมีผลต่อแรงชกในปริมาณที่ไม่มากนัก เนื่องจากแรงปฏิกิริยาของเท้าที่อยู่ทางด้านหลังกระทำกับพื้นโดยส่วนใหญ่จะเป็นแรงที่อยู่ในแนวตั้ง แต่แรงชกนั้น เป็นแรงที่อยู่

ในแนวระนาบ การจะเปลี่ยนถ่ายแรงจากทิศทางหนึ่ง ไปยังอีกทิศทางหนึ่งต้องอาศัยกลไกอื่นที่ช่วยในการเชื่อมโยง



ภาพที่ 1 เวกเตอร์ของแรงที่สามารถวัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดแรง คือ แรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) และแรงปฏิกิริยาจากเป้าชก (Punching Force)

ทฤษฎีหรือหลักการที่เกี่ยวข้องกับการเชื่อมโยงแรง หรือการเชื่อมโยงการเคลื่อนไหวของร่างกายในการแสดงทักษะทางกีฬา ประกอบไปด้วย หลักของผลรวมของความเร็ว “The summation of speed principle” (Bunn, 1972; N. Marshall & Elliott, 2000; Putnam, 1993) หลักการเชื่อมโยงแรง “The kinetic link principle” (Kreighbaum & Barthels, 1985) หลักการเหล่านี้ได้รับความนิยมในการทำการศึกษานักกีฬาอเมริกันฟุตบอล เบสบอล และเทนนิส ซึ่งเป็นการอธิบายการเคลื่อนไหวที่เริ่มจากส่วนต้น (Proximal) ที่เป็นส่วนที่มีขนาดใหญ่ ประกอบด้วยกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ ไปยังส่วนปลาย (Distal) ที่มีขนาดเล็กกว่า มีกล้ามเนื้อขนาดเล็กกว่า ทำให้ส่วนปลายมีความเร็วในการเคลื่อนที่สูงที่สุด ซึ่งการชกในกีฬามวยก็เป็นไปตามหลักการนี้เช่นกัน (Cabral et al., 2010)

แม้ว่าการศึกษาที่อธิบายการเชื่อมโยงแรง หรือจุดกำเนิดของแรงในการชกหมัดตรงนั้นยังมีอยู่จำกัด แต่ Turner และคณะ (Turner, Baker, & Miller, 2011) ได้สรุปปัจจัยที่ช่วยเพิ่มแรงชกไว้ดังนี้ 1) การเพิ่มแรงขับจากขาหลัง เนื่องจากมีหลักฐานว่าแรงจากขาเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อแรงชก

2) หลังจากที่ย่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า การลงน้ำหนักที่มั่นคงจะเพิ่มแรงเบรคและถ่ายโยงแรง 3) เพิ่ม Stretch-Shortening-Cycle ของกล้ามเนื้อลำตัว 4) เพิ่มความเร็วของหมัด 5) เพิ่มมวลยังผล (Effective mass) จากข้อสรุปของ Turner และคณะข้างต้น นำไปสู่การออกแบบโปรแกรมการฝึก เพื่อเพิ่มแรงชก แต่ก็ยังไม่ได้รับการพิสูจน์ผลการฝึกหรือมีการศึกษาเพื่ออธิบายเกี่ยวกับการถ่ายโยงแรงเพิ่มเติม

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรงนั้น สามารถแบ่งได้เป็น 3 กลุ่ม ดังนี้

• 1. การศึกษาในเชิงคินเนติกส์

เป็นการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับแรงชก แรงปะทะ ซึ่งเริ่มปรากฏในวารสารที่สามารถสืบค้นได้ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1981 โดย Fritsche และ Krause (Joch, Fritsche, & Krause, 1981) จดสิทธิบัตรในการออกแบบอุปกรณ์วัดแรงชกโดยใช้ Pressure sensor ในปีเดียวกัน Baagrev และ Trachimovitch (Baagrev & Trachimovitch, 1981) บรรจุ Accelerometer ไว้ในกระสอบทราย เพื่อคำนวณแรงชกจากค่าความเร่งที่เกิดขึ้นจากการชก หลังจากนั้นยังมีการพัฒนาอุปกรณ์ หรือวิธีการวัดแรงชกให้แม่นยำขึ้น ปลอดภัยกับผู้รับการทดสอบมากขึ้น หรือพัฒนาให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการศึกษานั้น ๆ ซึ่งโดยส่วนใหญ่จะมุ่งเน้นไปที่การวัดแรงในการชก และศึกษาเกี่ยวกับการบาดเจ็บที่มาจากการถูกชก โดยอุปกรณ์วัดแรงชกสามารถแบ่งได้เป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

- โหลดเซลล์ (Atha et al., 1985; Čepulėnas, Bružas, Mockus, & Subačius, 2011; Chadli, Ababou, & Ababou, 2014; S Ghosh, S Majumder, & S Pal, 2010; Satthabun, 1993; Sutthajinda, 2009)
- อุปกรณ์วัดความเร่ง (Girodet, Vaslin, Lacouture, & Durand, 2006; Walilko et al., 2005)
- อุปกรณ์วัดความดัน (House & Cowan, 2015; Joch et al., 1981; Karpilowski, 1984; Pierce, Reinbold, Lyngard, Goldman, & Pastore, 2006)
- แผ่นวัดแรง (Dyson et al., 2007; Gullledge & Dapena, 2008; Loturco et al., 2016; Teppanich, 2002)

จากการศึกษาข้างต้น สามารถสรุปผลการศึกษาเป็นตารางได้ดังนี้

ตารางที่ 1 สรุปผลการศึกษาเกี่ยวแรงชก

	รูปแบบของเซ็นเซอร์	รูปแบบการชก	แรงชก, N
Joch et al. (1981)	อุปกรณ์วัดความดัน	ไม่ระบุ	3,453
Karpilowski (1984)	อุปกรณ์วัดความดัน	ไม่ระบุ	2,697
Atha et al. (1985)	โพลดเซลล์	ไม่ระบุ	4,096
Satthabun (1993)	โพลดเซลล์	หมัดตรง	361 ± 17
Smith, Dyson, Hale, and Janaway (2000)	แผ่นวัดแรง	หมัดตรง (Elite)	4,800 ± 227
		หมัดตรง (Intermediate)	3,722 ± 133
		หมัดตรง (Novice)	2,381 ± 116
Teppanich (2002)	แผ่นวัดแรง	หมัดตรง	316 ± 15.1
Dyson et al. (2007)	แผ่นวัดแรง	หมัดตรง	2,623 ± 100
Walilko et al. (2005)	โพลดเซลล์ในหุ่นดัมมี่	หมัดตรง	3,336 ± 559
Girodet et al. (2006)	อุปกรณ์วัดความเร่ง	หมัดตรง	1,745
Pierce et al. (2006)	อุปกรณ์วัดความดัน	ไม่ระบุ (ค่าสูงสุด)	5,358
		ไม่ระบุ (ค่าเฉลี่ย)	866.6 - 1,149.2
Gulledge and Dapena (2008)	แผ่นวัดแรง	หมัดตรง	1,450 ± 920
Sutthajinda (2009)	โพลดเซลล์	หมัดตรง	1,805.75 ± 506.47
S Ghosh et al. (2010)	โพลดเซลล์	หมัดตรง	552
Čepulėnas et al. (2011)	โพลดเซลล์	หมัดตรง	2,534 ± 311
Chadli et al. (2014)	โพลดเซลล์	ไม่ระบุ	761 - 1,162
House and Cowan (2015)	อุปกรณ์วัดความดัน	ไม่ระบุ	82.8 - 475.2
Loturco et al. (2016)	แผ่นวัดแรง	หมัดตรง	1,368.33 ± 266.27

นอกจากการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวัดแรงชกแล้ว ยังมีการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับโมเมนตัมที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงที่หมัดกระทบเป้า (Nakano, Iino, Imura, & Kojima, 2014) ซึ่งพบว่าโมเมนตัมของแขนข้างที่ชกลดลง 95% จากค่า impulse ของแรงชก (40%, 35% และ 20% ในแขนท่อนบน แขนท่อนล่าง และหมัด) Nakano และคณะได้เสนอแนะให้นักมวยเพิ่มความเร็วของแขนเพื่อเพิ่มโมเมนตัมส่งผลให้ได้แรงชกที่เพิ่มขึ้นมากกว่าการเพิ่มความเร็วในส่วนอื่นของร่างกาย

2. การศึกษาในเชิงคิเนมาติกส์

เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะทำการชก มีตัวแปรที่เป็นระยะทาง ความเร็ว ความเร่ง องศา ฯลฯ โดย Whiting, Gregor, and Finerman (1988) ใช้กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหวจำนวนสองตัว ทำการบันทึกภาพนักกีฬาขณะทำการชก กระสอบ แล้วนำมาหาความเร็วของข้อไหล่ ข้อศอก ข้อมือ และนวม ก่อนกระทบเป้า จากการศึกษาพบว่า ความเร็วของข้อไหล่ แตกต่างกับความเร็วของข้อมืออย่างมีนัยสำคัญ องศาของข้อศอก และความเร็วเชิงมุมของข้อศอก ในหมัดแย็บ และหมัดชุก แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และพบความแตกต่างเพียงเล็กน้อยระหว่างการชกด้วยมือเปล่า และสวมนวม ซึ่งผลการศึกษช่วยในการพัฒนาวิธีการชกให้ได้ผลดี และลดอัตราการบาดเจ็บอีกด้วย

Sutthajinda (2009) ทำการศึกษาลำดับการทำงานของกล้ามเนื้อในการชกหมัดตรงในนักมวยสากลสมัครเล่นทีมชาติไทย ในกลุ่มที่มีทักษะสูง และปานกลาง โดยให้นักมวยชกหมัดตรงไปที่เป้าสีระยะให้เร็วที่สุดเมื่อมองเห็นไฟสัญญาณ และวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในกล้ามเนื้อดังต่อไปนี้ triceps brachii (T), anterior deltoid (AT), upper trapezius (UT), pectoralis major (PM), serratus anterior (SA), rectus abdominis (RA), gluteus maximus (GM), rectus femoris (RF) และ gastrocnemius (G) ซึ่งผลการศึกษแสดงลำดับการทำงานของกล้ามเนื้อ ดังนี้ ในกลุ่มทักษะมวยสูงกล้ามเนื้อมีการทำงานเริ่มจาก RF, G, GM, UT, RA, SA, AT, PM และ T ตามลำดับ กลุ่มทักษะมวยปานกลางกล้ามเนื้อมีการทำงานเริ่มจาก G, PM, RF, GM, UT, RA, SA, AD และ T ตามลำดับ

Silvia, Filipa, Sandra, and António (2010) ทำการศึกษาลำดับการเคลื่อนไหวของร่างกายประกอบด้วย เขิงกราน ลำตัว และแขนขวา ขณะชกหมัดอัปเปอร์คัต ซึ่งผลการศึกษสามารถสรุปได้ว่า ลำดับการทำงานของร่างกายในการชกหมัดอัปเปอร์คัตนั้นเป็นไปตามหลักของผลรวมของความเร็ว จากส่วนต้นไปยังส่วนไป คือ เขิงกราน ลำตัว ส่งต่อความเร็วไปยังแขนขวา

3. การศึกษาในเชิงคิเนติกส์ ร่วมกับคิเนมาติกส์

Dyson et al. (2007) ทำการศึกษาลำดับการทำงานของกล้ามเนื้อโดยใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อในขณะชกหมัดตรงเมื่อชกด้วยความแรงสูงสุด และชกด้วยความเร็วสูงสุดในนักมวยสากลสมัครเล่นชาย จำนวน 6 คน กล้ามเนื้อที่ถูกวัดสัญญาณไฟฟ้าประกอบด้วย Gastrocnemius, Biceps Femoris, Rectus Femoris, Upper Trapezius, Anterior DeLFOid, Biceps Brachii, Flexor Carpi Radialis และ Triceps Brachii จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่า Rectus Femoris, Gastrocnemius และ Biceps Femoris เป็นส่วนสำคัญในการเริ่มต้นการชก แรงชกในหมัดที่ชกด้วยความแรงสูงสุดมีค่าสูงกว่าหมัดที่ชกด้วยความเร็วสูงสุด โดยที่เป้าศირษะ หมัดที่ชกด้วยความแรงสูงสุดมีค่ามากกว่าหมัดที่ชกด้วยความเร็วสูงสุด 38 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการทำงานที่เพิ่มขึ้น 27 เปอร์เซ็นต์ ของกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่ใช้ในการเหยียดขา

Tongaim (2009) ได้พัฒนาเครื่องมือที่สามารถวัดเวลาตอบสนองและแรงชกได้ในเวลาเดียวกัน ประกอบไปด้วยเป้าชกจำนวน 6 เป้า กระจายอยู่ตามตำแหน่งของร่างกายที่เป็นเป้าหมายของการชกเพื่อให้ได้คะแนนในการแข่งขัน และนำเอาเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นไปทำการทดสอบ รวมทั้งการใช้กล้องความเร็วสูงในการหาความเร็วของข้อมือในขณะทำการชกในกลุ่มนักมวยสากลสมัครเล่น กับกลุ่มนักเทควันโด ผลการศึกษาพบว่า ความเร็วของข้อมือของกลุ่มนักเทควันโดเร็วกว่ากลุ่มนักมวยสากลสมัครเล่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกเป้าหมายเวลาตอบสนองของทั้งสองกลุ่มแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ในเรื่องของแรงชก กลุ่มนักมวยสากลสมัครเล่นมีแรงชกที่สูงกว่ากลุ่มนักเทควันโดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเฉพาะบางเป้าหมายเท่านั้น

Mack et al. (2010) ทำการศึกษาชีวกลศาสตร์ของการชก และแรงชก ของหมัดตรงและหมัดฮุค ในนักมวยสากลสมัครเล่น โดยใช้หุ่นดัมมี่สำหรับการวัดแรงชก กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสำหรับหาความเร็วของหมัด และ Functional Assessment of Biomechanics (FAB) system สำหรับการคำนวณแรงจากส่วนล่างของร่างกาย ผลการศึกษาพบว่า แรงชกมีความสัมพันธ์กับความเร็วของมือ มากกว่าแรงจากส่วนล่างของร่างกาย โดยค่า R^2 ระหว่างแรงชก กับความเร็วของมือ มีค่าเท่ากับ 0.380 และ 0.391 ของหมัดฮุค และหมัดตรง ตามลำดับ ค่า R^2 ระหว่างแรงชก กับแรงจากส่วนล่างของร่างกาย มีค่าเท่ากับ 0.103 และ 0.099 ของหมัดฮุค และหมัดตรง ตามลำดับ

อย่างไรก็ตามในการศึกษาที่ผ่านมาที่เกี่ยวข้องกับหมัดตรงนั้น ยังไม่ได้ให้ความกระจ่างในเรื่องของชีวกลศาสตร์ของการชก หรือการออกหมัด โดยยังขาดในส่วนของแรงที่เกิดขึ้นภายใน เช่น โมเมนต์ของข้อต่อ แรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ข้อมูลเหล่านี้จะช่วยให้เกิดความเข้าใจการชกหมัดตรงได้อย่างลึกซึ้ง นำไปสู่การพัฒนาทักษะการชกหมัดตรงที่ถูกต้อง โดยวิธีการที่จะได้มาซึ่งข้อมูลดังกล่าวต้องอาศัยการสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรง ซึ่งเป็นการศึกษาเกี่ยวกับการชกในเชิงของกลไกการเคลื่อนไหวผ่านแบบจำลองของร่างกาย ด้วยวิธี Inverse Dynamics และ/หรือวิธี Forward Dynamics ในการหาคำตอบ ในปัจจุบันยังไม่ปรากฏการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์การชกหมัดตรงในกีฬามวย แต่ปรากฏในกีฬาชนิดอื่นที่เกี่ยวข้องกับการต่อสู้ยกตัวอย่างเช่น Martial Arts: Saxby, Gordon, and Roberson (2009) ทำการศึกษาในเรื่อง การวิเคราะห์ Inverse Dynamics แบบ 3 มิติ ของการเตะแบบ Circular โดยให้นักกีฬาเตะแบบ Circular ไปที่เป้าจำนวน 15 ครั้ง แล้วทำการคำนวณความเร็วเชิงมุม โมเมนต์ และกำลัง ของข้อเท้า ข้อเข่า และสะโพก ในขาทั้งสองข้าง ด้วยวิธี Inverse Dynamics และได้อธิบายลักษณะการเตะแบบ Circular ในเชิงปริมาณว่า การเตะแบบ circular มีการใช้กำลังของกล้ามเนื้อกลุ่ม flexor และ extensor ของข้อสะโพกในปริมาณมาก ใช้กำลังของกล้ามเนื้อกลุ่ม plantarflexor ของข้อเท้าขณะ push-off ในปริมาณมาก และส่วนที่สำคัญคือกำลังและโมเมนต์ของกล้ามเนื้อกลุ่ม adductor และ abductor ของข้อสะโพก ผลการศึกษานี้ก่อให้เกิดความเข้าใจในกลไกของการเตะแบบ Circular เป็นประโยชน์ในการพัฒนาทักษะนักกีฬาต่อไป

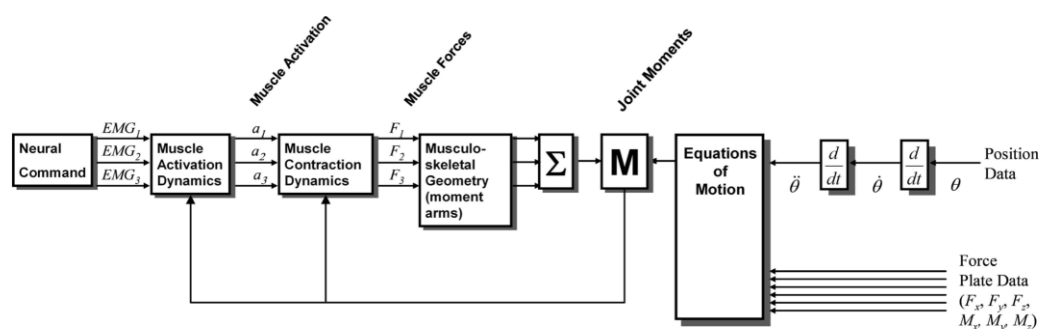
แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ในการกีฬา

การทดลองทางวิทยาศาสตร์มีจุดมุ่งหมายที่จะตอบคำถามการวิจัยโดยการตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรโดยใช้ข้อมูลเชิงปริมาณที่ได้จากการทดลอง และการประเมินความมีนัยสำคัญของผลทางสถิติ (M. Yeadon & Challis, 1994) การทดลองในอุดมคติจะกำหนดให้ผลลัพธ์เป็นผลของการเปลี่ยนแปลงตัวแปรเพียงตัวแปรเดียว ซึ่งอาจเป็นไปได้ในการทดลองในห้องปฏิบัติการที่ได้รับการควบคุมอย่างระมัดระวัง แต่ในทางวิทยาศาสตร์การกีฬา และชีวกลศาสตร์การกีฬา หากมีการเปลี่ยนแปลงการแสดงทักษะจากปกติแม้เพียงเล็กน้อย อาจเป็นเหตุให้การแสดงทักษะนั้นผิดปกติไปได้ การตอบคำถามการวิจัยโดยใช้วิธีการทางทฤษฎีโดยปกติแล้วจะใช้แบบจำลองเพื่อช่วยให้ง่ายต่อการนำเสนอระบบทางกายภาพในการศึกษา ซึ่งประโยชน์หลัก ๆ ของแบบจำลองคือ สามารถทำการ

ทดลองในอุดมคติได้จากการที่สามารถเปลี่ยนแปลงค่าตัวแปรเพียงตัวเดียวได้ (M. R. Yeadon & King, 2007)

แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ หรือแบบจำลองคอมพิวเตอร์ทางกีฬา อาจถูกนำมาใช้ในการจัดการกับปัญหา Forward dynamics หรือปัญหา Inverse dynamics ในปัญหา Forward dynamics แรงที่ใช้ในการขับเคลื่อนจะได้รับการกำหนด และปัญหาคือการพิจารณาผลการเคลื่อนที่ในส่วนปัญหา Inverse dynamics การเคลื่อนที่จะได้รับการกำหนด และปัญหาคือการพิจารณาแรงที่ใช้ในการขับเคลื่อนให้เกิดการเคลื่อนที่ ปัญหาหลายเรื่องทางชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ที่ต้องใช้วิธีการปรับให้เหมาะสมที่สุด (Optimization) ที่มีการตั้งค่าที่แตกต่างกันสำหรับการวิเคราะห์แบบไดนามิกที่มีความหลากหลาย การแก้ปัญหาทางชีวกลศาสตร์ด้วยวิธีการปรับให้เหมาะสมที่สุดที่ต้องใช้ Inverse dynamics จะใช้สำหรับการปรับให้เหมาะสมที่สุดแบบ static ในขณะที่ Forward dynamics จะใช้สำหรับการปรับให้เหมาะสมที่สุดแบบ dynamic ดังนั้นหากเป้าหมายคือการหาการเคลื่อนไหวที่ดีที่สุดสำหรับงานหนึ่งงานใดเพื่อให้เป็นตัวอย่าง โดยปกติจะใช้การปรับให้เหมาะสมที่สุดแบบ dynamic แต่หากเป้าหมายคือการหาแรงภายในของระบบชีวกลศาสตร์เพื่อพัฒนาการเคลื่อนไหวที่กำหนด โดยปกติจะใช้การปรับให้เหมาะสมที่สุดแบบ dynamic (Ambrósio & Kecskeméthy, 2007)

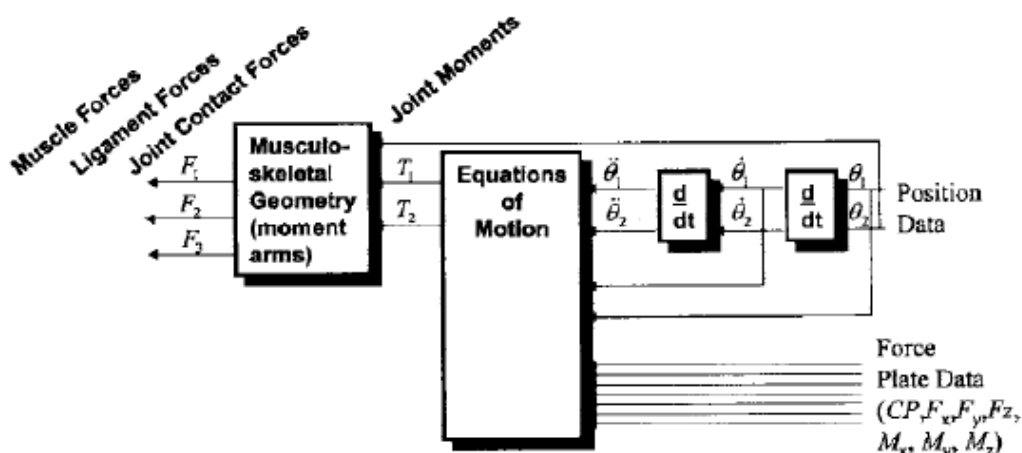
Forward Dynamics เป็นการคำนวณหาโมเมนต์ของข้อต่อโดยเริ่มต้นจากการวัด หรือการคาดคะเนการสั่งการของระบบประสาท (Neuron Command) เพื่อไปทำหน้าที่สั่งให้กล้ามเนื้อเริ่มการทำงาน (Muscle Activation) ซึ่งมีค่าการทำงานเป็นศูนย์ หรือหนึ่ง จากนั้นเปลี่ยนรูปการหดตัวของกล้ามเนื้อไปเป็นแรงของกล้ามเนื้อ และในขั้นตอนสุดท้ายเป็นการนำข้อมูลสัญญาณของกระดูกและกล้ามเนื้อเปลี่ยนรูปแรงของกล้ามเนื้อไปเป็นโมเมนต์ของข้อต่อ เมื่อได้ค่าโมเมนต์ของข้อต่อก็สามารถเปลี่ยนรูปเป็นการเคลื่อนที่ของข้อต่อได้ (ภาพที่ 2)



ภาพที่ 2 แสดงวิธีการหาโมเมนต์ของข้อต่อโดยวิธีการ Forward-Inverse Dynamics

(Buchanan, Lloyd, Manal, & Besier, 2005)

Inverse Dynamics เป็นวิธีการเข้าถึงปัญหาจากส่วนปลาย โดยเริ่มจากการวัดตำแหน่ง และแรงจากภายนอกที่มากกระทำต่อร่างกาย ซึ่งข้อมูลตำแหน่งนั้น ได้มาจากการใช้กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหว ส่วนแรงจากภายนอกนั้น ได้มาจากการใช้แผ่นวัดแรง (ภาพที่ 3)



ภาพที่ 3 แสดงการคำนวณ Inverse Dynamics อย่างง่ายจากข้อมูลตำแหน่ง และข้อมูลจากแผ่นวัดแรง (Manal & Buchanan, 2003)

ตำแหน่งสัมพัทธ์ของ 2 ส่วนของร่างกาย (Segment) ถูกใช้ในการคำนวณหามุมระหว่างส่วน ของร่างกายทั้งสอง และเมื่อนำมาหาอนุพันธ์ จะได้ความเร็ว และ ความเร่ง ซึ่งความเร่ง และข้อมูลแรง จากภายนอกที่มากกระทำต่อร่างกายนั้น เมื่อนำมาใส่ในสมการของการเคลื่อนที่ก็จะได้ แรงในข้อต่อ และโมเมนต์ หากมีข้อมูลพื้นฐานของกระดูกและกล้ามเนื้อ ก็สามารถประมาณค่าแรงของกล้ามเนื้อได้ จากค่าโมเมนต์ และยังได้ค่าแรงของเส้นเอ็น รวมถึงแรงกดในข้อต่อได้อีกด้วย Inverse Dynamics เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพสูงในการคำนวณตัวแปรที่ไม่สามารถมองเห็นได้ เช่น พลังงาน กำลัง โมเมนต์ โมเมนต์เชิงมุม ฯลฯ ทำให้การเคลื่อนไหวของมนุษย์ได้รับการวัดในเชิงปริมาณ ซึ่งสามารถ บ่งบอกสมรรถภาพของนักกีฬาได้จากตัวแปรที่ได้จากการคำนวณ Inverse Dynamics จึงใช้ในการ ติดตามผลการฝึกนักกีฬาได้

การสร้างแบบจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ (Computer Simulation Modelling) เป็นเครื่องมือ หรือวิธีการที่มีประสิทธิภาพในการทำความเข้าใจ หรือช่วยให้เกิดความเข้าใจ ต่อปัจจัยที่เป็นข้อจำกัด ของสมรรถภาพที่เหมาะสม (Optimal Performance) หรือปัจจัยที่มีผลต่อแรงที่กระทำต่อร่างกาย เป็นการใช่วิธีการทางทฤษฎีมาตอบคำถามการวิจัยทางชีวกลศาสตร์การกีฬา โดยแบบจำลองทาง คอมพิวเตอร์ช่วยให้ผู้วิจัยสามารถปรับแต่งตัวแปรต่าง ๆ เพื่อศึกษาผลลัพธ์ที่จะเกิดขึ้นจากการ

เปลี่ยนแปลงค่าของตัวแปร โดยมีจุดมุ่งหมายเพื่อลดตัวแปรผลลัพธ์ลงให้มากที่สุด (Minimize) หรือเพิ่มตัวแปรผลลัพธ์ขึ้นให้มากที่สุด (Maximize) ซึ่งการเปลี่ยนแปลงค่าตัวแปรต่าง ๆ ไม่สามารถทำการทดลองในนักกีฬาได้ เนื่องจากอาจเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ จากการทดลองซ้ำ ๆ มากกว่าหนึ่งพันการทดลอง หรือค่าตัวแปรที่ต้องการเปลี่ยนแปลงยังไม่มีนักกีฬาคนใดสามารถทำได้

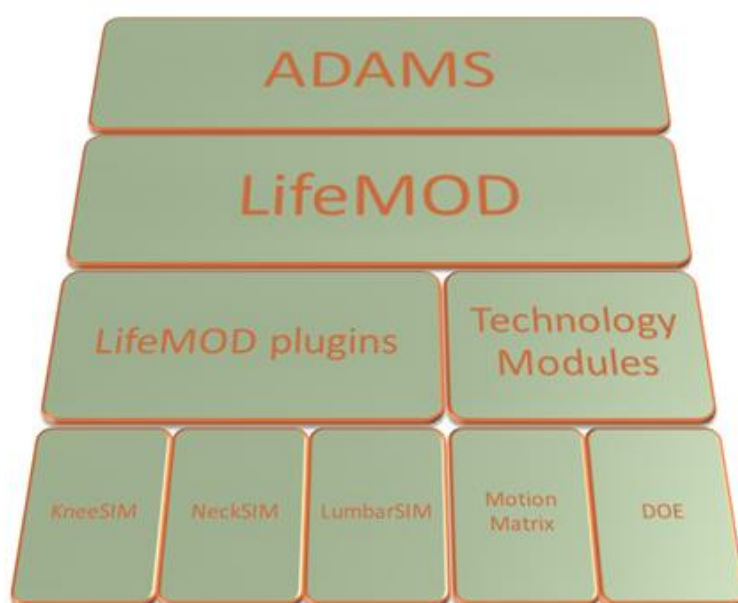
การวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้แบบจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ในการพัฒนานักกีฬา หรืออุปกรณ์กีฬา เพื่อให้ให้นักกีฬาได้แสดงสมรรถภาพในการเล่นกีฬาสูงที่สุด หรือป้องกันการบาดเจ็บที่อาจจะเกิดขึ้นในการฝึกซ้อมหรือเล่นกีฬา ยกตัวอย่างเช่น Xiang, Xu, Bu, and Wu (2011) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการออกแบบจักรยานตามขนาดความสูงของนักจักรยาน โดยการใช้โปรแกรม LifeMOD™ ในการจำลองการปั่นจักรยานของนักจักรยานที่มีความสูงต่างกัน แล้วดูค่าความเครียด (Stress) และความตึงตัว (Tension) ของกล้ามเนื้อ ซึ่งได้ข้อสรุปว่า การใช้หลักการการออกแบบ Three-Pivot Position โดยยึดตามหลักชีวกลศาสตร์ของนักจักรยานจะช่วยเพิ่มความสบายในการปั่นจักรยาน และตัวแปรทางร่างกายของนักจักรยานที่แตกต่างกัน จะส่งผลต่อความแตกต่างต่อค่าของ Three-Pivot ที่เหมาะสม

Nolte, Krüger, Els, and Nolte (2013) ได้ทำการศึกษาถึงประโยชน์ และข้อจำกัดของการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สามมิติ (LifeMOD™) ในการจำลองการออกกำลังกายแบบมีแรงต้านในท่า Abdominal Crunch โดยเลือกจำลองการออกกำลังกายของแบบจำลอง 3 ขนาด คือ 5th percentile female, 50th percentile และ 95th percentile male ซึ่งผลการศึกษาบ่งชี้ว่าแบบจำลองปริยายใน LifeMOD™ สามารถแก้ปัญหาแบบจำลอง Forward Dynamics ได้โดยไม่ต้องมีการปรับแต่ง และแบบจำลองยังบ่งชี้ว่าการออกกำลังกายแบบมีแรงต้านในท่า Abdominal Crunch มีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดการบาดเจ็บที่หลัง โดยผลจากการคำนวณพบว่ามีความกระทำต่อกระดูกสันหลังในขณะออกกำลังกายมากเกินค่าที่ยอมรับได้ และบ่งชี้ว่าในผู้หญิงและเด็ก ไม่เหมาะที่จะออกกำลังกายในท่า Abdominal Crunch

การสร้างแบบจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ (Computer Simulation Modelling) เพื่อศึกษาถึงชีวกลศาสตร์ของทักษะกีฬาจะช่วยให้เกิดความเข้าใจในพื้นฐานทางกลศาสตร์ของทักษะการเคลื่อนไหวที่จำเพาะต่อชนิดกีฬา และเมื่อเกิดความเข้าใจในพื้นฐานทางกลศาสตร์ของการเคลื่อนไหวแล้ว จะสามารถพัฒนาทักษะการเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นขั้นตอน ด้วยความเข้าใจอย่างถ่องแท้ หากปราศจากความเข้าใจ แนวทางในการพัฒนาทักษะก็จะขาดประสิทธิภาพ และยิ่งจะทำให้เกิดการส่งต่อความเข้าใจที่คลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริง

LifeMOD™

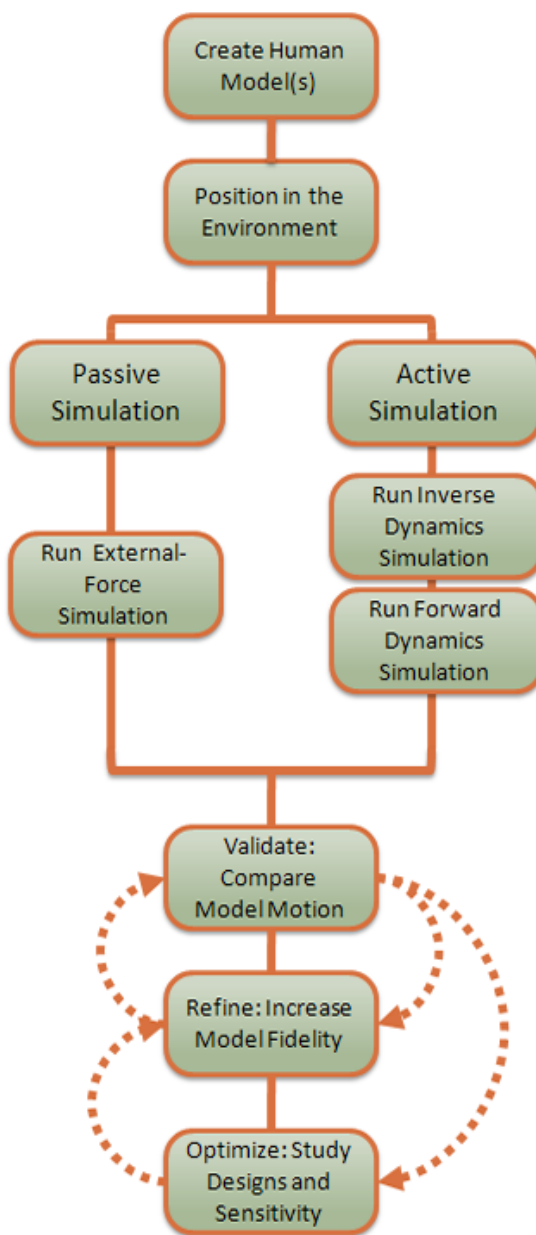
LifeMOD™ (LifeModeler, Inc. San Clemente, California, USA) เป็นโปรแกรมเสริมสำหรับสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของโปรแกรมเครื่องมือทางกายภาพ ADAMS LifeMOD™ จะเป็นตัวสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ ในขณะที่ ADAMS จะช่วยรวมแบบจำลองของร่างกายมนุษย์เข้ากับสิ่งแวดล้อมทางกายภาพ หรือระบบที่มีปฏิสัมพันธ์ในแบบที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ (LifeModeler, 2010)



ภาพที่ 4 แสดงโครงสร้างของโปรแกรม LifeMOD™

(LifeModeler, 2010)

โปรแกรม LifeMOD™ มีขั้นตอนในการสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์โดยเริ่มจากการสร้างส่วนของร่างกายมนุษย์ (Body segments) ตามมาด้วยข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกาย เนื้อเยื่ออ่อน เช่น กล้ามเนื้อ เส้นเอ็น เป็นต้น จากนั้นสร้างจุดสัมผัสของแบบจำลองของร่างกายมนุษย์กับสิ่งแวดล้อม และมีการดำเนินการจำลองการเคลื่อนไหวของแบบจำลองของร่างกายมนุษย์สองแบบ คือ Passive simulation และ Active simulation



ภาพที่ 5 กระบวนการสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์
(LifeModeler, 2010)

Passive simulation เป็นการจำลองปฏิกิริยาจากสิ่งแวดล้อมที่มีต่อแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ เช่น การทดสอบการชน ซึ่งไม่มีการขับเคลื่อนจากร่างกายเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ ข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย และโปรแกรมการทำงานของกล้ามเนื้อไม่มีความจำเป็นในกรณีนี้

Active simulation เป็นการจำลองปฏิกิริยาของแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ต่อสิ่งแวดล้อม มีกล้ามเนื้อ และข้อต่อ เป็นส่วนประกอบของแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ มีขั้นตอนเริ่ม

จากการจำลองแบบ Inverse dynamics เพื่อบันทึกมุมของข้อต่อ และการหดตัวของกล้ามเนื้อของ ส่วนของร่างกายที่เป็นเป้าหมาย จากนั้นข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายจะถูกนำเข้ามาขับเคลื่อน และสอนข้อต่อ และเนื้อเยื่ออ่อนในการเคลื่อนไหว เมื่อสิ้นสุดกระบวนการ จะเป็นการจำลองการ เคลื่อนที่แบบ Forward dynamics เพื่อทำการทดสอบในสิ่งที่ต้องการต่อไป

มีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการตรวจสอบความถูกต้อง (Validation) ของโปรแกรม LifeMOD™ ในการสร้างแบบจำลอง หรือการคำนวณผลลัพธ์ต่าง ๆ เพื่อให้แน่ใจว่าโปรแกรมนี้สามารถใช้งาน ในทางชีวกลศาสตร์ได้อย่างน่าเชื่อถือ ยกตัวอย่างเช่น Kenny, Wallace, Brown, and Otto (2006) ตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองของร่างกายแบบเต็มตัวในการตีกอล์ฟด้วยไม้กอล์ฟที่มีความ ยาว 46, 48 และ 50 นิ้ว โดยเปรียบเทียบตัวแปรที่ได้จากโปรแกรม LifeMOD™ และตัวแปรที่วัดจาก เครื่องวัดความเร็วหัวไม้กอล์ฟ ผลการศึกษาพบความสัมพันธ์ในระดับสูงมาก ($r= 0.989$) ของ ความเร็วหัวไม้กอล์ฟที่ได้จากการคำนวณและการวัดจริง Tucker, Anderson, and Kenny (2014) ศึกษาเส้นการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์ จำนวน 6 ตัว ที่ติดบนร่างกายนักกอล์ฟในขณะที่ทำการตีกอล์ฟ เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของเส้นทางการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วย โปรแกรม LifeMOD™ และเส้นทางการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์ที่วัดจริงด้วยกล้องจับภาพการ เคลื่อนไหว พบว่าความสัมพันธ์ของข้อมูลที่ได้จากทั้งสองแหล่งมีความสัมพันธ์ในระดับสูงมาก ($r=0.924-0.989$) Kusins, Willing, King, and Ferreira (2016) สร้างแบบจำลองของข้อศอกสำหรับ ใช้ในการศึกษา โดยทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของแรงและองศาที่คำนวณจากโปรแกรม LifeMOD™ กับอุปกรณ์ทดลอง ซึ่งพบว่าแรงที่ได้จากการคำนวณเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ทดลองแล้วมี ความแตกต่างกันน้อยกว่า 7.5 นิวตัน

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

เพื่อให้ได้มาซึ่งแบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด การวิจัยนี้จึงถูกแบ่งออกเป็น 2 โครงการย่อย ประกอบด้วย

- การเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงเพื่อศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง
- การเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงสำหรับการนำไปใช้ในการจำลองการเคลื่อนไหว เพื่อหาแบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด

โครงการย่อยที่ 1

การเก็บข้อมูลการชกหมัดตรงเพื่อศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง

วัตถุประสงค์

เพื่อแบ่งช่วงเวลาในการเคลื่อนไหวของการชกหมัดตรงในนักมวย

ผู้เข้าร่วมการวิจัย

นักมวยสัญชาติไทยเพศชาย จำนวน 3 คน

ตารางที่ 2 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัยในโครงการย่อยที่ 1

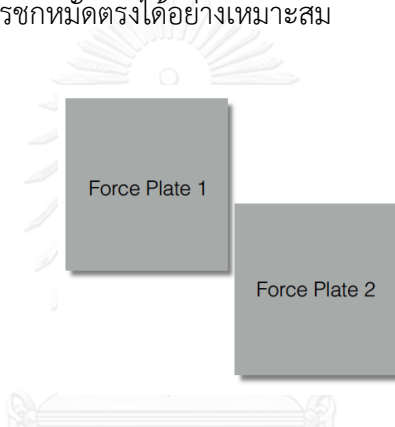
ผู้เข้าร่วมวิจัย	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซ็นติเมตร)
B1	22	58.2	155
B2	24	65.1	168
B3	25	58.4	166

1. เกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมการวิจัย
 - 1.1. เป็นนักมวยไทยหรือมวยสากล สัญชาติไทยเพศชาย ที่เคยได้รับรางวัลชนะเลิศในการแข่งขันระดับประเทศ
 - 1.2. มีการฝึกซ้อมกีฬามวยอยู่เป็นประจำ และยังเข้าร่วมการแข่งขันอยู่ในระยะเวลา 6 เดือนที่ผ่านมา
 - 1.3. อายุระหว่าง 18-35 ปี
 - 1.4. มีสุขภาพสมบูรณ์ ไม่มีปัญหาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่อการวิจัย เช่น การบาดเจ็บของกล้ามเนื้อ การบาดเจ็บของข้อต่อ หรือเส้นเอ็น
 - 1.5. สนใจเข้าร่วมการวิจัยและยินยติลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
2. เกณฑ์การคัดเลือก ผู้เข้าร่วมการวิจัยออกจากการวิจัย
 - 1.1. ผู้เข้าร่วมการวิจัยขอลถอนตัว
 - 1.2. เกิดเหตุสุดวิสัยที่ทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อได้ เช่น การบาดเจ็บจากการฝึกซ้อม อุบัติเหตุหรือมีอาการเจ็บป่วย เป็นต้น

เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

1. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวความถี่สูงแบบอินฟราเรด จำนวน 6 ตัว (Oqus 7+, Qualisys AB, Sweden) พร้อมโปรแกรมควบคุมการจับภาพ (Qualisys Track Manager 2.14, Qualisys AB, Sweden)
 - 1.1. ติดตั้งกล้องบนขาตั้งที่ความสูง 2 เมตร
 - 1.2. มุมมองการรับภาพของเลนส์ 54 องศา
 - 1.3. กำหนดความละเอียดในการจับภาพ (Resolution) 4096 x 3072 พิกเซล
 - 1.4. กำหนดความถี่ในการจับภาพ (Capture Frame Rate) 300 Hz
2. แผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (9286BA, Kistler, Switzerland) พร้อมอุปกรณ์ควบคุมสัญญาณจำนวน 2 ชุด
 - 2.1. ติดตั้งบนพื้นให้ได้ระนาบที่ถูกต้อง และมีแผ่นทางเดินปรับพื้นให้มีระดับเสมอกับแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น
 - 2.2. กำหนดช่วงการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งที่อุปกรณ์ควบคุมสัญญาณไว้ที่ 2.5 กิโลนิวตัน

- 2.3. มีสัญญาณอนาล็อกขาออกทั้งหมด 8 ช่องสัญญาณ ประกอบด้วย $Fx1+2$, $Fx3+4$, $Fy1+4$, $Fy2+3$, $Fz1$, $Fz2$, $Fz3$ และ $Fz4$
- 2.4. เชื่อมต่อสัญญาณอนาล็อกทั้ง 8 ช่องสัญญาณเข้ากับชุดกล่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (USB Analog Acquisition interface, Qualisys AB, Sweden) เพื่อทำการเก็บข้อมูลไปพร้อมกัน โดยกำหนดความถี่ในการเก็บข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็น 5 เท่าของความถี่ในการจับภาพ และกำหนดการปรับค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นให้เป็น 0 ทุกครั้งที่เริ่มจับภาพ โดยใช้จำนวนข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้น 10 ข้อมูลแรก
- 2.5. จัดวางแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นตามภาพที่ 6 เพื่อให้สามารถวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในขณะที่นักมวยทำการชกหมัดตรงได้อย่างเหมาะสม



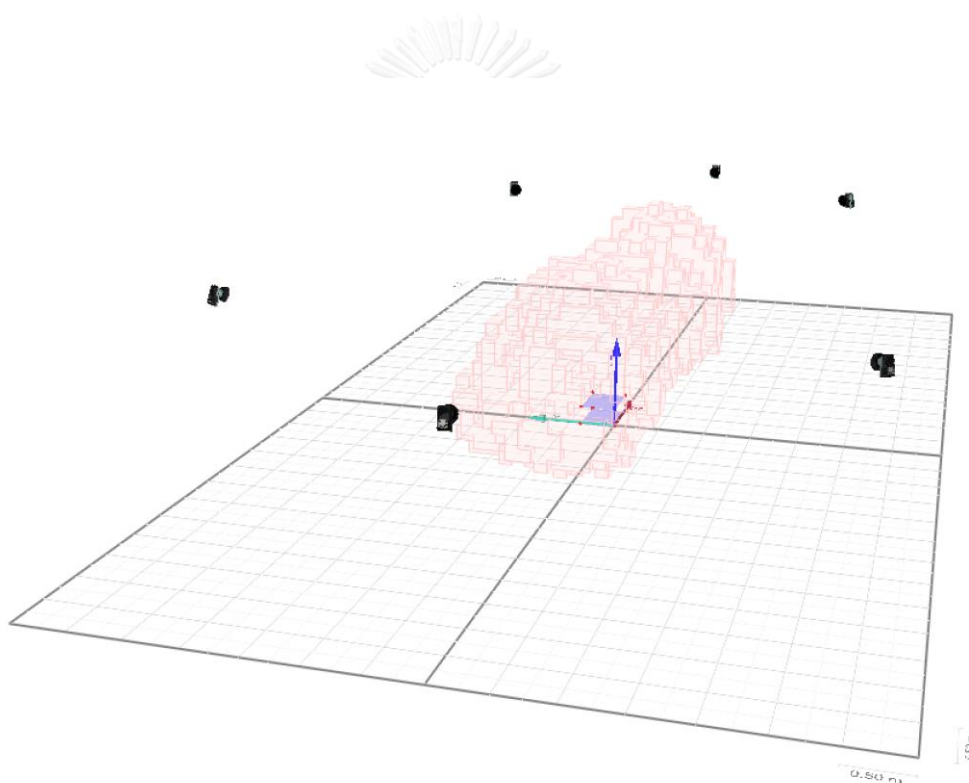
ภาพที่ 6 รูปแบบการจัดวางแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3. เป้าชก
 - 3.1. เป็นลูกบอลชกชกขนาด 0.5 กิโลกรัม แขนงไว้กับโครงเหล็กที่แข็งแรง
 - 3.2. ปรับความสูงของลูกบอลชกให้พอดีกับระดับศีรษะของนักมวย
 - 3.3. ติด Passive marker ขนาด 12.5 มิลลิเมตร จำนวน 4 จุด เพื่อติดตามการเคลื่อนที่ของลูกบอลชก

วิธีการเก็บข้อมูล

1. อธิบายวัตถุประสงค์ และขั้นตอนของการวิจัยให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยทราบ พร้อมให้ผู้ร่วมวิจัยลงนามในเอกสารยินยอมเข้าร่วมการวิจัย จากนั้นทำการบันทึกข้อมูล เพศ อายุ น้ำหนัก และส่วนสูงของร่างกายผู้ร่วมวิจัย
2. ติดตั้งกล้องจับภาพการเคลื่อนไหว จำนวน 6 ตัว บนขาตั้งกล้องที่ความสูง 2 เมตร ทำการสอบเทียบความแม่นยำของการวัดจนได้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของไม้สอบเทียบความแม่นยำ (Wand) ไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร กำหนดให้แกนตั้งเป็น Z แกนหน้าหลังเป็น Y และแกนตามขวางเป็น X พร้อมตรวจสอบปริมาตรการวัดการเคลื่อนไหวทั้งหมดให้ครอบคลุมช่วงการเคลื่อนไหวในการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมการวิจัย



ภาพที่ 7 ภาพรวมของการจัดวางกล้อง และแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น
พร้อมแสดงปริมาตรการวัดการเคลื่อนไหว

3. ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยสวมเฉพาะกางเกงมวย ไม่สวมรองเท้า และทำการติดมาร์คเกอร์ตามรูปแบบ SkinMarker ซึ่งประกอบด้วยมาร์คเกอร์ทั้งหมดจำนวน 35 ตัว
4. ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยอบอุ่นร่างกาย ยืดเหยียดกล้ามเนื้อ ตามวิธีการปกติของผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคน และให้ทำความคุ้นเคยกับเป้าชก โดยการซ้อมชกไปที่เป้าจนกว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยจะรู้สึกคุ้นเคย
5. สังก้องจับภาพการเคลื่อนไหวให้เริ่มทำงานก่อน เพื่อให้โปรแกรมจับภาพการเคลื่อนไหวอ่านค่าแรงปฏิกิริยาจากแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา ก่อน แล้วปรับให้ค่าของแรงปฏิกิริยาทั้งหมดเป็นศูนย์ จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเข้าไปยืนในท่าพร้อมชกบนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น โดยเท้าทั้งสองข้างวางอยู่บนแผ่นวัดแรงหนึ่งแผ่นต่อเท้าหนึ่งข้าง แล้วให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยชกหมัดตรงไปที่เป้าซึ่งอยู่ในระดับเดียวกับศีรษะของผู้เข้าร่วมวิจัยด้วยความแรงเต็มที่ จำนวน 10 ครั้ง โดยผู้วิจัยจะจับลูกบอลซ้อมชกให้กลับมาอยู่ในตำแหน่งเริ่มต้นก่อนการชกครั้งต่อไป ผู้เข้าร่วมวิจัยมีเวลาพักในระหว่างการชก 30 วินาที
6. ทำการเก็บข้อมูลผู้เข้าร่วมวิจัยคนต่อไปจนครบทั้ง 3 คน แล้วบันทึกข้อมูล

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. ข้อมูลที่บันทึกไว้จะถูกนำมาจัดการจำแนกมาร์คเกอร์แบบอัตโนมัติ (Automatic Identification of Marker) ให้เป็นไปตามรูปแบบ Skinmarker รวมถึงการเติมเต็มข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปบางส่วนด้วยเครื่องมือ Gap-filled with trajectory preview โดยใช้วิธีการเติมเต็มข้อมูลแบบ Polynomial สำหรับข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปแบบเป็นเส้นโค้ง และใช้วิธีการเติมเต็มข้อมูลแบบ Linear สำหรับข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปแบบเป็นเส้นตรง
2. เกณฑ์ที่ใช้ในการเลือกครั้งของการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคนมาวิเคราะห์ คือ เลือกหมัดที่ผู้เข้าร่วมวิจัยชกหมัดตรงได้ความแรงของลูกบอลซ้อมชกหลังหมัดกระทบสูงสุด ซึ่งคำนวณความแรงจากมาร์คเกอร์ที่ติดไว้บนลูกบอลซ้อมชก โดยใช้ความแรงที่เกิดขึ้นในแกน Y
3. นำข้อมูลที่เลือกจากข้อ 2 มาแบ่งช่วงเวลาของการชกหมัดตรง โดยพิจารณาจากกราฟของแรงปฏิกิริยาจากพื้น ร่วมกับข้อมูลการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์ทั้ง 35 ตัว
4. สร้างรายงานผลข้อมูลลิเนมาติกส์ ในรูปแบบของตารางและแผนภาพที่มีการกำหนดช่วงของการชกหมัดตรงในข้อ 2 ประกอบด้วย
 - 4.1. ตารางช่วงเวลาของการชกหมัดตรง
 - 4.2. ภาพแสดงท่าทางตามช่วงเวลาของการชกหมัดตรง

- 4.3. ตารางข้อมูลคิเนมาติกส์ของมาร์คเกอร์ที่ติดในตำแหน่ง ข้อไหล่ ข้อศอก หมัด ASIS ข้อเข่า และข้อเท้า
- 4.4. ตารางข้อมูลมุม และความเร็วเชิงมุม X-Factor
- 4.5. ตารางข้อมูลความเร่งสูงสุดของลูกบอลซ้อมชกหลังการปะทะ
- 4.6. ตารางข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดของขาข้างซ้ายและข้างขวา
- 4.7. แผนภาพแสดงข้อมูลคิเนมาติกส์ของมาร์คเกอร์ที่ติดในตำแหน่ง ข้อไหล่ ข้อศอก หมัด ASIS ข้อเข่า และข้อเท้า
- 4.8. แผนภาพแสดงข้อมูลมุม และความเร็วเชิงมุม X-Factor
- 4.9. แผนภาพแสดงข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาทั้งสองข้าง



โครงการย่อยที่ 2

การสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง

วัตถุประสงค์

เพื่อสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ในการชกหมัดตรง

ผู้เข้าร่วมการวิจัย

นักมวยสัญชาติไทยเพศชาย จำนวน 5 คน

ตารางที่ 3 ข้อมูลทั่วไปของผู้เข้าร่วมการวิจัยในโครงการย่อยที่ 2

ผู้เข้าร่วมวิจัย	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซ็นติเมตร)
B1	18	48.1	157
B2	19	50.2	160
B3	18	53.9	165
B4	18	57.0	156
B5	19	49.5	166

1. เกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมการวิจัย

- 1.1. เป็นนักมวยไทยหรือมวยสากล สัญชาติไทยเพศชาย ที่เคยได้รับรางวัลชนะเลิศในการแข่งขันระดับประเทศ
- 1.2. มีการฝึกซ้อมกีฬามวยอยู่เป็นประจำ และยังเข้าร่วมการแข่งขันอยู่ในระยะเวลา 6 เดือนที่ผ่านมา
- 1.3. อายุระหว่าง 18-35 ปี
- 1.4. มีสุขภาพสมบูรณ์ ไม่มีปัญหาการบาดเจ็บที่เป็นอุปสรรคต่อการวิจัย เช่น การบาดเจ็บของกล้ามเนื้อ การบาดเจ็บของข้อต่อ หรือเส้นเอ็น

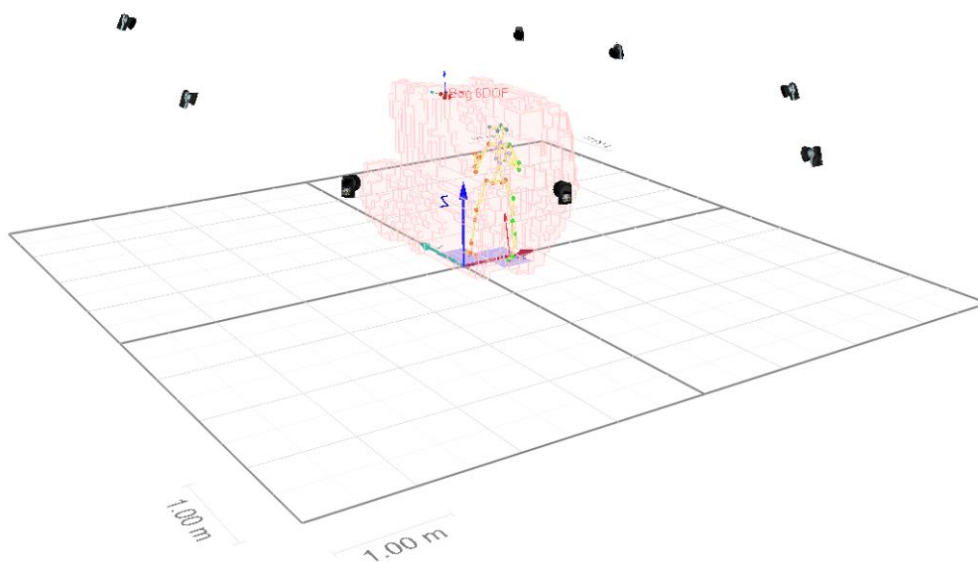
- 1.5. สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยและยินยติลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
- 1.6. สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยและยินยติลงนามในใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย
2. เกณฑ์การคัดเลือก ผู้เข้าร่วมการวิจัยออกจากการวิจัย
 - 2.1. ผู้เข้าร่วมการวิจัยขอถอนตัว
 - 2.2. เกิดเหตุสุดวิสัยที่ทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมการวิจัยต่อได้ เช่น การบาดเจ็บจากการ ฝึกซ้อม อุบัติเหตุหรือมีอาการเจ็บป่วย เป็นต้น
3. เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บข้อมูล
 - 3.1. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวความถี่สูงแบบอินฟราเรด จำนวน 8 ตัว (Oqus 3+, Qualisys AB, Sweden) พร้อมโปรแกรมควบคุมการจับภาพ (Qualisys Track Manager 2.14, Qualisys AB, Sweden)
 - 3.1.1. ติดตั้งกล้องบนขาตั้งที่ความสูง 2 เมตร และยึดติดกับรางสูง 2.2 เมตร
 - 3.1.2. มุมมองการรับภาพของเลนส์ 41 องศา
 - 3.1.3. กำหนดความละเอียดในการจับภาพ (Resolution) 1280 x 1024 พิกเซล
 - 3.1.4. กำหนดความถี่ในการจับภาพ (Capture Frame Rate) 500 Hz
 - 3.2. แผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (9286BA, Kistler, Switzerland) พร้อมอุปกรณ์ควบคุมสัญญาณ จำนวน 2 ชุด
 - 3.2.1. ติดตั้งบนพื้นให้ได้ระนาบที่ถูกต้อง และมีแผ่นทางเดินปรับพื้นให้มีระดับเสมอกับแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น
 - 3.2.2. กำหนดช่วงการวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งที่อุปกรณ์ควบคุมสัญญาณไว้ที่ 2.5 กิโลนิวตัน
 - 3.2.3. มีสัญญาณอนาล็อกขาออกทั้งหมด 8 ช่องสัญญาณ ประกอบด้วย Fx1+2, Fx3+4, Fy1+4, Fy2+3, Fz1, Fz2, Fz3 และ Fz4
 - 3.2.4. เชื่อมต่อสัญญาณอนาล็อกทั้ง 8 ช่องสัญญาณเข้ากับชุดกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (USB Analog Acquisition interface, Qualisys AB, Sweden) เพื่อทำการเก็บข้อมูลไปพร้อมกัน โดยกำหนดความถี่ในการเก็บข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็น 3 เท่าของความถี่ในการจับภาพ และกำหนดการปรับค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นให้เป็น 0 ทุกครั้งที่เริ่มจับภาพ โดยใช้จำนวนข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้น 10 ข้อมูลแรก

- 3.2.5. จัดวางแผนวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นตามภาพที่ 7 เพื่อให้สามารถวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นในขณะที่นักมวยทำการชกหมัดตรงได้อย่างเหมาะสม
- 3.3. เป้าชก
- 3.3.1. เป็นกระสอบทรายน้ำหนัก 25 กิโลกรัม แขนงไว้กับโครงเหล็กที่แข็งแรง ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงจากโครงการย่อยที่ 1 เนื่องจากลูกบอลชกน้ำหนัก 0.5 กิโลกรัม มีน้ำหนักน้อยเกินไปจนเป็นอุปสรรคต่อการควบคุมให้อยู่นิ่งก่อนชก
- 3.3.2. ปรับความสูงของเป้าบนกระสอบทรายให้พอดีกับระดับศีรษะของนักมวย
- 3.3.3. ติด Passive marker แบบ Cluster ขนาด 12.5 มิลลิเมตร จำนวน 4 จุด โดยสร้างเป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid body) เพื่อติดตามการเคลื่อนที่ของกระสอบทรายแบบ 6DOF
- 3.3.4. ติดตั้งหลอดไฟแบบ LED เพื่อแสดงสัญญาณให้เริ่มชกไว้ส่วนบนของกระสอบทรายในตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมวิจัยมองเห็นได้ชัดเจน
- 3.4. อุปกรณ์วัดเวลาตอบสนองในการชกหมัดตรง
- 3.4.1. มีหลอดไฟแบบ LED ใช้สำหรับแสดงสัญญาณที่ส่งมาจากอุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (USB-6009 DAQ, National Instrument, USA)
- 3.4.2. ควบคุมการทำงานด้วยโปรแกรม LabView 2009 (National Instrument, USA) และส่งสัญญาณเริ่มการจับเวลาไปยังอุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่เชื่อมต่อกับโปรแกรมควบคุมกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว
- 3.4.3. วัดเวลาตอบสนองโดยการเปิดดูข้อมูลการเคลื่อนไหวที่บันทึกไว้ เริ่มจับเวลาจากจุดที่สัญญาณเริ่มจับเวลาที่ถูกส่งเข้ามา หยุดเวลาเมื่อพบว่ากระสอบทรายเริ่มมีการเคลื่อนที่จากหมัดที่ไปกระทบ

วิธีการเก็บข้อมูล

- อธิบายวัตถุประสงค์ และขั้นตอนของการวิจัยให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยทราบ พร้อมให้ผู้ร่วมวิจัยลงนามในเอกสารยินยอมเข้าร่วมการวิจัย จากนั้นทำการบันทึกข้อมูล เพศ อายุ น้ำหนัก และส่วนสูงของร่างกายผู้ร่วมวิจัย
- ติดตั้งกล้องจับภาพการเคลื่อนไหว จำนวน 8 ตัว บนขาตั้งกล้องที่ความสูง 2 เมตร และยึดติดกับรางสูง 2.2 เมตร ทำการสอบเทียบความแม่นยำของการวัดจนได้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของไม้สอบเทียบความแม่นยำ (Wand) ไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร กำหนดให้แกนตั้งเป็น Z แกนหน้าหลัง

เป็น Y และแกนตามขวางเป็น X พร้อมตรวจสอบปริมาตรการวัดการเคลื่อนไหวทั้งหมดให้ครอบคลุมช่วงการเคลื่อนไหวในการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมการวิจัย



ภาพที่ 8 ภาพรวมของการจัดวางกล้อง และแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น พร้อมแสดงปริมาตรการวัดการเคลื่อนไหว

3. ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยสวมเฉพาะกางเกงมวย ไม่สวมรองเท้า และทำการติดมาร์คเกอร์ตามรูปแบบ Plug-in Gait ซึ่งประกอบด้วยมาร์คเกอร์ทั้งหมดจำนวน 39 ตัว
4. ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยอบอุ่นร่างกาย ยืดเหยียดกล้ามเนื้อ ตามวิธีการปกติของผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคน และให้ทำความคุ้นเคยกับเป้าชก โดยการซ้อมชกไปที่เป้าจนกว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยจะรู้สึกคุ้นเคย
5. สังก้องจับภาพการเคลื่อนไหวให้เริ่มทำงานก่อน เพื่อให้โปรแกรมจับภาพการเคลื่อนไหวอ่านค่าแรงปฏิกิริยาจากแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาก่อน แล้วปรับให้ค่าของแรงปฏิกิริยาทั้งหมดเป็นศูนย์ จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเข้าไปยืนในท่าพร้อมชกบนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้น โดยเท้าทั้งสองข้างวางอยู่บนแผ่นวัดแรงหนึ่งแผ่นต่อเท้าหนึ่งข้าง เมื่อสัญญาณไฟแสดงขึ้น ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยชกหมัดตรงไปที่เป้าซึ่งอยู่ในระดับเดียวกับศีรษะของผู้เข้าร่วมการวิจัยด้วยความแรงเต็มที่จำนวน 10 ครั้ง โดยผู้วิจัยจะจับกระสอบทรายให้กลับมาอยู่ในตำแหน่งเริ่มต้นก่อนการชกครั้งต่อไป ผู้เข้าร่วมการวิจัยมีเวลาพักในระหว่างการชก 30 วินาที
6. ทำการเก็บข้อมูลผู้เข้าร่วมการวิจัยคนต่อไปจนครบทั้ง 5 คน แล้วบันทึกข้อมูล

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. ข้อมูลที่บันทึกไว้จะถูกนำมาจัดการจำแนกมาร์คเกอร์แบบอัตโนมัติ (Automatic Identification of Marker) ให้เป็นไปตามรูปแบบ Plug-in Gait รวมถึงการเติมเต็มข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปบางส่วนด้วยเครื่องมือ Gap-filled with trajectory preview โดยใช้วิธีการเติมเต็มข้อมูลแบบ Polynomial สำหรับข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปแบบเป็นเส้นโค้ง และใช้วิธีการเติมเต็มข้อมูลแบบ Linear สำหรับข้อมูลของมาร์คเกอร์ที่หายไปแบบเป็นเส้นตรง
2. เกณฑ์ที่ใช้ในการเลือกครั้งของการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมการวิจัยแต่ละคนมาวิเคราะห์ คือ เลือกหมัดที่ผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคนชกหมัดตรงได้ความเร่งของกระสอบทรายหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวสูงสุด ในหน่วย เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม ($m/s^2/kg$) ที่คำนวณความเร่งจากวัตถุแข็งเกร็งที่สร้างไว้ในโปรแกรม โดยใช้ความเร่งในแกน Y แล้วหารด้วยน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัย ซึ่งความเร่งของกระสอบทรายหลังหมัดกระทบเป็นข้อมูลดิบ (Raw data) ของแรงชกที่มีหน่วยเป็น นิวตัน (N) ที่จะได้มาก็ต่อเมื่อมีการสร้างสมการของระหว่างความเร่งของกระสอบทรายกับความเร่งที่มาก่อกระทบต่อกระสอบทราย
3. นำข้อมูลที่เลือกจากข้อ 2 มาเปลี่ยนระบบแกนอ้างอิงในโปรแกรมควบคุมการจับภาพให้แกนตั้งเป็น Y แกนหน้าหลังเป็น Z และแกนตามขวางเป็น X รวมถึงค่าตำแหน่งของแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาด้วยเช่นเดียวกัน จากนั้นส่งออกข้อมูลในรูปแบบไฟล์ MAT
4. นำเข้าไฟล์ข้อมูลที่มีนามสกุล .mat สูโปรแกรม Matlab 2014b (MathWorks, Inc., USA) เพื่อทำการจัดเรียงข้อมูลจากรูปแบบของโปรแกรมควบคุมการจับภาพ ให้เป็นรูปแบบของโปรแกรม LifeMod แล้วบันทึกเป็นไฟล์ข้อมูลที่จัดเรียงแล้ว
5. นำข้อมูลจากไฟล์ที่จัดเรียงแล้วไปวางในไฟล์แม่แบบของโปรแกรม LifeMod กำหนดค่าความสูง น้ำหนัก เพศ และอายุของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคนไว้ในไฟล์แต่ละไฟล์แล้วบันทึกเป็นไฟล์ที่มีนามสกุล .slf ซึ่งจะได้ไฟล์ข้อมูลทั้งหมด 5 ไฟล์
6. เริ่มสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม LifeMod
 - 6.1. สร้างแบบจำลองใหม่ แล้วนำเข้า SLF ไฟล์จากข้อ 5 เพื่อสร้าง Body และ Motion Agent
 - 6.2. สร้างส่วนของร่างกาย (Segments) จำนวน 19 ส่วน ประกอบด้วย
 - 6.2.1. ส่วนของร่างกายส่วนสันหลัง - ศีรษะ คอ ลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง
 - 6.2.2. ส่วนของร่างกายส่วนแขน (ซ้ายและขวา) - สะบัก, แขนส่วนบน, แขนส่วนล่าง และมือ

- 6.2.3. ส่วนของร่างกายส่วนขา (ซ้ายและขวา) - ขาส่วนบน, ขาส่วนล่าง และเท้า
- 6.3. สร้างข้อต่อ (Recording Joints) จำนวน 18 ข้อต่อ โดยใช้การตั้งค่าตัวแปรในข้อต่อแบบปริยาย ประกอบด้วย
- 6.3.1. ข้อต่อส่วนสันหลัง - คอส่วนบน, คอส่วนล่าง, สันหลังส่วนอก (Thoracic) และสันหลังส่วนเอว (Lumbar)
- 6.3.2. ข้อต่อส่วนแขน (ซ้ายและขวา) - สะบัก, ข้อไหล่, ข้อศอก และข้อมือ
- 6.3.3. ข้อต่อส่วนขา (ซ้ายและขวา) - ข้อสะโพก, ข้อเข่า และข้อเท้า
- 6.4. สร้างพื้นแบบ Ellipsoid Plane แล้วกำหนดให้จุดที่สัมผัสพื้นคือเท้าทั้งสองข้างของแบบจำลอง ใช้การตั้งค่าคุณสมบัติของพื้นแบบ Bare foot - Hard floor
- 6.5. เริ่มการวิเคราะห์ความสมดุล (Running The Equilibrium Analysis) เพื่อปรับตำแหน่งของแบบจำลองให้อยู่ในท่าเดียวกันกับข้อมูลการเคลื่อนไหวที่นำเข้า แล้วทำการประสานสัมพันธ์ข้อมูลการเคลื่อนไหวให้เข้ากับแบบจำลอง (Synchronize Body Marker Locations with Data Locations)
- 6.6. เริ่มการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ (Running the Inverse-Dynamics Simulation) โดยกำหนดค่าแรงโน้มถ่วงของโลกเท่ากับ -9.806 ในแกน Y กำหนดช่วงเวลาในการจำลองเท่ากับข้อมูลจริงที่นำเข้า ตั้งค่า Integrator Settings เป็น Default
- 6.7. ตรวจสอบความถูกต้องในการจำลอง แล้วสร้างรายงานผลการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับในรูปแบบแผนภาพจากข้อมูลที่ผ่านตัวกรองที่ให้ความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) โดยกำหนดจุดตัดความถี่ที่ 5 เฮิรต และออร์เดอร์ที่ 5 ประกอบด้วย
- 6.7.1. แผนภาพแสดงข้อมูลความเร็วเชิงเส้นในแกน Z ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วน
ของร่างกาย ประกอบด้วย
- แขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และมือข้างที่ทำการชก
 - ลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง
 - ขาส่วนบน ขาส่วนล่าง และเท้าข้างเดียวกับหมัดที่ชก
- 6.7.2. แผนภาพแสดงข้อมูลความเร็วเชิงมุมรอบแกน Y ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วน
ของร่างกาย ประกอบด้วย ลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง
- 6.7.3. แผนภาพแสดงข้อมูลองศาของข้อต่อข้างเดียวกับหมัดที่ชก ประกอบด้วย ข้อไหล่
ข้อศอก ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อมือ
- 6.7.4. แผนภาพแสดงแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาทั้งสองข้าง

การสร้างแบบจำลองการชกหมัดตรง

1. เลือกข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัยที่ได้ค่าความเร่งของกระสอบทรายหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวสูงสุดจากข้อมูลทั้งหมด (จากข้อ 6 ในส่วนของการวิเคราะห์ข้อมูล) มาทำการสร้างแบบจำลองการชกหมัดตรง
2. สร้างกล้ามเนื้อ (Recording Muscle Elements) เข้าไปในแบบจำลองจำนวน 54 กล้ามเนื้อ โดยใช้ค่าปริยายในการตั้งค่าคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ และเปลี่ยนค่า Muscle Tone Multiplier ตั้งแต่ 100% - 200% กล้ามเนื้อที่สร้างขึ้นประกอบด้วยกล้ามเนื้อกลุ่มสันหลัง กลุ่มแขนและขา ทั้งสองข้าง มีรายการกล้ามเนื้อดังต่อไปนี้
 - 2.1. Biceps Brachii
 - 2.2. Brachioradialis
 - 2.3. Triceps Brachii
 - 2.4. Pectoralis Minor
 - 2.5. Pectoralis Major
 - 2.6. Deltoid
 - 2.7. Trapezius
 - 2.8. Latissimus Dorsi
 - 2.9. Extensor Carpi Radialis Longus
 - 2.10. Flexor Carpi Radialis
 - 2.11. Flexor Carpi Ulnaris
 - 2.12. Pronator Teres
 - 2.13. Rectus Abdominis
 - 2.14. Obliquus Externus Abdominis
 - 2.15. Erector Spinae
 - 2.16. Soleus
 - 2.17. Gastrocnemius
 - 2.18. Tibialis Anterior
 - 2.19. Vastus Lateralis
 - 2.20. Vastus Medialis



- 2.21. Rectus Femoris
 - 2.22. Biceps Femoris
 - 2.23. Semitendinosus
 - 2.24. Adductor Magnus
 - 2.25. Psoas Major
 - 2.26. Gluteus Maximus
 - 2.27. Gluteus Medius
3. ติดตั้งตัวขับเคลื่อนข้อต่อ (Trained Driver Rotational Joint Element) สำหรับการจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้า โดยกำหนดค่า Servo Controller Proportional Gain = 100,000 และ Servo Controller Derivative Gain = 1,000
 4. ติดตั้งตัวขับเคลื่อนกล้ามเนื้อ (Trained Close-Loop Contractile Element on Muscle) แบบ Closed-Loop Hill โดยกำหนดค่า Proportional Gain = 10,000,000, Integral Gain = 1,000,000 และ Derivative Gain = 10,000
 5. สร้าง Tracker Agent จากข้อมูลการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ (Running the Inverse-Dynamics Simulation จากข้อ 6 ในส่วนของการวิเคราะห์ข้อมูล) โดยกำหนดค่าดังต่อไปนี้
 - 5.1. Translational Stiffness ตั้งแต่ 100 - 1,000,000 โดยเพิ่มขึ้นขั้นละหนึ่งหลัก
 - 5.2. Translational Damping ร้อยละ 10 ของ Translational Stiffness
 - 5.3. Rotational Stiffness ตั้งแต่ 100 - 1,000,000 โดยเพิ่มขึ้นขั้นละหนึ่งหลัก
 - 5.4. Rotational Damping ร้อยละ 10 ของ Translational Stiffness
 - 5.5. X_dof = Driven
 - 5.6. Y_dof = Driven หรือ Free
 - 5.7. Z_dof = Driven หรือ Free
 - 5.8. Rx_dof = Driven หรือ Free
 - 5.9. Ry_dof = Driven หรือ Free
 - 5.10. Rz_dof = Driven
 6. เริ่มการจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้า (Running the Forward-Dynamics Simulation) โดยกำหนดค่าแรงโน้มถ่วงของโลกเท่ากับ -9.806 ในแกน Y กำหนดช่วงเวลาในการจำลองเป็นสองเท่าของข้อมูลจริงที่นำเข้า ตั้งค่า Integrator Settings เป็น Default หรือ Kinematics หรือ Optimization หรือ Contact Optimization และเปิดการใช้งาน Disable Motion Agents

7. ตรวจสอบความถูกต้องในการจำลอง ตามขั้นตอนต่อไปนี้
 - 7.1. ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลของมือ เมื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองแบบพลวัต ย้อนกลับแล้วต้องไม่น้อยกว่า หากน้อยกว่า กลับไปเปลี่ยนการตั้งค่าในข้อ 3 แล้วดำเนินการในข้อ 4 อีกครั้ง
 - 7.2. หากความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลของมือ ไม่น้อยกว่าค่าที่ได้จากผลการจำลองแบบพลวัต ย้อนกลับ ตรวจสอบตำแหน่งที่หมัดกระทบเป้าว่าอยู่ในตำแหน่งเป้าชกเดิมหรือไม่
 - 7.2.1. หากหมัดไม่กระทบ ณ จุดที่เป็นเป้าเดิม กลับไปเปลี่ยนการตั้งค่าในข้อ 3 แล้วดำเนินการในข้อ 4 อีกครั้ง
 - 7.2.2. หากหมัดกระทบ ณ จุดที่เป็นเป้าเดิม ทำการบันทึกผลการจำลอง แล้วกลับไปเปลี่ยนการตั้งค่าในข้อ 3 แล้วดำเนินการในข้อ 4 อีกครั้ง จนกว่าจะได้ค่าความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลของมือที่เร็วที่สุด
8. สร้างรายงานผลการจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้าในรูปแบบแผนภาพจากข้อมูลที่ผ่านตัวกรองที่ให้ความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) โดยกำหนดจุดตัดความถี่ที่ 5 เฮิรต และออร์เดอร์ที่ 5 ประกอบด้วย
 - 8.1. แผนภาพแสดงข้อมูลความเร็วเชิงเส้นในแกน Z ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย ประกอบด้วย
 - 8.1.1. แขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และมือข้างที่ทำการชก
 - 8.1.2. ลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง
 - 8.1.3. ขาส่วนบน ขาส่วนล่าง และเท้าข้างเดียวกับหมัดที่ชก
 - 8.2. แผนภาพแสดงข้อมูลความเร็วเชิงมุมรอบแกน Y ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย ประกอบด้วย ลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง
 - 8.3. แผนภาพแสดงข้อมูลองศาของข้อต่อข้างเดียวกับหมัดที่ชก ประกอบด้วย ข้อไหล่ ข้อศอก ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อมือ
 - 8.4. แรงบิดในข้อต่อ ประกอบด้วย
 - 8.4.1. ข้อเท้า และข้อเข่าทั้งสองข้าง ในระนาบ Sagittal
 - 8.4.2. ข้อสะโพก ข้อสันหลังส่วนล่าง (Lumbar) และข้อสันหลังส่วนกลาง (Thoracic) ในระนาบ Sagittal, Frontal และ Transverse
 - 8.4.3. ข้อไหล่ และข้อศอกของข้างที่ชก ในระนาบ Sagittal
 - 8.5. แรงดึงในกล้ามเนื้อ (Tension) และความยาวของกล้ามเนื้อที่มีการทำงานในแต่ละช่วงเวลา

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

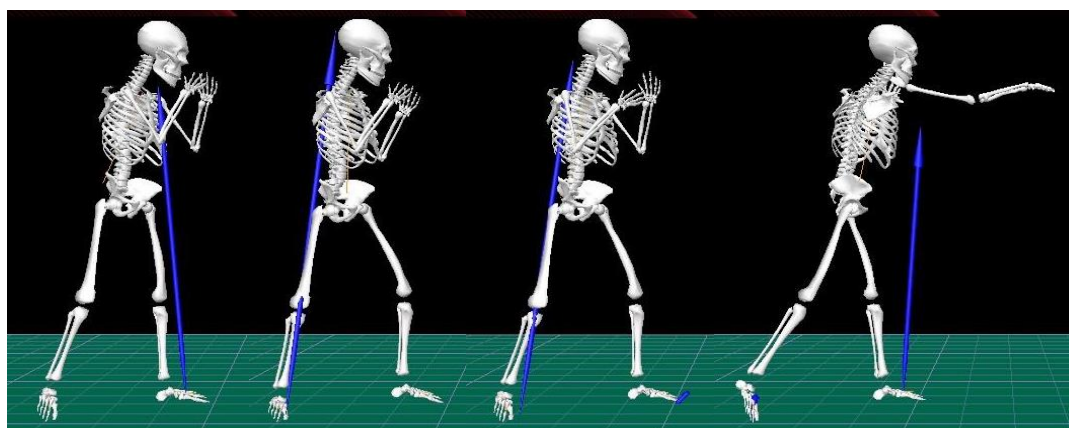
เนื่องจากการวิจัยนี้ถูกแบ่งออกเป็น 2 โครงการย่อย ดังนั้นการวิเคราะห์ข้อมูลจึงแบ่งการรายงานผลการวิเคราะห์ข้อมูลออกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย

- การศึกษาการแบ่งช่วงเวลาของการชกหมัดตรง รวมทั้งข้อมูลคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่เกี่ยวข้อง
- การจำลองการเคลื่อนไหวของการชกหมัดตรง เพื่อหาแบบจำลองการชกหมัดตรงที่ทรงประสิทธิภาพที่สุด

ผลการศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง

ผู้วิจัยทำการแบ่งช่วงเวลาในการชกหมัดตรงออกเป็น 3 ช่วง โดยอาศัยข้อมูลจากแผ่นวัดแรงมาเป็นตัวกำหนด ซึ่งช่วงเวลาในการชกหมัดตรงแบ่งออกเป็น 3 ช่วง ดังนี้

1. ถ่ายน้ำหนักไปข้างหลัง ช่วงเวลานี้จะเริ่มจากการเริ่มถ่ายน้ำหนักตัวไปข้างหลัง ซึ่งแผ่นวัดแรงของเท้าตามเริ่มมีแรงปฏิกิริยาเพิ่มขึ้น ไปสิ้นสุดช่วงเวลาที่เท้าหน้าเริ่มไม่สัมผัสแผ่นวัดแรง (Lead Foot: LFO)
2. เริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ช่วงเวลานี้จะเริ่มจากการที่เท้าหน้าเริ่มไม่สัมผัสกับแผ่นวัดแรง จนเท้าหน้ากลับมาสัมผัสแผ่นวัดแรงอีกครั้ง (Lead Foot In: LFI)
3. ส่งหมัดออกไปกระทบเป้าชก ช่วงเวลานี้เริ่มจากการที่เท้าหน้ากลับมาสัมผัสแผ่นวัดแรงอีกครั้ง ไปสิ้นสุดที่หมัดเริ่มกระทบเป้าชก



ภาพที่ 9 ช่วงเวลาในการชกโดยเริ่มจาก 1) ท่าเริ่มต้น, 2) LFO, 3) LFI และ 4) Impact

เมื่อทำการแบ่งช่วงเวลาในการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคนได้แล้ว ผู้วิจัยทำการปรับช่วงเวลาการชกของผู้เข้าร่วมวิจัยแต่ละคนให้เท่ากัน โดยการทำให้ช่วงเวลาให้เป็นค่าร้อยละ ซึ่งได้ข้อมูลดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 4 ค่าช่วงเวลาของ LFO และ LFI

ผู้เข้าร่วมวิจัย	LFO (%)	LFI (%)
T1	36.0	71.5
T2	39.6	67.0
T3	33.9	55.5

จากตารางที่ 4 ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 ใช้เวลาในช่วงที่ 1 ยาวที่สุด คือ 39.6 % ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 ใช้เวลาในช่วงที่ 1 สั้นที่สุด คือ 33.9 % เมื่อเข้าสู่ช่วงที่ 2 ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 ใช้เวลาในช่วงนี้ยาวที่สุด คือ 35.5 % ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 ใช้เวลาในช่วงนี้สั้นที่สุด คือ 21.6 % และในช่วงสุดท้าย ซึ่งเป็นช่วงที่มีการส่งหมัดออกไปกระทบเป้า ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 ใช้เวลาในช่วงนี้ยาวที่สุด คือ 44.5 % ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 ใช้เวลาในช่วงนี้สั้นที่สุด คือ 28.5 %

ข้อมูลคิเนมาติกส์

ข้อมูลความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง ของ ตำแหน่ง Shoulder, Elbow, Fist, Hip, Knee และ Ankle ของร่างกายซีกขวาของผู้เข้าร่วมวิจัย พร้อมช่วงเวลาที่เกิดขึ้น แสดงในตารางดังต่อไปนี้

ตารางที่ 5 ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Passive Marker ในระนาบ Sagittal

ตำแหน่งของ Passive Marker	T1		T2		T3	
	Max. (m/s)	%	Max. (m/s)	%	Max. (m/s)	%
Shoulder	2.64	91.09	2.02	90.00	2.87	87.05
Elbow	5.53	95.05	5.53	95.60	5.51	93.78
Fist	5.84	97.03	6.63	100.00	6.62	97.41
ASIS	1.55	89.77	1.50	83.60	2.27	81.35
Knee	1.21	79.21	1.02	76.80	1.83	73.06
Ankle	0.65	79.54	0.33	78.00	0.61	70.98

จากตารางที่ 5 ความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง จะมีลำดับ เริ่มจาก Ankle หรือ Knee จากนั้นจะเป็น Hip - Shoulder - Elbow และ Fist ตามลำดับ ในส่วนล่างของร่างกาย ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 มีความเร็วสูงสุดของ Ankle ที่ 0.65 เมตรต่อวินาที มากกว่าผู้เข้าร่วมวิจัย T2 และ T3, ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความเร็วสูงสุดของ Knee ที่ 1.83 เมตรต่อวินาที และ Hip ที่ 2.27 เมตรต่อวินาที มากกว่าผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T2, ในส่วนบนของร่างกาย ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความเร็วสูงสุดของ Shoulder ที่ 2.87 เมตรต่อวินาที มากกว่าผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T2, ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T2 มีความเร็วสูงสุดของ Elbow เท่ากันที่ 5.53 เมตรต่อวินาที มากกว่าผู้เข้าร่วมวิจัย T3, ในส่วนสุดท้ายซึ่งเป็นความเร็วของหมัดที่พุ่งออกไปยังเป้า ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีความเร็วสูงสุดของ Fist ที่ 6.63 เมตรต่อวินาที มากกว่าผู้เข้าร่วมวิจัย T3 เล็กน้อย

ช่วงเวลาที่เกิดความเร็วสูงสุดของส่วนล่างของร่างกาย ในผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 3 คน มีช่วงเวลาที่แตกต่างกัน แต่ในส่วนบนของร่างกาย ผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 3 คน มีช่วงเวลาของการเกิดความเร็วสูงสุดของ Shoulder, Elbow และ Fist ที่ใกล้เคียงกัน แต่ความเร็วของ Fist ในผู้เข้าร่วมวิจัย T2 สูงสุด ณ จุดที่กระทบเป้า ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัยที่เหลือมีความเร็วของ Fist ลดลงก่อนที่จะกระทบเป้า

ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ในระนาบ Transverse พร้อมช่วงเวลาที่เกิดขึ้น แสดงในตารางดังต่อไปนี้

ตารางที่ 6 ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor

X-Factor	T1		T2		T3	
	Max.	%	Max.	%	Max.	%
Angle (Degree)	39.21	100.00	53.53	100.00	41.37	100.00
Angular velocity (Deg/s)	592.83	98.20	506.46	95.60	612.24	98.45

จากตารางที่ 6 ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีมุม X-Factor มากที่สุดคือ 53.53 องศา ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า ในส่วนของความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความเร็วเชิงมุมสูงสุด คือ 612.24 องศาต่อวินาที ที่เวลา 98.45 %

ข้อมูลความเร่งของลูกบอลซ้อมชกภายหลังจากการที่หมัดกระทบเป้า และการคำนวณความเร่งของลูกบอลซ้อมชกต่อน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัย แสดงในตารางดังต่อไปนี้

ตารางที่ 7 ข้อมูลความเร่งของลูกบอลซ้อมชกภายหลังจากการที่หมัดกระทบเป้า และความเร่งของลูกบอลซ้อมชกต่อน้ำหนักตัวของผู้เข้าร่วมวิจัย

Punching ball Kinematics	T1	T2	T3
Post Impact Acceleration (m/s ²)	263.36	321.00	209.59
Acceleration/Body weight (m/s ² /kg)	4.54	4.90	3.61

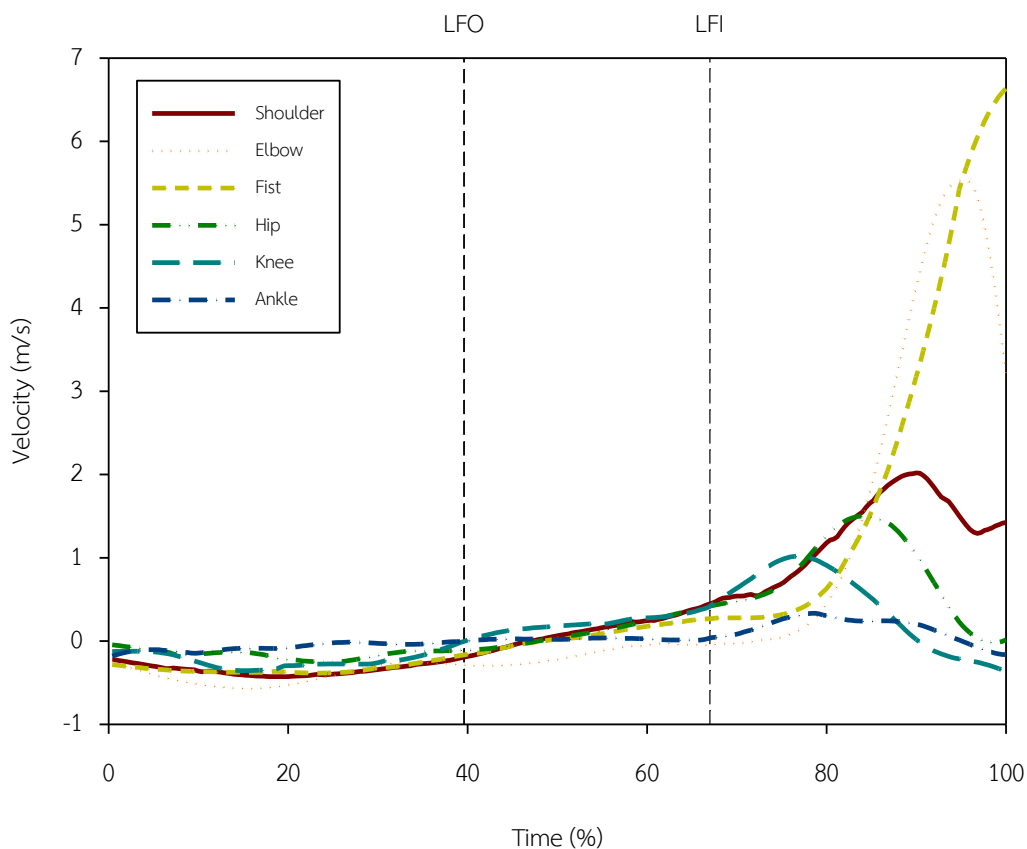
ความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง ของผู้เข้าร่วมวิจัย T1 มีค่า และลำดับดังนี้

- Knee ที่เวลา 79.21 % มีความเร็วสูงสุด คือ 1.21 เมตรต่อวินาที
- Ankle ที่เวลา 79.54 % มีความเร็วสูงสุด คือ 0.65 เมตรต่อวินาที
- Hip ที่เวลา 89.77 % มีความเร็วสูงสุด คือ 1.55 เมตรต่อวินาที
- Shoulder ที่เวลา 91.09 % มีความเร็วสูงสุด คือ 2.64 เมตรต่อวินาที
- Elbow ที่เวลา 95.05 % มีความเร็วสูงสุด คือ 5.53 เมตรต่อวินาที
- Fist ที่เวลา 97.03 % มีความเร็วสูงสุด คือ 5.84 เมตรต่อวินาที



ผู้เข้าร่วมวิจัย T2

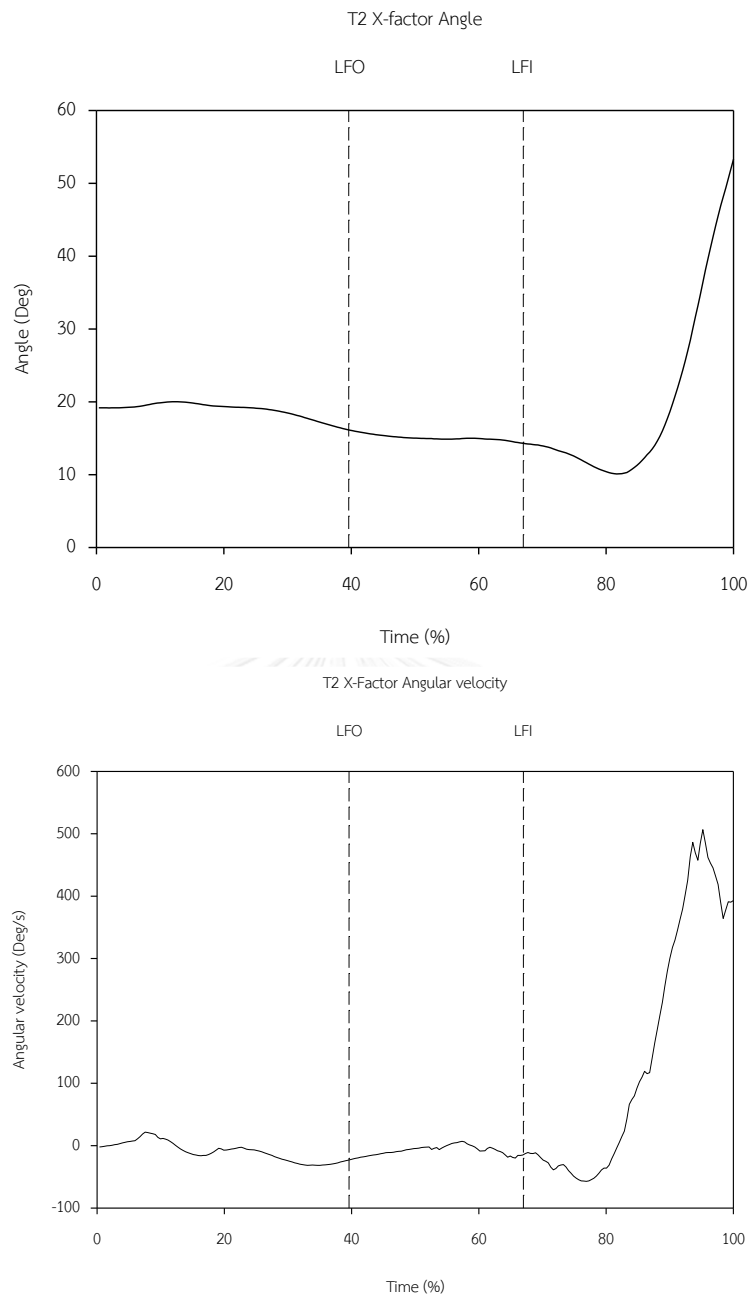
T1 Linear velocity of joints of right side in sagittal plane



ภาพที่ 12 ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง

ความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีค่า และลำดับดังนี้

- Knee ที่เวลา 76.80 % มีความเร็วสูงสุด คือ 1.02 เมตรต่อวินาที
- Ankle ที่เวลา 78.00 % มีความเร็วสูงสุด คือ 0.33 เมตรต่อวินาที
- Hip ที่เวลา 83.60 % มีความเร็วสูงสุด คือ 1.50 เมตรต่อวินาที
- Shoulder ที่เวลา 90.00 % มีความเร็วสูงสุด คือ 2.02 เมตรต่อวินาที
- Elbow ที่เวลา 95.60 % มีความเร็วสูงสุด คือ 5.53 เมตรต่อวินาที
- Fist ที่เวลา 100.00 % มีความเร็วสูงสุด คือ 6.63 เมตรต่อวินาที

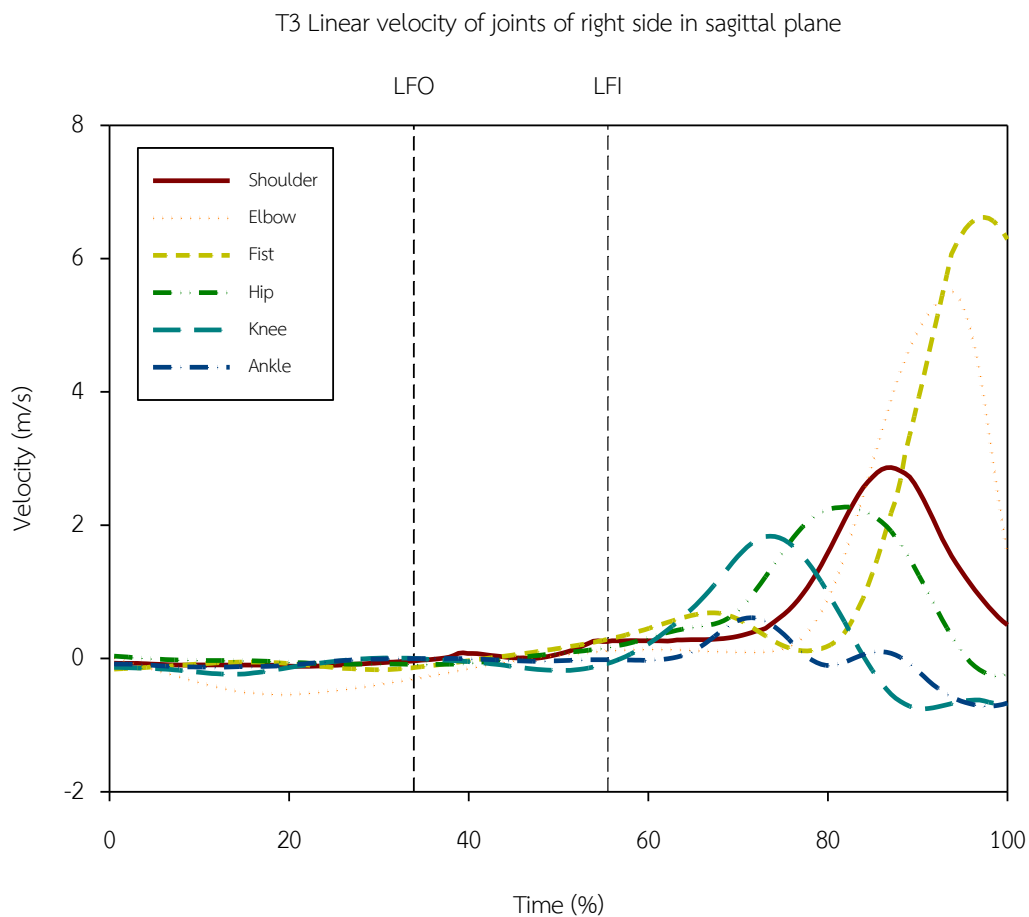


ภาพที่ 13 ข้อมูลองศา และความเร็วจีงมุมของ X-Factor ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2

มุม และความเร็วจีงมุมของ X-Factor ในผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีดังนี้

- มุม X-Factor มีค่าเท่ากับ 53.30 องศา ที่เวลา 100 %
- ความเร็วจีงมุม X-Factor มีค่าเท่ากับ 506.46 เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง ที่เวลา 95.60 %

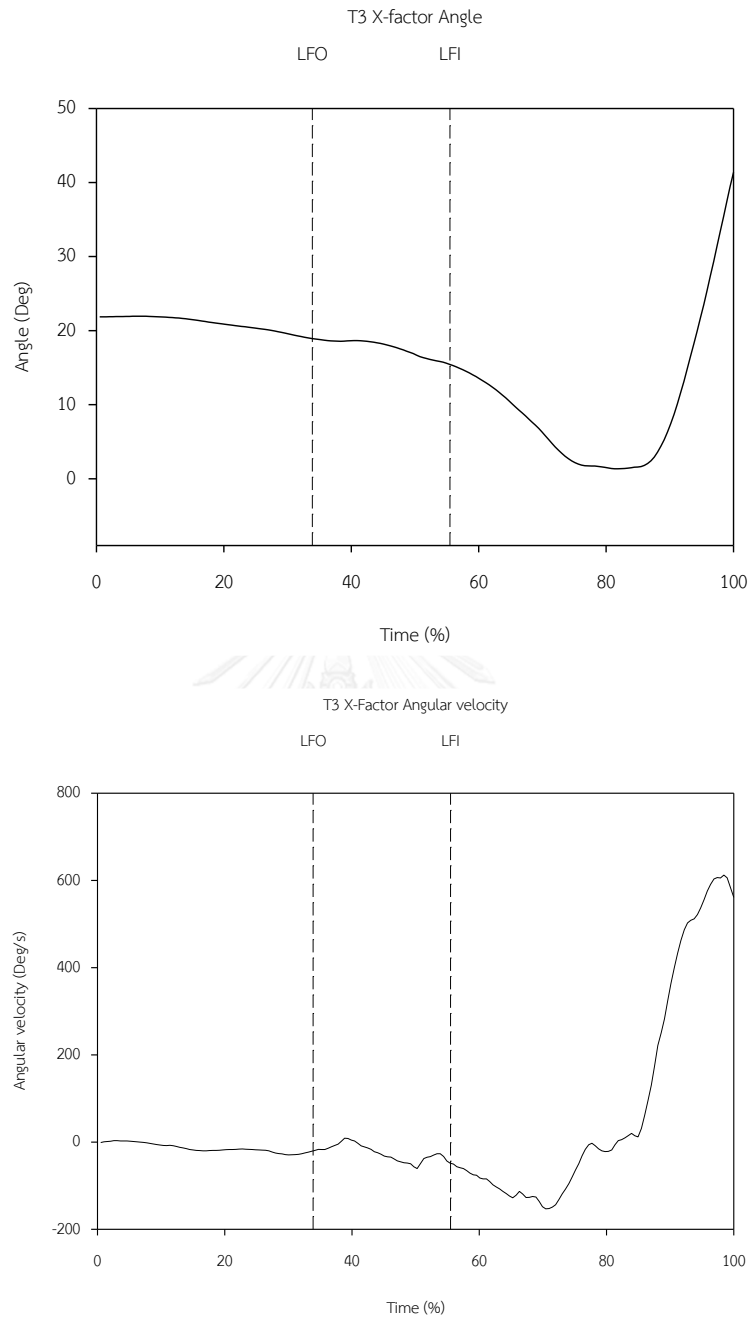
ผู้เข้าร่วมวิจัย T3



ภาพที่ 14 ข้อมูลความเร็วในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง

ความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง ของผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีค่า และลำดับดังนี้

- Ankle ที่เวลา 70.98 % มีความเร็วสูงสุด คือ 0.61 เมตรต่อวินาที
- Knee ที่เวลา 73.06 % มีความเร็วสูงสุด คือ 1.83 เมตรต่อวินาที
- Hip ที่เวลา 81.35 % มีความเร็วสูงสุด คือ 2.27 เมตรต่อวินาที
- Shoulder ที่เวลา 87.05 % มีความเร็วสูงสุด คือ 2.87 เมตรต่อวินาที
- Elbow ที่เวลา 93.78 % มีความเร็วสูงสุด คือ 5.51 เมตรต่อวินาที
- Fist ที่เวลา 97.41 % มีความเร็วสูงสุด คือ 6.62 เมตรต่อวินาที



ภาพที่ 15 ข้อมูลองศา และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ของผู้เข้าร่วมวิจัย T3

มุม และความเร็วเชิงมุมของ X-Factor ในผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีดังนี้

- มุม X-Factor มีค่าเท่ากับ 41.37 องศา ที่เวลา 100 %
- ความเร็วเชิงมุม X-Factor มีค่าเท่ากับ 612.24 เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง ที่เวลา 98.45 %

ข้อมูลเชิงคิเนติกส์ของการชกหมัดตรง

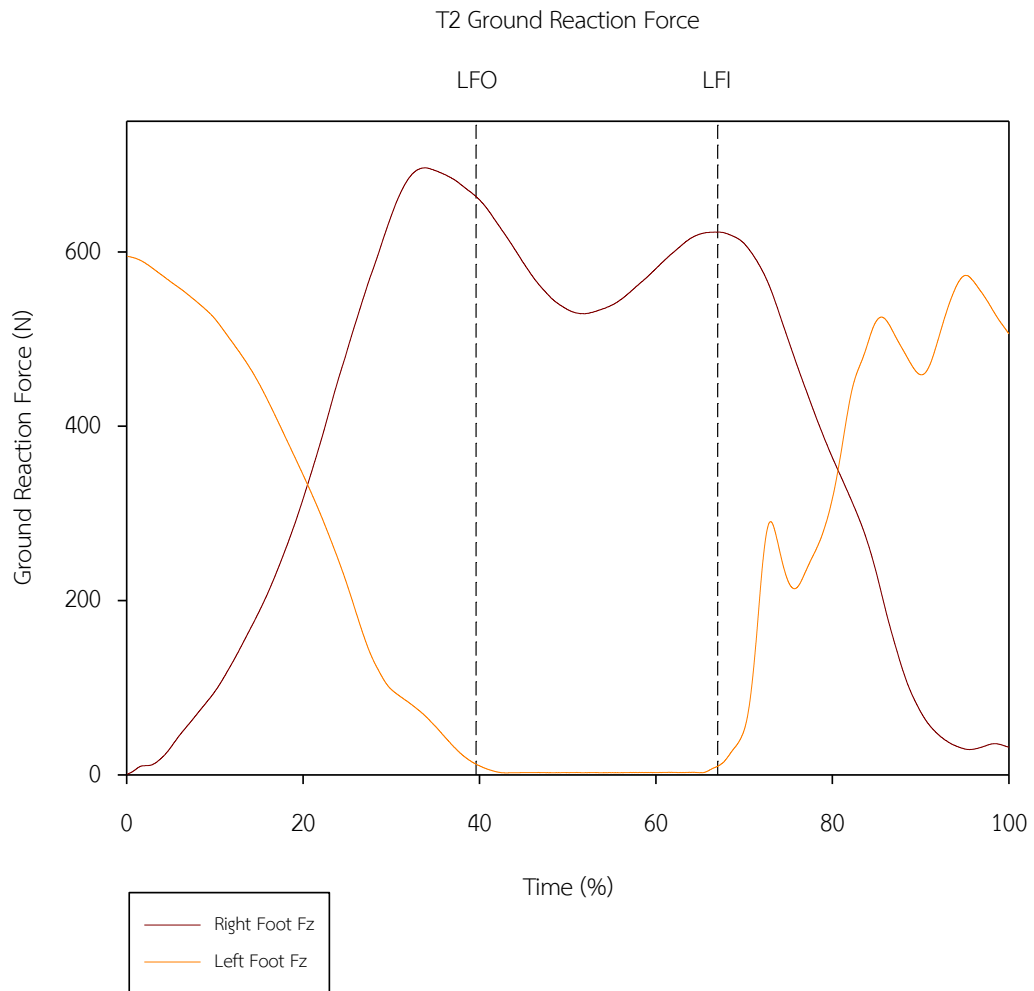
ข้อมูลคิเนติกส์ในการวิจัยนี้ คือ แรงในแกนตั้งสูงสุด ของเท้าขวา และเท้าซ้าย พร้อมช่วงเวลาที่เกิดขึ้น แสดงในตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 8 ข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง

Vertical ground Reaction force	T1		T2		T3	
	Max.	%	Max.	%	Max.	%
Right Foot	552.01	73.33	709.48	33.86	631.88	62.80
Left Foot	599.52	88.51	594.94	0.08	511.13	0.10

จากตารางที่ 8 ในเท้าข้างขวา แรงในแกนตั้งสูงสุดของผู้เข้าร่วมวิจัย T2 เกิดในช่วงเวลา 33.86 % ซึ่งเป็นเวลาที่ 1 ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T3 เกิดแรงในแกนตั้งสูงสุดในเวลาที่ 3, ในเท้าข้างซ้าย แรงในแกนตั้งสูงสุดของผู้เข้าร่วมวิจัย T1 เกิดในช่วงเวลา 88.51 % ซึ่งเป็นเวลาที่ 3 ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 และ T3 เกิดแรงในแกนตั้งสูงสุดในเวลาที่ 1

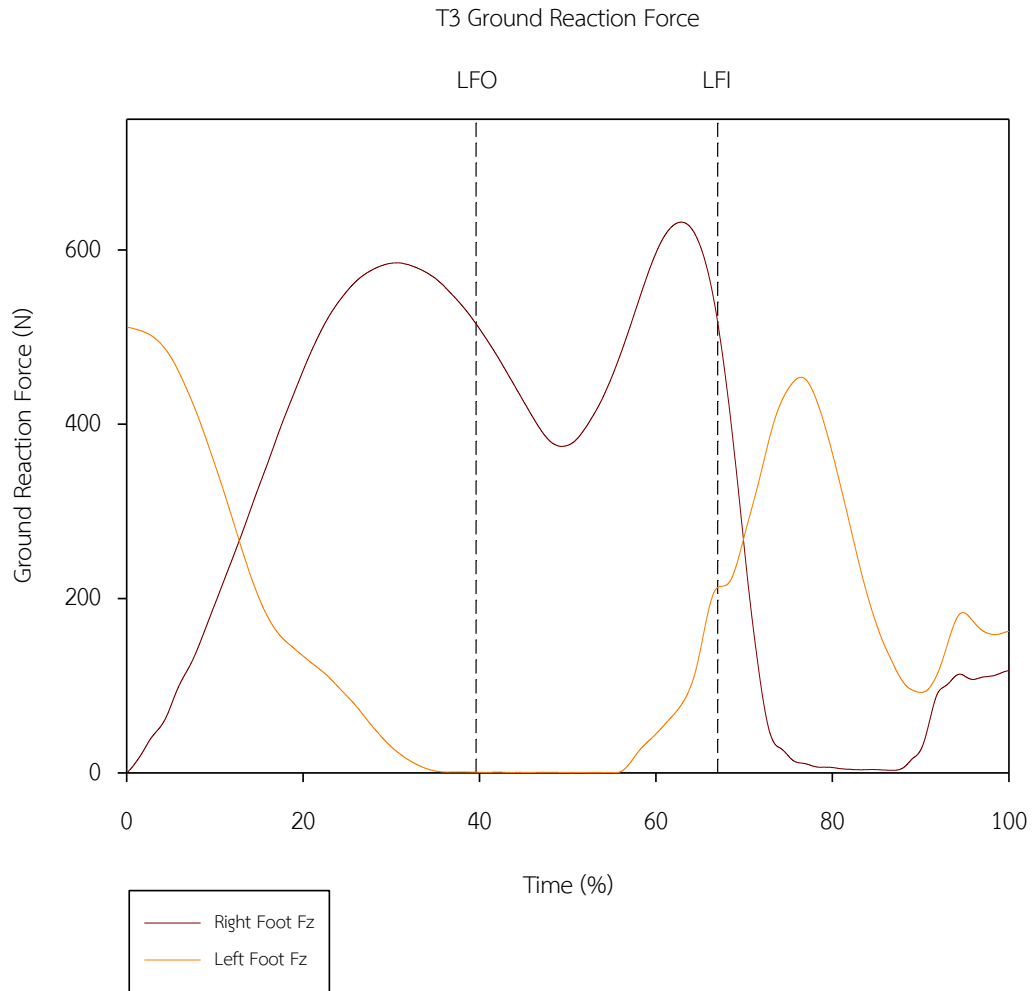
ผู้เข้าร่วมวิจัย T2



ภาพที่ 17 แรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2

จากภาพที่ 17 ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 เริ่มถ่ายน้ำหนักจากเท้าซ้ายมาที่เท้าขวา จนถึงเวลาที่ 39.60 % หลังจากนั้นจะมีการถ่ายน้ำหนักกลับไปเท้าซ้ายอีกครั้งในช่วงเวลาที่ 67.00 % โดยแรงในแกนตั้งของเท้าขวามีค่าสูงสุดที่ 709.48 นิวตัน ที่เวลา 33.86 % และแรงในแกนตั้งของเท้าซ้ายมีค่าสูงสุดที่ 594.94 นิวตัน ที่เวลา 0.08 %

ผู้เข้าร่วมวิจัย T3



ภาพที่ 18 แรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย ของผู้เข้าร่วมวิจัย T3

จากภาพที่ 18 ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 เริ่มถ่ายเทน้ำหนักจากเท้าซ้ายมาที่เท้าขวา จนถึงช่วงเวลาที่เป็น 33.90 % หลังจากนั้นจะมีการถ่ายน้ำหนักกลับไปเท้าซ้ายอีกครั้งในช่วงเวลาที่ 55.50 % โดยแรงในแกนตั้งของเท้าขวามีค่าสูงสุดที่ 631.88 นิวตัน ที่เวลา 62.80 % และแรงในแกนตั้งของเท้าซ้ายมีค่าสูงสุดที่ 511.13 นิวตัน ที่เวลา 0.10 %

ลักษณะของการชกหมัดตรง

ผู้เข้าร่วมวิจัย T1

จากภาพที่ 10, 11 และ 16 ในช่วงเริ่มต้นการเคลื่อนไหวผู้เข้าร่วมวิจัย T1 ถ่ายเทน้ำหนักจากขาซ้ายไปยังขาขวา โดยมีการเพิ่มขึ้นมุม X-Factor ก่อนที่จะลดลงเมื่อถึงจุด LFO จากนั้นมุม X-Factor จะลดลง ในขณะที่ความเร็วของส่วนต่าง ๆ เริ่มเพิ่มขึ้น ในช่วงนี้น้ำหนักส่วนใหญ่อยู่ที่ขาขวาเป็นหลัก จนเข้าสู่จุด LFI มีการถ่ายเทน้ำหนักจากขาขวาไปขาซ้ายอย่างรวดเร็ว ในช่วงเวลา 90% ขาซ้ายมีแรงในแนวแกนตั้งสูงสุดเพื่อเป็นหลักในการส่งร่างกายชกขวาไปข้างหน้า มุม X-Factor เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วในช่วง 10% สุดท้าย ความเร็วของ Knee และ Ankle เพิ่มขึ้นก่อน ในช่วง 80% ตามด้วย Hip - Shoulder และ Fist ในช่วง 10% สุดท้าย แต่ความเร็วของ Fist ลดลงก่อนในช่วง 3% สุดท้ายก่อนที่หมัดจะกระทบเป้า

ผู้เข้าร่วมวิจัย T2

จากภาพที่ 12, 13 และ 17 ในช่วงเริ่มต้นการเคลื่อนไหวผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีการถ่ายเทน้ำหนักจากขาซ้ายไปขาขวาจนเกิดแรงที่ขาขวาสูงสุดก่อนถึงจุด LFO ในขณะที่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวาเคลื่อนที่ไปทางด้านหลัง และมุม X-Factor ค่อย ๆ ลดลง เมื่อถึงจุด LFO เท้าซ้ายไม่สัมผัสพื้น และขาขวามีการส่งแรงไปข้างหน้าจนมีแรงเพิ่มขึ้น ในจุด LFI ในขณะที่ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวาเริ่มเพิ่มขึ้น และมุม X-Factor ค่อย ๆ ลดลง เมื่อถึงจุด LFI แรงจากขาขวา ลดลงอย่างรวดเร็ว ในขณะที่แรงของขาซ้ายเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วในช่วง 70 - 85 % มุม X-Factor เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วจากช่วง 85 % จนสูงที่สุด ณ จุดกระทบเป้า ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวาเพิ่มขึ้นโดยเริ่มจาก Knee และ Ankle - Hip และ Shoulder จนถึง Elbow - Fist ซึ่งความเร็วของ Fist สูงสุด ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า

ผู้เข้าร่วมวิจัย T3

จากภาพที่ 14, 15 และ 18 ในช่วงเริ่มต้นการเคลื่อนไหวผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีการถ่ายเทน้ำหนักจากขาซ้ายไปขาขวาจนถึงจุด LFO มุม X-Factor ค่อย ๆ ลดลง ในขณะที่ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวาไม่มีการเปลี่ยนแปลงมากนัก เมื่อเข้าสู่จุด LFO เท้าซ้ายไม่สัมผัสพื้น ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวายังไม่มีการเปลี่ยนแปลงมากนัก มุม X-Factor ค่อย ๆ ลดลง เมื่อเข้าสู่จุด LFI ขาขวาส่งน้ำหนักตัวไปยังขาซ้ายจนเท้าขวาไม่สัมผัสพื้นในช่วง 75 - 85 % ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายชกขวาเพิ่มขึ้นอย่างเป็นลำดับ เริ่มจาก Ankle - Knee - Hip -

Shoulder - Elbow - Fist แต่ความเร็วของ Fist ลดลงก่อนที่หมัดจะกระทบเป้า และมุม X-Factor เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วตั้งแต่ 85 % จนสูงสุด ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า

สรุปลักษณะของการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมวิจัย T1 T2 และ T3

การชกหมัดตรงเริ่มจากการถ่ายน้หนักจากขาซ้ายไปยังขาขวาซึ่งอยู่ข้างหลัง มุม X-Factor จะค่อย ๆ ลดลง ในขณะที่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกายซีกขวาเคลื่อนที่ไปทางด้านหลัง จนถึงจุด LFO จากนั้น ขาขวามีการส่งแรงไปข้างหน้าจนมีแรงเพิ่มขึ้น จนถึงจุด LFI ที่ขาซ้ายเริ่มมีการลงน้ำหนัก จากนั้น ความเร็วของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายซีกขวาเพิ่มขึ้นอย่างเป็นลำดับ เริ่มจาก Ankle - Knee - Hip - Shoulder - Elbow - Fist เพื่อส่งหมัดไปกระทบเป้า

ในภาพรวมลักษณะการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 3 คน มีรูปแบบที่คล้ายคลึงกัน คือ ลำดับการเคลื่อนไหวในการเพิ่มความเร็วของ Ankle - Knee - Hip - Shoulder - Elbow - Fist แต่จุดที่มีความแตกต่างกัน คือ ความเร็วของหมัด หรือ Fist ก่อนกระทบเป้า ซึ่งผู้เข้าร่วมวิจัย T2 ความเร็วสูงสุดของหมัดเกิด ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T3 มีความเร็วของหมัดลดลงก่อนกระทบเป้า

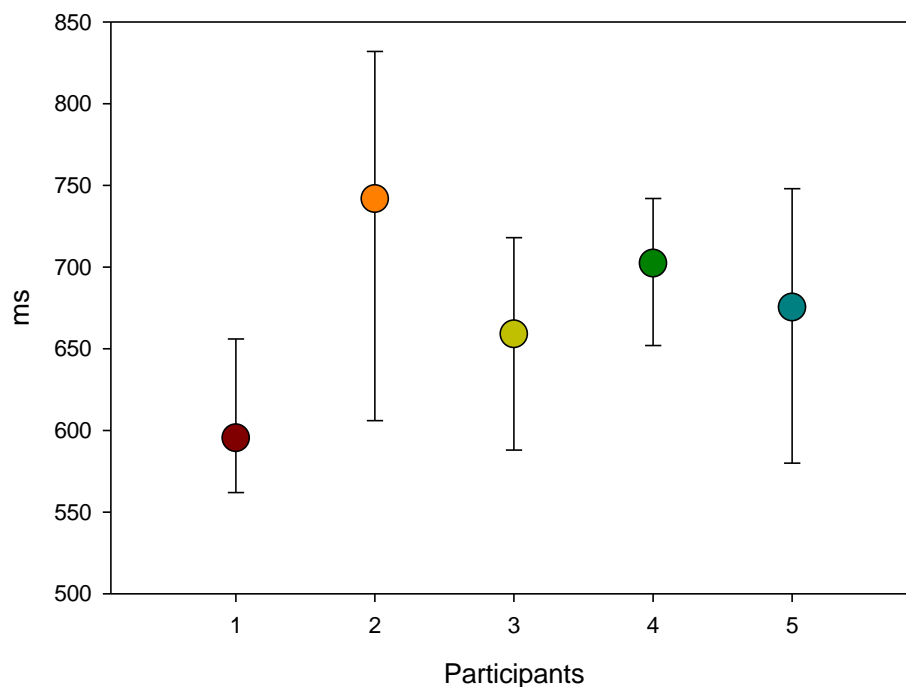
ผลการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง

ข้อมูลผลการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง ประกอบด้วย 3 ส่วนคือ

1. ข้อมูลเวลาตอบสนอง ข้อมูลคิเนมาติกส์ และคิเนติกส์ของผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้ง 5 คน
2. ข้อมูลจากการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตย้อนกลับ ที่มาจากการคัดเลือกหมัดที่ให้ความแรงของกระสอบทรายต่อน้ำหนักตัวมากที่สุดของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน
3. ข้อมูลของแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรงจากการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตไปข้างหน้า ที่มาจากการคัดเลือกหมัดที่ให้ความแรงของกระสอบทรายต่อน้ำหนักตัวมากที่สุดจากกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน

ข้อมูลเวลาตอบสนอง ข้อมูลคิเนมาติกส์ และคิเนติกส์ของผู้เข้าร่วมการวิจัยทั้ง 5 คน

เวลาตอบสนอง

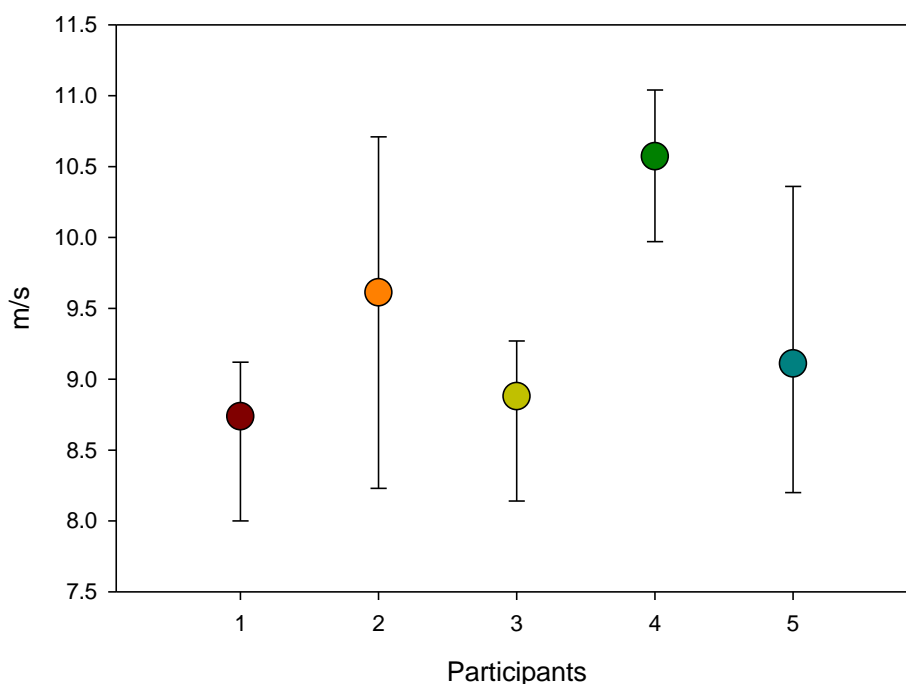


ภาพที่ 19 ข้อมูลเวลาตอบสนองของการชกหมัดตรง

จากภาพที่ 19 เวลาตอบสนองในการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีค่าต่ำสุดอยู่ที่ 562 มิลลิวินาที และมีค่าสูงสุดอยู่ที่ 832 มิลลิวินาที โดยผู้เข้าร่วมวิจัย B1 สามารถชกหมัดตรงด้วยระยะเวลาตอบสนองที่เร็วที่สุด คือ 562.00 มิลลิวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองในการชกหมัดตรงที่เร็วที่สุด คือ 595.40 ± 29.04 มิลลิวินาที ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย B2 สามารถชกหมัดตรงด้วยระยะเวลาตอบสนองที่ช้าที่สุด คือ 832.00 มิลลิวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองในการชกหมัดตรงที่ช้าที่สุด คือ 741.80 ± 69.64 มิลลิวินาที

ความเร็วสูงสุดของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรง

Pre-Impact Peak Speed of Fist Marker



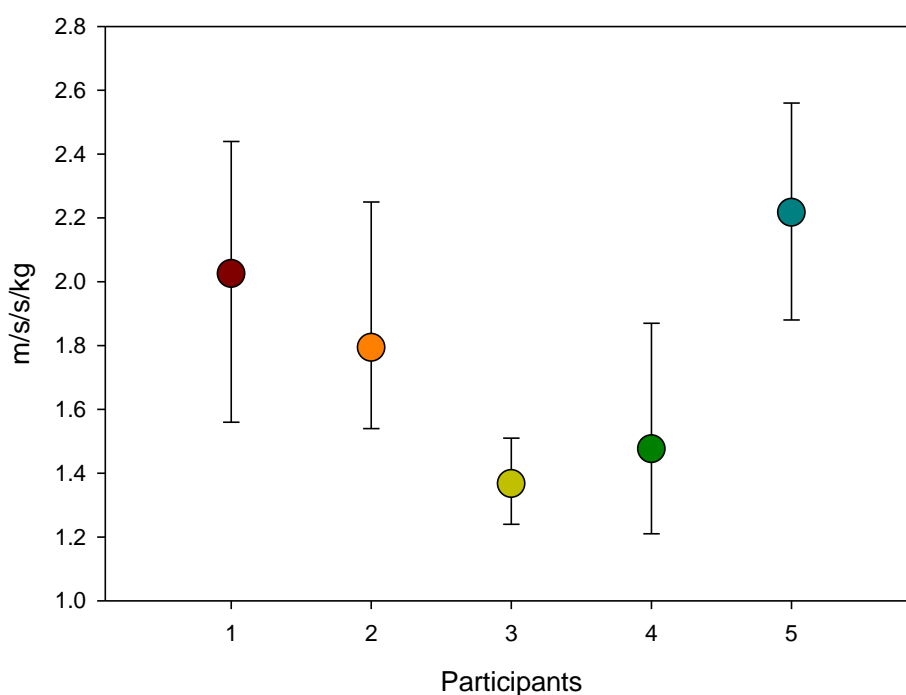
ภาพที่ 20 ข้อมูลความเร็วสูงสุดของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรง

จากภาพที่ 20 ความเร็วสูงสุดของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรงผู้เข้าร่วมวิจัยของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีค่าสูงสุดอยู่ที่ 11.04 เมตรต่อวินาที และมีค่าต่ำสุดอยู่ที่ 8.00 เมตรต่อวินาที โดยผู้เข้าร่วมวิจัย B4 มีความเร็วของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรงสูงที่สุด คือ 11.04 เมตรต่อวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของความเร็วของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรงสูงที่สุด คือ 10.57 ± 0.33 เมตรต่อวินาที ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย B1 มีความเร็วของมาร์คเกอร์ที่หมัดของการชกหมัดตรง

ต่ำที่สุด คือ 8.00 เมตรต่อวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของความเร็วของมาร์คเกอร์ที่หมดของการชกหมัดตรงต่ำที่สุด คือ 8.74 ± 0.37 เมตรต่อวินาที

ความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวของการชกหมัดตรง

Post-Impact Peak Acceleration of the Target

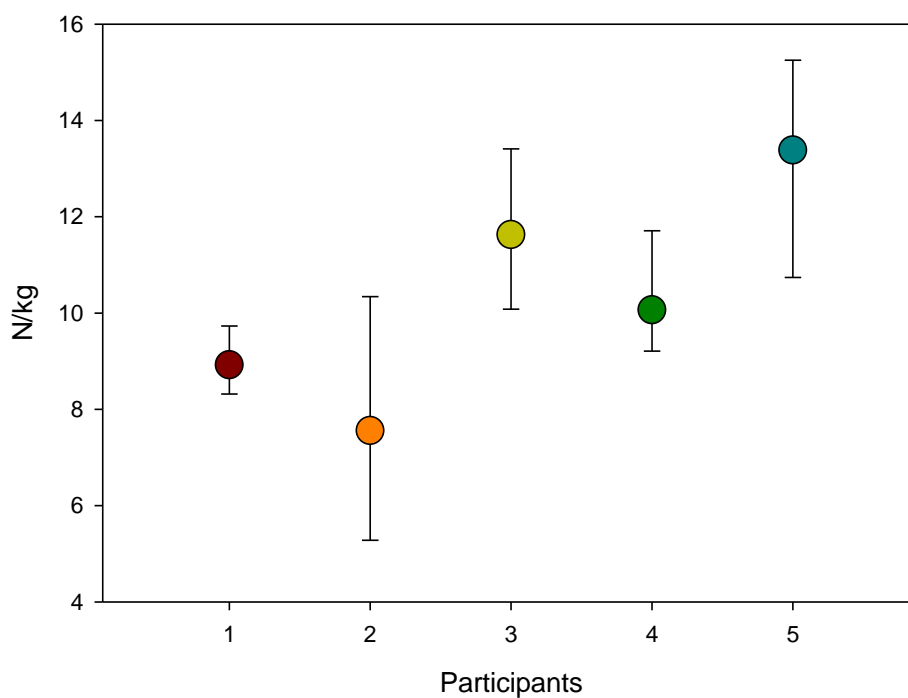


ภาพที่ 21 ข้อมูลความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวของการชกหมัดตรง

จากภาพที่ 21 ความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวของการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีค่าสูงสุดอยู่ที่ 2.56 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม และมีค่าต่ำสุดอยู่ที่ 1.51 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม โดยผู้เข้าร่วมวิจัย B5 สามารถสร้างความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวได้มากที่สุด คือ 2.56 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม และมีค่าเฉลี่ยของความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวมากที่สุด คือ 2.22 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย B4 สามารถสร้างความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวได้น้อยที่สุด คือ 1.21 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม และผู้เข้าร่วมวิจัย B3 มีค่าเฉลี่ยของความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวน้อยที่สุด คือ 1.37 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม

แรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำ

Resultant of Ground Reaction Force of Lead Leg

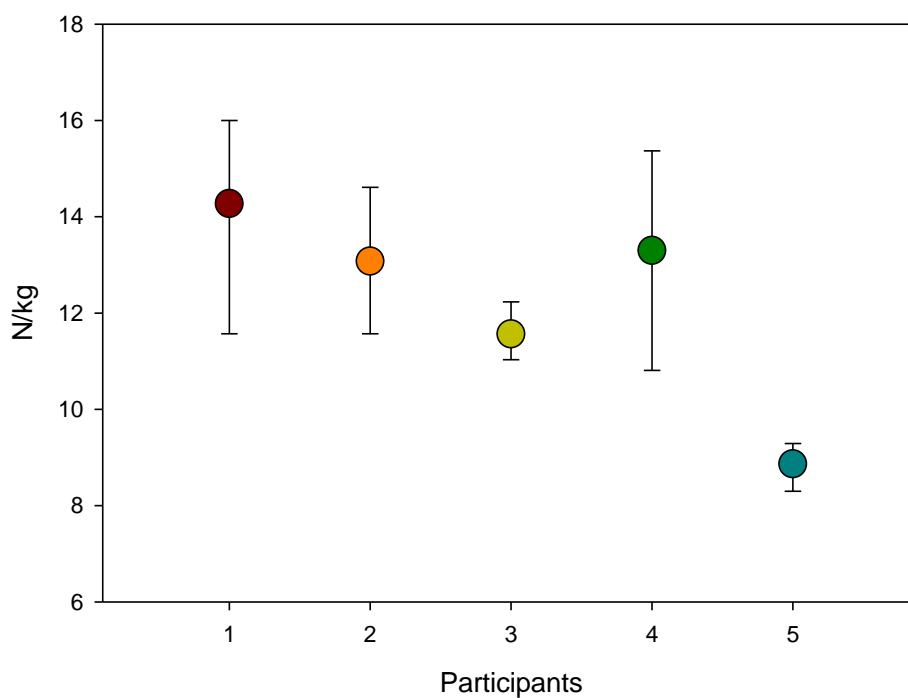


ภาพที่ 22 ข้อมูลแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำ

จากภาพที่ 22 แรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีค่ามากที่สุดอยู่ที่ 15.25 นิวตันต่อกิโลกรัม และมีค่าน้อยสุดอยู่ที่ 5.28 นิวตันต่อกิโลกรัม โดยผู้เข้าร่วมวิจัย B5 มีค่าแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำมากที่สุด คือ 15.25 นิวตันต่อกิโลกรัม และมีค่าเฉลี่ยแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำมากที่สุด คือ 13.38 นิวตันต่อกิโลกรัม ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย B2 มีค่าแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำน้อยที่สุด คือ 5.28 นิวตันต่อกิโลกรัม และมีค่าเฉลี่ยแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาน้ำน้อยที่สุด คือ 7.56 นิวตันต่อกิโลกรัม

แรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตาม

Resultant of Ground Reaction Force of Rear Leg



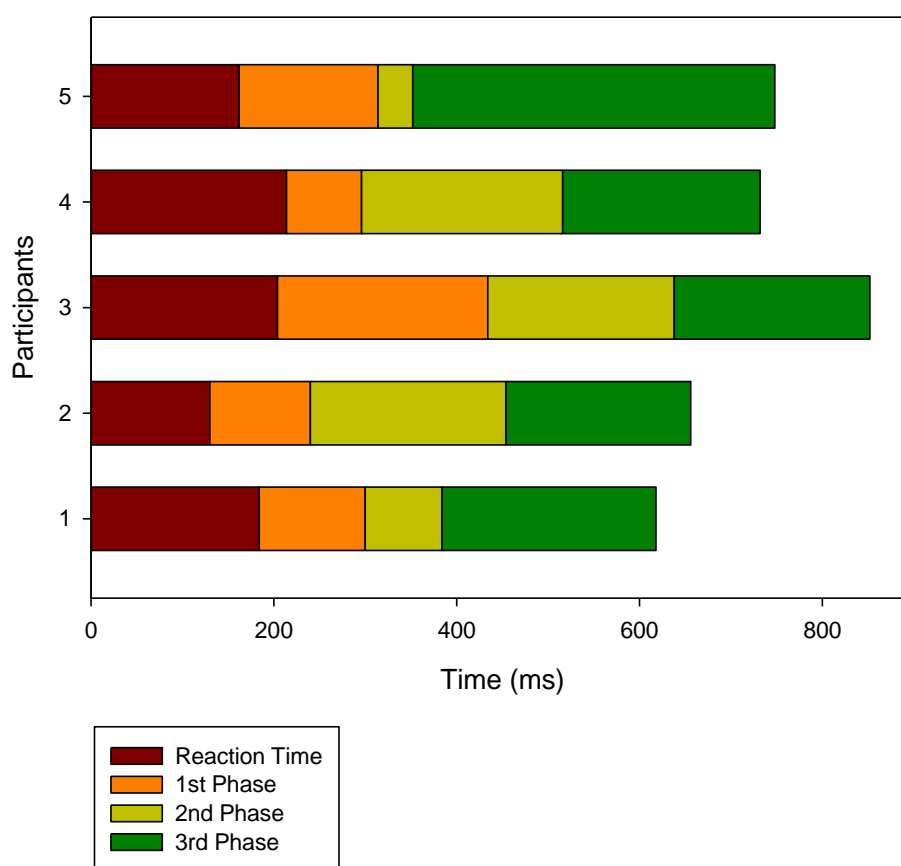
ภาพที่ 23 ข้อมูลแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตาม

จากภาพที่ 23 แรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตามของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีค่ามากที่สุดอยู่ที่ 15.37 นิวตันต่อกิโลกรัม และมีค่าน้อยสุดอยู่ที่ 8.30 นิวตันต่อกิโลกรัม โดยผู้เข้าร่วมวิจัย B4 มีค่าแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตามมากที่สุด คือ 15.37 นิวตันต่อกิโลกรัม และผู้เข้าร่วมวิจัย B1 และ B2 มีค่าเฉลี่ยแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตามมากที่สุดเท่ากัน คือ 11.57 นิวตันต่อกิโลกรัม ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย B5 มีค่าแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตามน้อยที่สุด คือ 8.30 นิวตันต่อกิโลกรัม และมีค่าเฉลี่ยแรงลัพธ์ปฏิกิริยาจากพื้นสูงสุดต่อน้ำหนักตัวของขาตามน้อยที่สุด คือ 8.86 นิวตันต่อกิโลกรัม

ข้อมูลเวลาตอบสนอง และช่วงเวลาในการชก จากการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตย้อนกลับของข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ให้ความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวสูงสุดในแต่ละคน

เวลาตอบสนอง และช่วงเวลาในการชก

Response Time of Rear Hand Straight Punch

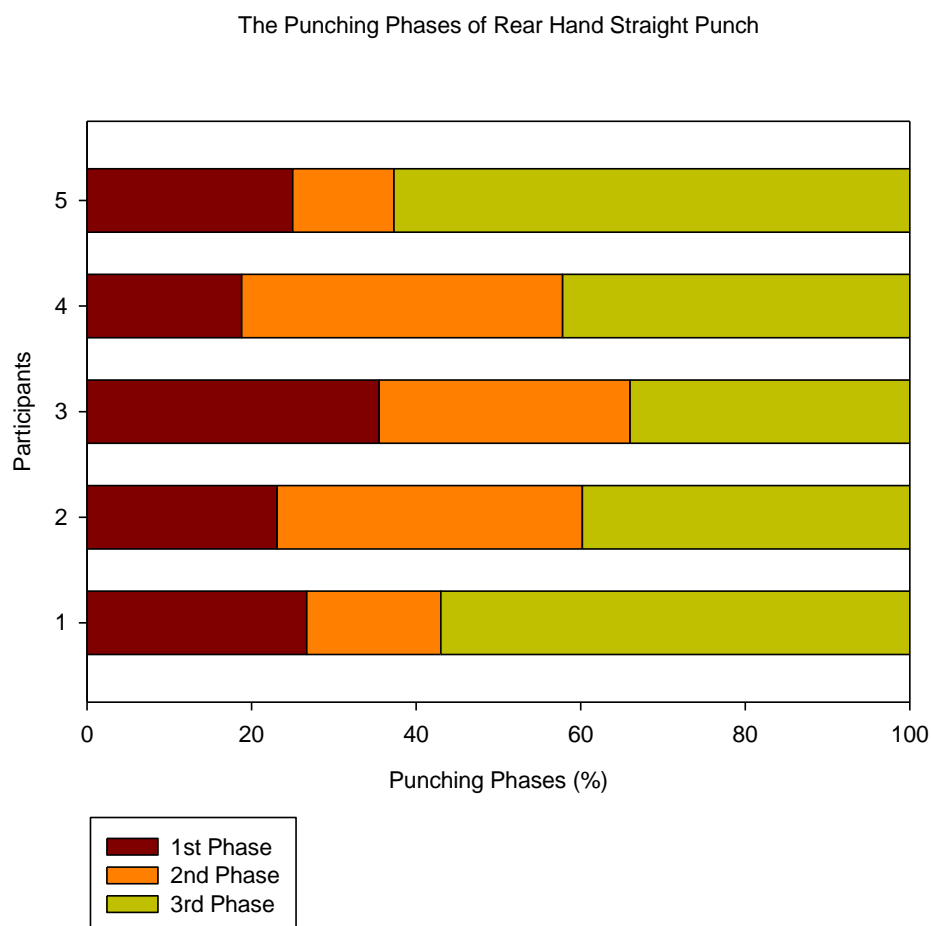


ภาพที่ 24 เวลาตอบสนอง (มิลลิวินาที) โดยแบ่งเป็นช่วงเวลาปฏิกิริยา และช่วงเวลาของการชก

เวลาตอบสนองของการชกหมัดตรงของผู้เข้าร่วมการวิจัยคนที่ 1 ถึง 5 คือ 618, 656, 852, 732 และ 748 มิลลิวินาที ตามลำดับ โดยแบ่งเป็นเวลาปฏิกิริยา:เวลาการเคลื่อนไหว คือ 184:434, 130:526, 204:648, 214:158 และ 162:586 ตามลำดับ

ช่วงเวลาของการชกแบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ ช่วงที่ 1 คือ ช่วงเวลาตั้งแต่ผู้เข้าร่วมวิจัยเริ่มมีการถ่ายน้ำหนักของร่างกายจนไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่เท้าหน้า (LFO) ช่วงที่ 2 คือ ช่วงเวลาตั้งแต่จุดสิ้นสุดของช่วงที่ 1 ไปจนถึงจุดที่เริ่มมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่เท้าหน้าอีกครั้ง (LFI) และช่วงที่ 3 คือ

ช่วงเวลาตั้งแต่จุดสิ้นสุดของช่วงที่ 2 ไปสิ้นสุด ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า โดยผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน มีรูปแบบการชกหมัดตรงที่สามารถแบ่งช่วงเวลาได้เป็น 3 ช่วงตามที่กล่าวไว้ข้างต้นได้ในทุกหมัด

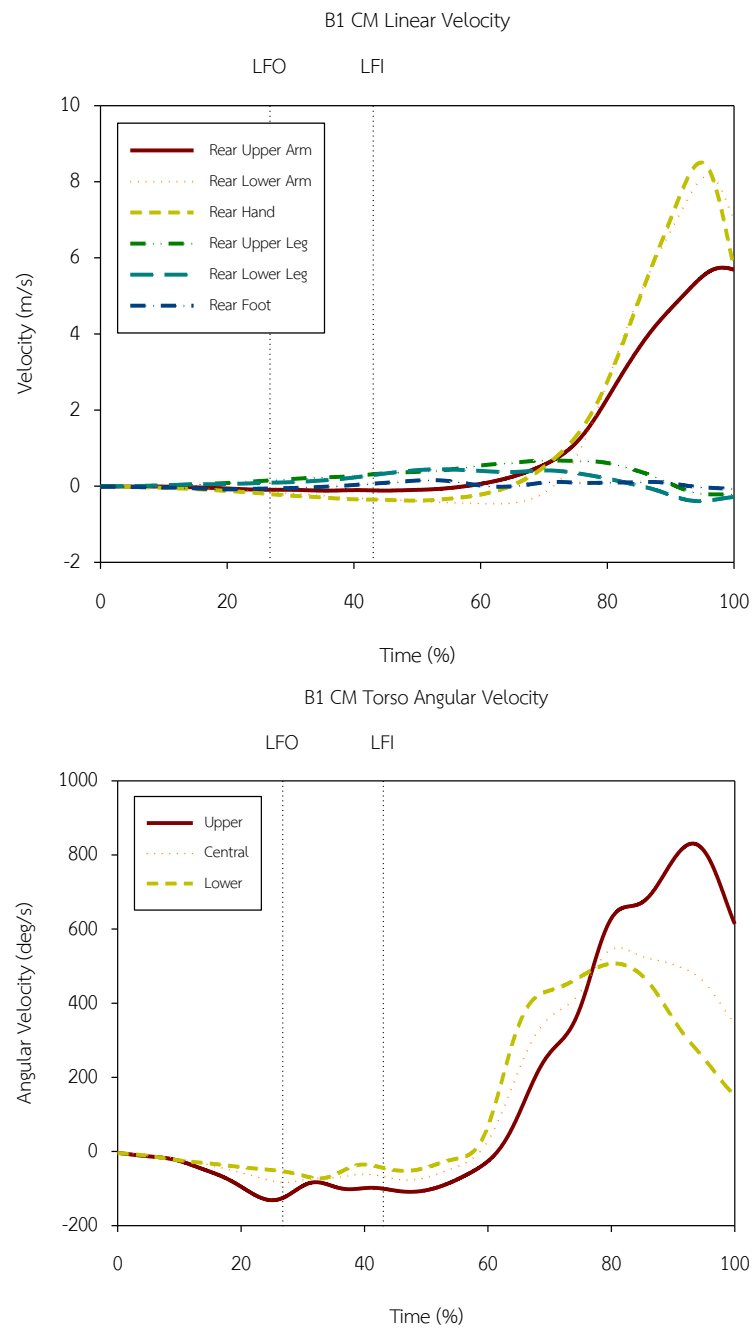


ภาพที่ 25 ช่วงเวลาของการชก

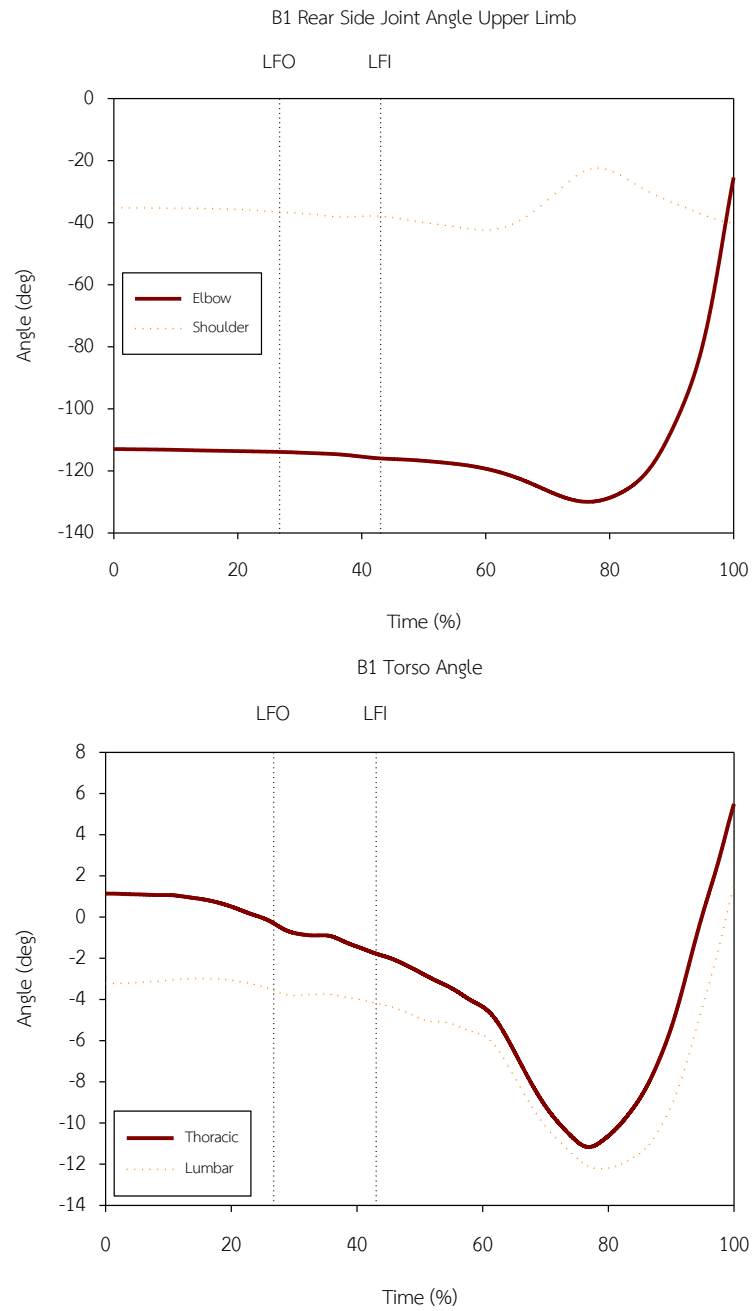
เมื่อปรับข้อมูลช่วงเวลาของการชกของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน ให้เท่ากันในรูปแบบค่าร้อยละ จะได้ช่วงเวลาเป็น 3 ช่วง คือ ช่วงเวลาที่ 1, 2 และ 3 โดยมีจุดแบ่งช่วงเวลาคือ LFO - LFI ซึ่งผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 1 ถึง 5 มีค่าของจุดแบ่งช่วงเวลาดังนี้ 26.7 - 43.0, 23.1 - 60.2, 35.5 - 66.0, 18.8 - 57.8 และ 25 - 37.3 %

ข้อมูลคิเนมาติกส์ และคิเนติกส์ที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตย้อนกลับ ที่มาจากการคัดเลือกหมัดที่ให้ความแรงของกระสอบทรายต่อน้ำหนักตัวมากที่สุดของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน

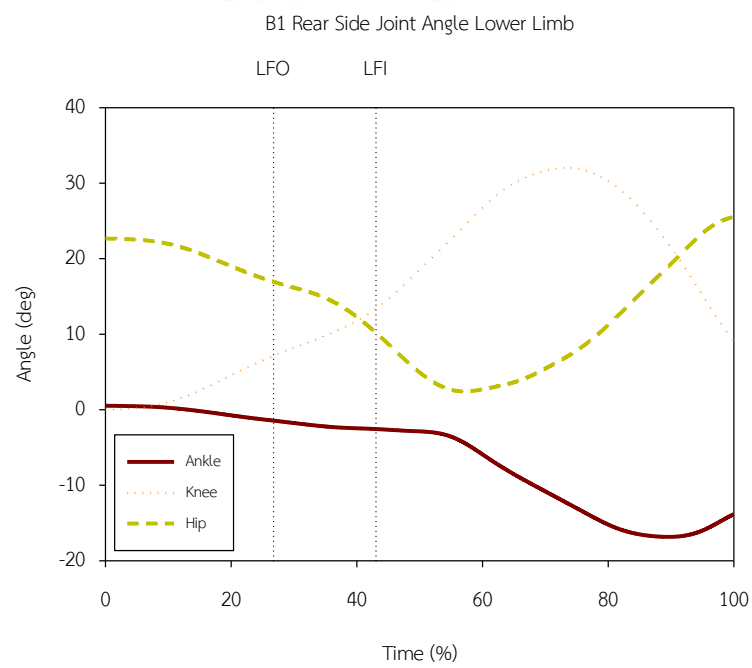
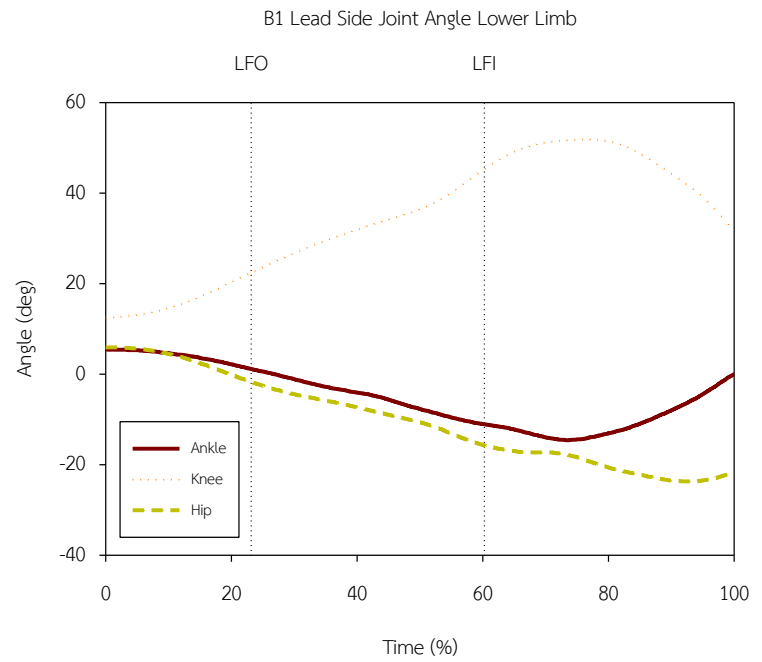
ผู้เข้าร่วมการวิจัยคนที่ 1 (B1)



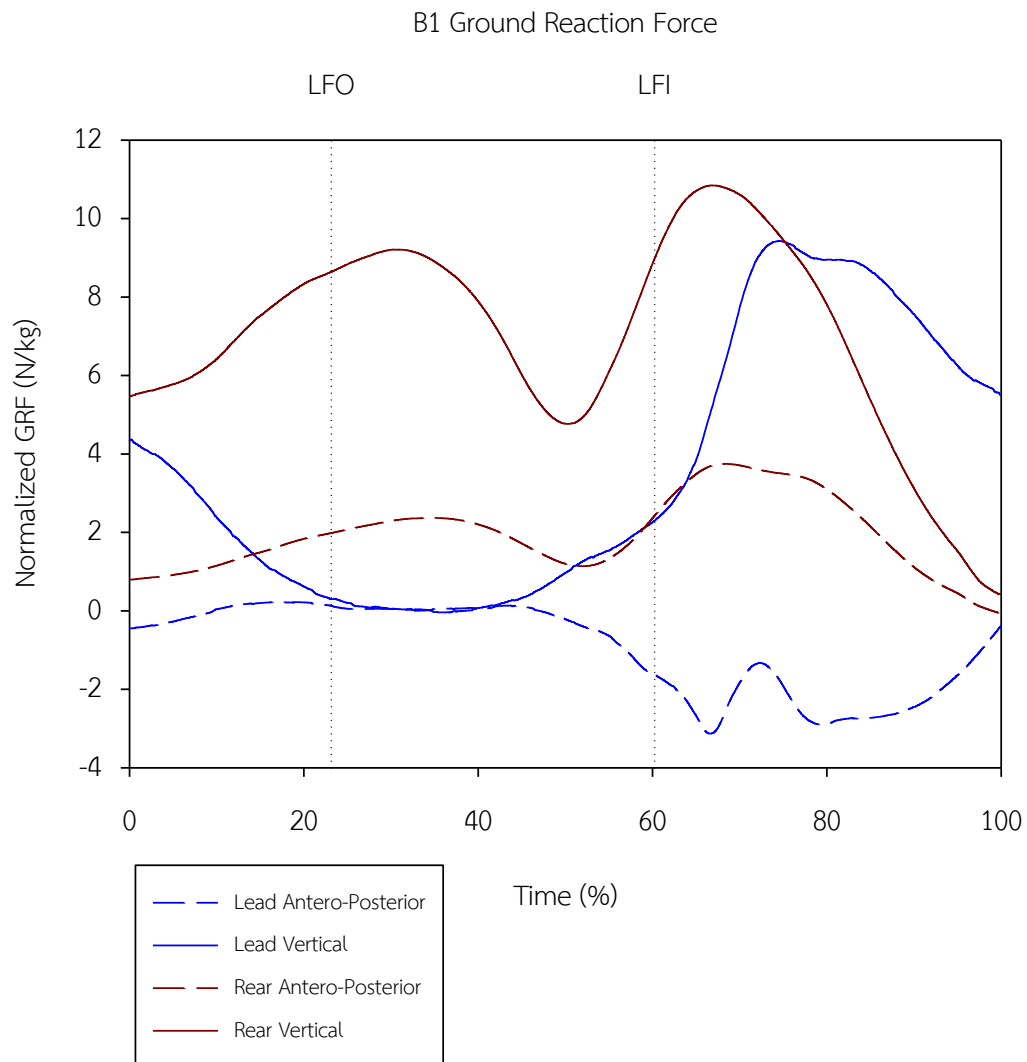
ภาพที่ 26 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B1)



ภาพที่ 27 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อหลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B1)



ภาพที่ 28 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก
ของขานำและขาตาม (B1)



ภาพที่ 29 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B1)

จากภาพที่ 26 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 5.74 เมตรต่อวินาที ที่ 98.16 %, 8.16 เมตรต่อวินาที ที่ 95.85 % และ 8.50 เมตรต่อวินาที ที่ 94.94 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ 830.72 องศาต่อวินาที ที่ 93.09 %, 550.64 องศาต่อวินาที ที่ 81.11 % และ 507.12 องศาต่อวินาที ที่ 80.65 %

จากภาพที่ 27 และ 28 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกายข้างตามในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชก ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อลำตัวของร่างกายในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชก แสดงในตารางที่ 9

ตารางที่ 9 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B1)

Joints		Angle (deg)	Time (%)
Elbow	Max.	-25.46	100.00
	Min.	-129.97	76.50
Shoulder	Max.	-22.34	77.88
	Min.	-42.32	59.91
Thoracic	Max.	5.49	100.00
	Min.	-11.18	76.50
Lumbar	Max.	1.60	100.00
	Min.	-12.20	78.80
Hip	Max.	25.53	100.00
	Min.	2.42	57.14
Knee	Max.	32.07	73.27
	Min.	0.00	0.00
Ankle	Max.	0.52	0.00
	Min.	-16.84	89.40

ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 1 มีช่วงกว้างของมุมข้อต่อลำตัวส่วนกลาง (Thoracic) และลำตัวส่วนล่าง (Lumbar) คือ 16.67 องศา และ 13.81 องศา ตามลำดับ

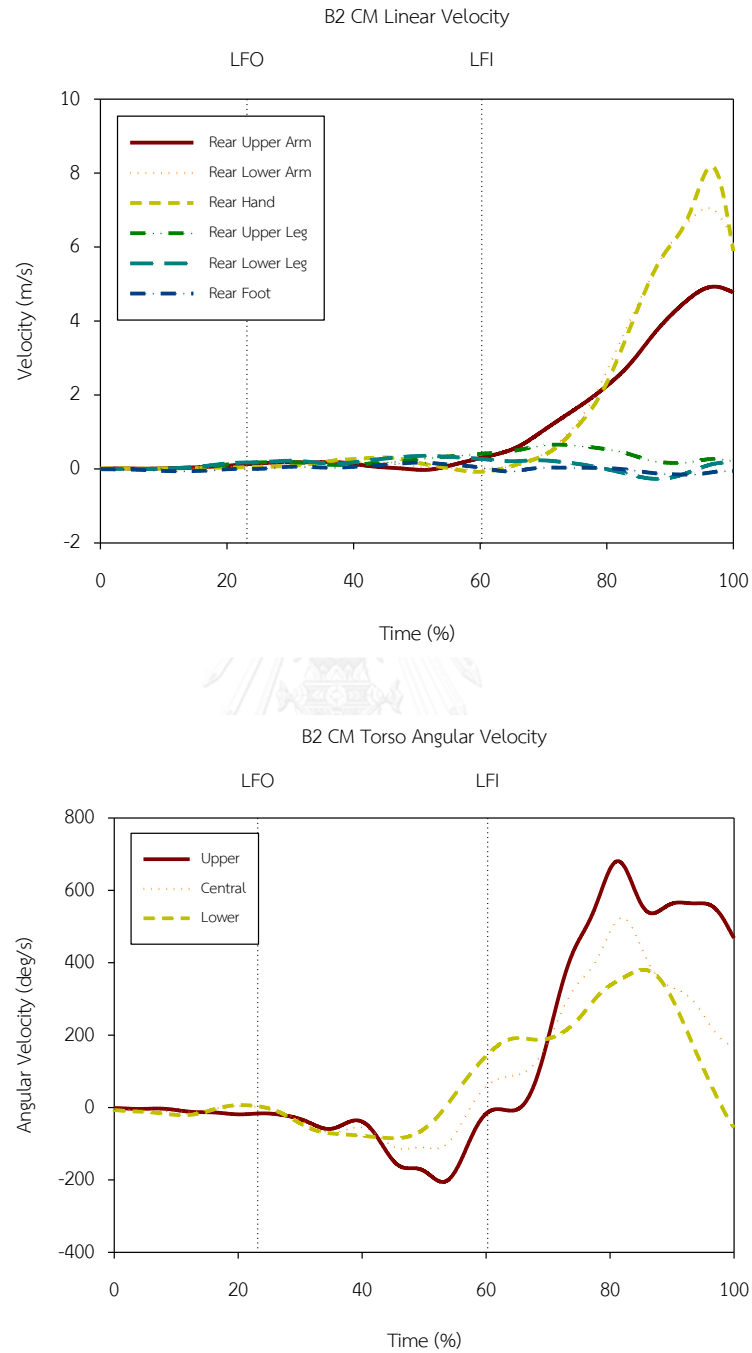
จากภาพที่ 29 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) แสดงในตารางที่ 10

ตารางที่ 10 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B1)

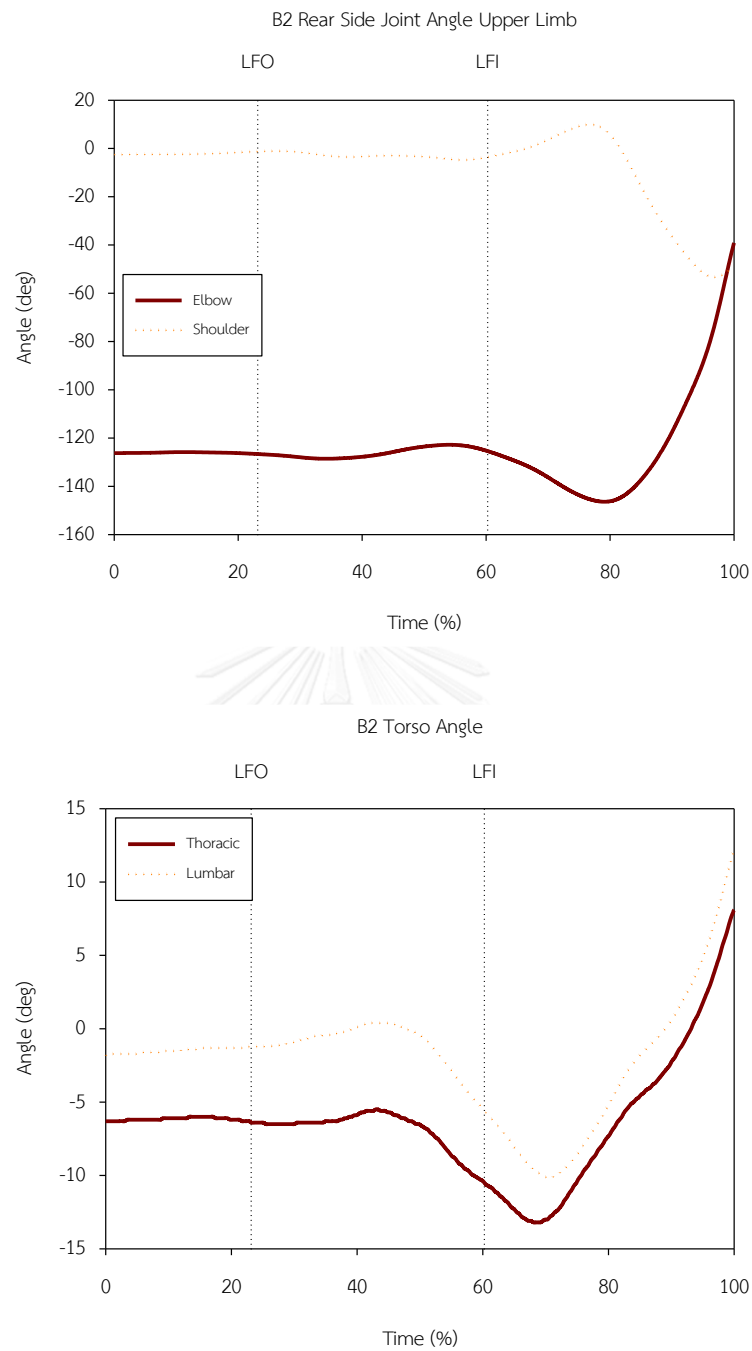
GRF		Force (N/kg)	Time (%)
Lead Foot (Vertical)	Max.	9.43	74.59
	Min.	0.00	26.65
Lead Foot (AP)	Max.	0.22	16.54
	Min.	-3.13	66.62
Rear Foot (Vertical)	Max.	10.85	66.77
	Min.	0.41	100.00
Rear Foot (AP)	Max.	3.75	68.30
	Min.	0.00	100.00



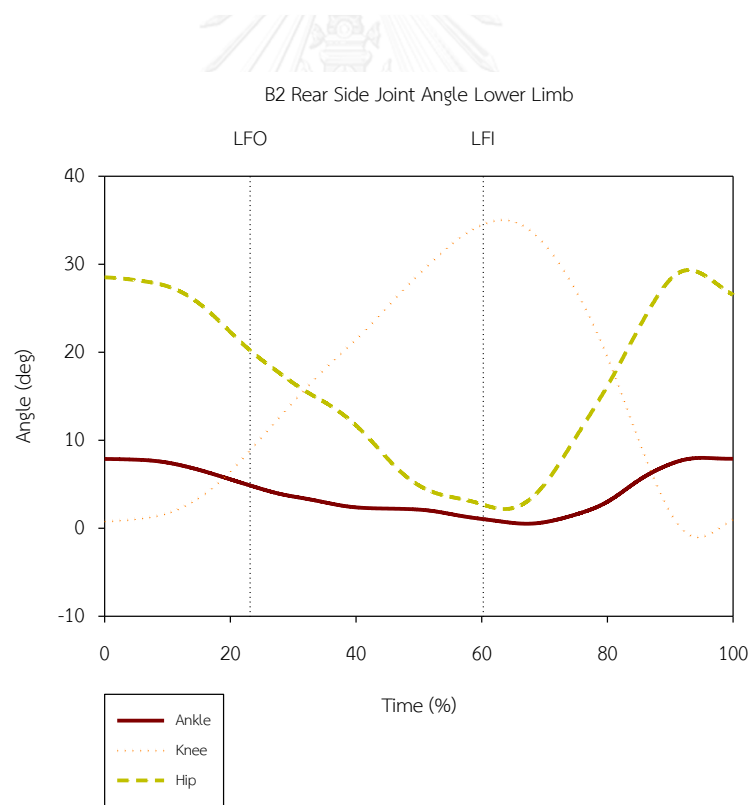
ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 2 (B2)



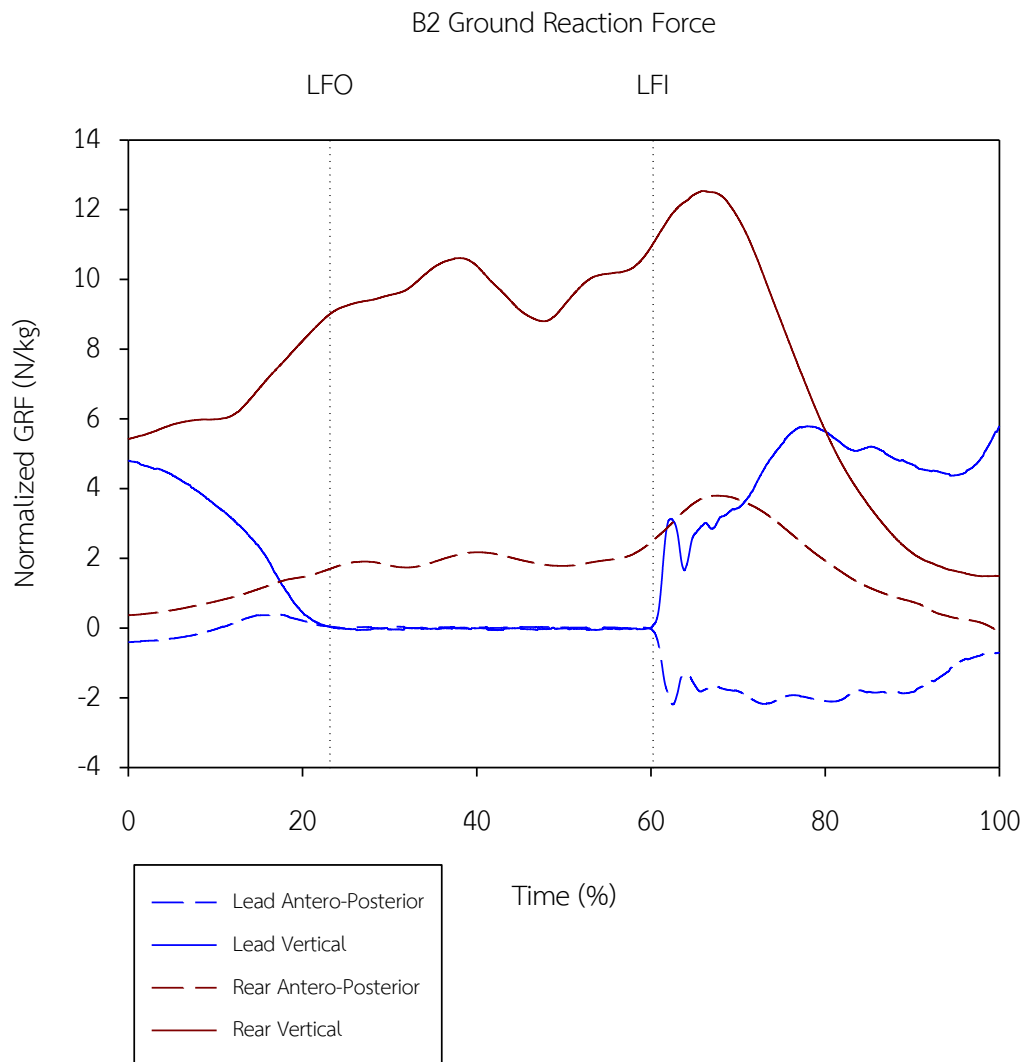
ภาพที่ 30 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B2)



ภาพที่ 31 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อหลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B2)



ภาพที่ 32 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก
ของขาน้ำและขาคาม (B2)



ภาพที่ 33 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B2)

จากภาพที่ 30 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 4.93 เมตรต่อวินาที ที่ 96.96 %, 7.06 เมตรต่อวินาที ที่ 95.82 % และ 8.18 เมตรต่อวินาที ที่ 96.58 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ 680.60 องศาต่อวินาที ที่ 81.37 %, 524.38 องศาต่อวินาที ที่ 81.75 % และ 380.42 องศาต่อวินาที ที่ 85.55 %

จากภาพที่ 31 และ 32 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกายข้างตามในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชก ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อลำตัวของร่างกายในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชก แสดงในตารางที่ 11

ตารางที่ 11 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B1)

Joints		Angle (deg)	Time (%)
Elbow	Max.	-39.13	100.00
	Min.	-146.40	79.09
Shoulder	Max.	10.01	76.81
	Min.	-53.27	96.96
Thoracic	Max.	8.13	100.00
	Min.	-13.19	68.44
Lumbar	Max.	12.26	100.00
	Min.	-10.09	70.34
Hip	Max.	29.33	92.78
	Min.	2.18	63.50
Knee	Max.	35.03	63.50
	Min.	0.00	91.63
Ankle	Max.	7.99	95.06
	Min.	0.51	67.30

ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 2 มีช่วงกว้างของมุมข้อต่อลำตัวส่วนกลาง (Thoracic) และลำตัวส่วนล่าง (Lumbar) คือ 21.32 องศา และ 22.35 องศา ตามลำดับ

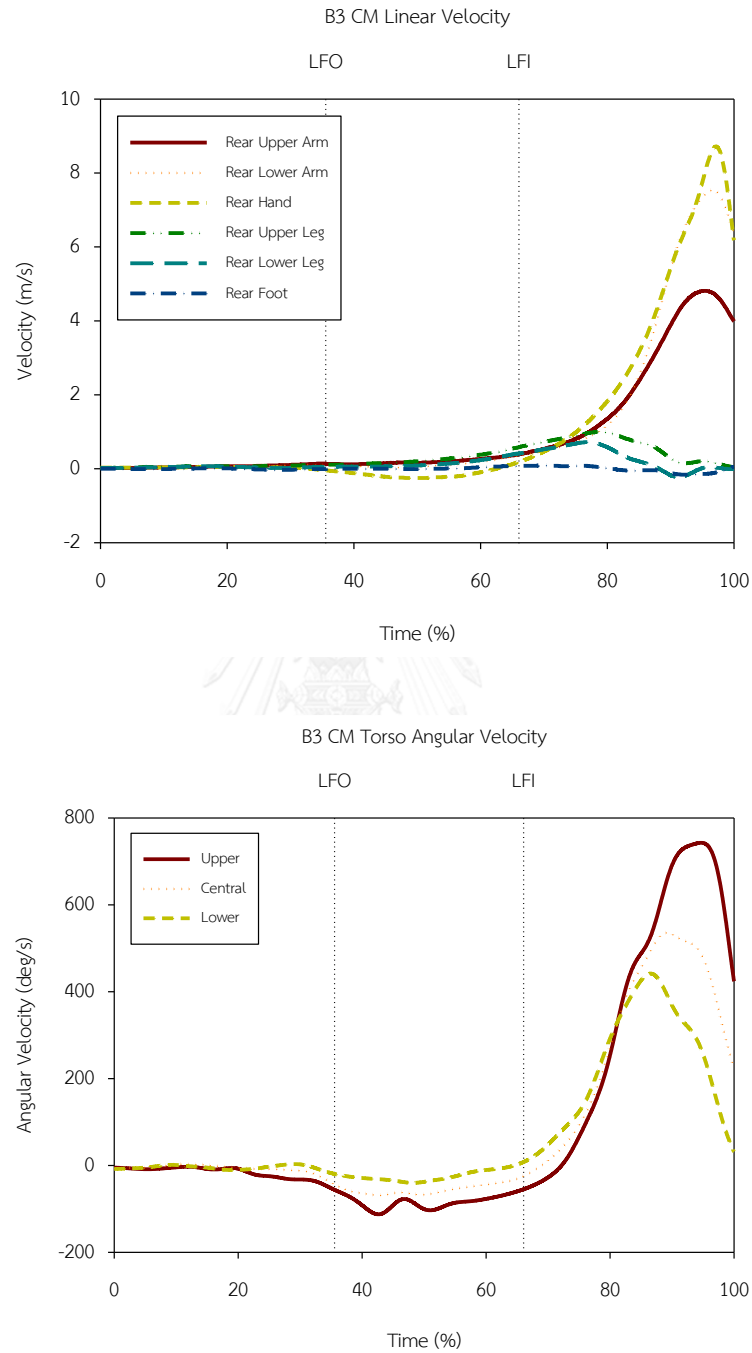
จากภาพที่ 33 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) แสดงในตารางที่ 12

ตารางที่ 12 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B2)

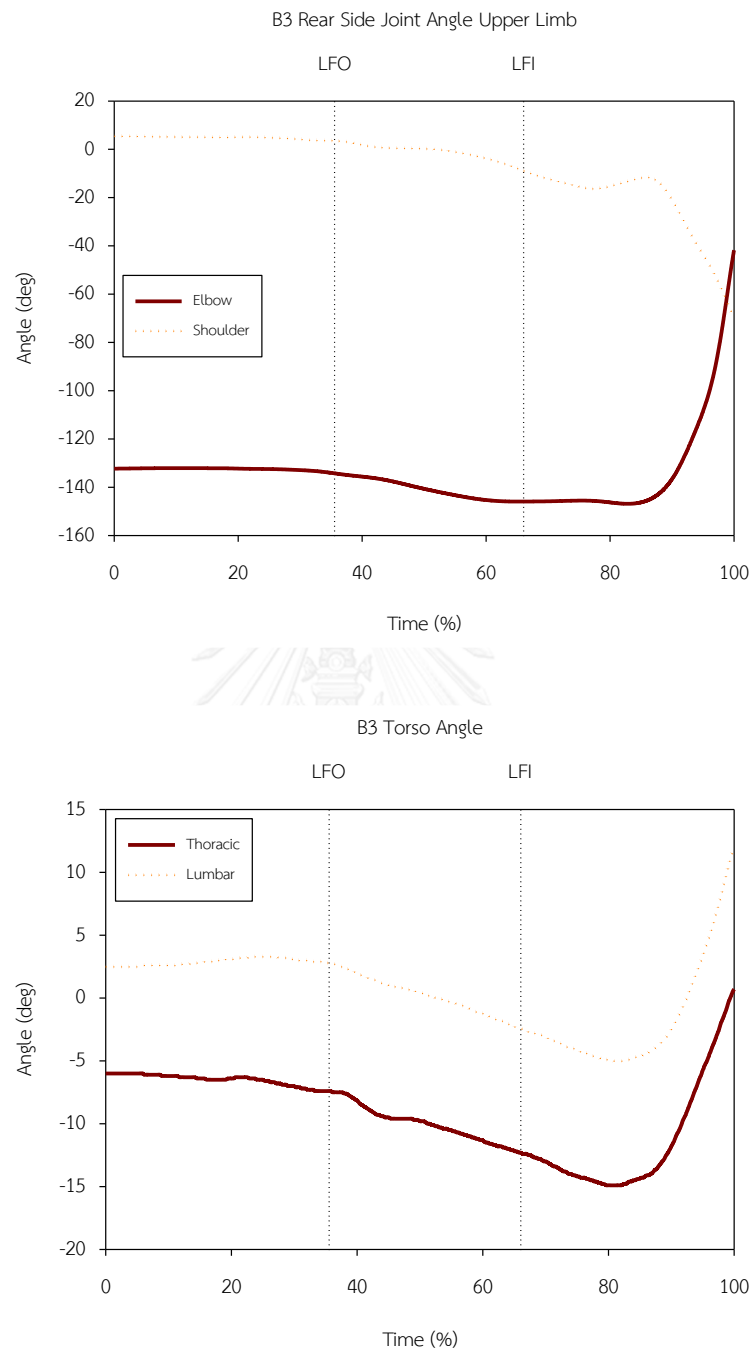
GRF		Force (N/kg)	Time (%)
Lead Foot (Vertical)	Max.	5.83	100.00
	Min.	0.00	22.90
Lead Foot (AP)	Max.	0.40	0.63
	Min.	-2.19	62.49
Rear Foot (Vertical)	Max.	12.54	66.03
	Min.	1.49	100.00
Rear Foot (AP)	Max.	3.80	67.68
	Min.	-0.12	100.00



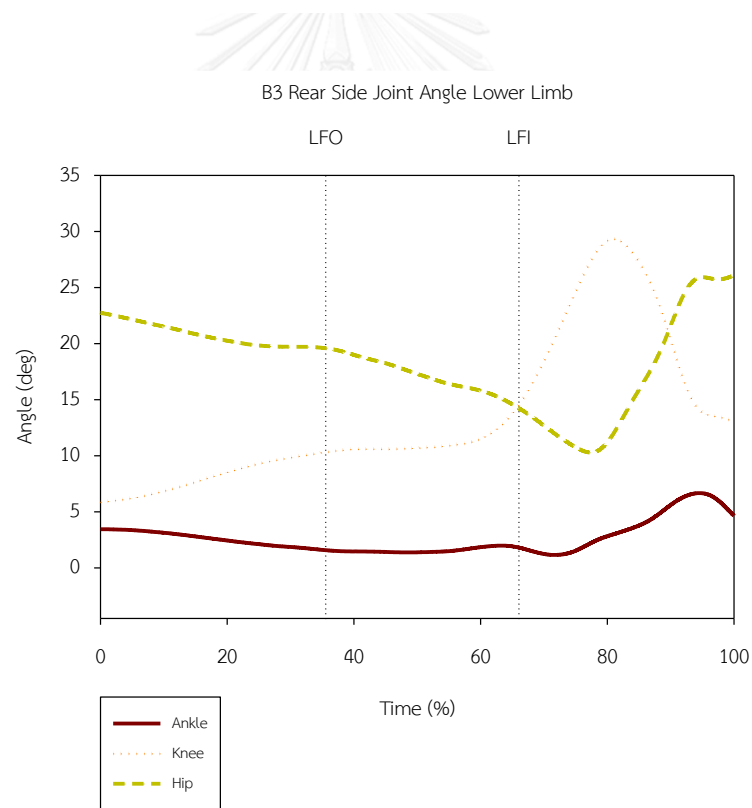
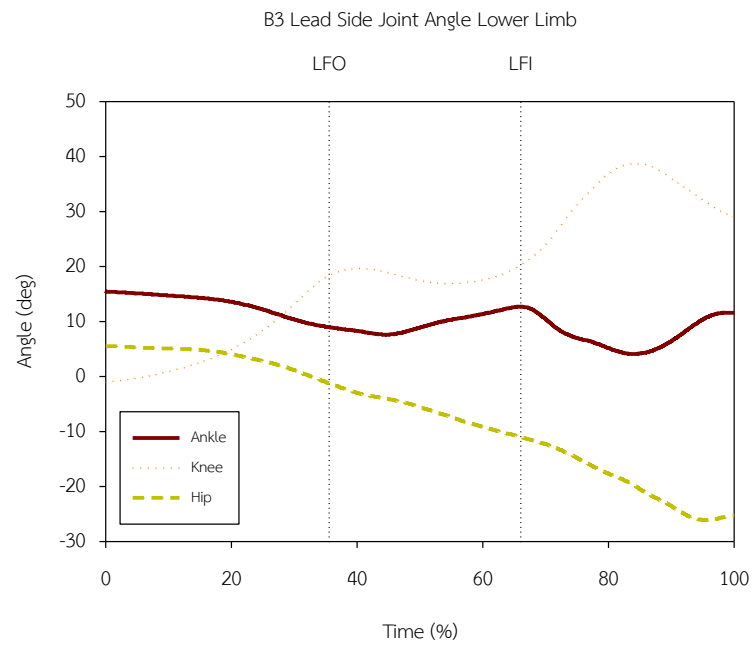
ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 3 (B3)



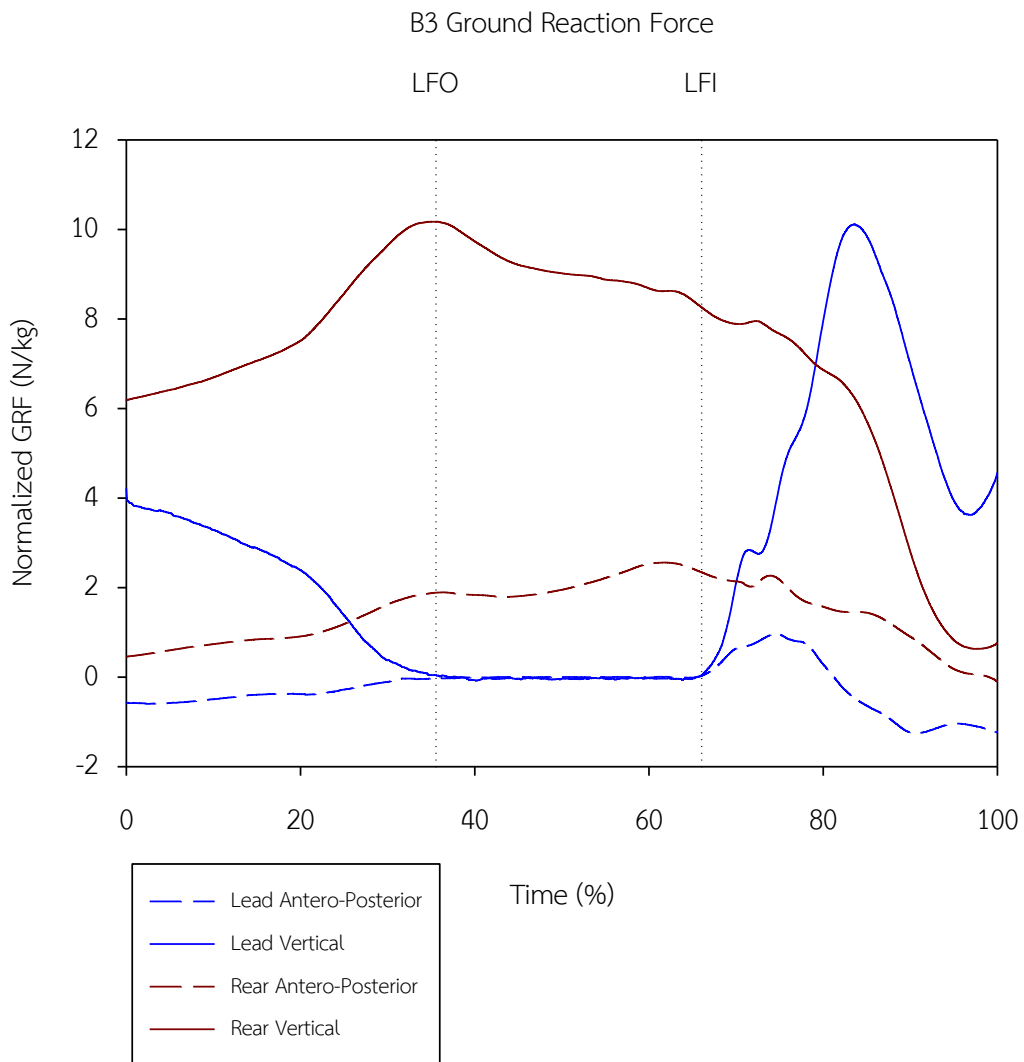
ภาพที่ 34 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B3)



ภาพที่ 35 มุมของข้อศอกและข้อไหล่ในระนาบ Sagittal และมุมของข้อหลังส่วนกลางและข้อหลังส่วนล่างในระนาบ Transverse (B3)



ภาพที่ 36 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก
ของขาน้ำและขาคาม (B3)



ภาพที่ 37 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B3)

จากภาพที่ 34 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 4.81 เมตรต่อวินาที ที่ 95.37 %, 7.54 เมตรต่อวินาที ที่ 96.60 % และ 8.72 เมตรต่อวินาที ที่ 97.22 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ 742.79 องศาต่อวินาที ที่ 94.75 %, 535.99 องศาต่อวินาที ที่ 89.20 % และ 441.68 องศาต่อวินาที ที่ 86.42 %

จากภาพที่ 35 และ 36 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกายข้างตามในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชก ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อลำตัวของร่างกายในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชก แสดงในตารางที่ 13

ตารางที่ 13 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B3)

Joints		Angle (deg)	Time (%)
Elbow	Max.	-41.79	100.00
	Min.	-146.87	82.72
Shoulder	Max.	5.53	0.00
	Min.	-69.73	100.00
Thoracic	Max.	0.73	100.00
	Min.	-14.94	80.86
Lumbar	Max.	12.13	100.00
	Min.	-5.04	81.48
Hip	Max.	26.07	100.00
	Min.	10.29	77.47
Knee	Max.	29.34	80.86
	Min.	5.87	0.00
Ankle	Max.	6.67	94.44
	Min.	1.16	71.60

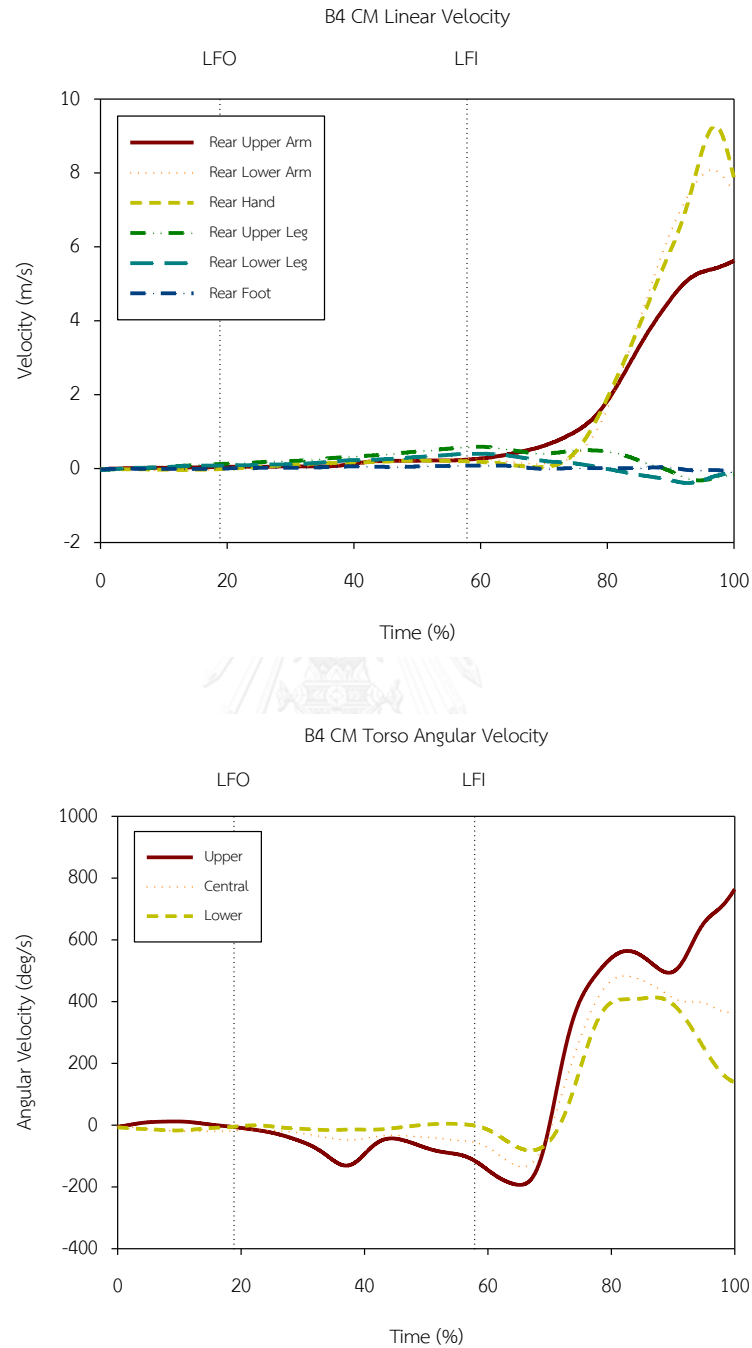
ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 3 มีช่วงกว้างของมุมข้อต่อลำตัวส่วนกลาง (Thoracic) และลำตัวส่วนล่าง (Lumbar) คือ 15.67 องศา และ 17.18 องศา ตามลำดับ

จากภาพที่ 37 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) แสดงในตารางที่ 14

ตารางที่ 14 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B3)

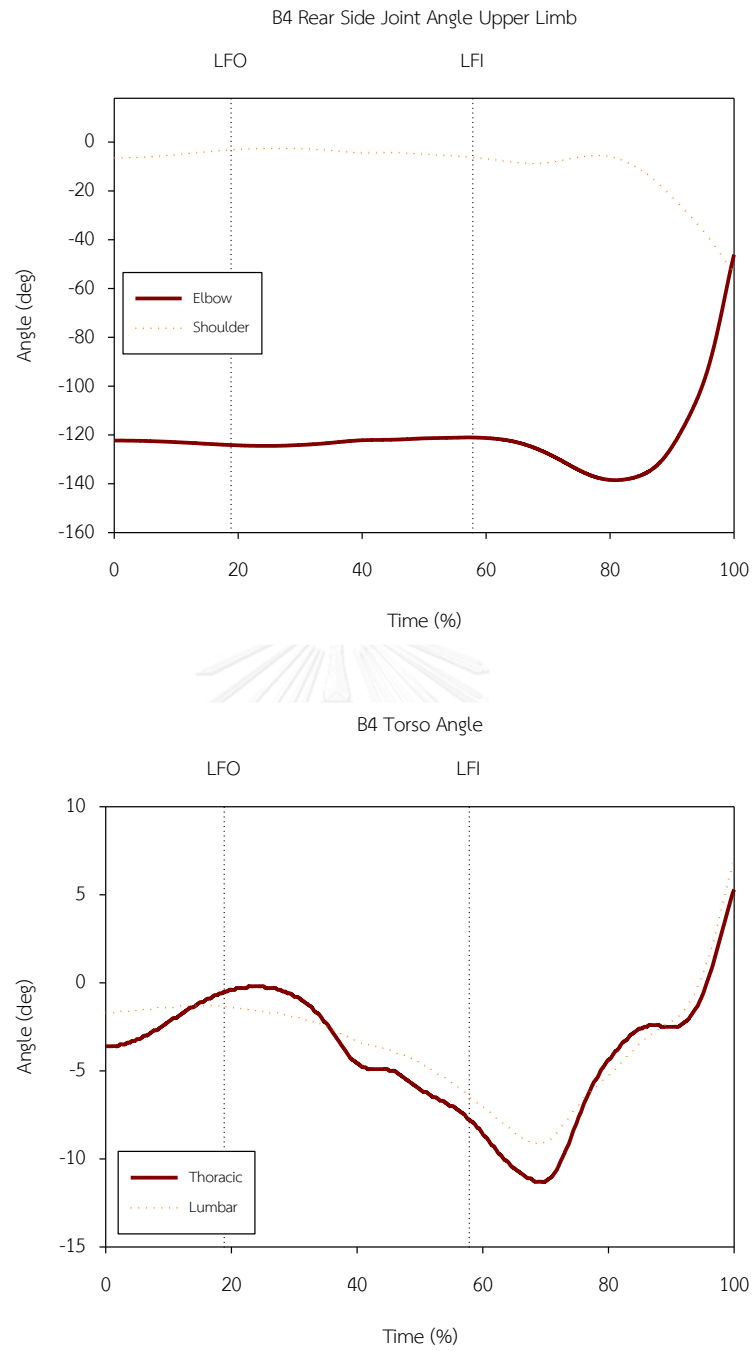
GRF		Force (N/kg)	Time (%)
Lead Foot (Vertical)	Max.	10.11	83.62
	Min.	0.00	35.54
Lead Foot (AP)	Max.	0.97	74.47
	Min.	-1.27	100.00
Rear Foot (Vertical)	Max.	10.17	35.64
	Min.	0.63	97.48
Rear Foot (AP)	Max.	2.56	61.63
	Min.	-0.11	100.00

ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 4 (B4)

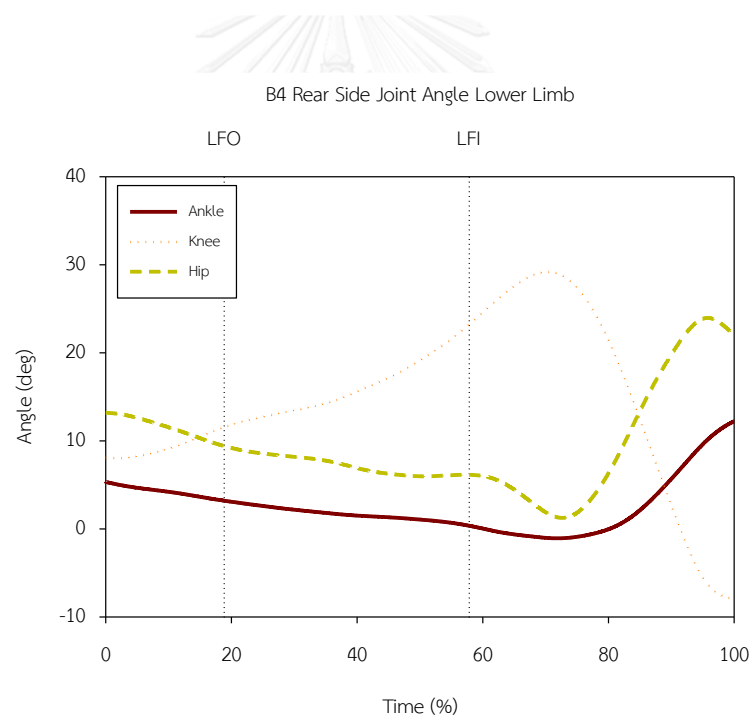
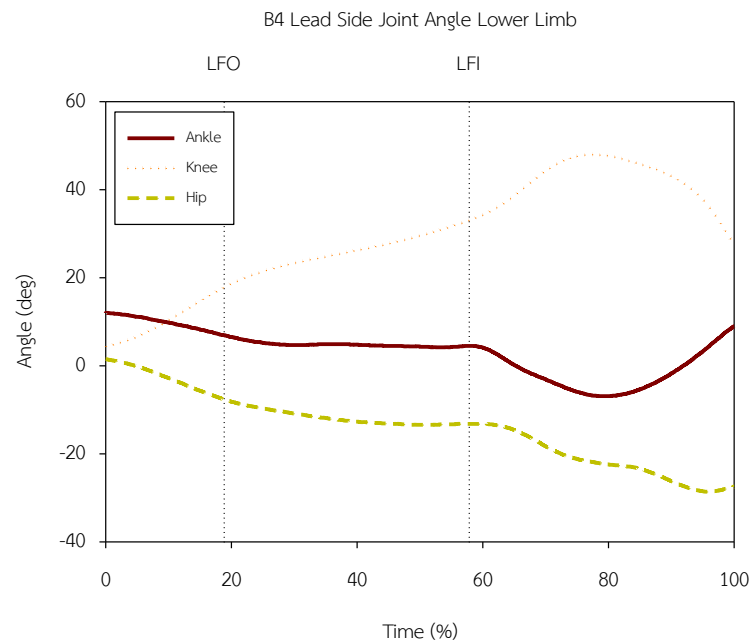


ภาพที่ 38 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal

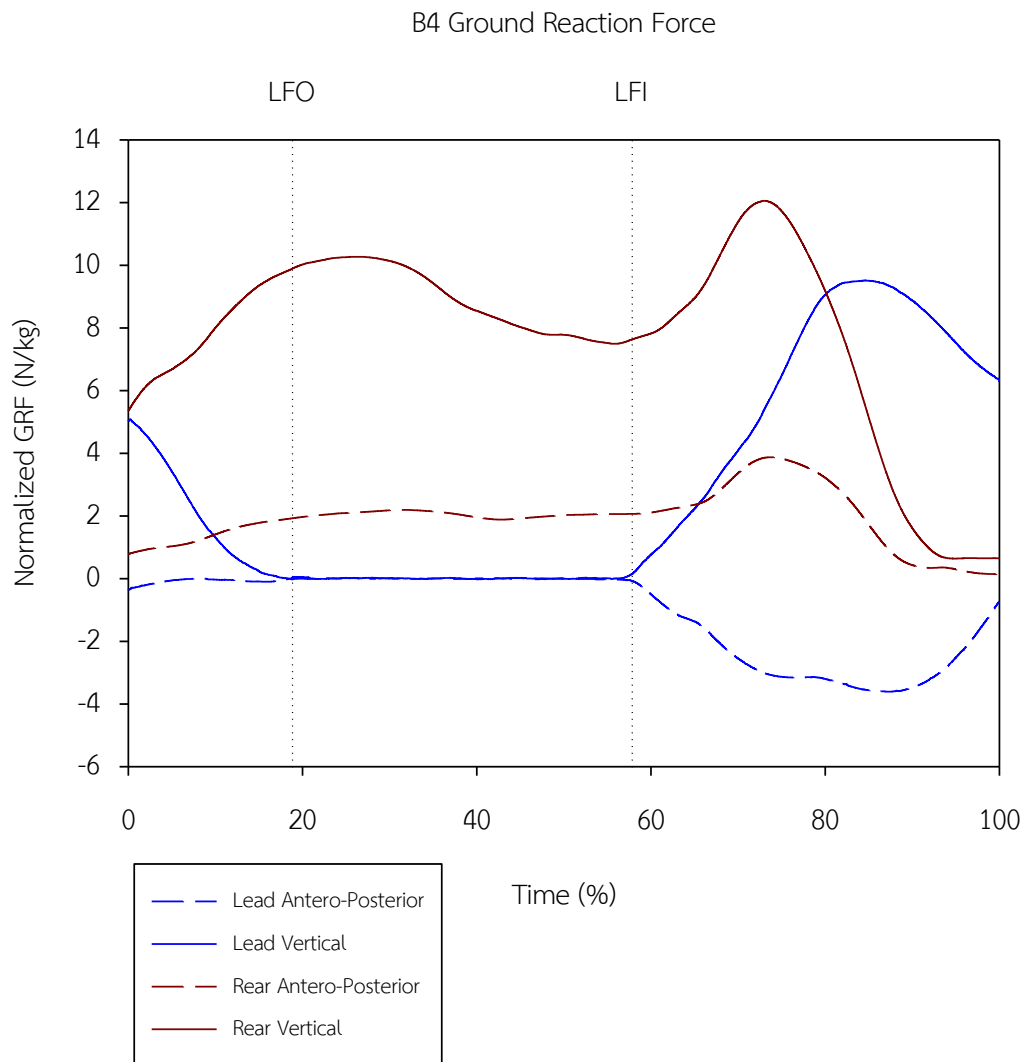
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B4)



ภาพที่ 39 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B4)



ภาพที่ 40 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก
ของขานำและขาตาม (B4)



ภาพที่ 41 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B4)

จากภาพที่ 38 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 5.62 เมตรต่อวินาที ที่ 100.00 %, 8.09 เมตรต่อวินาที ที่ 96.53 % และ 9.27 เมตรต่อวินาที ที่ 96.91 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ 763.47 องศาต่อวินาที ที่ 100.00 %, 483.44 องศาต่อวินาที ที่ 82.24 % และ 413.27 องศาต่อวินาที ที่ 86.87 %

จากภาพที่ 39 และ 40 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกายข้างตามในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชก ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อลำตัวของร่างกายในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชก แสดงในตารางที่ 15

ตารางที่ 15 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B4)

Joints		Angle (deg)	Time (%)
Elbow	Max.	-46.09	100.00
	Min.	-138.51	80.69
Shoulder	Max.	-2.44	25.87
	Min.	-53.23	100.00
Thoracic	Max.	5.33	100.00
	Min.	-11.32	69.11
Lumbar	Max.	7.01	100.00
	Min.	-9.13	68.73
Hip	Max.	23.96	95.75
	Min.	1.25	72.59
Knee	Max.	29.20	70.27
	Min.	0.00	100.00
Ankle	Max.	12.22	100.00
	Min.	-1.07	71.81

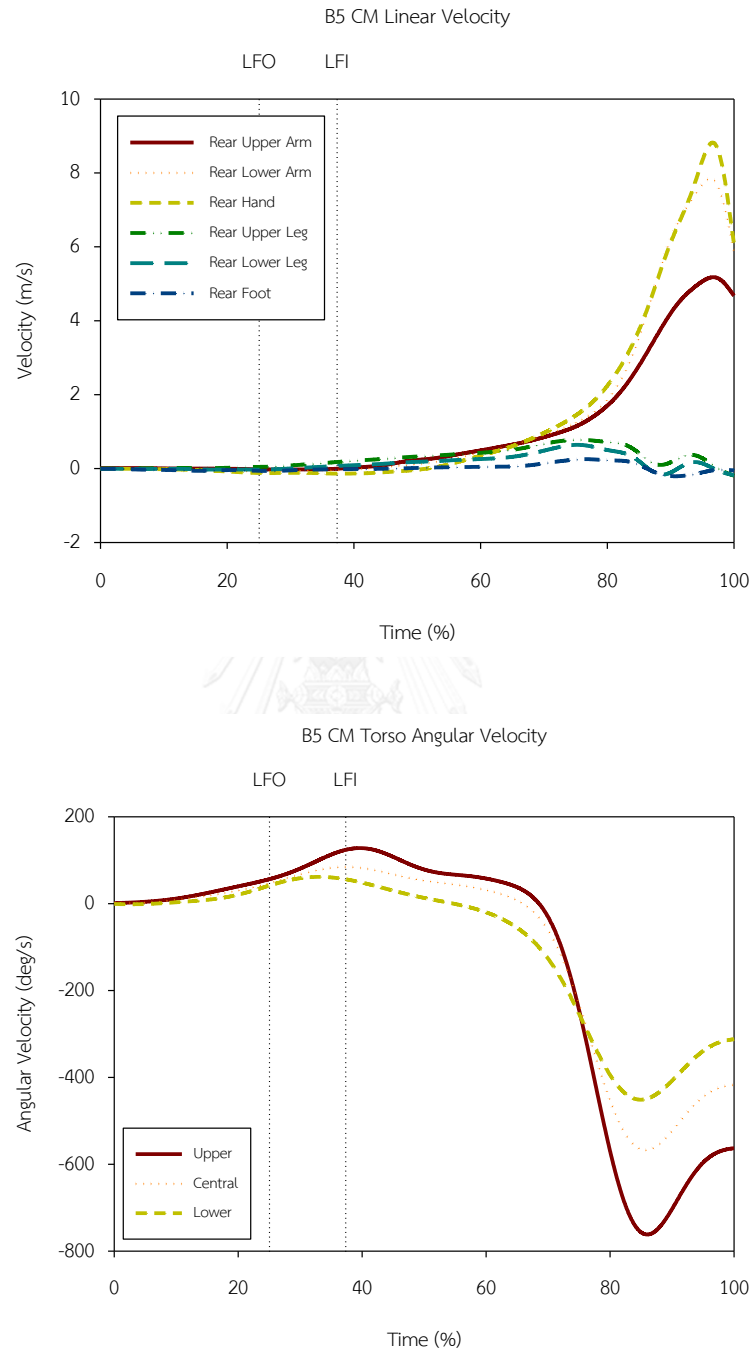
ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 4 มีช่วงกว้างของมุมข้อต่อลำตัวส่วนกลาง (Thoracic) และลำตัวส่วนล่าง (Lumbar) คือ 16.64 องศา และ 16.14 องศา ตามลำดับ

จากภาพที่ 41 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) แสดงในตารางที่ 16

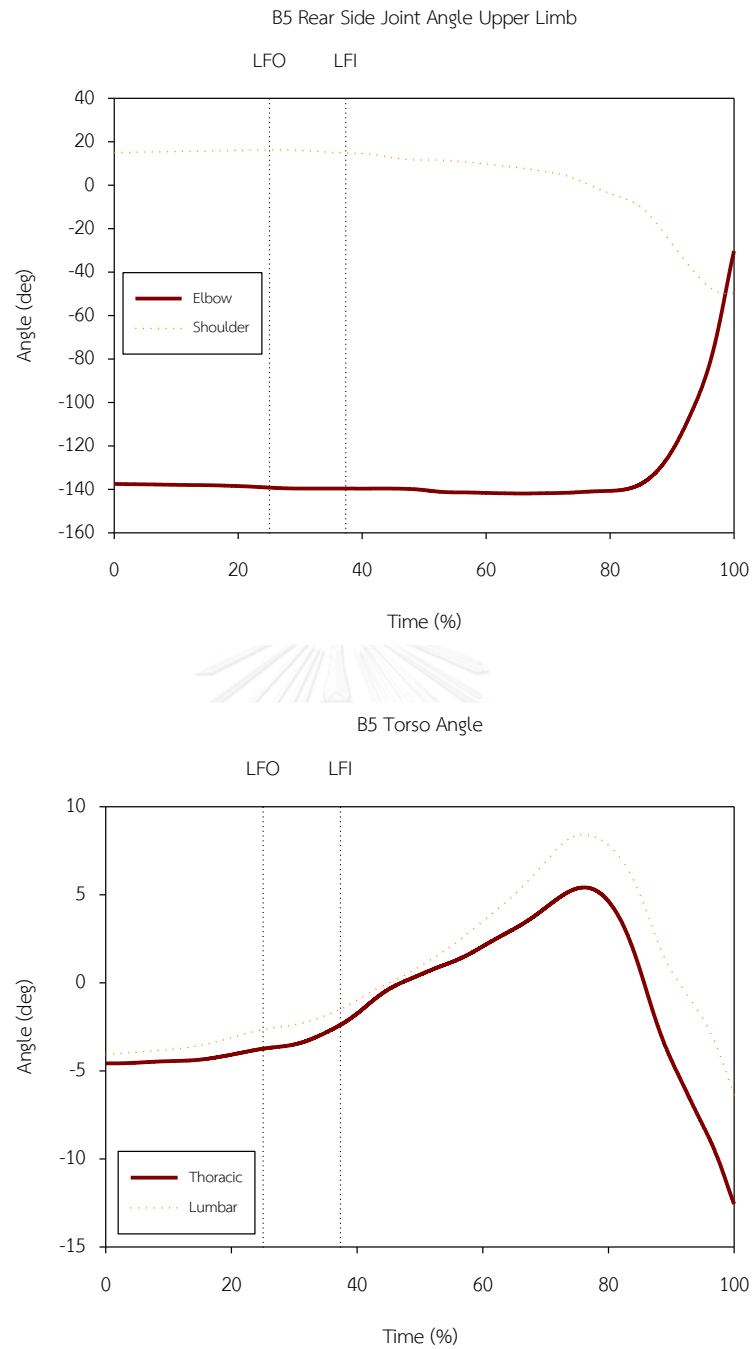
ตารางที่ 16 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขานำและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B4)

GRF		Force (N/kg)	Time (%)
Lead Foot (Vertical)	Max.	9.51	84.34
	Min.	0.00	18.74
Lead Foot (AP)	Max.	0.02	24.65
	Min.	-3.61	87.29
Rear Foot (Vertical)	Max.	12.05	73.04
	Min.	0.64	94.87
Rear Foot (AP)	Max.	3.87	73.81
	Min.	0.14	99.49

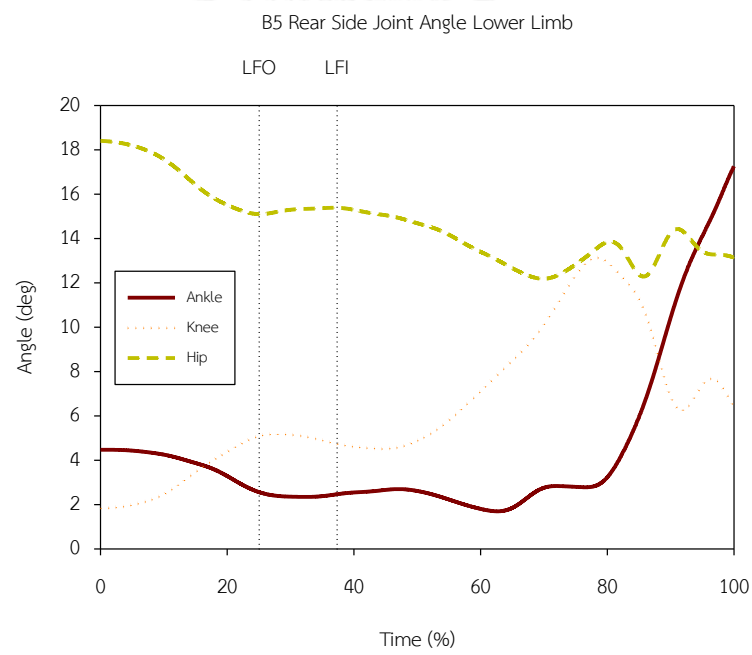
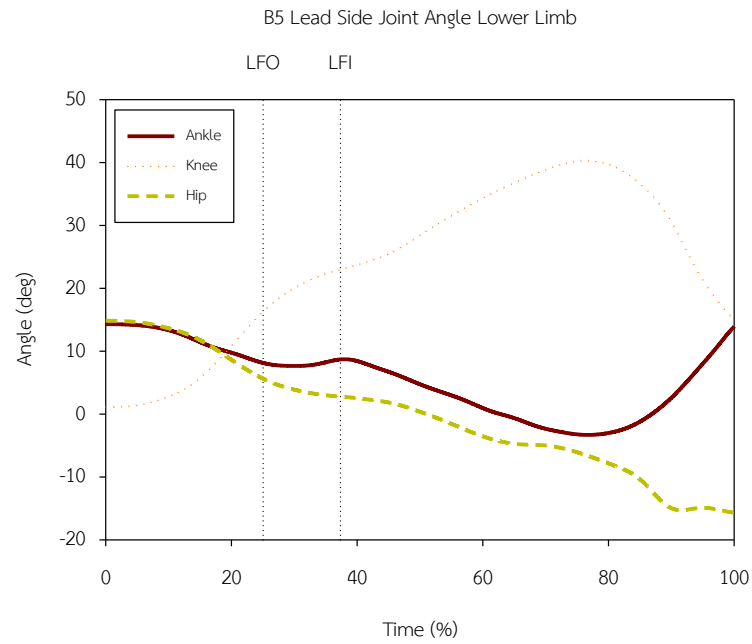
ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5 (B5)



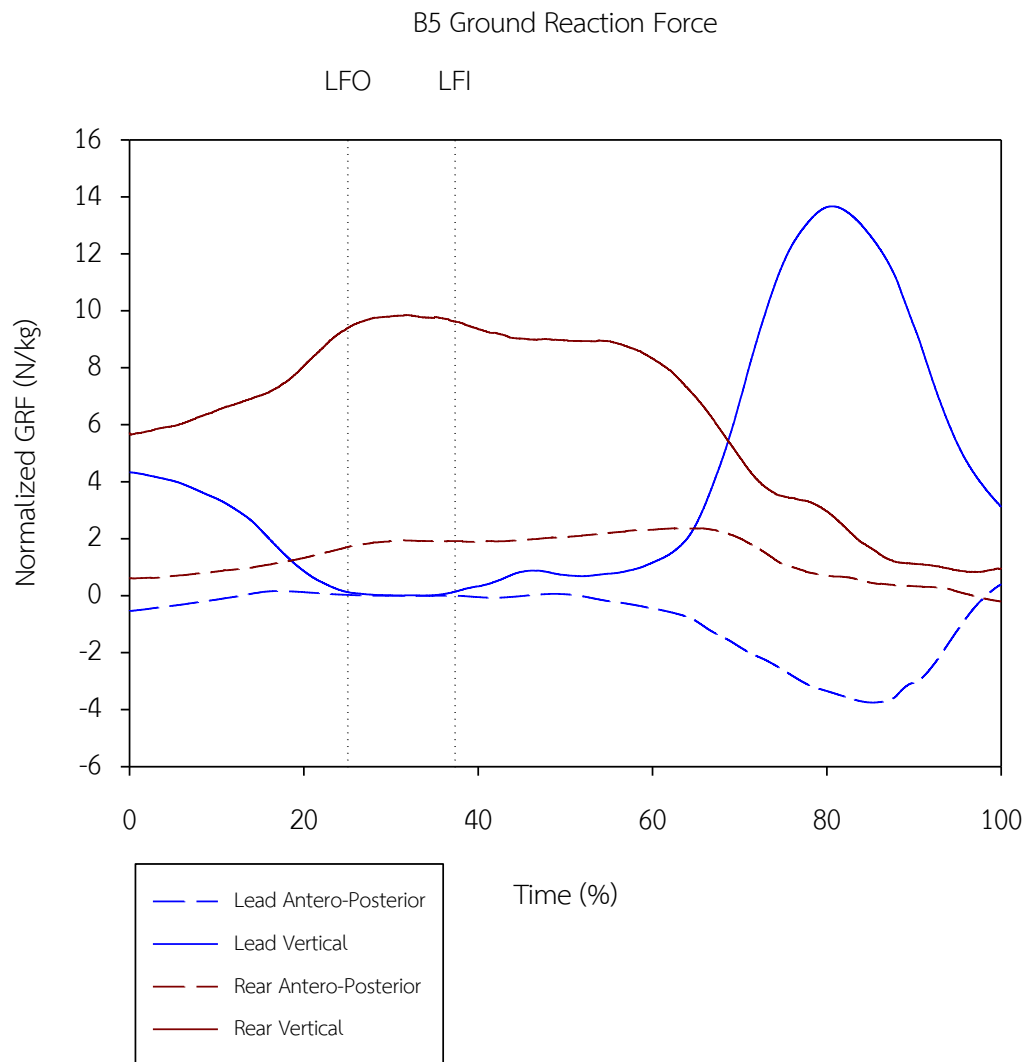
ภาพที่ 42 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B5)



ภาพที่ 43 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse (B5)



ภาพที่ 44 มุมของข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก
ของชาน้ำและชาตาม (B5)



ภาพที่ 45 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง (B5)

จากภาพที่ 42 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 5.18 เมตรต่อวินาที ที่ 96.59 %, 7.85 เมตรต่อวินาที ที่ 96.25 % และ 8.82 เมตรต่อวินาที ที่ 96.59 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ -761.83 องศาต่อวินาที ที่ 86.01 %, -567.24 องศาต่อวินาที ที่ 85.67 % และ -451.45 องศาต่อวินาที ที่ 84.98 %

จากภาพที่ 43 และ 44 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกายข้างตามในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชก ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อลำตัวของร่างกายในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชก แสดงในตารางที่ 17

ตารางที่ 17 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของมุมของข้อต่อของร่างกาย ณ ช่วงเวลาในการชก (B5)

Joints		Angle (deg)	Time (%)
Elbow	Max.	-30.32	100.00
	Min.	-141.91	65.87
Shoulder	Max.	16.32	24.91
	Min.	-49.78	98.63
Thoracic	Max.	5.41	76.11
	Min.	-12.56	100.00
Lumbar	Max.	8.44	76.11
	Min.	-6.36	100.00
Hip	Max.	18.40	0.00
	Min.	12.18	69.97
Knee	Max.	13.13	78.50
	Min.	1.84	0.00
Ankle	Max.	17.25	100.00
	Min.	1.70	62.80

ผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5 มีช่วงกว้างของมุมข้อต่อลำตัวส่วนกลาง (Thoracic) และลำตัวส่วนล่าง (Lumbar) คือ 17.97 องศา และ 14.80 องศา ตามลำดับ

จากภาพที่ 45 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาหน้าและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) แสดงในตารางที่ 18

ตารางที่ 18 ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาหน้าและขาตามในแกนตั้ง (Vertical) และแกนหน้าหลัง (Antero-Posterior) (B5)

GRF		Force (N/kg)	Time (%)
Lead Foot (Vertical)	Max.	13.67	80.59
	Min.	0.00	25.09
Lead Foot (AP)	Max.	0.41	100.00
	Min.	-3.75	85.36
Rear Foot (Vertical)	Max.	9.85	31.90
	Min.	0.83	97.17
Rear Foot (AP)	Max.	2.37	63.34
	Min.	-0.20	99.89

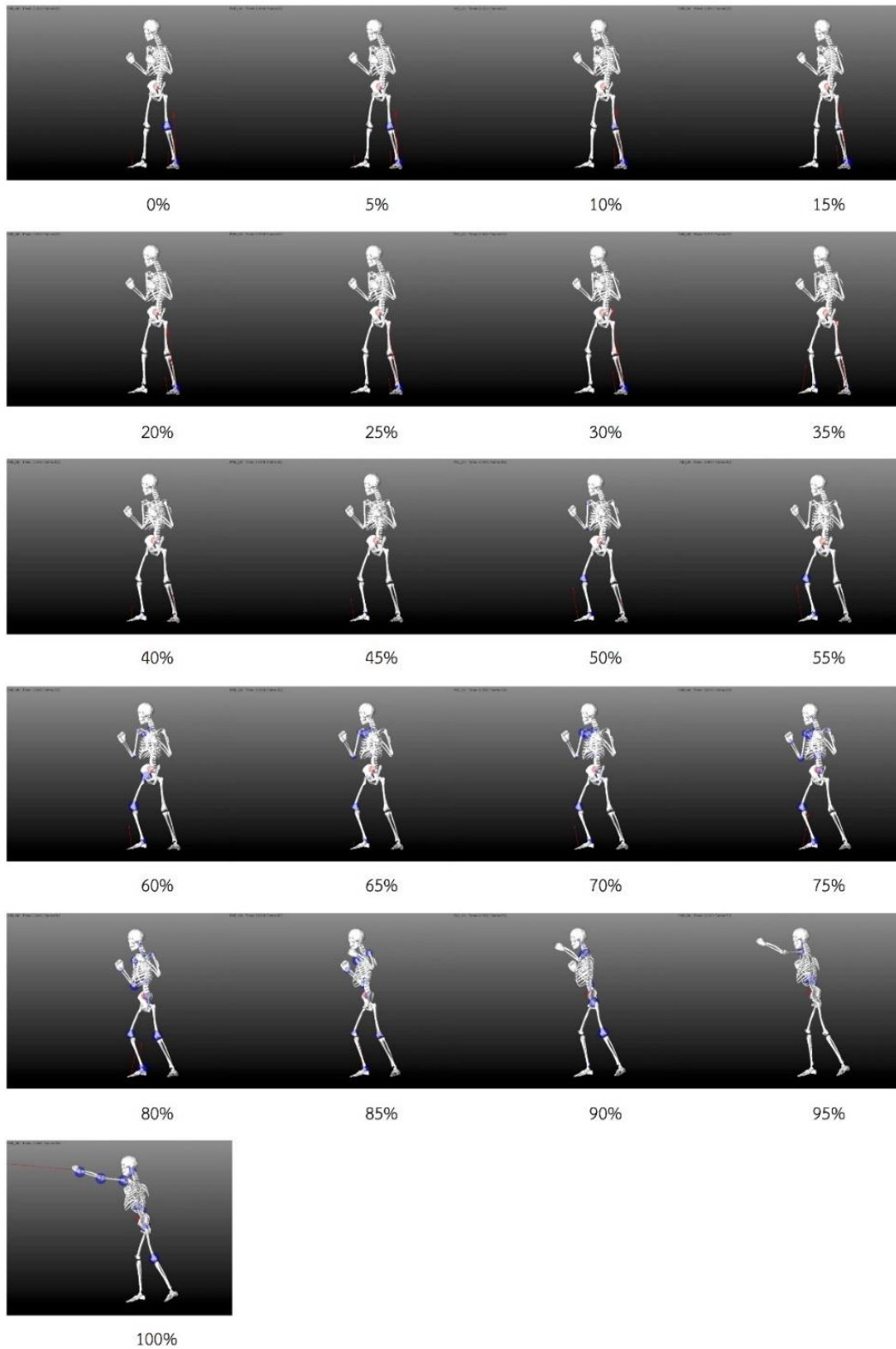
แบบจำลองการชกหมัดตรงที่สร้างขึ้นจากวิธีการจำลองการเคลื่อนไหวแบบพลวัตไปข้างหน้า (Forward-Dynamics Simulation) โดยใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายของชกหมัดตรงที่ได้ความเร่งสูงสุดของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวจากผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5

เนื่องจากผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5 สามารถสร้างความเร่งของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวได้สูงที่สุดในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน ผู้วิจัยจึงนำข้อมูลการชกในหมัดที่สร้างความเร่งของเป้าหลังหมัดกระทบต่อน้ำหนักตัวได้สูงที่สุดของผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5 มาสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหวด้วยวิธีพลวัตไปข้างหน้า แล้วรายงานผลในหัวข้อดังต่อไปนี้

1. ภาพการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาของการชกที่แบ่งเป็น 100%
2. ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลในส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย
3. แรงปฏิกิริยาจากพื้น
4. มุมและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อต่อ
5. แรงและความยาวของกล้ามเนื้อ

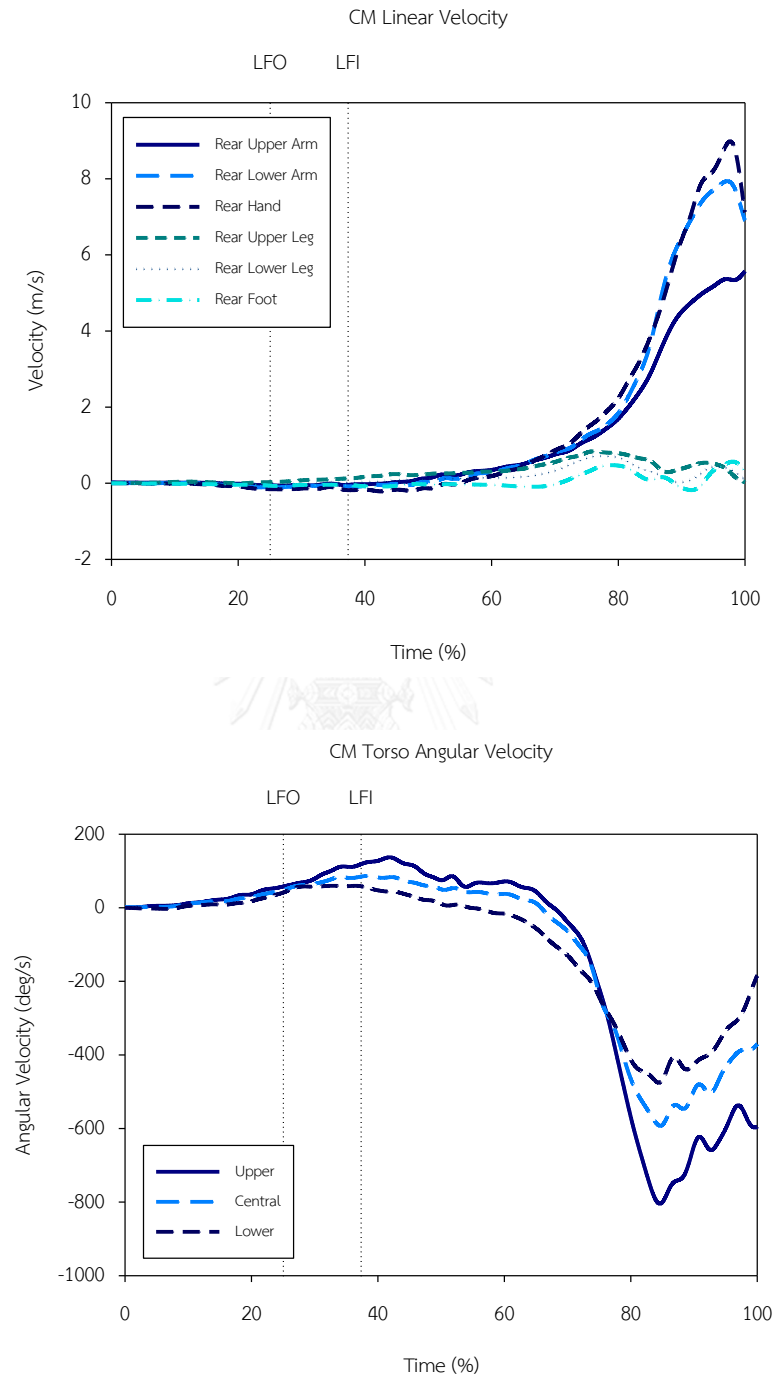


ภาพการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาของการชกที่แบ่งเป็น 100%



ภาพที่ 46 ภาพการเคลื่อนไหวในการชกหมัดตรงจากข้อมูลที่จำลองขึ้น

ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลในส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย



ภาพที่ 47 ความเร็วเชิงเส้นในระนาบ Sagittal
และความเร็วเชิงมุมในระนาบ Transverse

จากภาพที่ 47 ความเร็วเชิงเส้นสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Sagittal ณ ช่วงเวลาในการชกของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด คือ 5.57 เมตรต่อวินาที (+7.60 %) ที่ 100.00 %, 7.94 เมตรต่อวินาที (+1.08 %) ที่ 97.27 % และ 8.98 เมตรต่อวินาที (+1.84 %) ที่ 97.61 % ตามลำดับ ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลในระนาบ Transverse ณ ช่วงเวลาในการชกของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนกลาง และลำตัวส่วนล่าง คือ -804.48 องศาต่อวินาที (+5.60 %) ที่ 84.64 %, -592.91 องศาต่อวินาที (+4.52 %) ที่ 84.64 % และ -457.72 องศาต่อวินาที (+5.37 %) ที่ 84.47 %

ความเร็ว ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า (ที่เวลา 100 %) คือ 7.11 เมตรต่อวินาที ซึ่งเพิ่มขึ้นจากเดิม 16.59 % (ความเร็ว ณ จุดที่หมัดกระทบเป้าจากการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ คือ 6.10 เมตรต่อวินาที)

แรงปะทะ คือ 1861 นิวตัน ซึ่งเพิ่มขึ้นจากเดิม 32.27 % (แรงปะทะจากการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ คือ 1407 นิวตัน)

การวิเคราะห์ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลในส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

ช่วงที่ 1 ตั้งแต่เวลา 0 จนถึง 20.94 %

ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของแขนและขาในช่วงนี้ยังไม่เกิน 0.10 เมตรต่อวินาที แต่ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของทั้งลำตัวส่วนบน ส่วนกลาง และส่วนล่าง มีค่าเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ จาก 0 องศาต่อวินาที จนถึง 58.71, 46.45 และ 36.43 องศา/วินาที ตามลำดับ

ช่วงที่ 2 ตั้งแต่เวลา 20.94 จนถึง 30.94 %

ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของแขนและขาในช่วงนี้ยังไม่เกิน 0.10 เมตรต่อวินาที แต่ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของทั้งลำตัวส่วนบน และส่วนกลาง มีค่าเพิ่มขึ้นต่อเนื่องจากช่วงที่ 1 ในขณะที่ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของลำตัวส่วนล่างถึงจุดสูงสุดที่เวลา 28.18 % มีความเร็ว 59.77 องศา/วินาที จากนั้นจึงค่อยๆ ลดลง

ช่วงที่ 3 ตั้งแต่เวลา 30.94 จนถึง 100 %

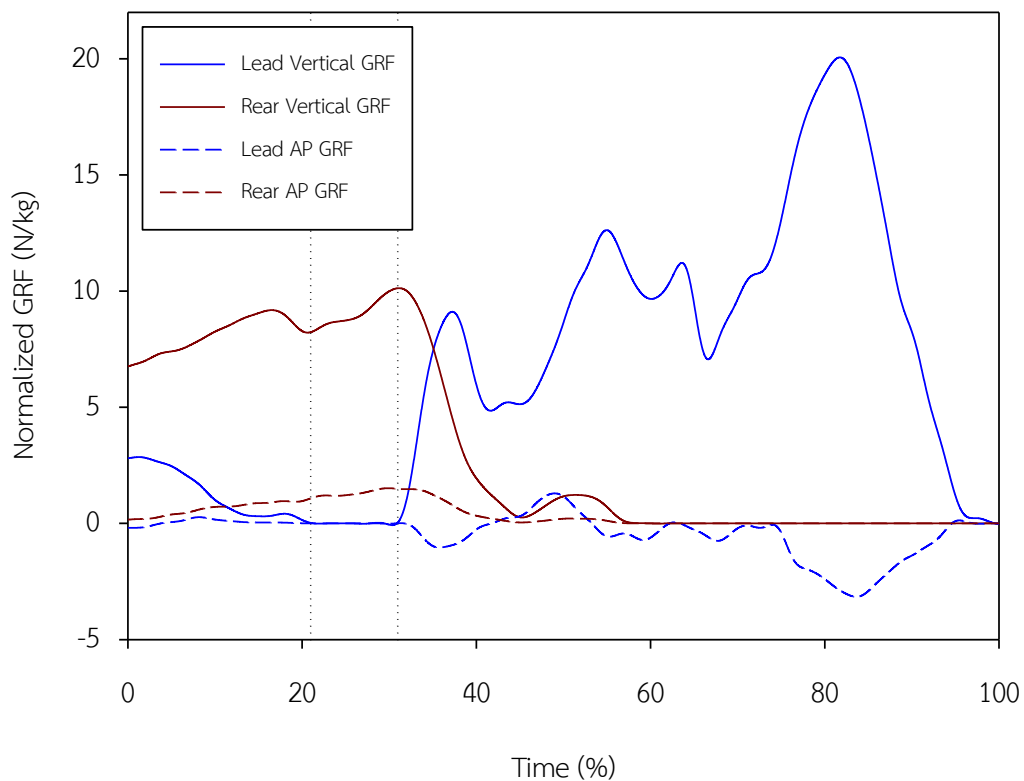
ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของแขนและขาเริ่มเพิ่มขึ้นตั้งแต่ที่เวลา 66.00 % โดยความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของแขนส่วนบนมีค่าสูงสุด 5.57 เมตรต่อวินาที ที่เวลา 100 % ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของแขนส่วนล่าง มีค่าสูงสุด 7.94 เมตรต่อวินาที ที่เวลา 97.27 % ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงเส้นของจุดศูนย์กลาง

มวลของมีอมีค่าสูงสุด 8.98 เมตรต่อวินาที ที่เวลา 97.61 % แล้วลดลงเหลือ 7.11 เมตรต่อวินาที ที่เวลา 100 % ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของทั้งลำตัวส่วนบนเพิ่มขึ้นไปจนถึง 139.66 องศา/วินาที ที่เวลา 41.98 % แล้วลดลงเป็น 0 องศา/วินาที ที่เวลา 67.86 % จากนั้นเพิ่มความเร็วจนถึง - 804.48 องศา/วินาที ที่เวลา 84.64 % แล้วลดลงเหลือ - 599.89 องศา/วินาที ที่เวลา 100 % ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของทั้งลำตัวส่วนกลางเพิ่มขึ้นไปจนถึง 88.57 องศา/วินาที ที่เวลา 37.84 % แล้วลดลงเป็น 0 องศา/วินาที ที่เวลา 65.66 % จากนั้นเพิ่มความเร็วจนถึง - 592.91 องศา/วินาที ที่เวลา 84.64 % แล้วลดลงเหลือ - 374.97 องศา/วินาที ที่เวลา 100 % ความเร็วในการเคลื่อนที่เชิงมุมของจุดศูนย์กลางมวลของทั้งลำตัวส่วนล่างลดลงเป็น 0 องศา/วินาที ที่เวลา 54.78 % จากนั้นเพิ่มความเร็วจนถึง - 475.72 องศา/วินาที ที่เวลา 84.47 % แล้วลดลงเหลือ - 192.91 องศา/วินาที ที่เวลา 100 %

แรงปฏิกิริยาจากพื้น

Ground Reaction Force of Lead and Rear Legs

LFO LFI



ภาพที่ 48 แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง และแนวหน้า-หลัง

การวิเคราะห์แรงปฏิกิริยาจากพื้น

ช่วงที่ 1 ตั้งแต่เวลา 0 จนถึง 20.94 %

แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของขานำลดลงจาก 2.88 นิวตัน/กิโลกรัม จนเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย ในขณะที่ขาตามนั้น แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งเพิ่มขึ้นจนถึง 9.21 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 16.54 % ก่อนที่จะลดลงไปเหลือ 8.20 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าหลังค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนถึง 1.09 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย

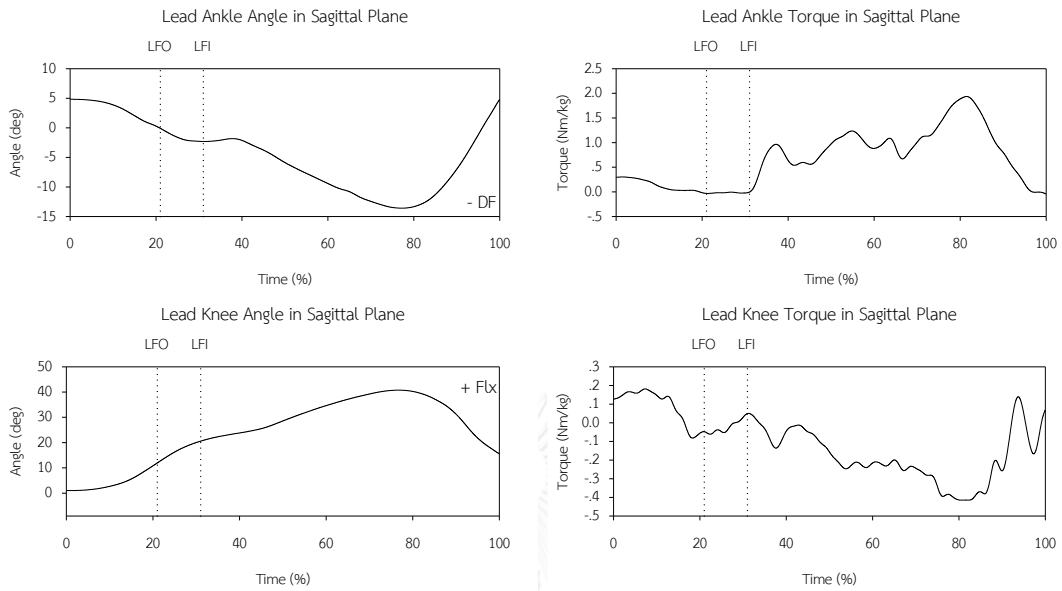
ช่วงที่ 2 ตั้งแต่เวลา 20.94 จนถึง 30.94 %

แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของขานำเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ตลอดช่วง ในขณะที่ขาตามนั้น แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งเพิ่มขึ้นจนถึง 10.14 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าหลังค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนถึง 1.57 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย

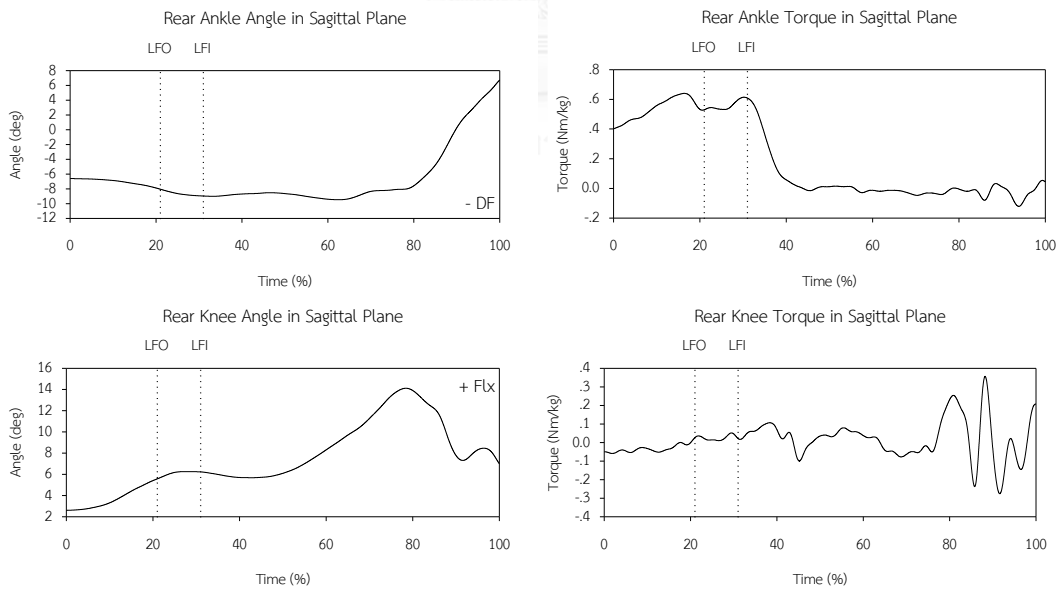
ช่วงที่ 3 ตั้งแต่เวลา 30.94 จนถึง 100 %

แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งของขานำเพิ่มขึ้นเป็น 9.07 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 37.44 % จากนั้นลดลงแล้วเพิ่มขึ้นเป็น 12.60 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 54.90 % จากนั้นลดลงอีกครั้งแล้วเพิ่มขึ้นเป็น 20.06 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 81.74 % แล้วลดลงเหลือ 0.26 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 96.56 % และแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าหลังเพิ่มขึ้นจนถึง - 1.04 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 36.06 % แล้วลดลงเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 42.84 % จากนั้นเพิ่มขึ้นอีกครั้งที่เวลา 74.22 % จนมีค่าสูงสุดที่ - 3.16 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 83.62 % แล้วลดลงเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 94.80 % ในขณะที่ขาตามนั้น แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้งลดลงจนเป็น 0 .26 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 45.10 %

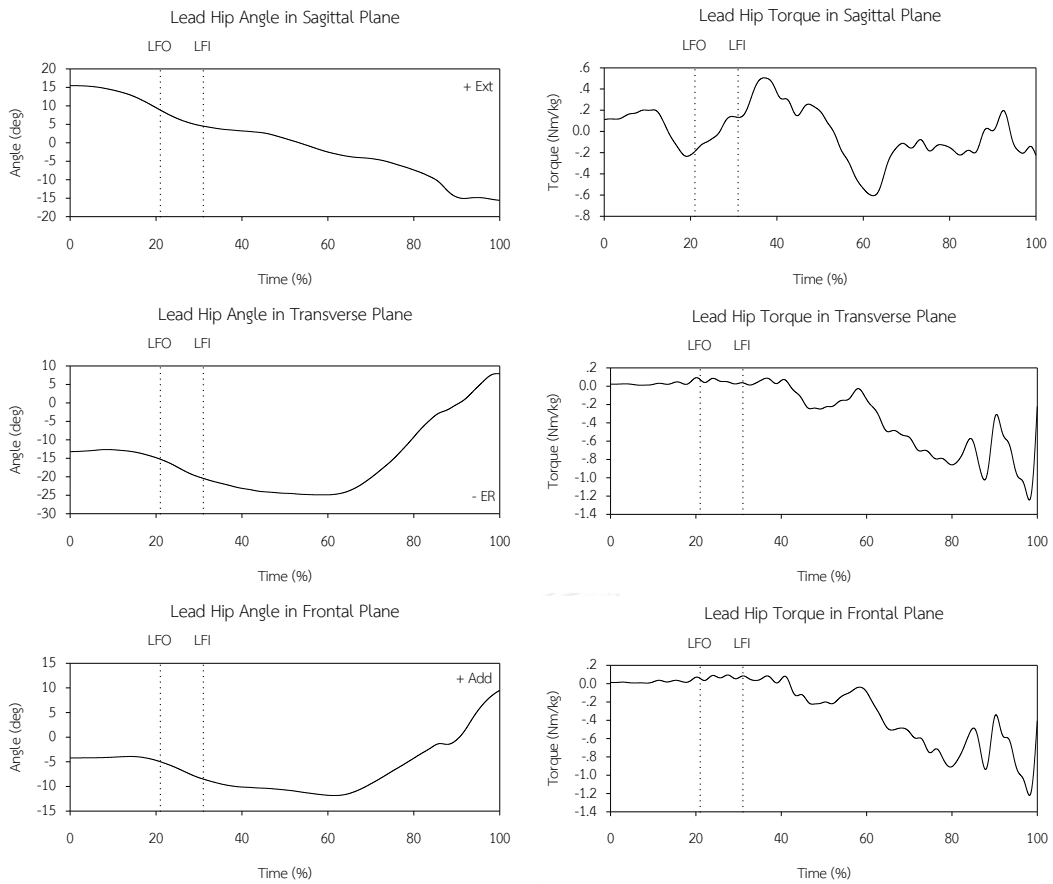
มุมและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อต่อ



ภาพที่ 49 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อเท้าและข้อเข่าขาหน้าในระนาบ Sagittal

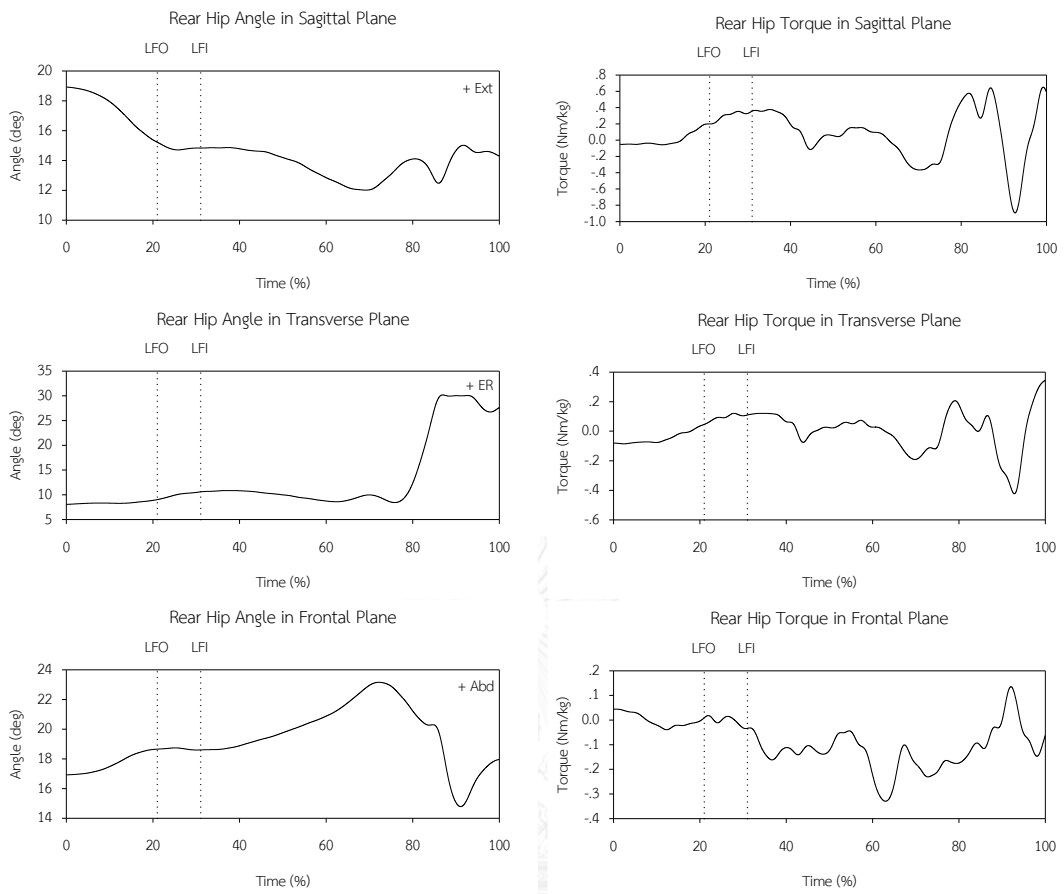


ภาพที่ 50 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อเท้าและข้อเข่าขาตามในระนาบ Sagittal

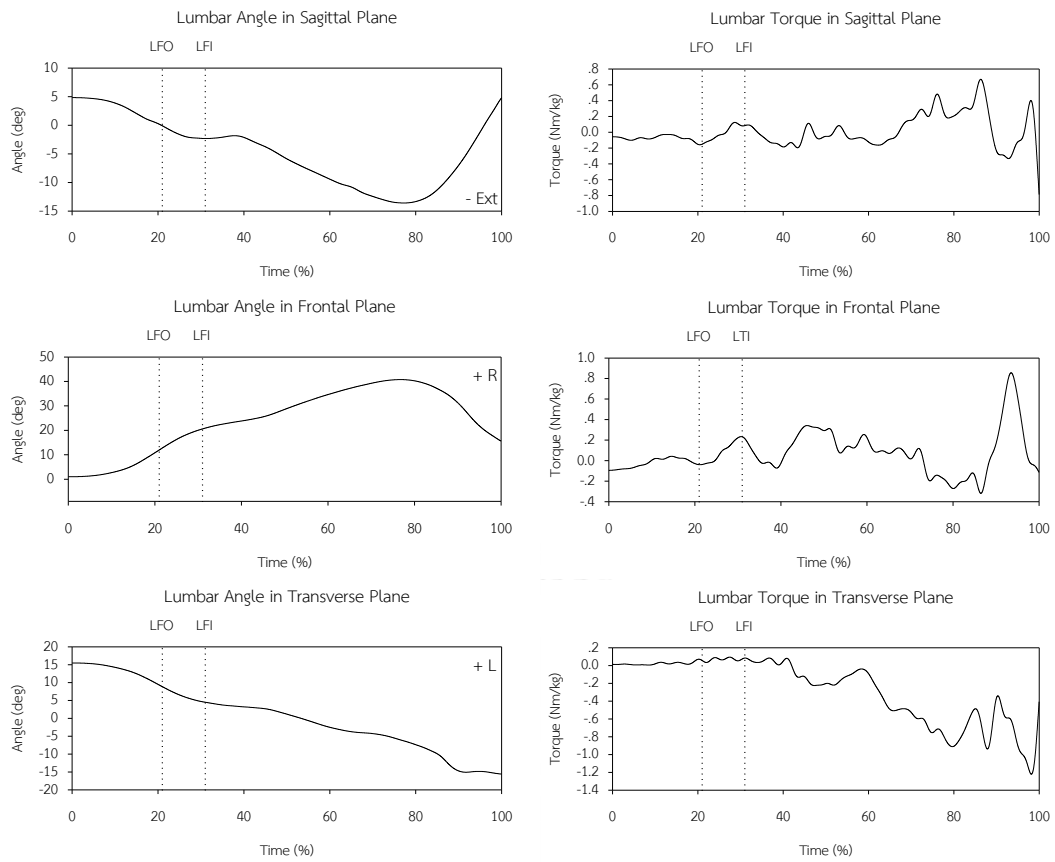


ภาพที่ 51 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อสะโพกขานำ

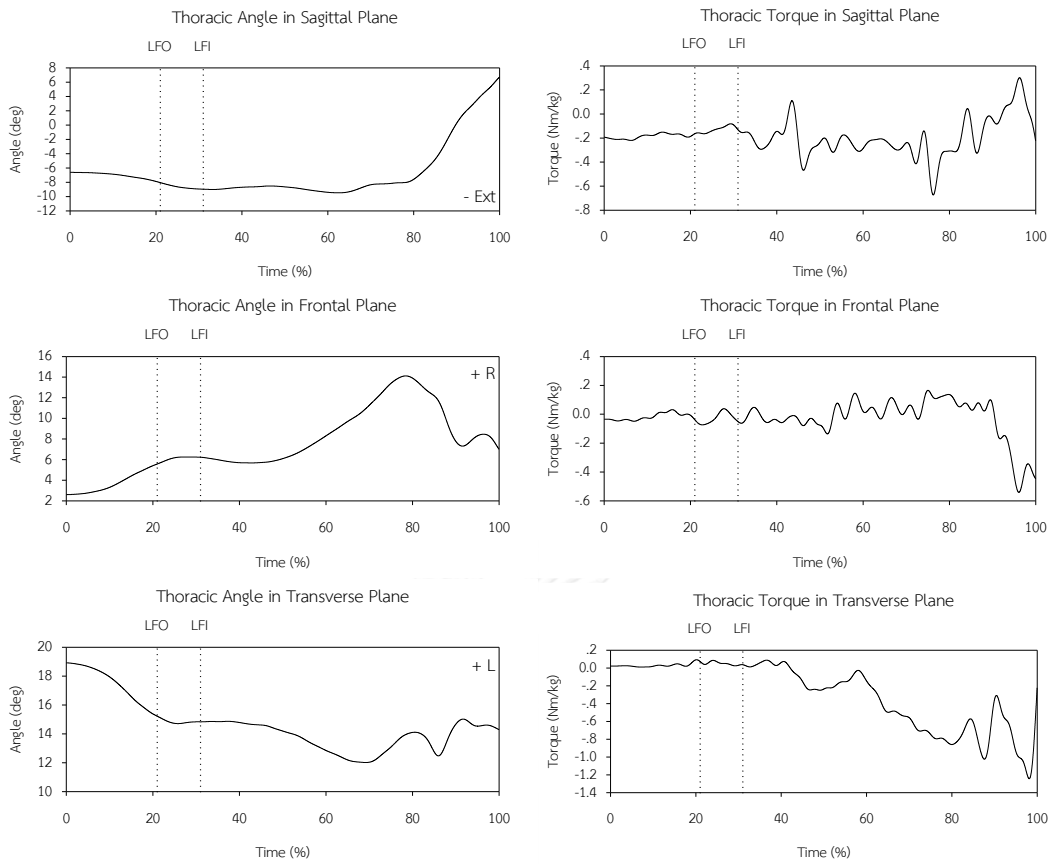




ภาพที่ 52 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อสะโพกขาตาม

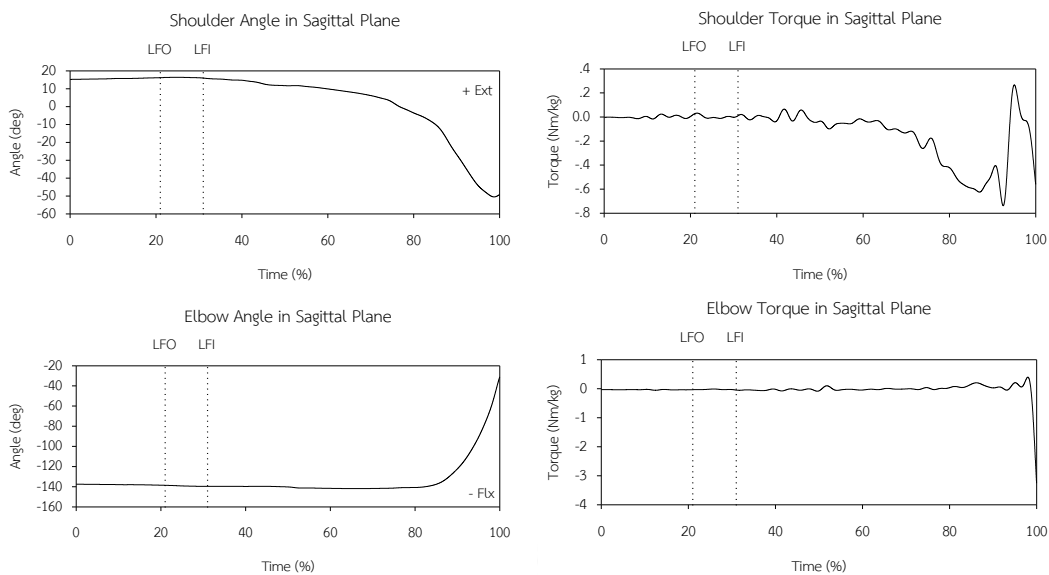


ภาพที่ 53 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อสันหลังส่วน Lumbar



ภาพที่ 54 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อสันหลังส่วน Thoracic





ภาพที่ 55 องศาและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อไหล่และข้อศอกในระนาบ Sagittal

การวิเคราะห์มุมและแรงบิดข้อเคลื่อนของข้อต่อ

ช่วงที่ 1 ตั้งแต่เวลา 0 จนถึง 20.94 %

ในช่วงที่ 1 นี้เป็นช่วงที่มีการถ่ายน้ำหนักไปทางด้านหลัง หรือถ่ายน้ำหนักไปยังขาตาม โดยที่นักมวยจะมีการย่อตัวลง ซึ่งเกิดจาก ข้อเท้ามีการกระดกขึ้น ข้อเข่า ข้อสะโพกมีการงอ 4.65, 11.15 และ 6.80 องศา ตามลำดับในขาน้ำ และ 1.48, 2.91 และ 3.70 องศา ตามลำดับในขาตาม ในส่วนของลำตัวนั้น ข้อสันหลังส่วนเอวมีการหมุนในแนวระนาบไปทางข้างของขาตาม 6.40 องศา มีการเหยียดออก 5.13 องศา และเอียงไปทางด้านขาน้ำ 10.51 องศา ข้อสันหลังส่วนอกมีการหมุนในแนวระนาบไปทางด้านขาตาม 3.65 องศา มีการเหยียดออก 1.78 องศา และเอียงไปทางด้านขาน้ำ 2.87 องศา

แรงบิดของข้อต่อขาน้ำ เริ่มจากข้อเท้า แรงบิดเปลี่ยนแปลงจาก 0.3 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการกระดกข้อเท้าขึ้น แรงบิดของข้อเข่าเปลี่ยนแปลงจาก 0.18 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 7.47 % เป็น -0.05 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดเข่า แรงบิดของข้อสะโพกเปลี่ยนแปลงจาก 0.20 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่ 12.13 % เป็น -0.21 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอสะโพก แรงบิดของข้อต่อขาตาม เริ่มจากข้อเท้า แรงบิดเปลี่ยนแปลงจาก 0.41 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.53 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางกระดกข้อเท้าลง แรงบิดของข้อเข่าเปลี่ยนแปลงจาก -0.05 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.02 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอเข่า แรงบิดของข้อสะโพกเปลี่ยนแปลงจาก -0.04 นิวตันเมตร/กิโลกรัม

เป็น 0.19 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดสะโพก แรงบิดของข้อสันหลังส่วนเอว และ ส่วนอกมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย

ช่วงที่ 2 ตั้งแต่เวลา 20.94 จนถึง 30.94 %

ในช่วงที่ 2 เป็นช่วงที่ให้น้ำลดยขึ้นจากพื้น แล้วถ่ายน้ำหนักไปยังขาตามอย่างเต็มที่ เป็น ช่วงเวลาที่สั้นที่สุดเพียง 10 % ของช่วงเวลาในการชก หรือเพียง 58.60 มิลลิวินาที ตามเวลาจริง มุม ของขานำมีการเปลี่ยนแปลงดังนี้ ข้อเท้ามีการกระดกขึ้นอีก 2.43 องศา ข้อเข่ามีการงอเพิ่มขึ้นอีก 8.32 องศา ข้อสะโพกมีการงอ หมุนออกด้านนอก และหุบเข้า 4.08, 5.44 และ 3.57 องศา มุมของ ขาตาม ข้อเท้ามีการกระดกขึ้นเพิ่มอีก 0.80 องศา ข้อเข่ามีการงอเพิ่มขึ้นอีก 0.51 องศา และข้อ สะโพกมีการงอเพิ่มขึ้นอีก 0.42 องศา ในส่วนของลำตัวนั้น ข้อสันหลังส่วนเอวมีการหมุนในแนว ระนาบไปทางข้างของขาตาม 4.64 องศา มีการเหยียดออก 2.45 องศา และเอียงไปทางด้านขานำ 8.37 องศา ข้อสันหลังส่วนอกมีการหมุนในแนวระนาบไปทางด้านขาตาม 0.44 องศา มีการเหยียด ออก 0.90 องศา และเอียงไปทางด้านขานำ 0.68 องศา

แรงบิดของข้อต่อขานำ เริ่มจากข้อเท้า แรงบิดไม่มีการเปลี่ยนแปลง แรงบิดของข้อเข่า เปลี่ยนแปลงจาก - 0.05 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.05 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอ เข่า แรงบิดของข้อสะโพกเปลี่ยนแปลงจาก - 0.21 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.14 นิวตันเมตร/ กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดสะโพก แรงบิดของข้อต่อขาตาม เริ่มจากข้อเท้า แรงบิด เปลี่ยนแปลงจาก 0.53 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.60 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางกระดกข้อเท้า ลง แรงบิดของข้อเข่าไม่มีการเปลี่ยนแปลง แรงบิดของข้อสะโพกเปลี่ยนแปลงจาก 0.19 นิวตันเมตร/ กิโลกรัม เป็น 0.35 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดสะโพก แรงบิดของข้อสันหลังส่วน เอว เปลี่ยนแปลงจาก - 0.16 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.09 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอตัว และเปลี่ยนแปลงจาก - 0.04 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.24 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเอียงตัว ไปข้างนำ และแรงบิดของข้อสันหลังส่วนอกมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย

ช่วงที่ 3 ตั้งแต่เวลา 30.94 จนถึง 100 %

ช่วงที่ 3 เป็นช่วงสุดท้ายของการชกหมัดตรง ซึ่งเป็นช่วงที่มีเวลานานถึง 69.06 % ของ ช่วงเวลาในการชก หรือ 404.69 มิลลิวินาที ตามเวลาจริง หลังจากการถ่ายน้ำหนักไปด้านหลังในช่วง ที่ 2 แล้ว ในช่วงที่ 3 นี้ จะเป็นการถ่ายน้ำหนักไปทางด้านหน้า และส่งหมัดพุ่งตรงออกไปยังเป้าหมาย โดยมุมของขานำมีการเปลี่ยนแปลงดังนี้ ข้อเท้ามีการกระดกขึ้นไปจนถึง - 13.73 องศา ที่เวลา 77.07 % แล้วจึงกระดกลงไปจนถึง 4.65 องศา ที่เวลา 100 % ข้อเข่ามีการงอไปจนถึง 40.68 องศา ที่เวลา 76.94 % แล้วจึงเหยียดออกไปจนถึง 16.01 องศา ที่เวลา 100 % ข้อสะโพกมีการเหยียดไปจนถึง - 15.52 องศา ที่เวลา 92.10 % จากนั้นเหยียดต่อไปอีกเล็กน้อยจนถึงเวลา 100 % มีการหมุนออก ทางด้านนอกไปจนถึง - 24.56 องศา ที่เวลา 62.17 % แล้วจึงหมุนเข้าด้านในไปจนถึง 7.72 องศา ที่

เวลา 100 % มีการกางออกไปจนถึง - 11.73 องศา ที่เวลา 64.07 % แล้วจึงหุบเข้าไปจนถึง 9.45 องศา ที่เวลา 100 % มุมของขาตามมีการเปลี่ยนแปลงดังนี้ ข้อเท้ามีการกระดกลงจาก - 8.02 องศา ที่เวลา 78.90 % ไปจนถึง 6.71 องศา ที่เวลา 100 % ข้อเข่ามีการงอไปจนถึง 14.12 องศา ที่เวลา 78.33 % แล้วจึงเหยียดออกไปจนถึง 7.22 องศา ที่เวลา 100 % ข้อสะโพกมีการงอไปจนถึง 11.99 องศา ที่เวลา 68.90 % จากนั้นเหยียดออกไปจนถึง 14.37 องศา ที่เวลา 100 % มีการหมุนออกทางด้านนอกจาก 8.18 องศา ที่เวลา 75.30 % ไปจนถึง 30.00 องศา ที่เวลา 87.07 % มีการกางออกไปจนถึง 23.06 องศา ที่เวลา 72.33 % แล้วจึงหุบเข้าไปจนถึง 14.73 องศา ที่เวลา 91.33 % จากนั้นมีการกางออกอีกครั้งไปจนถึง 17.96 องศา ที่เวลา 100 % ข้อสันหลังส่วนเอวมีการหมุนในแนวระนาบไปทางข้างของขาตามไปจนถึง - 15.24 องศา ที่เวลา 91.10 % แล้วหมุนกลับอีกเล็กน้อย มีการเหยียดออกไปจนถึง -14.00 องศา ที่เวลา 77.50 % แล้วงอเข้าไปจนถึง 4.45 องศา ที่เวลา 100 % และเอียงไปทางด้านขวาไปจนถึง 40.38 องศา ที่เวลา 76.77 % แล้วเอียงไปทางด้านซ้ายตามจนถึง 15.19 องศา ที่เวลา 100 % ข้อสันหลังส่วนอกมีการหมุนในแนวระนาบไปทางด้านซ้ายตามไปจนถึง 11.83 องศา ที่เวลา 68.93 % แล้วหมุนไปทางด้านขวาจนถึง 14.23 องศา ที่เวลา 100 % มีการงอเข้าไปจาก - 8.24 องศา ที่เวลา 78.70 % จนถึง 6.52 องศา ที่เวลา 100 % และเอียงไปทางด้านขวาไปจนถึง 13.94 องศา ที่เวลา 78.40 % แล้วเอียงไปทางด้านซ้ายตามจนถึง 6.84 องศา ที่เวลา 100 % มุมของข้อไหล่มีการงอจาก 15.04 องศา ที่เวลา 40.26 % ไปจนถึง - 50.51 องศา ที่เวลา 100 % มุมของข้อศอกมีการเหยียดออกจาก - 141.24 องศา ที่เวลา 81.73 % ไปจนถึง - 31.08 องศา ที่เวลา 100 %

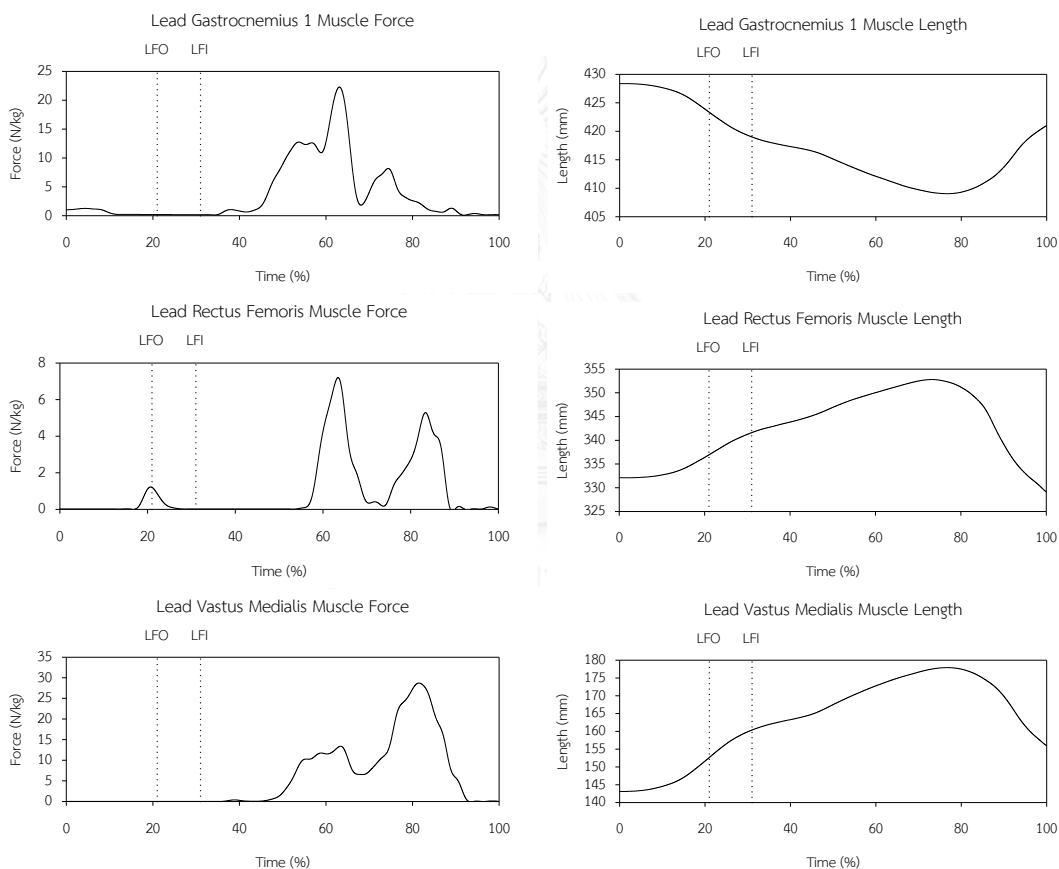
แรงบิดของข้อต่อขาหน้า เริ่มจากข้อเท้า แรงบิดเพิ่มขึ้นไปจนถึง 1.91 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางกระดกข้อเท้าลง ที่เวลา 81.74 % จากนั้นลดลงเหลือ 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม แรงบิดของข้อเท้าเปลี่ยนแปลงจาก 0.05 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น - 0.42 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดเข้า จากนั้นเปลี่ยนเป็น 0.13 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอข้อเท้า แรงบิดของข้อสะโพกในการงอและเหยียดเปลี่ยนแปลงจาก 0.14 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น 0.49 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดสะโพก ที่เวลา 37.57 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.81 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอสะโพก แล้วเปลี่ยนเป็น 0.19 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการเหยียดสะโพก แรงบิดของข้อสะโพกในการหมุนเข้าออกเปลี่ยนเป็น - 0.87 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการหมุนสะโพกออก ที่เวลา 80.47 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.31 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 90.63 % จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 1.25 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 98.13 % แรงบิดของข้อสะโพกในการกางและหุบเปลี่ยนเป็น - 0.91 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการกางสะโพก ที่เวลา 79.73 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.35 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 90.50 % จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 1.23 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 98.13 %

แรงบิดของข้อต่อขาตาม เริ่มจากข้อเท้า แรงบิดเปลี่ยนแปลงเป็น 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางกระดูกข้อเท้าลง ที่เวลา 45.53 % แรงบิดของข้อเข่ามีการเปลี่ยนแปลงในทิศทางกางและเหยียดเข้าสลับกันในช่วง - 0.30 ถึง 0.35 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 80 - 100 % แรงบิดของข้อสะโพกในการงอและเหยียดเปลี่ยนแปลงจาก 0.35 นิวตันเมตร/กิโลกรัม เป็น - 0.38 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการงอสะโพก ที่เวลา 70.80 % แล้วมีการเปลี่ยนแปลงในทิศทางกางและเหยียดสะโพกสลับกันในช่วง - 0.90 ถึง 0.60 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 80 - 100 % แรงบิดของข้อสะโพกในการหมุนเข้าออกเปลี่ยนเป็น - 0.19 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการหมุนสะโพกเข้า ที่เวลา 70.23 % แล้วมีการเปลี่ยนแปลงในทิศทางการหมุนสะโพกเข้าออกสลับกันในช่วง - 0.40 ถึง 0.35 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 80 - 100 % แรงบิดของข้อสะโพกในการกางและหุบเปลี่ยนเป็น - 0.33 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางของการหุบสะโพก ที่เวลา 63.07 % แล้วเปลี่ยนเป็น 0.12 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 92.10 % จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 0.44 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 100 % แรงบิดของข้อสันหลังส่วนเอวในทิศทางกางและเหยียด เพิ่มขึ้นเป็น 0.66 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอตัว ที่เวลา 86.67 % และเปลี่ยนแปลงเป็น - 0.33 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเหยียดตัว ที่เวลา 92.80 % แล้วเปลี่ยนเป็น 0.40 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอตัว ที่เวลา 97.97 %

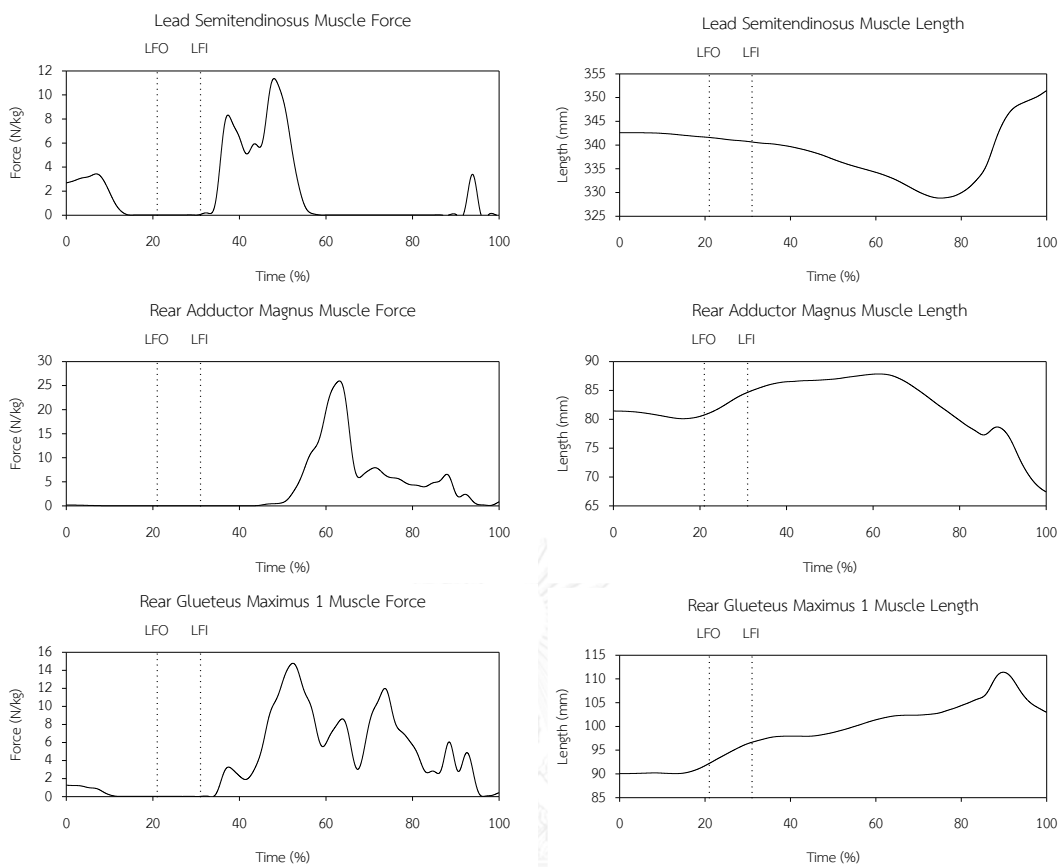
แรงบิดของข้อสันหลังส่วนเอวในทิศทางเอียงไปทางด้านนำและด้านตาม เปลี่ยนแปลงเป็น - 0.32 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเอียงไปด้านตาม ที่เวลา 86.60 % แล้วเปลี่ยนเป็น 0.84 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเอียงไปด้านนำ ที่เวลา 93.73 % จากนั้นเปลี่ยนเป็น 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม แรงบิดของข้อสันหลังส่วนเอวในทิศทางหมุนไปทางด้านนำและด้านตาม เปลี่ยนแปลงเป็น - 0.91 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางหมุนไปด้านนำ ที่เวลา 79.83 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.33 นิวตันเมตร/กิโลกรัม จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 1.24 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 98.70 % แรงบิดของข้อสันหลังส่วนอกในทิศทางกางและเหยียด เปลี่ยนแปลงเป็น - 0.68 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเหยียดตัว ที่เวลา 76.30 % และเปลี่ยนแปลงเป็น 0.30 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอตัว ที่เวลา 96.60 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.17 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเหยียดตัว ที่เวลา 100 % แรงบิดของข้อสันหลังส่วนอกในทิศทางเอียงไปทางด้านนำและด้านตาม เปลี่ยนแปลงจาก 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 89.40 % เป็น - 0.59 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางเอียงไปด้านตาม ที่เวลา 96.03 % แรงบิดของข้อสันหลังส่วนอกในทิศทางหมุนไปทางด้านนำและด้านตาม เปลี่ยนแปลงจาก 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 41.16 % เป็น - 0.87 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางหมุนไปด้านนำ ที่เวลา 80.53 % แล้วเปลี่ยนเป็น - 0.30 นิวตันเมตร/กิโลกรัม จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 1.24 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 98.70 %

แรงบิดของข้อไหล่ เปลี่ยนแปลงจาก 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 59.33 % เป็น - 0.73 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอ ที่เวลา 92.53 % แล้วเปลี่ยนเป็น 0.26 นิวตันเมตร/กิโลกรัม จากนั้นเปลี่ยนเป็น - 0.54 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 100 % แรงบิดในข้อศอก เปลี่ยนแปลงจาก 0 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ที่เวลา 98.23 % เป็น - 2.88 นิวตันเมตร/กิโลกรัม ในทิศทางงอ ที่เวลา 100 %

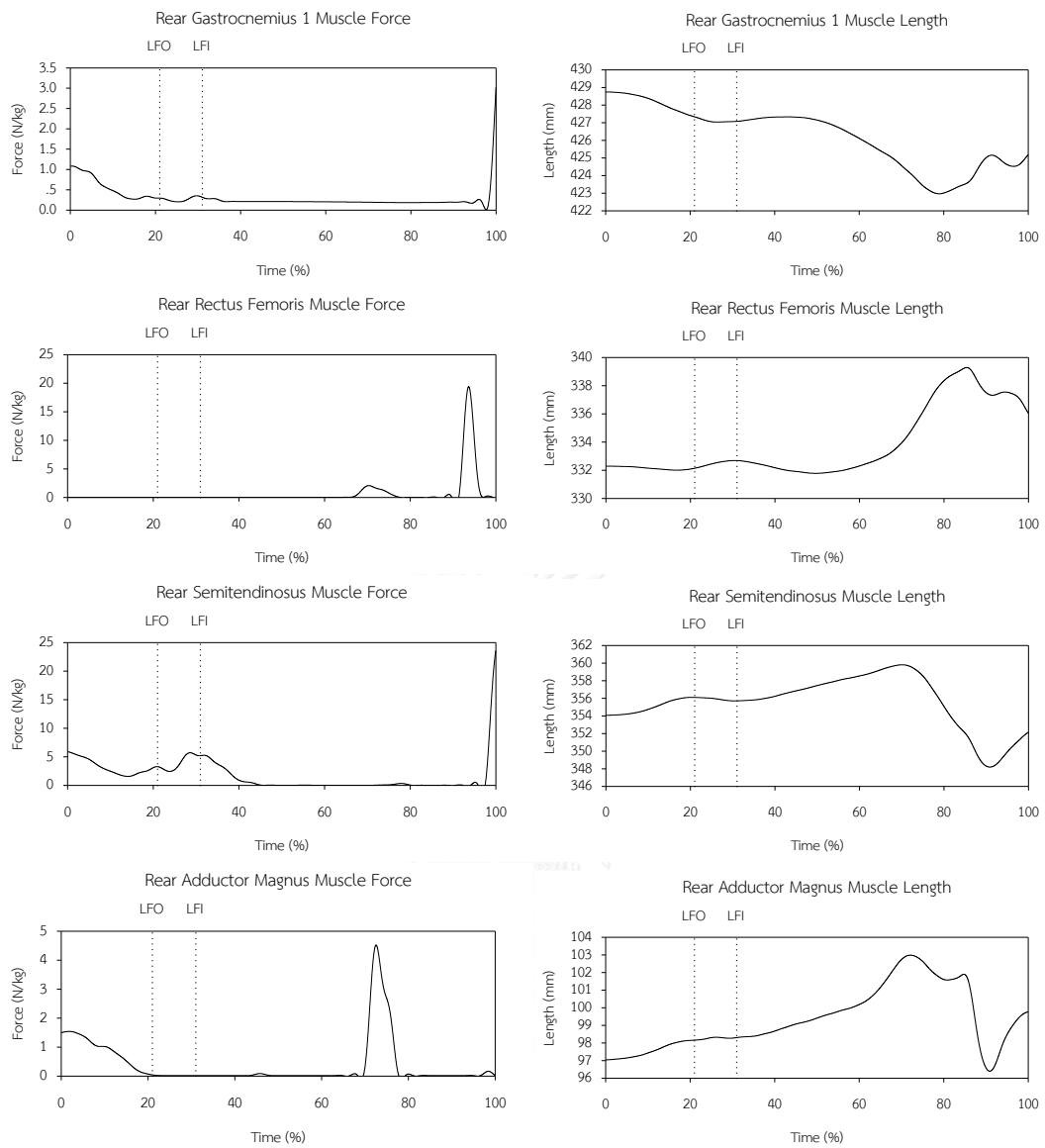
แรงและความยาวของกล้ามเนื้อ



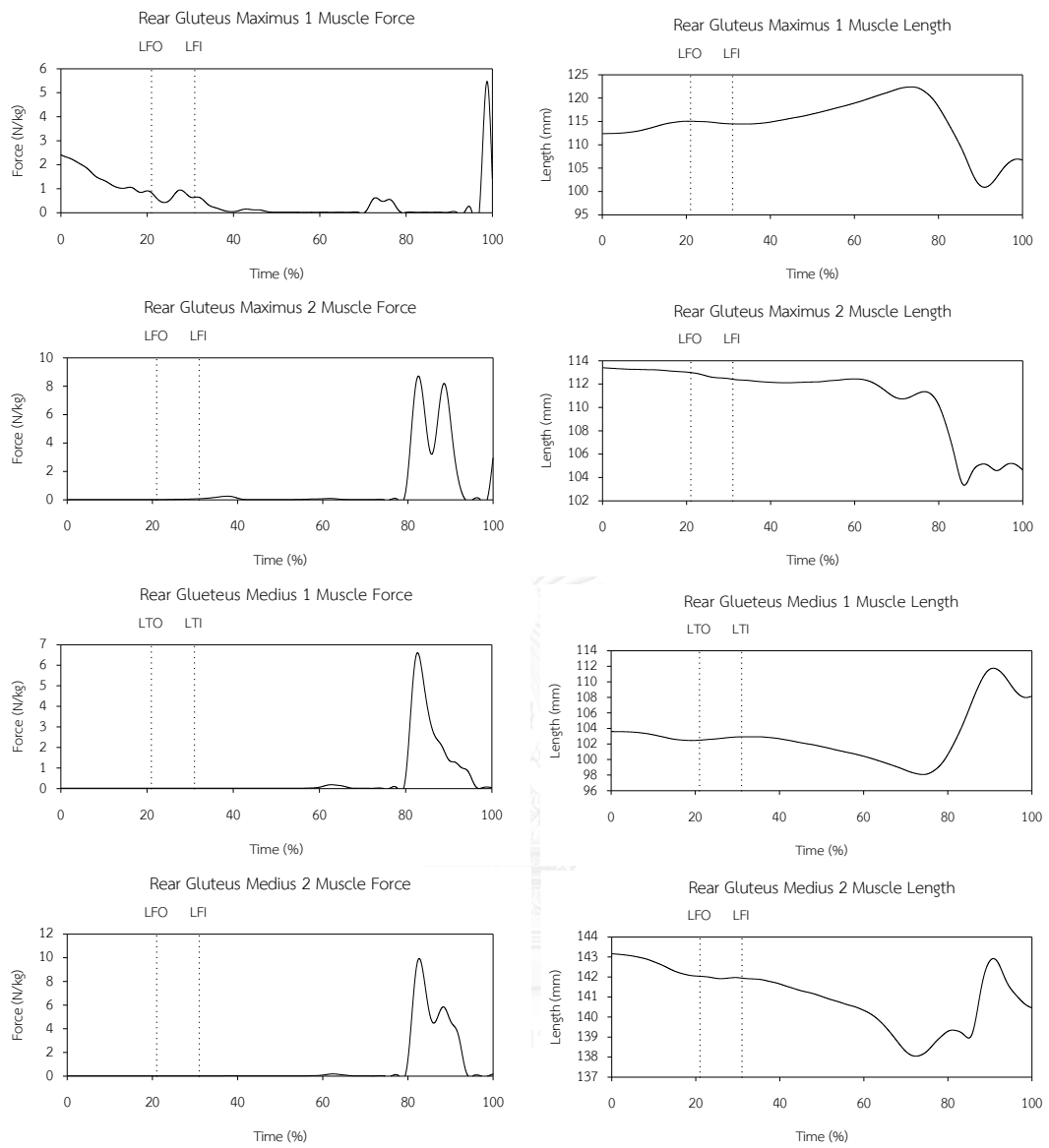
ภาพที่ 56 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาน้ำ (1)



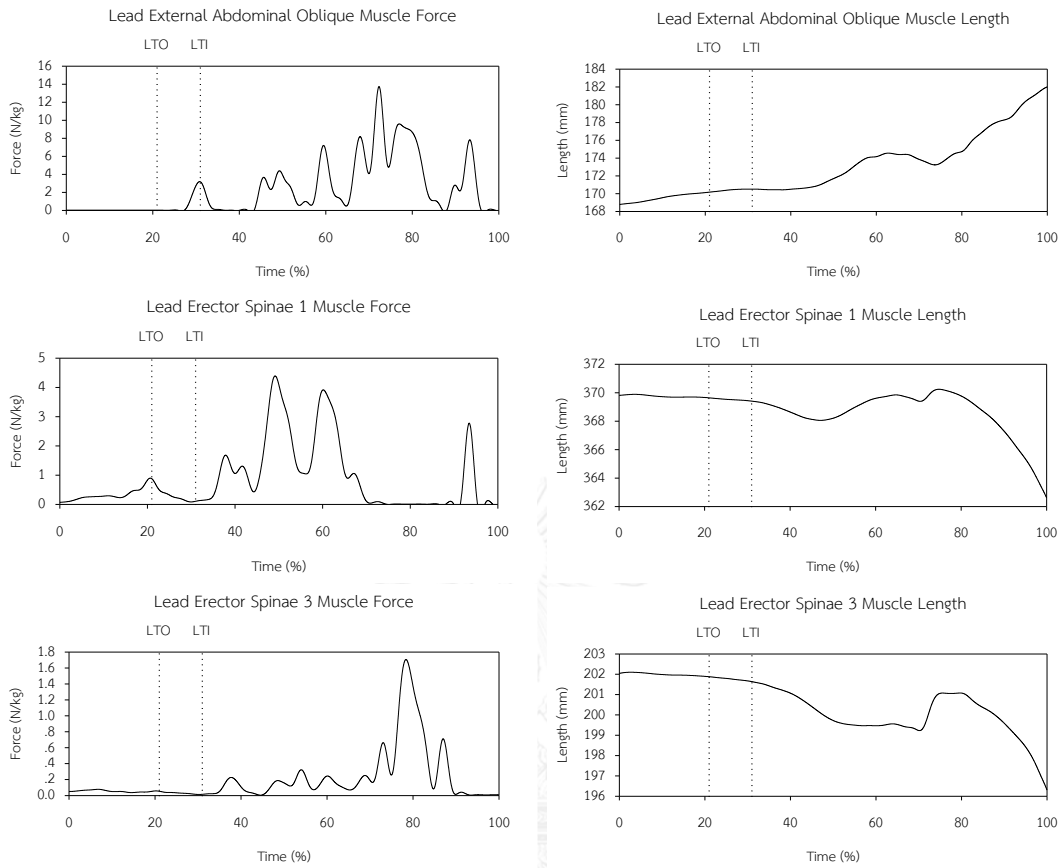
ภาพที่ 57 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาน้ำ (2)



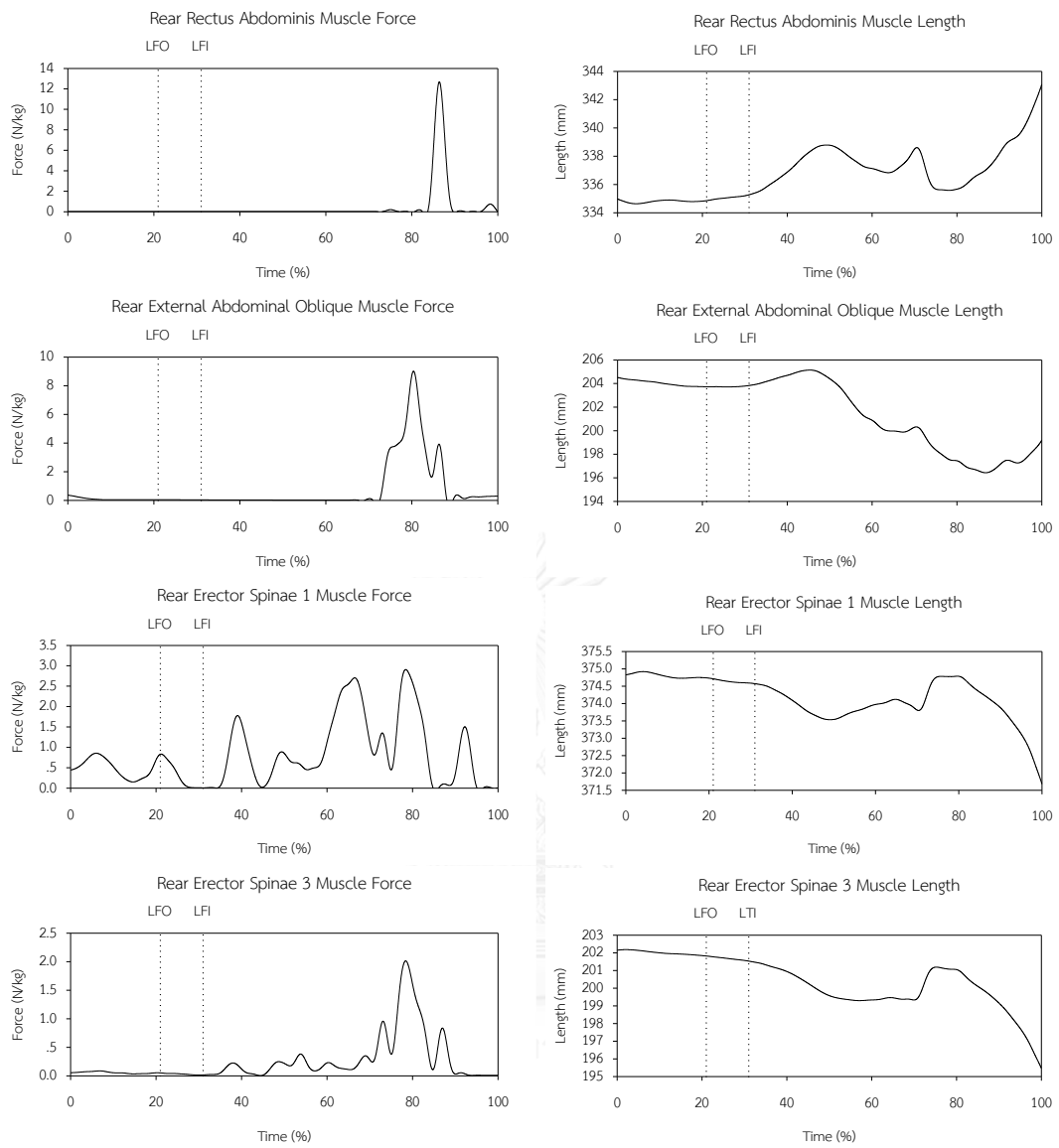
ภาพที่ 58 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาตาม (1)



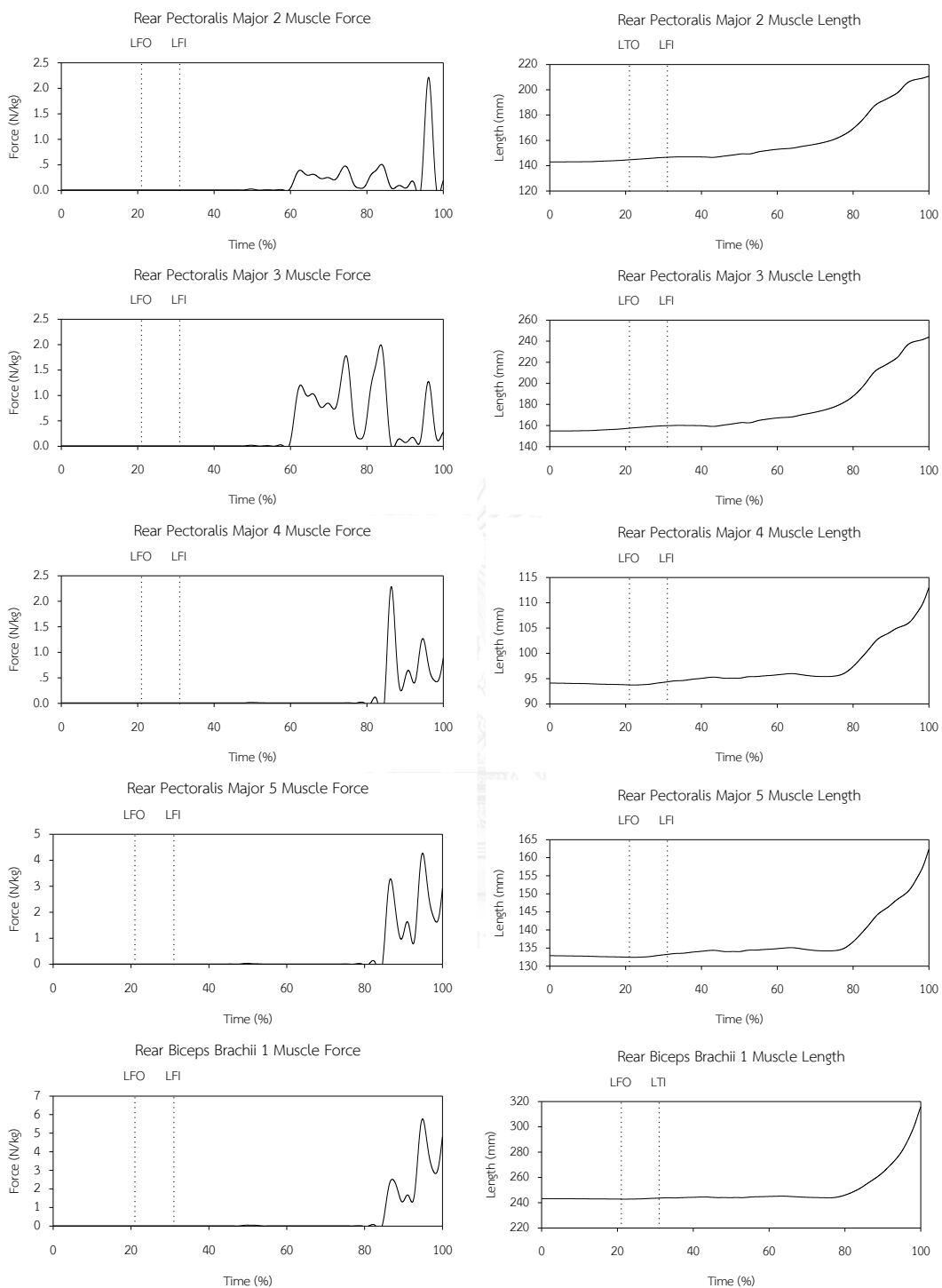
ภาพที่ 59 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อขาตาม (2)



ภาพที่ 60 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อลำตัวข้างนำ



ภาพที่ 61 แรงและความยาวของกล้ามเนื้อลำตัวข้างตาม



ภาพที่ 62 แรงและความยาวกล้ามเนื้อของแขนตาม

การวิเคราะห์แรงและความยาวของกล้ามเนื้อ

ช่วงที่ 1 ตั้งแต่เวลา 0 จนถึง 20.94 %

กล้ามเนื้อของขาหน้าที่มีการทำงานในช่วงนี้คือ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius 1 ทำงานแบบหดสั้นลงด้วยแรง 1.20 นิวตัน/กิโลกรัม จนถึง 10.80 % กล้ามเนื้อ Rectus Femoris ทำงานแบบยืดยาวออกในช่วงท้ายที่ 1.20 นิวตัน/กิโลกรัม กล้ามเนื้อ Semitendinosus ทำงานแบบหดสั้นลงด้วยแรง 3.43 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 14.30 % และกล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 1 ทำงานแบบความยาวคงที่ด้วยแรง 1.28 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 11.00 % กล้ามเนื้อ Gastrocnemius 1 ทำงานแบบหดสั้นลงด้วยแรง 1.09 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเหลือ 0.28 นิวตัน/กิโลกรัม กล้ามเนื้อ Semitendinosus ทำงานแบบยืดยาวออกด้วยแรง 5.76 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเหลือ 1.28 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 14.10 % แล้วเพิ่มขึ้นอีกเล็กน้อยในช่วงท้าย กล้ามเนื้อ Adductor Magnus ทำงานแบบยืดยาวออกด้วยแรง 1.55 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเป็น 0 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงท้าย กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 1 ทำงานแบบยืดยาวออกด้วยแรง 2.38 นิวตัน/กิโลกรัม กล้ามเนื้อลำตัวที่มีการทำงานในช่วงนี้คือ กล้ามเนื้อ Erector Spinae 1 ทั้งในข้างนำและข้างตาม มีการทำงานแบบหดสั้นเข้าด้วยแรงประมาณ 0.80 - 1.00 นิวตัน/กิโลกรัม

ช่วงที่ 2 ตั้งแต่เวลา 20.94 จนถึง 30.94 %

กล้ามเนื้อของขาหน้าที่มีการทำงานในช่วงนี้มีเพียง กล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่ทำงานต่อเนื่องแบบยืดยาวออกมาจากช่วงแรก กล้ามเนื้อของขาตามที่มีการทำงานในช่วงนี้คือ กล้ามเนื้อ Semitendinosus โดยทำงานแบบหดสั้นเข้าเล็กน้อยด้วยแรงสูงสุด 5.60 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 28.37 % กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 1 ทำงานแบบหดสั้นเข้าเล็กน้อยด้วยแรง 0.80 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงเหลือ 0.62 นิวตัน/กิโลกรัม ในช่วงสุดท้าย กล้ามเนื้อลำตัวที่มีการทำงานในช่วงนี้คือ กล้ามเนื้อ Erector Spinae 1 ทั้งในข้างนำและข้างตาม มีการทำงานแบบหดสั้นเข้าด้วยแรงประมาณ 0.80 - 1.00 นิวตัน/กิโลกรัม แล้วลดลงในช่วงท้าย กล้ามเนื้อ External Abdominal Oblique ของข้างนำทำงานแบบยืดยาวออกเล็กน้อยในช่วงท้ายด้วยแรง 3.10 นิวตัน/กิโลกรัม

ช่วงที่ 3 ตั้งแต่เวลา 30.94 จนถึง 100 %

กล้ามเนื้อของขาหน้าที่มีการทำงานในช่วงนี้ คือกล้ามเนื้อ Gastrocnemius 1 เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 35.00 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 77.07 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 92.07 % ด้วยแรงสูงสุด 22.23 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 63.37 % กล้ามเนื้อ Rectus Femoris เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 56.00 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 73.60 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 89.00 % ด้วยแรงสูงสุด 7.19 นิวตัน/กิโลกรัม

ที่เวลา 63.53 % กล้ามเนื้อ Vastus Medialis เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 41.61 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 77.10 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 92.93 % ด้วยแรงสูงสุด 28.95 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 81.67 % กล้ามเนื้อ Semitendinosus เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 33.50 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 57.00 % ด้วยแรงสูงสุด 11.30 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 48.81 % และทำงานอีกครั้งแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 91.67 % ไปสิ้นสุดที่ 95.83 % ด้วยแรงสูงสุด 3.26 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 94.03 % กล้ามเนื้อ Adductor Magnus เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 46.30 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 61.53 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 95.73 % ด้วยแรงสูงสุด 26.13 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 63.47 % กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 1 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 34.40 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 90.27 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 96.03 % ด้วยแรงสูงสุด 14.74 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 52.50 %

กล้ามเนื้อของขาตามที่มีการทำงานในช่วงนี้ คือ กล้ามเนื้อ Rectus Femoris เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 67.40 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 76.70 % ด้วยแรงสูงสุด 2.03 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 70.13 % และทำงานอีกครั้งแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 91.30 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 96.88 % ด้วยแรงสูงสุด 19.30 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 93.93 % กล้ามเนื้อ Semitendinosus ทำงานแบบยืดยาวออกต่อเนื่องมาจากช่วงที่ 2 จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 44.57 % และทำงานอีกครั้งแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 97.30 % จนสิ้นสุดการทำงานด้วยแรงสูงสุด 22.90 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 100 % กล้ามเนื้อ Adductor Magnus เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 69.00 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 70.27 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 77.00 % ด้วยแรงสูงสุด 4.52 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 72.60 % กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 1 ทำงานแบบยืดยาวออกต่อเนื่องมาจากช่วงที่ 2 จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 40.00 % ทำงานอีกครั้งแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 70.83 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 78.73 % และทำงานอีกครั้งแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 96.83 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 100 % ด้วยแรงสูงสุด 5.44 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 93.90 % กล้ามเนื้อ Gluteus Maximus 2 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 78.80 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 86.23 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 93.00 % ด้วยแรงสูงสุด 8.73 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 82.60 % กล้ามเนื้อ Gluteus Medius 1 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 79.63 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 90.33 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 96.50 % ด้วยแรงสูงสุด 6.59 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 82.90 % กล้ามเนื้อ Gluteus Medius 2 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 79.33 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าที่เวลา 90.80 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 94.20 % ด้วยแรงสูงสุด 9.96 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 82.83 %

กล้ามเนื้อลำตัวข้างนำที่มีการทำงานในช่วงนี้ คือ กล้ามเนื้อ External Abdominal Oblique เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 43.50 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 96.20 % ด้วยแรงสูงสุด 13.79 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 72.30 % กล้ามเนื้อ Erector Spinae 1 เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าต่อเนื่องมาจากช่วงที่ 2 จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 46.83 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 70.93 % ด้วยแรงสูงสุด 4.39 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 49.33 % แล้วเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 91.33 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 95.37 % ด้วยแรงสูงสุด 2.75 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 93.67 % กล้ามเนื้อ Erector Spinae 2 เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 34.53 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 70.41 % แล้วเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 74.70 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 90.27 % ด้วยแรงสูงสุด 1.69 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 78.43 %

กล้ามเนื้อลำตัวข้างตามที่มีการทำงานในช่วงนี้ คือ กล้ามเนื้อ Rectus Abdominis เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 83.70 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 89.73 % ด้วยแรงสูงสุด 12.61 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 86.50 % กล้ามเนื้อ External Abdominal Oblique เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 72.80 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 86.83 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 88.37 % ด้วยแรงสูงสุด 9.06 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 80.47 % กล้ามเนื้อ Erector Spinae 1 เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 34.73 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 48.83 % แล้วเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 74.83 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 95.57 % ด้วยแรงสูงสุด 2.86 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 78.63 % กล้ามเนื้อ Erector Spinae 2 เริ่มทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 34.73 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบยืดยาวออกที่เวลา 70.04 % แล้วเปลี่ยนเป็นการทำงานแบบหดสั้นเข้าตั้งแต่เวลา 75.07 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 91.40 % ด้วยแรงสูงสุด 2.01 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 78.63 %

กล้ามเนื้อส่วนแขนข้างตามที่มีการทำงานในช่วงนี้ คือ กล้ามเนื้อ Pectoralis Major 2, 3, 4 และ 5 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 59.70 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 100 % ด้วยแรงสูงสุด 4.23 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 94.90 % กล้ามเนื้อ Biceps Brachii 1 เริ่มทำงานแบบยืดยาวออกตั้งแต่เวลา 84.47 % จนสิ้นสุดการทำงานที่เวลา 100 % ด้วยแรงสูงสุด 5.79 นิวตัน/กิโลกรัม ที่เวลา 94.93 %

บทที่ 5

สรุปผลการศึกษา อภิปรายผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการศึกษา

แรงของการชกหมัดตรงเริ่มต้นจากการถ่ายน้ำหนักไปทางด้านหลังจนไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นของขาน้ำ ในขณะที่เดียวกันลำตัวก็หมุนไปทางขวาตาม จากนั้น ถ่ายน้ำหนักกลับไปทางด้านหน้า จนเกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่ขาน้ำ สะโพกของขาน้ำทำหน้าที่เป็นจุดหมุนให้ลำตัวหมุนกลับไปทางขาน้ำ เพื่อสร้างความเร็วจากลำตัวส่วนล่าง ไปยังลำตัวส่วนกลาง ไปยังลำตัวส่วนบน แล้วส่งหมัดพุ่งออกไปยังเป้าหมาย หมัดที่มีความเร็ว ณ จุดกระทบเป้าสูง ทำให้แรงปะทะมีค่าสูงขึ้นด้วย

การเพิ่มแรงปะทะของหมัดตรง สามารถทำได้โดยการเพิ่มความเร็วในการหมุนลำตัวตั้งแต่วส่วนล่างจนถึงส่วนบน และเพิ่มความเร็วในการส่งหมัดออกไปข้างหน้า ซึ่งกลไกเนื้อที่เกี่ยวข้องคือ กล้ามเนื้อกลุ่มที่ทำหน้าที่งอ หมุน และหุบข้อสะโพกของขาน้ำ และกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ในการหมุนลำตัว

อภิปรายผลการศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง

การแบ่งช่วงเวลาในการชก

ผู้วิจัยได้แบ่งช่วงเวลาของการชกออกเป็น 3 ช่วง โดยใช้แรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็นตัวกำหนด ซึ่งทำนายจะยกจากพื้นในขณะที่ถ่ายน้ำหนักไปข้างหลัง และสัมผัสพื้นอีกครั้งหนึ่งในขณะที่ส่งน้ำหนักไปข้างหน้า การศึกษาที่ผ่านมาที่มีการแบ่งช่วงเวลาของการชกหมัดตรงมีเพียงการศึกษาเดียว คือ Sutthajinda (2009) แบ่งช่วงเวลาของการชกหมัดตรงโดยอาศัยข้อมูลการเคลื่อนไหวจากกล้องวิดีโอ ความเร็วสูงแบบ 2 มิติ ดังนี้ ช่วงที่ 1 เป็นช่วงเวลาตั้งแต่ไฟสัญญาณแสดงจนเริ่มการเคลื่อนที่ของขาน้ำ ช่วงที่ 2 เป็นช่วงเวลาที่ทำน้ำหนักเริ่มเคลื่อนไหว และแขนตามเริ่มการเคลื่อนที่ไปข้างหลัง ช่วงที่ 3 เป็นช่วงที่แขนตามเริ่มเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ช่วงที่ 4 เป็นช่วงที่หมัดเคลื่อนที่ผ่านคางไปยังเป้าหมาย

การแบ่งช่วงเวลาโดยใช้ภาพจากกล้องวิดีโอจะเกิดความคลาดเคลื่อนเมื่อนักมวยมีเทคนิคการชกที่แตกต่างออกไปจากนักมวยส่วนใหญ่ เนื่องจากการชกหมัดตรงเป็นทักษะเปิด (Open Skills) ซึ่งปรับเปลี่ยนได้ตามสภาพแวดล้อม (Galligan, 2000) และเป็นการตัดสินใจช่วงเวลาด้วยสังเกตผ่านสายตาของผู้ที่แบ่งช่วงเวลาการชก แต่การแบ่งช่วงเวลาในการชกโดยใช้แรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็นการ

ใช้ข้อมูลที่เกิดจากการวัดด้วยเครื่องมือที่แม่นยำมาเป็นตัวกำหนด ดังนั้น จึงลดโอกาสที่จะเกิดความคลาดเคลื่อนในการแบ่งช่วงเวลาของการชกโดยใช้การสังเกตได้

จากผลการวิจัยที่ได้มานั้น ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีค่าความเร่งของลูกบอลซ้อมชกต่อน้ำหนักตัวของนักมวยที่สูงกว่าผู้เข้าร่วมวิจัยที่เหลือ จึงนำมาเป็นตัวแทนสำหรับการอภิปรายผลการวิจัย

คินมาติกส์

ความเร็วสูงสุดของหมัดตรงในระนาบด้านข้าง

ความเร็วสูงสุดของหมัดตรงในระนาบด้านข้าง ของผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีค่า 6.63 เมตรต่อวินาที ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความเร็วสูงสุดของหมัดตรงในระนาบด้านข้าง ใกล้เคียงกันมาก คือ 6.62 เมตรต่อวินาที แต่สิ่งที่แตกต่างกันก็คือ เวลาที่เกิดความเร็วสูงสุดของหมัดตรง ซึ่งผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีความเร็วสูงสุดของหมัดตรง ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า แต่ผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความเร็วของหมัดตรงลดลงก่อนจะถึงจุดที่หมัดกระทบเป้า

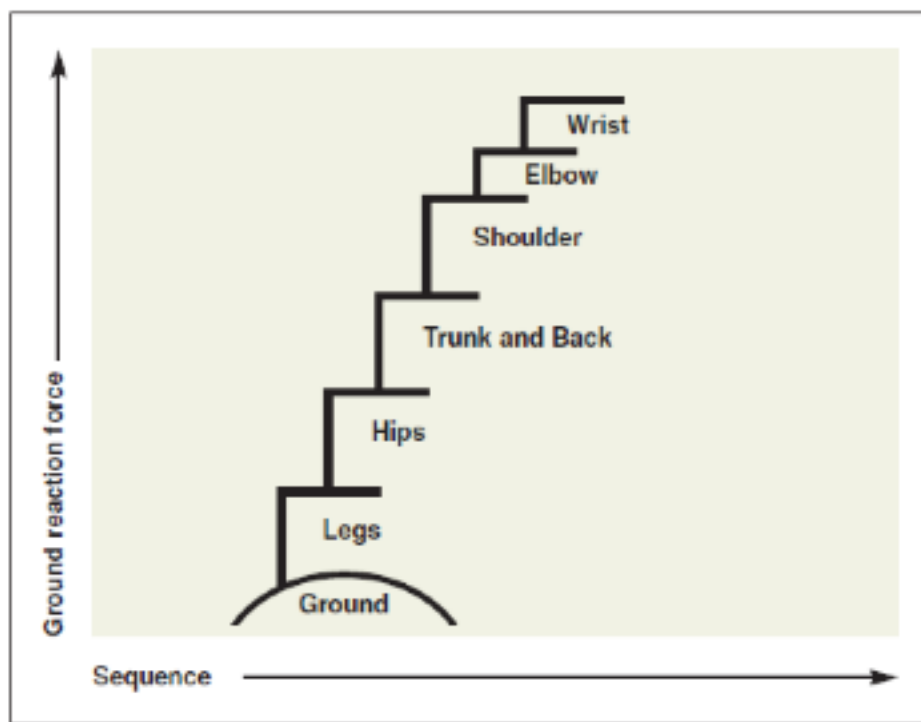
Sutthajinda (2009) ได้ทำการวิจัย และวัดความเร็วของหมัดตรงด้วยกล้องวิดีโอความเร็วสูง ในกลุ่มนักกีฬา 2 กลุ่มคือ กลุ่ม A นักกีฬามวยสากลสมัครเล่นทีมชาติไทย และกลุ่ม B นักมวยเยาวชนทีมชาติไทย ซึ่งความเร็วหมัดของกลุ่ม A คือ 6.89 ± 0.70 เมตรต่อวินาที และกลุ่ม B คือ 6.36 ± 0.82 เมตรต่อวินาที โดยช่วงเวลาที่หมัดกระทบเป้าคือ 96.80 ± 1.38 ในกลุ่ม A และ 97.11 ± 1.39 % ในกลุ่ม B ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีค่าความเร็วสูงสุดของหมัดตรงในระนาบด้านข้าง อยู่ระหว่างนักมวยกลุ่ม A และกลุ่ม B

Walilko et al. (2005) ได้ทำการศึกษา และวัดความเร็วของหมัดตรงด้วยกล้องวิดีโอ และหุ่นทดสอบการชน ในนักมวยระดับโอลิมปิก ซึ่งได้ความเร็วหมัดสูงสุดคือ 9.14 ± 2.16 เมตรต่อวินาที ซึ่งเป็นค่าที่สูงกว่าการวิจัยครั้งนี้ รวมถึงการวิจัยของ Sutthajinda (2009)

ความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง

ช่วงเวลาที่เกิดความเร็วสูงสุดของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง จะเรียงลำดับจาก Knee - Ankle - Hip - Shoulder - Elbow - Fist เมื่อพิจารณาจากความเร็วของ Ankle ที่มีค่าน้อยมาก คือ 0.33 - 0.65 เมตรต่อวินาทีแล้ว ลำดับของความเร็วสูงสุดในการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสง ในระนาบด้านข้าง คือ Knee - Hip - Shoulder - Elbow - Fist ซึ่งสอดคล้องกับ “หลักของผลรวมของความเร็ว” ซึ่ง Bunn ได้เริ่มอธิบายไว้ในปี 1972 (Bunn, 1972) และ Groppe

(1992) ได้นำมาขยายต่อ และเรียกว่า “ระบบการเชื่อมโยงคิเนติกส์” ซึ่งการเคลื่อนที่นั้นจะเริ่มจาก



การที่ร่างกายส่วนล่างสร้างแรงปฏิกิริยากับพื้น ส่งผ่านขา สะโพก ลำตัว สะบัก ไหล่ ไปยังแขน
ภาพที่ 63 ระบบการเชื่อมโยงคิเนติกส์ (Groppel, 1992)

มุม X-Factor

X-Factor เป็นตัวแปรที่นิยมใช้ในการศึกษากีฬากอล์ฟที่ใช้สำหรับอธิบายการหมุนของไหล่และสะโพกได้เป็นอย่างดี X-Factor ที่กว้างในช่วง Back swing จะส่งผลต่อความเร็วของหัวไม้มีค่าสูง (Cheetham, Martin, Mottram, & St Laurent, 2001) Healy et al. (2011) ทำการศึกษาเกี่ยวกับ X-Factor และความเร็วของหัวไม้กอล์ฟ พบว่า ในกลุ่มนักกอล์ฟที่มีมุมของ X-Factor ในขณะตีลูกกอล์ฟที่สูง จะมีความเร็วของหัวไม้กอล์ฟที่สูงเช่นกัน

มุม X-Factor ยังไม่เคยได้รับการศึกษาในกีฬามวยมาก่อน เนื่องจากนักวิจัยส่วนใหญ่ที่ทำการวิจัยในเรื่องการชกมักจะทำให้ความสนใจในเรื่องของแรงชกเป็นหลัก อีกทั้งยังมีข้อจำกัดทางด้านเครื่องมือที่ทำการวัดซึ่งต้องเป็นเครื่องมือที่สามารถตรวจจับการหมุนของไหล่ และสะโพกได้ เพื่อทำการหาองศาของ X-Factor การศึกษาในเรื่องมุมของลำตัวที่พอจะเทียบเคียงกับมุม X-Factor ได้ คือ การศึกษาเรื่องการหมุนของลำตัว และเชิงกรานในการชกหมัดอัปเปอร์คัต (Cabral et al., 2010) โดยแบ่งการคำนวณส่วนของลำตัวเป็น 2 ส่วนคือ ลำตัว และเชิงกราน ซึ่งมุมที่เกิดจากส่วนของลำตัว

ทั้งสองส่วน แต่ไม่เป็นที่แน่ชัดว่าเป็นมุมในระนาบ Transverse หรือเป็นผลลัพธ์ของมุมในทั้งสามระนาบ ค่าของมุมที่วัดได้ คือ 41.42 ± 2.16 องศา ในการชกหมัดอัปเปอร์คัตขวา 23.80 ± 1.48 องศา ในการชกหมัดอัปเปอร์คัตซ้าย ในการศึกษานี้ ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 มีมุม X-Factor สูงสุด 53.30 องศา ณ จุดที่หมัดกระทบเป้า ในขณะที่ผู้เข้าร่วมวิจัย T1 และ T3 มีมุม X-Factor สูงสุด 41.37 และ 39.21 องศา ณ จุดที่หมัดกระทบเป้าเช่นกัน ในขณะที่ช่วงกว้างของ X-Factor ในผู้เข้าร่วมวิจัย T1, T2 และ T3 คือ 37.62, 43.21 และ 40.02 องศา ซึ่งใกล้เคียงกับค่าของมุมในการชกหมัดอัปเปอร์คัตขวาในการศึกษาดังกล่าว

คินติกส์

จากภาพที่ 16, 17 และ 18 กราฟของแรงในแกนตั้ง ของเท้าขวา และเท้าซ้าย แสดงให้เห็นว่า ในขณะที่เริ่มชก จะมีการถ่ายน้ำหนักจากเท้าซ้ายซึ่งเป็นเท้าที่อยู่ด้านหน้า ไปยังเท้าขวาที่อยู่ทางด้านหลัง จนกระทั่งเท้าซ้ายลอยจากพื้น หลังจากนั้นเท้าขวาจะมีแรงในแนวแกนตั้งเพิ่มขึ้นเพื่อจะส่งร่างกายชกขวาวออกไปข้างหน้า จากนั้น เท้าซ้ายจะเริ่มแตะพื้นอีกครั้ง แรงในแนวแกนตั้งจะเพิ่มขึ้นเพื่อทำการหยุดร่างกายทางด้านซ้าย และเป็นหลักในการส่งร่างกายด้านขวาไปข้างหน้า

ในการวิจัยนี้ รูปแบบการถ่ายน้ำหนักของผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 3 คน ไม่ได้เป็นรูปแบบที่ใกล้เคียงกัน ในผู้เข้าร่วมวิจัย T1 แรงในแกนตั้งของขาข้างซ้ายมีค่าสูงสุดในช่วงเวลา 88.51 % ซึ่งแตกต่างกับผู้เข้าร่วมวิจัยที่เหลือที่มีแรงในแกนตั้งสูงสุดในเท้าข้างขวา ซึ่งเป็นเท้าที่สร้างพลังระเบิดของร่างกายด้านขวา แต่การศึกษาที่เกี่ยวข้องวิเคราะห์การถ่ายเทแรงระหว่างเท้าซ้าย และเท้าขวา ในกีฬามวยยังไม่มีการศึกษาไว้เลย จึงยังไม่มีข้อมูลรูปแบบการถ่ายน้ำหนักของการชกหมัดตรง อย่างไรก็ตาม Turner et al. (2011) ได้อธิบายไว้ว่า การเคลื่อนไหวในการชกหมัดตรง มีคินมาติกส์ที่คล้ายคลึงกับกีฬาชนิดอื่นที่มีการส่งแรงไปยังวัตถุ เช่น การขว้างลูกเบสบอล การพุ่งแหลน การตีเทนนิส และการทุ่มน้ำหนัก ซึ่งการชกหมัดตรงเริ่มจากการยกเท้าหน้าขึ้น แล้วก้าวไปข้างหน้า หัวไหล่ และเชิงกรานมีการหมุนในทิศทางออกไปจากเป้าแล้วตามด้วยการหมุนกลับไปหาเป้า ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวด้วยกลไก Stretch-shortening เพื่อเพิ่มแรง การสัมผัสพื้นของขาหน้าทำให้เกิดแรงเบรคในแนวหน้า หลังเมื่อร่วมกับการเหยียดออกของขาตาม ก็จะเป็นการจบการเคลื่อนที่ของลำตัวแล้วส่งหมัดไปยังเป้าหมาย

การเปรียบเทียบลักษณะของหมัดตรงในผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 3 คน

เมื่อพิจารณาที่ผลลัพธ์คือ ความแรงของลูกบอลชกต่อหน้าหนักตัวหลังการปะทะของหมัด ผู้เข้าร่วมวิจัย T2 เป็นผู้ที่มีค่าความแรงของลูกบอลชกต่อหน้าหนักตัวหลังการปะทะของหมัดต่อหน้าหนักตัวสูงที่สุด ที่ 4.9 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม โดยมีความเร็วของหมัดสูงที่สุด ณ

จุดที่หมัดกระทบเป้า ในขณะที่ผู้เข้าร่วมการศึกษาที่เหลือมีความเร็วของหมัดลดลงก่อนที่จะกระทบเป้า ซึ่งเป็นผลให้เกิดแรงปะทะที่น้อยลง

ลำดับของการเคลื่อนไหวในผู้เข้าร่วมวิจัย T3 มีความสอดคล้องกับ ทฤษฎีผลรวมของความเร็ว และทฤษฎีการเชื่อมโยงคิเนติกส์ มากที่สุด เนื่องจากมีลำดับการเพิ่มความเร็วจากส่วนล่างของร่างกายไปยังส่วนบนจาก Ankle - Knee - Hip - Shoulder - Elbow -Fist แต่ความเร็วของหมัดลดลงก่อนที่จะกระทบเป้าเล็กน้อย ซึ่งผู้วิจัยจะได้อภิปรายในประเด็นนี้ต่อไปในส่วนของผล การสร้างแบบจำลอง ในขณะที่มีมุม X-Factor ที่เป็นช่วงที่กว้าง ซึ่งเป็นผลต่อการเร่งความเร็วของ ส่วนบนของร่างกาย (Healy et al., 2011)

สรุปผลการศึกษาช่วงเวลาของการชกหมัดตรง

การชกหมัดตรงมีเคลื่อนไหวร่างกายที่เริ่มจากเท้า ส่งต่อความเร็วไปยังขา ผ่านไปยังสะโพก ลำตัว ข้อไหล่ ข้อศอก และหมัด โดยมีจุดที่สำคัญคือการหมุนสะโพก และลำตัวช่วงไหล่ หากมีช่วง องศาการบิดหมุนที่กว้าง จะทำให้หมัดมีความเร็ว ณ จุดกระทบเป้าที่สูง ซึ่งการศึกษานี้ไม่ได้มีการศึกษาเกี่ยวกับแรงภายในร่างกาย ทำให้ไม่สามารถอธิบายถึงปริมาณของแรงที่เกิดจากการบิด หมุนของสะโพก และลำตัวช่วงไหล่ ที่ส่งผลต่อแรงชกได้ ซึ่งเป็นประเด็นที่ทำการศึกษาเพิ่มเติมใน โครงการย่อยที่ 2

อภิปรายผลการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์ของการชกหมัดตรง

การอภิปรายผลการวิจัยของโครงการย่อยที่ 2 แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ

1. การอภิปรายข้อมูลทั่วไปก่อนการสร้างแบบจำลองของการชกหมัดตรง
2. การอภิปรายผลการวิจัยเกี่ยวกับแบบจำลองของการชกหมัดตรง

1. ข้อมูลทั่วไปก่อนการสร้างแบบจำลองของการชกหมัดตรง

เวลาตอบสนองของการชกหมัดตรง

การวัดเวลาตอบสนอง และเวลาปฏิบัติการของการชกหมัดตรงในงานวิจัยนี้ ใช้วิธีการวัดโดยใช้ ภาพจากกล้องจับภาพการเคลื่อนไหวที่ความถี่ในการจับภาพ 500 ภาพ/วินาที ดังนั้น ความละเอียด ของการวัดเวลาตอบสนองจึงอยู่ที่ 0.002 วินาที หรือทุก ๆ 2 มิลลิวินาที B1 สามารถชกหมัดตรงด้วย

เวลาตอบสนองที่สั้นที่สุด คือ 562 มิลลิวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองสั้นที่สุดในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัย คือ 595.40 ± 29.04 มิลลิวินาที และ B2 ชกหมัดตรงด้วยเวลาตอบสนองที่ช้าที่สุด คือ 832 มิลลิวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองที่ช้าที่สุดคือ 741.80 ± 69.64 มิลลิวินาที เวลาปฏิกิริยา คือ 130 – 214 มิลลิวินาที

Sutthajinda (2009) ทำการวัดเวลาตอบสนองของการชกหมัดตรงไปยังเป้าระดับใบหน้าของคู่ต่อสู้ในนักมวย 2 กลุ่ม คือ กลุ่ม A เป็นนักมวยทักษะเป็นเลิศ และกลุ่ม B เป็นนักมวยทักษะปานกลาง ซึ่งเวลาตอบสนองของกลุ่ม A คือ 652.60 ± 128.65 มิลลิวินาที และกลุ่ม B คือ 741.80 ± 108.06 มิลลิวินาที Tongaim (2009) ทำการวัดเวลาตอบสนองในการชกหมัดแย็บไปยังเป้าระดับใบหน้าของคู่ต่อสู้ ในกลุ่มนักมวย และนักเทควันโด ซึ่งเวลาตอบสนองของกลุ่มนักมวย คือ 549.20 ± 43.67 มิลลิวินาที กลุ่มเทควันโด คือ 554.07 ± 56.63 มิลลิวินาที Chadli et al. (2014) พัฒนาเครื่องมือสำหรับวิเคราะห์การชกที่สามารถรายงานเวลาตอบสนอง และเวลาปฏิกิริยาได้ แล้วทำการทดสอบโดยใช้นักมวยสมัครเล่นระดับมหาวิทยาลัย 11 คน โดยเวลาตอบสนอง คือ 432 – 750 มิลลิวินาที เวลาปฏิกิริยา คือ 215 – 480 มิลลิวินาที

เมื่อเปรียบเทียบเวลาตอบสนองของการชกหมัดตรงจากงานวิจัยนี้กับงานวิจัยของ Sutthajinda (2009) จะพบว่า B1 มีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองในการชกหมัดตรงที่ดีกว่ากลุ่ม A อยู่ 57.2 มิลลิวินาที ในขณะที่ B2 มีค่าเฉลี่ยของเวลาตอบสนองในการชกหมัดตรงเท่ากับกลุ่ม B พอดี แต่หากเปรียบเทียบเวลาตอบสนองของการชกหมัดตรง กับเวลาตอบสนองของการชกหมัดแย็บแล้ว เวลาตอบสนองของการชกหมัดแย็บจะสั้นกว่าการชกหมัดตรง เนื่องจากระยะทางที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของหมัดแย็บสั้นกว่าหมัดตรง ส่วนเวลาปฏิกิริยาจากการวิจัยนี้มีค่าสั้นกว่าการศึกษาของ Chadli et al. (2014) เนื่องจากการวิจัยนี้ใช้ผู้เข้าร่วมวิจัยที่เป็นนักมวยระดับแข่งขันมีการฝึกซ้อมมวยอย่างเป็นระบบ

ความเร็วของหมัดสูงสุด

ความเร็วของหมัดสูงสุดในการวิจัยนี้ วัดจากการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์ที่ติดอยู่บน Head of 2nd Metacarpal Bone ในหมัดที่ทำการชก B4 มีความเร็วของหมัดสูงสุด คือ 11.04 เมตรต่อวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยสูงที่สุดคือ 10.57 ± 0.33 เมตรต่อวินาที ในขณะที่ B1 มีความเร็วหมัดต่ำที่สุด คือ 8.00 เมตรต่อวินาที และยังมีค่าเฉลี่ยต่ำที่สุด คือ 8.74 ± 0.37 เมตรต่อวินาที การศึกษาที่ผ่านมาที่มีการรายงานความเร็วหมัด คือ Atha et al. (1985) รายงานความเร็วหมัดของนักมวยอาชีพรุ่นเฮฟวีเวท คือ 8.9 เมตรต่อวินาที Walilko et al. (2005) รายงานค่าเฉลี่ยความเร็วของหมัดที่วัดด้วยกล้องวิดีโอในกลุ่มนักมวยสากลสมัครเล่นระดับโอลิมปิกจำนวน 7 คน คือ 9.14 ± 2.16 เมตรต่อวินาที

Sutthajinda (2009) วัดความเร็วหมัดของการชกหมัดตรงไปยังเป้าระดับใบหน้าของคู่ต่อสู้ด้วยกล้องวิดีโอที่ความถี่ในการจับภาพ 300 ภาพต่อวินาที ในนักมวย 2 กลุ่ม คือ กลุ่ม A เป็นนักมวยทักษะเป็นเลิศ และกลุ่ม B เป็นนักมวยทักษะปานกลาง ซึ่งความเร็วหมัดของกลุ่ม A คือ 6.89 ± 0.70 เมตรต่อวินาที กลุ่ม B คือ 6.36 ± 0.82 เมตรต่อวินาที Cheraghi, Agha Alinejad, Arshi, and Shirzad (2014) วัดความเร็วหมัดตรงด้วยกล้องวิดีโอที่ความถี่ในการจับภาพ 250 ภาพต่อวินาที ในนักมวยสากลสมัครเล่นทีมชาติอิหร่าน ได้ความเร็วหมัด คือ 7.8 ± 1.5 เมตรต่อวินาที Irina and Dan (2014) ใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว MOVEN ในการวัดความเร็วหมัดตรงของนักมวยไทย ได้ความเร็วหมัด คือ $9.84 - 11.16$ เมตรต่อวินาที Kimm and Thiel (2015) ให้นักมวยทำอุปกรณ์วัดความเร่งไว้ในหมัดเพื่อวัดความเร็วหมัด นักมวยชายจำนวน 10 คน และนักมวยหญิงจำนวน 6 คน ได้ความเร็วหมัดนักมวยชาย 7.7 ± 1.5 เมตรต่อวินาที นักมวยหญิง 5.7 ± 1.5 เมตรต่อวินาที

ความเร็วหมัดที่วัดได้จากงานวิจัยนี้มีค่าสูงกว่าความเร็วหมัดที่มีรายงานจากการศึกษาที่ผ่านมา ซึ่งผู้วิจัยคาดว่าสาเหตุมาจากความแตกต่างทางร่างกายและทักษะของนักมวย รวมถึงอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัด ซึ่งการวิจัยที่ผ่านมาใช้กล้องวิดีโอที่ความถี่ในการจับภาพสูงสุด 300 ภาพต่อวินาที และเป็นการจับภาพในแบบสองมิติ แต่ในงานวิจัยนี้ใช้กล้องแบบอินฟราเรดจับภาพที่ความถี่ 500 ภาพต่อวินาทีในแบบ 3 มิติ ซึ่งมีความละเอียดสูงกว่า โดยหมัดตรงมีระยะทางในการเคลื่อนที่ระหว่าง $0.52 - 0.76$ เมตร (Cheraghi et al., 2014) เมื่อสมมติว่าหมัดตรงเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 11 เมตรต่อวินาที หากใช้ความถี่ในการจับภาพที่ 300 ภาพต่อวินาที จะมีความละเอียดในการจับภาพที่ 0.037 เมตร หากใช้ความถี่ในการจับภาพที่ 500 ภาพต่อวินาที จะมีความละเอียดในการจับภาพที่ 0.022 เมตร (Pueo, 2016) จึงเป็นไปได้ว่าความละเอียดในการวัดที่สูงขึ้นสามารถตรวจจับจุดที่หมัดมีความเร็วสูงสุดได้ละเอียดขึ้น

2. การอภิปรายผลการวิจัยเกี่ยวกับแบบจำลองของการชกหมัดตรง

จากข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ให้ความเร่งของกระสอบทรายต่อน้ำหนักตัวหลังหมัดปะทะสูงที่สุดในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยทั้ง 5 คน เป็นข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัยคนที่ 5 (B5) ซึ่งมีค่า 2.56 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม และ B5 ยังมีค่าเฉลี่ยของการอภิปรายเกี่ยวกับแบบจำลองของการชกหมัดตรง คือ 2.22 ± 0.22 เมตรต่อวินาทียกกำลังสองต่อกิโลกรัม ด้วยเหตุนี้ผู้วิจัยจึงนำข้อมูลดังกล่าวมาใช้ในการสร้างแบบจำลองของการชกหมัดตรง โดยแบบจำลองของการชกหมัดตรงที่สร้างขึ้นเป็นผลของการปรับแต่งท่าทางการชกจากข้อมูลการชกของ B5 ที่เป็นตัวแทนของการเคลื่อนที่ (Motion agent) แล้วใช้ซอฟต์แวร์ LifeMOD™ สร้างแบบจำลองการชกหมัดตรงที่มีเป้าหมายในการเพิ่มความเร็วจุดศูนย์กลางมวลของมือข้างตาม (หมัดที่ชกเป้า) ก่อนกระทบเป้าให้เพิ่มขึ้นให้มากที่สุด

โดยที่หมัดยังคงกระทบเป้าในตำแหน่งเดิมได้อย่างแม่นยำ หรืออาจกล่าวได้ว่าเป็นการใช้ซอฟต์แวร์ LifeMOD™ ในการปรับแต่งรูปแบบการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ-พลวัตไปข้างหน้าเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ คือ ความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลของมือข้างตาม (หมัดที่ชกเป้า) ก่อนกระทบเป้าที่สูงที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ภายใต้เงื่อนไข คือ หมัดต้องกระทบเป้าในตำแหน่งเดิม ซึ่งผลของการจำลองการชกหมัดตรงนั้น ผู้วิจัยจะอภิปรายในหัวข้อเรื่องดังต่อไปนี้

- แรงชก หรือแรงปะทะ
- ความเร็วในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย (Segments)
- มุมของข้อต่อ และแรงบิดขับเคลื่อน (Driven Torque)
- แรงปฏิกิริยาจากพื้น
- แรงของกล้ามเนื้อ

แรงชก หรือแรงปะทะ

เนื่องจากมีข้อจำกัดในการสร้างอุปกรณ์วัดแรงชกที่ให้ผลการวัดที่เที่ยงตรง และปลอดภัยกับนักมวยในการชกด้วยแรงสูงสุด ที่ต้องใช้งบประมาณสูงในการสร้างอุปกรณ์ดังกล่าว ผู้วิจัยจึงเลือกใช้ความเร่งของกระสอบทรายที่วัดโดยการติดตามมาร์คเกอร์แบบคลัสเตอร์จำนวน 4 จุด ที่สร้างเป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid body) แล้วติดตามการเคลื่อนที่แบบ 6 Degree of Freedom (6DOF) เป็นวิธีในการประมาณค่าแรงปะทะของหมัด จากนั้น ในขั้นตอนของการจำลองการเคลื่อนที่ด้วยซอฟต์แวร์ LifeMOD™ ผู้วิจัยจึงสร้างจุดสัมผัส (Contact point) ที่มีคุณสมบัติเดียวกันกับพื้นแบบจำลองยืนอยู่ แล้วจึงคำนวณแรงปะทะ

แรงปะทะของหมัดที่คำนวณได้จากข้อมูลที่เป็นตัวแทนของการเคลื่อนที่ผ่านการจำลองการแบบพลวัตย้อนกลับ คือ 1407 นิวตัน และแรงปะทะของหมัดที่คำนวณได้จากวิธีการจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้า คือ 1861 นิวตัน ซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น 32.27 %

แรงปะทะของหมัดในกีฬามวย หรือกีฬาต่อสู้ที่ใช้หมัดเป็นอาวุธ เป็นตัวแปรได้รับความสนใจในการศึกษาจากนักวิจัยมาโดยตลอดตั้งแต่ปี 1981 (Joch et al., 1981) ซึ่งได้สรุปผลการศึกษาไว้แล้วในตารางที่ 1 ซึ่งมีช่วงกว้างของแรงปะทะตั้งแต่ 316 – 5358 นิวตัน มาจากอุปกรณ์การวัด 4 ชนิด ประกอบด้วย โหลดเซลล์ อุปกรณ์วัดความเร่ง อุปกรณ์วัดความดัน และแผ่นวัดแรง การวัดแรงปะทะด้วยอุปกรณ์วัดที่แตกต่างกัน ทำให้เกิดความแตกต่างระหว่างค่าของแรงที่วัดได้ ร่วมกับความแตกต่างของนักมวยที่มาเป็นผู้เข้าร่วมการวิจัย ไม่ว่าจะเป็นความแตกต่างเรื่องรูปร่างและน้ำหนัก ความแตกต่างด้านทักษะในการชก ส่งผลต่อแรงปะทะที่วัดได้ทั้งสิ้น หากเปรียบเทียบแรงปะทะที่คำนวณได้ของการวิจัยนี้ กับการศึกษาที่ผ่านมา พบว่ามีค่าใกล้เคียงกับการศึกษาของ Girodet et al.

(2006) Gulledge and Dapena (2008) Sutthajinda (2009) และ Loturco et al. (2016) ซึ่งมีค่าของแรงปะทะในช่วง 1368 – 1805 นิวตัน

จากการศึกษาที่ผ่านมา ค่าของแรงปะทะที่มีรายงานไว้ เป็นค่าที่ได้จากการวัดจริงทั้งสิ้น ไม่พบที่มีการรายงานแรงปะทะของการชกหมัดตรงที่ได้จากการคำนวณแรงที่เกิดขึ้น ณ จุดสัมผัส ด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์มาก่อน จึงยังไม่มีข้อมูลในการอภิปรายในเรื่องการคำนวณแรงปะทะของหมัดด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์

โมเมนต์เป็นตัวแปรสำคัญที่ส่งผลต่อแรงชก การเพิ่มความเร็วของแขนข้างที่ชกก่อนกระทบเป้า โดยไม่จำเป็นต้องเพิ่มความเร็วในส่วนอื่นของร่างกาย ส่งผลโดยตรงต่อการเพิ่มขึ้นของโมเมนต์และเพิ่มแรงชกได้อย่างมีนัยสำคัญ (Nakano et al., 2014) และมวลยังผล (Effective mass) ก็เป็นอีกตัวแปรหนึ่งส่งผลต่อแรงชก ซึ่งการเกร็งร่างกาย (Stiffening) ในขณะตีหมัดกระทบเป้า เป็นการส่งผ่านโมเมนต์ไปยังเป้าหมายได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งเป็นการเพิ่มมวลยังผล ทำให้ได้แรงชกที่มากขึ้น (Lenetsky, Nates, Brughelli, & Harris, 2015)

ลำดับความเร็วในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย

ในโครงการวิจัยย่อยที่ 1 ได้รายงานลำดับความเร็วเชิงเส้นของของมาร์คเกอร์ที่ติดในตำแหน่งตรงกับข้อเท้า ข้อเข่า ข้อสะโพก ข้อไหล่ ข้อศอก และข้อมือ ความเร็วเชิงมุม X-Factor ส่วนโครงการวิจัยย่อยที่ 2 นี้ รายงานลำดับความเร็วเชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย (Segments) ส่วนระยางค์ และลำดับความเร็วเชิงมุมในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกายส่วนแกนกลาง ตามรายงานด้วยภาพที่ 47 ซึ่งทั้งความเร็วเชิงเส้น และเชิงมุม มีลำดับการเพิ่มขึ้นของความเร็ว ดังนี้ ลำตัวส่วนล่าง 457.72 องศาต่อวินาที – ลำตัวส่วนกลาง 592.91 องศาต่อวินาที – ลำตัวส่วนบน 804.48 องศาต่อวินาที – แขนส่วนบน (ข้างที่ชก) 5.57 เมตรต่อวินาที – แขนส่วนล่าง (ข้างที่ชก) 7.94 เมตรต่อวินาที - และมือ (ข้างที่ชก) 8.98 เมตรต่อวินาที ซึ่งสอดคล้องกับ “หลักของผลรวมของความเร็ว” ซึ่ง Bunn ได้เริ่มอธิบายไว้ในปี 1972 (Bunn, 1972) และ Groppe (1992) ได้นำมาขยายต่อ และเรียกว่า “ระบบการเชื่อมโยงคิเนติกส์” ดังที่ได้กล่าวไว้ในการอภิปรายผลการวิจัยโครงการย่อยที่ 1

การศึกษาเกี่ยวกับการชกหมัดตรงที่ผ่านมาที่ได้รายงานลำดับความเร็วของการเคลื่อนที่ของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย มีดังต่อไปนี้ Cabral et al. (2010) ศึกษาลำดับการเคลื่อนที่จากส่วนต้นไปยังส่วนปลายของการชกหมัดอัปเปอร์คัต โดยรายงานความเร็วเชิงมุมสูงสุดของเชิงกราน ลำตัว และแขนขวา คือ 765.19 ± 29.49 , 866.69 ± 42.54 และ 1404.58 ± 102.23 องศาต่อวินาที ตามลำดับ ซึ่งมีการสรุปผลว่า การชกหมัดอัปเปอร์คัตมีลำดับการเคลื่อนที่จากส่วนต้นไปยังส่วนปลายตาม “หลัก

ของผลรวมของความเร็ว” ที่ได้มีการอธิบายไว้ก่อนหน้านี้ในกีฬาเทนนิส หรือเบสบอล Irina and Dan (2014) วิเคราะห์คิเนมาติกส์ของการชกหมัดตรงด้วยเทคโนโลยีการวัดที่ใช้ Inertial Navigarion โดยรายงานผลการศึกษารื่องลำดับการเคลื่อนไหวดังนี้ การเคลื่อนไหวเริ่มจากลำตัวมีการหมุนรอบแกนตั้ง ตามด้วยแขนมีการยกขึ้นในระนาบ Sagittal จากนั้นหมัดจึงพุ่งไปข้างหน้า Cheraghi et al. (2014) อธิบายชีวกลศาสตร์ของการชกหมัดตรงจากการเก็บข้อมูลคิเนมาติกส์ด้วยกล้องวิดีโอจำนวน 2 ตัว ที่มีความถี่ในการจับภาพ 250 ภาพต่อวินาที แล้วนำมาสร้างเป็นข้อมูลการเคลื่อนที่แบบ 3 มิติ ในนักมวยสากลสมัครเล่นจำนวน 8 คน โดยรายงานความเร็วเชิงเส้นของสะโพก ไหล่ ศอก และหมัด คือ 1.6 ± 0.2 , 3.1 ± 0.6 , 6.7 ± 1.5 และ 7.8 ± 1.5 เมตรต่อวินาทีตามลำดับ ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อศอก เริ่มมีการเหยียดออก ที่เวลา 45, 60 และ 80 % ของวงรอบการชก (Punch cycle)

แม้ว่าความเร็วในการเคลื่อนไหวที่มีรายงานจากการศึกษาที่ผ่านมา จะมีความแตกต่างกับการวิจัยนี้ ด้วยเหตุผลของรูปแบบหมัดที่ทำการศึกษา ความแตกต่างของนักมวยที่เป็นผู้เข้าร่วมการวิจัย และเครื่องมือที่ใช้การวัด แต่ลำดับความเชื่อมโยงของความเร็วในการเคลื่อนที่ของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายตั้งแต่ ส่วนล่าง ส่วนลำตัว และส่วนบน มีรูปแบบและลำดับการเคลื่อนไหวไปในทางเดียวกัน คือ เป็นไปตาม “หลักของผลรวมของความเร็ว” (Bunn, 1972)

ความเร็วเชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนของแขนส่วนบน แขนส่วนล่าง และหมัด และลำดับความเร็วเชิงมุมในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของส่วนลำตัวส่วนบน ส่วนกลาง และส่วนล่าง เมื่อเปรียบเทียบข้อมูลจากแบบจำลองกับข้อมูลที่เป็นตัวแทนของการเคลื่อนที่ พบว่ามีการเพิ่มขึ้น 1.08 – 16.59 % โดยจุดที่เพิ่มมากที่สุดคือ ความเร็วหมัดที่จุดกระทบเป้า โดยเพิ่มจาก 6.10 เมตรต่อวินาที เป็น 7.11 เมตรต่อวินาที ซึ่งส่งผลให้แรงปะทะมีค่าเพิ่มขึ้น 32.27 % สอดคล้องกับข้อสรุปของ Nakano et al. (2014) ที่กล่าวว่า การเพิ่มความเร็วของแขนก่อนที่หมัดกระทบเป้าส่งผลให้มีการเพิ่มของแรงดล (Impulse) ของหมัดอย่างมีประสิทธิภาพ

ความเร็วสูงสุดของจุดศูนย์กลางมวลของหมัด คือ 8.98 เมตรต่อวินาที ที่เวลา 97.61 % ซึ่งไม่ใช่เวลาที่หมัดกระทบเป้า Cheraghi et al. (2014); Lenetsky et al. (2015) ได้อธิบายถึงสาเหตุของการลดลงของความเร็วหมัดก่อนกระทบเป้าว่า เป็นการทำงานของกล้ามเนื้อแขนกลุ่มตรงข้าม 2 ครั้ง (Double peak antagonist muscle activation) โดยการทำงานของกล้ามเนื้อแขนกลุ่มตรงข้ามครั้งแรกเป็นการทำงานเพื่อเพิ่มความมั่นคงของข้อต่อ และการทำงานครั้งที่สองจะเกิดขึ้นก่อนหมัดกระทบเป้าเพื่อต้องการให้ข้อต่อแข็งแรง เป็นการเพิ่มมวลยังผล (Effective Mass) และส่งต่อโมเมนตัมจากร่างกาย ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มตรงข้ามก่อนหมัดกระทบเป้าที่มาในช่วงเวลาที่เร็ว และอยู่นานเกินไป มีผลให้ความเร็วของหมัดลดลงก่อนกระทบเป้า ซึ่ง (Lenetsky et al.) เชื่อว่าการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มตรงข้ามที่ไปลดความเร็วของหมัดก่อนกระทบเป้า เป็นปัจจัยที่ช่วยจำแนกระดับทักษะของนักกีฬาได้ และอีกสาเหตุหนึ่งของการลดลงของความเร็วหมัดก่อนกระทบเป้าที่อาจ

เป็นไปได้คือ กฎของฟิตส์ (Fitts' law) (Fitts, 1954) ที่อธิบายเกี่ยวกับการควบคุมการเคลื่อนไหว (Motor control) ของมนุษย์ในการลดความเร็วในการเคลื่อนไหวเมื่อต้องการความแม่นยำ (Speed-accuracy trade off) และมีการศึกษาโดยอ้างถึงทฤษฎีนี้ในกีฬา เช่น บาสเก็ตบอล (Sachlikidis & Salter, 2007) แชนด์บอล (García, Sabido, Barbado, & Moreno, 2013) เป็นต้น

มุมของข้อต่อ และแรงบิดข้อต่อ

ส่วนของขา ในช่วงที่ 1 มุมของข้อต่อของขาทั้งสองข้างมีการเปลี่ยนแปลง โดยสะโพก และเข่าเพิ่มมุมในการงอ ส่วนข้อเท้าเพิ่มมุมการกระดกเท้าขึ้น เพื่อให้เกิดการถ่ายน้ำหนักไปข้างหลัง และย่อตัวลง เมื่อเข้าสู่ช่วงที่ 2 ข้อสะโพกขานำจะเริ่มหุบเข้า และหมุนออกทางด้านนอก เนื่องจากเชิงกรานหมุนไปทางขาตาม เมื่อถึงช่วงที่ 3 ข้อเข่าของทั้งขานำและขาตามจะงอต่อไปจนถึงเวลาประมาณ 77 % แล้วจึงเหยียดออกอย่างรวดเร็ว ซึ่งในข้อเท้าก็จะเกิดการกระดกลงอย่างรวดเร็วที่เวลาประมาณ 77 % เช่นเดียวกัน ข้อสะโพกของขานำมีการงออย่างต่อเนื่องจนหมดกระแทกเป้า และมีการกางออกและหมุนเข่าด้านในที่เวลาประมาณ 63 % ในขณะที่ข้อสะโพกขาตาม จะเริ่มมีการเหยียดออกที่เวลา 69 % หมุนออกด้านนอกและหุบเข้าที่เวลาประมาณ 76 % และ 72 % ตามลำดับ การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นก็เพื่อที่จะสร้างกายข้างตามไปข้างหน้า

ส่วนของลำตัว ในช่วงที่ 1 และช่วงที่ 2 มุมของข้อต่อสันหลังส่วนเอวและส่วนอก จะเหยียดออก เอียงไปทางข้างนำ และหมุนไปทางข้างนำ เมื่อถึงช่วงที่ 3 มุมของข้อต่อสันหลังส่วนเอว จะเปลี่ยนเป็นการงอ และหมุนไปทางข้างตาม ที่เวลาประมาณ 77 % ในส่วนของมุมของข้อต่อสันหลังส่วนอก จะเปลี่ยนเป็นการงอ และเอียงไปทางข้างตาม ที่เวลาประมาณ 77 % หมุนไปทางข้างนำ ที่เวลาประมาณ 69 % เพื่อสร้างร่างกายข้างตามไปข้างหน้า

ส่วนของแขน ข้อไหล่จะเริ่มมีการงอเข้าตั้งแต่เริ่มช่วงที่ 3 และงอเพิ่มขึ้นจนหมดกระแทกเป้า ในขณะที่ข้อศอกจะเริ่มเหยียดที่เวลาประมาณ 82 % และเหยียดเพิ่มขึ้นจนหมดกระแทกเป้า

แรงบิดข้อต่อ ในช่วงที่ 1 ที่ขานำ ข้อเข่าจะมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการเหยียดเข้า ข้อสะโพกมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการงอ ที่ขาตาม ข้อเท้าจะมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการกระดกเท้าลง ข้อสะโพกมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการเหยียด ในช่วงที่ 2 ที่ขานำ ข้อเข่ามีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการงอ ข้อสะโพกมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการเหยียด ที่ขาตาม มีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการงอ ในช่วงที่ 3 ที่ขานำ ข้อเท้าจะมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการกระดกเท้าลงไปจนถึงเวลาประมาณ 82 % ข้อเข่าจะมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการเหยียดไปจนถึงเวลาประมาณ 82 % ข้อสะโพกจะมีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการงอไปจนถึงเวลาประมาณ 62 % มีแรงบิดข้อต่อในทิศทางการหมุนเข้า และกางออกไปจนถึงเวลาประมาณ 80 % ข้อสันหลังส่วนเอว มีแรงบิด

ขับเคลื่อนในทิศทางการงอ ไปจนถึงเวลาประมาณ 87 % มีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการเอียงไปทางขวาตาม ไปจนถึงเวลาประมาณ 87 % จากนั้นเปลี่ยนเป็นแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการเอียงไปทางซ้าย ไปจนถึงเวลาประมาณ 94 % และมีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการหมุนไปทางขวาจนถึงเวลาประมาณ 80 % ข้อสันหลังส่วนอก มีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการเหยียด ไปจนถึงเวลาประมาณ 76 % มีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการเอียงไปทางขวาตาม และมีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการหมุนไปทางซ้ายจนถึงเวลาประมาณ 80 % ข้อไหล่ มีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการงอตั้งแต่เวลาประมาณ 60 – 93 % ข้อศอก มีแรงบิดขับเคลื่อนในทิศทางการงอตั้งแต่เวลาประมาณ 98 %

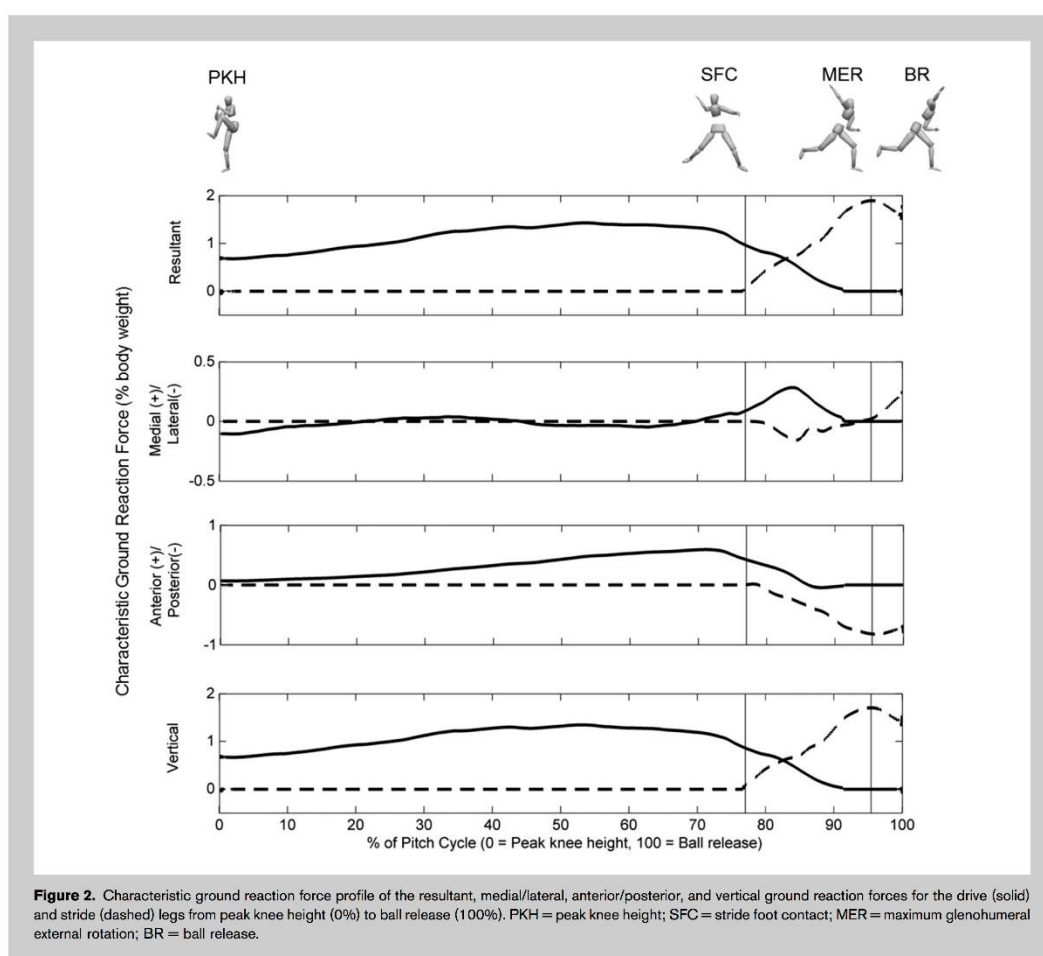
จากการศึกษาที่ผ่านมาไม่ปรากฏว่ามีรายงานเกี่ยวกับแรงบิดในข้อต่อของการชกหมัดตรงมาก่อน จึงยังไม่มีแหล่งข้อมูลสำหรับอ้างอิงหรือเปรียบเทียบกับผลการวิจัยนี้ แต่ปรากฏว่ามีการศึกษาเกี่ยวกับแรงบิดของข้อเข่าและข้อสะโพก ในการเดินขึ้นบันได หรือลุกขึ้นยืนจากท่านั่ง โดยใช้ซอฟต์แวร์ LifeMOD™ (Kim, Lee, Kang, & Jeong, 2009) และยังมีการศึกษาเกี่ยวกับแรงบิดในข้อต่อในทักษะกีฬาต่าง ๆ เช่น แรงบิดในข้อเข่าในการยืนตีเทนนิส (Sandamas, 2013) แรงบิดในข้อสะโพกของการตีกอล์ฟ (Foxworth et al., 2013)

แรงปฏิกิริยาจากพื้น

แรงปฏิกิริยาจากพื้นของแบบจำลองการชกหมัดตรงมีการเปลี่ยนแปลงไปจากข้อมูลแรงปฏิกิริยาจากพื้นของตัวแทนการเคลื่อนที่ ที่ขาตาม จุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งในแบบจำลองการชกหมัดตรงเลื่อนจากช่วงที่ 2 ไปอยู่ในช่วงที่ 3 และมีค่าเพิ่มขึ้นประมาณ 3 % ในขณะที่ขาตามลอยจากพื้นตั้งแต่วเวลา 58 % เป็นต้นไป ส่วนจุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวหน้าหลังในแบบจำลองมีค่าลดลงประมาณ 34 % และเกิดขึ้นที่เวลา 31 % จากเดิม 63 % ที่ขานำ จุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งในแบบจำลอง มีค่าเพิ่มขึ้นประมาณ 47 % ที่เวลาเดิม จุดสูงสุดของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งในแบบจำลอง 19 % โดยสรุป คือ แรงปฏิกิริยาจากพื้นของแบบจำลองการชกหมัดตรง ที่ขาตามมีแรงส่งไปข้างหน้าลดลง แต่แรงแนวตั้งเพิ่มขึ้น ที่ขานำ มีแรงเบรคไปทางด้านหลังลดลง แต่แรงแนวตั้งเพิ่มขึ้น

จากการศึกษาที่ผ่านมา ไม่ปรากฏการใช้แผ่นวัดแรงปฏิกิริยาในการศึกษาการถ่ายน้ำหนักของการชกหมัดตรงมาก่อน ซึ่ง Lenetsky, Harris, and Brughelli (2013) ได้สรุปว่า ยังมีประเด็นโต้แย้งกันในเรื่องของความสำคัญของการส่งแรงเพื่อให้ได้กำลังในการชก เนื่องจาก Mack et al. (2010) พบความสัมพันธ์ระหว่างแรงปะทะกับความเร็วหมัดก่อนปะทะ สูงกว่า แรงปะทะกับผลรวมของแรงจากส่วนล่างของร่างกาย ซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้วัดผลรวมของแรงส่วนล่างของร่างกายถูกเรียกว่า FAB แต่ไม่สามารถสืบค้นข้อมูลของอุปกรณ์นี้ได้

ดังที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ คิเนติกส์ ของการอธิบายผลการวิจัยโครงการที่ 1 ในเรื่องของการถ่ายเทแรงในการชกหมัดตรง ที่มีความคล้ายคลึงกับกีฬาอื่น เช่น เทนนิส เบสบอล เป็นต้น เพื่อเป็นการเปรียบเทียบให้เห็นภาพของการถ่ายเทแรง ผู้วิจัยขอยกตัวอย่างการศึกษาของ McNally, Borstad, Oñate, and Chaudhari (2015) ศึกษาเกี่ยวกับการพยากรณ์ความเร็วของลูกเบสบอลที่ถูกขว้างออกไปกับแรงปฏิกิริยาของขานำ โดยใช้แผ่นวัดแรงปฏิกิริยา 2 แผ่น เพื่อให้จำแนกแรงปฏิกิริยาของขาแต่ละข้างได้ และพบว่าแรงสูงสุดของขานำในช่วงที่แขนมีการหมุนเพื่อขว้างลูกเบสบอลออกไปเป็นตัวพยากรณ์ความเร็วของลูกบอลได้ดีที่สุด ($r^2 = 0.61$)



ภาพที่ 64 ลักษณะของแรงปฏิกิริยาในการขว้างลูกเบสบอล (McNally et al., 2015)

จากภาพที่ 64 ลักษณะของแรงปฏิกิริยาในการขว้างลูกเบสบอลมีความคล้ายคลึงกับลักษณะของแรงปฏิกิริยาของการชกหมัดตรง คือ เริ่มต้นการเคลื่อนที่ด้วยการถ่าน้ำหนักไปทางด้านหลัง โดยที่ขานำไม่สัมผัสพื้น จากนั้นถ่าน้ำหนักไปทางด้านหน้า เมื่อขานำสัมผัสพื้นจะมีแรงเบรคไปทางด้านหลัง และแรงปฏิกิริยาของขานำจะสูงกว่าขาตาม

แรงของกล้ามเนื้อ

การทำงานของกล้ามเนื้อของการชกหมัดตรงที่รายงานไปในบทที่ 4 แล้วนั้น ถูกคำนวณมาเฉพาะส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อหลักของการเคลื่อนไหว (Agonist) ซึ่งไม่สามารถแสดงการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำงานร่วม (Synergist) หรือกล้ามเนื้อที่ทำงานตรงข้ามได้ (Antagonist) แตกต่างจากการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อด้วยเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) อย่างไรก็ตาม ข้อมูลการทำงานของกล้ามเนื้อที่ได้จากการวิจัยนี้ เป็นข้อมูลที่ช่วยในการอธิบายกลไกในการส่งผ่านแรงจากส่วนล่างของร่างกายผ่านลำตัวไปยังหมัดได้ โดยเฉพาะข้อมูลส่วนที่เป็นความยาวของกล้ามเนื้อที่บ่งชี้ว่าในขณะนั้นกล้ามเนื้อมีการหดตัวแบบหัดสั้นเข้า ยืดยาวออก หรือความยาวคงที่

กล้ามเนื้อที่สำคัญที่ทำงานในช่วงเวลาที่มีการส่งแรงจากส่วนล่างของร่างกายขึ้นไปยังลำตัว คือ กล้ามเนื้อ Gastrocnemius 1, Rectus Femoris Vastus Medialis, Semitendinosus, Adductor Magnus และ Gluteus Maximus 1 ของขาหน้า ซึ่งทำหน้าที่งอเข้า งอ หมุนเข้าด้านใน และหุบข้อสะโพก ซึ่งกล้ามเนื้อ Gastrocnemius, Vastus Medialis และ Adductor Magnus มีแรงหดตัวสูง คือ 22.23, 28.95 และ 26.13 นิวตันต่อกิโลกรัม ส่วนกล้ามเนื้อลำตัวที่ทำหน้าที่รับส่งแรงจากส่วนล่างไปยังส่วนบนของร่างกาย คือ External Abdominal Oblique และ Erector Spinae ของข้างนำ ร่วมกับ Rectus Abdominis, External Abdominal Oblique และ Erector Spinae ของข้างตาม

แบบจำลองการชกหมัดตรงนี้ ยังมีข้อจำกัดในส่วนของการคำนวณการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนบนของร่างกายที่ทำการชก เนื่องจากแบบจำลองการชกหมัดตรงนี้ถูกขับเคลื่อนด้วยแรงจากสองส่วน คือ แรงบิดขับเคลื่อนที่ข้อต่อ และแรงขับเคลื่อนจากกล้ามเนื้อ โดยมีเงื่อนไขการจำลองการเคลื่อนไหวตามที่กล่าวไปในบทที่ 3 ทำให้ไม่ปรากฏแรงการหดตัวของกล้ามเนื้อแขนที่เป็นกล้ามเนื้อหลัก (Agonist) ที่ใช้ในการชกหมัดตรง ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ Upper Trapezius, Serratus Anterior, Anterior Deltoid, Pectoralis Major และ Triceps Brachii (Sutthajinda, 2009)

การศึกษาที่ผ่านมายังไม่ปรากฏการรายงานแรงของกล้ามเนื้อในการชกหมัดตรง หรือในกีฬามวย ผู้วิจัยจึงยังไม่มีแหล่งข้อมูลสำหรับอ้างอิงหรือเปรียบเทียบกับผลการวิจัยนี้

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. เป้าชก เนื่องจากยังไม่มีเป้าชกที่สามารถวัดแรงชกได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ การวิจัยนี้ รวมถึงการวิจัยที่ผ่านมา ผู้วิจัยต้องประดิษฐ์เป้าชกที่สามารถวัดแรงได้ หรือพัฒนาวิธีการวัดแรงชกขึ้นมาเอง ส่งผลให้ค่าของแรงชกที่วัดได้ในแต่ละการวิจัยไม่สามารถนำมาอ้างอิงกันได้โดยสมบูรณ์ ในการวิจัยนี้ก็เช่นเดียวกัน ผู้วิจัยพยายามพัฒนาเป้าชกที่สามารถวัดแรงได้ และปลอดภัยกับนักมวย ภายใต้ข้อจำกัดของงบประมาณการวิจัย ทำให้ยังไม่สามารถได้เป้าชกที่สมบูรณ์แบบสำหรับการวัดแรงชก
2. การชกหมัดตรง เป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อน มีการทำงานของกล้ามเนื้อและข้อต่อร่วมกันทั้งร่างกาย แบบจำลองที่สร้างขึ้นในการวิจัยนี้ จำลองการทำงานเฉพาะกล้ามเนื้อที่เป็นกล้ามเนื้อหลักของการเคลื่อนไหว (Agonist) ซึ่งในความเป็นจริงนั้น ยังมีกล้ามเนื้อกลุ่มที่เป็นกล้ามเนื้อตรงข้าม (Antagonist) และกล้ามเนื้อกลุ่มที่คอยประคับประคองและสนับสนุนการเคลื่อนไหว (Synergist) แต่ยังไม่สามารถรวมการทำงานของกล้ามเนื้อเหล่านี้เข้ามาอยู่ในแบบจำลองได้

ข้อเสนอแนะ

สำหรับนักมวย และผู้ฝึกสอนที่ต้องการเพิ่มแรงชกในหมัดตรง ควรให้ความสำคัญกับการเพิ่มความเร็วในการหมุนลำตัวตั้งแต่ส่วนล่างจนถึงส่วนบน และเพิ่มความเร็วในการส่งหมัดออกไปข้างหน้า ซึ่งกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องคือ กล้ามเนื้อกลุ่มที่ทำหน้าที่งอ หมุน และหุบข้อสะโพกของขาน้ำ และกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ในการหมุนลำตัว

สำหรับการศึกษาในอนาคต มีประเด็นที่น่าสนใจ ดังนี้

- การศึกษาเกี่ยวกับสัดส่วนของการส่งต่อแรงจากส่วนล่างไปยังหมัด
- ใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อเป็นข้อมูลเพิ่มเติมเกี่ยวกับการทำงานของกล้ามเนื้อ รวมถึงการตรวจสอบความถูกต้องของการจำลองการเคลื่อนไหว
- สร้างกล้ามเนื้อส่วนลำตัวเพิ่ม และแยกลำตัวส่วนสันหลังให้ละเอียดขึ้น เพื่อศึกษาการทำงานของลำตัวในการส่งต่อแรงอย่างละเอียด
- การพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงชกที่สามารถวัดแรงชกได้อย่างถูกต้อง และปลอดภัยกับนักมวย

รายการอ้างอิง

- Ambrósio, J. A. C., & Kecskeméthy, A. (2007). Multibody Dynamics of Biomechanical Models for Human Motion via Optimization. *Computational Methods in Applied Sciences*, 4, 245-272.
- Atha, J., Yeadon, M., Sandover, J., & Parsons, K. (1985). The damaging punch. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 291(6511), 1756-1757.
- Baagrev, V., & Trachimovitch, M. (1981). Some peculiarities in the measurement of dynamic pressures in biomechanics. *Biomechanics VII-A*, 511-513.
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2005). Estimation of Muscle Forces and Joint Moments Using a Forward-Inverse Dynamics Model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1911-1916.
- Bunn, J. W. (1972). *Scientific principles of coaching*: Prentice Hall.
- Cabral, S., João, F., Amado, S., & Veloso, A. (2010). *Contribution of trunk and pelvis rotation to punching in boxing*. Paper presented at the Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Soc.
- Čepulėnas, A., Bružas, V., Mockus, P., & Subačius, V. (2011). Impact of physical training mesocycle on athletic and specific fitness of elite boxers. *Archives of Budo*, 1(7), 33-39.
- Chadli, S., Ababou, N., & Ababou, A. (2014). A new instrument for punch analysis in boxing. *Procedia engineering*, 72, 411-416.
- Cheetham, P. J., Martin, P. E., Mottram, R., & St Laurent, B. (2001). The importance of stretching the “X-Factor” in the downswing of golf: The “X-Factor Stretch”. *Optimising performance in golf*, 192-199.
- Cheraghi, M., Agha Alinejad, H., Arshi, A. R., & Shirzad, E. (2014). Kinematics of straight right punch in boxing. *Annals of Applied Sport Science*, 2(2), 39-50.
- Chiu, C. H. (2009). Discovering Optimal Release Conditions for the Javelin World Record Holders by Using Computer Simulation. *International Journal of Sport and Exercise Science*, 1(2), 41-50.

- Commission, A. C. (2010). *AIBA Coaches Manual* Retrieved from <http://www.aiba.org/default.aspx?pld=6092#>
- Dyson, R., Smith, M., Martin, C., & Fenn, L. (2007). *Muscular Recruitment During Rear Hand Punches Delivered at Maximum Force and Speed by Amateur Boxers*. Paper presented at the 25 International Symposium on Biomechanics in Sports, Ouro Preto, Brazil.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of experimental psychology*, 47(6), 381.
- Foxworth, J. L., Millar, A. L., Long, B. L., Way, M., Vellucci, M. W., & Vogler, J. D. (2013). Hip joint torques during the golf swing of young and senior healthy males. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 43(9), 660-665.
- Galligan, F. (2000). Acquiring Skill. *Advanced PE for Edexcel*, 1, 102-108.
- García, J. A., Sabido, R., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2013). Analysis of the relation between throwing speed and throwing accuracy in team-handball according to instruction. *European Journal of Sport Science*, 13(2), 149-154.
- Ghosh, S., Majumder, S., & Pal, S. (2010). *Development of a Dynamometer to Measure the Punching Force for Boxers and Its Validation with CT-Based FE Analysis of the Hand-Fist Complex*. Paper presented at the 6th World Congress of Biomechanics Singapore.
- Ghosh, S., Majumder, S., & Pal, S. (2010). *Development of a Dynamometer to Measure the Punching Force for Boxers and Its Validation with CT-Based FE Analysis of the Hand-Fist Complex*. Paper presented at the 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore.
- Girodet, P., Vaslin, P., Lacouture, P., & Durand, F. (2006). *Measurement of Impact Forces in French Boxing*. Paper presented at the 4èmes Journées Internationales des Sciences du Sport, Paris.
- Groppel, J. L. (1992). *High tech tennis*: Leisure Press.
- Gulledge, J. K., & Dapena, J. (2008). A comparison of the reverse and power punches in oriental martial arts. *Journal of Sports Sciences*, 26(2), 189-196.
- Hall, S. (2014). *Basic biomechanics*: McGraw-Hill Higher Education.

- Healy, A., Moran, K. A., Dickson, J., Hurley, C., Smeaton, A. F., O'Connor, N. E., . . . Chockalingam, N. (2011). Analysis of the 5 iron golf swing when hitting for maximum distance. *Journal of Sports Sciences*, 29(10), 1079-1088.
- Hickey, K., & Association, A. B. (2006). *Boxing (Know the Game)* (2Rev ed.). London: A & C Black Publishers Ltd.
- House, P. D., & Cowan, J. L. (2015). Predicting Straight Punch Force of Impact. *Journal of the Oklahoma Association for Health, Physical Education, Recreation, and Dance*, 53(1).
- Hyun, L. J., Shin, L. Y., & Hyun, H. K. (2008). A Study on Impact Analysis of Side Kick in Taekwondo. *International Journal of Modern Physics B*, 22(09-11), 1760-1765.
- Irina, B., & Dan, D. (2014). Kinematic Analysis of the Cross Punch Applied in the Full-contact System Using Inertial Navigation Technology and Surface Electromyography. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 117, 335-340.
- Joch, W., Fritche, P., & Krause, I. (1981). Biomechanical analysis of boxing. *Biomechanics VII-A, University Press, Baltimore*, 343-349.
- Karpilowski, B. (1984). Dynamometric boxing bag. *Biology of Sport*, 1, 171-176.
- Kenny, I. C., Wallace, E. S., Brown, D., & Otto, S. R. (2006). Validation of a full-body computer simulation of the golf drive for clubs of differing length *The Engineering of Sport 6* (pp. 11-16): Springer.
- Kim, S., Lee, S., Kang, H., & Jeong, J. (2009). *Study of knee and hip joints' moment estimation by biomechanical simulation during various motion changes*. Paper presented at the Proceedings of the world congress on engineering and computer science. San Francisco, USA: WCECS.
- Kimm, D., & Thiel, D. V. (2015). Hand Speed Measurements in Boxing. *Procedia engineering*, 112, 502-506.
- Kreighbaum, E., & Barthels, K. (1985). The skeletal system and its movements. *Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement*, 19-64.
- Kusins, J. R., Willing, R., King, G. J., & Ferreira, L. M. (2016). Development of a Computational Elbow Model with Experimental Validation of Kinematics and Muscle Forces. *Journal of applied biomechanics*, 32(4), 407-414.

- Lenetsky, S., Harris, N., & Brughelli, M. (2013). Assessment and contributors of punching forces in combat sports athletes: Implications for strength and conditioning. *Strength & Conditioning Journal*, *35*(2), 1-7.
- Lenetsky, S., Nates, R. J., Brughelli, M., & Harris, N. K. (2015). Is effective mass in combat sports punching above its weight? *Human movement science*, *40*, 89-97.
- LifeModeler, I. (2010). LifeMOD™ 2010.0 Overview. Retrieved from http://www.lifemodeler.com/LM_Manual_2010/index.shtml
- Loturco, I., Nakamura, F. Y., Artioli, G. G., Kobal, R., Kitamura, K., Abad, C. C. C., . . . Franchini, E. (2016). Strength and power qualities are highly associated with punching impact in elite amateur boxers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *30*(1), 109-116.
- Mack, J., Stojisih, S., Sherman, D., Dau, N., & Bir, C. (2010). *Amateur boxer biomechanics and punch force*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Manal, K. T., & Buchanan, T. S. (2003). *Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design* (2 ed.). New York: McGraw-Hill Professional.
- McGinnis, P. M. (2013). *Biomechanics of sport and exercise* (3 ed.). USA: Human Kinetics.
- McNally, M. P., Borstad, J. D., Oñate, J. A., & Chaudhari, A. M. (2015). Stride leg ground reaction forces predict throwing velocity in adult recreational baseball pitchers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *29*(10), 2708-2715.
- Milburn, P. (1981). Summation of segmental velocities in the golf swing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(1), 60-64.
- N. Marshall, R., & Elliott, B. (2000). Long-axis rotation: the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *Journal of Sports Sciences*, *18*(4), 247-254.
- Nakano, G., Iino, Y., Imura, A., & Kojima, T. (2014). Transfer of momentum from different arm segments to a light movable target during a straight punch thrown by expert boxers. *Journal of Sports Sciences*, *32*(6), 517-523.
- Nesbit, S. M. (2005). A Three Dimensional Kinematic and Kinetic Study of The Golf Swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, *4*, 499-519.

- Nolte, K., Krüger, P. E., Els, P. S., & Nolte, H. (2013). Three dimensional musculoskeletal modelling of the abdominal crunch resistance training exercise. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 264-275.
- Pierce, J. D., Reinbold, K. A., Lyngard, B. C., Goldman, R. J., & Pastore, C. M. (2006). Direct measurement of punch force during six professional boxing matches. *Journal of Quantitative Analysis in Sports*, 2(2), 3.
- Pueo, B. (2016). High speed cameras for motion analysis in sports science.
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26, 125-135.
- Sachlikidis, A., & Salter, C. (2007). A biomechanical comparison of dominant and non-dominant arm throws for speed and accuracy. *Sports Biomechanics*, 6(3), 334-344.
- Sandamas, P. (2013). Knee joint loading in the open and square stance tennis forehands.
- Satthabun, V. (1993). *Study on correlation between physical characteristics and maximum kicking and punching forces in Thai boxers.*, Mahidol University.
- Saxby, D., Gordon, D., & Roberson, E. (2009). *3D inverse dynamics analysis of martial arts circular kick*. Paper presented at the Proceedings of the 33 rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics.
- Silvia, C., Filipa, J., Sandra, A., & António, V. (2010). *Contribution of Trunk and Pelvis Rotation to Punching in Boxing*. Paper presented at the The 34th annual meeting of the American Society of Biomechanics, Rhode Island.
- Smith, M., Dyson, R., Hale, T., & Janaway, L. (2000). Development of a boxing dynamometer and its punch force discrimination efficacy. *Journal of Sports Sciences*, 18(6), 445-450.
- Sutthajinda, P. (2009). *A Biomechanical Study of Muscle Activation During a Straight Reverse Punch: A Study Using Thai National Amateur Boxers*. Mahidol University.
- Teppanich, S. (2002). *Effects of Various Size of Gloves on Boxing Related Muscle Fatigue in Boxer*. Mahidol University.

- Tongaim, R. (2009). *Response Time, Velocity and Force of the Jab Punch by Thai National Amateur Boxers*. Mahidol University.
- Tucker, C. B., Anderson, R., & Kenny, I. C. (2014). *The Creation and Validation of a Large-Scale Computer Model of the Golf Swing*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Turner, A., Baker, E., & Miller, S. (2011). Increasing the impact force of the rear hand punch. *Strength & Conditioning Journal*, 33(6), 2-9.
- Walilko, T., Viano, D. C., & Bir, C. A. (2005). Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*, 39(10), 710-719.
- Whiting, W. C., Gregor, R. J., & Finerman, G. A. (1988). Kinematic analysis of human upper extremity movements in boxing. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 130-136.
- Xiang, Z., Xu, R., Bu, Y., & Wu, X. (2011). Optimal design of bicycle frame parameters considering biomechanics. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 24(1), 141-145.
- Yeadon, M., & Challis, J. (1994). The future of performance-related sports biomechanics research. *Journal of Sports Sciences*, 12(1), 3-32.
- Yeadon, M. R., & King, M. A. (2007). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* (C. Payton & R. Bartlett Eds.): Routledge.

ภาคผนวก

รูปแบบการติดมาร์คเกอร์ SkinMarker (Qualisys AB, Swenden)

	Name	Ref. ¹	Location	Static (35)	Dyn. (35)
	L_HEAD		On headband, just above ear	X	X
	R_HEAD		On headband, just above ear	X	X
	SGL	SGL	Skull - Glabella (Forehead)	X	X
	SME		Sternum - Manubriosternal Edge	X	X
	TV2	TV2	Spinous Process of the 2nd Thoracic Vertebra	X	X
	TV12	TV12	Spinous Process of the 12th Thoracic Vertebra	X	X
	SACR	(IPS)	Sacrum - Midpoint between left and right Posterior Superior Iliac Spine	X	X
	L_SAE	SAE	Scapula - Acromial Edge	X	X
	L_HLE	HLE	Humerus - Lateral Epicondyle	X	X
	L_UOA	UOA	Ulna - Olecranon (Apex)	X	X
	L_HME	HME	Humerus - Medial Epicondyle	X	X
	L_RSP	RSP	Radius - Styloid Process	X	X
	L_USP	USP	Ulna - Styloid Process	X	X
	L_HM2	HM2	Hand/Metacarpus - Head, Medial Aspect of the forefinger	X	X
	R_SAE	SAE	Scapula - Acromial Edge	X	X
	R_HLE	HLE	Humerus - Lateral Epicondyle	X	X
	R_UOA	UOA	Ulna - Olecranon (Apex)	X	X
	R_HME	HME	Humerus - Medial Epicondyle	X	X
R_RSP	RSP	Radius - Styloid Process	X	X	
R_USP	USP	Ulna - Styloid Process	X	X	
R_HM2	HM2	Hand/Metacarpus - Head, Medial aspect of the forefinger	X	X	
	L_IAS	IAS	Ilium - Anterior Superior Iliac Spine	X	X
	SACR	(IPS)	Sacrum - Midpoint between left and right Posterior Superior Iliac Spine	X	X
	R_IAS	IAS	Ilium - Anterior Superior Iliac Spine	X	X
	L_PAS		Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended	X	X
	L_FLE	FLE	Femur - Lateral Epicondyle	X	X
	L_TTC	TTC	Tibia - Tibial Tuberosity	X	X
	L_FAL	FAL	Fibula - Apex of the Lateral Malleolus	X	X
	L_FCC	FCC	Foot/Calcaneus - Aspect of the Achilles Tendon insertion	X	X
	L_FM2	FM2	Foot/Metatarsus - 2nd head	X	X
	R_PAS		Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended	X	X
	R_FLE	FLE	Left Lateral Epicondyle	X	X
	R_TTC	TTC	Tibia - Tibial Tuberosity	X	X
	R_FAL	FAL	Fibula - Apex of the Lateral Malleolus	X	X
	R_FCC	FCC	Foot/Calcaneus - Aspect of the Achilles Tendon insertion	X	X
	R_FM2	FM2	Foot/Metatarsus - 2nd head	X	X

Upper Body

Head Markers

LFHD	Left front head	Located approximately over the left temple
RFHD	Right front head	Located approximately over the right temple
LBHD	Left back head	Placed on the back of the head, roughly in a horizontal plane of the front head markers
RBHD	Right back head	Placed on the back of the head, roughly in a horizontal plane of the front head markers

Torso Markers

C7	7 th Cervical Vertebrae	Spinous process of the 7 th cervical vertebrae
T10	10 th Thoracic Vertebrae	Spinous Process of the 10 th thoracic vertebrae
CLAV	Clavicle	Jugular Notch where the clavicles meet the sternum
STRN	Sternum	Xiphoid process of the Sternum
RBAK	Right Back	Placed in the middle of the right scapula. This marker has no symmetrical marker on the left side. This asymmetry helps the auto-labeling routine determine right from left on the subject

Arm Markers

LSHO	Left shoulder marker	Placed on the Acromio-clavicular joint
LUPA	Left upper arm marker	Placed on the upper arm between the elbow shoulder markers. Should be placed asymmetrically with RUPA
LELB	Left elbow	Placed on lateral epicondyle approximating elbow joint axis

LFRA	Left forearm marker	Placed on the lower arm between the wrist and elbow markers. Should be placed asymmetrically with RFRA
LWRA	Left wrist marker A	Left wrist bar thumb side
LWRB	Left wrist marker B	Left wrist bar pinkie side
LFIN	Left fingers	Actually placed on the dorsum of the hand just below the head of the second metacarpal

Lower Body

Pelvis

LASI	Left ASIS	Placed directly over the left anterior superior iliac spine
RASI	Right ASIS	Placed directly over the right anterior superior iliac spine
LPSI	Left PSIS	Placed directly over the left posterior superior iliac spine
RPSI	Right PSIS	Placed directly over the right posterior superior iliac spine
SACR	Sacral wand marker	Placed on the skin mid-way between the posterior superior iliac spines (PSIS). An alternative to LPSI and RPSI

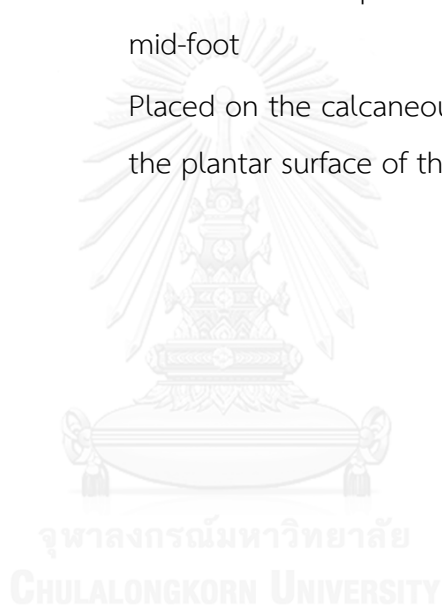
Leg Markers

LKNE	Left knee	Placed on the lateral epicondyle of the left knee
LTHI	Left thigh	Place the marker over the lower lateral 1/3 surface of the thigh, just below the swing of the hand, although the height is not critical.

LANK	Left ankle	Placed on the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis
LFIB	Left tibial wand marker	Similar to the thigh markers, these are placed over the lower 1/3 of the shank to determine the alignment of the ankle flexion axis

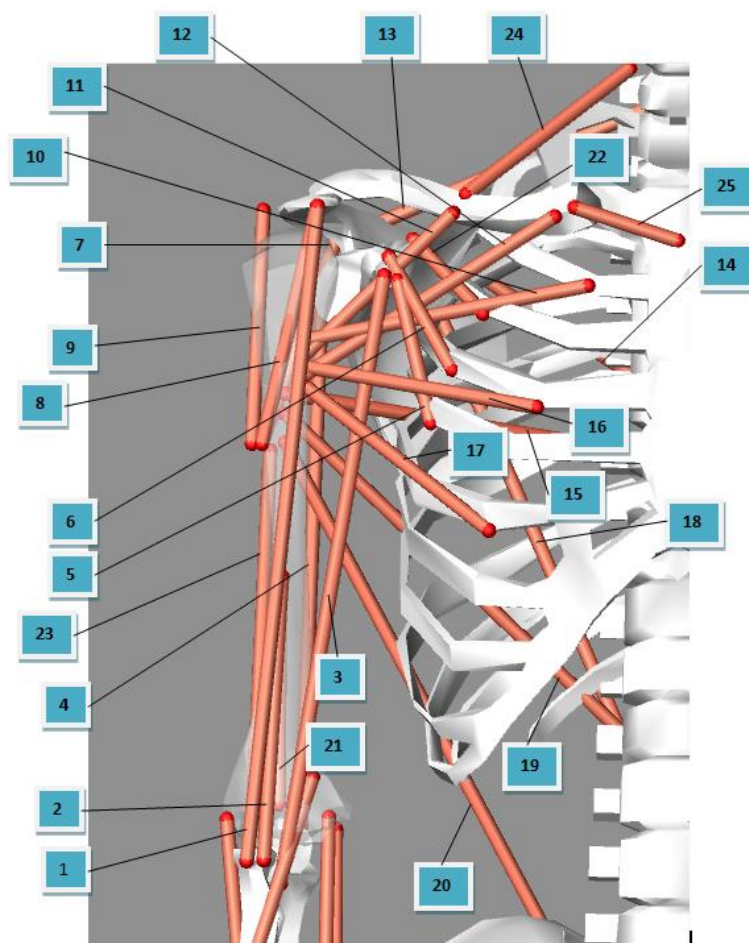
Foot Markers

LFOE	Left toe	Placed over the second metatarsal head, on the mid-foot side of the equinus break between fore-foot and mid-foot
LHEE	Left heel	Placed on the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker



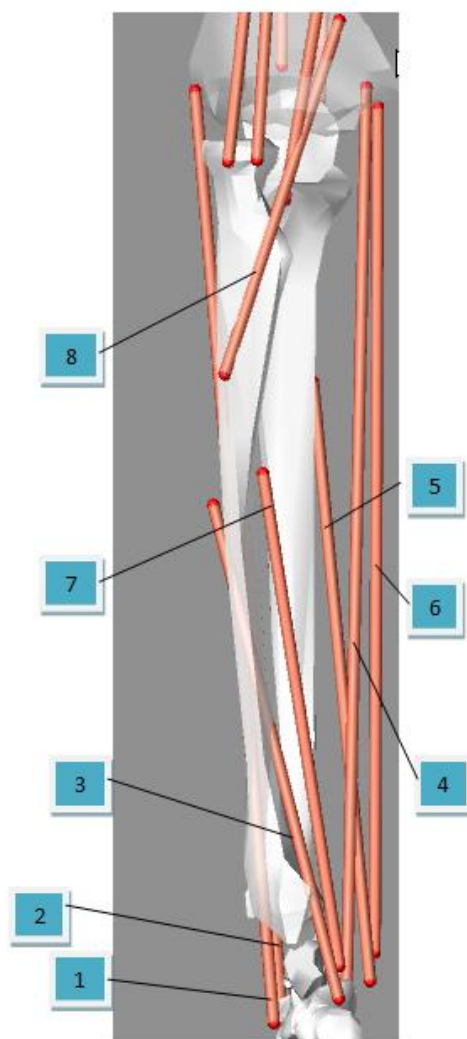
ตำแหน่งกล้ามเนื้อ และจุดเกาะในซอฟต์แวร์ LifeMOD™ (LifeModeler, 2010)

กล้ามเนื้อแขนส่วนบน



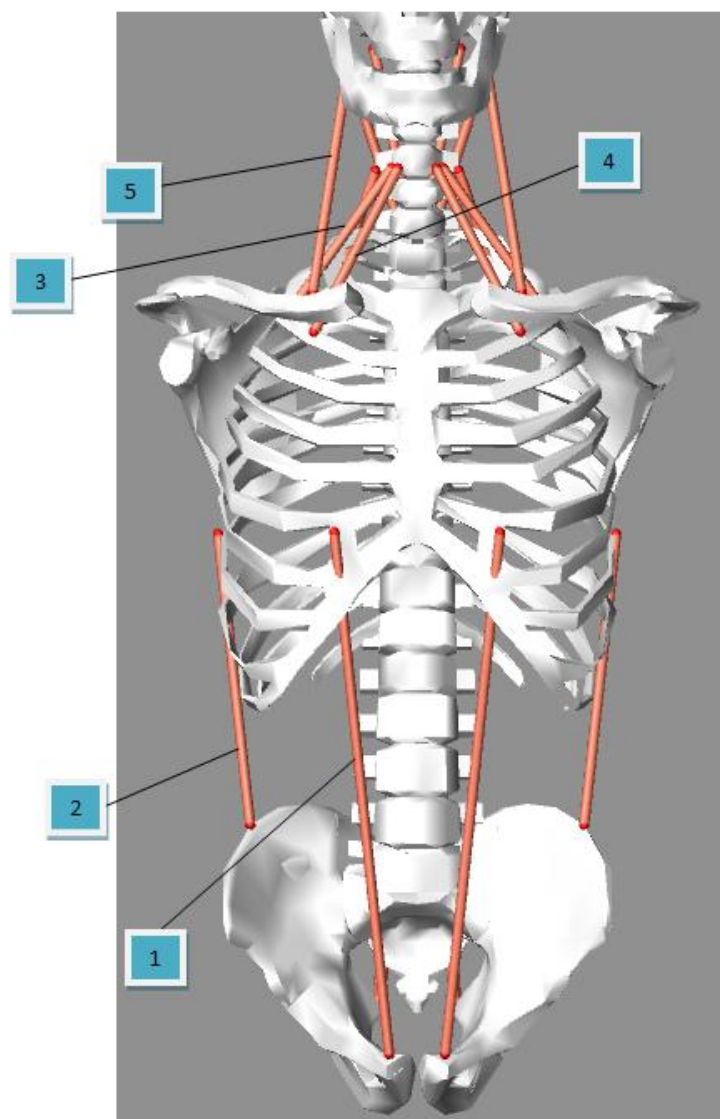
ID	Muscle	Attach Proximal	Attach Distal
1	Biceps Brachii 2	scapula	lower_arm
2	Brachioradialis	upper_arm	lower_arm
3	Biceps Brachii 1	scapula	lower_arm
4	Triceps Brachii 1	scapula	lower_arm
5	Pectoralis Minor 3	scapula	upper_torso
6	Pectoralis Minor 2	scapula	upper_torso
7	Deltoides 3	scapula	upper_arm
8	Deltoides 1	scapula	upper_arm
9	Deltoides 2	scapula	upper_arm
10	Pectoralis Major 1	upper_torso	upper_arm
11	Pectoralis Major 4	scapula	upper_arm
12	Pectoralis Major 5	scapula	upper_arm
13	Trapezius 1	neck	scapula
14	Trapezius 2	upper_torso	scapula
15	Latissimus Dorsi 1	upper_torso	upper_arm
16	Pectoralis Major 2	upper_torso	upper_arm
17	Pectoralis Major 3	upper_torso	upper_arm
18	Trapezius 3	scapula	central_torso
19	Latissimus Dorsi 2	upper_arm	central_torso
20	Latissimus Dorsi 3	upper_arm	lower_torso
21	Triceps Brachii 2	upper_arm	lower_arm
22	Pectoralis Minor 1	scapula	upper_torso
23	Triceps Brachii 3	upper_arm	lower_arm
24	Trapezius 4	neck	scapula
25	Subclavius	upper_torso	scapula

กล้ามเนื้อแขนส่วนล่าง



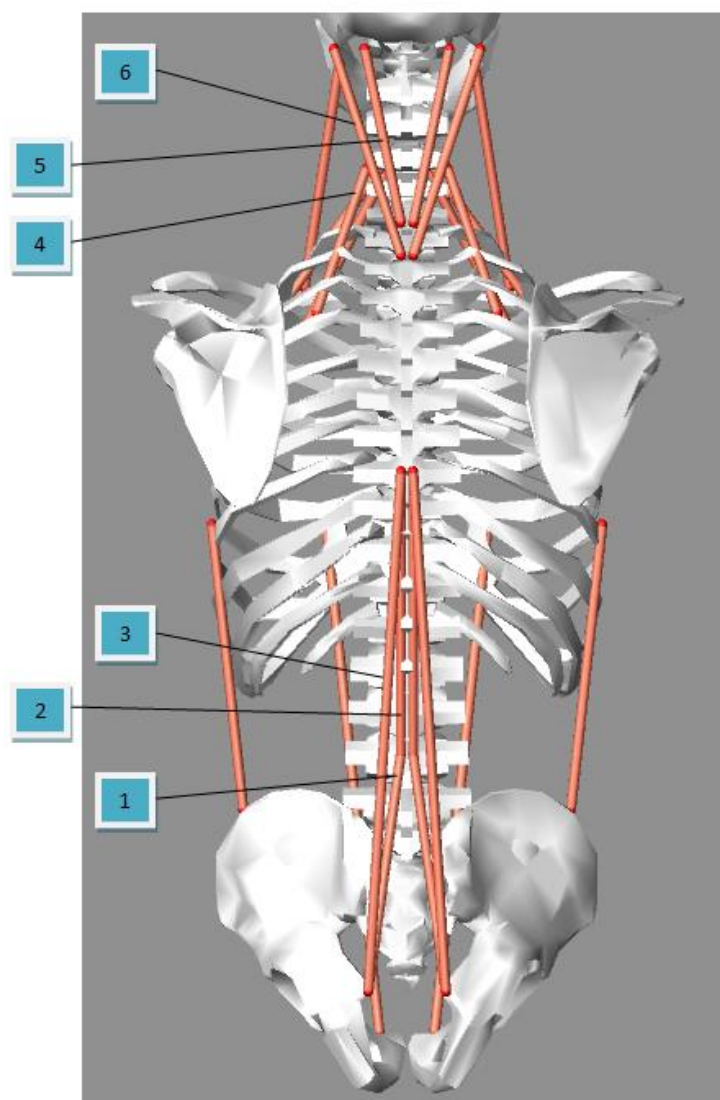
ID	Muscle	Attach Proximal	Attach Distal
1	Extensor Carpi Rad. Longus	upper_arm	hand
2	Extensor Digiti Minimi	lower_arm	hand
3	Abductor Pollicis Longus	lower_arm	hand
4	Flexor Capi Radialis	upper_arm	hand
5	Flexor Dittorum Profundus	lower_arm	hand
6	Flexor Carpi Ulnaris	upper_arm	hand
7	Flexor Pollicus Longus	upper_arm	hand
8	Pronator Teres	upper_arm	lower_arm

กล้ามเนื้อลำตัวด้านหน้า



ID	Muscle	Attach Proximal	Attach Distal
1	Rectus Abdominis	upper_torso	lower_torso
2	Obliquus Exenus Abdom.	upper_torso	lower_torso
3	Scalenus Medius	neck	upper_torso
4	Scalenus Anterior	neck	upper_torso
5	Sternocleidomastioideus	neck	scapula

กล้ามเนื้อลำตัวด้านหลัง



ID	Muscle	Attach Proximal	Attach Distal
1	Erector Spinae 2	central_torso	lower_torso
2	Erector Spinae 3	upper_torso	central_torso
3	Erector Spinae 1	upper_torso	lower_torso
4	Scalenus Posterior	neck	upper_torso
5	Splenius Cervicis	head	neck
6	Splenius Capitis	head	upper_torso

LifeMOD™

โครงสร้างของโปรแกรม LifeMOD™

โปรแกรม LifeMOD™ เป็นโปรแกรมสำหรับสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ ซึ่งเป็นส่วนเสริมของโปรแกรม ADAMS ที่ใช้ในการคำนวณทางฟิสิกส์ LifeMOD™ สามารถสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ผ่านฟังก์ชันของ ADAMS/View และสามารถนำแบบจำลองนั้นไปรวมกับสิ่งแวดล้อมทางฟิสิกส์ เพื่อหาความเกี่ยวพันแบบพลวัตระหว่างแบบจำลองกับสิ่งแวดล้อมได้

การสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์เริ่มจากการส่วนของร่างกายพื้นฐานที่เชื่อมแต่ละส่วนด้วยข้อต่อ เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน และกล้ามเนื้อ ซึ่งมีจุดสัมผัสกับสิ่งแวดล้อม การจำลองการเคลื่อนไหวจะเริ่มจากท่าเริ่มต้นที่กำหนดไว้ ซึ่งสามารถดำเนินการจำลองได้ทั้งแบบแอคทิฟ และพาสซิฟ

แบบจำลองพาสซิฟ

แบบจำลองพาสซิฟเป็นการจำลองปฏิกิริยาของแบบจำลองกับสิ่งแวดล้อม ส่วนใหญ่ใช้ในการจำลองการชน การเคลื่อนไหวของแบบจำลองไม่ได้เริ่มมาจากร่างกาย ดังนั้น motion agent จำไม่มีความจำเป็นในกรณีนี้

แบบจำลองแอคทิฟ

แบบจำลองแอคทิฟเป็นเหตุให้เกิดปฏิกิริยากับสิ่งแวดล้อม เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ถูกต้อง กล้ามเนื้อและข้อต่อต้องได้รับการบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยวิธี inverse dynamics ก่อน โดย motion agent ทำหน้าที่สอนให้กล้ามเนื้อและข้อต่อของแบบจำลองรู้จักการเคลื่อนไหว หลังจากแบบจำลองได้รับการบันทึกการเคลื่อนไหวแล้ว แบบจำลองก็จะพร้อมที่จะจำลองการเคลื่อนไหวด้วยวิธี forward dynamics ต่อไป

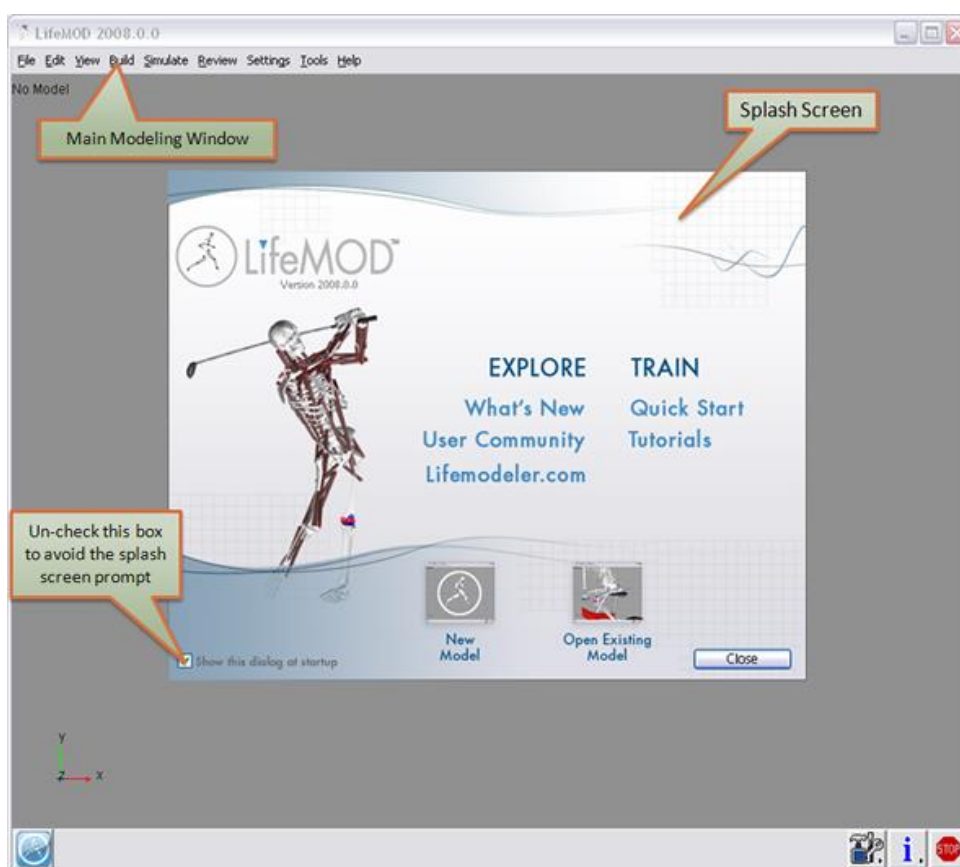
การเริ่มใช้งาน LifeMOD™

หลังจากติดตั้ง LifeMOD™ เรียบร้อยแล้วให้คลิกที่ไอคอน LifeMOD™ ที่อยู่บนหน้าจอ



รูปที่ 1 ไอคอน LifeMOD™

เมื่อ LifeMOD™ ปรากฏเป็นครั้งแรกบนหน้าจอ โปรแกรมจะเปิดหน้าต่างการสร้างแบบจำลองและหน้าจอตั้งที่แสดงในรูปที่ 2 หน้าจอเริ่มต้นเป็นพอร์ทัลเพื่อค้นหาฟังก์ชันและฟังก์ชันการฝึกอบรมของโปรแกรม นอกจากนี้ยังช่วยให้ผู้ใช้สามารถเริ่มสร้างโมเดลใหม่หรืออ่านในรูปแบบที่สร้างขึ้นก่อนหน้า ผู้ใช้สามารถข้ามหน้าจอเริ่มต้นนี้โดยยกเลิกการทำเครื่องหมายที่ช่อง "แสดงช่องโต้ตอบนี้เมื่อเริ่มต้นระบบ" คุณสามารถเรียกคืนหน้าจอได้ทุกเมื่อโดยเลือกปุ่ม LifeMOD™ ที่มุมล่างซ้ายของหน้าต่างการสร้างแบบจำลอง

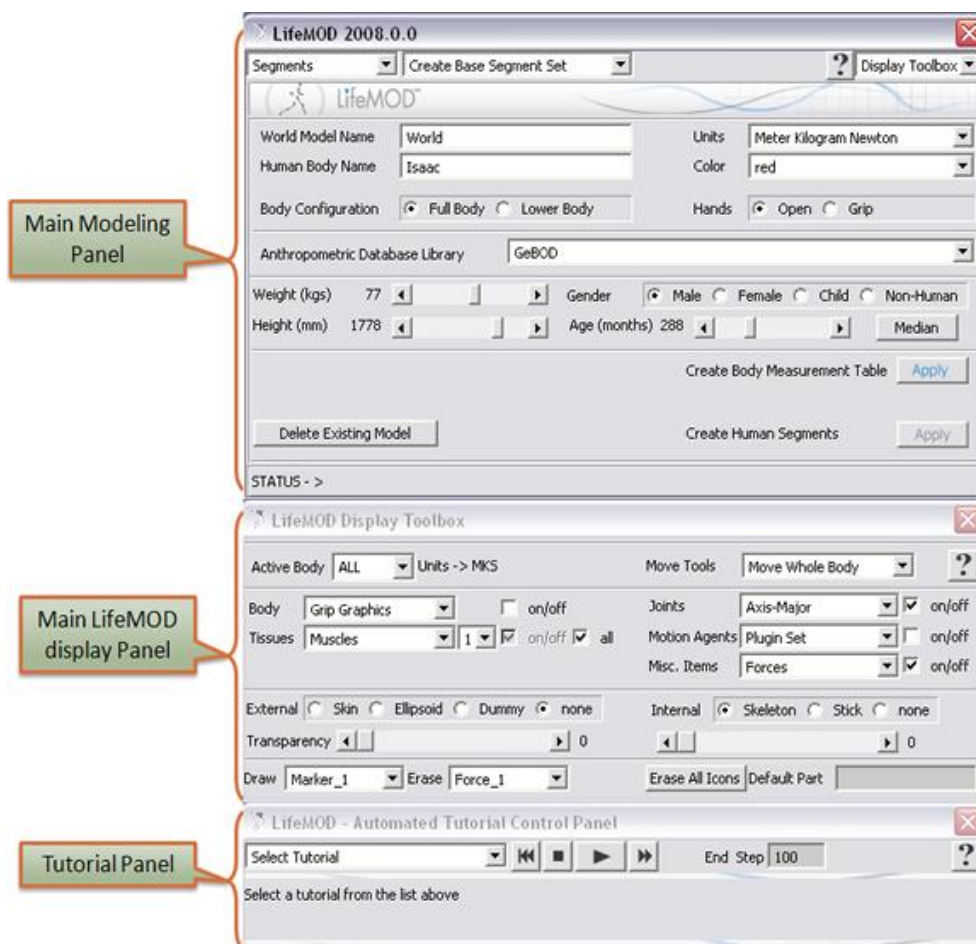


รูปที่ 2 การเลือกไอคอน "LifeMOD" ที่มุมล่างซ้ายจะแสดงหน้าจอเริ่มต้นของ LifeMOD™ อีกครั้ง

แผงควบคุม LifeMOD

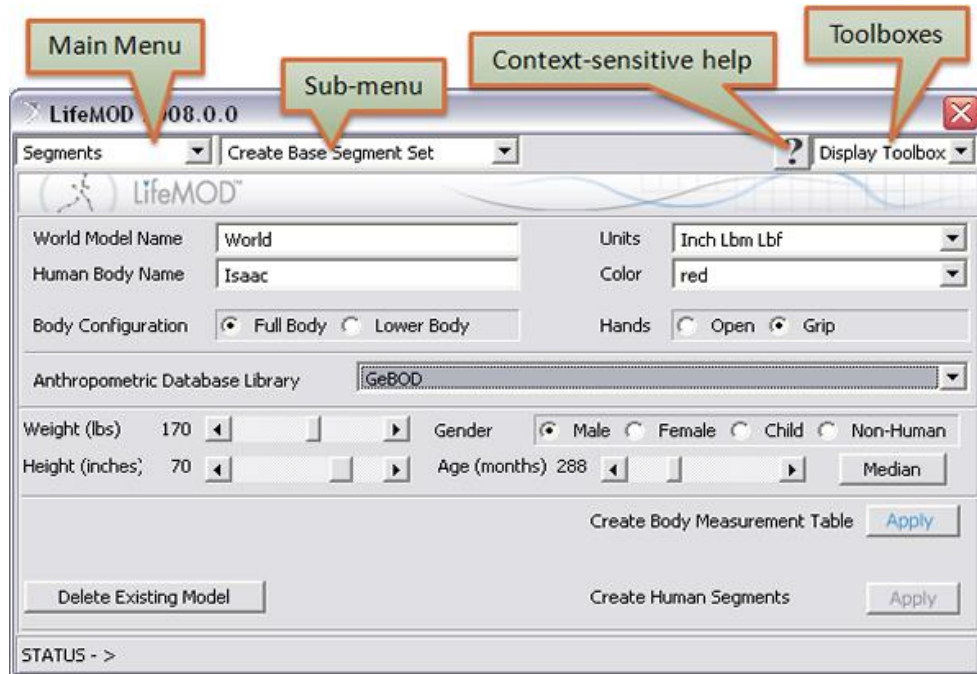
LifeMOD ให้อินเทอร์เฟซผู้ใช้แบบกราฟิกที่ใช้งานง่ายมาก มีการสร้างแบบจำลองมนุษย์โดยละเอียดผ่านทางแผงควบคุม แผงควบคุมเหล่านี้ช่วยให้ผู้ใช้สามารถใช้งานได้อย่างสมบูรณ์เพื่อสร้างแสดงวิเคราะห์วิเคราะห์ข้อมูลเคลื่อนไหวและข้อมูลพล็อต

การเข้าถึงแผงควบคุมทำได้โดยการเลือก "New Model", "Open Existing Model" หรือ "Close" บนหน้าจอเริ่มต้นระบบจะแสดงพาเนล LifeMOD หลักสามชุด รูปที่ 3 แสดงแผงแบบจำลองหลัก กลุ่มเครื่องมือการแสดงผล และแผงควบคุมการสอนอัตโนมัติ



รูปที่ 3 แผงควบคุมหลักทั้ง 3 แผง

แผงแบบจำลองหลัก

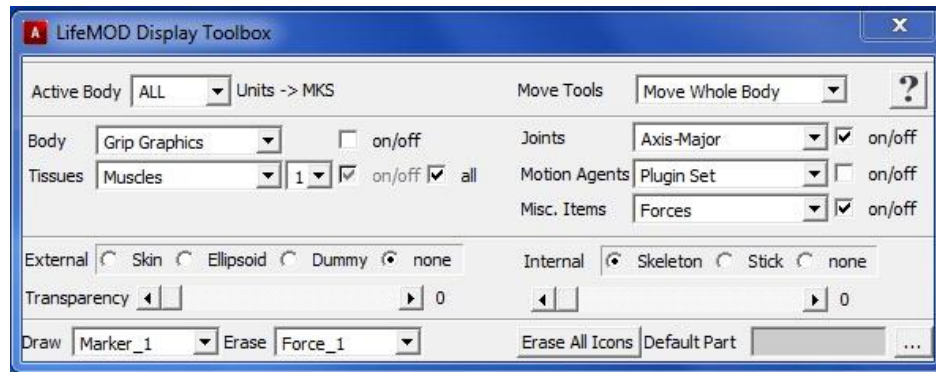


รูปที่ 4 แผงแบบจำลองหลัก LifeMOD™ ที่แสดงคำสั่ง (เมนูหลัก)

การดำเนินการ (เมนูย่อย) และการเข้าถึงกล่องเครื่องมือ

รูปที่ 4 แสดงแผงแบบจำลองหลักของ LifeMOD™ นี้เป็นโครงสร้างคำสั่งสร้างแบบจำลองหลัก ภายใต้การเลือกแต่ละรายการจะมีเมนูย่อยซึ่งมีคำสั่งสำหรับคำสั่งหลักแต่ละคำสั่ง กล่องเครื่องมือด้านขวาสุด ได้แก่ กล่องเครื่องมือสำหรับแสดงผล LifeMOD, ตัวแก้ไขตาราง, แผงการสอนอัตโนมัติ และการเข้าถึงคู่มือนี้ และฟอร์มของผู้ใช้ แผงควบคุมนี้ยังประกอบด้วยปุ่มความช่วยเหลือตามบริบทที่เข้าถึงส่วนคู่มือออนไลน์ที่ใช้อยู่ในปัจจุบันสำหรับการเลือกในเมนูหลักและเมนูย่อย

กล่องเครื่องมือการแสดงผล



รูปที่ 5 กล่องเครื่องมือการแสดงผล

รูปที่ 5 แสดงกล่องเครื่องมือการแสดงผล LifeMOD ที่ใช้ในการจัดการการแสดงผลของรูปแบบ แม้ว่า จะไม่ปรากฏบนแผงแสดงผลอีกต่อหนึ่งเครื่องมือการจัดการมุมมองยังคงเหมือนเดิม:

- f - พอดีในมุมมอง
- z - มุมมองซูม
- w - ซูมเข้าหน้าต่าง
- r - หมุน
- t - เลื่อน
- c - ตรงกลาง
- S - สลับระหว่างการแสดงแบบทึบและ wireframe
- v - เปิด / ปิดไอคอน

ผู้ใช้อาจใช้แป้นพิมพ์ลัดเหล่านี้เพื่อแก้ไขรายการที่แสดงในเมนูแบบเลื่อนลง:

- ทั้ร่างกาย
- ข้อต่อ
- ตัวแทนการเคลื่อนไหว

ส่วนตรงกลางของแผงควบคุมสามารถจัดการการตั้งค่าได้ดังนี้

Body

- Body CM tracker
- Vision Cones

- Foot graphics
- Grip graphics
- Tissues

Muscles

- Ligaments/Tendons
- Tissue Icons
- Joints

Graphics

- Axis-Major
- Axis-Minor
- Motion Agents

Segment CG Set

- Davis Set
- Plugin Set
- Golf Set
- Motion Matrix Set
- Tracker Set
- Misc. Items



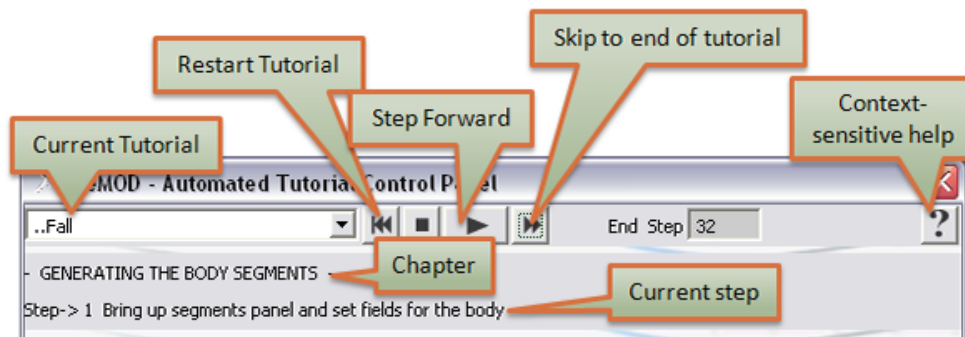
Markers

- Constraints
- Forces

แผงมีตัวควบคุมสำหรับฟังก์ชันการแสดงผลภาพภายในและภายนอกของร่างกาย หน่วยอาจเป็นตัวแทนของการแสดงภายนอกและภายใน เมื่อใช้การแทนภายในแทน "none" การแทนภายนอกจะเปลี่ยนเป็นแบบกึ่งโปร่งใส ผู้ใช้อาจมีผลต่อการควบคุมแผ่นใสทั้งภายในและภายนอกโดยใช้แถบเลื่อนที่ด้านล่างของแผง

ด้านล่างของแผงควบคุมยังมีการควบคุมไอคอนและส่วนประกอบ ADAMS ซึ่งรวมถึงเครื่องหมายข้อ จำกัด แรงส่วนต่าง ๆ และรูปทรงเรขาคณิต

แผงควบคุมการสอนโดยอัตโนมัติ



รูปภาพ 6: แผงควบคุมการสอนโดยอัตโนมัติ

รูปที่ 6 แสดงแผงควบคุมการสอนโดยอัตโนมัติ แผงควบคุมนี้จะทำตามคำแนะนำที่มีอยู่ใน LifeMOD โดยอัตโนมัติ บทเรียนเหล่านี้ได้รับการออกแบบให้เป็นเครื่องมือการฝึกอบรมด้วยตนเอง วิธีที่ดีที่สุดในการใช้บทแนะนำคือทำตามคู่มือ (เลือกเครื่องหมายคำถามสำหรับเอกสารการสอน เฉพาะ) ขณะก้าวข้ามบทแนะนำ แผงควบคุมจะแสดงบทและขั้นตอนปัจจุบันของบทแนะนำและการควบคุมเพื่อทำขั้นตอนเดียวหรือก้าวไปข้างหน้าอย่างรวดเร็ว

การสร้างแบบจำลอง

กระบวนการสร้างแบบจำลอง

วิธีการสร้างแบบจำลองหลักใน LifeMOD คือการเริ่มจากพื้นฐานให้ได้มากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ เพื่อปรับแต่งและปรับปรุงรูปแบบเพื่อให้ได้ความแม่นยำที่ต้องการ สำหรับแบบจำลองมนุษย์ที่สร้างขึ้นใน LifeMOD มีการกำหนดค่าพื้นฐาน มีระดับพื้นฐานของกลุ่มคน ข้อต่อและกล้ามเนื้อ แต่ละส่วนของคนอาจถูกแยกออกจากกันโดยการสร้างองค์ประกอบเดี่ยว ๆ เช่น แต่ละส่วนของกระดูกสันหลังส่วนคอ ข้อต่ออาจถูกนำมาใช้เพื่อรวมแต่ละส่วนของกระดูกสันหลัง ชุดกล้ามเนื้อพื้นฐานประกอบด้วยกล้ามเนื้อทั่วไป 118 กล้ามเนื้อ สำหรับกิจกรรมบางอย่างผู้ใช้สามารถเพิ่มกล้ามเนื้อเพิ่มเติมลงในแบบจำลองเพื่อเพิ่มความละเอียดของแบบจำลองให้มากยิ่งขึ้น

ประเภทของแบบจำลอง

การสร้างแบบจำลองของมนุษย์ใน LifeMOD มีแบบพื้นฐานอยู่ 3 แบบ: ข้อต่อแบบพาสซีฟ, การบันทึกข้อต่อ และกล้ามเนื้อ โดยแต่ละแบบสามารถตอบสนองต่อสภาพแวดล้อมได้แบบพลวัตผ่านแรงที่จุดสัมผัส

ข้อต่อแบบพาสซีฟ - แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองกิจกรรมการประเริญการบาดเจ็บแบบพาสซีฟ เช่น อุบัติเหตุทางรถยนต์ การตกกระแทก กิจกรรมกีฬา ฯลฯ ข้อต่อแบบพาสซีฟสร้างขึ้นโดยใช้คุณสมบัติจากหุ่นจำลอง Hybrid III ซึ่งรวมถึงความแข็งแบบไม่ใช่เชิงเส้น การหน่วง แรงเสียดทานของข้อต่อ การจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ร่วมกับการเชื่อมโยงพลังงาน

การบันทึกการเคลื่อนไหวของข้อต่อ - แบบจำลองร่วมกันใช้เพื่อจำลองกิจกรรมของมนุษย์ ขั้นตอนแรกในกระบวนการ คือการย้ายส่วนของแบบจำลองในรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ต้องการโดยใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวของผู้ใช้ หรือข้อมูลการจับภาพ ขั้นตอนที่สองเกี่ยวข้องกับการใช้ข้อมูลมูมที่บันทึกไว้ร่วมในการผลักดันข้อต่อด้วยแรงบิด (PD-control) เพื่อบังคับให้มีการเคลื่อนที่ตามที่บันทึกไว้

กล้ามเนื้อที่ถูกฝึกแล้ว - แบบจำลองที่ใช้เพื่อจำลองกิจกรรมของมนุษย์ ขั้นตอนแรกในกระบวนการนี้คือการย้ายส่วนของแบบจำลองในรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ต้องการโดยใช้รูปแบบการเคลื่อนไหวของผู้ใช้หรือข้อมูลการจับภาพเคลื่อนไหว ขั้นตอนที่สองเกี่ยวข้องกับการใช้ข้อมูลที่บันทึกไว้ของการหดตัวของกล้ามเนื้อเพื่อขับกล้ามเนื้อด้วยแรงที่สร้างขึ้นจาก PD-controller เพื่อบังคับให้เกิดการหดตัวที่บันทึกไว้ ในระหว่างกระบวนการนี้กล้ามเนื้อจะถูกตรวจสอบอย่างต่อเนื่องเพื่อให้แน่ใจว่าแรงที่สร้างขึ้นจะต้องไม่เกินความสามารถในการสร้างแรงของกล้ามเนื้อนั้น ๆ

ขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง

ขั้นตอนที่ 1: สร้างแบบจำลอง

กระบวนการนี้เริ่มต้นด้วยการสร้างระดับฐานของส่วนของร่างกายที่ปรับขนาดโดยใช้ข้อมูลจากฐานข้อมูล anthropometric ภายใน ชุดเซตส่วนระดับพื้นฐานประกอบด้วย

- Head
- Neck
- Upper_Torso
- Central_Torso

- Lower_Torso
- Right_Scapular, Left_Scapular
- Right_Upper_Arm, Left_Upper_Arm
- Right_Lower_Arm, Left_Lower_Arm
- Right_Hand, Left_Hand
- Right_Upper_Leg, Left_Upper_Leg
- Right_Lower_Leg, Left_Lower_Leg
- Right_Foot, Left_Foot

เมื่อมีการสร้างกลุ่มแล้วจะมีการจัดรวมกันโดยใช้ข้อต่อ LifeMOD เมื่อมีการติดตั้งข้อต่อผู้ใช้สามารถเริ่มต้นการจำลองแบบจำลองหรืออาจติดตั้งเนื้อเยื่ออ่อนสำหรับเก็บข้อมูลเพิ่มเติม

แรงเนื้อเยื่ออ่อนรวมถึงเอ็นเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อมีส่วนร่วมในการป้อนข้อมูลเพิ่มเติมและช่วยให้สามารถสร้างแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ได้อย่างสมจริงมากขึ้น

ขั้นตอนที่ 2: การกำหนดตำแหน่งในสิ่งแวดล้อม

การวางแบบจำลองในการกำหนดค่าเริ่มต้นเป็นตัวเลือก แต่โดยปกติแล้วจะให้ความสำคัญกับความก้าวหน้าของการจำลองถ้าแบบจำลองวางอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมกับงานที่จำลองอยู่ LifeMOD มีไลบรารีมาตรฐานของท่าทางที่จะอัปโหลดท่าทาง ถ้าท่าทางเป้าหมายไม่อยู่ในไลบรารีผู้ใช้สามารถออกแบบตัวเองโดยมีผลต่อมุมมองแต่ละมุมมองด้วยเครื่องมือกราฟิก

แรงสัมผัสจะถูกสร้างขึ้นระหว่างส่วนของแบบจำลองของมนุษย์กับรูปทรงของสภาพแวดล้อม ยานยนต์ ระบบทางกล และอื่น ๆ

ขั้นที่ 3: การจำลอง

การจำลองแบบพาสซีฟ

เมื่อโมเดลถูกสร้างขึ้นและอยู่ในตำแหน่งแล้วอาจใช้การจำลองแบบพาสซีฟหรือแอ็คทีฟ การจำลองแบบพาสซีฟอาศัยแรงภายนอกที่ทำหน้าที่ในร่างกายในขณะที่โมเดลจะบันทึกปฏิกิริยาของข้อต่อและกล้ามเนื้ออกับแรงที่ใช้ รูปแบบที่พบมากที่สุดของการจำลองแบบนี้คือการบาดเจ็บตาม - น้ำตกล้ม ฯลฯ

จำลองพลวัตย้อนกลับ

การจำลองที่ใช้งานมากที่สุดต้องใช้ขั้นตอนสองขั้นตอนซึ่งเป็นครั้งแรกที่ "ฝึก" ข้อต่อและเนื้อเยื่ออ่อน และบันทึกข้อมูลที่เล่นในภายหลังเพื่อขับเคลื่อนการเคลื่อนไหว การจำลองแบบนี้เรียกว่าการจำลองพลวัตย้อนกลับ วิธีการเคลื่อนที่ทั้งที่ผู้ใช้สร้างขึ้นหรืออิงจากข้อมูลการจับภาพเคลื่อนไหวที่อยู่ในรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ต้องการ ในระหว่างกระบวนการนี้จะมีการบันทึกมูฟร่วมกัน (สำหรับรุ่นที่ใช้ร่วมกันในการบันทึก) หรือข้อมูลการหดรัดตัวของกล้ามเนื้อ (สำหรับรูปแบบกล้ามเนื้อที่บันทึก) สิ่งเหล่านี้จะช่วยขับเคลื่อนแบบจำลองนี้

การจำลองพลวัตไปข้างหน้า

การจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้าใช้มูฟร่วมที่บันทึกไว้หรือการหดรัดตัวของกล้ามเนื้อเพื่อสร้างแรงบิด และแรงที่จะสร้างปฏิกิริยาภายในที่เหมาะสมที่จำเป็นในการเคลื่อนย้ายแบบจำลองไปพร้อมกับการเคลื่อนไหวจากการจำลองพลวัตย้อนกลับ

ขั้นตอนที่ 4: การตรวจสอบ

หลังจากรันการจำลองแบบใด ๆ ผู้ใช้สามารถนำเข้าข้อมูลทดสอบและตรวจสอบว่าผลลัพธ์ที่ต้องการได้รับหรือไม่

ขั้นตอนที่ 5: การปรับแต่ง

หากผลลัพธ์ไม่สอดคล้องตบสนองความต้องการผู้ใช้สามารถกลับไปเปลี่ยนความตัวแปรต่าง ๆ ของข้อต่อ / ส่วนของร่างกาย / เนื้อเยื่ออ่อน หรือสิ่งแวดล้อมก่อนที่จะทำการจำลองอีกครั้งได้มากเท่าที่ต้องการ

ขั้นตอนที่ 6: การเพิ่มประสิทธิภาพ

หากไม่มีการปรับเปลี่ยนใด ๆ หรือหากการจำลองประสบความสำเร็จตามที่ต้องการแล้วจะสามารถปรับให้เหมาะสมโดยการศึกษาความไวของแบบจำลองการทดลอง ฯลฯ ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้สามารถดึงข้อมูลที่มีค่ามากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้

การสร้างแบบจำลองมนุษย์กับข้อต่อ

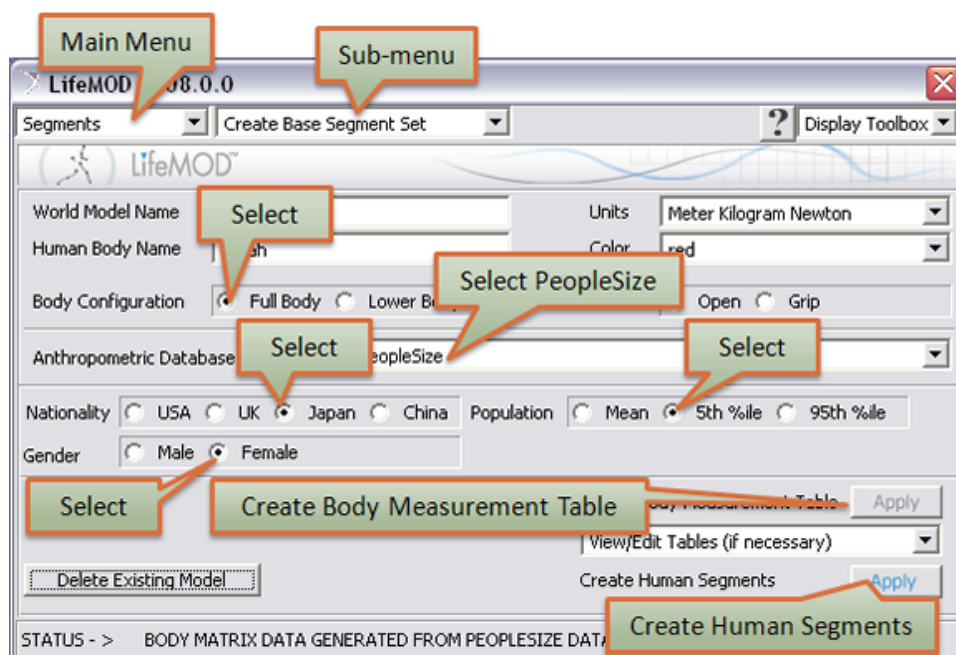
ตัวอย่างง่าย ๆ นี้แสดงให้เห็นถึงการสร้างแบบจำลองมนุษย์กับ LifeMOD ประเภทหนึ่ง ในตัวอย่างนี้ข้อต่อของมนุษย์ได้รับการ "ฝีกฝน" โดยใช้ตัวแทนการเคลื่อนที่เพื่อเคลื่อนที่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกายในการวิเคราะห์พลวัตย้อนกลับ เมื่อข้อต่อได้รับการฝึก หรือข้อมูลมุมที่บันทึกไว้ที่ได้รับร่วมกัน จะมีการเปลี่ยนข้อต่อจากองค์ประกอบที่สามารถสอนได้ (passive) ไปเป็นองค์ประกอบที่ได้รับการฝึกฝนแล้ว (Active) ตัวแทนการเคลื่อนไหวจะถูกลบออกแล้วและโมเดลจะถูกขับเคลื่อนด้วยแรงบิดจากแบบจำลอง

ขั้นตอนที่ 1: การสร้างส่วนของร่างกาย

ขั้นตอนแรกในกระบวนการคือการสร้างส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมนุษย์ ขนาดเซ็กเมนต์และสมบัติมวลถูกปรับขนาดตามฐานข้อมูล PeopleSize anthropometric

- เปิด LifeMOD ขึ้นโดยเลือกไอคอนเดสก์ทอป
- อ้างถึงหน้าจอในรูปที่ 2 ให้เลือก New Model
- เลือก "Segment" ในเมนูหลักและ "Create Base Set" ในเมนูย่อย
- ในแผงควบคุมการสร้างแบบจำลองหลักให้เลือกค่าเริ่มต้นและเลือก PeopleSize สำหรับไลบรารี anthropometric
- ระบุ 5th percentile Japanese female
- เลือกใช้เพื่อสร้างตารางวัดร่างกาย
- เลือกใช้ถัดจากสร้างกลุ่มบุคคล





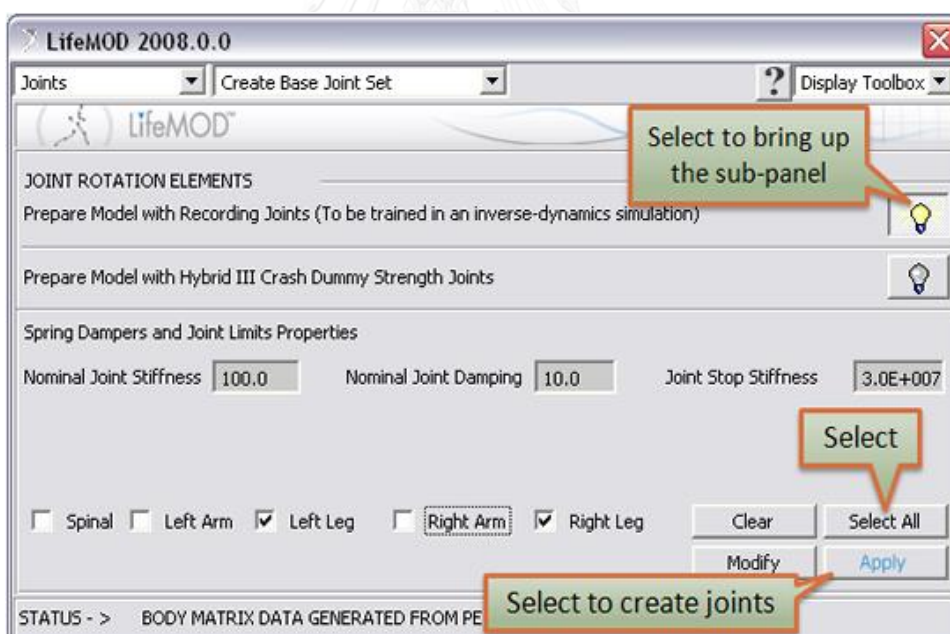
ภาพที่ 7: แผงควบคุมส่วนที่มีการเลือกสำหรับขั้นตอนนี้



ขั้นตอนที่ 2: การสร้างข้อต่อ

หลังจากที่มีการสร้างส่วนของร่างกายขึ้นมาส่วนต่าง ๆ จะต้องรวมเข้าด้วยกันกับข้อต่อของมนุษย์ ข้อต่อสำหรับตัวอย่างนี้จะเป็นข้อต่อ kinematic ที่มีฟังก์ชัน torque passive

- เลือก "Joints" ในเมนูหลักและ "Create Base Set" ในเมนูย่อย
- เลือกหลอดไฟถัดจาก " Prepare Model with Recording Joints"
- เมื่อแผงควบคุมย่อยเปิดขึ้นให้เลือก "เลือกทั้งหมด"
- เลือกดำเนินการเพื่อสร้างชุดข้อต่อที่สมบูรณ์

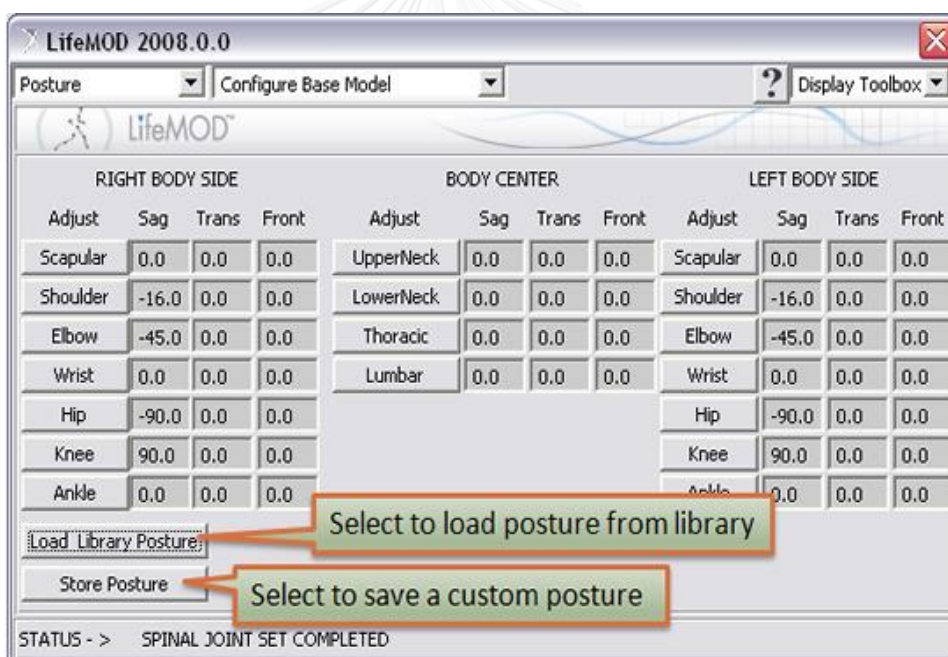


รูปที่ 8: แผงควบคุมข้อต่อกับตัวเลือกสำหรับขั้นตอนนี้

ขั้นที่ 3: การสร้างแบบจำลองมนุษย์

หลังจากสร้างรอยต่อแล้วแบบจำลองมนุษย์อาจถูกจัดให้อยู่ใน รูปแบบใด ๆ โดยใช้ไลบรารีของท่ามาตรฐานหรือปรับมุมร่วมกัน

- เลือก "Posture" ในเมนูหลักและ "Configure Base Model" ในเมนูย่อย
- เลือก "Load Library Posture" เพื่อเรียกดูไลบรารีท่าทาง
- เลือก "Muscle Relocation" เป็นท่าทางจากไลบรารี



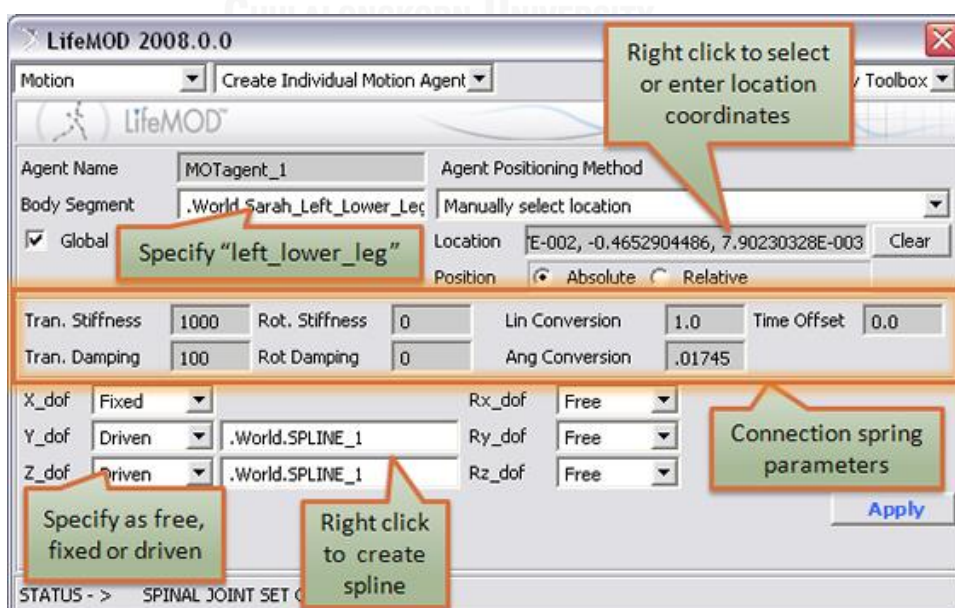
รูปภาพ 9: แผงควบคุมท่าทางพร้อมตัวเลือกสำหรับขั้นตอนนี้

ขั้นตอนที่ 4: การสร้างตัวแทนการเคลื่อนไหว

ด้วยรูปแบบที่ตั้งไว้ ตัวแทนการเคลื่อนไหวสามารถสร้างและวางตำแหน่งในแบบจำลองได้ ตัวแทนการเคลื่อนไหวทำการเคลื่อนส่วนของแบบจำลองโดยขึ้นอยู่กับวิธีการเคลื่อนที่ที่ป้อนด้วยตนเอง หรือมาจากอุปกรณ์จับการเคลื่อนไหว ตัวแทนเคลื่อนไหวจะแนบไปกับส่วนของร่างกายแบบมีสปริง



- เลือก "Motion" ในเมนูหลักและ "Create Individual Motion Agent" ในเมนูย่อย
- คลิกขวาในช่องส่วนของร่างกายเลือกส่วนรับและคลิกที่ left_lower_leg ในหน้าต่างการสร้างแบบจำลอง
- เลือกตำแหน่งด้วยตนเองเลือกจุดบนขาหรือป้อนค่า 3, -12, 14
- ตั้งค่า x_dof เป็นค่าคงที่และ Rx_dof, Ry_dof และ Rz_dof เป็นค่าว่าง
- สำหรับ Y_dof และ Z_dof เลือกขับเคลื่อน
- คลิกขวาที่ช่อง Y_dof และเลือก Spline - Create
- ป้อนค่า x และ 0, 1, 2, 3, 4 สำหรับค่า y (เมื่อสร้าง spline โปรดจำไว้ว่าหน่วยวัดที่ร่างกายกำลังทำงานอยู่ตรวจสอบไปที่กลุ่ม -> สร้างชุดฐานและเมนูหน่วยอยู่ในส่วนบนซ้ายของแผง)
- เลือกใช้เพื่อสร้าง spline
- คลิกขวาที่ช่อง Z_dof และเลือก Spline - เรียกดูและเลือก .WorldSpline_1
- เลือกใช้เพื่อสร้างผู้ให้บริการการเคลื่อนไหว

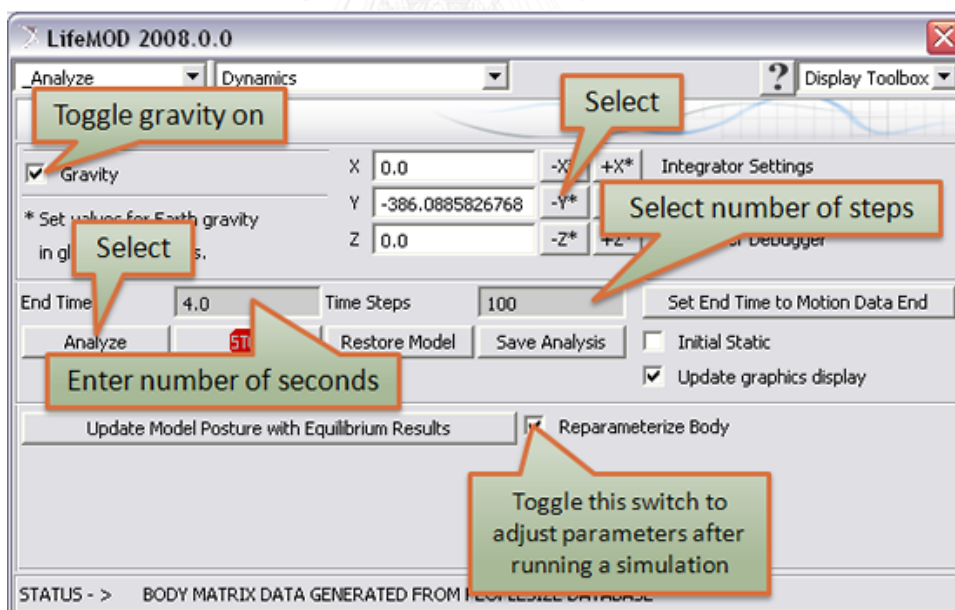
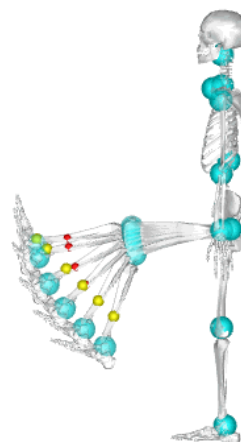


รูปภาพ 10: แผงควบคุมตัวแทนการเคลื่อนไหวพร้อมด้วยตัวเลือกสำหรับขั้นตอนนี้

ขั้นตอนที่ 5: เรียกใช้การจำลองพลวัตย้อนกลับ

แบบจำลองถูกยึดไว้กับพื้นโดยใช้ข้อต่อแบบคองที่ระหว่าง lower_torso กับพื้นดิน การจำลองจะดำเนินการกับตัวแทนการเคลื่อนที่ที่เคลื่อนที่ขาขึ้นและลง ในช่วงนี้จะมีการบันทึกมุมร่วมกัน

- ในกล่องเครื่องมือหลักของ ADAMS / View ให้คลิกขวาที่ไอคอนร่วมที่กำหนดไว้ในแถวแรกคอลัมน์ที่สาม
- คลิกที่ lower_torso และที่ใดก็ได้บนหน้าจอสำหรับพื้นดินจากนั้นเลือกตำแหน่งใดก็ได้บนหน้าจอเพื่อสร้างข้อต่อถาวร (ตำแหน่งจะไม่ส่งผลกระทบต่อผลการจำลอง)
- เลือก "Analyze" ในเมนูหลักและ "Dynamics" ในเมนูย่อย
- ตรวจสอบกล่องแรงโน้มถ่วงและเลือก -Y สำหรับเวกเตอร์แรงโน้มถ่วง
- ป้อน 4 สำหรับเวลาสิ้นสุดและ 100 สำหรับขั้นตอนเวลา
- เลือก Analyze เพื่อดำเนินการจำลอง



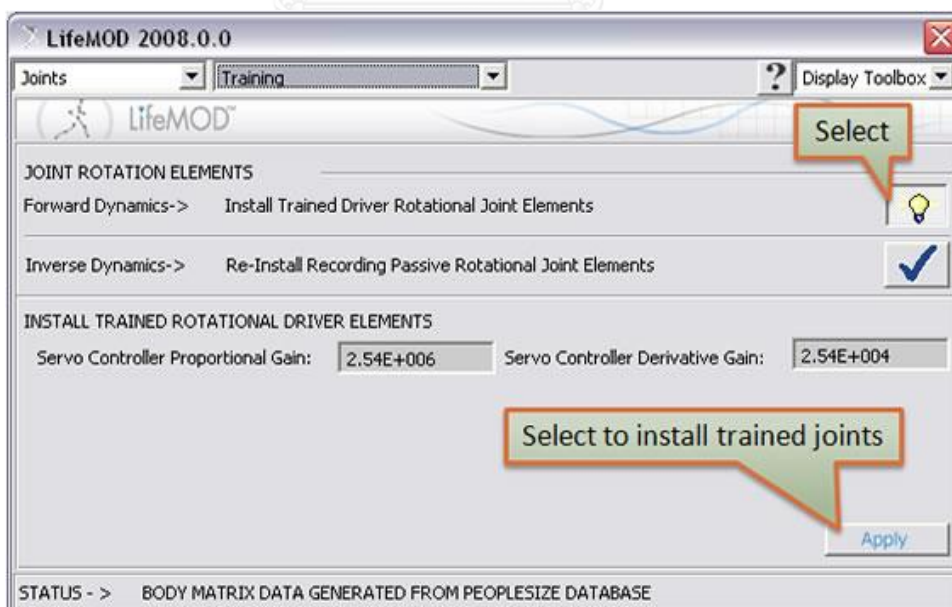
รูปภาพ 11: แผงควบคุมการวิเคราะห์พร้อมทั้งตัวเลือกสำหรับขั้นตอนนี้

ขั้นตอนที่ 6: การจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้า

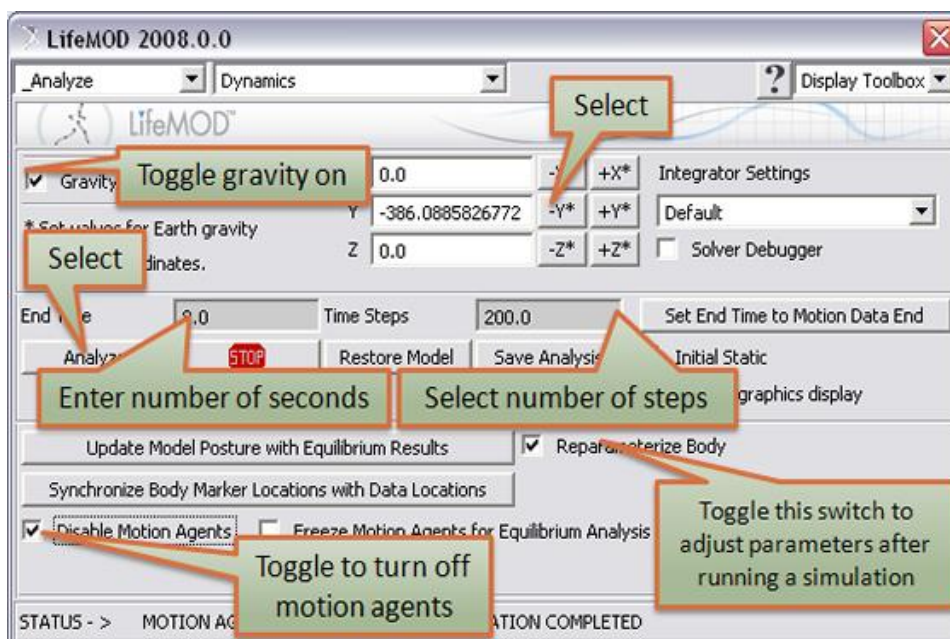
หลังจากจำลองพลวัตย้อนกลับได้รับการดำเนินการแล้ว มุมของข้อต่อจะถูกบันทึกไว้สำหรับกิจกรรมนี้แล้ว ในขั้นตอนนี้ตัวแทนการเคลื่อนไหวจะแสดงผลไม่ทำงานและข้อต่อจะได้รับการอัปเดตเป็นองค์ประกอบที่ได้รับการฝึกอบรมแล้ว องค์ประกอบที่ผ่านการฝึกอบรมเป็นฟังก์ชันควบคุมซึ่งจะสร้างแรงบิดเพื่อลดความแตกต่างระหว่างมุมมองข้อต่อแบบทันที และมุมมองข้อต่อที่ต้องการจากการวิเคราะห์ก่อนหน้านี้



- เลือก "Joints" ในเมนูหลักและ "Training" ในเมนูย่อย
- เลือกหลอดไฟถัดจากติดตั้งชุดไดรฟ์เวอร์ที่มีการฝึกอบรมแล้วเพื่อเปิดแผงควบคุม
- ปลดล็อคค่าเริ่มต้นและเลือกใช้ กราฟิกทั้งหมดจะเปลี่ยนสีที่แสดงถึงองค์ประกอบที่ผ่านการฝึกอบรมแล้ว
- เลือก "Analyze" ในเมนูหลักและ "Dynamics" ในเมนูย่อย
- เลือกปิดการใช้งานตัวแทนการเคลื่อนไหว
- เลือก 4 วินาทีสำหรับเวลาสิ้นสุดและ 100 ขั้นตอนเวลา
- เลือก Analyze เพื่อดำเนินการจำลอง



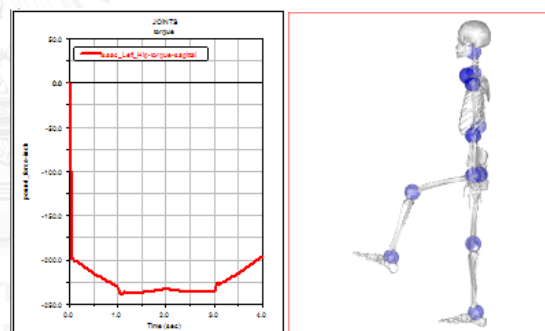
ภาพที่ 12: การฝึกอบรมข้อต่อกับการเลือกสำหรับขั้นตอนนี้



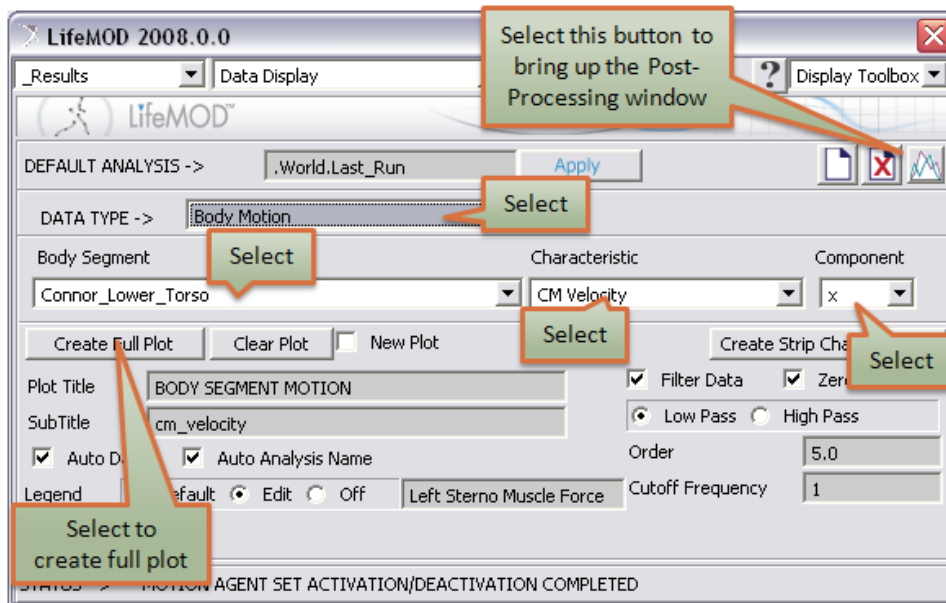
รูปภาพ 13: แผงควบคุมการวิเคราะห์พร้อมตัวเลือกสำหรับขั้นตอนนี้

ขั้นตอนที่ 7: การตรวจสอบผลลัพธ์

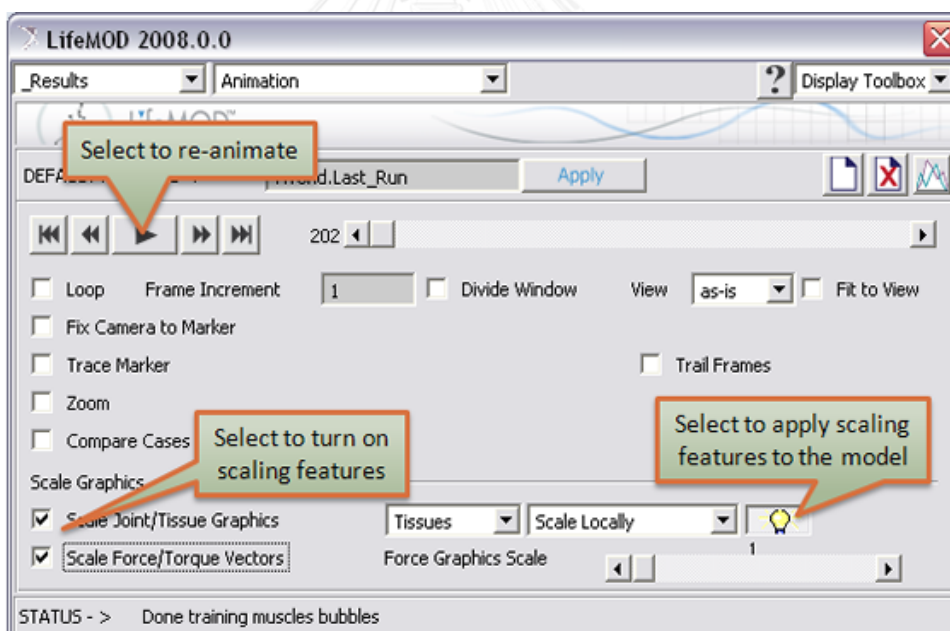
หลังจากจำลองเสร็จแล้วผลลัพธ์อาจได้รับการตรวจสอบในหลายรูปแบบ ส่วนนี้แสดงให้เห็นว่าข้อมูลแรงบิดสะโพกจะนำเสนอด้วยภาพเคลื่อนไหวของแบบจำลองของมนุษย์ด้วยการฟิกร่วมซึ่งมีขนาดเป็นสมบัติของแรงบิด



- เลือก "ผลลัพธ์" ในเมนูหลักและ "การแสดงผลข้อมูล" ในเมนูย่อย
- เปิดหน้าต่างโพสต์โปรเซสเซอร์โดยเลือกปุ่มกราฟที่ด้านบนของแผง
- เลือก Joints เป็นชนิดข้อมูล
- เลือก Issac_Left_Hip เป็นข้อต่อแรงบิดเป็นลักษณะและส่วนประกอบ sagittal
- เลือกสร้างพล็อตเต็มรูปแบบ
- เลือก "Animation" ในเมนูย่อย (เปลี่ยนจาก "Data Display")
- ตรวจสอบ Scale Joint / Tissue Graphics, เลือกข้อต่อ, มาตรฐานทั่วโลกและหลอดไฟ
- ตรวจสอบหน้าต่างแบ่งเลือกมุมมองด้านซ้ายและเลือกปุ่มลูกศรเพื่อให้เห็นภาพการเคลื่อนไหว



รูปภาพ 14: แผงควบคุมผลการค้นหาพร้อมด้วยการเลือกเพื่อสร้างพล็อต



รูปภาพ 15: แผงควบคุมผลการค้นหาพร้อมกับการเลือกเพื่อแบ่งหน้าต่าง
และทำให้แสดงภาพการเคลื่อนไหว

การแปลงไฟล์ข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ส่งออกจาก Qualisys Track Manager สำหรับนำเข้า LifeMOD™

ในการวิจัยนี้จำเป็นต้องมีการแปลงโครงสร้างของไฟล์ข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ส่งออกจาก Qualisys Track Manager ในรูปแบบ .mat ให้เป็นไฟล์ .slf สำหรับนำเข้าสู่ LifeMOD™ โดยใช้โปรแกรม MatLab ช่วยจัดการแปลงไฟล์ให้อยู่ในรูปแบบที่ต้องการ ซึ่งมี source code ดังต่อไปนี้

```

name = input('Please input Filename(dont put .mat) = ','s');
Name_Struct = strrep(name, ' ', '_'); %replace spacbar to underscore for find
struct
Struct = load(name);
a=Struct.(Name_Struct).Trajectories.Labeled.Count;

%set Frames rate
Framerate = Struct.(Name_Struct).FrameRate;
time = 1/Framerate;
basetime = 0.00000;

%set Sampling
Sampling = Struct.(Name_Struct).Force(1).Frequency;
time2 = 1/Sampling;

%set header file
header1 = 'time';
header2 = 'part';
header3 = 'x';
header4 = 'y';
header5 = 'z';

```



```

%create txt.file
fid=fopen('Tranform.txt','w');
fprintf(fid, [header1 ' ' header2 ' ' header3 ' ' header4 ' ' header5 ' ' '\r\n']);

%write file in Tranform.txt
for i=1:Struct.(Name_Struct).Frames
    for j=1:Struct.(Name_Struct).Trajectories.Labeled.Count
        A = time*(i-1);
        B = j;
        C = Struct.(Name_Struct).Trajectories.Labeled.Data(j,1,i);
        D = Struct.(Name_Struct).Trajectories.Labeled.Data(j,2,i);
        E = Struct.(Name_Struct).Trajectories.Labeled.Data(j,3,i);
        fprintf(fid, '%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f \r\n', [A B C D E]);
    end
end

%create txt.file
fid2=fopen('Tranform2.txt','w');
fprintf(fid2,'time,foot,locx,locy,locz,fx,fy,fz,tx,ty,tz\r\n');

%write file in tranform2.txt
for
i=1:+Struct.(Name_Struct).Force(1).SamplingFactor:Struct.(Name_Struct).Frame
s*Struct.(Name_Struct).Force(1).SamplingFactor
    A=time2*(i-1);
    for j=2:-1:1
        if(j==2)

```

```
        B = 1;
    else
        B = 2;
    end
    C = Struct.(Name_Struct).Force(j).COP(1,i);
    D = Struct.(Name_Struct).Force(j).COP(2,i);
    E = Struct.(Name_Struct).Force(j).COP(3,i);
    F = Struct.(Name_Struct).Force(j).Force(1,i);
    G = Struct.(Name_Struct).Force(j).Force(2,i);
    H = Struct.(Name_Struct).Force(j).Force(3,i);
    I = Struct.(Name_Struct).Force(j).Moment(1,i);
    J = Struct.(Name_Struct).Force(j).Moment(2,i);
    K = Struct.(Name_Struct).Force(j).Moment(3,i);
    fprintf(fid2, '%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f,%.5f \\\n',
[A B C D E F G H I J K]);
    end
end
```

การตั้งค่าสำหรับแบบจำลองใน LifeMOD™

การตั้งค่าของข้อต่อ (Joint parameters)

ข้อต่อแบบคิเนมาติกส์สามารถใช้งานได้ทั้งแบบพาสซีฟ และแอคทีฟ ซึ่งประกอบด้วยการตั้งค่าดังนี้

- Passive Stiffness/Damping
- Passive Joint Limit Angles and Stiffness
- Pgain/Dgain

Passive Stiffness/Damping Parameters

ข้อต่อแบบพาสซีฟมีหน้าที่หลักสองประการคือ 1) เพื่อรักษาเสถียรภาพของแบบจำลองในระหว่างการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ 2) เพื่อให้มีความเสถียรของข้อต่อสำหรับการจำลองแบบพลวัตไปข้างหน้า

ค่าเริ่มต้นที่อยู่ในแผงควบคุมเพียงพอสำหรับการรักษาเสถียรภาพของแบบจำลองในการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ ในระหว่างการจำลองพลวัตย้อนกลับค่า Passive Stiffness/Damping และตัวแทนของการเคลื่อนไหวจะส่งผลต่อแบบจำลองโดยตรง ตัวอย่างเช่น ถ้ามีการตั้งค่าความแข็ง (stiffness) ของข้อต่อมากเกินไป รค่าความแข็งของตัวแทนการเคลื่อนไหวอาจไม่เพียงพอที่จะเคลื่อนที่ส่วนของร่างกาย หรือตรงกันข้ามถ้าตัวแทนการเคลื่อนไหวมีความแข็ง และ Passive Stiffness/Damping ของข้อต่อมีปริมาณน้อยเกินไป อาจทำให้มีการแกว่งมากเกินไปในระหว่างการจำลอง โดยทั่วไปแล้ว มักจะกำหนดค่า Damping ไว้ที่ 10% ของค่า Stiffness

Passive Joint Limit Angles and Stiffness

ขีดจำกัดของมุมของข้อต่อ เป็นประมาณการคร่าว ๆ ของมุมในแกนนั้น ๆ ค่าปริยายขึ้นอยู่กับขีดจำกัดที่พัฒนาขึ้นจากข้อมูลอ้างอิงตามการวิจัยที่ผ่านมา

ขีดจำกัดของ Stiffness มักจะตั้งค่าไว้ให้สูงเพื่อให้แน่ใจว่าข้อต่อไม่ได้ขยับเกินกว่าความสามารถทางชีวภาพในระหว่างการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ

ส่วนประกอบของตัวขับเคลื่อนที่ผ่านการฝึกแล้ว

ส่วนประกอบของตัวขับเคลื่อนที่ได้รับการฝึกแล้ว คือตัวขับเคลื่อนแบบ PD-Servo ซึ่งจะลดข้อผิดพลาดระหว่างมุมที่ต้องการ และมุมข้อต่อที่บันทึกไว้ ทำได้โดยการคูณ Pgain (Stiffness) ครั้ง

ความผิดพลาดและ Dgain (Damping) ครึ่งอนุพันธ์ของความผิดพลาด การเลือกค่าเหล่านี้มีผลกับการติดตามแบบจำลองที่ต้องการ โดยทั่วไปแล้ว มักจะกำหนดค่า Dgain ไว้ที่ 10% ของค่า Pgain

การตั้งค่าตัวแปรของเนื้อเยื่ออ่อน - กล้ามเนื้อที่สามารถฝึกได้

ตัวแปรของเนื้อเยื่ออ่อน สำหรับกล้ามเนื้อ และเส้นเอ็น:

- pCSA = พื้นที่หน้าตัดทางสรีรวิทยา
- Mstress = ความเครียดเนื้อเยื่อสูงสุด
- Fresting = แรงขณะพัก
- Ffilter = ตัวกรองสัญญาณของแรง %
- Mtone = ความตึงตัวของกล้ามเนื้อโดยรวม
- Pgain = อัตราขยายตามสัดส่วน
- Dgain = อัตราขยายอนุพันธ์
- tendon/ligament strain stiffness/damping
- tendon/ligament preload/freelength

ข้อมูลเรขาคณิตของกล้ามเนื้อ (pCSA) ที่เก็บไว้ใน LifeMOD™ ถูกสร้างขึ้นจากชุดการศึกษาจาก [Schumacher] นอกจากนี้ได้มีการเพิ่มเติมข้อมูลจากการศึกษาเกี่ยวกับกายวิภาคของกล้ามเนื้อมนุษย์โดย [Eycleshymer] แหล่งข้อมูลเหล่านี้รวมถึงข้อมูลอื่น ๆ ให้รายละเอียดเกี่ยวกับกล้ามเนื้อต่าง ๆ ในบริเวณต่าง ๆ ของร่างกาย และใช้เพื่อรวบรวมฐานข้อมูลเรขาคณิตของกล้ามเนื้อ LifeMOD™ ข้อมูลที่รวบรวมได้รับการปรับขนาดให้เป็นบุคคลอ้างอิงขนาด 1.70 เมตรและ 70 กิโลกรัม

สำหรับข้อมูลเฉพาะแบบจำลองข้อมูลเชิงเรขาคณิตจะถูกปรับขนาดให้เป็นไปตามความสูง น้ำหนักเพศและอายุ โดยใช้การปรับขนาดแบบ allometric [McMahon] สามารถปรับขนาด pCSA ได้โดยใช้ความตึงตัวของกล้ามเนื้อโดยรวม (Mtone) ซึ่งจะทำให้ pCSA มีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 500%

ขีดจำกัดด้านบนของแรงกล้ามเนื้อ (Fmax) ถูกสร้างขึ้นโดยการคูณ pCSA สำหรับกล้ามเนื้อแต่ละตัวกับค่าความเครียดของเนื้อเยื่อ (Mstress) สูงสุดที่ได้จากการศึกษาก่อนหน้านี้ [Hatze]

แรงขณะพัก (Fresting) ใช้เพื่อสนับสนุนการศึกษาเฉพาะทาง

กล้ามเนื้อที่ได้รับการฝึกให้เป็นตัวขับเคลื่อน

กล้ามเนื้อที่ได้รับการฝึกให้เป็นตัวขับเคลื่อน คือ PD-servo แบบเส้นตรง เพื่อลดข้อผิดพลาดระหว่างรูปแบบการหดสั้นเข้า/การยืดยาวออกที่ต้องการ และรูปแบบที่บันทึกไว้สำหรับแต่ละกล้ามเนื้อ สามารถทำได้โดยการคูณค่า Pgain (Stiffness) ซึ่งเป็นข้อผิดพลาด และ Dgain (Damping) เป็นอนุพันธ์ของข้อผิดพลาด การตั้งค่าเหล่านี้อาจส่งผลต่อแบบจำลองที่บันทึกการเคลื่อนไหวที่ต้องการ โดยทั่วไปแล้ว มักจะกำหนดค่า Dgain ไว้ที่ 10% ของค่า Pgain

แรงนั้นมีความตึงเพียงอย่างเดียวและไม่สามารถเกินขีดจำกัดของกล้ามเนื้อ (Fmax) ซึ่งกำหนดโดยรูปทรงของกล้ามเนื้อ แรงจะได้รับผลกระทบเพิ่มเติมจากค่าร้อยละของตัวกรองเอาต์พุตของแรง (Ffilter) ค่านี้จะกรองแรงที่คำนวณสำหรับกล้ามเนื้อจาก 0% เป็น 200% และมีผลต่อการคำนวณกำลังของกล้ามเนื้อในกรณีที่มีการช้าซ้อน (กล้ามเนื้อหลายส่วนที่มีส่วนร่วมในแรงบิดที่ข้อต่อ) โดยปกติค่านี้จะถูกใช้ในรูปแบบทดลองและข้อผิดพลาดโดยการจำลองแบบต่อเนื่องและการสังเกตผล

เอ็นกระดูก / เอ็นกล้ามเนื้อ

แหล่งข้อมูลต่าง ๆ มีอยู่สำหรับคุณสมบัติทางกลของเอ็นซึ่ง ได้แก่ [Woo], [Wilson], [Fung] และอื่น ๆ

ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับเนื้อเยื่ออ่อน – กล้ามเนื้อแบบ Hill

กล้ามเนื้อแบบ Hill เป็นส่วนประกอบขององค์ประกอบแบบพาสซีฟ F_{PE} และองค์ประกอบที่หดตัว F_{CE}

$$F_{MUSCLE} = F_{CE} + F_{PE}$$

Passive Element Properties F_{PE}

Parameter	Symbol	Value	Reference
S_{free}	average sarcomere length of "free" muscle	2.1 μm	[Magid '85]
S_{rest}	length of sarcomere at rest	2.6 μm	[Meyers '98]
S_{ref}	length of sarcomere at muscle optimal length	2.8 μm	[Rack '69]
$asym$	strain asymptote	.7	[Deng '85]
k	passive muscle stiffness	3.34 N/cm^2	[Deng '85]
$pCSA$	physiological cross sectional area		

Contractile Element Properties F_{CE}

Parameter	Symbol	Value	Reference
σ_{max}	maximum isometric muscle stress	70 N/cm^2	[Winters '88]
V_{max}	maximum shortening velocity of the muscle	6/s	[Winters '90 '88]
CE_{sh}	shape force-velocity curve (shortening)	.25	[Winters '90 '88]
CE_{shl}	shape force-velocity curve (lengthening)	.075	
CE_{ml}	maximum relative force (lengthening)	1.5	[Cole '96]
S_k	determines the shape of the curve	.54	

รูปภาพที่ 16 ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับเนื้อเยื่ออ่อน – กล้ามเนื้อแบบ Hill

CHULALONGKORN UNIVERSITY

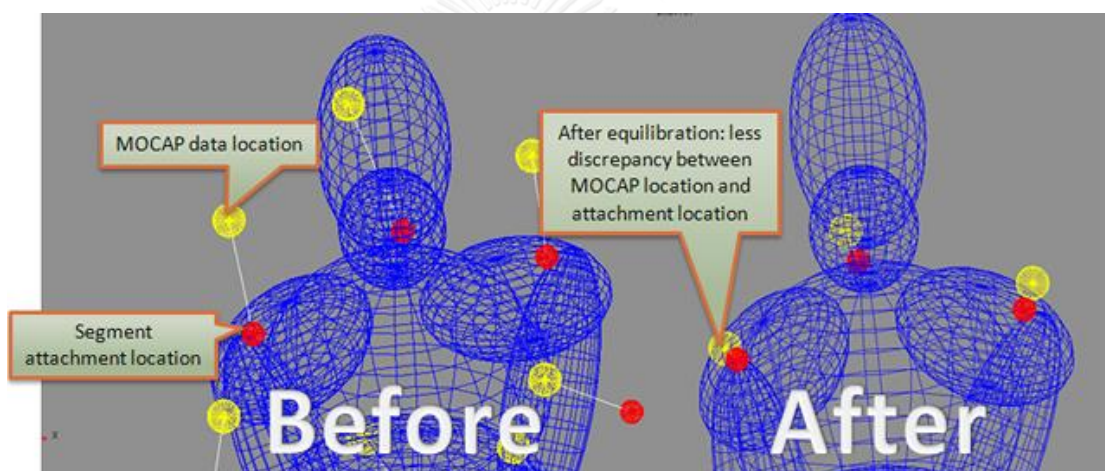
ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับตัวแทนการเคลื่อนไหว

ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับตัวแทนการเคลื่อนไหวประกอบด้วย:

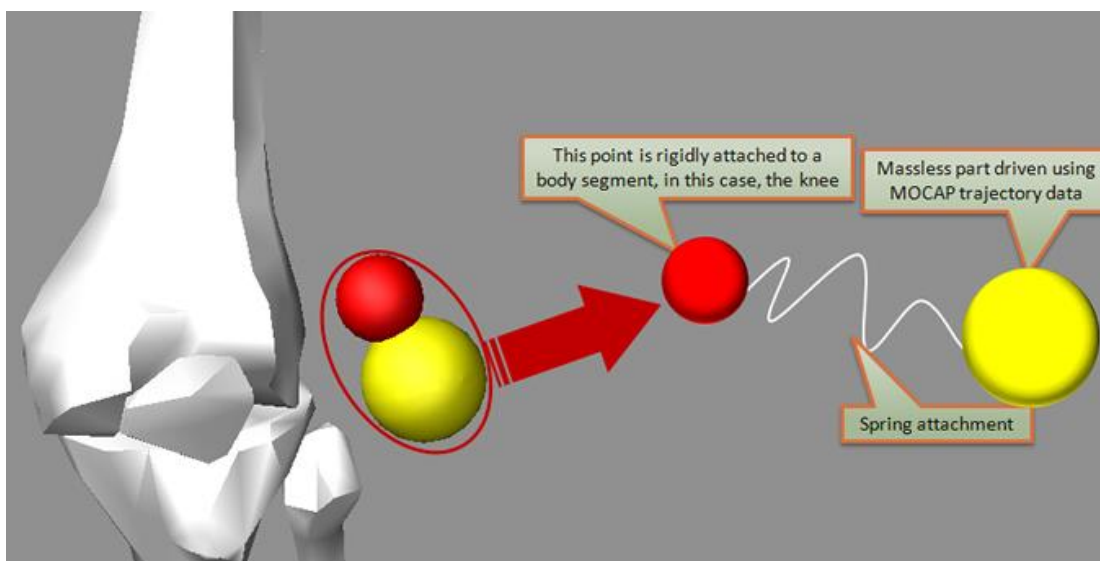
- การให้น้ำหนักของตัวแทนการเคลื่อนไหวแต่ละตัว
- Stiffness/Damping ของการเคลื่อนที่
- Stiffness/Damping ของการหมุน
- การแปลงเชิงเส้น
- การแปลงเชิงมุม
- การเอียงกันในเชิงของเวลา
- ตัวแทนการเคลื่อนไหวมีอิทธิพลจากการเคลื่อนไหว

LifeMOD™ มีหลายวิธีที่ให้ผู้ใช้เลือกวิธีการทำงานของระบบการเคลื่อนไหวที่มีผลต่อพฤติกรรมของโมเดลระหว่างการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ

ตัวแทนการเคลื่อนไหว (รูปที่ 17) ประกอบด้วยส่วนที่เป็นข้อมูล MOCAP และแนบไปยังส่วนของร่างกายผ่านสปริง การแนบแบบสปริงระหว่างตัวแทนการเคลื่อนไหวกับตำแหน่งของสิ่งที่แนบมาของแบบจำลองส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของแบบจำลอง ยกตัวอย่างเช่น ถ้าสปริงในตัวเคลื่อนไหวที่เท่ามีความแข็งมากกว่าส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ส่วนของเท้าจะจับคู่ข้อมูล MOCAP ให้ใกล้เคียงกับส่วนที่เหลือ (ดูรูปที่ 17) วิธีนี้ทำหน้าที่ได้ดีเพื่อให้ตรงกับข้อมูล MOCAP กับแบบจำลองตั้งแต่ในการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ ซึ่งแบบจำลองจะไม่เกินขีดจำกัดของข้อต่อ และจะตอบสนองต่อการสัมผัสกับวัตถุ และพื้นดิน



ภาพที่ 16 ออฟเซ็ตรหว่างตำแหน่งข้อมูล MOCAP และตำแหน่งส่วนที่แนบมากับส่วนก่อนและหลังการจำลองแบบสมมูล



รูปที่ 17 การติดตั้งตัวแทนการเคลื่อนไหว

LifeMOD™ มีหลายวิธีที่จะปรับเปลี่ยนตัวแทนการเคลื่อนไหว และส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของร่างกายในระหว่างการจำลองแบบพลวัตย้อน อันดัมแรกมีค่าสัมประสิทธิ์ Stiffness/Damping ของการเคลื่อนที่ ซึ่งใช้กับตัวแทนการเคลื่อนไหวทั้งหมดที่มีอยู่ในแบบจำลอง นอกจากนี้ยังมีค่าสัมประสิทธิ์ Stiffness/Damping ของการหมุน สำหรับชุดตัวแทนการเคลื่อนไหวซึ่งรวมถึงข้อมูลการจัดตำแหน่งนอกเหนือจากข้อมูลตำแหน่ง

อีกวิธีหนึ่งในการแก้ไขการมีส่วนร่วมของตัวแทนการเคลื่อนไหวกับการเคลื่อนไหวของแบบจำลองคือการปรับเปลี่ยนน้ำหนักของแต่ละหน่วยการเคลื่อนไหว ตัวอย่างเช่น ในแบบฝึกหัดของ LifeMOD™ เรื่องการเดิน ในบางกรณีมาร์คเกอร์จะถูกบังจากส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย หากเกิดกรณีนี้สามารถปิดการใช้งานมาร์คเกอร์นี้ได้โดยตั้งค่าน้ำหนักให้เป็น 0

โปรดจำไว้ว่าแบบจำลองต้องการติดตามข้อมูลเมื่อต้องการ Stiffness/Damping และน้ำหนักของหน่วยการเคลื่อนไหว อาจมีกรณีเมื่อแบบจำลองไม่จำเป็นต้องปฏิบัติตามข้อมูล MOCAP อย่างใกล้ชิดเท่ากับในสถานการณ์อื่น ๆ

การปรับค่าตัวแปรระหว่างการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับจะช่วยลดการชดเชยระหว่างตัวแทนการเคลื่อนไหว (มาร์คเกอร์ของ MOCAP) กับตำแหน่งในแบบจำลอง

มีบางกรณีที่มีชุด Stiffness/Damping ใช้สำหรับการจำลองแบบสมดุลงเนื่องจากการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ เมื่อแบบจำลองเป็นระยะทางที่เหมาะสมจากกลุ่มจอตข้อมูล แรงสปริงควรลดลงเพื่อหลีกเลี่ยงการไหลที่มากเกินไป หลังจากที่ได้ปรับการปรับสมดุลงแล้ว Stiffness ที่สูงขึ้นอาจใช้สำหรับการจำลองแบบพลวัตย้อนกลับ

การพิจารณาข้อมูล

LifeMOD™ ให้ความสามารถในการเลือกหน้าต่างข้อมูลจากแหล่งข้อมูล MOCAP ใช้เมื่อผู้ใช้เกี่ยวข้องกับเฉพาะส่วนที่บันทึกไว้ทั้งหมด นอกจากนี้หากไม่ได้ทำในขั้นตอนการรวบรวมข้อมูลอาจมีความจำเป็นต้องกรองข้อมูลการเคลื่อนไหวหากมีสัญญาณรบกวนมากเกินไป LifeMOD™ มีตัวกรอง Butterworth เพื่อให้ข้อมูลมีความราบรื่น



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ชื่อ-สกุล	นายรัตน์ ทองเอี่ยม
เกิดวันที่	13 กุมภาพันธ์ 2525
สถานที่เกิด	จังหวัดอุบลราชธานี
ที่อยู่ปัจจุบัน	89/590 ม.1 ต.บางเตย อ.สามพราน จ.นครปฐม 73210
การศึกษา	ปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ปีการศึกษา 2546 ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา วิทยาลัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล ปีการศึกษา 2552 เข้าศึกษาต่อปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2554 มหาวิทยาลัย Chulalongkorn University
การทำงาน	อาจารย์ประจำคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ปี พ.ศ.2553 Product Specialist บริษัท ยูแพม คลินิก จำกัด ปี พ.ศ.2554 - 2556 Application Specialist บริษัท ยูไนเต็ด ปีเมค (ไทย) จำกัด ปี พ.ศ.2556 ตำแหน่งปัจจุบัน Senior Application Specialist