



การศึกษาตัวแปรคิเนติกส์และคิเนมาติกส์ของการตีกอล์ฟ 2 รูปแบบในช่วงดาวน์สวิง
STUDY OF KINETICS AND KINEMATICS OF TWO DRIVING GOLF STROKES DURING
THE DOWNSWING PHASE

ปรเมท เหมรัตนนท์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2562

การศึกษาตัวแปรคิเนติกส์และคิเนมาติกส์ของการตีกอล์ฟ 2 รูปแบบในช่วงดาวนswing



ปรเมท เหมรชตนนท์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย
คณะพลศึกษา มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

STUDY OF KINETICS AND KINEMATICS OF TWO DRIVING GOLF STROKES
DURING THE DOWNSWING PHASE



PORAMET HEMARACHATANON

A Dissertation Submitted in partial Fulfillment of Requirements
for DOCTOR OF PHILOSOPHY (Sport and Exercise Science)
Faculty of Physical Education Srinakharinwirot University

2019

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์
เรื่อง
การศึกษาตัวแปรคิเนติกส์และคิเนมาติกส์ของการตีกอล์ฟ 2 รูปแบบในช่วงดาวนส์วิง
ของ
ปรเมท เหมรชตนนท์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

..... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์จักรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ประธาน
(อาจารย์ ดร.วัชร ฤทธิวัชร) (อาจารย์ ดร.ชำนาญ ชินสีห์)

..... ที่ปรึกษาร่วม กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ) (ศาสตราจารย์ ดร.สาลี สุภาภรณ์)

..... ที่ปรึกษาร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กมล คมศักดิ์ สินสุรินทร์)

ชื่อเรื่อง	การศึกษาตัวแปรคิเนติกส์และคิเนมาติกส์ของการตีกอล์ฟ 2 รูปแบบในช่วงดาวนส์สวิง
ผู้วิจัย	ปรเมท เหมรชตนนท์
ปริญญา	ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต
ปีการศึกษา	2562
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. วชิร ฤทธิวัชร

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ แบ่งเป็น 2 ส่วน โดยส่วนที่ 1 ศึกษาคิเนมาติกส์ของรูปแบบการสวิง จากกลุ่มนักกอล์ฟระดับมืออาชีพ (แต่มีต่อ 0) เพศชาย ด้วยรูปแบบการสวิงระนาบเดียว 5 คน (28.67 ± 4.04 ปี) การสวิงสองระนาบ 5 คน (25.33 ± 1.15 ปี) ทำการตีลูกกอล์ฟด้วยหัวไม้หนึ่งอย่างเต็มที่ บันทึกภาพด้วยกล้อง 10 ตัว ที่ความเร็ว 200 เฮิร์ตซ์ และวัดแรงกดของเท้าทั้งสองข้าง ที่ความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ โดยใช้วิธีการศึกษามุมของ Euler angle แบบ XYZ ส่วนที่ 2 ศึกษาคิเนติกส์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง โดยใช้การจำลองโมเดลร่างกายแบบเต็มตัว สรุปการศึกษาส่วนที่ 1 พบว่าช่วงเริ่มต้นดาวนส์สวิง ขณะเวลาที่ 20% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Y ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และขณะที่ 20%, 40%, 80% และ 100% ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Z ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และส่วนที่ 2 พบว่าจังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิง ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L4/5 และ L5/S1 แกน Y ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Z ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และจังหวะก้านไม้ขนานพื้น ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 แกน Z ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และจังหวะหัวไม้กระทบลูก ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 และ L4/5 แกน Z ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ($p < 0.05$) และสมการถดถอยทำนายแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L4/5 แกน Y ได้ร้อยละ 40.6 ดังนั้นสรุปได้ว่ารูปแบบของการสวิงจะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์ของร่างกายซึ่งจะทำให้ความเร็วของหัวไม้มีความแตกต่างกัน และยังอาจจะสร้างความเสี่ยงจากแรงกดที่เกิดขึ้นกับข้อต่อกระดูกสันหลัง L4/5 ในช่วงจังหวะก้านไม้ขนานพื้นถึงจังหวะหน้าไม้เข้ากระทบลูกจึงนับเป็นโซนความเสี่ยงของการสวิง ซึ่งกลุ่มผู้ฝึกสอนหรือนักกอล์ฟจึงควรให้ความสำคัญกับพื้นฐานในการสร้างกลไกการสวิงที่ถูกต้อง

คำสำคัญ : คิเนติกส์, คิเนมาติกส์, สวิงกอล์ฟ, ดาวนส์สวิง

Title	STUDY OF KINETICS AND KINEMATICS OF TWO DRIVING GOLF STROKES DURING THE DOWNSWING PHASE
Author	PORAMET HEMARACHATANON
Degree	DOCTOR OF PHILOSOPHY
Academic Year	2019
Thesis Advisor	Dr. Wacharee Rittiwat , Ph.D.

There are two phases in this study; in phase one, the purpose was to determine the kinematics of two golf swing styles. The participants were ten Thai male professional golfers, aged twenty to thirty-five, with a zero handicap, and divided into two groups based on their style of swing. Each participant shot with their own drivers to the target. A force plate and high-speed video camera were used to collect data to determine the degree and angular velocity by Euler angles XYZ. In phase two, the purpose was to determine the kinetics of the lumbar joint L3/4, L4/5, and L5/S1 by simulation of a full-body model. The results indicated that in the initial phase, the degree of the lower trunk of two plane swing (TP) on Y axe at 20% was significantly better than one plane swing (OP) at a 0.05 level. The upper trunk angular velocity of two plane swing (TP) on Z axe at time 20%, 40%, 80%, and 100% were significantly better than one plane swing (OP) at 0.05. In phase two, the initial phase had a two plane swing of the joint reaction force at L4/5, L5/S1 on Y axe were significantly better than a one plan swing (OP) at 0.05 level. The shaft parallel phase, a two plane swing of the joint reaction force at L3/4 on Z axe were significantly better than one plan swing (OP) at 0.05 level. In the impact phase, the two plane swing of the joint reaction force at L3/4, L4/5 on Z axe were significantly better than the one plan swing (OP) at a level of 0.05. The multiple regression of joint reaction force at L4/5 Y axe was predicted at 40.6. In conclusion, different swing styles could change the kinematics of body movement which increased club-head velocity and then could be a risk opportunity with a compression force at L4/5 at shaft parallel phase to impact the risk injury zone phase. Coaches and golfers should recommend the importance of basic golf movements correctly.

Keyword : Kinetics, Kinematics, Driving strokes, Downswing

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ในครั้งนี้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดียิ่ง เนื่องด้วยผู้วิจัยได้รับความเมตตากรุณา และความอุตสาหะในทุกประการ ตลอดระยะเวลาการศึกษาและการดำเนินการด้านต่าง ๆ ของงานวิจัยชิ้นนี้จากท่านอาจารย์ ดร.วัชร ฤทธิวัชร ผู้เป็นที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์หลัก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กภ.คมศักดิ์ สินสุรินทร์ ผู้เป็นที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ร่วม

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่เสียสละเวลาเพื่อให้คำปรึกษา สั่งสอนอบรม และแนะนำแนวทางการดำเนินชีวิตในระหว่างการเรียนรู้ การเขียนเล่มวิจัยให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี พร้อมทั้งให้กำลังใจเมื่อพบเจอกับอุปสรรค และต้องขอขอบใจเพื่อน ๆ พี่ ๆ น้อง ๆ ที่คอยให้ความช่วยเหลือ สร้างกำลังใจตลอดระยะเวลาของการทำวิจัย และต้องขอขอบคุณกลุ่มตัวอย่างที่เสียสละเวลา พร้อมสนับสนุนงานวิจัยชิ้นนี้อย่างเต็มที่ เพื่อให้ได้ผลสรุปของข้อมูลที่ชัดเจนสำหรับสร้างความรู้ ความเข้าใจให้เกิดขึ้น และนำไปแบ่งปันความรู้ สร้างความเข้าใจ ในกลุ่มผู้เล่นกอล์ฟ หรือกลุ่มคนที่สนใจในกีฬากอล์ฟในวงกว้างต่อไป ผลสำเร็จและสิ่งที่ได้รับจากงานวิจัยเล่มนี้ ในคุณประโยชน์ ความดี ขอมอบให้แต่บิดา มารดา ครู อาจารย์ทุกท่านดังที่กล่าวมาและไม่ได้กล่าวถึงในที่นี้

ปรเมท เหมรัตนนท์

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูปภาพ	๗
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
ความมุ่งหมายของการวิจัย	4
ความสำคัญของการวิจัย	5
สมมุติฐานในการวิจัย	5
ขอบเขตของการวิจัย	6
ประชากรที่ใช้ในการวิจัย	6
การเลือกกลุ่มตัวอย่าง	6
ข้อตกลงเบื้องต้น	6
ตัวแปรที่ศึกษา	6
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	6
กรอบแนวคิดในการวิจัย	8
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	9
การเคลื่อนไหวในกีฬากอล์ฟ	9
การบาดเจ็บร่างกายในกีฬากอล์ฟ.....	11

การบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง	13
โครงสร้างกายภาพของกระดูกสันหลัง.....	14
หมอนรองกระดูกสันหลัง.....	15
กระดูกสันหลังส่วนล่าง (Lumbar spine)	17
การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง (Spine movement)	18
คิเนมาติกส์และคิเนติกส์ของการสวิง	21
คิเนมาติกส์	21
คิเนติกส์	23
ส่วนของร่างกายเพื่อการสวิง	24
รูปแบบการสวิงในกีฬากอล์ฟ	25
การสวิงระนาบเดียว (One plane swing)	25
การสวิงสองระนาบ (Two plane swing)	26
การเคลื่อนที่ของแนวแกนไม้.....	29
ระนาบสมมุติพื้นฐาน.....	29
เฟสการสวิงกับความเร็วหัวไม้และความเสี่ยงการบาดเจ็บ.....	32
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	32
มุมการหมุนออยเลอร์ (Euler 's angle)	32
การหมุนของส่วนร่างกาย (Rotation of body segment)	33
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	35
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	43
การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง	43
ประชากร.....	43
การเลือกกลุ่มตัวอย่าง	43

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	44
การเก็บรวบรวมข้อมูล	44
การศึกษาส่วนที่ 1	44
การศึกษาส่วนที่ 2	54
การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล	57
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	60
ผลการวิเคราะห์ข้อมูลการศึกษาส่วนที่ 1	60
ตอนที่ 1 ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง	61
ตอนที่ 2 คิเนมาติกส์ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ	62
ตอนที่ 3 คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่าง สวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง	63
ตอนที่ 4 คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่าง สวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้	70
ผลการวิเคราะห์ข้อมูลการศึกษาส่วนที่ 2	78
ตอนที่ 1 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบจังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง	88
ตอนที่ 2 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบจังหวะก้านไม้ขนานพื้น	92
ตอนที่ 3 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบจังหวะหัวไม้กระทบลูก	96
ตอนที่ 4 การวิเคราะห์การถดถอยพหุของปัจจัยที่มีต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L45 แขน Y	100

บทที่ 5 สรุปผล อภิปรายและข้อเสนอแนะ.....	102
สังเขปความมุ่งหมาย สมมุติฐาน และวิธีการศึกษาค้นคว้า	102
ความมุ่งหมายของงานวิจัย.....	102
การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1	102
การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2	102
สมมุติฐานในการวิจัย.....	103
การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1	103
การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2	103
วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้า.....	103
วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้าการศึกษาส่วนที่ 1	103
วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้าการศึกษาส่วนที่ 2	104
สรุปผลการศึกษาค้นคว้า.....	104
สรุปผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1	104
สรุปผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2	105
อภิปรายผลการวิจัย	106
อภิปรายผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1.....	106
คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับ	
การสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง	107
มุมลำตัวส่วนล่าง มุมลำตัวส่วนบนของร่างกาย	107
ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนของร่างกาย	108
คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับ	
สวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้	109
มุมลำตัวส่วนล่าง มุมลำตัวส่วนบนของร่างกาย	109
ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนของร่างกาย	110

อภิปรายผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2.....	112
แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง	113
แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น	114
แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก	116
แรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1	116
แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อที่มากที่สุด (L4/5)	116
สรุปข้อค้นพบของงานวิจัยและการนำไปประยุกต์ใช้	117
ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป	118
บรรณานุกรม	119
ภาคผนวก.....	127
ประวัติผู้เขียน.....	157

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 ความแตกต่างของการสวิงแบบ Modern swing and Classic swing.....	28
ตาราง 2 ตำแหน่งการติดวัตถุสะท้อนแสง (Reflective Markers).....	45
ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง.....	61
ตาราง 4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยทางคิเนมาติกส์ ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิง สองระนาบ	62
ตาราง 5 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่าง แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิง ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง.....	63
ตาราง 6 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิง ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง.....	65
ตาราง 7 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง	67
ตาราง 8 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่าง แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิง ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้	70
ตาราง 9 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิง ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้	72
ตาราง 10 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน แขน X แขน Y และแขน Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้.....	74
ตาราง 11 แสดงอัตราส่วนความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการ สวิงสองระนาบ แขน X แขน Y และแขน Z	77
ตาราง 12 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของ กระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ ตลอดช่วงการดาวน์ สวิง	85

ตาราง 13 แสดงเปอร์เซ็นต์เวลาและแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของการสวิง ระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ ตลอดช่วงการดาวน์สวิง	86
ตาราง 14 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูก สันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง ...	88
ตาราง 15 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสอง	90
ตาราง 16 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสัน หลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น	92
ตาราง 17 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น	94
ตาราง 18 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสัน หลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก	96
ตาราง 19 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก	98
ตาราง 20 ผลการวิเคราะห์การถดถอยพหุของปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L4/5 แกน Y	100
ตาราง 21 ผลการวิเคราะห์สมการถดถอยพหุของปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L4/5 แกน Y	101

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย	8
ภาพประกอบ 2 แกนกระดูกสันหลัง	14
ภาพประกอบ 3 ส่วนประกอบของหมอนรองกระดูก	15
ภาพประกอบ 4 ^๓ ชั้นส่วนประกอบหมอนรองกระดูก	16
ภาพประกอบ 5 กระดูกสันหลังส่วน lumbar	17
ภาพประกอบ 6 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง โดย ก) การงอหลัง (Flexion) ข) การ	18
ภาพประกอบ 7 รูปแบบของแรงที่มากระทำต่อหมอนรองกระดูก	19
ภาพประกอบ 8 การเคลื่อนไหวของหมอนรองกระดูก	20
ภาพประกอบ 9 ตำแหน่งเส้นสมมุติ SSP และ NSP ในจังหวะเตรียมพร้อม (Address) (ก) และ จังหวะแบ็คสวิงสูงสุด (Top backswing)(ข) ระหว่างการสวิงระนาบเดียว (Player B) และการสวิง สองระนาบ (Player A)	30
ภาพประกอบ 10 ตำแหน่งเส้นสมมุติ SSP และ NSP ในจังหวะดาวน์สวิง (Downswing) (ค) และ จังหวะกระทบลูก (Impact) (ข) ระหว่างการสวิงระนาบเดียว (Player B) และการสวิงสองระนาบ (Player A)	31
ภาพประกอบ 11 Posterolateral herniation ที่บริเวณ L5/S1	37
ภาพประกอบ 12 ตำแหน่งที่ติดตั้งตัวตรวจจับ : Plug-in gait (Vicon Nexus)	46
ภาพประกอบ 13 แกนอ้างอิง (LCS) X Y Z ที่กระดูกเชิงกราน	49
ภาพประกอบ 14 แกนอ้างอิง (LCS) X Y Z ที่ลำตัวส่วนล่างและลำตัวส่วนบน	50
ภาพประกอบ 15 การแบ่งช่วงการเคลื่อนไหวขณะดาวน์สวิง	53
ภาพประกอบ 16 โมเดลรูปร่างแบบเต็มตัว	54
ภาพประกอบ 17 แสดงขั้นตอนการทดสอบความถูกต้องโมเดล	55

ภาพประกอบ 18 แสดงแผนภาพขั้นตอนการวิเคราะห์โมเมนต์ และแรงปฏิกิริยาบริเวณกระดูกหลัง ส่วนล่างระหว่างที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1.....	56
ภาพประกอบ 19 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสอง ระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง , 100 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น))	64
ภาพประกอบ 20 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสอง ระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิง ระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง , 100 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น)).....	66
ภาพประกอบ 21 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการ สวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสอง ระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง , 100 หมายถึง จังหวะก้าน ไม้ขนานพื้น))	68
ภาพประกอบ 22 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการ สวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสอง ระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง , 100 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น))	69
ภาพประกอบ 23 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสอง ระนาบ ในช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))	71
ภาพประกอบ 24 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสอง ระนาบ ในช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะ ก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))	73

ภาพประกอบ 25 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก)).....	75
ภาพประกอบ 26 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))	76
ภาพประกอบ 27 การเคลื่อนไหวของการสวิงสองระนาบ (Initial phase: (0-100%) (tp2)) จากขณะเวลา 40% 60%, 80%, 100% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง.....	79
ภาพประกอบ 28 การเคลื่อนไหวของการสวิงสองระนาบ (Acceleration phase: (0-100%) (tp2)) จากขณะเวลา 40% 60%, 80%, 100% ช่วงเร่งหัวไม้	80
ภาพประกอบ 29 แสดงแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในแนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงระนาบเดียว (op5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้).....	81
ภาพประกอบ 30 แสดงโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงระนาบเดียว (op5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)	82
ภาพประกอบ 31 แสดงแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในแนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงสองระนาบ (tp5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้).....	83
ภาพประกอบ 32 แสดงโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 แนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงระนาบเดียว (tp5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)	84
ภาพประกอบ 33 แสดงค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง (โดย Xop,	

Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	89
ภาพประกอบ 34 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และL5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง(โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	91
ภาพประกอบ 35 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และL5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	93
ภาพประกอบ 36 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และL5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างจังหวะก้านไม้ขนานพื้น ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	95
ภาพประกอบ 37 แสดงค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และL5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	97
ภาพประกอบ 38 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4 L4/5 และL5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างจังหวะหัวไม้กระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztpหมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)	99
ภาพประกอบ 39 มุมแกนอ้างอิงของแต่ละ segment ของ One plane, Two plane	107
ภาพประกอบ 40 ความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Z ของกลุ่มตัวอย่าง ตลอดช่วงดาวน์สวิงรูปแบบการสวิงระนาบเดียว (a), รูปแบบการสวิงสองระนาบ (b)	112
ภาพประกอบ 41 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังส่วนล่าง แกน Y ของกลุ่มตัวอย่าง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น (ที่ตำแหน่งกระดูก L4 แสดงสีเขียว หมายถึงรูปแบบการสวิงสองระนาบ , สีเทา	

หมายถึง รูปแบบการสวิงระนาบเดียว) ซึ่งจังหวะนี้นับได้ว่าเป็นช่วงระยะที่สำคัญต่อการสร้าง
 ความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ (Risk Swing Zone; RSZ) 116



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การสวิงกอล์ฟเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวร่างกายเป็นเครื่องมือสำคัญของนักกอล์ฟโดยทั่วไปที่มีความปรารถนาให้เกิดรูปแบบของความคงที่ ความสม่ำเสมอในจังหวะการกระทบลูกซึ่งต้องมีพลังเพื่อส่งลูกออกไปในทิศทางที่ต้องการพร้อมกับการลดความเสี่ยงที่จะเกิดขึ้นกับร่างกายหนึ่งรอบของการเคลื่อนไหวสวิงจะมีกลไกการสร้างความเร็วให้เกิดขึ้นที่หัวไม้ การเคลื่อนไหวร่างกายเป็นแบบวนซ้ำจึงมีต้องอาศัยทั้งการทำงานและควบคุมของแต่ละส่วนร่างกายเพื่อผสมผสานร่วมกัน ตั้งแต่จังหวะเริ่มต้น จังหวะแบ็คสวิง จังหวะแบ็คสวิงสูงสุด จังหวะดาวน์สวิง จังหวะกระทบลูก และจังหวะฟอลโลว์-ทู (A. McHardy & Pollard, 2005) อย่างสอดคล้องตามเวลาที่เหมาะสม กลไกการจัดระเบียบของร่างกายในแต่ละจังหวะโดยเฉพาะในช่วงจังหวะดาวน์สวิงเป็นสิ่งสำคัญของการสวิงซึ่งจะเป็นจุดเริ่มต้นของการส่งผ่านพลังของร่างกายมาสู่จุดกระทบลูก ด้วยเทคนิคการถ่ายน้ำหนักร่างกาย (Weight transfer) (Gryc, Zahalka, Maly, Mala, & Hraskey, 2015) การหมุนของสะโพก การหมุนของลำตัว การสร้างความกว้างของระยะ X-factor และการมีความยืดหยุ่นของระยะ X-factor (A. McHardy, Pollard, & Bayley, 2006; Meister et al., 2011) ดังเช่นในจังหวะการ Top backswing เป็นจุดเริ่มสร้างแรงส่งจากพื้น แรงของกล้ามเนื้อและจัดลำดับการเคลื่อนไหวร่างกาย ซึ่งเหล่านี้เป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อการเพิ่มการหมุนของแกนกระดูกสันหลังมากขึ้นในจังหวะดาวน์สวิง (Hellstrom, 2009) เป็นต้น โดยความเร็วของหัวไม้ที่สร้างขึ้นจะส่งผลโดยตรงกับความเร็วลูกกอล์ฟที่ออกไปและระยะทางตามที่ต้องการ ดังนั้นความเร็วของหัวไม้ขึ้นอยู่กับความแตกต่างของการจัดระเบียบร่างกายซึ่งส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์แตกต่างออกไป

การเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ในการเคลื่อนไหวของร่างกายจะมีความแตกต่างกันออกไปตามลักษณะของรูปแบบการเคลื่อนไหว ดังเช่นนักกอล์ฟที่มีระดับความเร็วหัวไม้แตกต่างกัน การจัดระเบียบของหัวไม้มีความแตกต่างกัน (Healy et al., 2011) ลักษณะของนักกอล์ฟเพศหญิงมีการหมุนลำตัวและกระดูกเชิงกรานเร็วกว่านักกอล์ฟเพศชายในช่วงครึ่งทางของการดาวน์สวิงและในจังหวะกระทบลูก (Horan, Evans, & Kavanagh, 2011; Horan, Evans, Morris, & Kavanagh, 2010) นักกอล์ฟเพศชายระดับอาชีพมีการหมุนลำตัวที่รวดเร็วในขณะดาวน์สวิง การหมุนของลำตัวส่วนบนและส่วนล่างอย่างสัมพันธ์กันสูงในทิศทางเดียวกัน (Horan & Kavanagh, 2012) ผลของการเอียงลำตัวมากหรือน้อย การหมุนของสะโพกส่วนนำ และสะโพก

ส่วนตามเป็นปัจจัยที่เกี่ยวข้องที่ส่งผลกับความเร็วของหัวไม้ (Choi, Lee, Choi, & Mun, 2016; C. Joyce, Chivers, Sato, & Burnett, 2016) พร้อมทั้งลำดับการเคลื่อนไหวร่างกายส่วนต่างๆ ที่เป็นไปตามลำดับก่อนหลัง จากส่วนแกนกลางลำตัว ผ่านหัวไหล่ ผ่านข้อศอกออกไปสู่ส่วนแขน และปลายไม้ สอดคล้องกับหลักพื้นฐานของการถ่ายโยงแรง (Kinetic linked) จากข้อมูลดังกล่าว มาสามารถแสดงให้เห็นได้ว่าโครงสร้างของร่างกายแต่ละส่วนนั้นจำเป็นต้องทำหน้าที่ ผสมผสานกันเพื่อการสร้างความเร็วให้เกิดขึ้นที่หัวไม้โดยเฉพาะในส่วนแกนกลางร่างกายที่เป็น ส่วนของลำตัวซึ่งเป็นตัวขับเคลื่อนวงสวิง ดังนั้นเมื่อตำแหน่งร่างกายหรือการจัดระเบียบส่วนของ ร่างกายเปลี่ยนไปส่งผลให้รูปแบบการเคลื่อนไหวในการสวิงแตกต่างกัน ย่อมส่งผลต่อความเร็ว ของหัวไม้ที่เกิดขึ้นต่างกันไป

ในขณะการเคลื่อนไหวเพื่อสร้างความเร็วหัวไม้มีแนวโน้มความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ร่างกายที่อาจจะเกิดขึ้นควบคู่กันไป กลไกการเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อสร้างความเร็วจะมีแรงเกิดขึ้น กระทำกับข้อต่อ บริเวณข้อต่อสะโพก ข้อต่อหัวเข่า ข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ และส่วน สำคัญคือแรงกระทำบริเวณหมอนรองกระดูกระหว่างข้อต่อของกระดูกสันหลังส่วนล่างในขณะการ สวิง ถ้าประสิทธิภาพกลไกการจัดระเบียบร่างกายมีประสิทธิภาพ แรงกระทำจะกระทำกับส่วนต่าง ๆ ร่างกายปริมาณมากเช่นกัน จากลักษณะกลไกการเคลื่อนไหวของการสวิงนั้นมีความเชื่อมโยงต่อ การบาดเจ็บร่างกายในอัตราที่สูง (A. McHardy & Pollard, 2005) ซึ่งมักพบในเพศชายมากกว่า เพศหญิงในจังหวะกระทบลูก (Horan et al., 2010) โดยในนักกอล์ฟสมัครเล่นหรือนักกอล์ฟอาชีพ จะพบการบาดเจ็บในตำแหน่งบริเวณหลังส่วนล่างเป็นส่วนมาก (Lower back) (Fradkin, Cameron, & Gabbe, 2005; A. McHardy & Pollard, 2005; Parziale & Mallon, 2006) พบว่าใน นักกอล์ฟสวิงด้วยมือขวาจะมีอาการปวดบริเวณด้านขวา ด้านซ้าย และตรงกลางตามลำดับ (Sugaya, Tsuchiya, Moriya, Morgan, & Banks, 1999) และพบอาการบาดเจ็บจะเกิดขึ้นใน จังหวะการกระทบลูก ประมาณ 50% และในจังหวะฟอลโลว์-ทู ประมาณ 30% (A. McHardy & Pollard, 2005) เนื่องจากลักษณะการสวิงนั้นร่างกายมีการเคลื่อนที่เชิงราบแบบ Translational movement และเคลื่อนที่ด้วยการหมุนแบบ Rotational movement ไปพร้อม ๆ กัน ลักษณะการ พับตัว (Flexion) ในจังหวะเริ่มต้น (Address) ซึ่งเกิดจากลักษณะของความยาวก้านไม้แต่ละเบอร์ ไม่เท่ากัน ลักษณะการเอียงลำตัวด้านข้าง (Lateral bending; downswing “Crunch factor”) ซึ่ง มีการบิดหมุนลำตัว พร้อมกับพับลำตัวด้านข้างขณะเคลื่อนไหวร่างกายเข้าหาเป้าหมายแต่ทำทั้ง สองข้างยังคงอยู่ที่ตำแหน่งเดิม และลักษณะการเหยียดลำตัวไปด้านหลังมากเกินไป (Hyperextension “Reversed C”) ในช่วงฟอลโลว์-ทู เกิดจากจังหวะการจบสวิงที่ต้องรักษาศีรษะ

ให้คงที่ไว้ที่ตำแหน่งเดิม แต่สะโพกมีการหมุนและเคลื่อนที่ไปหาเป้าหมายก่อนจังหวะของการกระทบลูกด้วยการรักษาระนาบการเคลื่อนไหว (Egret, Nicolle, Dujardin, Weber, & Chollet, 2006; Horan et al., 2010; Zheng, Barrentine, Fleisig, & Andrews, 2008) ซึ่งจากลักษณะการเคลื่อนไหวดังที่กล่าวมา กลไกการเคลื่อนไหวของกอล์ฟจึงเป็นการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก และมีการบิดหมุนร่างกายส่วนลำตัวมากซึ่งจะส่งผลต่อการหมุนของแกนกระดูกสันหลังที่จะถูกบิดหมุนมากตามไปด้วยและส่วนมากการเคลื่อนไหวอาจเกินองศาการหมุนในภาวะปกติ ซึ่งลักษณะนี้จะเป็นผลต่อการเกิดแรงกด และแรงเฉือนภายในของข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่างเป็นหลัก และการเอียงลำตัวด้านข้างในขณะดาวน์สวิงเพื่อส่งแรงเข้าตีลูกและการฟอลโลว์-ทูจะส่งผลต่อการกดตัวระหว่างกระดูกต่อกระดูกเข้าหากัน หมอนรองกระดูกและข้อต่อที่เชื่อมระหว่างหมอนรองกระดูกจึงเกิดการถูกกดมากขึ้นและมากขึ้น การบิดหมุนพร้อมกับการกดตัวลักษณะนี้จะส่งผลทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ มีแรงกด (Compressive force) แรงเฉือน (Shear force) ในตำแหน่งบริเวณหลังส่วนล่าง (Marras & Granata, 1997) ในช่วงจังหวะก่อนการกระทบลูก ช่วงจังหวะเริ่มต้นฟอลโลว์-ทู และในช่วงจังหวะสิ้นสุดฟอลโลว์-ทู (Hosea, Gatt, Galli, Langrana, & Zawadsky, 2010) นอกจากนี้ยังรวมถึงระดับแถมต่อ ชั่วโมงการฝึกซ้อม ที่มีความสัมพันธ์กับการบาดเจ็บร่างกาย (Fradkin, Windley, Myers, Sell, & Lephart, 2007) การใช้ระยะเวลาซ้อมที่มากเกินไป (Cabri, Sousa, Kots, & Barreiros, 2009) และได้มีการศึกษาถึงการลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บนั้นโดยการปรับแก้ไขด้วยการเปลี่ยนแปลงกลไกการสวิง สามารถทำได้โดยการลดระยะความกว้างของวงสวิงให้สั้นลงเพื่อใช้กล้ามเนื้อหัวไหล่มาช่วย (Bulbulian, Ball, & Seaman, 2001) และการลดความเร็วการหมุนตัวของลำตัวให้น้อยลงซึ่งจะทำให้แรงเฉือน (Shear load) ที่บริเวณหลังส่วนล่างลดน้อยลง (Norman et al., 1998) หรือการปรับเปลี่ยนรูปแบบการสวิงโดยปรับไปสู่แบบไฮบริดทดแทน (A. McHardy, Pollard, & Luo, 2006)

ด้วยความแตกต่างของการกลไกการเคลื่อนไหวร่างกายและรูปแบบการสวิงที่มีความแตกต่างกัน ผลของความเร็วหัวไม้ที่ได้กับแรงกระทำที่เกิดขึ้นกับข้อต่อ ย่อมให้ผลลัพธ์สุดท้ายแตกต่างกัน แต่รูปแบบการสวิงหรือการจัดระเบียบร่างกายลักษณะใดที่จะให้ผลดีทั้งสองด้านและเป็นรูปแบบการสวิงที่เหมาะสมกับความเฉพาะของแต่ละบุคคล ในปัจจุบันรูปแบบการสวิงกอล์ฟโดยทั่วไปมีรูปแบบการสวิงพื้นฐานอยู่ 2 แบบ คือ การสวิงแบบระนาบเดียว (One plane swing) และการสวิงแบบสองระนาบ (Two plane swing) โดยมีความแตกต่างในการจัดระเบียบร่างกาย ในการก้มลำตัว การเงยลำตัว การเอียงลำตัว ในช่วงจังหวะการเริ่มต้น การขึ้นแบ็คสวิง การหมุนลำตัวไปพร้อมกันแบบขึ้นเดียวกับการหมุนลำตัวที่แยกเป็นอิสระ และเส้นวงระนาบการตี

ที่เป็นเส้นวงระนาบแบน (Narrow and Flat) และเส้นวงระนาบตั้งชัน (Steep) ซึ่งด้วยความแตกต่างเหล่านี้ล้วนจะส่งผลให้มีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นกับร่างกาย

จากกรอบฐานความคิดหลักในความสัมพันธ์ระหว่างการสร้างความเร็วของหัวไม้กับความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บร่างกาย เพื่อเป็นข้อมูลสนับสนุนให้นักกอล์ฟได้มีความรู้และเข้าใจในความแตกต่างของการเคลื่อนไหวร่างกายในแต่ละรูปแบบการสวิงและสามารถนำไปปรับกลไกความเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อป้องกันความเสี่ยง ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความมุ่งหมายเพื่อศึกษาเปรียบเทียบคิเนติกส์และคิเนมาติกส์ของการตีกอล์ฟ 2 รูปแบบในช่วงดาวน์สวิงและฟอลโลว์-ทู

ความมุ่งหมายของการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้แบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วน ซึ่งได้ตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

การศึกษาส่วนที่ 1

1. เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ

2. เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ

3. เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างความเร็วหัวไม้ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

การศึกษาส่วนที่ 2

1. เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ

2. เพื่อเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระนาบ Transverse plane ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ แตกต่างกัน

3. เพื่อศึกษาศึกษาปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากการสวิงทั้งสองรูปแบบ

ความสำคัญของการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยต้องการแสดงข้อมูลที่เป็นประโยชน์ให้กับกลุ่มนักกอล์ฟทุกระดับความสามารถ รวมทั้งผู้ฝึกสอนหรือผู้ที่เกี่ยวข้องกับกีฬากอล์ฟ เพื่อนำไปใช้ปรับเปลี่ยนทักษะกลไกการเคลื่อนไหว การปรับแนวทางการสอนเพื่อสร้างรูปแบบวงสวิงในระดับพื้นฐานร่วมกับการป้องกันการบาดเจ็บร่างกาย และทั้งนี้ยังสามารถนำไปเป็นปัจจัยในการคำนึงถึงความเสี่ยงเบื้องต้นที่อาจจะเกิดขึ้นอันเนื่องมาจากการถ่ายทอดความรู้และความเข้าใจที่ยังไม่ครบถ้วน โดยอาจจะมองข้ามด้านความสมดุลที่เหมาะสมของความแตกต่างในความสามารถของการเคลื่อนไหวในแต่ละบุคคลที่ทำได้สูงสุด

สมมุติฐานในการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้แบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วน ซึ่งได้ตั้งสมมุติฐานในการวิจัยไว้ดังนี้

การศึกษาส่วนที่ 1

1. ระยะเวลาการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระยะเวลาการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนล่างในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่
2. ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่
3. มุมเอ็กซ์เฟกเตอร์ (X-factor) มุมระนาบวงสวิง ความเร็วหัวไม้ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

การศึกษาส่วนที่ 2

1. แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่
2. แรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระนาบ Transverse plane ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่
3. ศึกษาปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากการสวิงทั้งสองรูปแบบ

ขอบเขตของการวิจัย

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

กลุ่มประชากรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้เป็นนักกอล์ฟที่เป็นสมาชิกสมาคมกอล์ฟอาชีพแห่งประเทศไทย

การเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ผู้วิจัยดำเนินการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งได้มาโดยวิธีการเลือกกลุ่มแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive random sampling) ซึ่งประกอบไปด้วยนักกอล์ฟที่ใช้รูปแบบการสวิงระนาบเดียว จำนวน 5 คน และรูปแบบการสวิงสองระนาบ จำนวน 5 คน ภายใต้การตรวจสอบรูปแบบการสวิงด้วยการคำนวณหามุมแบ็คสวิงสูงสุด(ภาคผนวก ง-1)

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. กลุ่มตัวอย่างเพศชาย และเป็นนักกอล์ฟอาชีพ ภูมิลำเนา
2. กำหนดรูปแบบการสวิงระนาบเดียว การสวิงสองระนาบ ด้วยหัวไม้หนึ่งเท่านั้น
3. ช่วงการศึกษา เริ่มจากจังหวัดจันทบุรีจนถึงจังหวัดหัวไม้กระทุง

ตัวแปรที่ศึกษา

ตัวแปรอิสระในการศึกษา ผู้วิจัยได้แบ่งตัวแปรได้ดังนี้

1. การสวิงระนาบเดียว (One plane swing)
2. การสวิงสองระนาบ (Two plane swing)

ตัวแปรตามในการศึกษา ผู้วิจัยได้แบ่งตัวแปรได้ดังนี้

1. ตัวแปรคิเนมาติกส์ ได้แก่ มุมขณะแบ็คสวิงสูงสุด, X-factor(สูงสุด), มุมระนาบล่างวงสวิง, มุมระนาบล่างวงสวิง, ความเร็วหัวไม้, มุมการหมุนของลำตัวส่วนล่าง, มุมการหมุนของลำตัวส่วนบน, ความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน และความเร็วหัวไม้

2. ตัวแปรคิเนติกส์ ได้แก่ แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 กระดูกสันหลังส่วนล่าง

นิยามศัพท์เฉพาะ

คิเนมาติกส์ (Kinematics) หมายถึง การศึกษาโดยไม่คำนึงถึงผลของแรงที่มากระทำและเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว เช่น ความเร็ว (Velocity) ความเร่ง(Acceleration) ความเร็วเชิงมุม (Angular velocity) เป็นต้น

คิเนติกส์ (Kinetics) หมายถึง การศึกษาโดยคำนึงถึงผลของแรงที่มากระทำและเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว เช่น แรงกล้ามเนื้อ (Muscle force) โมเมนต์ (Moment) แรงปฏิกิริยา (Reaction force) เป็นต้น

ระนาบการสวิง (Swing plane) หมายถึง ระนาบแผ่นพื้นราบสมมุติที่ถูกลากผ่านจากจุดตั้งลูกกับจุดของไหล่ ซึ่งจะเป็นระนาบกำหนดเส้นการเดินทางและการควบคุมไม้กอล์ฟในการสวิง

การสวิงระนาบเดียว (One plane swing) หมายถึง รูปแบบการสวิงที่มีลักษณะของระนาบไหล่และระนาบแขนเป็นระนาบเดียวกัน ในขณะที่แบ็คสวิงสูงสุด

การสวิงสองระนาบ (Two plane swing) หมายถึง รูปแบบการสวิงที่มีลักษณะของระนาบไหล่และระนาบแขนเป็นอิสระต่อกันในขณะที่แบ็คสวิงสูงสุด

ระนาบก้านไม้ (Set-up shaft plane; SSP) หมายถึง ระนาบแผ่นพื้นราบสมมุติที่ใช้ก้านไม้กอล์ฟเป็นตัวกำหนดระนาบ ซึ่งจะกำหนดจากเส้นสมมุติของแนวก้านไม้ที่ลากผ่านลำตัวในจังหวะเริ่มต้น (Address)

ระนาบการตี (Normal striking plane; NSP) หมายถึง ระนาบแผ่นพื้นราบสมมุติที่ใช้ก้านไม้กอล์ฟเป็นตัวกำหนดระนาบ ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดเส้นการเดินทางของไม้และการควบคุมไม้ ซึ่งระนาบนี้จะกำหนดได้จากเส้นสมมุติของแนวก้านไม้ในจังหวะกระทบลูก (Impact)

มุมระนาบล่างวงสวิง หมายถึง มุมระหว่างตำแหน่งหัวไม้ขณะก้านไม้ขนานพื้น กับตำแหน่งหัวไม้ขณะหัวไม้กระทบลูก ในระนาบอ้างอิง XZ

มุมระนาบบนวงสวิง หมายถึง มุมระหว่างตำแหน่งหัวไม้ขณะแบ็คสวิงสูงสุดกับตำแหน่งหัวไม้ขณะก้านไม้ขนานพื้น ในระนาบอ้างอิง XZ

คลันเฟกเตอร์ (Crunch factor; CF) หมายถึง ผลการคูณระหว่างความเร็วเชิงมุม (องศา/วินาที) กับมุมการเอียงของลำตัว (Lateral bending) (องศา) หน่วยเป็นองศา²/วินาที

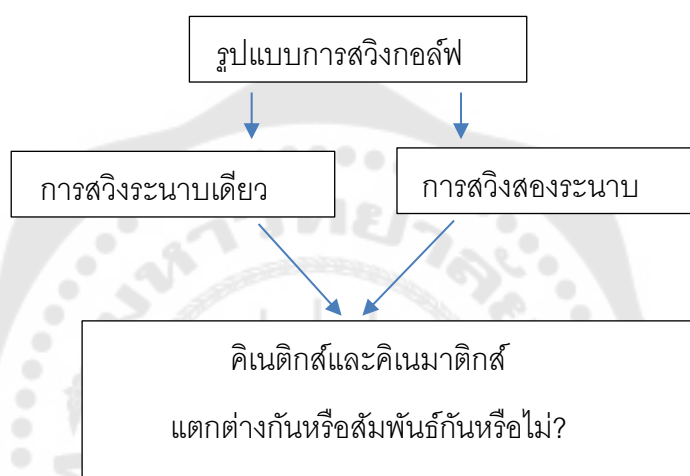
เอ็กซ์เฟกเตอร์ (X-factor) หมายถึง มุมที่เกิดขึ้นจากการหมุนของแกนอ้างอิงระหว่าง proximal segment กับ distal segment (local axes) รอบแกน Z หน่วยเป็นองศา

ความเร็วเชิงมุม (Angular velocity) หมายถึง อัตราการเปลี่ยนตำแหน่งเชิงมุมเทียบกับเวลาที่เปลี่ยนไป หน่วยเป็นองศา/วินาที

ช่วงระยะความเสี่ยงการสวิง (Risk Swing Zone; RSZ) หมายถึง ช่วงของการเคลื่อนไหวร่างกายในขณะสวิง ที่เกิดแรงกด (Compressive force) แรงเฉือน (Shear force) ไปกระทำที่ต่อข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่าง

กรอบแนวคิดในการวิจัย

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้กำหนดกรอบแนวคิดสำหรับการวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างและความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์จากการจัดระเบียบร่างกาย ในขณะที่ดาวน์สวิงจนถึงขณะหัวไม้กระทบลูก ด้วยรูปแบบการสวิงที่แตกต่างกัน เพื่อศึกษาความสมดุลระหว่างประสิทธิภาพการสวิงกับความเสี่ยงในการบาดเจ็บร่างกายดังดังนี้



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. การเคลื่อนไหวในกีฬากอล์ฟ
2. การบาดเจ็บร่างกายในกีฬากอล์ฟ
3. คิเนมาติกส์และคิเนติกส์ของการสวิง
4. รูปแบบการสวิง
5. เฟสการสวิงกับความเร็วหัวไม้และความเสี่ยงการบาดเจ็บ
6. ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การเคลื่อนไหวในกีฬากอล์ฟ

กอล์ฟเป็นกิจกรรมที่มีความหนักขนาดปานกลางและให้ประโยชน์ต่อระบบการทำงานของร่างกายในหลากหลายด้าน (Murray et al., 2016; Margaret E. Raabe & Ajit M. W. Chaudhari, 2016) จากรูปแบบของการยึดฐานส่วนล่างร่างกายเพื่อให้อยู่แบบมั่นคง พร้อมกับการเคลื่อนไหว ร่างกายส่วนบนด้วยพลังอย่างรวดเร็ว ลักษณะแบบนี้พบได้จากหลายชนิดกีฬา ตัวอย่างเช่น ในกีฬาประเภทลาน ทุ่มน้ำหนัก ขว้างจักร หรือพุ่งแหลน ในช่วงจังหวะการปล่อย (Release phase) ที่มีการเคลื่อนไหวร่างกายส่วนบนอย่างรวดเร็วด้วยพลัง ซึ่งจำเป็นต้องสร้างแรงส่งสู่ส่วนปลายให้เกิดขึ้นสูงสุด หรือหลักการถ่ายโยงแรง (Kinetic chain) จากส่วนต้นสู่ส่วนปลาย (Proximal to Distal) (Kenny, McCloy, Wallace, & Otto, 2008; Lai, Hetchl, Wei, Ball, & McLaughlin, 2011; Tinmark, Hellström, Halvorsen, & Thorstensson, 2010) หลักการถ่ายโยงแรงจึงเป็นหลักพื้นฐานในการสร้างกลไกการเคลื่อนไหวให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุด กีฬากอล์ฟเช่นเดียวกันถึงแม้จะมีลักษณะการเคลื่อนไหวคล้ายคลึงกับกีฬาดังกล่าว แต่มีความแตกต่างอยู่ตรงที่กีฬากอล์ฟจะเป็นการเคลื่อนไหวที่สมดุลอยู่กับที่ มีความเชื่อมโยงกันทุกส่วนร่างกายที่ผสมผสานกันอย่างต่อเนื่อง และอยู่ในกรอบการหมุนที่จำกัดเพื่อควบคุมจุดกระทบลูกให้มีความแน่นอนและแม่นยำ

การเคลื่อนไหวโดยทั่วไปเมื่อพิจารณาเทียบกับระบบอ้างอิง เราพบว่าทุกชนิดกีฬามีการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ คือ ระนาบหน้า-หลัง (Frontal plane) ระนาบซ้าย-ขวา (Sagittal-plane) และระนาบบน-ล่าง (Transverse plane) ทั้งนี้การเคลื่อนไหวจะไปในระนาบใดระนาบหนึ่งมาก

หรือน้อย ย่อมขึ้นอยู่กับเป้าหมายของการเคลื่อนไหวร่างกายในช่วงจังหวะนั้นๆ รูปแบบการเคลื่อนไหวจึงมีความโดดเด่น ชัดเจนตามระนาบ แต่มีบางชนิดกีฬาโดยเฉพาะกีฬาบอลล์ที่มีการเคลื่อนไหว 3 ระนาบไปพร้อมกัน โดยมีจุดหลักที่จะต้องควบคุมการหมุนร่างกายให้อยู่รอบแกนกลางลำตัว การรักษาระดับความสูงของสะโพกให้อยู่ในระดับเดียวกันตลอดการหมุน และควรที่จะอยู่ในกรอบสมมุติที่เป็นรูปทรงกระบอกแนวตั้งคลุมร่างกายไว้ มีการจัดลำดับการเคลื่อนไหวร่างกายให้สอดคล้องเชื่อมต่อกันอย่างราบรื่น เป็นการหมุนร่างกายจากส่วนของสะโพกส่งถ่ายไปสู่หัวไม้ ซึ่งสามารถเรียงลำดับการเคลื่อนไหวร่างกาย โดยเริ่มจากการหมุนส่วนสะโพกก่อนเป็นลำดับแรก ซึ่งจะเกิดพลังจากการหมุนที่สะโพกและพลังงานนี้จะถูกส่งผ่านไปที่ส่วนไหล่ไหล่จะหมุนไหล่เป็นลำดับต่อมา และพลังงานจากส่วนไหล่จะถูกส่งผ่านจากไหล่ไปสู่แขน และส่งผ่านไปสู่หัวไม้ในที่สุด

การสวิงจะประกอบด้วยเป้าหมายหลักในการสร้างพลังให้เกิดขึ้นที่หัวไม้มากที่สุด จะมีองค์ประกอบในการสร้างกลไกร่างกายให้มีการทำงานที่สอดคล้องกันและมีจังหวะการเคลื่อนไหวของส่วนต่าง ๆ ร่างกายที่เหมาะสม ดังนั้นจึงต้องมีการจัดทำทางสำหรับการเคลื่อนไหว โดยมีการจัดแบ่งลักษณะการเคลื่อนไหวที่มีความสำคัญของการสวิงดังนี้

1. การแบ่งส่วนของร่างกายออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนบนร่างกาย (Upper body) และส่วนล่างของร่างกาย (Lower body) โดยมีบริเวณตำแหน่งสะโพกเป็นส่วนกลาง
2. ร่างกายในส่วนบนและส่วนล่างของร่างกายที่ถูกแบ่งแยก จะมีเส้นสมมุติ 1 เส้นของแต่ละส่วนเพื่อสร้างเป็นแกนกลางในการหมุน โดยเส้นนี้จะมีการลากผ่านส่วนของร่างกายแบบสมมาตร
3. การเคลื่อนไหวส่วนบนและส่วนล่างของร่างกาย จะมีการเคลื่อนไหวเป็นอิสระต่อกัน โดยหมุนรอบแกนสมมุติดังกล่าว
4. ในขณะที่เคลื่อนไหว ระดับความสูงของตำแหน่งหัวไหล่และตำแหน่งสะโพก จะรักษาระดับความสูงให้คงที่ตลอดการสวิง ตำแหน่งศีรษะรักษาดำแหน่งไว้ที่จุดเดิม สายตามองที่ลูก
5. การหมุนขึ้นแบ็คสวิง จะเริ่มโดยการหมุนส่วนบนร่างกาย และลืคอส่วนล่างของร่างกายไว้ หรือเริ่มหมุนหัวไหล่ แต่ลืคอข้อสะโพกไว้ เพื่อสร้างเกลียวให้กับร่างกาย สร้างเป็นพลังในขณะการขึ้นแบ็คสวิง ซึ่งจะส่งผลให้เกิดมุมที่มาจากความแตกต่างของเส้นแกนหัวไหล่ (เส้นตรงที่ลากระหว่างจุดหัวไหล่ทั้งสอง) กับเส้นแกนสะโพก (เส้นตรงที่ลากระหว่างจุดสะโพกทั้งสอง) เรียกว่า X-factor

6. การสร้างพลังในการดาวน์สวิง เริ่มด้วยการหมุนส่วนล่างร่างกายก่อน และหมุนร่างกายส่วนบนตาม หรือการเริ่มหมุนสะโพกด้านซ้าย (นักกอล์ฟที่ถนัดขวา) ให้เข้าหาตำแหน่งเป้าหมาย นั่นคือเป็นการเริ่มต้นของการดึงส่วนบนร่างกาย ซึ่งเป็นการคลายเกลียวร่างกายที่ถูกสร้างไว้ จากนั้นให้หมุนส่วนไหล่ขวาตามลำดับ

7. การรักษาความสมดุลร่างกายในการเริ่มฟอลโลว์-ทู คือการรักษาระดับความสูงของสะโพก หัวไหล่ และความนิ่งของศรีษะ พร้อมกับการหมุนรอบแกนร่างกายและแกนสะโพก บริเวณหลังส่วนล่างจะเกิด Hyperextension ขึ้น หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Reverse C

การบาดเจ็บร่างกายในกีฬากอล์ฟ

ผู้ที่สนใจทั่วไปที่เริ่มเข้ามาฝึกการเล่นกีฬานี้ เบื้องต้นอาจจะเป็นการศึกษาหาความรู้ด้วยตนเอง หรือผู้ครอบครองที่ให้คำแนะนำ แต่ความรู้ความเข้าใจในกลไกการเคลื่อนไหวร่างกาย อาจจะเป็นสิ่งที่ยังขาดความรู้ ความเข้าใจที่ถูกต้อง โดยเฉพาะการเริ่มลำดับความยาก-ง่ายของทักษะจากธรรมชาติของการเคลื่อนไหวพร้อมกันทั้ง 3 ระนาบ และต้องสอดคล้องไปตามจังหวะเวลา ด้วยเหตุนี้ การเล่น การฝึกซ้อม และในการแข่งขัน ในกลุ่มนักกอล์ฟที่เล่นเพื่อความเพลิดเพลินในการออกกำลังกาย จึงมีโอกาสเกิดการบาดเจ็บกับร่างกายได้ และแม้แต่นักกอล์ฟมือสมัครเล่นหรือนักกอล์ฟมืออาชีพ มีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บด้วยเช่นกัน จากการเก็บรวบรวมข้อมูลและวิเคราะห์ทางสถิติของการบาดเจ็บในกลุ่มนักกอล์ฟทั้ง 3 กลุ่มนี้ พบว่าจากการสำรวจด้วยแบบสอบถามในกลุ่มนักกอล์ฟมือสมัครเล่นที่เป็นสมาชิกสโมสรกอล์ฟในประเทศออสเตรเลียจำนวน 1,634 คน เพศชาย 1,316 คน มีอายุเฉลี่ย 54.25 ± 15.34 ปี มีแถมต่อเฉลี่ย 1.8 ± 6.97 และเพศหญิง 318 คน มีอายุเฉลี่ย 59.22 ± 12.24 ปี มีแถมต่อเฉลี่ย 26.3 ± 9.45 จะมีการบาดเจ็บขึ้นที่บริเวณหลังส่วนล่าง 25.3% ข้อศอก 15.3% และที่หัวไหล่ 9.4% ภายในช่วง เวลา 12 เดือน และในกลุ่มที่บาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง 46.9% มีกลไกการเคลื่อนไหวร่างกายที่ไม่ถูกต้อง และ 24.5% มาจากการใช้งานที่มากเกินไป และผลการศึกษาความแตกต่างระหว่างอายุกับระดับแถมต่อ ในกลุ่มนักกอล์ฟที่บาดเจ็บหลังส่วนล่างกับกลุ่มนักกอล์ฟปกติ พบว่าไม่แตกต่างกันทางสถิติ และในงานศึกษาายังพบว่าเพศกับอัตราการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างไม่มีความสัมพันธ์กัน ซึ่งหมายความว่าบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างมีโอกาสเกิดได้ทั้งเพศชาย เพศหญิง มือสมัครเล่น หรือมืออาชีพ และในด้านระดับความสามารถของนักกอล์ฟจะมีตำแหน่งการบาดเจ็บ ซึ่งมักพบที่บริเวณหลังส่วนล่าง หัวไหล่ และข้อศอก (ด้านร่างกายที่ไม่ได้ขึ้นไม้) โดยมีแนวโน้มมาจากการฝึกซ้อมหรือการใช้ที่มากเกินไป ซึ่งจะพบอยู่ในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพ ส่วนในนักกอล์ฟมือสมัครเล่นมีแนวโน้มมาจากเทคนิคในการสวิงและการใช้งานที่มากเกินไปเช่นกัน (Wadsworth,

2007) และมีข้อแนะนำที่ควรนำไปแก้ไขในด้านกลไกการถ่ายโยงแรงของส่วนร่างกายและการแก้ไขในเทคนิคการสวิง (A. J. McHardy, Pollard, & Luo, 2007)

จากการศึกษาเก็บรวบรวมข้อมูลในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพเพศชาย (ขึ้นสวิงมือขวา) จะพบการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างเป็นส่วนมาก ข้อมือซ้าย และไหล่ซ้าย ตามลำดับ ในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพเพศหญิงจะพบการบาดเจ็บบริเวณข้อมือซ้าย หลังส่วนล่างและมือซ้ายตามลำดับ ในกลุ่มมือสมัครเล่นพบการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง 15 – 24 เปอร์เซ็นต์ ข้อมือ 13 – 20 เปอร์เซ็นต์ ข้อศอก 25-33 เปอร์เซ็นต์ ในกลุ่มมืออาชีพพบการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง 22 – 24 เปอร์เซ็นต์ ข้อมือ 20 – 27 เปอร์เซ็นต์ และข้อศอก 7-10 เปอร์เซ็นต์ เมื่อพิจารณาจากเพศพบว่าเพศชายมีการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง 25 – 36 เปอร์เซ็นต์ ข้อมือ 18 – 28 เปอร์เซ็นต์ ข้อศอก 8 -33 เปอร์เซ็นต์ ในเพศหญิงพบการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง 22 – 27 เปอร์เซ็นต์ ข้อมือ 12 – 36 เปอร์เซ็นต์ ข้อศอก 6 - 50 เปอร์เซ็นต์ โดยแนวโน้มของการบาดเจ็บมาจากการฝึกซ้อมที่มากเกินไป จำนวนของความถี่ ความหนักการเล่นอันเนื่องจากการเข้าแข่งขัน ส่วนนักกอล์ฟมือสมัครเล่น พื้นฐานการบาดเจ็บพบที่บริเวณหลังส่วนล่าง ข้อมือ ข้อศอก และหัวไหล่ตามลำดับ โดยที่ข้อศอกซ้าย จะเกิดอาการที่ Lateral epicondylitis โดยมีสาเหตุการบาดเจ็บมาจากการฝึกซ้อมและเล่นมากเกินไป มีทักษะกลไกการสวิงอยู่ในระดับต่ำ มีการสวิงที่ไม่ถูกต้อง (A. McHardy, Pollard, & Luo, 2006) สอดคล้องกับงานศึกษาจากกลุ่มนักกอล์ฟจำนวน 304 คน (เพศชาย 71.4 เปอร์เซ็นต์) อยู่ในช่วงอายุ 18 ปีขึ้นไป อายุการเล่น 18.5 ปี (มากกว่า 12 เดือนและอย่างน้อย 1 ครั้งต่ออาทิตย์) มีระดับแแต้มต่อเฉลี่ย 13 พบว่าการบาดเจ็บส่วนมากจะพบที่บริเวณหลังส่วนล่างมากที่สุด 40 ครั้ง หัวไหล่ 15 ครั้งและข้อศอก 13 ครั้ง โดยกลุ่มที่บาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง ที่หัวไหล่ และข้อศอก จะมีแแต้มต่ออยู่ในระดับ 9.5, 12 และ 18 ตามลำดับ และพบความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง เพศ ระดับแแต้มต่อ จำนวนชั่วโมงของการฝึกซ้อมต่อสัปดาห์ ชั่วโมงการเล่นต่อสัปดาห์ กับการบาดเจ็บร่างกาย ซึ่งเพศชายจะฝึกซ้อมมากกว่าเพศหญิง ระดับแแต้มต่อน้อยจะมีชั่วโมงการแข่งขันมากกว่า ทั้งนี้กลไกพื้นฐานของการบาดเจ็บคือการใช้งานมากเกินไป (29.7%) และการออกกำลังเกินไป (26.1%) (Bayes & Wadsworth, 2009; Fradkin et al., 2007) ข้อมูลการบาดเจ็บในนักกอล์ฟมืออาชีพมีประมาณ 60% และในนักกอล์ฟมือสมัครเล่น 40% ในแต่ละฤดูกาล ซึ่งมาจากการงอตัวและการบิดหมุนร่างกายแบบซ้ำ ๆ ในการสวิง จึงส่งผลต่อแรงที่ไปกระทำต่อหัวไหล่ ข้อศอก ข้อมือ และบริเวณหลังส่วนล่าง (Brandon & Pearce, 2009) มีความสอดคล้องกับการสรุปข้อมูลไว้ว่ากลุ่มนักกอล์ฟมือสมัครเล่นมีอัตราการบาดเจ็บระหว่าง 1.19 – 1.31 ต่อปี แต่ในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพมีอัตราการบาดเจ็บ 2.0

ต่อปี ซึ่งร้อยละ 88 เปอร์เซ็นต์ของการบาดเจ็บมีสัมพันธ์กับการเพิ่มชั่วโมงการเล่นต่อวัน (Cabri et al., 2009) และเหตุผลโดยสรุปของการบาดเจ็บในกลุ่มนักกอล์ฟที่เล่นเป็นครั้งคราวจะมีแนวโน้มมาจากมีความรู้และความเข้าใจในเทคนิคการสวิงที่น้อย การขาดการเตรียมตัว ไม่มีการอบอุ่นร่างกายหรือระยะเวลาการอบอุ่นร่างกายไม่เพียงพอ ขาดความยืดหยุ่นร่างกาย ขาดทักษะกลไก การเคลื่อนไหว ความแข็งแรงและสมรรถภาพทางกายน้อย ส่วนในนักกอล์ฟสมัครเล่นมีแนวโน้มของสาเหตุมาจากการเคลื่อนไหวของจังหวะที่ผิดพลาดในช่วงขณะการกระทบลูกลูก และมาจากผลของระดับแถมต่อที่แตกต่างกัน และข้อมูลยังมีสอดคล้องกับข้อมูลการบาดเจ็บที่แสดงให้เห็นชัดเจนในระยะรอบปี กลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพ 31 – 90 เปอร์เซ็นต์ และในนักกอล์ฟมือสมัครเล่น 15.8 -40.9 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมีสาเหตุจากการฝึกซ้อมซ้ำ ๆ และกลไกเทคนิคการสวิงที่ (Murray et al., 2016) จากกระบวนการตอบแบบสอบถามและการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ในช่วงฤดูการแข่งขัน ปี 2015 ในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพประเทศฝรั่งเศส แถมต่อต่ำกว่า 10 จำนวน 1,382 คน พบว่า อัตราการบาดเจ็บ เป็นจำนวน 52 เปอร์เซ็นต์ โดยรวมของบริเวณการบาดเจ็บมักจะพบที่บริเวณหลังส่วนล่าง 21.2 เปอร์เซ็นต์ หัวไหล่ขวา(ถนัดขึ้นมือขวา) 7.8 เปอร์เซ็นต์ กระดูกสันหลังช่วงอก 7.4 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อแบ่งแยกตามเพศ ในเพศชายพบมากที่สุดที่บริเวณหลังส่วนล่าง 23.1 เปอร์เซ็นต์ ในเพศหญิงพบมากที่สุดที่หัวไหล่ข้างถนัด 11 เปอร์เซ็นต์ และบริเวณหลังส่วนล่าง 11 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งเหตุของการบาดเจ็บเหล่านี้มาจากปัจจัยของการใช้งานมากเกินไป หรือการแบกรับน้ำหนักที่มากเกินไป (Perron, Rouillon, & Edouard, 2016) จากข้อมูลโดยรวมที่กล่าวมาทั้งหมด แสดงให้เห็นว่าการเล่นกีฬากอล์ฟจะมีแนวโน้มของความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บร่างกายโดยไม่ว่าจะเป็นระดับมืออาชีพที่ต้องใช้เวลาในการเข้าร่วมการแข่งขันบางครั้ง การใช้เวลาฝึกซ้อมที่ยาวนานเป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อการใช้ร่างกายซ้ำๆ มากเกินไป จึงมีพื้นฐานความเสี่ยงในบริเวณหลังส่วนล่างมากที่สุด ส่วนในกลุ่มระดับมือสมัครเล่น ที่มีความแตกต่างกันของระดับแถมต่อซึ่งบ่งบอกถึงความสามารถไม่เท่ากัน จึงจำเป็นต้องใช้เวลาในการฝึกซ้อมที่มากกว่าปกติ มีความรู้ความเข้าใจในกลไกการสวิงน้อย ระดับความสามารถของการสวิงต่ำ จึงส่งผลต่อการบาดเจ็บที่ข้อมือ หรือข้อศอกเป็นอันดับแรก แต่ลำดับที่รองลงมาคือ บริเวณหลังส่วนล่างเช่นกัน

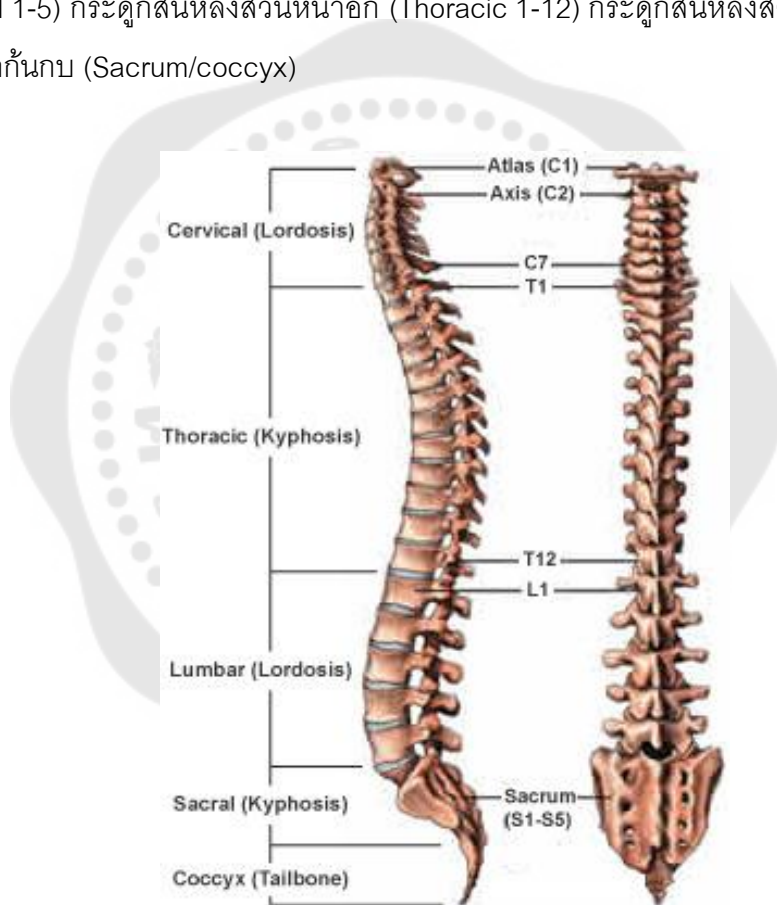
การบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง

จากข้อมูลดังที่กล่าวมาข้างต้นในนักกอล์ฟมืออาชีพ นักกอล์ฟมือสมัครเล่นพบว่า พื้นฐานของตำแหน่งการบาดเจ็บร่างกายโดยทั่วไปพบที่บริเวณหลังส่วนล่างเป็นส่วนมาก ซึ่งตามโครงสร้างร่างกายส่วนนี้จะถูกจัดแบ่งและจัดเป็นส่วนฐานล่างของแกนกระดูกสันหลังร่างกายที่มี

ความสำคัญในการรับน้ำหนักจากส่วนบนร่างกายทั้งหมด ผลจากการสั่นไหวทำให้เกิดการบาดเจ็บขึ้นที่หมอนรองกระดูกเป็นหลัก ดังนั้นผู้วิจัยจึงขอเสนออย่างเป็นลำดับดังต่อไปนี้

โครงสร้างกายภาพของกระดูกสันหลัง

กระดูกสันหลังของร่างกายมีความสำคัญกับการรับน้ำหนักร่างกาย และการเป็นโครงร่างให้กับกล้ามเนื้อสำหรับเพื่อยึดติด รูปทรงและขนาดของกระดูกจะมีความแตกต่างกัน โดยเมื่อพิจารณาจากตำแหน่งส่วนต้นที่ Cervical 1 จนถึงส่วนปลายที่ Lumbar 5 และกระดูกสันหลังจะมีการแบ่งออกเป็นสัดส่วน โดยกระดูกสันหลังจะแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วน คือ กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical 1-5) กระดูกสันหลังส่วนหน้าอก (Thoracic 1-12) กระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar 1-5) กระดูกก้นกบ (Sacrum/coccyx)



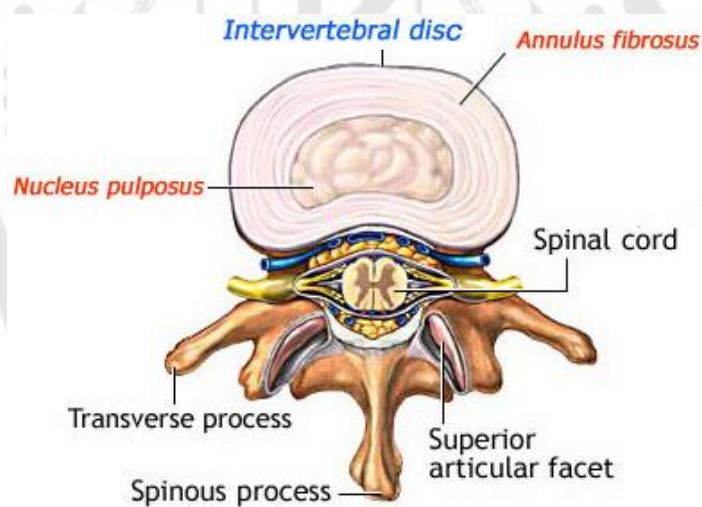
ภาพประกอบ 2 แกนกระดูกสันหลัง

ที่มา: <http://neurospineinstitute.org/spinal-procedures/spine-anatomy-physiology/>

จากภาพประกอบ 1 โครงสร้างทางกายภาพของกระดูกสันหลัง โดยกระดูกแต่ละชิ้นจะถูกเชื่อมต่อกันด้วยหมอนรองกระดูก (Intervertebral disc) หมอนรองกระดูกแต่ละข้อจะมีความแตกต่างกันทั้งความหนาแน่น และความแข็งแรงของวงแหวนโครงสร้าง

หมอนรองกระดูกสันหลัง

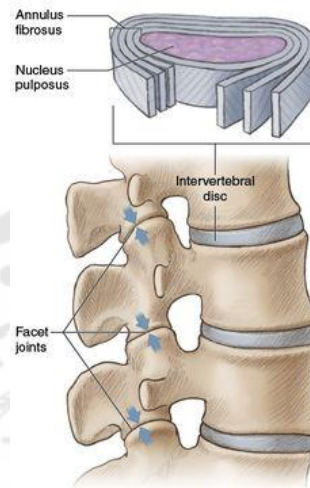
หมอนรองกระดูกมีหน้าที่ที่สำคัญ คือ การรับน้ำหนักร่างกายในขณะเคลื่อนไหว น้ำหนักมาจากส่วนบนของร่างกายทั้งในส่วนของน้ำหนักจากอวัยวะภายในและจากโครงสร้างกระดูกหรือน้ำหนักที่มาจากภายนอก เช่น การยกสิ่งของต่าง ๆ หรือการยกบาร์เบลที่มีน้ำหนักมาก เป็นต้น น้ำหนักจากต่าง ๆ เหล่านี้จะเป็นแรงที่มากระทำต่อหมอนรองกระดูก ตามปริมาณสัดส่วนของตำแหน่งและโครงสร้างทางกายภาพร่างกาย ซึ่งปริมาณแรงดังกล่าวจะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงภายในของชั้นหมอนรองกระดูก ให้มีการเปลี่ยนแปลงสภาพไปจากเดิม และจะมีส่วนประกอบภายในซึ่งเมื่อมองจากด้านบน พบว่าบริเวณแกนกลางของหมอนรองกระดูก (Nucleus pulposus) จะเป็นของเหลว ซึ่งเป็นน้ำ และอยู่ในรูปของ Mucopolysaccharides เพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกาย และบริเวณชั้นนอกถัดออกมา จะเป็นสิ่งห่อหุ้ม เรียกว่า Annulus fibrosus



ภาพประกอบ 3 ส่วนประกอบของหมอนรองกระดูก

ที่มา: http://www.myfirstbrain.com/student_view.aspx?ID=50023

ลักษณะของหมอนรองกระดูกมีโครงสร้างชั้นนอกที่เป็น Annulus fibrosus ซึ่งอยู่ในรูป fibroid cartilage ที่ประกอบด้วย Collagen fibers ร้อยละ 90 ซึ่งมีคุณสมบัติที่เหนียว การเรียงตัวเฉียงๆ และซ้อนกันเป็นแผ่นๆ ไขว้ไปมาซึ่งกันและกัน (Criss-cross pattern) อยู่โดยรอบ แกนกลาง

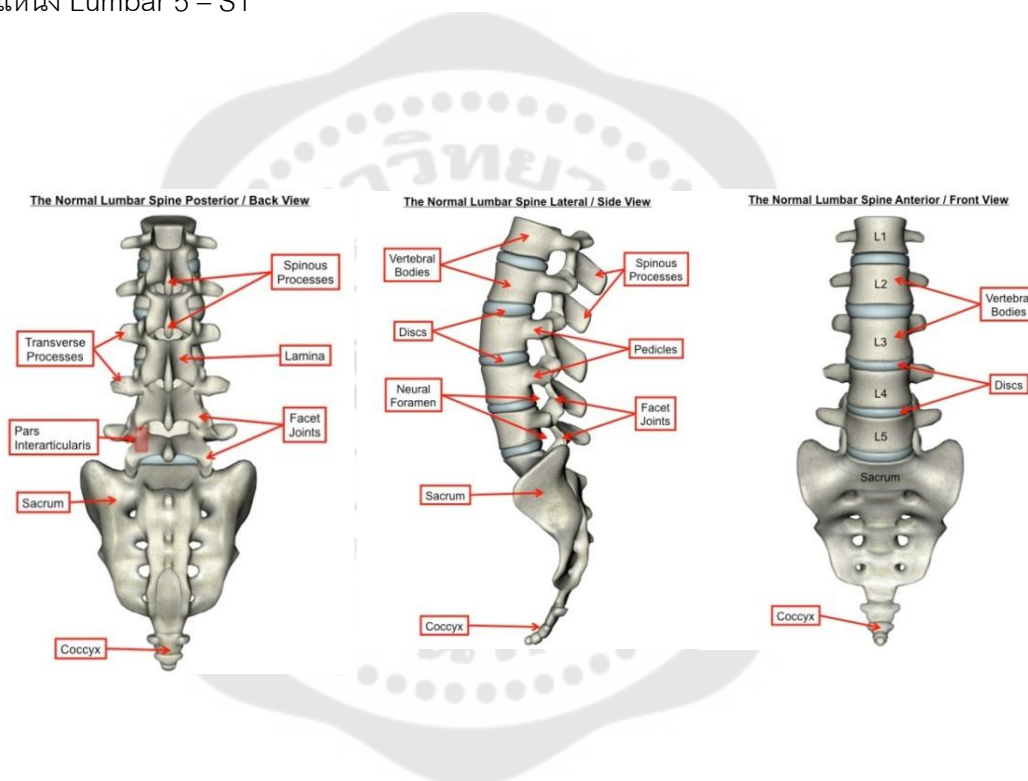


ภาพประกอบ 4 ชิ้นส่วนประกอบหมอนรองกระดูก

ที่มา: <https://www.pinterest.co.uk/gonzalez1380/01-anatomia-2/>

กระดูกสันหลังส่วนล่าง (Lumbar spine)

กระดูกสันหลังส่วนล่าง จะประกอบด้วยกระดูก lumbar 1-5 ซึ่งจะมีขนาดใหญ่กว่ากระดูกสันหลังส่วนอื่น ๆ ทั้งในด้านความกว้างและความสูง ทั้งนี้เนื่องจากจะต้องทำหน้าที่รองรับน้ำหนักลำตัวที่มากกว่ากระดูกสันหลังส่วนบน และตำแหน่งของ Facet joints ที่อยู่ในแนวตั้งตรงตามระนาบ Sagittal plane ส่งผลให้ลักษณะการก้มหลังและเงยหลัง (Flexion / Extension) จะสามารถทำได้มากกว่ากระดูกสันหลังช่วง Thoracic spine โดยพิสัยของการเคลื่อนไหว (Range of motion) ที่ตำแหน่ง Lumbar 1 จะมีการเคลื่อนไหวได้ประมาณ 12 องศา และจะมากที่สุดที่ตำแหน่ง Lumbar 5 – S1



ภาพประกอบ 5 กระดูกสันหลังส่วน lumbar

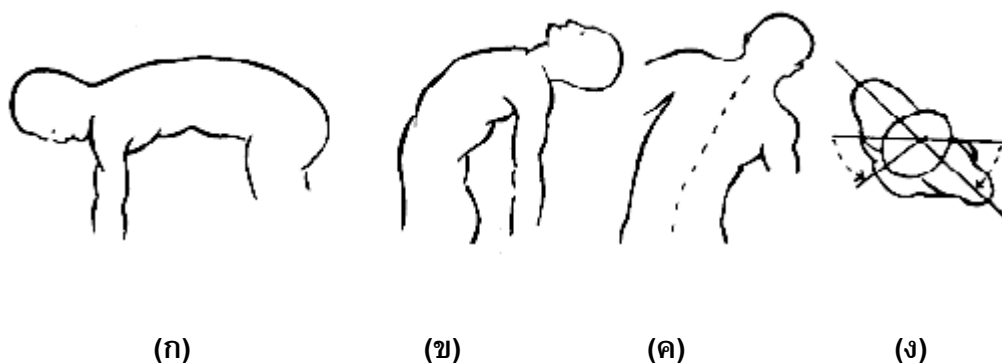
ที่มา: http://www.spinedragon.com/basics_anatomy.php

การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง (Spine movement)

การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังที่มีลักษณะต่อเนื่องกันเป็นลำดับจากส่วนกระดูกคอข้อที่ 1 (Cervical 1) จนถึงกระดูก Lumbar ข้อที่ 5 จะมีส่วนระยางค์ที่แคบ กว้าง ไม่เท่ากัน จึงเป็นข้อจำกัดการเคลื่อนไหวซึ่งเป็นเครื่องช่วยป้องกันการบาดเจ็บที่ร่างกายมีองศาการเคลื่อนไหวของข้อต่อมากเกินไป กระดูกสันหลังช่วยให้ร่างกายสามารถเคลื่อนไหวตามระนาบต่าง ๆ ได้อย่างเหมาะสมและมีประสิทธิภาพ แต่การเคลื่อนไหวที่มีข้อจำกัดทางกายภาพของกระดูกสันหลัง ซึ่งถ้าการเคลื่อนไหวผิดไป หรือมากเกินไป ย่อมสร้างโอกาสการบาดเจ็บให้เกิดขึ้นได้ พิสัยของการก้มตัวจะสามารถทำได้ในช่วง 70 – 90 องศา พิสัยการเหยียดตัวจะสามารถทำได้ในช่วง 20 – 30 องศา หรือพิสัยการพับตัวทางด้านข้างจะสามารถทำได้ในช่วง 25 – 35 องศา เป็นต้น การเอียงตัวไปด้านข้าง (Lateral flexion) ส่วนของ Lumbar จะทำได้น้อยกว่าในส่วนของ Thoracic spine เล็กน้อย เนื่องจากรูปร่างของ Facet joints ที่เรียงตัวในแนวตรง และมุมการเอียงตัวในส่วนของ Lumbar ระดับต่ำๆ ลงมา จะสามารถเอียงตัวได้น้อยกว่าระดับช่วงด้านบน

1. การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังสามารถแบ่งได้ 4 รูปแบบ

- 1.1 การก้มตัวไปด้านหน้า (Spinal flexion)
- 1.2 การเหยียดไปทางด้านหลัง (Spinal extension)
- 1.3 การพับไปทางด้านข้าง (Lateral flexion/side bending)
- 1.4 การบิดหมุนรอบแกนกระดูก (Spinal rotation)



ภาพประกอบ 6 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง โดย ก) การงอหลัง (Flexion) ข) การ

เหยียดหลัง (Extension) ค) การพับไปทางด้านข้าง (Lateral flexion) ง) การหมุน (Rotation)

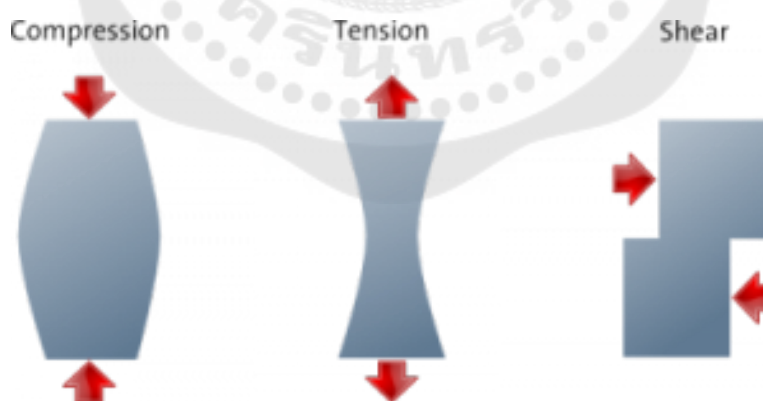
ที่มา: <https://dwd.wisconsin.gov/dwd/publications/wc/WKC-7761-P.htm>

2. แรงที่กระทำจะอยู่ในลักษณะ 3 รูปแบบดังนี้

2.1 แรงที่กระทำให้เกิดการกด (Spinal compression) การเปลี่ยนแปลงของหมอนรองกระดูกแบบนี้ จะเกิดจากแรงที่กระทำมีทิศทางเข้าแกนกลางของหมอนรองกระดูก ซึ่งจะส่งผลให้หมอนรองกระดูกเกิดการกดตัวหรือการบีบตัวเข้าหากัน เรียกแรงนี้ว่า แรงกด (Compressive force) รูปร่างของ Annulus fibrosus จะมีการโป่งออกด้านข้าง ซึ่งจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับปริมาณแรง และตำแหน่งที่แรงมากระทำ

2.2 แรงที่กระทำให้เกิดการยืดตัว (Spinal tension) การเปลี่ยนแปลงของหมอนรองกระดูกแบบนี้ จะเกิดจากแรงที่กระทำมีทิศทางชี้ออกจากแกนกลางของหมอนรองกระดูก ซึ่งจะส่งผลให้หมอนรองกระดูกเกิดการยืดตัวออก เรียกแรงนี้ว่า แรงดึง (Tension force) รูปร่างของ Annulus fibrosus จะมีการยุบเข้า ซึ่งจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับปริมาณแรง และตำแหน่งที่แรงมากระทำ

2.3 แรงเฉือนที่กระทำให้เกิดการเบี้ยว (Spinal shear) การเปลี่ยนแปลงของหมอนรองกระดูกแบบนี้ จะเกิดจากแรงที่กระทำมีทิศขนานกัน แต่พุ่งสวนทางกัน ซึ่งจะส่งผลให้หมอนรองกระดูกมีลักษณะเลื่อนออกจากตำแหน่งเดิมในทิศทางตรงข้ามกัน เรียกแรงนี้ว่า แรงเฉือน (Shear force) รูปร่างของ Annulus fibrosus จะมีแนวโน้มการเบนออกจากกัน ซึ่งจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับปริมาณแรง และตำแหน่งที่แรงมากระทำ



ภาพประกอบ 7 รูปแบบของแรงที่กระทำต่อหมอนรองกระดูก

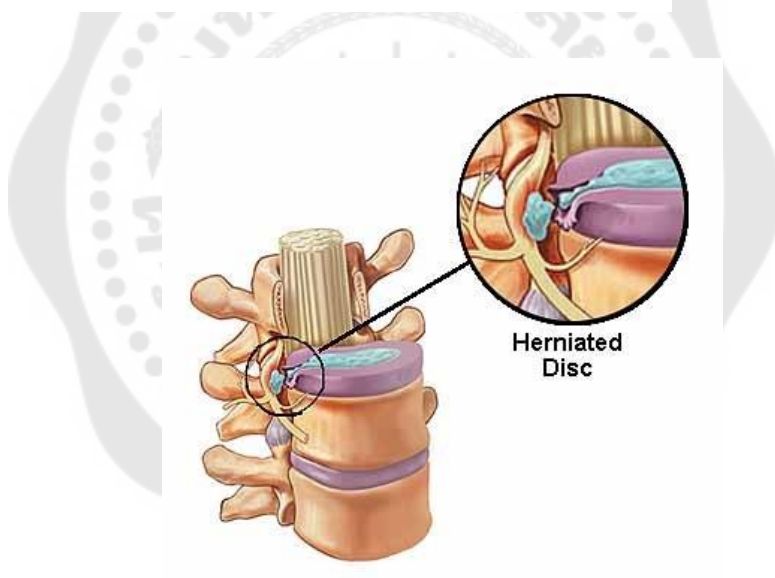
ที่มา: <http://robertsontrainingsystems.com/blog/round-back-deadlifts/>

3. การบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง มีสาเหตุดังต่อไปนี้

3.1 การปวดตึงกล้ามเนื้อแบบเฉียบพลันหรือแบบเรื้อรัง (Acute or Chronic lumbar strain) เป็นผลมาจากการใช้งานกล้ามเนื้อที่มากเกินไป การใช้ร่างกายที่ไม่ถูกต้องในการเคลื่อนไหว ส่งผลให้เกิดการฉีกขาดของเนื้อเยื่อ เนื่องจากเนื้อเยื่อจะมีการยืดตัวมากเกินไปกว่าปกติ

3.2 ความผิดปกติจากการระคายเคืองของเส้นประสาท (Nerve irritation) เส้นประสาทอาจจะถูกรบกวนจากการกดทับจากอวัยวะอื่น หรือจากโรคที่เกิดขึ้นในบริเวณใกล้เคียง ตั้งแต่ไขสันหลังออกมาจนถึงปลายประสาทที่ผิวหนัง เช่นหมอนรองกระดูกเคลื่อนมาทับกระดูกที่ผิดปกติไปกดเบียด หรือการอักเสบที่ปลายประสาทจากโรคถุงสัน

3.3 หมอนรองกระดูกเคลื่อนทับเส้นประสาท (Lumbar radiculopathy) เกิดจากการเสื่อมของ Annulus fibrosus หรือเกิดจากการได้รับอุบัติเหตุที่หมอนรองกระดูก ส่งผลทำให้ของเหลวที่อยู่ชั้นใน Nucleus pulposus เคลื่อนออกมาและไปกดทับเส้นประสาท



ภาพประกอบ 8 การเคลื่อนของหมอนรองกระดูก

ที่มา: <http://www.mcquaitechiropractic.com/herniated-disc-definition-symptoms-and-causes/>

3.4 ภาวะที่มีการกดทับเส้นประสาทจากความผิดปกติของกระดูกสันหลัง (Bony encroachment) คือภาวะที่มีการการงอกของกระดูกสันหลังจนไปทำให้ไปเบียดไขสันหลังหรือเส้นประสาท สาเหตุอาจเนื่องมาจากการแคบลงของช่องทางออกของเส้นประสาท ที่เรียกว่า

Forminal narrowing ในภาวะ Spondylolisthesis คือการที่มีการเคลื่อนของกระดูกสันหลังขึ้นหนึ่งไปจากแนวปกติ อาจจะไปข้างหน้า หรือข้างหลังก็ได้ ทำให้มีการเบียดทับเส้นประสาทขึ้น

คิเนมาติกส์และคิเนติกส์ของการสวิง

จากความแตกต่างของระดับสามารณในนักกอล์ฟ ปัญหาที่พบจากการสำรวจคือการทำซ้ำมากเกินไปจากการฝึกซ้อมหรือความถี่ในการเข้าร่วมการแข่งขัน และปัญหาการมีกลไกการเคลื่อนไหวร่างกายที่ไม่ถูกต้องซึ่งโดยเฉพาะในกลุ่มนักกอล์ฟมือสมัครเล่น ดังนั้นการปรับ เปลี่ยนการเคลื่อนไหวหรือการจัดระเบียบลำตัว ออก กระดูกเชิงกราน และสะโพก จะสามารถส่งผลต่อประสิทธิภาพการสวิงและความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ โดยมีแนวโน้มมาจากมุมข้อต่อ ความเร็วเชิงเส้น ความเร็วเชิงมุม แรงกด แรงเฉือน และโมเมนต์ ที่เกิดขึ้นในรอบการสวิง

คิเนมาติกส์

การเคลื่อนไหวในทักษะการสวิง ความกว้างของวงสวิงหรือการสวิงเต็มวงเป็นสิ่งที่สร้างความเร็วที่หัวไม้ในการเข้าปะทะลูก แต่ระยะของการขึ้นวงสวิงส่งผลต่อการบาดเจ็บได้ (Bulbulian et al., 2001) ค่าของคลันเฟคเตอร์ (Crunch factor: Cf) เป็นอีกปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการปวดหลังในนักกอล์ฟและกีฬาอื่นๆ (Glazier, 2010; Gluck, Bendo, & Spivak, 2008; Portus, Elliott, Lloyd, Galloway, & Timms, 2017) ซึ่งถ้ามีค่า Cf สูงย่อมแสดงถึงความเสี่ยงที่เกี่ยวข้องกับการปวดหลัง แต่ในกีฬากอล์ฟจะมีความสนใจศึกษามากกว่าโดยเฉพาะในกลุ่มนักกอล์ฟที่ปวดหลัง ซึ่งมีการศึกษาค่าคลันเฟคเตอร์ระหว่างนักกอล์ฟกลุ่มที่ปกติกับกลุ่มนักกอล์ฟที่ปวดหลัง ด้วยหัวไม้หนึ่ง (วงสวิงปกติของแต่ละคน) พบว่าค่าเฉลี่ยของคลันเฟคเตอร์สูงสุด ($4,920.2 \pm 587$ องศา²/วินาที, $4,879.7 \pm 633.6$ องศา²/วินาที) และคลันเฟคเตอร์ในจังหวะเริ่มต้น แบ็คสวิงสูงสุด การปะทะลูก ไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติที่ระดับ 0.01 แต่ข้อมูลนักกอล์ฟกลุ่มปกติได้แสดงถึงแนวโน้มของมุมต่างระหว่างสะโพกกับลำตัวมากกว่าในจังหวะแบ็คสวิง ทั้งนี้ข้อสรุปที่ได้ยังให้ความสำคัญของ คลันเฟคเตอร์เช่นเดิมเพราะเนื่องจากงานวิจัยมีการใช้กลุ่มตัวอย่างน้อย (M. H. Cole & Grimshaw, 2014)

การแสดงความสัมพันธ์ด้วยการสร้างสมการการทำนายความเร็วของหัวไม้จากการเคลื่อนไหวของลำตัว แขน ขา และแรงปฏิกิริยาตอบสนองในรอบการสวิง ซึ่งจากการวิเคราะห์ในช่วงการเร่งหัวไม้ ก่อนการปะทะลูก 40 วินาที และในช่วงปะทะลูก พบว่าการก้มลำตัวไปทางด้านหน้า (Forward tilt) การเอียงลำตัวด้านข้าง (Lateral bending) ความเร็วของการเอียงลำตัว (Lateral bending velocity) มุมที่แตกต่างระหว่างหัวไม้กับกระดูกเชิงกราน (X - factor) และความเร็วของการหมุนลำตัว (Upper torso rotation velocity) จะมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับ

ความเร็วของหัวไม้ในการสวิงและมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (R^2) เท่ากับ 0.66, 0.735, 0.505 (Chu, Sell, & Lephart, 2010) และไปในทิศทางเดียวกันกับลักษณะของมุมที่แตกต่างระหว่างหัวไม้กับกระดูกเชิงกรานในขณะแบ็คสวิงสูงสุด (X – factor) และมุมที่แตกต่างระหว่างหัวไม้กับกระดูกเชิงกรานในขณะเริ่มดาวน์สวิง (X – factor stretch) ที่เกิดขึ้นในนักกอล์ฟที่มีทักษะดีจะมีค่ามากกว่านักกอล์ฟที่มีทักษะต่ำ (Cheetham, Martin, Mottram, & St Laurent, 2001; Sato, C. Kenny, & R, 2013) รวมทั้งความเร็วข้อมือในระนาบซ้าย-ขวา (Sagittal plane) และความเร็วสูงสุดในการหมุนของลำตัวในระนาบบน-ล่าง (Transverse plane) จะมีอิทธิพลต่อความเร็วของหัวไม้ ($\text{Adj } R^2 = 0.58, p \leq 0.01$) (Sinclair, Currigan, Fewtrell, & Taylor, 2014) และนอกจากมุมระหว่างหัวไม้กับกระดูกเชิงกราน ความเร็วในการหมุนลำตัวที่ต่างกันตามระดับความสามารถแล้ว ยังมีข้อมูลที่น่าสนับสนุนถึงรูปแบบการควบคุมกลไกการเคลื่อนไหวที่มีความแน่นอน สม่่าเสมอเพื่อการเคลื่อนไหวแบบซ้ำ โดยนักกอล์ฟมืออาชีพ จะมีการหมุนของลำตัวสูงสุดในขณะดาวน์สวิง และการหมุนของลำตัวกับกระดูกเชิงกราน มีความสัมพันธ์เชิงบวกในระดับสูง ($R^2 = 0.92$) (Horan & Kavanagh, 2012) ยังมีงานศึกษาที่ชี้ถึงความแตกต่างของทักษะในนักกอล์ฟที่เริ่มเล่นกับนักกอล์ฟที่เล่นมาระยะหนึ่งและนักกอล์ฟที่เล่นมานาน โดยความสามารถในการจัดระเบียบร่างกายหรือการควบคุมกลไกการสวิงกลุ่มนักกอล์ฟที่เล่นมานานจะควบคุมจุดศูนย์กลางมวลได้ดีที่สุด และมีมุมการก้มลำตัว 15.01 ± 8 องศา ซึ่งจะมีน้อยกว่านักกอล์ฟที่เริ่มเล่น แต่มีมุมการเอียงลำตัว -18.33 ± 2.89 องศา ซึ่งจะมากกว่าทั้งในช่วงขณะแบ็คสวิงสูงสุดและในช่วงการปะทะลูก แต่มีมุมการก้มลำตัวเท่ากับ 28.54 ± 6.57 องศา และมุมการเอียงลำตัวเท่ากับ -17.15 ± 4.89 องศาในช่วงการกระทบลูก ซึ่งทั้งนี้จะมีมากกว่าในช่วงขณะแบ็คสวิงสูงสุด จากข้อมูลศึกษาแสดงให้เห็นว่ากลุ่มนักกอล์ฟที่เพิ่งเริ่มเล่นจะมีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งลำตัวมากกว่ากลุ่มนักกอล์ฟที่เล่นมานาน (Wrobel, Marclay, & Najafi, 2012)

จากศึกษารูปแบบการสวิงแบบระนาบเดียวเต็มวงสวิง (270 ± 10 องศา) และแบบระนาบเดียวแบบไม่เต็มวง (225 ± 10 องศา) จำนวน 13 คน ระดับแถมต่อ 7 ± 2 ด้วยเหล็กเบอร์ 7 พบว่าความเร็วหัวไม้และคลันเฟคเตอร์ (Crunch factor) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในรูปแบบระนาบเดียวแบบไม่เต็มวง และเวลาสูงสุดคลันเฟคเตอร์ไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติของทั้งสองรูปแบบ โดยจะเกิดขึ้นภายหลังการปะทะลูก 0.08 ± 0.01 วินาที (Dale, Farr, Marshall, & Sizemore, 2015; Christopher Joyce, 2017a) นอกจากนี้การดาวน์สวิงในนักกอล์ฟมืออาชีพพบการหมุนร่างกายโดยเมื่อเทียบระหว่างส่วนลำตัวกับส่วนสะโพกทั้งส่วนนำและสะโพกส่วนตามเป็นสิ่งสำคัญในการสร้างพลังของการสวิง ดังนั้นขณะดาวน์สวิงมีการเทียบอัตราส่วน

ดังกล่าว โดยใช้การหาค่ามุมการหมุนของส่วนลำตัวและมุมการหมุนสะโพก ด้วยการใช้วิธีแบบ Euler' s angle พบว่าค่าเฉลี่ยของสัดส่วนการหมุนสะโพกส่วนนำเทียบกับการหมุนลำตัว มีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้ามความเร็วหัวไม้ ($r = -0.52, p < 0.05$) และมีค่าสูงสุดที่ -125.7 ± 50 ($r = -0.54, p < 0.05$) และโดยอธิบายได้ว่าการหมุนของทั้งสองส่วนนี้จะส่งผลต่อความเร็วที่เกิดกับหัวไม้ และการหมุนของส่วนสะโพกส่วนนำจะหมุนเร็วกว่าการหมุนของลำตัว ในขณะการดาวน์สวิง (Choi et al., 2016)

คิเนติกส์

ตัวอย่างกลุ่มนักกอล์ฟมือสมัครเล่น 20 คน มีแต่มีต่อ 15 หรือน้อยกว่า โดยเป็นวัยรุ่น 10 คน อายุเฉลี่ย 25.1 ± 3.1 ปี และวัยสูงอายุ 10 คน อายุเฉลี่ย 56.9 ± 4.7 ปี ใช้หัวไม้หนึ่งในการตีลูกกอล์ฟเทียม พบความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของหัวไม้กับแรงทอร์กที่สะโพกส่วนตาม (Trail leg) ในลักษณะ Internal rotator, External rotator, Flexor, Adductor คือ 0.64, 0.60, 0.56, 0.56 ตามลำดับ และความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของหัวไม้กับแรงทอร์กที่สะโพกส่วนนำ (Lead leg) ในลักษณะ Internal rotator, Flexor, Extensor, Adductor คือ 0.65, 0.49, 0.59, 0.39 ตามลำดับ ซึ่งเป็นข้อมูลชัดเจนที่แสดงว่าถ้านักกอล์ฟสร้างความเร็วของหัวไม้มากขึ้น แรงทอร์กที่กระทำกับข้อสะโพกจะมากขึ้นด้วยในทิศทางเดียวกัน (Foxworth et al., 2013) สอดคล้องกับงานศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการปวดหลังซึ่งพบมากในนักกอล์ฟและเกี่ยวกับการหมุนของกระดูกสันหลังส่วนล่างกับการหมุนของสะโพกเป็นสำคัญ โดยในกลุ่มนักกอล์ฟมืออาชีพพบความสัมพันธ์ไปในทิศทางเดียวกัน ระหว่างการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างกับการหมุนของสะโพกส่วนนำ ($r = 0.89$) ในจังหวะแบ็คสวิง และการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างกับการหมุนของสะโพกส่วนตาม ($r = 0.88$) และในช่วงดาวน์สวิงระหว่างการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างกับการหมุนของสะโพกส่วนนำ ($r = 0.65$) และการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างกับการหมุนของสะโพกส่วนตาม ($r = 0.82$) และอัตราส่วนของสะโพกส่วนนำและสะโพกส่วนตามเทียบกับการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างในจังหวะแบ็คสวิงคือ $0.4 \pm 0.2, 0.25 \pm 0.2$ ตามลำดับ และอัตราส่วนของสะโพกส่วนนำและสะโพกส่วนตามเทียบกับการหมุนกระดูกสันหลังส่วนล่างในจังหวะดาวน์สวิงคือ $2.47 \pm 2.4, 3.21 \pm 3.5$ ตามลำดับ (Mun, Suh, Park, & Choi, 2015) ซึ่งข้อมูลดังกล่าวนี้บ่งบอกได้ว่าการหมุนของทั้งสองส่วนของร่างกายจะไปด้วยกันทั้งในช่วงแบ็คสวิงและดาวน์สวิง แต่ถ้าเทียบการทำงานแล้วในช่วงแบ็คสวิงแกนกระดูกสันหลังส่วนล่างทำงานมากกว่าส่วนสะโพก แต่ในการดาวน์สวิงส่วนสะโพกจะทำงานมากกว่าแกนกระดูกสันหลังส่วนล่างซึ่งมีทำงานที่ตรงข้ามกัน

ส่วนของร่างกายเพื่อการสวิง

ส่วนต่างๆ ร่างกาย (Body segment) ขณะการเคลื่อนไหวในกีฬากอล์ฟ ความจำเป็นที่ต้องมีระดับการประสานงานเชื่อมโยงกันทุกส่วน จึงจะสามารถแสดงประสิทธิภาพออกมา แต่ด้วยการเคลื่อนไหวของกีฬากอล์ฟส่วนของลำตัวนับเป็นตัวจักรสำคัญในการสร้างพลังในการสวิง (Mun et al., 2015) หรืออีกขณะการเคลื่อนไหวที่มีความเกี่ยวข้องกับการบาดเจ็บหลังส่วนล่าง จึงมีการค้นหาคำตอบทางคิเนมาติกส์ได้อย่างชัดเจนเช่น การเปลี่ยนแปลงของมุมที่เกิดขึ้น มุมระหว่างส่วนร่างกาย ความเร็วในการหมุน เป็นต้น ดังนั้นความสำคัญในการกำหนดส่วนของร่างกายเพื่อศึกษาข้อมูลจึงต้องมีความสอดคล้องกับลักษณะการเคลื่อนไหวของร่างกายในทักขณะนั้นและแนวโน้มที่อาจ จะส่งผลต่อการบาดเจ็บด้วย โดยมีการศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างคิเนมาติกส์ด้วยโมเดลการวิเคราะห์ 3 ส่วน คือ ลำตัวส่วนบน (Upper thorax) ลำตัวส่วนล่าง (Lower thorax) และกระดูกหลังส่วนล่าง (Lumbar spine) ระหว่างกลุ่มปกติกับกลุ่มปวดหลังขณะการเอียงตัวด้านข้าง พบว่าในกลุ่มปวดหลังมีระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกหลังส่วนล่างและส่วนอกในระนาบบน-ล่าง มากกว่ากลุ่มปกติ ส่วนในกลุ่มปกติระยะการเคลื่อนที่ของอก (Upper thorax) ในระนาบซ้าย-ขวาจะมากกว่ากลุ่มปวดหลัง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Sung, Danial, & Lee, 2016) และงานวิจัยอีกชิ้นหนึ่งที่มีการแบ่งส่วนลำตัวออกเป็นลำตัวส่วนบน (Upper torso) กระดูกเชิงกราน (Pelvis) เพื่อหาความสัมพันธ์ของลำตัวส่วนบนและข้อสะโพกกับความเร็วหัวไม้ ผลการศึกษาพบว่า การหมุนของข้อสะโพกส่วนนำและส่วนตาม มีความแตกต่างกัน และการหมุนของสะโพกส่วนนำเป็นปัจจัยต่อความเร็วหัวไม้ (Choi et al., 2016)

นอกจากนี้มีการศึกษาถึงปัจจัยสำคัญที่มีผลกับความเร็วหัวไม้ โดยการศึกษาได้แบ่งส่วนร่างกายออกเป็นลำตัว (Trunk), ลำตัวส่วนล่าง (Lower trunk), และกระดูกเชิงกราน (Pelvis) โดยดูความยืดหยุ่นสูงสุดของแต่ละส่วนในขณะก้มเงย (Flexion/Extension) เอียงด้านข้าง (Lateral bending) และระยะการหมุน (Axial rotation) ด้วยรูปแบบการสวิงสมัยใหม่ (Modern swing) ใช้หัวไม้หนึ่งในการศึกษา ผลการศึกษาสรุปได้ว่า ได้สมการทำนายความเร็วของหัวไม้ โดยระยะจัดเชิงมุมในการหมุนลำตัวส่วนล่างมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับความเร็วของหัวไม้มากที่สุด และการหมุนลำตัวส่วนล่างในจังหวะแบ็คสวิงสูงสุดมีความสัมพันธ์เชิงลบกับความเร็วของหัวไม้ รองลงมาตามลำดับ (C. Joyce, 2017) จากข้อมูลนี้บ่งบอกได้ว่า การแบ่งส่วนร่างกายมีความสำคัญต่อการศึกษปัจจัยในการสร้างความเร็วหัวไม้

รูปแบบการสวิงในกีฬากอล์ฟ

จากความแตกต่างจากระดับความสามารถของผู้เล่นไม่ว่าจะเป็นระดับอาชีพ ระดับมือสมัครเล่น หรือแม้ผู้ที่เพิ่งเริ่มสนใจเพิ่งจะเริ่มเล่น มักจะพบว่า การเคลื่อนไหวของร่างกายในการแสดงทักษะตามกลุ่มที่กล่าวมา มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน โดยเฉพาะการควบคุมการเคลื่อนไหวร่างกาย เช่น การควบคุมตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวล (Choi, Joo, Oh, & Mun, 2014) การเคลื่อนไหวของลำตัวหรือการเคลื่อนไหวของกระดูกเชิงกรานและข้อต่อสะโพก (Joyce & Barnett, 2015; Mun et al., 2015) เป็นต้น ข้อมูลเบื้องต้นเหล่านี้เป็นสิ่งที่แสดงให้เห็นถึงความจำเป็นของผู้เล่นกอล์ฟที่ต้องการควบคุมเคลื่อนไหวร่างกาย การจัดระเบียบร่างกายให้มีความสอดคล้องกัน ถูกจังหวะเวลา

การสวิงเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวแบบวนรอบแกนลำตัว ร่างกายโดยรวมมีฐานการบิดหมุนจากเท้าทั้งสองข้างโดยไม่มีการยกขึ้นจากพื้น (Gryc et al., 2015; Okuda, Gribble, & Armstrong, 2010; Queen, Butler, Dai, & Barnes, 2013) และการหมุนของกระดูกเชิงกรานและข้อต่อสะโพก แขนทั้งสองข้างเหวี่ยงหมุนรอบและพาหัวไม้ผ่านลูกไปด้วยความเร็ว จากการเคลื่อนไหวลักษณะนี้จะสามารถแบ่งรูปแบบการสวิงออกเป็น 2 รูปแบบโดยใช้หลักการพิจารณาจากระนาบการสวิง (Swing plane) โดยได้กล่าวถึงจุดสำคัญในการจัดตำแหน่งร่างกายในการเคลื่อนไหวไว้ดังนี้ (Jim & John, 2007)

การสวิงระนาบเดียว (One plane swing)

การเคลื่อนไหวร่างกายในรูปแบบที่เรียกว่าการสวิงระนาบเดียว ที่เป็นการเคลื่อนไหวที่ไม่ซับซ้อน เพราะจุดสำคัญของการเคลื่อนไหวจะมีลักษณะการหมุนรอบแกนหลักของร่างกายที่เป็นแกนตั้งฉากผ่านจุดศูนย์กลางศีรษะ ลำตัวในขณะยืนตัวตรง และลำตัว ส่วนแขนจะเป็น ส่วนหลักในการหมุน ตามลำดับ โดยการสวิงนี้จะใช้ระนาบของไหล่ ระนาบแขน เป็นระนาบอ้างอิงและทั้งสองระนาบนี้จะต้องซ้อนทับกัน ตั้งแต่การขึ้นแบ็คสวิงและการดาวน์สวิง

ท่าเริ่มต้น (Address)

- การยืนในการสวิงที่ต้องหมุนร่างกายรอบแกน จึงจำเป็นที่ต้องรักษาการควบคุมร่างกายให้อยู่อย่างสมดุล โดยการยืนจึงต้องมีความกว้างมากกว่าปกติเล็กน้อยในทุกๆ เบอร์หนัก

- แนวปลายเท้า ข้อเข่า สะโพก และแนวไหล่ ให้ขนานกับแนวเป้าหมาย ตำแหน่งปลายเท้าซ้ายให้มีการเปิดออกประมาณ 30 องศา

- น้ำหนักร่างกายอยู่กึ่งกลางระหว่างเท้าทั้งสอง หรืออยู่ใกล้กับเท้าหน้า (นักกอล์ฟสวิงมือขวา)

- ลำตัวมีการพับมากกว่าปกติ หรือประมาณ 30 – 45 องศาจากแนวตั้ง หรือพับลำตัวลงมากกว่าการพับปกติประมาณ 10 องศาจากแนวตั้ง

การแบ็คสวิง (Backswing)

- น้ำหนักยังคงอยู่ระหว่างเท้าทั้งสอง แขนลำตัวยังอยู่แนวตรงและยังรักษาดำแหน่งเดิมเหมือนกับขณะตอนเริ่มต้น ไม่มีการเงยลำตัวขึ้น

- หมุนไหล่ทั้งสองข้างรอบแกนลำตัวในลักษณะทวนเข็มนาฬิกา โดยหมุนให้มากที่สุด แขนทั้งสองข้างที่เชื่อมกับไหล่จะหมุนตาม แขนซ้ายหมุนกระทั่งแนบชิดอก

- ลำตัวจะหมุนตามไหล่ โดยหมุนให้หลังเข้าหาเป้าหมายมากที่สุด รักษาตำแหน่งสะโพกไว้โดยไม่เคลื่อนออกไปทางด้านข้าง และห่างออกจากเป้าหมาย

- เมื่อแบ็คสวิงสูงสุด จะพบว่าระนาบไหล่ทั้งสองกับระนาบแขนซ้าย จะเป็นระนาบเดียวกัน เมื่อมองจากด้านข้าง ขณะการขึ้นแบ็คสวิงนี้สะโพกจะเป็นจุดล๊อคการหมุนของลำตัว และลำตัวจะเป็นตัวล๊อคการหมุนหัวไหล่

การดาวน์สวิง (Downswing)

- ตำแหน่งของน้ำหนักให้เคลื่อนเข้าหาเท้าหน้า

- แขนลำตัวยังคงอยู่ในตำแหน่งเดิม ไม่มีการเงยลำตัวขึ้น

- หมุนสะโพก หมุนลำตัว หมุนไหล่ทั้งสองและแขน ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา รอบแกนร่างกาย โดยเป็นการหมุนเสมือนเป็นชิ้นเดียวกัน

- ระนาบไหล่ และระนาบแขน จะกลับลงมาในระนาบเดียวกัน และเป็นระนาบเดียวกับระนาบการขึ้นแบ็คสวิง และพาหัวไม้ผ่านช่วงปะทะลูก แขน และข้อมือเหยียดตรง โดยไม่มีการหมุนพลิกแขน (แขนขวาคว่า/แขนซ้ายหงายขึ้น) ในช่วงเริ่มต้นฟอลโลว์ ทู

การสวิงสองระนาบ (Two plane swing)

การเคลื่อนไหวด้วยรูปแบบสวิงสองระนาบ เป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนมากขึ้น แต่ส่วนร่างกายเคลื่อนไหวอิสระมากขึ้น ดังนั้นความยากในการควบคุมร่างกายจึงต้องเป็นไปตามลำดับที่อย่างถูกต้อง

ท่าเริ่มต้น (Address)

- การยืนในการสวิงที่ไม่ต้องคำนึงถึงการหมุนร่างกายรอบแกน แต่ยังคงมีความจำเป็นที่ต้องรักษาการควบคุมร่างกายให้อยู่อย่างสมดุล โดยการยืนนี้มีความแคบกว่าปกติ เล็กน้อย ในทุกๆ เบอร์เพลย์

- แนวนปลายเท้า ช่อเข้า สะโพก และแนวไหล่ ให้ขนานกับแนวเป้าหมาย ตำแหน่งปลายเท้าซ้าย ไม่มีการเปิดออกดังเช่นการสวิงระนาบเดียว โดยวางลักษณะฉากกับทิศทางเป้าหมาย

- น้ำหนักร่างกายเบี่ยงมาทางเท้าทั้งหลัง หรืออยู่ใกล้กับเท้าตาม (นักกอล์ฟสวิงมือขวา)

- ลำตัวมีการพับประมาณ 10 – 20 องศาจากแนวตั้ง

การแบ็คสวิง (Backswing)

- น้ำหนักเบี่ยงไปทางเท้าตาม แขนลำตัวยังอยู่แนวตรงและยังรักษาตำแหน่งเดิมเหมือนกับขณะตอนเริ่มต้น ไม่มีการก้มลำตัวลง

หมุนไหล่ทั้งสองข้างรอบแกนลำตัวในลักษณะทวนเข็มนาฬิกา โดยหมุนให้มากที่สุด แขนทั้งสองข้างที่เชื่อมกับไหล่จะหมุนตามมากที่สุด แขนซ้ายหมุนขึ้นเหนือไหล่ขวา (นักกอล์ฟถนัดขวา)

- ลำตัวจะหมุนตามไหล่ โดยหมุนให้หลังเข้าหาเป้าหมายมากที่สุด ตำแหน่งสะโพกจะหมุนมากที่สุดเช่นกัน

- เมื่อแบ็คสวิงสูงสุด จะพบว่าระนาบไหล่และระนาบแขนซ้าย จะอยู่ในระนาบต่างกันเมื่อมองจากด้านข้าง ขณะการขึ้นแบ็คสวิงนี้การหมุนสะโพกจะช่วยให้การหมุนของลำตัวเป็นไปได้อีก และการหมุนลำตัวจะเป็นตัวช่วยให้การหมุนหัวไหล่หมุนได้มากขึ้นเช่นกัน

การดาวน์สวิง (Downswing)

- ตำแหน่งของน้ำหนักตัว จะเคลื่อนเข้าหาเท้าหน้า

- แขนลำตัวยังคงอยู่ในตำแหน่งเดิม ไม่มีการก้มลำตัวลง

- สไลด์สะโพกออกด้านข้างมีทิศเข้าหาเป้าหมาย (ซึ่งลำตัวจะมีลักษณะเป็นรูปตัวซี กลับด้าน (Reverse c)) ดึงแขน และไม้ ลงก่อน และหมุนสะโพก หมุนไหล่ หมุนลำตัว ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา ตามลำดับ โดยแต่ละส่วนมีการหมุนที่เป็นอิสระจากกัน

- ระนาบแขน จะกลับลงมาในระนาบที่ต่างกับกับระนาบแบ็คสวิง และพาหัวไม้ผ่านช่วงปะทะลูก และหมุนพลิกแขน (แขนขวาคือ/แขนซ้ายหงายขึ้น) เหยียดตรง ในช่วงเริ่มต้นฟอลโลว์-ทู

จากรูปแบบการสวิงทั้งสองแบบนี้ ลักษณะการเคลื่อนไหวร่างกายในแต่ละช่วงจังหวะนั้นมีความแตกต่างกัน ด้วยลักษณะการพับลำตัวในช่วงท่าเตรียม การเคลื่อนไหวของสะโพก ลำตัว หัวไหล่ และแขน ในช่วงการเริ่มแบ็คสวิงจนถึงแบ็คสวิงสูงสุด และในช่วงดาวน์สวิง

จนถึงขณะกระทบลูก ซึ่งจากความแตกต่างของรูปแบบการสวิง อาจส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรที่เกี่ยวข้องในการสวิง เช่น มุมการหมุนระหว่างแต่ละส่วนร่างกาย, ความเร็วการหมุน สะโพกและลำตัว, โมเมนต์ และทอร์ค ที่กระทำกับข้อต่อบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่างร่างกาย เป็นต้น และได้มีการศึกษารูปแบบการสวิงที่มีการเคลื่อนไหวร่างกายที่มีความแตกต่างกัน ซึ่งไม่ได้พิจารณาจากระนาบการสวิง แต่พิจารณาจากส่วนที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวร่างกาย การสวิงทั้งสองรูปแบบมุ่งเน้นถึงความสามารถในการสร้างพลังในการสวิง ซึ่งมีส่วนหลักของร่างกายที่เกี่ยวข้องคือ ส่วนหัวไหล่ ส่วนลำตัว และส่วนสะโพก ที่ส่งผลต่อความเร็วหัวไม้และความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บร่างกาย

ตาราง 1 ความแตกต่างของการสวิงแบบ Modern swing and Classic swing

	Modern swing	Classic swing
ท่าเริ่มต้น	จัดทำทางเหมือนกัน	จัดทำทางเหมือนกัน
แบ็คสวิง	การยกข้อมือน้อยเร็ว	การยกข้อมือน้อยช้า
สูงสุดแบ็คสวิง	- ลือการหมุนสะโพก - เมื่อเทียบกับการหมุนหัวไหล่ - จำกัดการเคลื่อนไหว - ทางด้านขวาของร่างกาย - เท้าซ้ายอยู่บนพื้น	- สะโพกและหัวไหล่ - หมุนไปพร้อมกัน - เคลื่อนไหวร่างกาย - ไปด้านขวามาก - เฉพาะนิ้วเท้าที่สัมผัสพื้น
ดาวน์สวิง	- เริ่มดาวน์สวิงด้วยการ - หมุนสะโพก - สะโพกนำหน้าไหล่ - การเอียงลำตัวด้านขวามาก	- เริ่มดาวน์สวิงจากทั้งตัว - ปะทะลูก - สะโพกเสมอไหล่ - การเอียงลำตัวด้านขวาน้อย
ฟอลโลว์-ทรู	- กระดูกสันหลังแอ่นมากกว่า - ปกติ (hyperextension) - โมเมนต์มีทิศขึ้นบน	- กระดูกสันหลังส่วนล่างอยู่ในท่า - ปกติ (neutral) - โมเมนต์มีทิศไปด้านหน้า

ที่มา: McHardy et al. (2006)

จากตาราง 1 แสดงจุดความแตกต่างของการเคลื่อนไหวของรูปแบบการสวิงทั้ง 2 แบบ ที่แตกต่างกันโดยเฉพาะการสวิงแบบ Modern swing จะสร้างพลังการตีได้มากกว่า Classic swing และ Modern swing จะมีลักษณะที่ชัดเจนในช่วง Top backswing ที่มีการลืดอกกระตุกเชิงกรานไว้เพื่อให้ส่วนบนร่างกายหมุนเต็มที่ ในช่วง Downswing จะเริ่มการหมุนของสะโพกรอบแกนเป็นลำดับแรก ในช่วง Impact มีการเอียงลำตัวมากและส่วนสะโพกหมุนนำไหล่ ในช่วง Follow through การเียงของลำตัวมากกว่าปกติ (M. Cole & Grimshaw, 2016; Christopher Joyce, 2017b)

การเคลื่อนที่ของแนวก้านไม้

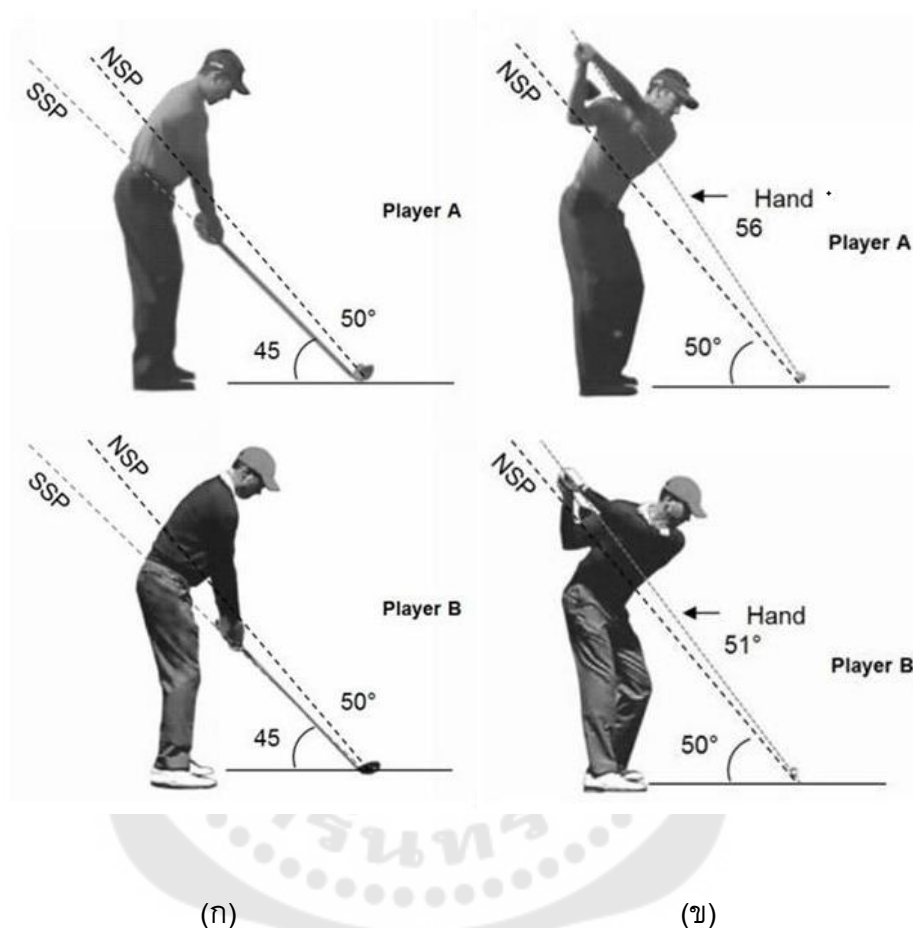
การสวิงที่ต้องมีกลไกการเคลื่อนไหวร่างกายอย่างสอดคล้องกันในแต่ละรูปแบบย่อมขึ้นอยู่กับความเหมาะสมทางโครงสร้างกายภาพที่จะเลือกใช้ (Xichao & Courtney, 2014) แต่ทั้งนี้เพื่อเป้าหมายในการนำหัวไม้เข้ากระทบลูกได้อย่างแม่นยำ แนวระนาบสมมุติที่ถูกกำหนดขึ้นสำหรับแนวก้านไม้ จึงเป็นเส้นสำคัญในการตรวจสอบกลไกการเคลื่อนไหวที่ควบคุมได้อย่างสม่ำเสมอหรือมีการเปลี่ยนแปลงไป ซึ่ง Xichao & Courtney (2014) ได้นำเสนอข้อมูลเกี่ยวกับระนาบสมมุติไว้ดังนี้

ระนาบสมมุติพื้นฐาน

ในขณะของการเริ่มต้นสวิงนักกอล์ฟทุกคนต้องมีท่าเตรียมเริ่มต้นของการสวิงในแบบใกล้เคียงกัน โดยมีการจัดตำแหน่งความกว้างของเท้าทั้งสอง การจัดส่วนต่างๆ ของร่างกาย ให้พร้อมในการสวิง และสร้างความสมดุลตลอดการสวิง แต่ในขณะการจัดท่าเตรียมนี้ ตำแหน่งของร่างกายจะจัดให้ตำแหน่งของหัวไม้อยู่ที่ตำแหน่งการกระทบลูกที่สมบูรณ์แบบ และจากจุดนี้นักกอล์ฟจะพบว่าแนวก้านไม้จะถูกวางอย่างถูกต้องตามองศาก้านไม้ (Lie angle) แนวการวางของก้านไม้จึงถูกกำหนดเป็นระนาบสมมุติขึ้นและเรียกว่าระนาบก้านไม้ (Set-up shaft plane (SSP)) และเรียกระนาบสมมุติในขณะช่วงการกระทบลูกว่าระนาบการตี (Normal striking plane (NSP))

ความสัมพันธ์ของทั้งสองระนาบจะใช้เพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวในการแบ็คสวิงและการดาวน์สวิง โดยลักษณะระนาบก้านไม้ (SSP) จะเป็นระนาบอ้างอิงของวงสวิง และระนาบการตี (NSP) จะเป็นแนวก้านไม้ที่เคลื่อนเป็นอิสระ จากขณะการแบ็คสวิงระนาบการตี (NSP) จะมีความชันมากขึ้นจนมากกว่าระนาบก้านไม้ (SSP) ในช่วงแบ็คสวิงสูงสุด และในทางกลับกันเมื่อเริ่มดาวน์สวิงระนาบการตี (NSP) จะมีความชันน้อยลงจนน้อยกว่าระนาบก้านไม้ (SSP) ในช่วงขณะกระทบลูกซึ่งในช่วงนี้เป็นจุดที่สำคัญที่จะต้องควบคุมระนาบการตี (NSP) ให้เข้าใกล้กับระนาบก้านไม้ (SSP) ให้มากที่สุด ซึ่งหมายถึงแนวของก้านไม้จากการดาวน์สวิงจะกลับเข้ามาสู่ตำแหน่งเดิม

ในช่วงท่าเตรียมที่มากที่สุด ซึ่งส่งผลให้จุดกระทบลูกของหน้าไม้ใกล้เคียงกับจุดเดิมในการเล็งตอนเริ่มต้น

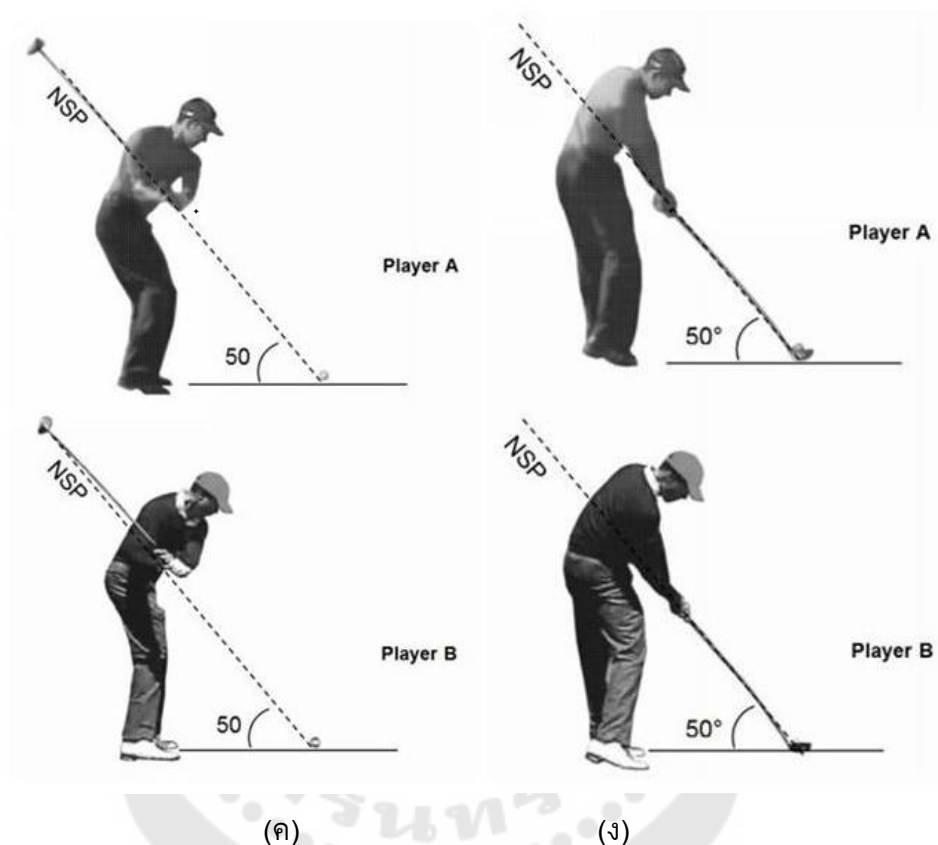


ภาพประกอบ 9 ตำแหน่งเส้นสมมุติ SSP และ NSP ในจังหวะเตรียมพร้อม (Address) (ก) และจังหวะแบ็คสวิงสูงสุด (Top backswing)(ข) ระหว่างการสวิงระนาบเดียว (Player B) และการสวิงสองระนาบ (Player A)

ที่มา Xichao & Courtney, 2014

จากภาพ (ก) จังหวะการเตรียมพร้อม การสวิงระนาบเดียวจะมีการพับลำตัวมากกว่าปกติ ตำแหน่งลูกจะอยู่ห่างตัว ส่วนการสวิงสองระนาบลำตัวจะตั้งขึ้นมากกว่าปกติ ตำแหน่งลูกจะอยู่ใกล้ตัว

จากภาพ (ข) จังหวะแบ็คสวิงสูงสุด การสวิงระนาบเดียวจะมีความห่างระหว่างเส้น SSP และ NSP แคบว่าการสวิงสองระนาบ และระนาบของการขึ้นวงสวิงในระนาบเดียวจะแบน ส่วนการสวิงสองระนาบจะมีวงการสวิงที่ชัน



ภาพประกอบ 10 ตำแหน่งเส้นสมมุติ SSP และ NSP ในจังหวะดาวน์สวิง (Downswing) (ค) และจังหวะกระทบลูก (Impact) (ง) ระหว่างการสวิงระนาบเดียว (Player B) และการสวิงสองระนาบ (Player A)

ที่มา Xichao & Courtney, 2014

จากภาพ (ค) จังหวะดาวน์สวิงการสวิงระนาบเดียวลำตัวยังอยู่ตำแหน่งเดิมและเส้นสมมุติ SSP ช้อนทับเส้น NSP ส่วนการสวิงสองระนาบลำตัวอยู่ในตำแหน่งเดิมแต่มีการหมุนสะโพกและเส้นสมมุติ SSP ลดระดับต่ำกว่าเส้น NSP

จากภาพ (ง) จังหวะกระทบลูก การสวิงระนาบเดียวเส้นและส่วนการสวิงสองระนาบเส้นสมมุติ SSP จะช้อนทับเส้น NSP ส่งผลให้เส้นทางหน้าไม้เข้า ณ จุดกระทบ

เฟสการสวิงกับความเร็วหัวไม้และความเสี่ยงการบาดเจ็บ

ในช่วงจังหวะต่าง ๆ ที่เคลื่อนไหวและหมุนรอบการสวิงตั้งแต่เริ่มแบ็คสวิงจะกระแทกด้วยฟอลโลว์-ท루 ตำแหน่งของร่างกายมีการเปลี่ยนไปเพื่อความสอดคล้องต่อการรักษาสมดุล กลไกการสร้างความเร็วหัวไม้ การเข้ากระทบลูกอย่างแม่นยำ และการดูดซับแรงเมื่อสิ้นสุด ดังนั้นจากรอบการสวิงและความซับซ้อนในการเคลื่อนไหว การแบ่งแยกออกเป็นช่วงๆ ของการเคลื่อนไหวจึงเป็นประโยชน์ต่อการวิเคราะห์ปัจจัยที่เป็นองค์ประกอบสำคัญหรือเพื่อเลือกช่วงการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมสำหรับการเปรียบเทียบความแตกต่างของคิเนมาติกส์ (Horan et al., 2010) และช่วงของการดาวน์สวิงจะพบว่าการเปลี่ยนแปลงของลำตัว กระดูกเชิงกราน และสะโพกมาก (Healy et al., 2011; Christopher Joyce, 2017b; Okuda et al., 2010; Tinmark et al., 2010) รวมทั้งการสร้างพลังในการตี การเกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บร่างกาย (Choi et al., 2016; M. Cole & Grimshaw, 2016; Christopher Joyce, 2017b) และช่วงการดาวน์สวิงและการเริ่มฟอลโลว์-ท루 จะมีแรงกดบริเวณ L4-L5 เกิดขึ้นมาก (Lim & Chow, 2002)

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การศึกษาอิทธิพลทางคิเนมาติกส์ที่ส่งผลต่อรูปแบบของการสวิงสองรูปแบบนั้น ผู้วิจัยได้ใช้องค์ความรู้ทางการเคลื่อนที่ของวัตถุที่เชื่อมต่อกัน ในส่วนใกล้แกนกลางร่างกาย (Proximal segment) และส่วนไกลแกนกลางร่างกาย (Distal segment) เพื่อคำนวณหามุมการหมุนที่เปลี่ยนแปลงไป ดังมีรายละเอียดดังนี้

มุมการหมุนออยเลอร์ (Euler's angle)

การหามุมการหมุนนี้ จะเป็นการหมุนที่เป็นไปตามลำดับแกนที่กำหนด โดยทั่วไปจะมีรูปแบบการหมุนด้วย Euler sequence ที่ถูกใช้ทางวิศวกรรม แต่ในทางชีวกลศาสตร์จะใช้ Cardan sequence เช่น x-y-z, x-z-y, y-x-z, y-z-x, z-x-y, z-y-x โดยมีความหมายว่า ในการหมุนครั้งแรกจะหมุนรอบแกน x (Flexion/Extension) การหมุนครั้งที่สองจะหมุนรอบแกน y (Abduction/Adduction) การหมุนครั้งที่สามจะหมุนรอบแกน z (Internal rotation/External rotation) ซึ่งในการหมุนแต่ละครั้งจะได้ Directional cosine ที่เทียบกับระบบแกนเดิม และในการหมุนครบ 3 ครั้ง จะได้เมทริกซ์การหมุนขึ้น (David, 2005)

การหมุนรอบแกน x

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c(\phi) & s(\phi) \\ 0 & -s(\phi) & c(\phi) \end{bmatrix}$$

การหมุนรอบแกน y

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} c(\theta) & 0 & -s(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ s(\theta) & 0 & c(\theta) \end{bmatrix}$$

การหมุนรอบแกน z

$$R_z(\psi) = \begin{bmatrix} c(\psi) & s(\psi) & 0 \\ -s(\psi) & c(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

จะได้เมตริกซ์การหมุนดังนี้

$$T = R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\phi) = \begin{bmatrix} c(\theta)c(\psi) & s(\phi)s(\theta)c(\psi)+c(\phi)s(\psi) & -c(\phi)s(\theta)c(\psi)+s(\phi)s(\psi) \\ -c(\theta)s(\psi) & -s(\phi)s(\theta)s(\psi)+c(\phi)c(\psi) & c(\phi)s(\theta)s(\psi)+s(\phi)c(\psi) \\ s(\theta) & -s(\phi)c(\theta) & c(\phi)c(\theta) \end{bmatrix}$$

การหมุนของส่วนร่างกาย (Rotation of body segment)

การหมุนส่วนของร่างกายจะเป็นการเทียบสัมพันธ์ระหว่างส่วนใกล้แกนกลางร่างกาย (Proximal segment) กับส่วนไกลแกนกลางร่างกาย (Distal segment) โดยจะใช้ส่วนใกล้เป็นจุดอ้างอิงหลัก ดังมีสมการในคำนวณดังนี้

เมตริกซ์ของ Distal segment

Distal anatomical axes

$$i = i_x \quad i_y \quad i_z$$

$$\begin{aligned} j &= j_x \quad j_y \quad j_z \\ k &= k_x \quad k_y \quad k_z \end{aligned}$$

ปรับเป็น unit vector และอยู่ในรูปของ 3x3 เมตริกซ์

$$R_{dist} = (i \quad j \quad k) = \begin{pmatrix} i_x & j_x & k_x \\ i_y & j_y & k_y \\ i_z & j_z & k_z \end{pmatrix}$$

เมตริกซ์ของ Proximal segment

Proximal anatomical axes

$$\begin{aligned} i' &= i'_x \quad i'_y \quad i'_z \\ j' &= j'_x \quad j'_y \quad j'_z \\ k' &= k'_x \quad k'_y \quad k'_z \end{aligned}$$

ปรับเป็น unit vector และอยู่ในรูปของ 3x3 เมตริกซ์

$$R_{prox} = (i' \quad j' \quad k') = \begin{pmatrix} i'_x & j'_x & k'_x \\ i'_y & j'_y & k'_y \\ i'_z & j'_z & k'_z \end{pmatrix}$$

ดังนั้น การหมุนของส่วน Distal segment เทียบกับ Proximal segment คือ

$$i' = (i \cdot i')i + (i \cdot j')j + (i \cdot k')k$$

$$j' = (j \cdot i')i + (j \cdot j')j + (j \cdot k')k$$

$$k' = (k \cdot i')i + (k \cdot j')j + (k \cdot k')k$$

จะได้

$$T_c = \begin{pmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} \end{pmatrix}$$

$$T_c = R_{dist} R_{prox}^T$$

หรือ

เมื่อเทียบการหมุนตำแหน่งของ Distal segment ไปเท่าไร เมื่อเทียบกับตำแหน่ง Proximal segment

ดังนั้น

$$T_c = R_{dist} R_{prox}^T$$

เมื่อ

T_c = rotation of coordinate matrix

R_{dist} = unit vector matrix of distal

R_{prox} = unit vector matrix of proximal

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องนี้ได้แบ่งรูปแบบในการศึกษาทางคิเนมาติกส์ คิเนติกส์ ด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวด้วยภาพถ่ายความเร็วสูง การสร้างโมเดลจำลองร่างกาย หรือการใช้วิธีไฟไนต์อีเมนต์ เป็นต้น โดยพิจารณาผลที่มีต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง ดังนี้

งานศึกษาของคิเนมาติกส์การสวิงและคิเนติกส์จากเครื่องวัดแรงกระทำแรงร่วมกับแรงกล้ามเนื้อที่วัดจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 22 มัด ผ่านโมเดลจำลอง ที่ตำแหน่ง L4/5 จากกลุ่มนักกอล์ฟระดับวิทยาลัย จำนวน 5 คน และทำการสวิงด้วยหัวไม้หนึ่ง พบว่าแรงกดเท่ากับ 4,300 นิวตัน แรงเฉือนเท่ากับ (ระนาบหน้า-หลัง) และแรงกดเท่ากับ 882 นิวตัน แรงเฉือนเท่ากับ -252 นิวตัน (ระนาบซ้าย-ขวา) (Lim & Chow, 2002) และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ตำแหน่ง Lumbar spine โดยเป็นงานวิจัยที่ศึกษาลักษณะ Lumbar lordotic angle ในรูปแบบหลังแอ่นที่มากกว่าปกติ (Excessive lordosis) หลังโค้งปกติ (Normal lordosis) หลังตรง (Hypo lordosis) หลังค่อม (Lumbar kyphosis) ที่มีต่อโมเมนต์ที่กระทำรอบข้อต่อ Lumbosacral จากการศึกษาพบว่ามีความกระทำที่ข้อต่อ lumbosacral ในระนาบด้านข้าง ในกลุ่มที่หลังแอ่นมากที่สุด และมากกว่ากลุ่มหลังโค้งปกติ (Normal lordosis) หลังตรง (Hypo lordosis) และหลังค่อม (Lumbar kyphosis) ตามลำดับอย่างไรก็ตาม ไม่พบความแตกต่างของปริมาณแรงกด (Compressive force) และแรงเฉือน (Shear force) ของทุกข้อต่อของกระดูก Lumbar ในแต่ละ Lumbar lordotic angle (Bae & Mun, 2010) และงานศึกษาที่เปรียบเทียบแรงกดโดยได้วิเคราะห์ความเค้น (Stress) ที่หมอนรองกระดูกของผู้ที่เสียชีวิต (In vitro) ขณะที่มีการดึง (Distraction) ซึ่งวิธีดังกล่าวเป็นวิธีการรักษาการบาดเจ็บที่บริเวณหลังส่วนล่าง โดยเปรียบเทียบ 3 วิธี คือ การดึงเพียงอย่างเดียว การดึงร่วมกับการ

งอลำตัว การดึงร่วมกับการเหยียดลำตัว ด้วยการใช้กระดูกสันหลัง ส่วนของ L5/S1 วัดแรงภายในหมอนรองกระดูกด้วยวิธี Intradiscal stress profilometry โดยการใช้ Strain gauge เป็นอุปกรณ์วัด ข้อมูลถูกบันทึกที่ความถี่ 30 เฮิร์ตซ์ ผลการวิจัยพบว่าการดึงหลังทั้ง 3 วิธีสามารถลดความเครียด (Strain) ที่นิวเคลียสของหมอนรองกระดูกได้ โดยเมื่อเปรียบเทียบกับความเครียด (Strain) ในขณะยืนหรือนอนราบบนพื้นนอกจากนี้ยังพบว่า การดึงหลังในแต่ละรูปแบบไม่ทำให้เกิดความเค้นกด (Compressive stress) ที่ตำแหน่ง Posterior annulus แตกต่างกัน (Gay et al., 2008) อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้มีจุดด้อย คือกระดูกสันหลังที่นำมาทดสอบนั้นนำมาจากคนที่มีอายุมาก และจำนวนตัวอย่างค่อนข้างน้อย แต่งานศึกษาที่ได้พัฒนาวิธีการหาแรงที่กระทำบริเวณตำแหน่งกระดูกสันหลังโดยการวัดทางตรง ด้วยการนำอุปกรณ์วัดแรงแบบ Strain gauge ผังไว้ในข้อต่อ L4/5 ของลิง(Baboon) ที่มีชีวิต (In vivo)จำนวน 3 - 17 ตัว เนื่องจากรูปแบบของกระดูกสันหลังคล้ายกับของมนุษย์เพียงแต่มีขนาดเล็กกว่า ข้อมูลแรงที่กระทำต่อกระดูกสันหลังจะถูกบันทึกพร้อมกับข้อมูลของภาพการเคลื่อนไหว จำนวน 3 ครั้งต่อสัปดาห์ จำนวนทั้งหมด 6 สัปดาห์ ด้วยความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ ผลการวิจัยพบว่าแรงที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกสันหลังจะมีความ สัมพันธ์กับลักษณะท่าทางและกิจกรรม โดยแรงกดที่กระดูกสันหลังที่เกิดขึ้นในขณะนั่ง จะมีมากกว่าแรงที่เกิดขึ้นในขณะยืน การนั่งงอตัว (Flexed) จะทำให้เกิดแรงกระทำต่อกระดูกสันหลังมากกว่าการนั่งแบบหลังตรง และทั้งนี้ยังใช้วิธีการสร้างสมการทำนาย (Prediction) วิธีการนี้เป็นการใช้ข้อมูลที่มีความเกี่ยวข้องหรือมีแนวโน้มที่จะสามารถส่งผลต่อแรงที่กระทำที่บริเวณ Lumbar ซึ่งแนวโน้มของตัวแปรต่าง ๆ อาจจะมีความสัมพันธ์กันมากหรือน้อยแตกต่างกันออกไป (Ledet, Tymeson, DiRisio, Cohen, & Uhl, 2005) ทั้งนี้มีงานที่ศึกษาการสร้างสมการทำนายแรงกดสูงสุดที่กระทำที่กระดูกหลังบริเวณ L5/S1 ของกลุ่มตัวอย่างเพศชาย 11 คนในขณะทำงานในโรงงานอุตสาหกรรม (การเคลื่อนไหวแบบสมมาตรและไม่สมมาตร) โดยการใช้วิธีการวิเคราะห์แบบ 3 มิติร่วมกับข้อมูลทางคิเนมาติกส์ คิเนติกส์ และคุณลักษณะเฉพาะของแต่ละบุคคล เช่น น้ำหนัก เป็นต้น โดยแบ่งรูปแบบศึกษาออกเป็น 3 รูปแบบ คือ (1) สมการการทำนายที่เป็นผลมาจากคิเนมาติกส์ของลำตัว (ตำแหน่ง ความเร็ว ความเร่ง) (2) สมการที่ทำนายมาจากคิเนติกส์ (แรงกระแทก) และ (3) สมการการทำนายที่ได้มาจากทั้งสองวิธี โดยรูปแบบกิจกรรมที่ศึกษาเป็นการยกกล่องขึ้นจากบริเวณด้านหน้า (แบบร่างกายมีความสมมาตร) และการยกกล่องขึ้นพร้อมกับหมุนตัวออกไปทางด้านข้าง (แบบร่างกายที่ไม่สมมาตร) ที่ระดับความเร็วต่างกัน น้ำหนักกล่องต่างกัน พบว่าสมการทำนายแรงกด (Compressive force) และแรงเฉือน (Shear force) ได้จากปัจจัยที่เกี่ยวข้อง เช่น โมเมนต์ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุม เป็นต้น (Fathallah, Marras, & Parnianpour, 1999)

ข้อมูลงานวิจัยแสดงพื้นที่การบาดเจ็บ พบว่าการบาดเจ็บจะเกิดที่ตำแหน่งข้อคอ ข้อมือ หัวไหล่ และหลังส่วนล่าง บริเวณตำแหน่ง L3/4 โดยจะมีแรงกดเกิดขึ้นที่กระดูกสันหลัง บริเวณ L3/4 ในนักกอล์ฟมือสมัครเล่น ประมาณ 8 เท่าของน้ำหนักตัว หรือประมาณ $6,100 \pm 2,413$ นิวตัน และในนักกอล์ฟอาชีพ ประมาณ $7,584 \pm 2,422$ นิวตัน (Hosea et al., 2010; Sutcliffe, Ly, Kirby, & Beall, 2008) นอกจากนี้ นักกอล์ฟยังมีโอกาสเกิดการเคลื่อนตัวของหมอนรองกระดูก (Disc herniation) และการบาดเจ็บบริเวณตำแหน่งของ Facet joint (Gluck et al., 2008) (ดังภาพที่ 10) และจากการสำรวจนักกอล์ฟสมัครเล่นชาวออสเตรเลีย จำนวน 1,634 คน พบว่า การบาดเจ็บจะเกิดขึ้นประมาณ 17.6 เปอร์เซ็นต์ ภายในระยะเวลา 1 ปี และเกิดขึ้นที่บริเวณตำแหน่งกระดูกสันหลังส่วนล่าง จำนวน 25 เปอร์เซ็นต์จากจำนวนนักกอล์ฟทั้งหมด นอกจากนี้การบาดเจ็บจะเกิดขึ้นในจังหวะ Follow through มากที่สุด (Fradkin et al., 2007; A. J. McHardy et al., 2007)



ภาพประกอบ 11 Posterolateral herniation ที่บริเวณ L5/S1

ที่มา: (Nandyala, Marquez-Lara, Frisch, & Park, 2013)

ในนักกีฬาคริกเก็ตในตำแหน่งขว้างลูก ช่วงฤดูกาลแข่งขัน 2010 - 2011 ที่มีการใช้การเคลื่อนไหวคล้ายกับนักกอล์ฟคือ จะมีการหมุนของร่างกาย การเอียงตัว ไปพร้อมกันในการขว้างลูกอย่างรวดเร็ว จำนวน 46 คน อยู่ช่วงอายุ 15-19 ปี ขว้างบอล 90-200 ลูก ในระยะ 3-4 วัน ต่อสัปดาห์ ศึกษาผ่านการสแกนด้วยเครื่องมือ MRI แกนกระดูกสันหลังบริเวณ L3-S1 พบว่า มีความผิดปกติของ Lumbar pars ที่ตำแหน่ง L3, L4, L5 มีลักษณะกระดูกหักล้า (Stress fracture)

มีการเสื่อมของหมอนรองกระดูกที่ตำแหน่ง L4/5, L5/S1 และหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท พบกับการเสื่อมของหมอนรองกระดูกอย่างน้อย 1 ข้อต่อ ซึ่งพบอยู่ในปริมาณ 35 เปอร์เซ็นต์ และยังพบว่าหมอนรองกระดูกเคลื่อนเกิดขึ้นข้อเดียว ในช่วงอายุต่ำกว่า 15 ปี จำนวน 29 เปอร์เซ็นต์ ในช่วงอายุต่ำกว่า 17 ปี จำนวน 33 เปอร์เซ็นต์ และในช่วงอายุต่ำกว่า 19 ปี จำนวน 43 เปอร์เซ็นต์ ส่วนมากพบที่บริเวณ L4/5 และ L5/S1 และมีสัญญาณบ่งชี้ถึงการเกิดหมอนรองกระดูกเคลื่อนในหลายข้อต่ออีกด้วย (Crewe, Elliott, Couanis, Campbell, & Alderson, 2012) เช่นเดียวกับการศึกษาแรงกด แรงเฉือน และโมเมนต์ระหว่างข้อต่อของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในการยกน้ำหนักท่า Deadlift, Clean, Snatch ในกลุ่มคนที่มีประสบการณ์ในการยกน้ำหนัก เพศชาย 5 คน ช่วงอายุ 21 – 23 ปี โดยการสร้างโมเดลจำลองของกระดูกหลังส่วนล่าง 5 ชั้น คือ L1 – L5 และให้เคลื่อนไหวตามข้อมูลคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ซึ่งได้จากกระบวนการอินเวอร์คิเนมาติกส์และอินเวอร์คิเนติกส์ในการทำ Deadlift, Clean, Snatch ซึ่งในท่า Deadlift พบว่าแรงกดจะมีปริมาณมากขึ้นตั้งแต่ L1–L5 ซึ่งที่ L5 มีค่า $7,963 \pm 2,784$ นิวตัน แรงเฉือนจะมีปริมาณมากขึ้นตั้งแต่ L1–L5 ซึ่งที่ L5 มีค่า $1,903 \pm 936$ นิวตัน และโมเมนต์ที่ L1–L5 โดยที่ L1 มีค่า 685 ± 352 นิวตันเมตร และที่ L5 มีค่า 734 ± 331 นิวตันเมตร ในท่า Clean มีแรงกดจะมีปริมาณมากขึ้นตั้งแต่ L1–L5 ซึ่งที่ L5 มีค่า $8,701 \pm 3,263$ นิวตัน แรงเฉือนจะมีปริมาณมากขึ้นตั้งแต่ L1–L5 ซึ่งที่ L5 มีค่า $2,652 \pm 1,882$ นิวตัน และโมเมนต์ที่ L1–L5 โดยที่ L1 มีค่า $1,935 \pm 1,947$ นิวตันเมตร และที่ L5 มีค่า $1,731 \pm 1,410$ นิวตันเมตร ในท่า snatch แรงกดที่ L1 มีค่า $5,085 \pm 1,278$ นิวตัน ที่ตำแหน่ง L5 มีค่า $6,224 \pm 1,753$ นิวตัน โมเมนต์ที่ L1 มีค่า $1,439 \pm 1,189$ นิวตันเมตร ที่ตำแหน่ง L5 มีค่า $1,208 \pm 809$ นิวตันเมตร จากภาพรวมของข้อมูลพอสรุปให้เห็นได้ว่าแรงกดจะมีมากขึ้นเป็นลำดับจาก L1–L5 ซึ่งฐานล่างของแกนกระดูกสันหลังต้องทำหน้าที่รองรับน้ำหนักมากที่สุดซึ่งเป็นความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บกับร่างกายได้ (Eltoukhy et al., 2016)

นอกจากนี้งานที่ศึกษาเกี่ยวกับรูปแบบของระยะวงสวิงดังเช่น งานศึกษาผลของการปรับวงสวิงกอล์ฟแบบระนาบเดียวที่มีต่อกระดูกสันหลังด้วยคลันเฟคเตอร์ (Crunch factor) ซึ่งดำเนินการด้วยการลดวงสวิงจากปกติให้มีระยะวงสวิงสั้นลง ในกลุ่มตัวอย่าง 13 คน ช่วงอายุ 19–66 ปี (38 ± 15 ปี) ระดับแอมป์ต่อ 7 ± 2 (USGA handicapping standards) เก็บข้อมูลด้วยเครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจากภาพความเร็วสูง 240 เฮิร์ตซ์ ร่วมกับแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา ความถี่ 1,000 เฮิร์ต การปฏิบัติให้ดีขึ้นด้วยเหล็กเบอร์ 7 วงสวิงเต็มวงปกติ (ระยะวงประมาณ 270 ± 10 องศา) และวงสวิงแบบสั้น (ระยะวงประมาณ 225 ± 10 องศา) พบว่าคลันเฟคเตอร์มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากสวิงเต็มวงปกติ $11,109 \pm 1611$ องศา²/วินาที และวงสวิงแบบสั้น

8,646 $\pm$ 962 องศา²/วินาที ความเร็วหัวไม้ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากสวิงเต็มวงปกติ 33.3 $\pm$ 12.5 และวงสวิงแบบสั้น 31.3 $\pm$ 2.7 เมตร/วินาที (Dale et al., 2015) ซึ่งผลการศึกษาที่ได้แสดงถึงความเร็วเชิงมุมของการหมุนลำตัวลดน้อยลง และมุมในการเอียงลำตัวลดลงเช่นกัน ความเร็วในการหมุนลำตัวและการเอียงลำตัวยังมีงานศึกษาทางคิเนมาติกส์ของลำตัวและกระดูกเชิงกรานของนักกอล์ฟในช่วงขณะการดาวน์สวิง ด้วยการเลือกกลุ่มตัวอย่างเป็นนักกอล์ฟเพศชาย 19 คน อายุ 26 $\pm$ 7 ปี เพศหญิง 19 คน อายุ 25 $\pm$ 7 ปี มีระดับแถมต่อเท้ากับหรือน้อยกว่า 4 และใช้เครื่องมือวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจากภาพถ่ายความเร็วสูงแบบ 3 มิติ และแบ่งช่วงจังหวะศึกษาตั้งแต่จังหวะแบ็คสวิงสูงสุดจนถึงจังหวะการกระทบลูก โดยศึกษา ระยะขจัด ความเร็วเชิงมุม ระยะมุมการเคลื่อนไหว พบว่านักกอล์ฟเพศชายมีความเร็วหัวไม้มากกว่า และระยะเวลาการดาวน์สวิงน้อยกว่านักกอล์ฟเพศหญิง ในช่วงแบ็คสวิงสูงสุดนักกอล์ฟเพศชายมีการเอียงลำตัวด้านขวา และก้มลำตัวด้านหน้ามากกว่านักกอล์ฟเพศหญิง ในขณะที่จังหวะกระทบลูกนักกอล์ฟเพศชายมีความเร็วเชิงมุม ในการเอียงลำตัวด้านข้างและด้านหน้าของลำตัวและกระดูกเชิงกรานมากกว่านักกอล์ฟเพศหญิง โอกาสการบาดเจ็บจึงมักจะเกิดขึ้นในเพศชายมากกว่าเพศหญิง (Horan et al., 2010)

งานศึกษาผลของตำแหน่งกระดูก สันหลังและการจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกเชิงกรานที่มีต่อมุมการเคลื่อนไหวของลำตัว โดยศึกษาในกลุ่มตัวอย่างเพศชาย จำนวน 20 คน อายุ 31.4 $\pm$ 8.1 ปี ส่วนสูง 1.77 $\pm$ 0.05 เมตร น้ำหนัก 76.7 $\pm$ 11.3 กิโลกรัม ไม่มีประวัติการบาดเจ็บร่างกาย โดยเครื่องวัดมุมองศาข้อต่อร่างกาย (Inclinometer) เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจากภาพถ่ายความเร็วสูงแบบ 3 มิติ และการคำนวณมุมการหมุนด้วยวิธีออยเลอร์ แบบ XYZ การดำเนินการโดยกำหนดรูปแบบตำแหน่งก้มลำตัวไปทางด้านหน้าที่ 0 องศา 22.5 องศา และ 45 องศา ด้วยการเคลื่อนไหวกระดูกสันหลังอิสระ และการกำหนดรูปแบบของกระดูกสันหลังให้เอียงที่ 45 องศา พร้อมกับการล็อกและไม่ล็อกกระดูกเชิงกราน โดยที่กระดูกสันหลังอยู่ในลักษณะปกติ(neutral) ก้มลำตัว(flexion) เยกลำตัว(extension) พบว่า ลักษณะการเอียงลำตัวทางด้านหน้าที่ 45 องศาโดยกระดูกเชิงกรานอิสระจะเพิ่มการหมุนของลำตัวได้มากที่สุดแต่ลดการหมุนของกระดูกเชิงกรานลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และลักษณะกระดูกสันหลังอยู่ในลักษณะก้มลำตัว(flexion) เยกลำตัว(extension) จะส่งผลต่อการหมุนของลำตัวลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยเฉพาะการเยกลำตัว(extension) และเมื่อล็อกกระดูกเชิงกราน การหมุนลำตัวที่กระดูกสันหลังอยู่ใน 3 ลักษณะจะมีการหมุนมากขึ้น แต่ในลักษณะการเยกลำตัว (extension) จะหมุนได้มากกว่า (Montgomery, Boocock, & Hing, 2011) ซึ่งสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวด้วยการ

หมุนรอบแกนร่างกายและการเอียงด้านข้างของลำตัวไปพร้อมกัน นับว่าเป็นกลไกของทักษะการสวิง แต่บางลักษณะของการจัดตำแหน่งแกนกระดูกสันหลังซึ่งแนะนำให้หลังนั้นตรงไม่โค้งงอ และก้มลำตัวไปทางด้านหน้า ตั้งแต่ขึ้นวงสวิง แบ็คสวิงจนถึงจุดกระทบลูก และการลือคสะโพกเพื่อเป็นจุดยึดเพื่อสร้างเกลียวร่างกาย จึงทำให้ ลำตัวหมุนได้มากขึ้น

นอกจากนี้ยังมีหลายงานวิจัยที่ศึกษาถึงแนวโน้มของการบาดเจ็บ ตำแหน่งร่างกายที่มีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ โดยเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง เช่น การเคลื่อนไหวในกีฬาบางชนิดหรือลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง Flexion, Extension และ Axial rotation ดังเช่นงานศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว แรงดันภายในช่องท้อง โมเมนต์และแรงกระทำที่ข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่างบริเวณ L5/S1 ด้วยเกร็งกล้ามเนื้อสูงสุดขณะก้มลำตัว (Flexion MVEs) และการเงยลำตัว (Extension MVEs) ด้วยวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อลำตัวร่วมกับเครื่องมือวัดแรงปฏิกิริยา โมเมนต์ (Trunk dynamometer) และวิธีการใช้ข้อมูลทางคิเนมาติกส์ร่วมกับไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) คำนวณหาแรงกล้ามเนื้อ แรงกด และแรงเฉือน พบว่าในการเงยลำตัว (Extension MVEs) ปริมาณแรงกด (Compressive force) และแรงเฉือน (Shear force) ที่ข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่างบริเวณ L5/S1 จะมากกว่าการก้มลำตัว (Flexion MVEs) มีค่าแรงกดประมาณ 6,000 นิวตัน และค่าแรงเฉือนประมาณ 2,000 นิวตัน (El Ouaid, Shirazi-Adl, Plamondon, & Larivière, 2013) และยังมีงานศึกษาที่สนับสนุน โดยเป็นงานศึกษาผลของการเสื่อมของหมอนรองกระดูกที่มีต่อการหมุนของข้อต่อกระดูกสันหลัง ความดันภายในหมอนรองกระดูก และแรงกระทำที่ข้อต่อเชื่อมระหว่างชิ้นกระดูก (Facet joint) ซึ่งใช้กระบวนการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) จากการสแกนกระดูกสันหลัง ขนาดความหนา 1 มิลลิเมตร จากเพศชาย อายุ 26 ปี ส่วนสูง 170 เซนติเมตร น้ำหนัก 66 กิโลกรัม จากตำแหน่ง L1 ถึง sacrum โดยกระบวนการจะกำหนดโมเดลที่ประกอบด้วยความสูงของหมอนรองกระดูกในความสูงปกติร่วมกับแรงกด 0.0005 มิลลิเมตร/นิวตัน ความสูงลดลงจากปกติ 80 เปอร์เซ็นต์ร่วมกับแรงกด 0.0503 มิลลิเมตร/นิวตัน ความสูงลดลง 50 เปอร์เซ็นต์ร่วมกับแรงกด 0.0995 มิลลิเมตร/นิวตัน ความสูงลดลงจากปกติ 20 เปอร์เซ็นต์ร่วมกับแรงกด 0.15 มิลลิเมตร/นิวตัน โดยลือคตำแหน่งของ sacrum และกำหนดค่าโมเมนต์ 10 นิวตันเมตรพร้อมแรงกด 500 นิวตัน กระทำที่บริเวณ L1 และดูผลการเปลี่ยนแปลงของ Flexion, Extension, Right lateral bending, Left axial rotation ที่เกิดขึ้น พบว่าเมื่อปริมาณความสูงของหมอนรองกระดูกลดลงและแรงกดภายในหมอนรองกระดูกเพิ่ม โมเมนต์ของ Flexion, Extension, Right lateral bending, Left axial rotation จะเพิ่มมากขึ้น และผลของมุมการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง L4/5 จะลดลง และผลของความดันภายในหมอนรองกระดูกตำแหน่ง

L4/5 จะมีค่าลดลง โดยเฉพาะในลักษณะ Flexion ส่วนแรงกระทำที่ข้อต่อเชื่อมระหว่างชั้นกระดูกตำแหน่ง L4/5 ลดลงเช่นกัน แต่ในลักษณะ Right lateral bending, Left axial rotation จะเพิ่มขึ้นมาก (Park, Kim, & Kim, 2013) ดังนั้นแรงที่กระทำต่อหมอนรองกระดูก แนวโน้มมาจากลักษณะการเคลื่อนไหว Right lateral bending, Left axial rotation และงานศึกษาอิทธิพลของการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังและแรงดันภายในช่องท้องต่อแรงกระทำที่ข้อต่อกระดูกสันหลังในขณะเอียงลำตัว โดยใช้โมเดลจำลองการเคลื่อนไหวร่างกายเต็มตัว (Anybody modeling system v.1.5) ที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อลำตัว กระดูกสันหลังส่วนล่างที่เคลื่อนไหวเป็นอิสระ กำหนดให้หมอนกระดูกสันหลังเป็น 3 ลักษณะคือหมอนส่วนบน หมอนส่วนกลาง และหมอนส่วนล่าง ที่มีการก้มลำตัวไปจนถึง 55 องศา ร่วมกับการกำหนดแรงดันภายในช่องท้องกับไม่มีแรงดันภายในช่องท้อง พบว่าการก้มตัวไปทางด้านหน้ามากขึ้นพร้อมกับมีแรงดันในช่องท้อง จะส่งผลต่อแรงกดและแรงเฉือนที่ข้อต่อ L4/5 น้อยกว่า ก้มตัวไปด้านหน้าแบบไม่มีแรงดันในช่องท้อง และการหมุนของกระดูกสันหลังและการก้มตัวที่มากขึ้น (สูงสุด 55 องศา) จะทำให้เกิดแรงกดที่ข้อต่อ L4/5 มากขึ้น ซึ่งมีค่าโดยประมาณ 1,694-1,387 นิวตัน (Arshad, Zander, Bashkuev, & Schmidt, 2017) นอกจากนี้มีงานศึกษาการเคลื่อนไหวของการก้มและเงยลำตัว จากตำแหน่งเริ่มต้นจนถึงสิ้นสุด (ลำตัวตั้งตรง) ด้วยความเร็วแตกต่างกัน 3 ระดับ คือ ระดับช้า (6 วินาที) ระดับปานกลาง (3 วินาที) และระดับเร็วที่สุดเท่าที่จะทำได้ ในกลุ่มตัวอย่างเพศชาย 14 คน การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ พร้อมกับแรงปฏิกิริยาและวิเคราะห์ด้วยโมเดลจำลองร่างกาย โดยพิจารณาจากการเคลื่อนไหวส่วนลำตัว กระดูกสันหลังส่วนล่าง กระดูกเชิงกราน แร่งกล้ามเนื้อ โหมดเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่บริเวณ L5/S1 ซึ่งพบว่าโมเมนต์ที่ตำแหน่ง Sacrum 1 ในระนาบซ้าย-ขวา (Sagittal plane) จะมากขึ้นเมื่อความเร็วการก้ม-เงยตัวจากระดับปานกลาง ไปสู่ระดับความเร็วที่เร็วที่สุด โหมดเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่บริเวณ L5/S1 ในความเร็วการก้ม-เงย ที่ระดับความเร็วเร็วที่สุดจะมีมากกว่าลักษณะการก้ม-เงยที่ระดับความเร็วช้า และปานกลาง ดังนั้นระดับของความเร็วส่งผลต่อโหมดเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่บริเวณ L5/S1 (Bazrgari, Shirazi-Adl, Trottier, & Mathieu, 2008)

นอกจากการพิจารณาจากรูปแบบการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังแล้ว ลักษณะของการใช้แขน หรือตำแหน่งของน้ำหนักที่ถือ สามารถส่งผลต่อแรงกดที่กระดูกสันหลัง ดังเช่น งานศึกษาผลของระดับตำแหน่งน้ำหนักที่ถือกับชีวกลศาสตร์ของลำตัว เพศชาย 11 คน โดยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ร่วมกับการวิเคราะห์ภาพถ่ายแบบ 3 มิติ รูปแบบการศึกษาลักษณะการเคลื่อนไหวร่างกายแบบสมมาตร (midsagittal plane) และไม่สมมาตร (45 degree leftward to mid sagittal plane) ด้วยการยืนตรง ลำตัวตั้งตรงไปทางด้านหน้า ถือน้ำหนักในมือซึ่งอยู่กึ่งกลาง

ระหว่างข้อเท้า (45 ซม.) ในระดับตำแหน่งสูง(ระดับคิ้ว) กลาง(ระดับไหล่) และต่ำ(ระดับสะดือ) พบว่าตำแหน่งของน้ำหนัก มุมของลำตัว และการเคลื่อนไหวแบบไม่สมมาตร ส่งผลต่อโมเมนต์ และแรงกดบริเวณกระดูกสันหลังส่วน L5/S1 นั่นคือน้ำหนักที่ถืออยู่ห่างจากลำตัวมาก การก้ม ลำตัวมาก และการเคลื่อนไหวแขนที่หมุนออกจากแกนกลางร่างกาย จะเกิดโมเมนต์และแรงกดจะมีค่ามาก (Ning, Zhou, Dai, & Jaridi, 2014) และงานการศึกษาถึงผลการสวิงแขนที่มีต่อแรง ปฏิริยากระทำที่ข้อต่อบริเวณหลังส่วนล่างและที่ข้อสะโพก ในกลุ่มตัวอย่าง 11 คน โดยที่เป็นเพศ ชาย 6 คน และในกลุ่มข้อสะโพกเทียม (เพศชาย 5 และหญิง 1 คน) ในการเดินที่มีลักษณะแขน 5 ลักษณะ คือ สวิงแขนปกติ สวิงแขนน้อยกว่าปกติ สวิงแขนมากกว่าปกติ แขนแนบติดลำตัว แขน ไขว้ที่บริเวณหน้าอก และใช้โมเดลจำลองการเคลื่อนไหวด้วย และเปรียบเทียบแรงปฏิริยากระทำ ที่ข้อต่อ T12/L1 และ L5/S1 พบว่าทั้งสองกลุ่มแรงปฏิริยาที่ข้อต่อ L5/S1 จะมีมากขึ้นตาม ลักษณะการสวิงแขนจากน้อยไปมาก และการสวิงแขนปกติจังหวะ heel strike และ contralateral heel strike จะเกิดแรงปฏิริยามากกว่าจังหวะ toe off และ contralateral toe off ประมาณ 100% ของน้ำหนักตัว และ 130% ของน้ำหนักตัว ส่วนในกลุ่มปกติ ในจังหวะ contralateral heel strike แรงปฏิริยาที่ข้อต่อ L5/S1 มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างการสวิงแขน มากกว่าปกติกับ สวิงแขนน้อย แขนแนบติดลำตัว แขนไขว้ที่บริเวณหน้าอก (Angelini et al., 2017)

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ได้ผ่านการพิจารณาอนุมัติในด้านจริยธรรมจากคณะกรรมการจริยธรรม สำหรับพิจารณาโครงการวิจัยที่ทำในมนุษย์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ หมายเลขรับรอง SWUEC/E-044/2561 ลงวันที่ 18 เมษายน 2561 สำหรับวิธีการดำเนินการวิจัย ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1. การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง
2. เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
3. การเก็บรวบรวมข้อมูล
4. การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ประชากร

กลุ่มประชากรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้เป็นนักกอล์ฟที่เป็นสมาชิกสมาคมกีฬา กอล์ฟอาชีพแห่งประเทศไทย

การเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ผู้วิจัยใช้วิธีการเลือกการเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive random sampling) การสวิงระนาบเดียว จำนวน 5 คน การสวิงสองระนาบ จำนวน 5 คน ซึ่งอยู่ภายใต้เงื่อนไขดังนี้

1. เป็นนักกอล์ฟเพศชาย อายุระหว่าง 20 – 35 ปี
2. มีระดับแต้มต่อเท่ากับ 0
3. นักกอล์ฟถนัดมือขวาและมีรูปแบบการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบอย่างชัดเจน โดยผ่านการตรวจสอบด้วยการคำนวณระนาบสวิงจากภาพถ่าย
4. ไม่มีอาการปวดหลังหรือการบาดเจ็บร่างกายอันเนื่องมาจากสาเหตุใดก็ตามก่อนการเข้าร่วมงานวิจัย 6 เดือน
5. การเข้าร่วมงานวิจัยในครั้งนี้กลุ่มตัวอย่างยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยและลงนามในหนังสือแสดงความยินยอม
6. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยทุกคนสามารถถอนตัวจากงานวิจัยนี้ได้ทันทีเมื่อได้รับความเสี่ยงที่อาจจะเกิดขึ้นกับร่างกาย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เครื่องมือสำหรับใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วย

1. ชุดวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Vicon Nexus (Vicon Motion, Inc., Oxford, UK)
2. กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหวความเร็วสูง จำนวน 10 ตัว ยี่ห้อ Vicon MX (Vicon Motion, Inc., Oxford, UK)
3. แผ่นวัดแรงปฏิกิริยา จำนวน 2 แผ่น (AMTI, Watertown, MA)
4. โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวด้วยแบบจำลองร่างกาย (Opensim version 3.3, USA) (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์)
5. โปรแกรมสนับสนุนเพื่อการเปลี่ยนตำแหน่งข้อมูลแบบ 3 มิติ (จากระบบแกนของ Vicon ไประบบแกน Opensim 3.3) (Lee-son toolbox version 1.51, Human centered Lab, Korea)
6. วัตถุสะท้อนแสง (Retro-reflective Markers) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 14 มิลลิเมตร
7. ไม้กอล์ฟชนิดหัวไม้เบอร์หนึ่ง ความแข็งของก้านไม้ระดับปกติ (Flex R)
8. โคจรตาข่ายสำหรับเป้าหมายการตี
9. ลูกกอล์ฟชนิดโฟม

การเก็บรวบรวมข้อมูล

การศึกษาส่วนที่ 1

ในการศึกษาวิจัยส่วนนี้ ผู้วิจัยต้องการศึกษาการจัดระเบียบร่างกายด้วยการเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์ในการสวิงทั้งสองรูปแบบ โดยมีขั้นตอนในการเก็บรวบรวมข้อมูลและวิธีการคำนวณผลทางคิเนมาติกส์ ซึ่งแบ่งออกเป็น 5 ขั้นตอนตามลำดับดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 การเตรียมเครื่องมือ

1.1 กำหนดพื้นที่ในการทดสอบ โดยความกว้างของพื้นที่ประมาณ 2×3 เมตร และทดสอบการเคลื่อนไหวในการสวิงได้อย่างอิสระ

1.2 ใช้กล้องบันทึกภาพการเคลื่อนไหวความเร็วสูง จำนวน 10 ตัว กำหนดให้บันทึกภาพที่ความถี่ 200 เฮิร์ตซ์ โดยติดตั้งกล้องให้ครอบคลุมพื้นที่กลุ่มตัวอย่างและวงสวิง พร้อมกับแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาบันทึกข้อมูลที่ความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์โดยอุปกรณ์ทั้ง 2 ชนิดจะบันทึกข้อมูลพร้อมกัน (Synchronization)

1.3 ทำการเทียบมาตรฐานระบบพิกัดพื้นที่ของกล้องกับระยะจริง (Camera calibration) โดยการทำให้ Dynamic calibration และกำหนดจุดพิกัดอ้างอิง (0,0,0) เพื่อแสดงตำแหน่ง X Y และ Z ของวัตถุภายในพื้นที่ศึกษา (Global reference system) โดยแกน X มีทิศจากด้านซ้ายไปด้านขวา แกน Y มีทิศจากหลังไปด้านหน้า และแกน Z มีทิศจากด้านล่างไปด้านบน

ขั้นตอนที่ 2 การเตรียมผู้ทดสอบ

2.1 กลุ่มตัวอย่างที่เข้าร่วมงานวิจัยในครั้งนี้ ให้ดำเนินการกรอกข้อมูลส่วนบุคคลตามแบบสอบถามที่ผลจากผู้วิจัย เช่น อายุ ประสบการณ์การเล่น ระดับแถมต่อ รูปแบบการสวิง

2.1.1 ผู้ทดสอบใส่กางเกงกระชับกล้ามเนื้อและไม่ต้องใส่เสื้อและดำเนินการชั่งน้ำหนัก วัดส่วนสูง และวัดสัดส่วนร่างกายระยะยาว ความกว้างยาวของกระดูก

2.1.2 ผู้ทดสอบได้ปรับตัวโดยทดลองยืนด้วยเท้าทั้งสองข้างซึ่งต้องยืนอยู่บนตำแหน่งแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา ทดลองสวิงโดยเท้าทั้งสองข้างต้องไม่หลุดออกจากแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา

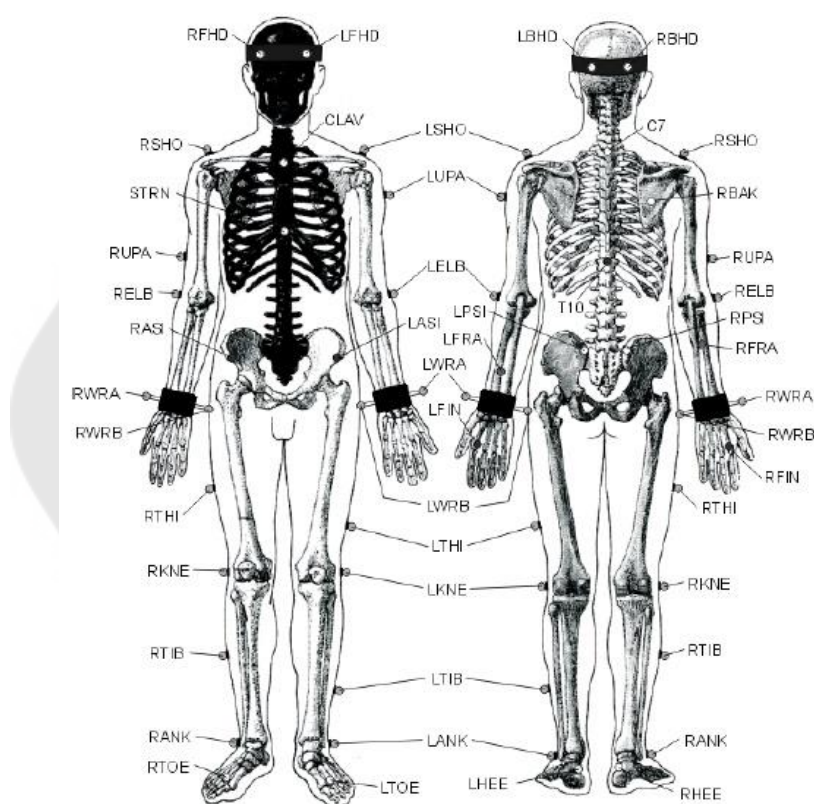
2.1.3 ติดวัตถุสะท้อนแสงตามตำแหน่งปุ่มกระดูกในร่างกาย โดยใช้แม่แบบ Plug-in gait (PIG) ซึ่งเป็นรูปแบบมาตรฐานในการสร้างโมเดลจำลองร่างกายของโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Vicon motion analysis ที่ตำแหน่งบนร่างกายมีชื่อตามลำดับดังนี้

ตาราง 2 ตำแหน่งการติดวัตถุสะท้อนแสง (Reflective Markers)

ส่วนร่างกาย	ตำแหน่งบนร่างกาย
ศีรษะ (Christe, Redhead, Legrand, Jolles, & Favre)	LFHD, RFHD, LBHD, RBHD
ลำตัว (Trunk)	C7, T10, CLAV, STRN, RBAK, LSHO, RSHO
แขน (Arm)	
- แขนซ้าย	LUPA, LELB, LFRA, LWRA, LWRB, LFIN
- แขนขวา	RLPA, RELB, RFRA, RWRA, RFIN
กระดูกเชิงกราน (Pelvis)	LASI, RASI, LPSI, RPSI
ขา (Leg)	
- ขาซ้าย	LKNE, LTHI, LANK, LTIB, LTOE, LHEE

-	ขาขวา	RKNE, RTHI, RANK, RTIB, RTOE, RHEE
เพิ่มเติม		
-	กระดูกสันหลังส่วนล่าง	Lumbar 1
-	ไม้กอล์ฟ	หัวไม้ 1 จุด, กลางก้านไม้กอล์ฟ 1 จุด, กริป 1 จุด

การติดวัตถุสะท้อนแสงเพิ่มที่ lumbar 1 จำนวน 1 จุด สำหรับการสร้างแผนการหมุนและก้านไม้ 2 จุด และหัวไม้ 1 จุด เพื่อใช้ในการแบ่งช่วงของการสวิง



ภาพประกอบ 12 ตำแหน่งที่ติดวัตถุสะท้อนแสง : Plug-in gait (Vicon Nexus)

2.2 ให้ผู้ทดสอบอบอุ่นร่างกายและยืดเหยียดกล้ามเนื้อระยะเวลา 10 นาที และการซ้อมสวิงหัวไม้หนึ่ง จนกว่าผู้ทดสอบมีความพร้อม

ขั้นตอนที่ 3 การดำเนินการเก็บข้อมูล

3.1 ผู้ทดสอบเข้ายืนท่ากายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Position) บนกลางแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา จากพื้นหันหน้าไปทางด้านบวกแกน Y ตามแกนอ้างอิง (Global Reference

System) จากนั้นจึงดำเนินการทำการบันทึกภาพสำหรับการสร้างโมเดลร่างกายแบบ Static (Static calibration)

3.2 ผู้ทดสอบพร้อมหัวไม้หนึ่งเตรียมท่าอยู่ในจังหวะการเริ่มต้นสวิง (Address) ทำข้างซ้ายและข้างขวายืนอยู่บนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาจากพื้นแต่ละแผ่นโดยสวมรองเท้ากอล์ฟ ทำการยืนในลักษณะ Neutral stance และให้ทำการซ้อมด้วยการสวิงไม้เปล่า 2 ครั้ง ก่อนการตีลูกบนที่ตั้งลูก ภายหลังจากนั้นให้สวิงหัวไม้ เพื่อสร้างความคุ้นเคย และสร้างจังหวะของการสวิง (Fradkin, Finch, & Sherman, 2003) จากนั้นเมื่อกลุ่มตัวอย่างพร้อม ผู้บันทึกจะส่งเสียงสัญญาณ “เริ่ม” ให้กลุ่มตัวอย่างแต่ละคนตีลูกกอล์ฟในท่าสวิง อย่างเต็มวงสวิง จำนวน 5 ครั้ง โดยมีระยะพักระหว่างการตีในแต่ละครั้ง เป็นระยะเวลา 15 วินาที

3.3 ขณะสวิงจะบันทึกภาพการเคลื่อนไหวในการสวิงด้วยกล้องความเร็วสูง (High speed camera) ที่ความถี่ 200 เฮิร์ตซ์ และบันทึกแรงปฏิกิริยาด้วยความถี่ 1,000 เฮิร์ตซ์ และดำเนินการเก็บข้อมูลกับกลุ่มตัวอย่าง “สวิงระนาบเดียว” และ “สวิงสองระนาบ” อย่างเต็มวงจนครบทุกคน

ขั้นตอนที่ 4 สร้างแบบจำลองร่างกาย

4.1 สร้างโครงสร้างจำลองร่างกายด้วยโปรแกรม Vicon nexus (Static calibration) ด้วยการเลือกภาพหนึ่งที่บันทึกได้จากการยืนในท่ากายวิภาคของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคนมากำหนดชื่อตำแหน่งวัตถุสะท้อนแสง (Digitization) เพื่อให้ได้พิกัด 3 มิติของวัตถุสะท้อนแสงพร้อมตรวจสอบและการซ่อมวัตถุสะท้อนแสงบางตำแหน่ง บางเฟรมที่ขาดหายไปให้มีความสมบูรณ์ด้วยเทคนิค Spline interpolation

4.2 เลื่อนภาพเคลื่อนไหวของกลุ่มการสวิงแบบระนาบเดียว (One plane swing) และกลุ่มการสวิงสองระนาบ (Two plane swing) จากที่บันทึกไว้ มากลุ่มละ 10 ครั้ง โดยพิจารณาจากความพอใจของผู้ตี ความสมบูรณ์ของภาพการเคลื่อนไหวพร้อมตรวจสอบและการซ่อมวัตถุสะท้อนแสงบางตำแหน่ง บางเฟรมที่ขาดหายไปให้มีความสมบูรณ์ด้วยเทคนิค Spline interpolation

4.3 กำหนดช่วงการเคลื่อนไหวที่ศึกษา โดยเริ่มจากจังหวะแบ็คสวิงสูงสุด

4.3.1 ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง (Initial phase) คือ แบ็คสวิงสูงสุดมาสู่จังหวะก้านไม้ขนานพื้น

4.3.2 ช่วงเร่งหัวไม้ (Acceleration phase) คือ ก้านไม้ขนานพื้นมาสู่จังหวะก่อนหน้าไม้กระทบลูก

4.3.3 จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง คือ จังหวะที่หัวไม่มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วและทิศทาง (ความเร็วจะมีค่าต่ำสุดและมีการเปลี่ยนทิศทางในทิศตรงกันข้าม)

4.3.4 จังหวะก้านไม้ขนานพื้น คือ จังหวะที่แนวก้านไม้อยู่ในตำแหน่งขนานกับพื้น

4.3.5 จังหวะกระทบลูก (Impact) คือหน้าไม้สัมผัสผัดลูก

4.4 กรองสัญญาณ (Signal filtering) ซึ่งเป็นการกรองสัญญาณรบกวน (Noise) ซึ่งถูกเก็บรวมมา โดยการกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณจริง (Cut-off frequency) ดำเนินการด้วยวิธี 4th order butterworth low-pass filter ความถี่ 6 เฮิรตซ์ (David, 2005; Giakas & Baltzopoulos, 1997; Horan & Kavanagh, 2012)

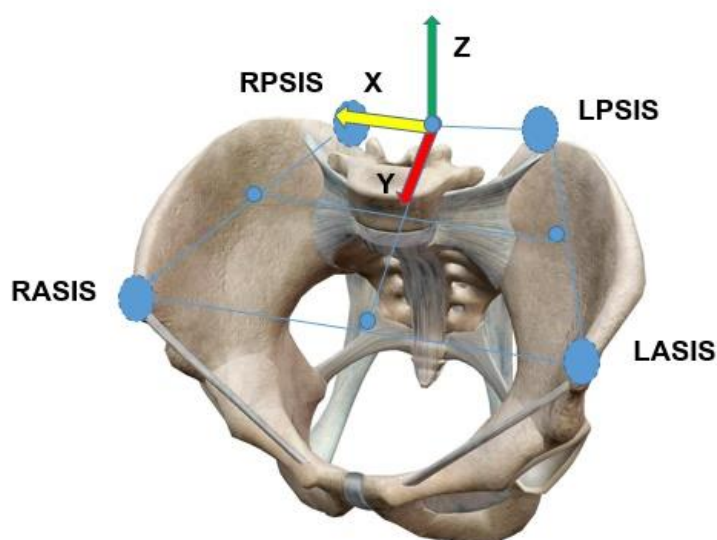
4.5 ดำเนินการสร้างโมเดลจำลองของร่างกาย (Modeling) เพื่อคำนวณทางคิเนมาติกส์หาตำแหน่งวัตถุสะท้อนแสงบนร่างกายและไม้ ตลอดช่วงการเคลื่อนไหวในแต่ละรูปแบบการสวิง

ขั้นตอนที่ 5

การศึกษาการเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์โดยวิธี Euler 's angle ด้วยการหมุนแบบ Cardan sequence “XYZ” ของกระดูกเชิงกราน ลำตัวส่วนล่างและไหล่ ในการสวิงทั้งสองรูปแบบจากข้อมูลตำแหน่งวัตถุสะท้อนแสงที่ใช้สำหรับสร้างแกนอ้างอิงซึ่งได้จากการศึกษาส่วนที่ 1 ในขั้นตอนที่ 4 มาดำเนินการสร้างระบบแกนอ้างอิงส่วนร่างกาย (LRS) ด้วยการแบ่งส่วนร่างกายดังนี้ (C. Joyce et al., 2016)

5.1 การคำนวณมุมการหมุนระหว่างกระดูกเชิงกราน ลำตัวส่วนล่าง และไหล่

5.1.1 สร้างแกนอ้างอิงส่วนร่างกาย (LCS) ที่กระดูกเชิงกราน (Pelvis segment co-ordinate) ดังนี้



ภาพประกอบ 13 แกนอ้างอิง (LCS) X Y Z ที่กระดูกเชิงกราน

5.1.1.1 สร้างแกนอ้างอิงในแกนนอน (X) โดยมีทิศทางจากซ้ายไปขวา หาได้จากตำแหน่งพิกัดระหว่างวัตถุสะท้อนแสงที่ติดอยู่บนกระดูกเชิงกรานด้านหน้า RASI และ LASI โดยสร้างเวกเตอร์ที่เริ่มจากจุด LASI ไปที่ RASI สามารถคำนวณได้จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ $(RPSI - LPSI)$ และปรับไปสู่รูปของ unit vector

5.1.1.2 สร้างแกนอ้างอิงในแกนหน้า-หลัง (Y_{temp}) โดยมีทิศทางจากทางด้านหลังไปทางด้านหน้า โดยสร้างเวกเตอร์จากจุดกึ่งกลางระหว่าง LPSI และ RPSI กับจุดกึ่งกลางระหว่าง RASI และ LASI สามารถคำนวณได้จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ $(LASI + RASI)/2 - (LPSI + RPSI)/2$ และปรับไปสู่รูปของ unit vector

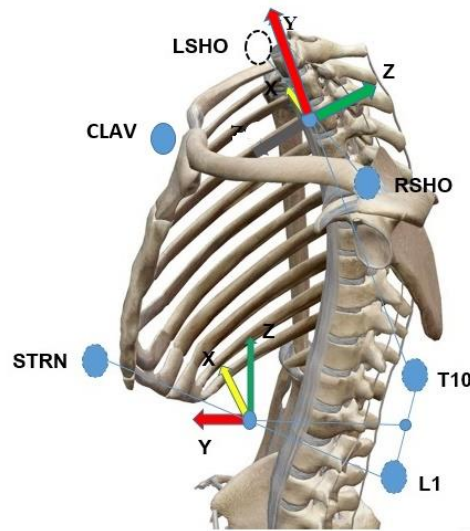
5.1.1.3 สร้างแกนอ้างอิงในแกนตั้ง (Z) โดยมีทิศทางชี้ด้านบนและตั้งฉากกับระนาบที่ทำระหว่างแกน X และ Y_{temp} สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$Z = (X) \times (Y_{temp})$$

5.1.1.4 ปรับแกน Y_{temp} ให้ตั้งฉากกับแกน X และแกน Z โดยคำนวณได้ดังนี้

$$Y = (Z) \times (X)$$

เมื่อได้แกนอ้างอิงทั้ง 3 แกนแล้ว จึงดำเนินการปรับเป็นเมตริกซ์ของแกนอ้างอิงที่กระดูกเชิงกราน [LCS_{pelvis}]



ภาพประกอบ 14 แกนอ้างอิง (LCS) X Y Z ที่ลำตัวส่วนล่างและลำตัวส่วนบน

5.1.2 การสร้างแกนอ้างอิงส่วนร่างกาย (LCS) ที่ลำตัวส่วนล่าง (Lower thorax segment) ดังนี้

5.1.2.1 สร้างแกนอ้างอิงในแกนหน้า-หลัง (Y) โดยมีทิศทางจากทางด้านหลังไปทางด้านหน้า โดยสร้างเวกเตอร์จากจุดกึ่งกลางระหว่างกระดูกสันหลังที่ T10 กับกระดูกสันหลังส่วนล่างที่ L1 ไปที่จุดกึ่งกลางระหว่างกระดูกอก (STRN) กับกระดูกสันหลังส่วนล่างที่ L1 สามารถคำนวณได้จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ $((\text{STRN} - \text{L1})/2) + \text{L1}$ $-(\text{T10} - \text{L1})/2 + \text{L1}$ และปรับไปสู่รูปของ unit vector

5.1.2.2 สร้างแกนอ้างอิงในแกนตั้ง (Z_{temp}) โดยมีทิศทางด้านล่างไปสู่ด้านบน โดยสร้างเวกเตอร์จากกระดูกสันหลังส่วนล่างที่ L1 ไปที่จุดกึ่งกลางระหว่างกระดูกอก (STRN) กับกระดูกสันหลังส่วนล่างที่ L1 สามารถคำนวณได้จาก $((\text{STRN} - \text{T10})/2 + \text{T10}) - ((\text{STRN} - \text{L1})/2) + \text{L1}$ และปรับไปสู่รูปของ unit vector

5.1.2.3 สร้างแกนอ้างอิงในแกนนอน (X) โดยมีทิศทางจากซ้ายไปขวา และตั้งฉากกับระนาบที่ทำระหว่างแกน Y และ Z_{temp} สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$X = (Y) \times (Z_{\text{temp}})$$

5.1.2.4 ปรับแกน Z_{temp} ให้ตั้งฉากกับแกน X และแกน Z โดยคำนวณได้

ดังนี้

$$Z = (X) \times (Y)$$

เมื่อได้แกนอ้างอิงทั้ง 3 แกนแล้ว จึงดำเนินการปรับเป็นเมตริกซ์ของแกนอ้างอิงที่ลำตัวส่วนล่าง [$LCS_{\text{lower thorax}}$]

5.1.3 การสร้างแกนอ้างอิงส่วนร่างกาย (LCS) ที่ลำตัวส่วนบน (Upper thorax segment) ดังนี้

5.1.3.1 สร้างแกนอ้างอิงในแกนนอน (X) โดยมีทิศทางจากซ้ายไปขวา หาได้จากตำแหน่งพิกัดระหว่างวัตถุสะท้อนแสงที่ติดอยู่บนมุมหัวไหล่ด้านหน้า RSHO และ LSHO โดยสร้างเวกเตอร์ที่เริ่มจากจุด LSHO ไปที่ RSHO สามารถคำนวณได้จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ ($RSHO - LSHO$) และปรับไปสู่อุปของ unit vector

5.1.3.2 สร้างแกนอ้างอิงในแกนหน้า-หลัง (Z_{temp}) โดยมีทิศทางจากด้านหน้าไปด้านหลัง โดยสร้างเวกเตอร์จากตำแหน่งกระดูกสันหลังส่วนอกที่ CLAV ไปที่ตำแหน่งระยะกึ่งกลางระหว่าง RSHO และ LSHO สามารถคำนวณได้จาก $((LSHO + RSHO)/2) - CLAV$ และปรับไปสู่อุปของ unit vector

5.1.3.3 สร้างแกนอ้างอิงในแกนตั้ง (Y) โดยมีทิศทางล่างขึ้นด้านบน และตั้งฉากกับระนาบที่ทำระหว่างแกน X และ Z_{temp} สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$Y = (Z_{\text{temp}}) \times (X)$$

5.1.3.4 ปรับแกน Z_{temp} ให้ตั้งฉากกับแกน X และแกน Y โดยคำนวณได้ดังนี้

$$Z = (X) \times (Y)$$

เมื่อได้แกนอ้างอิงทั้ง 3 แกนแล้ว จึงดำเนินการปรับเป็นเมตริกซ์ของแกนอ้างอิงที่ลำตัวส่วนบน [$LCS_{\text{upper thorax}}$]

5.2 การคำนวณหามุมการหมุนของแกนอ้างอิงส่วนปลาย (Distal segment) เทียบกับแกนอ้างอิงส่วนต้น (Proximal segment) ดังนี้

5.2.1 เมตริกซ์การหมุนระหว่างแกนอ้างอิงที่ใกล้กับแกนอ้างอิงที่กระดูกเชิงกราน โดยกำหนดให้กระดูกเชิงกรานเป็น Distal segment และกำหนดให้ลำตัวส่วนบนเป็น Proximal segment

$$[R] = [LCS_{\text{distal}}] \text{ dot } [LCS_{\text{proximal}}]^T \text{ หรือ}$$

$$[R] = [LCS_{\text{pelvis}}] \text{ dot } [LCS_{\text{upper thorax}}]^T$$

เมื่อ $[R]$ คือ เมตริกซ์การหมุนของลำตัวส่วนบนเทียบกับกระดูกเชิงกราน

$[LCS]$ คือ แกนอ้างอิงที่ลำตัวส่วนบนและที่กระดูกเชิงกราน

5.2.2 เมตริกซ์การหมุนระหว่างแกนอ้างอิงที่ลำตัวส่วนล่างกับแกนอ้างอิงที่กระดูกเชิงกราน โดยกำหนดให้กระดูกเชิงกรานเป็น Distal segment และกำหนดให้ลำตัวส่วนล่างเป็น Proximal segment

$$[R] = [LCS_{\text{pelvis}}] \text{ dot } [LCS_{\text{lower thorax}}]^T$$

เมื่อ $[R]$ คือ เมตริกซ์การหมุนลำตัวส่วนบนเทียบกับกระดูกเชิงกราน

$[LCS]$ คือ แกนอ้างอิงที่ลำตัวส่วนบนและที่กระดูกเชิงกราน

5.3 มุมการหมุนส่วนร่างกายของแกนอ้างอิงส่วนปลายร่างกายเทียบกับแกนอ้างอิงส่วนต้นร่างกาย ของแกนอ้างอิงทั้ง 3 แกน จะคำนวณได้จากเมตริกซ์การหมุนที่ได้จากขั้นตอน 5.1 และ 5.2 ดังนี้

เท่ากับ

$$R = \begin{bmatrix} \cos\theta_z \cos\theta_y & \cos\theta_z \sin\theta_y \sin\theta_x + \sin\theta_z \cos\theta_x & -\cos\theta_z \sin\theta_y \cos\theta_x + \sin\theta_z \sin\theta_x \\ -\sin\theta_z \cos\theta_y & -\sin\theta_z \sin\theta_y \sin\theta_x + \cos\theta_z \cos\theta_x & \sin\theta_z \sin\theta_y \cos\theta_x + \cos\theta_z \sin\theta_x \\ \sin\theta_y & -\cos\theta_y \sin\theta_x & \cos\theta_y \cos\theta_x \end{bmatrix}$$

หรือ

$$R = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix}$$

ดังนั้น จะได้ มุมการเปลี่ยนแปลง ดังนี้

$$\theta_y = \text{asin}(R_{20}),$$

$$\theta_z = \text{asin}(-R_{10} / \cos \theta_y)$$

$$\theta_x = \text{asin}(-R_{21} / \cos \theta_y)$$

5.4 การกำหนดการเคลื่อนไหวของวงสวิงทั้งสองรูปแบบโดยนับจากจังหวะแบ็คสวิงสูงสุด ดังนี้

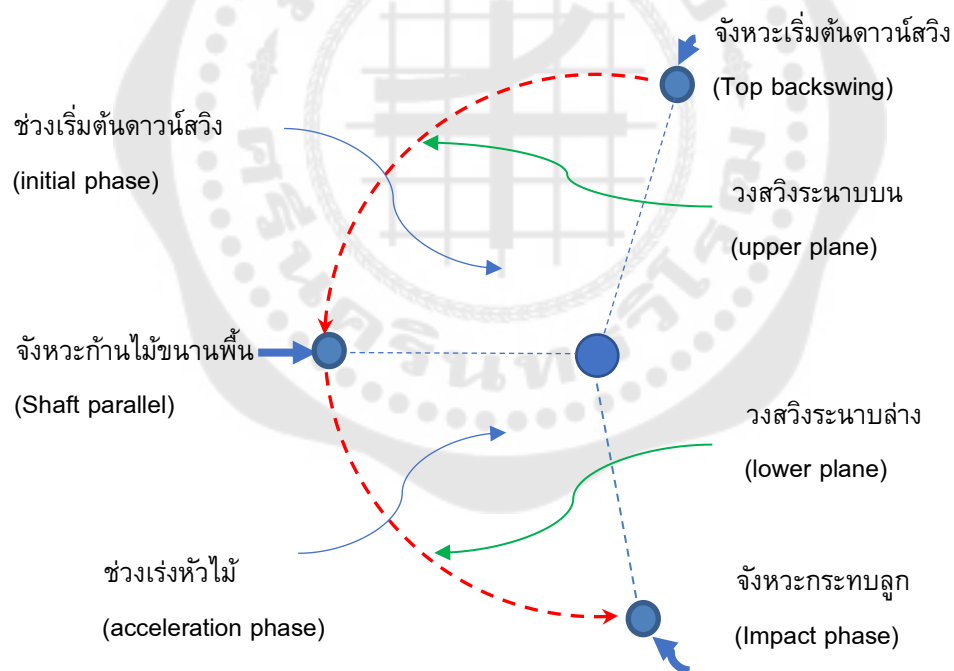
5.4.1 ช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง (Initial phase) คือ แบ็คสวิงสูงสุดมาสู่จังหวะก้านไม้ขนานพื้น

5.4.2 ช่วงเร่งหัวไม้ (Acceleration phase) คือ ก้านไม้ขนานพื้นมาสู่จังหวะหน้าไม้กระทบลูก

5.4.3 จังหวะเริ่มต้นดาวนสวิง คือ จังหวะที่หัวไม้มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วและทิศทาง (ความเร็วจะมีค่าต่ำสุดและมีการเปลี่ยนทิศทางในทิศตรงกันข้าม)

5.4.4 จังหวะก้านไม้ขนานพื้น คือ จังหวะที่แนวก้านไม้อยู่ในตำแหน่งขนานกับพื้น

5.4.5 จังหวะกระทบลูก (Impact phase) คือจังหวะที่หน้าไม้สัมผัสลูก



ภาพประกอบ 15 การแบ่งช่วงการเคลื่อนไหวขณะดาวนสวิง

การศึกษาส่วนที่ 2

การศึกษาวิจัยส่วนนี้ ผู้วิจัยต้องการศึกษาโมเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อกระดูกหลังส่วนล่าง ด้วยโมเดลร่างกายแบบเต็มตัว ในการสวิงทั้งสองรูปแบบ โดยนำข้อมูลจากการศึกษาส่วนที่ 1 ในขั้นตอนที่ 4 นั้น ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งของวัตถุสะท้อนแสงตามต้นแบบ Plug-in gait (PIG) และแรงปฏิกิริยาจากพื้นนำเข้าเป็นตัวขับเคลื่อนโครงสร้างจำลองร่างกายให้เป็นไปตามการเคลื่อนไหวการสวิง ด้วยโปรแกรม Opensim 3.3 (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์) (Delp et al., 2007)



ภาพประกอบ 16 โมเดลรูปร่างแบบเต็มตัว

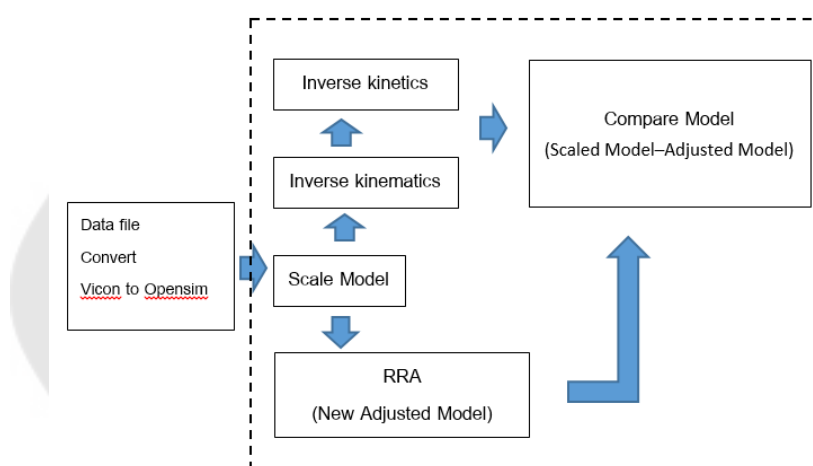
จากภาพประกอบ 16 โมเดลประกอบด้วยโครงกระดูก ข้อต่อ และกล้ามเนื้อลำตัว โดยเฉพาะกล้ามเนื้อแกนกระดูกสันหลังและกล้ามเนื้อส่วนล่าง ซึ่งประกอบด้วยแต่ละส่วนของร่างกาย จำนวน 21 ส่วน การเคลื่อนไหว 30 ทิศทางอย่างอิสระ และที่ข้อต่อของหลังส่วนล่างทั้ง 5 ข้อ มีเคลื่อนไหวอย่างเป็นอิสระในแต่ละข้อ และกล้ามเนื้อทั้งหมด 324 โดยเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อหลักของหลังส่วนล่าง 8 กลุ่ม คือ Rectus abdominis, External and Internal obliques, Erector

spinae, Multifidus, Quadratus lumborum, Psoas major, and Latissimus dorsi (M. E. Raabe & A. M. W. Chaudhari, 2016)

ดังนั้นในการศึกษาวิจัยส่วนนี้ ผู้วิจัยต้องการศึกษาโมเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อกระดูกหลังส่วนล่าง ด้วยโมเดลร่างกายแบบเต็มตัว ในการสวิตช์ทั้งสองรูปแบบ โดยมีขั้นตอนในเก็บรวบรวมข้อมูลและวิธีการคำนวณผลทางคินติกส์ ซึ่งแบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอน ตามลำดับดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 การปรับโมเดลร่างกาย

ต้นแบบโมเดลเต็มตัวนำมาวิเคราะห์รูปแบบสวิตช์ ซึ่งได้นำมาจากต้นแบบโมเดลเต็มตัวและข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่างแบบอิสระ (M. E. Raabe & A. M. W. Chaudhari, 2016)



ภาพประกอบ 17 แสดงขั้นตอนการทดสอบความถูกต้องโมเดล

1.1 นำข้อมูลจากส่วนที่ 1 ในขั้นตอนที่ 4 มาปรับระบบแกนอ้างอิง (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์) (Lee-son toolbox v. 1.51, Human centered Lab, Korea) เพื่อให้สอดคล้องกับระบบแกนอ้างอิงของโปรแกรม Opensim 3.3 (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์) (Delp et al., 2007) แกนอ้างอิง (Global reference system) โดยแกน X มีทิศจากด้านซ้ายไปด้านขวา แกน Y มีทิศจากด้านล่างขึ้นด้านบน และแกน Z มีทิศจากหลังไปด้านหน้า

1.2 ใช้โมเดลจำลองร่างกายแบบเต็มตัว ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1.2.1 ปรับสัดส่วนร่างกาย (Scaled model) การปรับสัดส่วนของโมเดลให้สอดคล้องกับสัดส่วนของผู้ทดสอบโดยดูความเหมาะสมของค่าความผิดพลาดโดยรวมระหว่าง

ตำแหน่งของมาร์คเกอร์โมเดลกับตำแหน่งมาร์คเกอร์ข้อมูลขณะยืนนิ่งในท่ากายวิภาค ด้วยการตรวจสอบจากการแสดงผลของโปรแกรม ซึ่งใช้วิธี Root mean square errors (RMS) ซึ่งไม่เกิน 2 เซนติเมตร

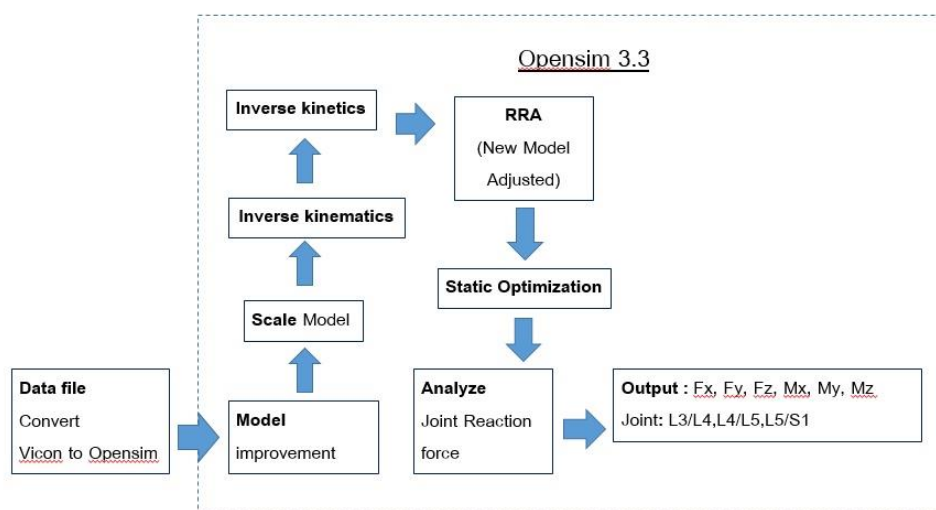
1.2.2 คำนวณหามุมที่ข้อต่อเคลื่อนไหวและการเคลื่อนที่ของส่วนร่างกายตลอดช่วงการสวิง ด้วยวิธี Inverse kinematics

1.2.3 คำนวณหาแรงกล้ามเนื้อและทอร์คในแต่ละข้อต่อร่างกายตลอดช่วงการสวิงด้วยวิธี Inverse kinetics

1.2.4 ปรับโมเดลบริเวณที่ Thorax segment หลังจากการทำสเกลโมเดลแล้ว (Scaled model) เพื่อปรับค่า F_z , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z ด้วยกระบวนการ Residual reduction algorithm (RRA) ด้วยการปรับค่าที่เหมาะสมจากเครื่องมือ RRA Optimization GUI

1.2.5 เปรียบเทียบค่า F_z , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z ระหว่างโมเดลเต็มตัวที่ถูกปรับ Thorax (Adjusted model) กับโมเดลที่ทำสเกล (Scaled model) เพื่อตรวจสอบค่าความผิดพลาดให้อยู่ในเกณฑ์การยอมรับได้ของโมเดล

ขั้นตอนที่ 2 การคำนวณโมเมนต์และแรงปฏิกิริยากระดูกหลังส่วนล่างระหว่างข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1



ภาพประกอบ 18 แสดงแผนภาพขั้นตอนการวิเคราะห์โมเมนต์ และแรงปฏิกิริยาบริเวณกระดูกหลังส่วนล่างระหว่างข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1

2.1 นำข้อมูลที่ได้มาปรับระบบแกนอ้างอิง 3 มิติ (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์) (Lee-son toolbox v. 1.51, Human centered Lab, Korea) เพื่อให้สอดคล้องกับระบบแกนอ้างอิงของโปรแกรม Opensim 3.3 (ซอฟต์แวร์ประเภทฟรีแวร์) (Delp et al., 2007)

2.2 ใช้โมเดลจำลองร่างกายแบบเต็มตัวที่ปรับแล้ว มาดำเนินการดังนี้

2.2.1 ปรับสัดส่วนร่างกาย (Scaled model) การปรับสัดส่วนของโมเดลให้สอดคล้องกับสัดส่วนของผู้ทดสอบโดยดูความเหมาะสมของค่าความผิดพลาดโดยรวม ระหว่างตำแหน่งของมาร์คเกอร์โมเดล (Virtual markers) กับตำแหน่งมาร์คเกอร์ข้อมูลขณะยืนนิ่งในท่ากายวิภาค (Experimental markers) ด้วยการตรวจสอบจากการแสดงผลของโปรแกรม ซึ่งใช้วิธี Root mean square errors (RMS) ซึ่งไม่เกิน 2 เซนติเมตร

2.2.2 คำนวณหามุมที่ข้อต่อเคลื่อนไหวและการเคลื่อนที่ของส่วนร่างกายตลอดช่วงการสวิง ด้วยวิธี Inverse kinematics

2.2.3 คำนวณแรงลัพธ์และแรงทอร์กในแต่ละข้อต่อร่างกายตลอดช่วงการสวิง ด้วยวิธี Inverse kinetics

2.2.4 ปรับโมเดลบริเวณที่ Thorax ภายหลังจากการทำสเกลโมเดลแล้ว (Scaled model) เพื่อปรับค่าตำแหน่ง COM และค่า F_z , F_y , F_x , M_x , M_y , M_z ด้วยกระบวนการ Residual reduction algorithm (RRA) ด้วยการปรับค่าที่เหมาะสมจากเครื่องมือ RRA Optimization GUI

2.2.5 โมเดลเต็มตัวที่ถูกรับ COM Thorax (Adjusted model) แล้ว มาดำเนินการหาค่าความเหมาะสมของการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัด ที่สอดคล้องกับค่าความแรงที่เกิดขึ้นของการเคลื่อนที่ของผู้ทดสอบจากการสวิง โดยวิธี Static optimization (SO)

2.2.6 ดำเนินการวิเคราะห์โมเมนต์และแรงปฏิกิริยาบริเวณกระดูกหลังส่วนล่างระหว่างข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1

การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล

การศึกษาวิจัยในรูปแบบการจัดระเบียบร่างกายจากรูปแบบการสวิงกอล์ฟพระนางเดียวกับการสวิงสองระนาบของลำตัวส่วนบน ลำตัวส่วนล่าง และกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในการเคลื่อนไหวดาวน์สวิง

การวิเคราะห์ข้อมูลในการศึกษาที่ 1 การเปรียบเทียบทางคิเนมาติกส์ ระหว่างรูปแบบการสวิง โดยสถิติดังนี้

1.1 สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

1.1.1 ค่าเฉลี่ย ($\bar{X}$) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (S.D) ของอายุ(ปี) น้ำหนัก (กิโลกรัม) ส่วนสูง(เซนติเมตร) ดัชนีมวลกาย(กิโลกรัม/เมตร²)

1.1.2 ทดสอบการแจกแจงข้อมูลเป็นโค้งปกติ (Normal distribution) ด้วยสถิติ Shapiro-Wilk Test

1.1.3 ทดสอบความแปรปรวนของข้อมูล (Variance)

1.1.4 เปรียบเทียบความแตกต่างค่าเฉลี่ยของระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนล่าง ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง, ช่วงเร่งหัวไม้, ระหว่างกลุ่มการสวิง ระยะเวลาเดียวกับการสวิงสองระนาบ ด้วยสถิติ Independent sample t-test หรือถ้าพบข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ ทดสอบด้วยสถิติ Mann-Whitney U test

1.1.5 เปรียบเทียบความแตกต่างค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มการสวิงระยะเวลาเดียวกับการสวิงสองระนาบ ด้วยสถิติ Independent sample t-test หรือถ้าพบข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ ทดสอบด้วยสถิติ Mann-Whitney U test

1.1.6 เปรียบเทียบความแตกต่างค่าเฉลี่ยของความเร็วหัวไม้ ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระยะเวลาเดียวกับการสวิงสองระนาบ ด้วยสถิติ Independent sample t-test หรือถ้าพบข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ ทดสอบด้วยสถิติ Mann -Whitney U test

1.1.7 กำหนดนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

การวิเคราะห์ข้อมูลในการศึกษาที่ 2 การเปรียบเทียบทางคิเนติกส์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ระหว่างรูปแบบการสวิงด้วยสถิติดังนี้

2.1 สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

2.1.1 เปรียบเทียบความแตกต่างค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในจังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสวิงระยะเวลาเดียวกับการสวิงสองระนาบ ด้วยสถิติ Independent sample t-test หรือถ้าพบข้อมูลมีการกระจายตัวแบบไม่ปกติ ทดสอบด้วยสถิติ Mann-Whitney U test

2.1.2 สร้างสมการการทำนายระหว่างแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นสูงสุด (ตำแหน่งข้อต่อที่พบ) กับระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของลำตัวส่วนล่าง ความเร็วเชิงมุมสูงสุดของลำตัวส่วนบนในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ช่วงเริ่มต้นดาวนส์สวิง, ช่วงเร่งหัวไม้, ความเร็วหัวไม้ในจังหวะกระทบลูก X – factor(สูงสุด) โมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane จังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิง, จังหวะก้านไม้ขนานพื้น, จังหวะกระทบลูก ด้วยสถิติการวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณ (Multiple regression) ด้วยวิธี Backward elimination

2.1.3 กำหนดนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยศึกษาการเคลื่อนไหวช่วงการดาวน์สวิงในกีฬากอล์ฟ ซึ่งแบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

การศึกษาส่วนที่ 1 การเปรียบเทียบการจัดระเบียบร่างกายด้วยการเปลี่ยนแปลงระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมของร่างกายส่วนล่างและส่วนบน ระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ และความเร็วหัวไม้ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ในการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ

การศึกษาส่วนที่ 2 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในจังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก และปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากการสวิงทั้งสองรูปแบบ

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลการศึกษาส่วนที่ 1

การศึกษากการจัดระเบียบร่างกายด้วยการเปลี่ยนแปลงทางคิเนมาติกส์และได้นำเสนอในรูปแบบตารางและภาพประกอบ ซึ่งแบ่งออกได้ 4 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง

ตอนที่ 2 คิเนมาติกส์ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

ตอนที่ 3 คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง

ตอนที่ 4 คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้

ตอนที่ 1 ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง

ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง

ลักษณะทางกายภาพ	กลุ่มตัวอย่าง	
	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ
อายุ (ปี)	28.67 ± 4.04	25.33 ± 1.15
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	79.50 ± 7.47	85.20 ± 17.54
ส่วนสูง(เซนติเมตร)	171.33 ± 7.77	174.00 ± 7.21
ดัชนีมวลกาย	27.18 ± 3.51	28.06 ± 4.68
ความถนัด(ขึ้นวงสวิง)	ขวา	ขวา

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตาราง 3 แสดงให้เห็นว่ากลุ่มการสวิงระนาบเดียว มีอายุเฉลี่ย 28.67 ± 4.04 ปี น้ำหนัก 79.50 ± 7.47 กิโลกรัม ส่วนสูง 171.33 ± 7.77 เซนติเมตร และดัชนีมวลกาย 27.18 ± 3.51 กิโลกรัม/ส่วนสูง(เมตร)² กลุ่มการสวิงสองระนาบ มีอายุเฉลี่ย 25.33 ± 1.15 ปี น้ำหนัก 85.20 ± 17.54 กิโลกรัม ส่วนสูง 174.00 ± 7.21 เซนติเมตร และดัชนีมวลกาย 28.06 ± 4.68 กิโลกรัม/ส่วนสูง(เมตร)² และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตอนที่ 2 คิเนมาติกส์ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

ตาราง 4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยทางคิเนมาติกส์ ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

ตัวแปรทางคิเนมาติกส์	กลุ่มตัวอย่าง	
	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ
มุมขณะแบ็คสวิงสูงสุด	4.78 ± 3.30	12.81 ± 2.64 *
X-factor(สูงสุด)	52.31 ± 9.32	54.71 ± 3.99
ระนาบวงสวิง		
ความแตกต่างของมุมระนาบล่าง (lower plane)	-5.59 ± 5.92	-5.52 ± 2.65
ความแตกต่างของมุมระนาบบน (upper plane)	0.32 ± 5.03	-3.23 ± 3.40
ความเร็วหัวไม้ (เมตร/วินาที)		
จังหวะก้านไม้ขนานพื้น	20.09 ± 0.93*	19.00 ± 1.14
จังหวะกระทบลูก	31.56 ± 1.27	30.81 ± 1.89

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ระนาบวงสวิง เครื่องหมาย + หมายถึง มุมการดาวน์สวิงมากกว่ามุมการขึ้นแบ็คสวิง และเครื่องหมาย - หมายถึง มุมการดาวน์สวิงต่ำกว่ามุมการขึ้นแบ็คสวิง , X-factor เครื่องหมาย - หมายถึง external rotation และ เครื่องหมาย + internal rotation

จากตาราง 4 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมขณะแบ็คสวิงสูงสุด และความเร็วหัวไม้จังหวะก้านไม้ขนานพื้น ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ส่วน X-factor(สูงสุด), ความแตกต่างของมุมระนาบล่าง, ความแตกต่างของมุมระนาบบน, ความเร็วหัวไม้จังหวะกระทบลูก ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

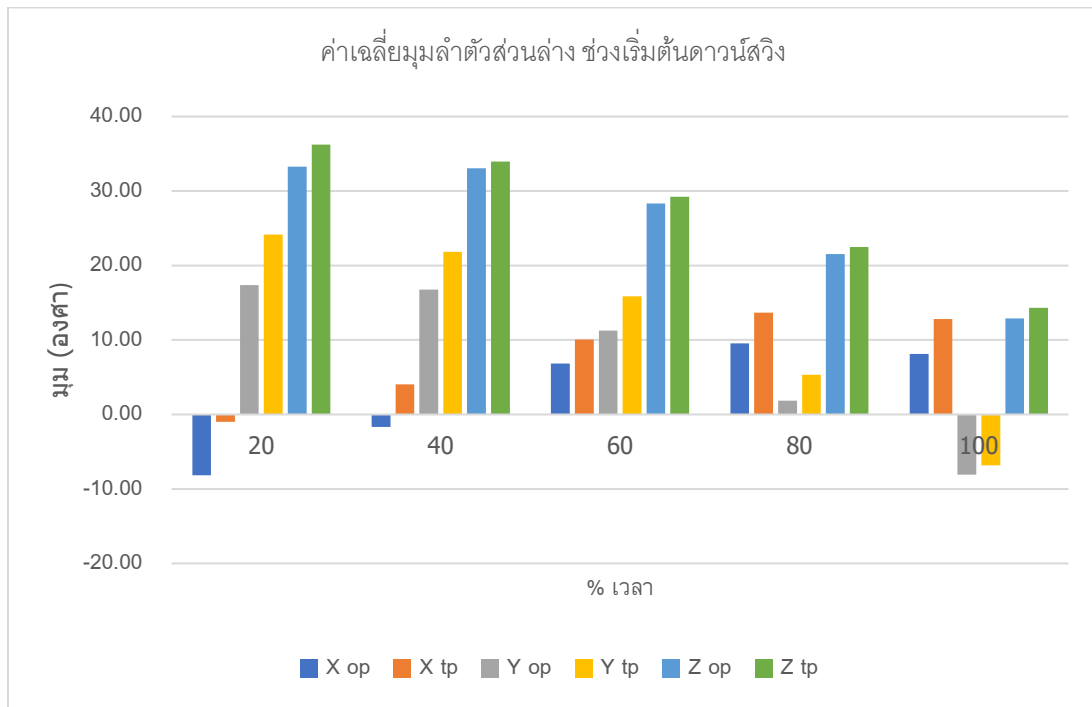
ตอนที่ 3 คินมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีรระนาบเดียวกับสรีรสองระนาบ
ช่วงเริ่มต้นคานวน์สรีร

ตาราง 5 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่าง แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีรระนาบเดียวกับสรีรสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นคานวน์สรีร

%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}$,S.D.	$\bar{X}_{tp}$,S.D.		$\bar{X}_{op}$,S.D.	$\bar{X}_{tp}$,S.D.		$\bar{X}_{op}$,S.D.	$\bar{X}_{tp}$,S.D.	
20	-8.18±6.42	-1.00±11.36	0.190	17.39±4.26	24.17±4.40	0.003*	33.29±6.28	36.22±5.41	0.280
40	-1.68±8.06	4.02±10.97	0.201	16.76±5.82	21.84±6.59	0.084	33.04±6.29	33.97±4.14	0.529
60	6.83±10.05	10.04±10.91	0.315	11.28±4.79	15.87±7.84	0.132	28.31±5.78	29.25±3.73	0.436
80	9.53±9.12	13.68±12.46	0.247	1.85±2.76	5.33±5.31	0.105	21.53±3.87	22.48±3.39	0.563
100	8.11±6.38	12.80±14.52	0.481	-8.08±5.91	-6.85±3.39	0.631	12.88±2.18	14.30±4.83	0.529

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสรีรระนาบเดียว , TP หมายถึง การสรีรสองระนาบ
sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : - external rotation , + internal rotation , หน่วย : องศา

จากตาราง 5 พบว่าขณะเวลาที่ 20% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Y (Yop,Ytp) ระหว่างกลุ่มการสรีรระนาบเดียวกับการสรีรสองระนาบ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ส่วนขณะเวลาที่ 40%, 60%, 80% และ 100% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน XYZ ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 19 แสดงค่าเฉลี่ยมูลล่ำตัวส่วนล่าง ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง , 100 หมายถึง จังหวะก้ำนไม้ขนานพื้น))

จากภาพประกอบ 19 พบว่าค่าเฉลี่ยมูลล่ำตัวส่วนล่าง แกน X สวิงสองระนาบมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียวและมีค่าเพิ่มขึ้นในทุกขณะเวลา และค่าเฉลี่ยมูลล่ำตัวส่วนล่าง แกน Y และแกน Z สวิงสองระนาบมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียวและมีค่าลดลงในทุกระดับเวลา

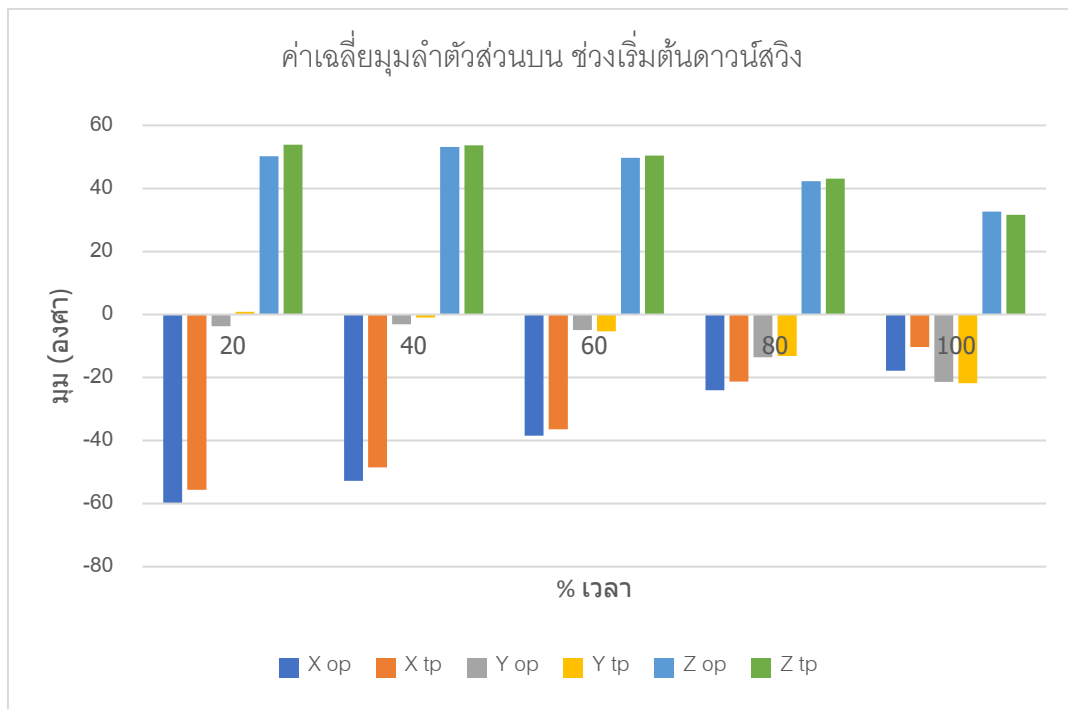
ตาราง 6 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสวิงระนาบเดียว กับ สวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง

%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
20	-59.66±9.59	-55.59±7.48	0.303	-3.90±2.75	0.88±7.62	0.353	49.11±9.71	53.89±4.40	0.436
40	-52.67±6.82	-48.49±8.28	0.232	-3.57±4.63	-0.95±7.99	0.579	52.16±9.29	53.69±3.30	0.796
60	-38.56±2.88	-36.44±9.27	0.912	-5.55±5.70	-5.38±7.31	0.631	48.89±7.94	50.46±2.05	0.684
80	-24.34±3.45	-21.24±9.24	0.333	-13.80±2.34	-13.19±4.18	0.694	41.69±6.19	43.09±1.70	0.739
100	-18.17±7.29	-10.28±15.93	0.481	-21.17±4.69	-21.80±1.86	0.436	32.21±4.69	31.64±1.99	0.731

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05, OP หมายถึง การสวิงระนาบเดียว , TP หมายถึง การสวิงสองระนาบ

sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : - external rotation, + internal rotation , หน่วย : องศา

จากตาราง 6 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน X Y Z (Xop, Xtp, Yop, Ytp, Zop, Ztp) ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ขณะเวลาที่ 20% 40% 60% 80% และ 100% ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 20 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง , 100 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น))

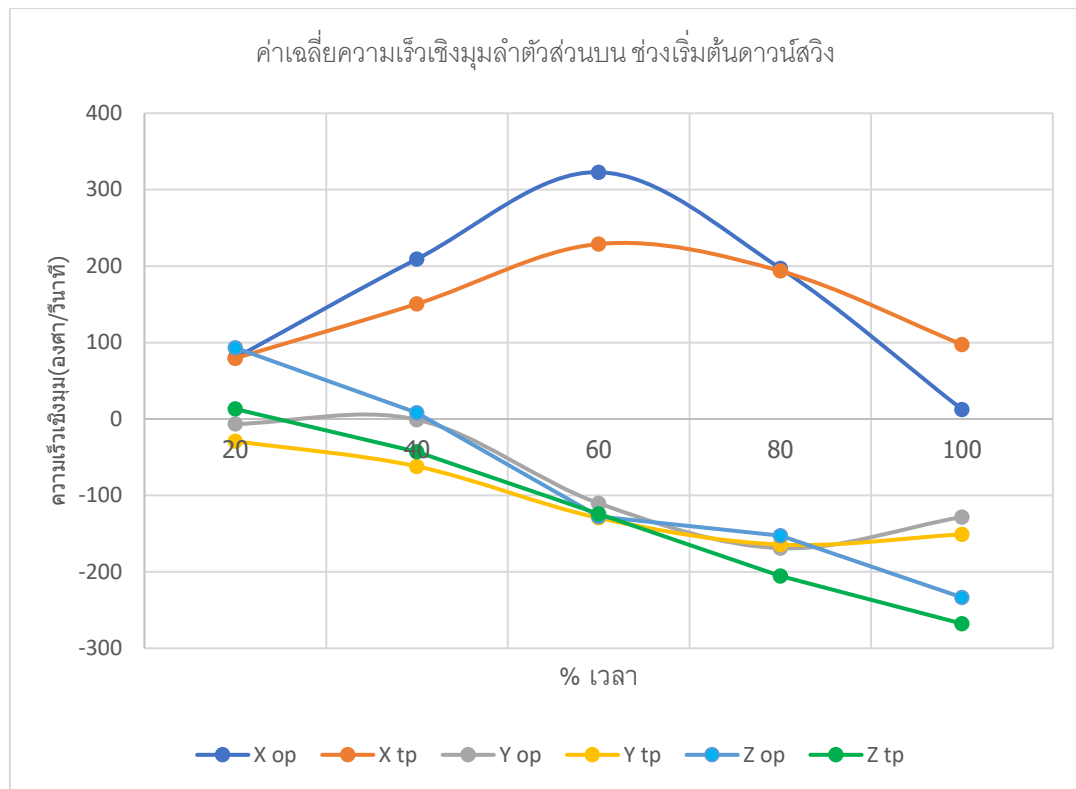
จากภาพประกอบ 20 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน X มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุด โดยมีการลดลงตามระยะเวลา 20% ถึง 100% ซึ่งการสวิงระนาบเดียวมากกว่าสวิงสองระนาบ และค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน Y มีการเพิ่มขึ้นตามระยะเวลา 20% ถึง 100% และค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน Z มีการลดลงตามระยะเวลา 20% ถึง 100%

ตาราง 7 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสวิตช์ระนาบเดียว กับ สวิตช์สองระนาบ ช่วงเริ่มต้น
 ดาวสี่วง

%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
20	79.76±30.81	79.37±81.34	0.853	-6.53±41.76	-29.03±29.80	0.183	93.13±35.57	13.06±33.67	0.000*
40	209.25±89.99	150.63±141.01	0.393	-0.88±60.07	-62.00 ±31.58	0.052	8.09±30.90	-42.77±61.49	0.036*
60	322.88±80.72	228.91±168.36	0.129	-110.25±36.51	-129.40±29.11	0.165	-127.53±52.67	-124.14±74.25	1.000
80	197.09±71.60	193.60±211.02	0.393	-168.96±89.38	-164.34±49.97	0.912	-152.46±31.78	-205.37±52.27	0.009*
100	12.48±92.52	97.45±365.05	0.393	-128.27±52.98	-150.92±83.07	0.481	-233.40±27.43	-267.79±32.88	0.021*

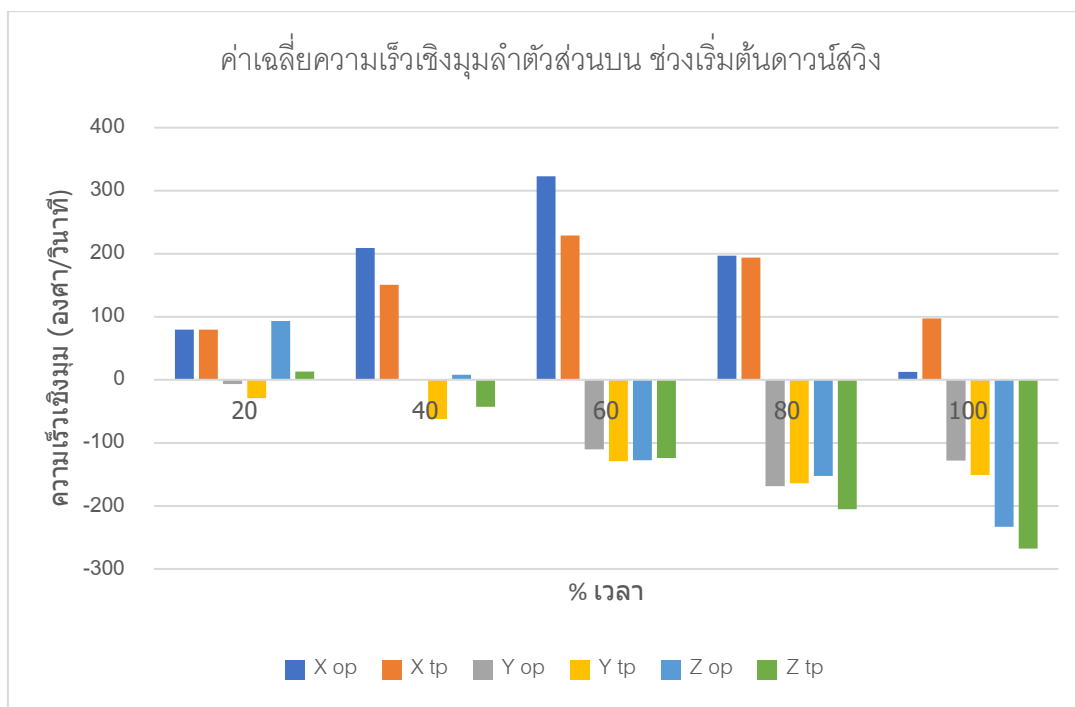
*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสวิตช์ระนาบเดียว , TP หมายถึง การสวิตช์สองระนาบ
 sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : + external rotation, - internal rotation , หน่วย : องศาวินาที

จากตาราง 7 พบว่ากลุ่มการสวิตช์ระนาบเดียวกับการสวิตช์สองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวสี่วง ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในแกน Z (Zop,Ztp) ขณะดาวสี่วงที่ 20% 40% 80% และ 100% แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 21 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง , 100 หมายถึง จังหวะก้าน ไม้ชนานพื้น))

จากภาพประกอบ 21 พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จะมีความเร็วเพิ่มมากขึ้น จากช่วงเวลา 20% ถึง 60% และความเร็วเชิงมุมของการสวิงระนาบเดียวจะลดลงในอัตราที่รวดเร็วกว่าการสวิงสองระนาบ



ภาพประกอบ 22 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง , 100 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น))

จากภาพประกอบ 22 พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X จะมีค่าเพิ่มมากขึ้นขณะเวลา 40% ถึง 80% โดยสวิงระนาบเดียวมากกว่าการสวิงสองระนาบ ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Y มีการเพิ่มขึ้นขณะเวลา 20% ถึง 60% โดยสวิงสองระนาบจะเพิ่มมากกว่าการสวิงระนาบเดียว และค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z มีค่าเพิ่มขึ้นตามขณะเวลา 20% ถึง 100% และการสวิงสองระนาบจะมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียว

ตอนที่ 4 คินมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีรขณะเดียวกับการสรีรขณะรอบ ช่วง
เร่งหัวไม้

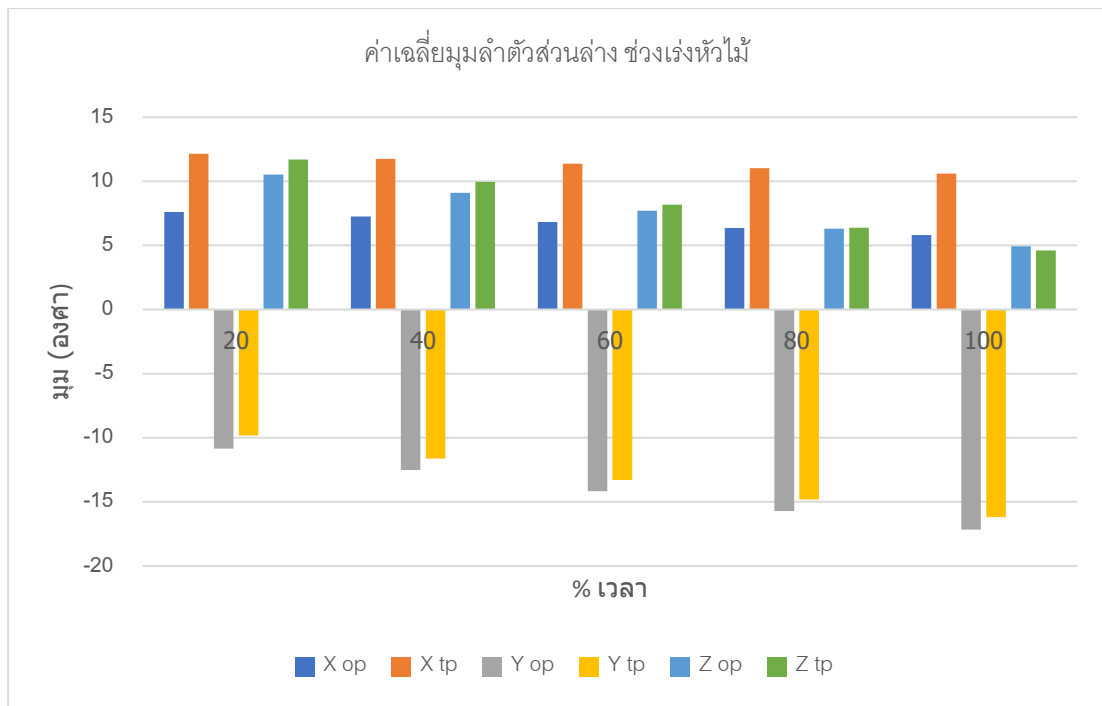
ตาราง 8 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่าง แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีรขณะเดียวกับการสรีรขณะรอบ ช่วงเร่งหัวไม้

%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
20	7.60±5.65	12.15±15.22	0.481	-10.84±6.62	-9.83±3.40	1.000	10.53±2.32	11.70±4.51	0.579
40	7.24±5.22	11.75±15.59	0.481	-12.52±7.07	-11.62±3.38	0.739	9.11±2.38	9.96±4.04	0.579
60	6.83±4.81	11.38±15.85	0.481	-14.16±7.53	-13.29±3.45	0.481	7.71±2.44	8.17±3.45	0.732
80	6.36±4.42	11.01±16.01	0.481	-15.73±7.97	-14.83±3.60	0.481	6.31±2.53	6.38±2.79	1.000
100	5.82±4.05	10.61±16.13	0.481	-17.18±8.35	-16.19±3.79	0.481	4.93±2.68	4.61±2.21	0.912

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสรีรขณะเดียว , TP หมายถึง การสรีรขณะรอบ

sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : - external rotation, + internal rotation , หน่วย : องศา

จากตาราง 8 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง ในแกน X Y Z (Xop, Xtp, Yop, Ytp, Zop, Ztp) ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มการสรีรขณะเดียวกับการสรีรขณะรอบ ขณะดาวน์สวิงที่ 20% 40% 60% 80% และ 100% ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 23 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ในช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ชนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบ ลูก))

จากภาพประกอบ 23 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน X ของสวิงระนาบเดียวและสวิงสองระนาบ มีเปลี่ยนแปลงไม่มาก ตลอดระยะเวลา 40% ถึง 100% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน Y มีการเพิ่มขึ้นตามระยะเวลา 40% ถึง 100% โดยสวิงระนาบเดียวจะเพิ่มมากกว่าการสวิงสองระนาบ และค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z ระยะเวลา 20% ถึง 60% และการสวิงสองระนาบจะมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียว และมีการลดลงตามระยะเวลา 40% ถึง 100%

ตาราง 9 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีรวิทยาเดียวกันเกี่ยวกับสรีรวิทยา ช่วงเร่งหัวไม่

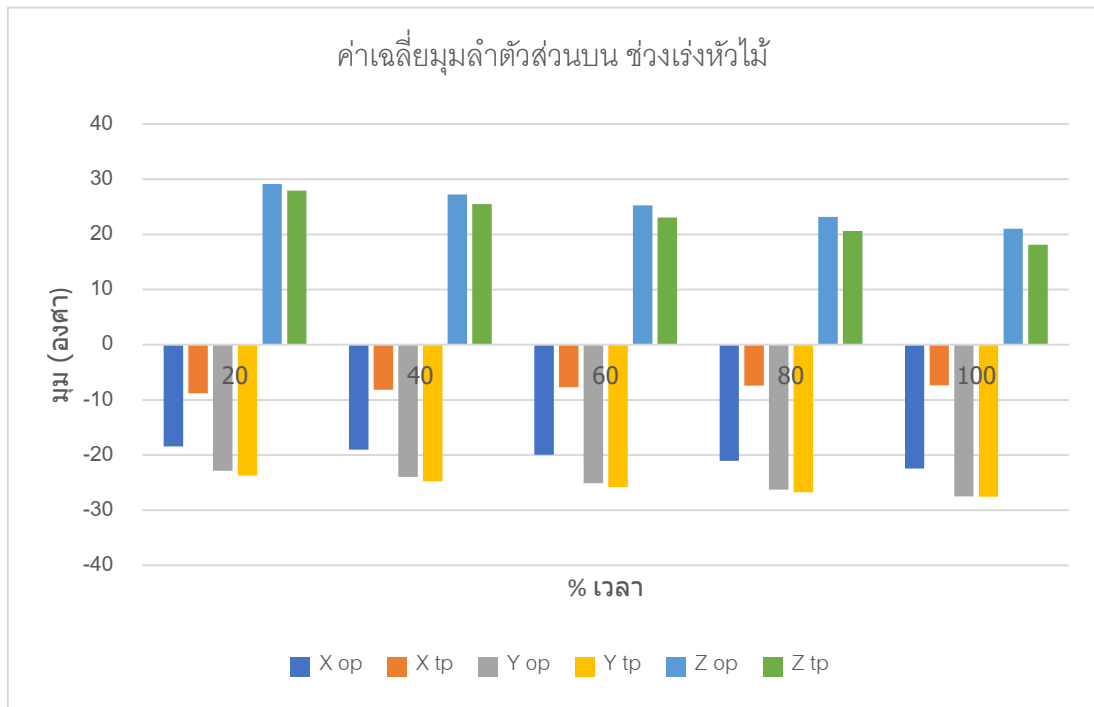
%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op},S.D.$	$\bar{X}_{tp},S.D.$		$\bar{X}_{op},S.D.$	$\bar{X}_{tp},S.D.$		$\bar{X}_{op},S.D.$	$\bar{X}_{tp},S.D.$	
20	-18.46±7.80	-8.79±19.39	0.481	-22.85±4.15	-23.69±2.76	0.393	29.17±4.31	27.91±1.90	0.414
40	-19.04±8.01	-8.16±21.79	0.481	-23.95±4.41	-24.78±3.32	0.280	27.24±4.04	25.49±2.21	0.250
60	-19.93±8.14	-7.68±24.21	0.481	-25.10±4.70	-25.79±3.89	0.393	25.25±3.78	23.06±2.87	0.162
80	-21.08±8.22	-7.40±26.51	0.481	-26.29±5.00	-26.73±4.45	0.631	23.18±3.56	20.60±3.82	0.135
100	-22.44±8.29	-7.36±28.55	0.481	-27.49±5.27	-27.58±4.97	0.971	21.04±3.44	18.11±4.98	0.143

*แตกต่างกัน้อยกว่าค่าสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสรีรวิทยาเดียว , TP หมายถึง การสรีรวิทยา

sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : - external rotation , + internal rotation , หน่วย

: องศา

จากตาราง 9 พบว่ากลุ่มการสรีรวิทยาเดียวกันกับการสรีรวิทยาที่ 20% 40% 60% 80% และ 100% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน ใน แกน X แกน Y และแกน Z (Xop, Xtp, Yop, Ytp, Zop,Ztp) ช่วงเร่งหัวไม่ ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 24 แสดงค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ในช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X แกน Y และแกน Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ชนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))

จากภาพประกอบ 24 พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน X ของสวิงระนาบเดียวมากกว่าการสวิงสองระนาบ ตลอดระยะเวลา 20% ถึง 100% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แกน Y มีการเพิ่มขึ้นตามระยะเวลา 20% ถึง 100% โดยสวิงสองระนาบจะเพิ่มมากกว่าการสวิงระนาบเดียว และค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z มีการลดลงตามระยะเวลา 20% ถึง 100% และการสวิงระนาบเดียวจะมีค่ามากกว่าการสวิงสองระนาบ

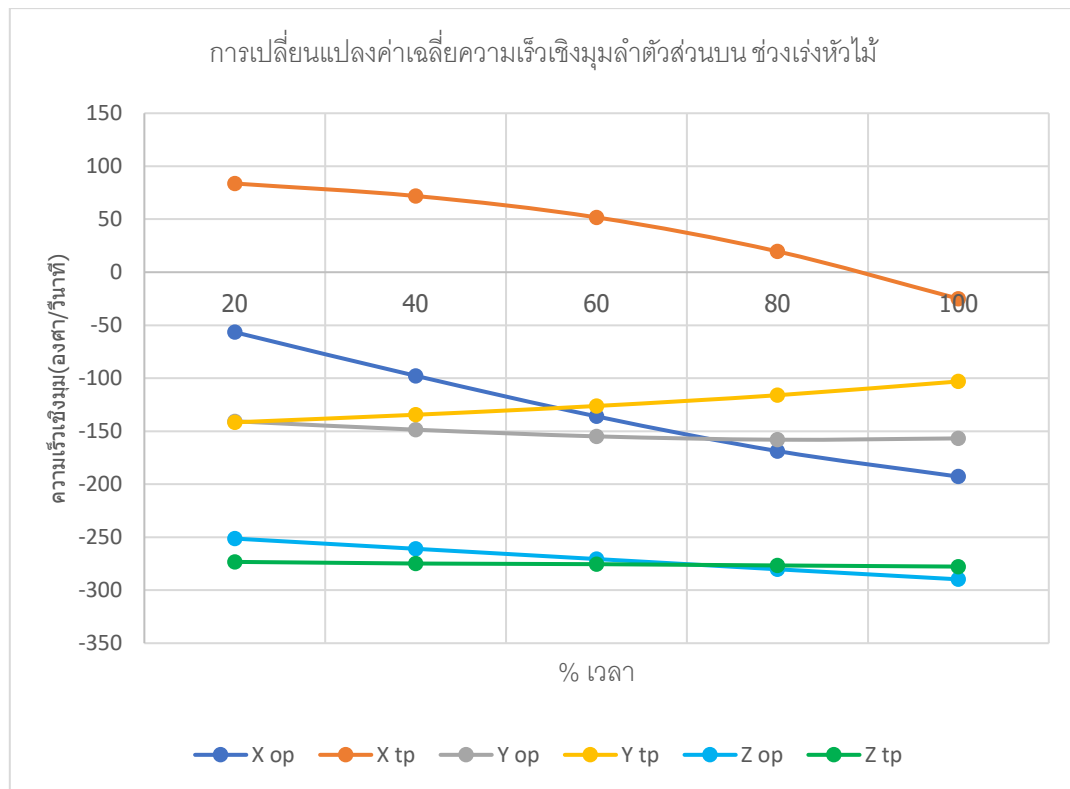
ตาราง 10 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน แกน X แกน Y และแกน Z ระหว่างสรีงระนาบเดียว กับ สรีงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม่

%เวลา	Sagittal plane (X)			Frontal plane (Y)			Transverse plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
20	-56.59±115.91	83.69±395.49	0.247	-140.61±57.14	-141.60±89.38	1.000	-251.28±35.29	-273.28±47.48	0.255
40	-97.72±136.99	71.91±396.78	0.227	-148.55±58.12	-134.45±90.86	0.796	-261.01±41.08	-274.73±61.39	0.564
60	-136.01±159.83	51.73±383.40	0.280	-154.84±56.35	-126.19±89.67	0.403	-270.63±49.41	-275.46±77.81	0.870
80	-168.72±177.98	19.64±360.34	0.190	-158.02±51.96	-116.03±86.61	0.205	-280.38±61.88	-276.52±96.06	0.916
100	-192.81±184.28	-24.95±341.57	0.165	-156.78±46.69	-103.04±84.04	0.099	-289.76±79.09	-277.72±115.37	0.789

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสรีงระนาบเดียว , TP หมายถึง การสรีงสองระนาบ

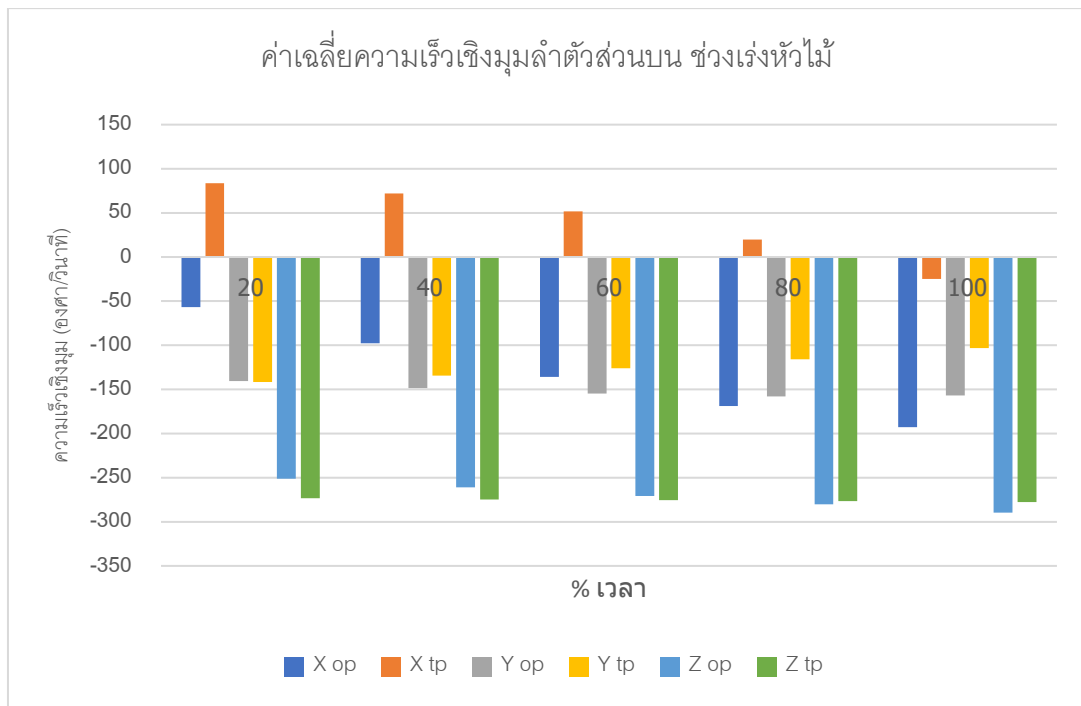
sagittal plane (X) : + flexion , - extension , frontal plane (Y) : - right lateral bending, + left lateral bending , transverse plane (Z) : + external rotation, - internal rotation , หน่วย : องศาวินาที

จากตาราง 10 พบว่ากลุ่มการสรีงระนาบเดียวกับการสรีงสองระนาบ ขณะดาวน์สรีงที่ 20% 40% 60% 80% และ100% ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในแกน X Y Z (Xop, Xtp, Yop, Ytp,Zop,Ztp) ช่วงเร่งหัวไม่ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 25 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))

จากภาพประกอบ 25 พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X ของการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จะมีความเร็วลดลง จากช่วงเวลา 20% ถึง 100% และค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Y ของการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จะมีความเร็วเพิ่มขึ้น จากช่วงเวลา 20% ถึง 100% โดยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในการสวิงสองระนาบจะเพิ่มขึ้นในอัตราที่รวดเร็วกว่าการสวิงระนาบเดียว



ภาพประกอบ 26 แสดงค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ (0 หมายถึง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น , 100 หมายถึง จังหวะเข้ากระทบลูก))

จากภาพประกอบ 26 พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Y จะมีค่ามากที่สุดในทุกระดับเวลา และค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X การสวิงระนาบเดียวจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นขณะเวลา 40% ถึง 100% ส่วนการสวิงสองระนาบจะมีค่าลดลงขณะเวลา 40% ถึง 100%

ตาราง 11 แสดงอัตราส่วนความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แนวแกน X แกน Y และแกน Z

%เวลา	ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง			ช่วงเร่งหัวไม้		
	X	Y	Z	X	Y	Z
20	1.00	4.44	0.14	1.48	1.01	1.09
40	0.72	70.35	5.28	0.74	0.91	1.05
60	0.71	1.17	0.97	0.38	0.81	1.02
80	0.98	0.97	1.35	0.12	0.73	0.99
100	7.81	1.18	1.15	0.13	0.66	0.96

อัตราส่วนความเร็วเชิงมุมการสวิงสองระนาบเทียบกับความเร็วเชิงมุมระนาบเดียว (Two plane :One plane)

จากตาราง 11 พบว่าอัตราส่วนความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบน ระหว่างกลุ่มการสวิงสองระนาบเทียบกับสวิงระนาบเดียว ขณะเวลาที่ 20% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง แกน Y มีค่ามากที่สุด (4.44 เท่า) ในช่วงเร่งหัวไม้ แกน X มีค่ามากที่สุด (1.48 เท่า) ขณะเวลาที่ 40% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง แกน Y มีค่ามากที่สุด (70.35 เท่า) ช่วงเร่งหัวไม้ แกน Z มีค่ามากที่สุด (1.05 เท่า) ขณะเวลาที่ 60% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง แกน Y มีค่ามากที่สุด (1.17 เท่า) ช่วงเร่งหัวไม้ แกน Z มีค่ามากที่สุด (1.02 เท่า) ขณะเวลาที่ 80% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง แกน Z มีค่ามากที่สุด (1.35 เท่า) ช่วงเร่งหัวไม้ แกน Z มีค่ามากที่สุด (0.99 เท่า) ขณะเวลาที่ 100% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง แกน X มีค่ามากที่สุด (7.81 เท่า) ช่วงเร่งหัวไม้ แกน Z มีค่ามากที่สุด (0.96 เท่า)

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลการศึกษาส่วนที่ 2

การศึกษาการจัดระเบียบร่างกายและส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงทางคิเนติกส์ ผู้วิจัยได้นำเสนอในรูปแบบตารางและภาพประกอบ ซึ่งแบ่งออกได้ 4 ตอนดังนี้

ตอนที่ 1 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวนสวิง

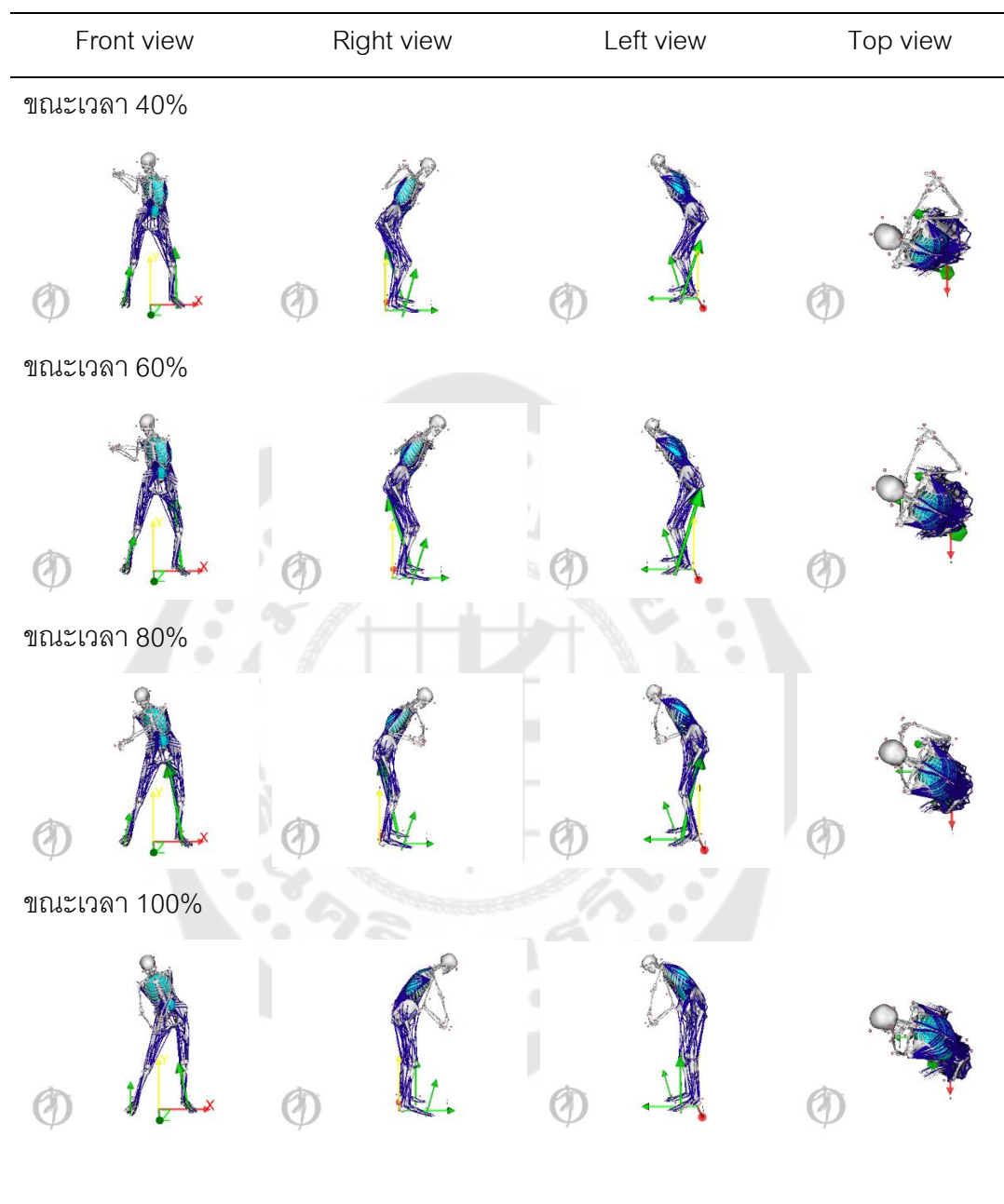
ตอนที่ 2 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น

ตอนที่ 3 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก

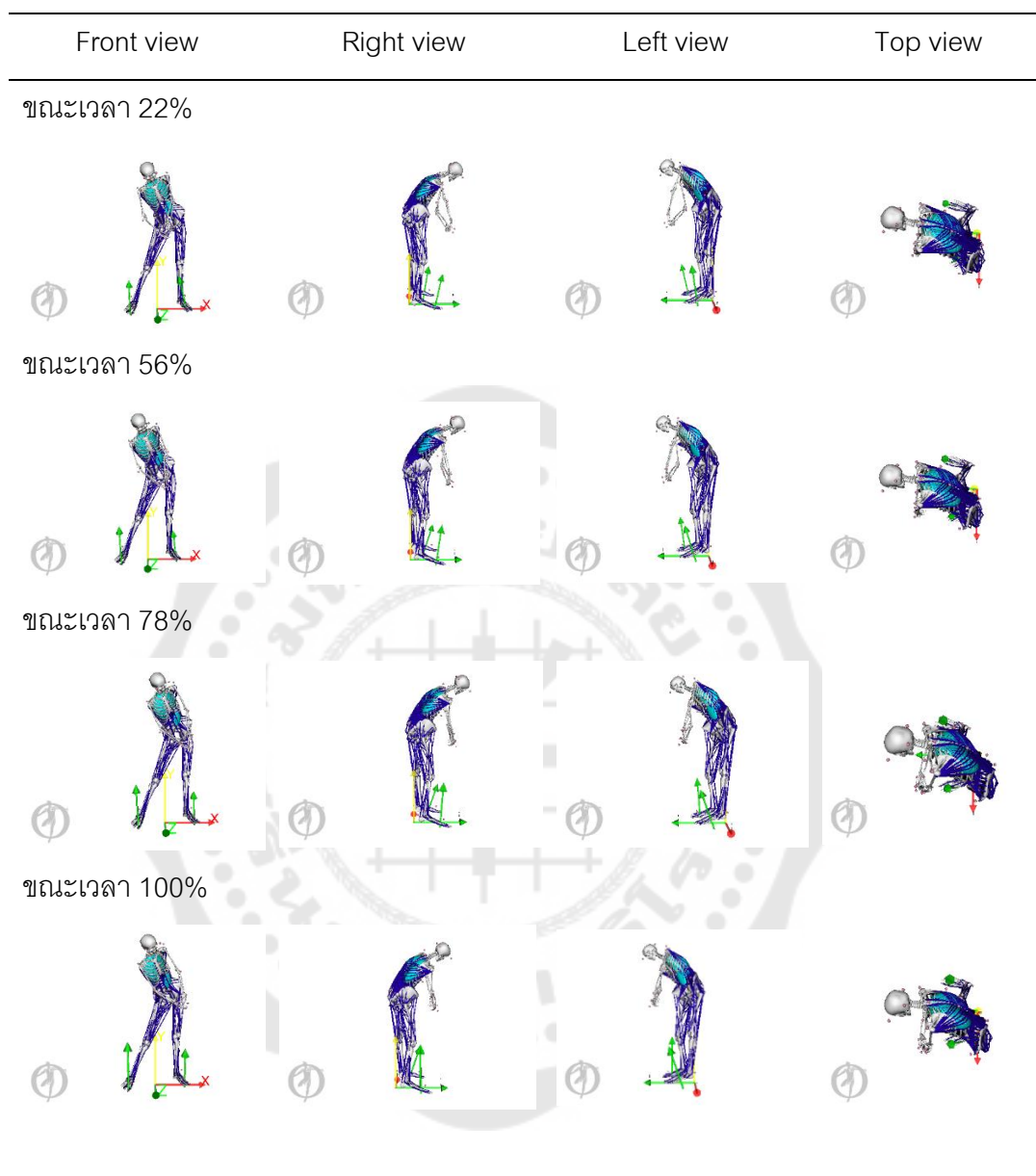
ตอนที่ 4 การวิเคราะห์การถดถอยพหุของปัจจัยที่มีต่อแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L4/5

แกน Y

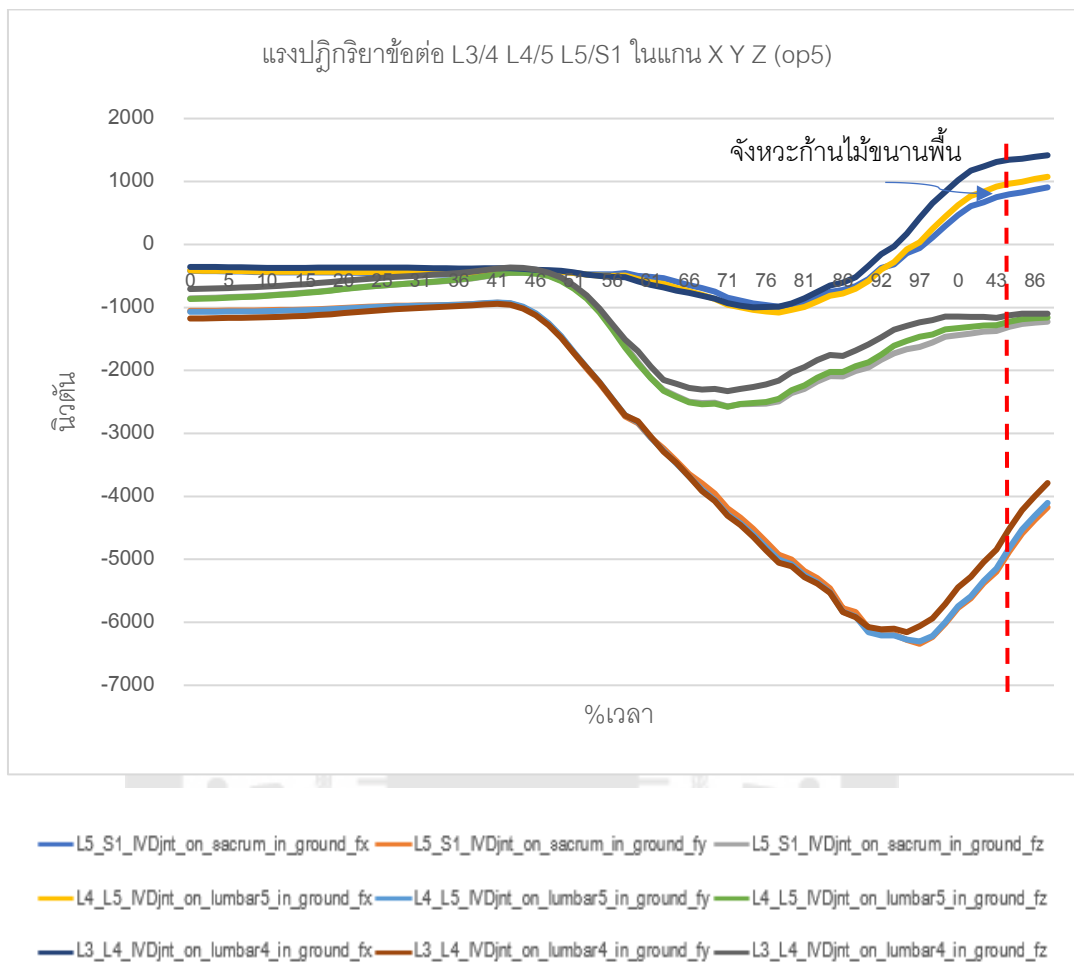




ภาพประกอบ 27 การเคลื่อนไหวของการสควิงสองระนาบ (Initial phase: (0-100%) (tp2)) จากช่วงเวลา 40% 60%, 80%, 100% ช่วงเริ่มต้นดาวน์สควิง

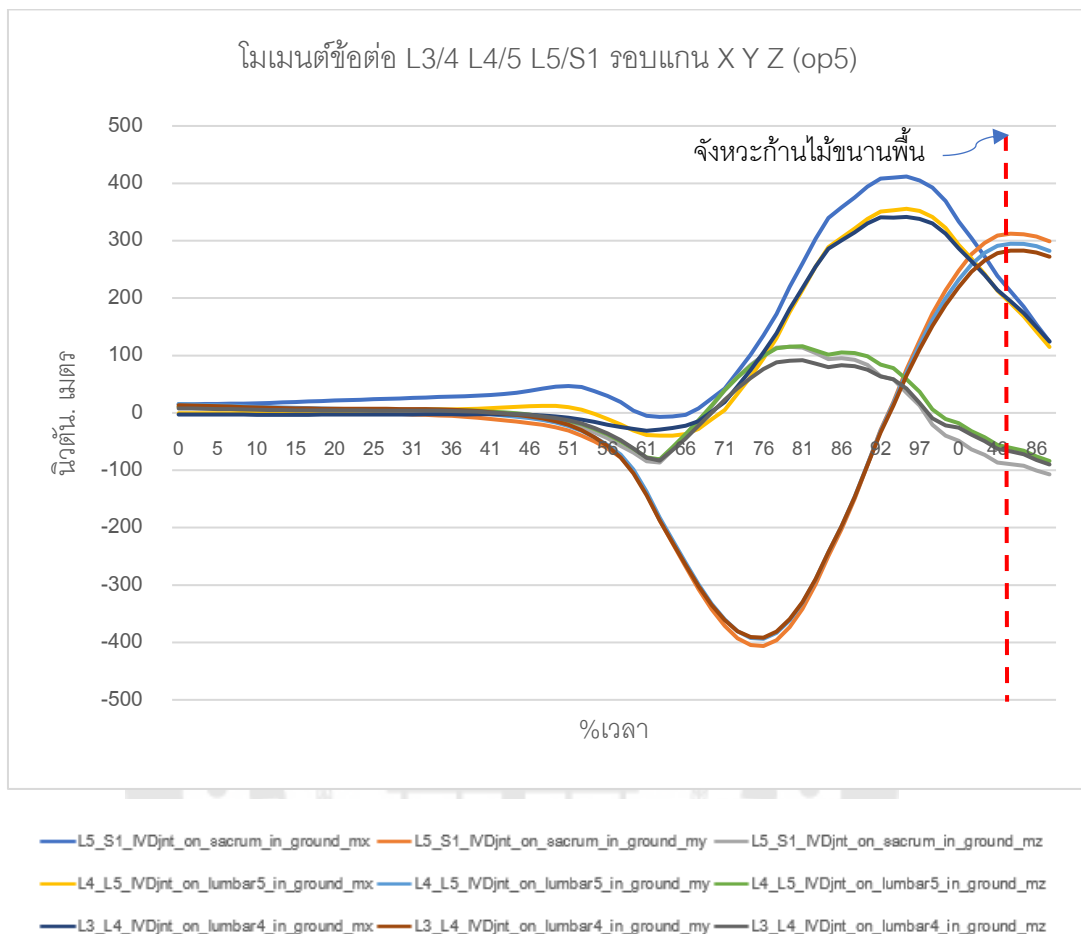


ภาพประกอบ 28 การเคลื่อนไหวก่อนการสวิงสองระนาบ (Acceleration phase: (0-100%) (tp2)) จากช่วงเวลา 40% 60%, 80%, 100% ช่วงเร่งหัวไม้



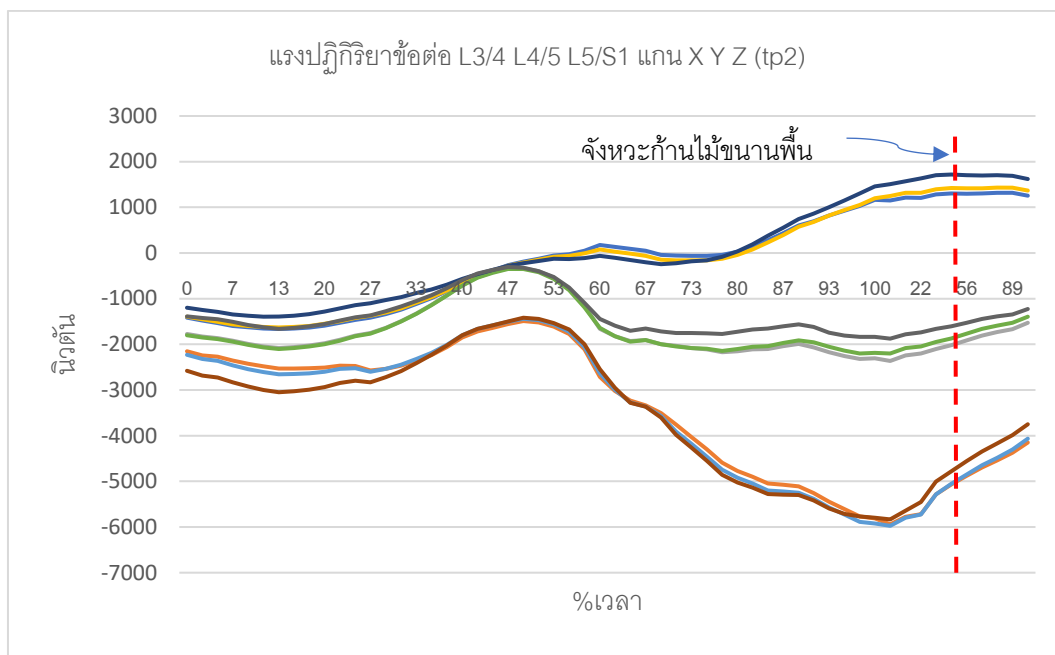
ภาพประกอบ 29 แสดงแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในแนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิง ระนาบเดียว (op5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)

จากภาพประกอบ 29 พบว่าการสวิงระนาบเดียวมีการเปลี่ยนแปลงแรงกดที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 เกิดขึ้นมากที่สุด ระหว่างเวลาที่ 80% ถึง 100% ของช่วงที่ 1 โดยเกิดแรงกดที่ข้อต่อ L4/5 มากที่สุด และที่ L3/4 และ L5/S1 รองลงมาตามลำดับ



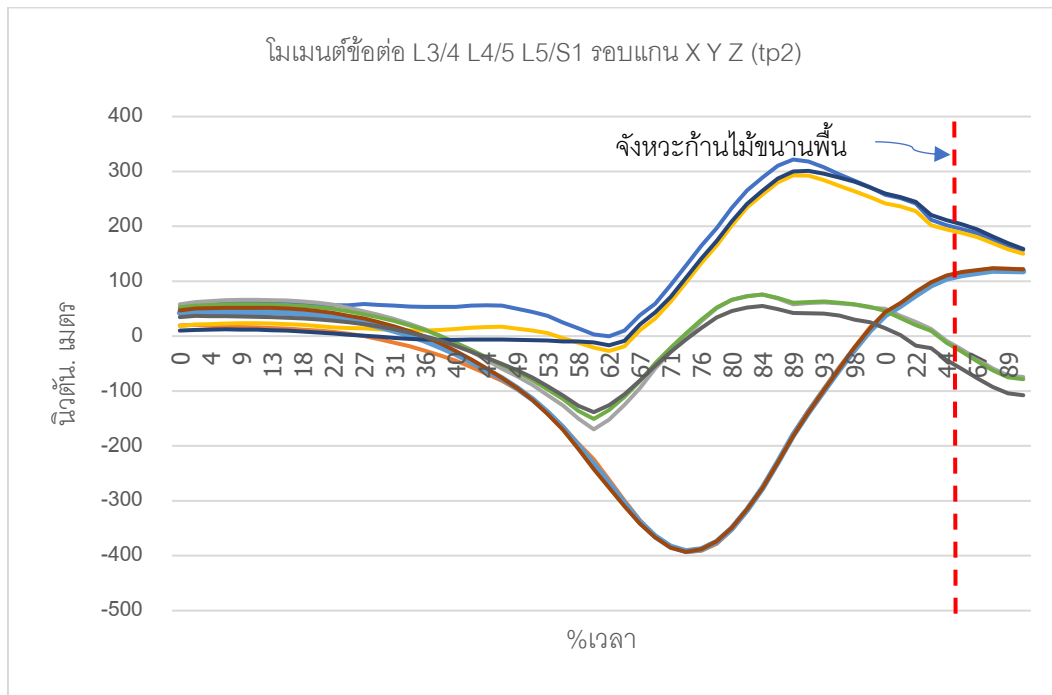
ภาพประกอบ 30 แสดงโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงระนาบเดียว (op5) (แกนเวลาดั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาดั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)

จากภาพประกอบ 30 พบว่าการสวิงระนาบเดียวมีการเปลี่ยนแปลงโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 เกิดขึ้น ระหว่างเวลาที่ 70% ถึง 100% ของช่วงที่ 1 โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงโมเมนต์รอบแกน Y มากที่สุด (ที่ข้อต่อ L3/4, L5/S1 และ L4/5 ตามลำดับ) รองลงมาคือ รอบแกน Z และรอบแกน X ตามลำดับ



ภาพประกอบ 31 แสดงแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในแนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงสองระนาบ (tp5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)

จากภาพประกอบ 31 พบว่าการสวิงสองระนาบมีการเปลี่ยนแปลงแรงกดที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 เกิดขึ้นมากที่สุด ระหว่างเวลาที่ 80% ถึง 100% ของช่วงที่ 1 โดยเกิดแรงกดที่ข้อต่อ L4/5 มากที่สุด และที่ L5/S1, L3/4 รองลงมาตามลำดับ และจะพบในแนวแกน Y มากที่สุด แกน Z และแกน X รองลงมาตามลำดับ



ภาพประกอบ 32 แสดงโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 แนวแกน X Y Z ของตัวอย่างการสวิงระนาบเดียว (tp5) (แกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 1 คือช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และแกนเวลาตั้งแต่ 0% ถึง 100% ช่วงที่ 2 คือช่วงเร่งหัวไม้)

จากภาพประกอบ 32 พบว่าการสวิงสองระนาบมีการเปลี่ยนแปลงโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 เกิดขึ้นระหว่างเวลาที่ 50% ถึง 100% ของช่วงที่ 1 โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงโมเมนต์รอบแกน Y มากที่สุด (ที่ข้อต่อ L5/S1, L3/4 และ L4/5 ตามลำดับ) รองลงมาคือ รอบแกน Z และรอบแกน X ตามลำดับ

ตาราง 12 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสรีงระนาบเดียวและการสรีงสองระนาบ ตลอดช่วงการดาวน์สรีง

ข้อต่อ	Transverse plane (Y)		
	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	-5239.40±913.99	-5572.64±785.66	0.436
L4/5	-5303.37±902.17	-5651.08±803.97	0.393
L5/S1	-5232.43±897.76	-5563.87±807.02	0.393

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05, OP หมายถึง การสรีงระนาบเดียว , TP หมายถึง การสรีงสองระนาบ

(Frontal plane (X) : + anteroposterior shear force ; Transverse plane (Y) : - compression , + tension ; Sagittal plane (Z) : +mediolateral shear force) , หน่วย : นิวตัน

จากตาราง 12 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน Y ระหว่างกลุ่มการสรีงระนาบเดียวกับการสรีงสองระนาบ จังหวะหัวไม่กระทบลูก ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตาราง 13 แสดงเปอร์เซ็นต์เวลาและแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของการสวิง ระบายเดี่ยวและการสวิงสองระนาบ ตลอดช่วงการดาวน์สวิง

รูปแบบ	ข้อต่อ L3/4		ข้อต่อ L4/5		ข้อต่อ L5/S1	
	%เวลา	แรงปฏิกิริยา	%เวลา	แรงปฏิกิริยา	%เวลา	แรงปฏิกิริยา
การสวิงระบายเดี่ยว						
สวิง 1	98	-4876.57 ^a	98	-5024.65 ^a	98	-5002.10 ^a
สวิง 2	89	-5325.91 ^a	89	-5427.24 ^a	91	-5431.82 ^a
สวิง 3	98	-5130.28 ^a	98	-5187.14 ^a	98	-5107.22 ^a
สวิง 4	98	-5209.40 ^a	98	-5258.93 ^a	98	-5205.65 ^a
สวิง 5	95	-6156.73 ^a	97	-6303.73 ^a	97	-6341.47 ^a
สวิง 6	98	-3130.11 ^a	98	-3303.71 ^a	98	-3288.45 ^a
สวิง 7	98	-4843.36 ^a	98	-4730.82 ^a	98	-4562.53 ^a
สวิง 8	96	-6058.38 ^a	98	-6124.90 ^a	98	-6021.42 ^a
สวิง 9	100	-5308.70 ^a	100	-5267.67 ^a	100	-5107.26 ^a
สวิง 10	100	-6354.54 ^a	100	-6404.91 ^a	100	-6256.43 ^a
การสวิงสองระนาบ						
สวิง 1	12	-5807.75 ^b	12	-5956.49 ^b	12	-5898.09 ^b
สวิง 2	10	-5832.61 ^b	10	-5973.92 ^b	10	-5940.86 ^b
สวิง 3	67	-3735.80 ^b	67	-3776.49 ^b	67	-3724.60 ^b
สวิง 4	82	-5353.85 ^b	82	-5479.54 ^b	82	-5349.45 ^b
สวิง 5	72	-6583.31 ^a	72	-6644.99 ^a	72	-6516.86 ^a
สวิง 6	84	-5973.31 ^a	87	-6093.81 ^a	87	-6030.41 ^a
สวิง 7	97	-4826.38 ^a	97	-4828.39 ^a	97	-4656.91 ^a
สวิง 8	88	-5829.61 ^a	88	-5926.22 ^a	88	-5837.15 ^a
สวิง 9	78	-5861.48 ^a	78	-5921.67 ^a	75	-5862.50 ^a
สวิง 10	67	-5922.30 ^a	67	-5909.29 ^a	67	-5821.84 ^a

a หมายถึง แรงปฏิกิริยาสูงสุดเกิดในช่วงเริ่มต้นสวิง, b หมายถึง แรงปฏิกิริยาสูงสุดเกิดในช่วงเร่งหัวไม้

จากตาราง 13 พบว่ารูปแบบการสวิงระนาบเดียว แรงปฏิกิริยาสูงสุดจะพบที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ในช่วงเริ่มต้นสวิง(100%) ในช่วงระยะเวลา 91% ถึง 100% แต่รูปแบบการสวิงสองระนาบแรงปฏิกิริยาสูงสุดจะพบในช่วงเริ่มต้นสวิง (60%) ในช่วงระยะเวลา 67% ถึง 97% และในช่วงเร่งหัวไม้ 40% ช่วงระยะเวลา 10% ถึง 82%



ตอนที่ 1 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและ
การสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง

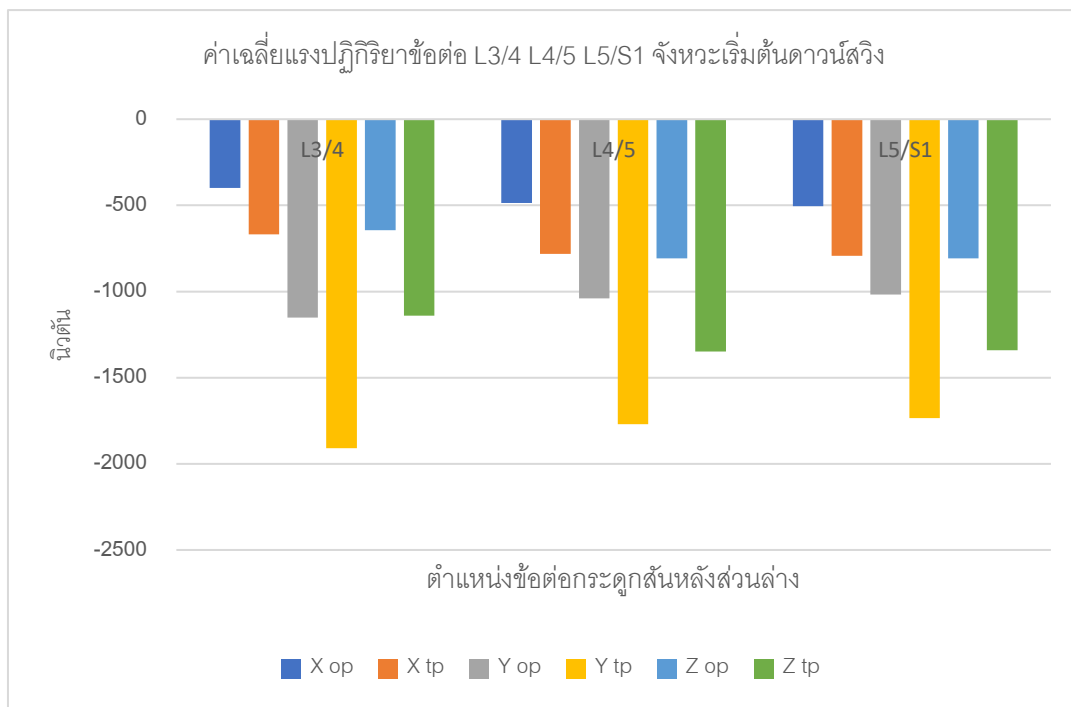
ตาราง 14 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิง
สองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง

ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	-399.28±233.22	-667.77±373.39	0.070	-1151.26±425.89	-1908.59 ±845.26	0.021*	-644.21±333.24	1139.50±578.02	0.031*
L4/5	-486.38±272.70	-781.86±456.56	0.096	-1039.37±321.69	-1770.82±756.97	0.012*	-808.43±444.44	-1348.93±690.91	0.052
L5/S1	504.51±281.29	-793.72±470.92	0.113	-1018.47±299.66	-1734.60±717.86	0.009*	-806.94±444.53	-1340.82±686.84	0.052

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05, OP หมายถึง การสวิงระนาบเดียว , TP หมายถึง การสวิงสองระนาบ

(Frontal plane (X) : + anteroposterior shear force , Transverse plane (Y) : - compression , + tension , Sagittal plane (Z) : +mediolateral shear force) , หน่วย : นิวตัน

จากตาราง 14 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 แกน Y และค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L4/5 L5/S1 แกน Y ระหว่างกลุ่มการสวิง
ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 33 แสดงค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 33 พบว่าข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 มีค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน X Y Z ของสวิงสองระนาบจะมากกว่าสวิงระนาบเดียว และค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 แกน Y มากที่สุด

ตาราง 15 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสัณฐานแบบเดียวและการสัณสอง

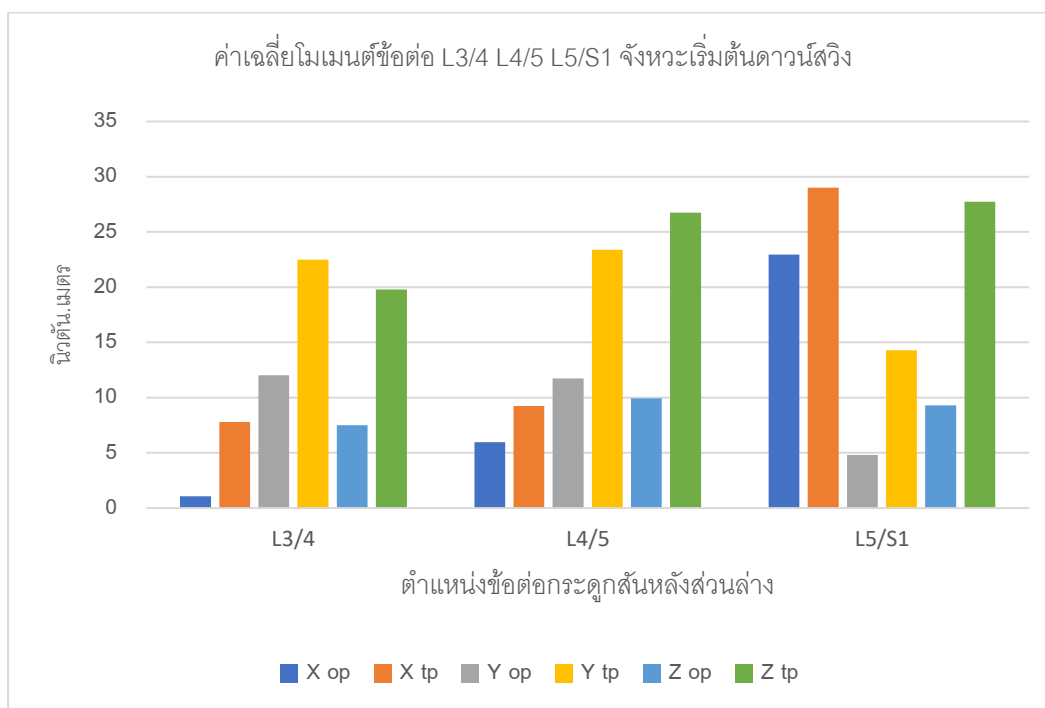
ระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวน์ลิง

ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	1.06±3.33	7.81±10.58	0.082	12.02±8.49	22.50±18.25	0.124	7.52±5.66	19.81±15.84	0.041*
L4/5	5.97±4.22	9.25±12.19	0.438	11.73±7.77	23.40±17.93	0.083	9.95±9.10	26.74±19.69	0.030*
L5/S1	22.96±7.90	29.02±22.62	0.440	4.81±4.65	14.28±16.22	0.105	9.31±10.66	27.75±21.94	0.033*

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสัณระนาบเดียว , TP หมายถึง การสัณสองระนาบ

(frontal plane (X) : + counterclockwise, - clockwise) ; Transverse plane (Y) : + counterclockwise, - clockwise) ; Sagittal plane (Z) : + counterclockwise, - clockwise) : หน่วย : นิวตัน. เมตร

จากตาราง 15 พบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5, L5/S1 รอบแกน Z ระหว่างกลุ่มการสัณระนาบเดียวกับการสัณสองระนาบ แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 34 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวนส์วิง (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 34 พบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y Z ของกลุ่มการสวิงสองระนาบมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียว และพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่ข้อต่อ L5/S1 รอบแกน X มีมากที่สุด ค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่ข้อต่อ L4/5 รอบแกน Y มีมากที่สุด และค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่ข้อต่อ L5/S1 รอบแกน Z มีมากที่สุด

ตอนที่ 2 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและ การสวิงสองระนาบจะหะก้านไม่ขนานพื้น

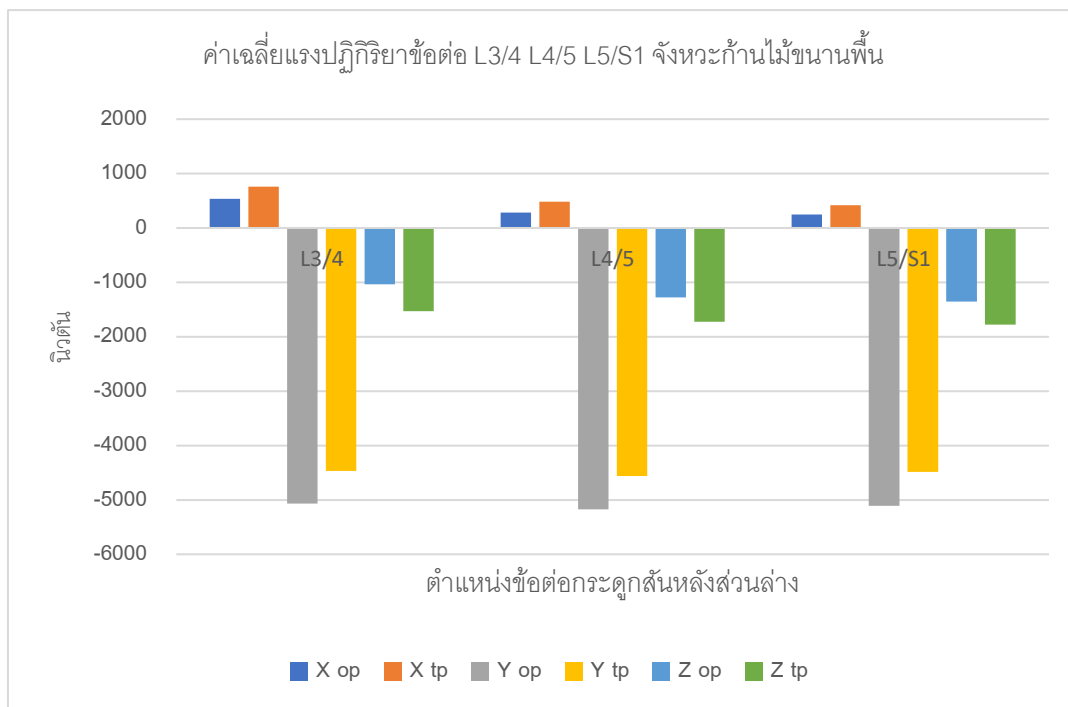
ตาราง 16 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหะก้านไม่ขนานพื้น

ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	533.99±370.95	758.01±521.51	0.283	-5065.10±894.03	-4469.40±1095.25	0.199	-1036.49±490.61	-1527.72±342.82	0.009*
L4/5	285.63±397.88	481.32±473.55	0.330	-5172.37±882.31	-4562.89±1141.92	0.198	-1275.33±602.62	-1726.05±404.52	0.065
L5/S1	249.45±377.53	415.60±473.41	0.397	-5106.95±864.15	-4485.87±1115.12	0.181	-1353.98±605.52	-1778.62±451.23	0.092

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05, OP หมายถึง การสวิงระนาบเดียว , TP หมายถึง การสวิงสองระนาบ

(Frontal plane (X) : + anteroposterior shear force , Transverse plane (Y) : - compression , + tension , Sagittal plane (Z) : +mediolateral shear force) , หน่วย : นิวตัน

จากตาราง 16 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 ในแกน Z ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 35 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิง ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิง ระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 35 พบว่าข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 มีค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน X Z ของสวิงสองระนาบจะมากกว่าสวิงระนาบเดียว ยกเว้น แกน Y ที่สวิงระนาบเดียวมากกว่าสวิงสองระนาบ และค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน X มากที่สุดที่ข้อต่อ L3/4 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน Y มากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5 ค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน Z มากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1

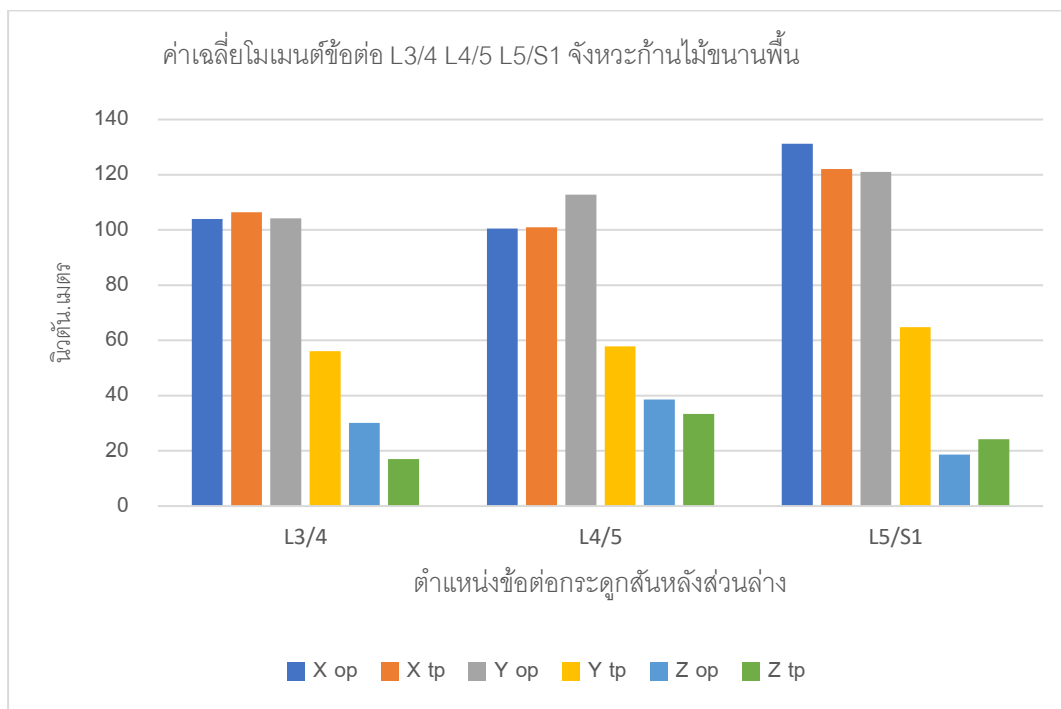
ตาราง 17 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสรีรระนาบเดียวและการ
สรีรสองระนาบ จังหวะก้านไม้นานพิน

ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	103.99±105.65	106.38±120.28	0.963	104.28±132.02	56.15±108.27	0.529	30.09±39.76	16.98±89.43	0.677
L4/5	100.48±115.73	100.94±117.55	0.993	112.75±131.25	57.80±108.61	0.393	38.65±46.65	33.44±92.78	0.876
L5/S1	131.19±125.46	122.05±119.57	0.869	121.06±132.89	64.84±109.24	0.436	18.72±51.48	24.26±94.81	0.873

*แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การสรีรระนาบเดียว , TP หมายถึง การสรีรสองระนาบ

(frontal plane (X) : + counterclockwise, - clockwise) ; Transverse plane (Y) : + counterclockwise, - clockwise) ; Sagittal plane (Z) : + counterclockwise, - clockwise) : หน่วย : นิวตัน เมตร

จากตาราง 17 พบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y Z ระหว่างกลุ่มการสรีรระนาบเดียวกับการสรีรสองระนาบ
จังหวะก้านไม้นานพิน ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 36 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 36 พบว่าพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Y ของกลุ่มการสวิงสองระนาบมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียว และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน X มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1 ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Y มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1 และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Z มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5

ตอนที่ 3 แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสั้งระนาบเดียวและการ
สั้งสองระนาบ จั้งหัวหัวไม่กะทะบลูก

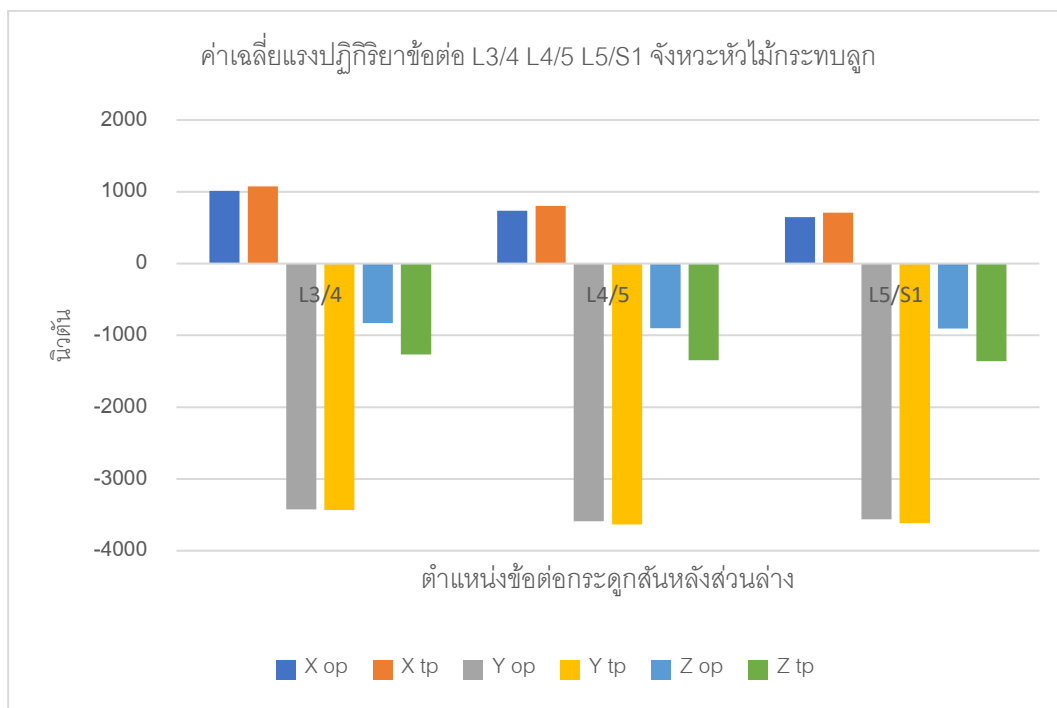
ตาราง 18 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสั้งระนาบเดียวและการสั้งสอง
ระนาบ จั้งหัวหัวไม่กะทะบลูก

ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	1010.59±436.07	1074.76±522.65	0.769	-3426.14±1158.12	-3433.72±1106.45	0.988	-830.10±241.68	-1267.83±444.08	0.014*
L4/5	737.81±407.34	803.90±481.44	0.744	-3590.91±1185.71	-3634.18±1108.57	0.934	-900.44±318.74	-1348.20±538.41	0.036*
L5/S1	646.23±384.96	711.71±456.24	0.733	-3560.51±1148.43	-3613.94±1092.09	0.916	-905.06±358.30	-1361.02±588.01	0.051

*แตกต่างกันนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05, OP หมายถึง การสั้งระนาบเดียว , TP หมายถึง การสั้งสองระนาบ

(Frontal plane (X) : + anteroposterior shear force , Transverse plane (Y) : - compression , + tension , Sagittal plane (Z) : + mediolateral shear force) , หน่วย : นิวตัน

จากตาราง 18 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 และ L4/5 แกน Z ระหว่างกลุ่มการสั้งระนาบเดียวกับการสั้งสองระนาบ จั้งหัวหัวไม่
กะทะบลูก ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 37 แสดงค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 37 พบว่าพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y Z ของกลุ่มการสวิงสองระนาบมีค่ามากกว่าการสวิงระนาบเดียว และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน X มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L3/4 ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Y มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5 และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Z มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1

ตาราง 19 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการวิ่งระนาบเดียวและการวิ่งสองระนาบ จังหวะหัวไม่กระทบลูก

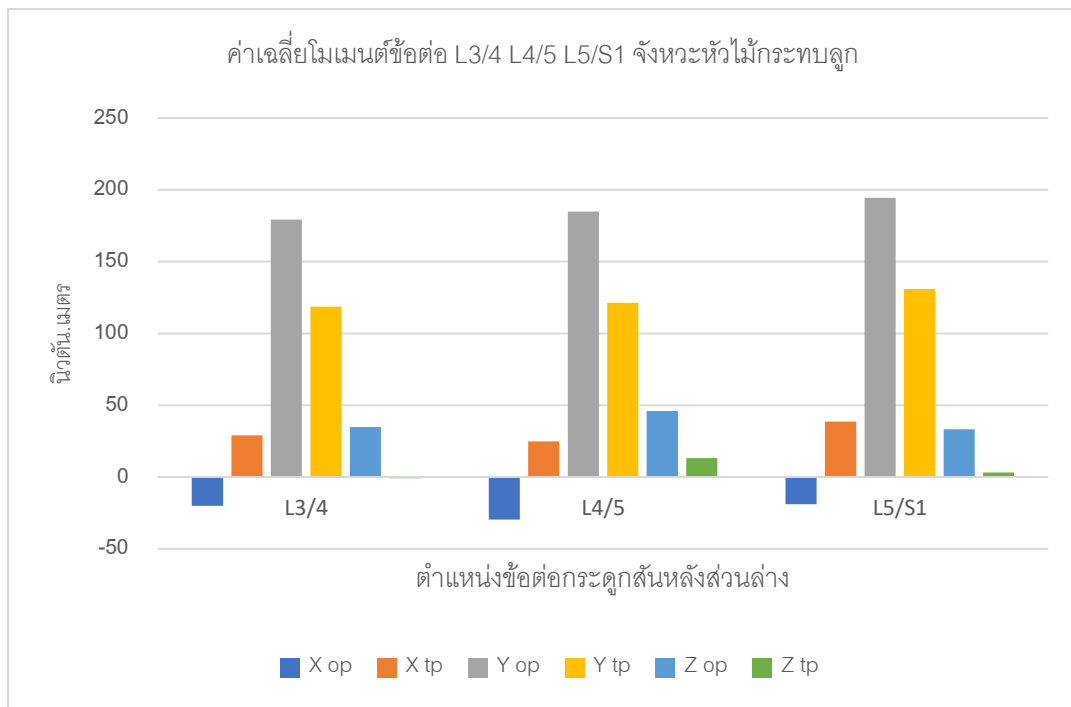
ข้อต่อ	Frontal plane (X)			Transverse plane (Y)			Sagittal plane (Z)		
	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value	OP	TP	P-value
	$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$		$\bar{X}_{op}, S.D.$	$\bar{X}_{tp}, S.D.$	
L3/4	-19.96±91.49	29.04±71.87	0.579	179.34±160.25	118.54±100.89	0.323	34.83±62.84	-0.87±85.74	0.302
L4/5	-29.70±91.95	24.81±72.45	0.158	184.80±164.30	121.40±99.86	0.311	45.95±61.77	13.26±88.20	0.350
L5/S1	-18.88±98.34	38.66±78.28	0.481	194.53±168.74	130.91±99.68	0.318	33.34±65.04	3.07±92.48	0.408

*แตกต่างกันมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 , OP หมายถึง การวิ่งระนาบเดียว , TP หมายถึง การวิ่งสองระนาบ

(frontal plane (X) : + counterclockwise, - clockwise) ; Transverse plane (Y) : + counterclockwise, - clockwise) ; Sagittal plane (Z) : + counterclockwise, - clockwise) :

หน่วย : นิวตัน. เมตร

จากตาราง 19 พบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน XYZ ระหว่างกลุ่มการวิ่งระนาบเดียวกับการวิ่งสองระนาบ จังหวะหัวไม่กระทบลูก ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05



ภาพประกอบ 38 แสดงค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง จังหวะหัวไม้กระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (โดย Xop, Yop, Zop หมายถึง แกน X Y Z การสวิงระนาบเดียว และ Xtp, Ytp, Ztp หมายถึง แกน X Y Z การสวิงสองระนาบ)

จากภาพประกอบ 38 พบว่าพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Y Z ของกลุ่มการสวิงระนาบเดียวมีค่ามากกว่าการสวิงสองระนาบ ยกเว้นค่าเฉลี่ยโมเมนต์ รอบแกน X และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน X มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1 ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Y มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1 และค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Z มีมากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5

ตอนที่ 4 การวิเคราะห์การถดถอยพหุของปัจจัยที่มีต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด
ข้อต่อ L45 แกน Y

ตาราง 20 ผลการวิเคราะห์การถดถอยพหุของปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L4/5 แกน Y

แหล่งความแปรปรวน	SS	df	MS	F	P-value
Regression	8160616.939	6	1360102.823	3.165	0.039*
Residual	5586409.832	13	429723.833		
Total	13747026.77	19			

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากตาราง 20 พบว่ามุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z , มุมลำตัวส่วนบน แกน X, มุมลำตัวส่วนบน แกน Y, มุมลำตัวส่วนบน แกน Z, X-factor (สูงสุด) และความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับแรงปฏิกิริยาสูงสุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตาราง 21 ผลการวิเคราะห์สมการถดถอยพหุของปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุด ข้อต่อ L4/5 แกน Y

ตัวแปร	b	SE	beta	t	P-value
ค่าคงที่	-1365.166	3373.744		-0.405	0.692
มุลำตัวส่วนล่างแกน Z	-985.494	297.756	-2.775	-3.310	0.006
มุลำตัวส่วนบนแกน X	-25.454	12.229	-0.655	-2.081	0.058
มุลำตัวส่วนบนแกน Y	234.600	102.135	1.375	2.297	0.039
มุลำตัวส่วนบนแกน Z	301.100	98.745	1.568	3.049	0.009
X-factor(สูงสุด)	208.323	69.678	1.736	2.990	0.010
ความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก	-332.600	105.019	-0.629	-3.167	0.007
R = 0.77 R ² = 0.594 adj R ² = 0.406 f = 3.165 p = 0.039					

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

วิเคราะห์สมการถดถอยพหุด้วยวิธี Backward elimination

จากตาราง 21 พบว่าตัวแปรที่สามารถทำนายแนวโน้มของแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L4/5 แกน Y คือ มุลำตัวส่วนล่าง แกน Z, X-factor (สูงสุด), มุลำตัวส่วนบน แกน Z, มุลำตัวส่วนบน แกน Y, มุลำตัวส่วนบน แกน X, ความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ถดถอยที่ปรับค่าแล้ว (beta) เท่ากับ -2.775, 1.736, 1.568, 1.375, -0.655 และ -0.629 ตามลำดับ โดยสมการถดถอยพหุสามารถร่วมกันทำนายแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L4/5 แกน Y ได้ร้อยละ 40.6 (adj R² = 0.406)

บทที่ 5

สรุปผล อภิปรายและข้อเสนอแนะ

สังเขปความมุ่งหมาย สมมุติฐาน และวิธีการศึกษาค้นคว้า

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยแบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วน โดยการศึกษาส่วนที่ 1 คือ การศึกษาคิเนมาติกส์ลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (พิจารณาจากมุมการขึ้นแบ็คสวิงสูงสุด) โดยเลือกกลุ่มตัวอย่างด้วยวิธีเฉพาะเจาะจง และแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ๆ ละ 5 คน กลุ่มที่ 1 ทำการตีลูกกอล์ฟด้วยหัวไม้หนึ่งเดียวกับการสวิงระนาบเดียว จำนวน 5 ครั้ง กลุ่มที่ 2 ทำการตีลูกกอล์ฟด้วยหัวไม้หนึ่งเดียวกับการสวิงสองระนาบ จำนวน 5 ครั้ง และคัดสวิงที่ดีกลุ่มละ 10 ครั้ง สำหรับการศึกษาส่วนที่ 2 คือ การนำข้อมูลทางคิเนมาติกส์จากการศึกษาส่วนที่ 1 มาศึกษาทางคิเนติกส์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลัง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

ความมุ่งหมายของงานวิจัย

การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1

1. เพื่อเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนล่าง ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ
2. เพื่อเปรียบเทียบความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ
3. เพื่อเปรียบเทียบมุมเอ็กซ์เฟกเตอร์ (X-factor) มุมระนาบวงสวิง ความเร็วหัวไม้ ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2

1. เพื่อเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ
2. เพื่อเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูก

สันหลังส่วนล่างระนาบ Transverse plane ระหว่างกลุ่มสรีรวิทยาเดียวกันกับสรีรวิทยาสองระนาบ

3. เพื่อศึกษาปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากรูปแบบการสวิง

สมมติฐานในการวิจัย

การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1

1. ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนบน ระยะการเคลื่อนไหวเชิงมุมลำตัวส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสรีรวิทยาเดียวกันกับสรีรวิทยาสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

2. ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ของช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ ระหว่างกลุ่มสรีรวิทยาเดียวกันกับสรีรวิทยาสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

3. มุมเอ็กซ์เฟกเตอร์ (X-factor) มุมระนาบวงสวิง ความเร็วหัวไม้ในจังหวะก้านไม้ ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

การวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2

1. แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง ช่วงเร่งหัวไม้ จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสรีรวิทยาเดียวกันกับสรีรวิทยาสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

2. แรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระนาบ Transverse plane ระหว่างกลุ่มสรีรวิทยาเดียวกันกับสรีรวิทยาสองระนาบ แตกต่างกันหรือไม่

3. ศึกษาปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากการสวิงทั้งสองรูปแบบ

วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้า

วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้าการศึกษาส่วนที่ 1

กลุ่มตัวอย่างกลุ่มที่ 1 ทำการสวิงระนาบเดียว และกลุ่มตัวอย่างกลุ่มที่ 2 ทำการสวิงสองระนาบ การเคลื่อนไหวจะถูกบันทึกภาพด้วยกล้องความเร็วสูง 10 ตัว และเครื่องวัดแรงกระแทก (Force plate) จำนวน 2 ตัว และคัดเลือกภาพการเคลื่อนไหวจากกลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ

10 สวิง ที่มีความชัดเจนและสมบูรณ์ทางเทคนิคภาพไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวซึ่งจะได้ตำแหน่งมาร์คเกอร์ 3 มิติ (X Y Z) และสร้างแกนอ้างอิงของกระดูกเชิงกราน ลำตัวส่วนล่าง และลำตัวส่วนบน และหามุมระหว่าง Proximal segment กับ Distal segment ด้วยวิธี Euler's angle การหมุนแบบ XYZ ในขณะเวลา 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ของช่วงเริ่มต้นสวิงและช่วงเร่งหัวไม้ และมุมเอ็กซ์แฟกเตอร์ (X-factor) มุมระนาบวงสวิง ความเร็วหัวไม้ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

วิธีการดำเนินการศึกษาค้นคว้าการศึกษาส่วนที่ 2

การศึกษาส่วนนี้ นำผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวการสวิงจากตำแหน่งมาร์คเกอร์ที่อยู่ในรูป 3 มิติ (X Y Z) ของกลุ่มที่ 1 การสวิงระนาบเดียวและกลุ่มที่ 2 การสวิงสองระนาบ กลุ่มละ 10 สวิง(จากส่วนที่ 1) ทำการวิเคราะห์ด้วยโมเดลจำลองกระดูกและกล้ามเนื้อ แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ในระนาบ Frontal plane, Sagittal plane, Transverse plane ในช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง ช่วงเร่งหัวไม้ จังหวะกระทบลูก ระหว่างกลุ่มสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ และสร้างสมการทำนายจากปัจจัยทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ที่มีผลต่อแรงปฏิกิริยาสูงสุดจากการสวิงทั้งสองรูปแบบ

สรุปผลการศึกษาค้นคว้า

สรุปผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1

การศึกษาส่วนที่ 1 การศึกษาคิเนมาติกส์ลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ (พิจารณาจากมุมการขึ้นแบ็คสวิงสูงสุด, ตาราง 4) โดยกลุ่มตัวอย่างแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ๆ ละ 5 คน กลุ่มที่ 1 ทำการตีลูกกอล์ฟด้วยหัวไม้หนึ่งด้วยการสวิงระนาบเดียว คนละ 5 ครั้ง กลุ่มที่ 2 ทำการตีลูกกอล์ฟด้วยหัวไม้หนึ่งด้วยการสวิงสองระนาบ คนละ 5 ครั้ง โดยคัดสวิงที่ดีกลุ่มละ 10 ครั้ง ผลการศึกษสรุปได้ดังนี้

1. การเปรียบเทียบขณะแบ็คสวิงสูงสุด พบว่าการสวิงสองระนาบสูงกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05
2. การเปรียบเทียบความเร็วหัวไม้ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น ระหว่างการสวิงระนาบเดียวสูงกว่าการสวิงสองระนาบอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05
3. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่าง แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง พบว่าเวลาที่ 20% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง การสวิงสองระนาบแกน Y มากกว่ากลุ่มการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

4. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิงระนาบเดียว กับสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาว์สวิง พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Z ขณะดาว์สวิงที่ 20%, 40%, 80% และ 100% มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

สรุปผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2

การศึกษาส่วนที่ 2 การศึกษาในเด็กสกีที่ข้อต่อ ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ที่อยู่ในรูป 3 มิติ (X Y Z) ของกลุ่มที่ 1 การสวิงระนาบเดียวและกลุ่มที่ 2 การสวิงสองระนาบ โดยเป็นข้อมูลที่ถูกเลือกมากลุ่มละ 10 สวิง(จากส่วนที่ 1) ทำการวิเคราะห์ด้วยโมเดลจำลองกระดูกและกล้ามเนื้อ ผลการศึกษาสรุปได้ดังนี้

1. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาว์สวิง พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 แกน Y แกน Z และค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L4/5 และ L5/S1 แกน Y ในการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

2. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของโมเมนต์ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาว์สวิง พบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Z ในการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

3. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขวานขึ้น พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 แกน Z ในการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

4. การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง ระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L3/4 และ L4/5 แกน Z ในการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

5. วิเคราะห์การถดถอยพหุด้วยปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อแรงปฏิกิริยาข้อต่อ L4/5 แกน Y พบว่ามุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z, X-factor (สูงสุด), มุมลำตัวส่วนบน แกน Z, มุมลำตัวส่วนบน แกน Y, มุมลำตัวส่วนบน แกน X, ความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับแรงปฏิกิริยา

อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และได้สมการถดถอยพหุสมารถทำนายแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ L45 แกน Y ได้ร้อยละ 40.6 ดังนี้

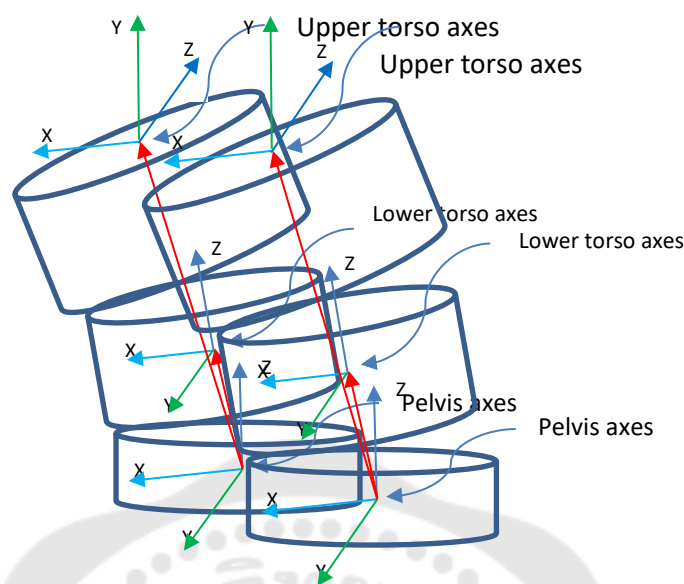
$$= (-1365.166) - 985.494(\text{มุมลำตัวส่วนล่างแกน Z}) - 25.454(\text{มุมลำตัวส่วนบนแกน X}) + 234.6(\text{มุมลำตัวส่วนบนแกน Y}) + 301.1(\text{มุมลำตัวส่วนบนแกน Z}) + 208.323(\text{X-factor(สูงสุด)}) - 332.6(\text{ความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก})$$

อภิปรายผลการวิจัย

อภิปรายผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 1

การศึกษาส่วนที่ 1 ผู้วิจัยได้ศึกษาคิเนมาติกส์ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ โดยผู้วิจัยแบ่งการอภิปรายผลออกเป็น 2 หัวข้อ โดยมีรายละเอียดดังนี้

การเคลื่อนไหวของการสวิงกอล์ฟจะเริ่มตั้งแต่การจัดระเบียบร่างกายพร้อมก่อนการสวิง จากนั้นเป็นการขึ้นแบ็คสวิง แบ็คสวิงสูงสุด และการดาวน์สวิงลงมาถึงจังหวะหัวไม้เข้ากระทบลูก ลักษณะของการสวิงทั้งสองรูปแบบใช้การสร้างระนาบการสวิงขึ้นเพื่ออ้างอิงเส้นทางการเคลื่อนที่ของหัวไม้ให้อยู่กับกรอบของระนาบขึ้นแบ็คสวิงกับระนาบดาวน์สวิง ซึ่งหมายถึงในช่วงดาวน์สวิง ระนาบขึ้นแบ็คสวิงจะต้องเข้ามาเป็นระนาบเดียวกันกับระนาบดาวน์สวิง ซึ่งจะแสดงถึงความแม่นยำของการเข้ากระทบลูกของหัวไม้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ การเปลี่ยนทางคิเนมาติกส์เพื่อจัดระเบียบของร่างกายให้สอดคล้องกันนี้ (ภาพประกอบ 38) จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญต่อผลการสวิงในแต่ละรูปแบบการสวิง และความแตกต่างของรูปแบบการสวิงพิจารณาจากมุมขณะแบ็คสวิงสูงสุดเป็นสิ่งที่กำหนด (ตาราง 4)



ภาพประกอบ 39 มุมแกนอ้างอิงของแต่ละ segment ของ One plane, Two plane

**คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ระหว่างสวิง
ระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ช่วงเริ่มต้นดาวนส์สวิง**

มุมลำตัวส่วนล่าง มุมลำตัวส่วนบนของร่างกาย

การเปลี่ยนทางคิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แกน X Y Z เพื่อจัดระเบียบของร่างกายนั้นนับว่าเป็นส่วนสำคัญต่อการปรับระนาบดาวนส์สวิงเข้าสู่ระนาบแบ็คสวิง ซึ่งช่วงต้นดาวนส์สวิงจะเป็นการเคลื่อนไหวที่นับจากจุดสูงสุดของแบ็คสวิงสู่ดาวนส์สวิง โดยกลไกของร่างกาย และถ่ายเทไปสู่หัวไม้ จึงต้องควบคุมการเคลื่อนไหวร่างกายส่วนแกนกลางให้มีความมั่นคงและคงเส้นคงวามากที่สุด จากการศึกษามุมลำตัวส่วนล่าง แกน X Y Z แต่ละช่วงเวลาในช่วงเริ่มต้นดาวนส์สวิง พบว่าช่วงเวลา 20% ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่างแกน Y ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 (p -value = 0.003) แต่มุมการก้ม-เงย (แกน X) และมุมการหมุนลำตัวส่วนล่าง (แกน Z) ไม่มีความแตกต่างกันในทุกช่วงเวลา และพบว่าการสวิงสองระนาบมีค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนล่างมากกว่าการสวิงระนาบเดียวตั้งแต่ช่วงเวลา 20% ถึง 80% (ตาราง 5) และการศึกษามุมลำตัวส่วนบน แกน X Y Z แต่ละช่วงเวลา ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ในทุกช่วงเวลา แต่พบค่าเฉลี่ยของมุมลำตัวส่วนบน ในแกน X, Y ของการสวิงระนาบเดียวมากกว่าการสวิงสองระนาบเล็กน้อย ยกเว้น แกน Z ที่การสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวเล็กน้อย (ตาราง 4, ตาราง 6 ภาพประกอบ 20) ทั้งนี้เนื่องมาจากการสวิงสองระนาบในช่วงเริ่มต้นดาวนส์สวิง

การสวิงสองระนาบมีมุมการขึ้นแบ็คสวิงสูงสุด (12.81 ± 2.64 องศา) ที่ชันกว่าการสวิงระนาบเดียว (4.78 ± 3.30 องศา) (ตาราง 4) จึงส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงมุมระนาบการสวิงช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง (ตาราง 4) พบว่าความแตกต่างของมุมระนาบบน (Upper plane) ของทั้งสองรูปแบบไม่มีความแตกต่างกัน และค่าเฉลี่ยความแตกต่างของมุมระนาบล่าง (Lower plane) ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว (-3.23 ± 3.40 , 0.32 ± 5.03) แสดงว่าในช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง การสวิงสองระนาบจะมีระนาบดาวนสวิงต่ำกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง โดยมีมุมการดาวนสวิงต่ำกว่ามุมการขึ้นแบ็คสวิง (มีค่า -) จึงส่งผลทำให้ระนาบดาวนสวิงมีลักษณะเป็นวงที่แบนกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง ส่วนการสวิงระนาบเดียวจะมีระนาบดาวนสวิงมากกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง โดยมีมุมการดาวนสวิงมากกว่าเล็กน้อยกับมุมการขึ้นแบ็คสวิง (มีค่า +) จึงส่งผลทำให้ระนาบดาวนสวิงมีลักษณะเป็นวงที่ชันกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าในช่วงเริ่มต้นดาวนสวิง การสวิงสองระนาบจะมีระนาบวงสวิงที่แบนกว่าการสวิงระนาบเดียว ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาการจัดระเบียบร่างกายระหว่างการสวิง Modern swing and Classic swing ในช่วงดาวนสวิง (A. McHardy, Pollard, & Bayley, 2006) ดังนั้นการสวิงสองระนาบจึงส่งผลให้เกิดการเอียงลำตัวส่วนล่างมากกว่า การก้มลำตัวที่มากกว่าและการก้มลำตัวจะมากขึ้นในทุกขณะเวลา และมุมการหมุนลำตัวส่วนล่างจะมากกว่ารูปแบบการสวิงระนาบเดียว (ภาพประกอบ 19)

ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนของร่างกาย

การเปลี่ยนแปลงด้านความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ซึ่งเป็นหนึ่งในปัจจัยของการสร้างความเร็วของร่างกายเพื่อสร้างกลไกต่อการถ่ายโอนแรงไปสู่หัวไม้ ให้เกิดความเร็วมากขึ้นในขณะเข้ากระทบลูก ซึ่งช่วงนี้เป็นช่วงการส่งผ่านจากจุดเกือบหยุดนิ่งสู่การสร้างความเร็วของหัวไม้ และจากการศึกษาความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ช่วงเริ่มต้นดาวนสวิงระหว่างสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในแกน Z ขณะเวลา 20% ($p = 0.000^*$), 40% ($p = 0.036$), 80% ($p = 0.009$) และ 100% ($p = 0.021$) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และเมื่อพิจารณาจากค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Z ของการสวิงสองระนาบจะมีการหมุนตัวเร็วกว่าการสวิงระนาบเดียวจากช่วงเวลา 40% ถึง 100% และโดยการสวิงระนาบเดียวจะมีการก้มลำตัว (แกน X) เร็วกว่าสวิงสองระนาบจากช่วงเวลา 40% ถึง 80% และสวิงสองระนาบมีการเอียงลำตัวด้านข้างขวา (Right lateral bending, แกน Y) เร็วกว่ารูปแบบการสวิงระนาบเดียวจากช่วงเวลา 20% ถึง 100% (ภาพประกอบ 21, 22) ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่าการสวิงสองระนาบจะการใช้การหมุนลำตัวส่วนบนเป็น

สำคัญในการดาวน์สวิง จึงเป็นช่วงระยะความเสี่ยงการสวิง (Risk Swing Zone; RSZ) ของนักกอล์ฟระดับอาชีพและนักกอล์ฟสมัครเล่นทุกคน

คิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แขน X Y Z ระหว่างสวิง ระนาบเดียวกับสวิงสองระนาบ ช่วงเร่งหัวไม้

มุมลำตัวส่วนล่าง มุมลำตัวส่วนบนของร่างกาย

การเปลี่ยนทางคิเนมาติกส์ของลำตัวส่วนล่าง ลำตัวส่วนบน แขน X Y Z เพื่อจัดระเบียบของร่างกายนั้น นับว่าเป็นส่วนสำคัญมากต่อการปรับระนาบแบ็คสวิงกับระนาบดาวน์สวิง ให้เป็นระนาบที่ใกล้เคียงกันให้มากที่สุด ซึ่งช่วงเร่งหัวไม้จะเป็นการเคลื่อนไหวที่ต่อเนื่องมาจากช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิงและเป็นช่วงที่ควบคุมหัวไม้ให้เข้ากระทบลูกอย่างมีประสิทธิภาพ จึงต้องควบคุมการเคลื่อนไหวร่างกายส่วนแกนกลางให้มีความมั่นคงและคงเส้นคงวามากที่สุดจากการศึกษามุมลำตัวโดยรวมซึ่งผลที่ได้จากการวิเคราะห์ พบว่ามีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยของโรเบลและคณะ (Wrobel et al., 2012) แต่งานของโรเบล ไม่ได้บอกถึงรูปแบบของการสวิงที่ใช้ในการศึกษาอย่างชัดเจน ผู้วิจัยคาดว่าน่าจะเป็นวงสวิงปกติโดยเฉพาะของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคน และผลการ วิจัยนี้พบว่ามุมลำตัวส่วนล่าง แขน X Y Z แต่ละช่วงเวลา พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แขน X Y Z ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ ขณะเวลา 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 แต่ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนล่าง แขน X (การก้ม-เงย) ของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียวและมีลักษณะค่อนข้างคงที่ตลอดช่วงเวลา 40% ถึง 100% มุมการหมุนลำตัวส่วนล่าง แขน Y (การเอียงลำตัวด้านข้าง) ของการสวิงระนาบเดียวมากกว่าการสวิงสองระนาบเดียวและมีลักษณะเพิ่มขึ้นตามช่วงเวลา 40% ถึง 100% และมุมการหมุนลำตัวส่วนล่าง แขน Z (การหมุนลำตัว) ของการสวิงสองระนาบเดียวมากกว่าการสวิงระนาบเดียวและมีลักษณะลดลงตั้งแต่ช่วงเวลา 40% ถึง 100% (ตาราง 8, ภาพประกอบ 23) และการศึกษามุมลำตัวส่วนบน แขน X Y Z แต่ละช่วงเวลา พบว่าค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แขน X Y Z ระหว่างกลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบขณะเวลา 20%, 40%, 60%, 80% และ 100% ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 แต่ค่าเฉลี่ยมุมลำตัวส่วนบน แขน X ของรูปแบบการสวิงระนาบเดียวมีการเงยลำตัวมากกว่าการสวิงสองระนาบตลอดช่วงเวลา 20% ถึง 100% (จังหวะหัวไม้กระทบลูก) มุมการหมุนลำตัวส่วนล่างแกน Y ของการสวิงสองระนาบมีการเอียงลำตัวด้านข้างขวา (Right lateral bending) มีลักษณะใกล้เคียงกันกับการสวิงระนาบเดียวซึ่งมีการเอียงลำตัวเพิ่มมากขึ้นตามช่วงเวลา 20% ถึง 100% (จังหวะหัวไม้กระทบลูก) และมุมการหมุนลำตัวส่วนล่างแกน Z ของการสวิงระนาบเดียวมีการหมุนลำตัว (Internal rotation) มากกว่าการสวิงสองระนาบ

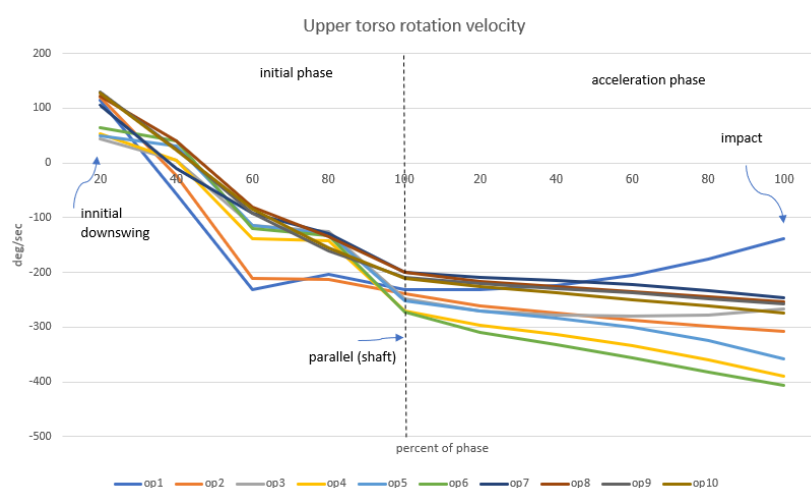
และมีลักษณะลดลงตั้งแต่ช่วงเวลา 20% ถึง 100% (จังหวะหัวไม้กระทบลูก) (ตาราง 9, ภาพประกอบ 24) ทั้งนี้เนื่องมาจากการสวิงสองระนาบมีมุมการขึ้นแบ็คสวิงสูงสุด (12.81 ± 2.64 องศา) ที่ชันกว่าการสวิงระนาบเดียว (4.78 ± 3.30 องศา) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 จึงส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงมุมของระนาบการสวิงช่วงเร่งหัวไม้ (ตาราง 4) พบว่าความแตกต่างของมุมระนาบล่าง (Lower plane) ของทั้งสองรูปแบบไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติที่ระดับ 0.05 และค่าเฉลี่ยความแตกต่างของมุมระนาบล่าง (Lower plane) ของการสวิงระนาบเดียวต่ำกว่าการสวิงสองระนาบ (-5.59 ± 5.92 , -5.52 ± 2.65) แสดงว่าในช่วงเร่งหัวไม้ การสวิงระนาบเดียวจะมีระนาบดาวน์สวิงต่ำกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง โดยมีมุมการดาวน์สวิงน้อยกว่ามุมการขึ้นแบ็คสวิง (มีค่า -) จึงส่งผลทำให้ระนาบดาวน์สวิงมีลักษณะเป็นวงที่แบนกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิง ส่วนการสวิงสองระนาบจะมีระนาบดาวน์สวิงต่ำกว่าระนาบขึ้นแบ็คสวิงเช่นเดียวกัน โดยมีมุมการดาวน์สวิงน้อยกว่ามุมการขึ้นแบ็คสวิง (มีค่า -) จึงส่งผลทำให้ระนาบดาวน์สวิงมีลักษณะเป็นวงที่แบนกว่าระนาบการขึ้นแบ็คสวิง ซึ่งระนาบวงสวิงของทั้งสองรูปแบบจะมีระนาบวงสวิงที่แบนเช่นเดียวกัน ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าในช่วงเร่งหัวไม้การสวิงระนาบเดียวจะมีการเอนลำตัวส่วนบนมากกว่า มีการเอียงลำตัวส่วนบนที่มีลักษณะใกล้เคียงกัน และมีการหมุนลำตัวส่วนบนมากกว่าการสวิงสองระนาบ

ความเร็วเชิงมุมของลำตัวส่วนบนของร่างกาย

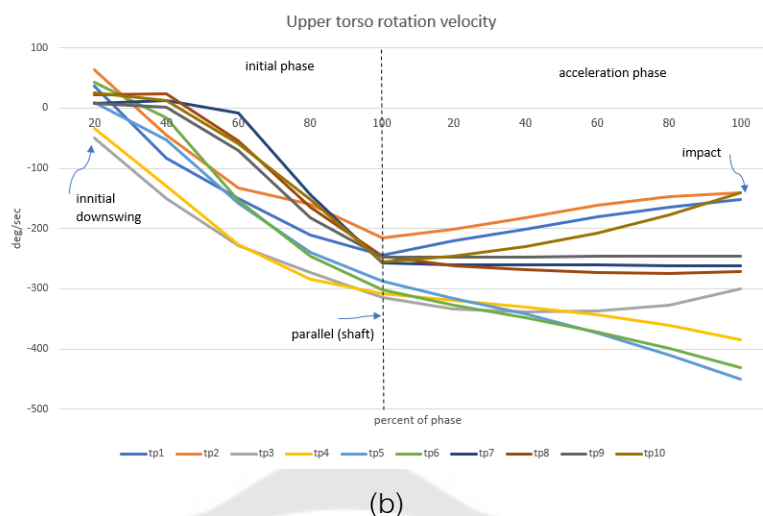
การเปลี่ยนแปลงด้านความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน X Y Z ซึ่งเป็นหนึ่งในปัจจัยของการสร้างความเร็วของร่างกายเพื่อสร้างและรักษาความเร็วของหัวไม้ที่เกิดขึ้น ซึ่งช่วงเร่งหัวไม้จึงเป็นช่วงของการจัดระเบียบกลไกร่างกายเพื่อควบคุมหัวไม้เข้าสู่จุดกระทบลูก และจากการศึกษาความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ช่วงเร่งหัวไม้ระหว่างการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน ในแกน X Y Z ขณะเวลา 20%, 40%, 80% และ 100% ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 แต่พบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แนวแกน X ของการสวิงระนาบเดียวมีการเอนลำตัวส่วนบนเร็วกว่ามีการเอียงลำตัวส่วนบน แนวแกน Y (Right lateral bending) เร็วกว่าการสวิงสองระนาบ (ซึ่งมีการเอียงลำตัวส่วนบนกลับด้านไปทางซ้าย (Left lateral bending)) มีการหมุนลำตัวเข้าด้านใน (Internal rotation) แนวแกน Z เร็วกว่าการสวิงสองระนาบ (ความเร็วจะเพิ่มมากขึ้นเมื่อหัวไม้เข้าสู่จุดกระทบลูก) ส่วนในการสวิงสองระนาบกับมีความเร็วเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเมื่อใกล้จุดกระทบลูก (ตาราง 10, ภาพประกอบ 25, 26) ซึ่งสอดคล้องกับการวิจัยของชูและคณะ (Chu et al., 2010) พบว่าการก้มลำตัวไปทางด้าน หน้า (Forward tilt) การเอียงลำตัวด้านข้าง (Lateral bending)

ความเร็วของการเอียงลำตัว (Lateral bending velocity) มุมที่แตกต่างระหว่างหัวไหล่กับกระดูกเชิงกราน (X - factor) และความเร็วของการหมุนลำตัว (Upper torso rotation velocity) จะมีความสัมพันธ์เชิงบวกกับความเร็วของหัวไม้ในการสวิง จึงสามารถสรุปได้ว่ารูปแบบการสวิง ระบายเดียว จะใช้การก้มลำตัวต่อเนื่อง และเอียงลำตัวเพิ่มขึ้นพร้อมกับการหมุนลำตัวส่วนบนเป็นสำคัญในการดาวน์สวิง

ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงของลำตัวส่วนบนร่างกาย เป็นสิ่งที่สร้างความแตกต่างที่ชัดเจนต่อรูปแบบการสวิงระบายเดียวและการสวิงสองระบาย และเมื่อเทียบการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุมระหว่างการสวิงทั้งสองรูปแบบ (ตาราง 11) แสดงให้เห็นได้ว่ารูปแบบการสวิงสองระบายมีลักษณะเด่นชัด โดยในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง คือ มีการเอนลำตัวส่วนบนที่มากขึ้นและหมุนลำตัวอย่างรวดเร็วต่อเนื่องจนถึงที่ขณะเวลา 60% ของช่วงเร่งหัวไม้ ซึ่งส่งผลต่อความเร็วของหัวไม้ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น (ตาราง 4, ตาราง 39, ภาพประกอบ 40) และลดลงเล็กน้อยขณะใกล้สิ้นสุด ในช่วงเร่งหัวไม้ และมีการก้มและการหมุนลำตัวส่วนบนมาก ช่วงรอยต่อระหว่างช่วงจังหวะก้านไม้ขนานพื้น (80% ถึง 100%, 20% ถึง 60%) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของซินแคล์และคณะ (Sinclair et al., 2014) พบว่าความเร็วสูงสุดในการหมุนของลำตัวในระนาบบน-ล่าง (Transverse plane) จะมีอิทธิพลต่อความเร็วของหัวไม้ ส่วนรูปแบบการสวิงระบายเดียวมีลักษณะเด่นชัด โดยในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิงคือ การหมุนลำตัวช่วงเริ่มต้น และการก้มลำตัวส่วนบน ในช่วงเร่งหัวไม้มีการก้มลำตัว การเอนลำตัวและการหมุนลำตัวส่วนบนที่มากขึ้น (ไปจนถึงที่ขณะหัวไม้กระทบลูก)



(a)



ภาพประกอบ 40 ความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบน แกน Z ของกลุ่มตัวอย่าง ตลอดช่วงดาวน์สวิง รูปแบบการสวิง ระนาบเดียว (a), รูปแบบการสวิงสองระนาบ (b)

จากภาพประกอบ 40 แสดงให้เห็นว่ารูปแบบการสวิงระนาบเดียวมีความเร็วการหมุน ลำตัว แกน Z จะเกิดขึ้นมากในช่วงเร่งหัวไม้ แต่ในรูปแบบการสวิงสองระนาบ ความเร็วของการ หมุนลำตัว แกน Z จะเกิดขึ้นมากในช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง

อภิปรายผลการวิจัยการศึกษาส่วนที่ 2

การศึกษาส่วนที่ 2 ผู้วิจัยได้ศึกษาแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ โดยแรงปฏิกิริยาซึ่งเป็น แรงที่เกิดขึ้นระหว่างวัตถุ (ข้อต่อ) หรือแรงสะท้อนกลับจากแรงที่มากระทำ ผลของแรงปฏิกิริยาจะ ออกมาในรูปของแรงกด (Compressive force) แรงดึง (Tension) แรงเฉือน (Shear force) กระทำ กับวัตถุ (ข้อต่อ) และผลรวมของแรงต่าง ๆ จะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงรูปทรงของวัตถุ (ข้อต่อ) ไป ตามขนาดและทิศทางของแรง และโมเมนต์คือแรงของกล้ามเนื้อที่ทำงานผ่านจุดหมุน (ข้อต่อ) ซึ่ง ขนาดและทิศทางจะบ่งบอกถึงทำงานของกล้ามเนื้อโดยรวมบริเวณรอบข้อต่อ ทำให้ทราบได้ว่าที่ ข้อต่อนั้น ๆ มีลักษณะการเคลื่อนไหวเป็นอย่างไร และจากผลงานวิจัยที่ได้ี้ผู้วิจัยแบ่งการอภิปราย ผลออก เป็น 4 หัวข้อ โดยมีรายละเอียดดังนี้

แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิง

การเคลื่อนไหวร่างกายในกีฬากอล์ฟ ด้วยรูปแบบการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ ผลของรูปแบบการสวิงดังกล่าว ทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ซึ่งทำให้เกิดการบาดเจ็บกับร่างกาย โดยเฉพาะบริเวณข้อต่อกระดูกสันหลังส่วนล่างข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ที่เป็นลำดับต้น ๆ ของการบาดเจ็บส่วนใหญ่ที่เกิดขึ้น และจากการศึกษาแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ของกระดูกสันหลังส่วนล่างตลอดช่วงการดาวนส์สวิงพบว่าแรงปฏิกิริยาของการสวิงระนาบเดียวจะเกิดแรงปฏิกิริยามากที่สุด ในช่วงปลายของจังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิง และพบมากที่สุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รองลงมาตามลำดับ (ตาราง 13, ภาพประกอบ 31) ซึ่งแรงปฏิกิริยาที่พบนี้จะอยู่ในรูปแรงกดมากที่สุด (Compressive force) แรงเฉือนหน้า – หลัง (Anteroposterior shear force) และแรงเฉือนซ้าย – ขวา (Medial-lateral shear force) รองลงมาตามลำดับ (ภาพประกอบ 29) ส่วนในรูปแบบการสวิงสองระนาบจะพบการเกิดแรงปฏิกิริยามากที่สุดในช่วงปลายของจังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิงต่อเนื่องถึงในช่วงกลางและปลายของจังหวะเร่งหัวไม้ส่วนมาก และพบมากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5, L5/S1 และ L3/4 รองลงมาตามลำดับ (ภาพประกอบ 32) ซึ่งแรงปฏิกิริยาที่พบนี้จะอยู่ในรูปแรงกดมากที่สุด (Compressive force) แรงเฉือนหน้า – หลัง (Anteroposterior shear force) และแรงเฉือนซ้าย – ขวา (Medial-lateral shear force) รองลงมาตามลำดับ (ภาพประกอบ 31)

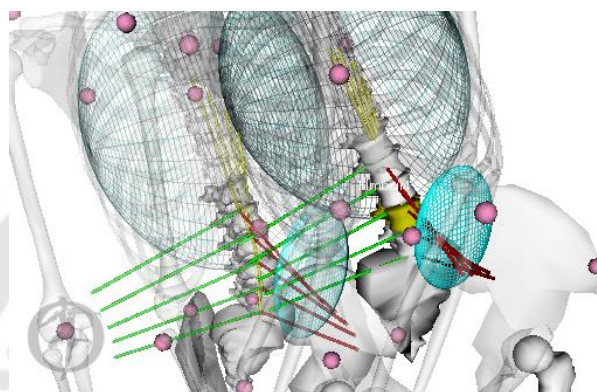
ในจังหวะเริ่มต้นดาวนส์สวิง พบว่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของกลุ่มการสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 อยู่ในรูปของแรงกด (Compressive force) และที่ข้อต่อ L3/4 อยู่ในรูปของแรงเฉือนหน้า – หลัง มีค่าเฉลี่ยสูงกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และการสวิงสองระนาบจะพบค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยามากที่สุดในแกน Y ที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 (ตาราง 14, ภาพประกอบ 32) ปัจจัยของโมเมนต์การสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L3/4, L4/5, L5/S1 รอบแกน Z มีค่าเฉลี่ยสูงกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และการสวิงสองระนาบจะพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน X มากที่สุดที่ข้อต่อ L5/S1, รอบแกน Z ที่ข้อต่อ L4/5 และรอบแกน Y ที่ข้อต่อ L3/4 (ตาราง 15, ภาพประกอบ 34) ทั้งนี้เนื่องจากจากจุดเริ่มต้นดาวนส์สวิง การสวิงสองระนาบมีมุมการแบ็คสวิงที่ชันกว่าการสวิงระนาบเดียว ดังนั้นการปรับระเบียบและความคุมร่างกายในระนาบดาวนส์สวิงของการสวิงสองระนาบจะมีการจัดระเบียบร่างกายที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 จะอยู่ในลักษณะการงอมากกว่า การหมุนเข้าแกนกลางเร็วกว่า (Internal rotation) และมีการเอียงด้านขวา (Right lateral bending) มากกว่าการสวิงระนาบเดียว

ดังนั้นจึงส่งผลทำให้แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่กระดูก L4 เป็นลักษณะแรงกด (Compressive) แรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านหลัง (Posterior shear force) และแรงเฉือนมีทิศด้านขวา (Right shear force) โดยที่กระดูก L5 เป็นลักษณะของแรงกด (Compressive force) แรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านหลัง (Posterior shear force) และแรงเฉือนมีทิศด้านซ้าย (Left shear force) และที่กระดูก L5/S1 เป็นลักษณะของแรงกด (Compressive force) ซึ่งพบมากที่สุด ในจำนวน 3 ข้อต่อ) แรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านหลัง (Anterior shear force) และแรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านซ้าย (Left shear force)

แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะก้านไม้ขนานพื้น

ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น พบว่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของกลุ่มการสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L5/S1 แกน Z อยู่ในรูปของแรงกด (Compressive force) มีค่าเฉลี่ยสูงกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และพบค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาของการสวิงสองระนาบของข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 แกน X และแกน Z มีมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ยกเว้นค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยา แกน Y ที่การสวิงระนาบเดียวมากกว่าการสวิงสองระนาบ (ตาราง 13, ตาราง 16, ภาพประกอบ 35, ภาพประกอบ 41) โมเมนต์ของการสวิงระนาบเดียวที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Z ไม่แตกต่างกับการสวิงสองระนาบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ของการสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X และแกน Z มีมากกว่าการสวิงระนาบเดียว ยกเว้นค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน Y (ตาราง 17, ภาพประกอบ 36) ทั้งนี้เนื่องจากการสวิงสองระนาบมีการจัดระเบียบร่างกายของลำตัวส่วนล่างและลำตัวส่วนบนจึงส่งผลต่อข้อต่อกระดูก L3/4, L4/5 จะอยู่ในลักษณะการก้มมากกว่า การหมุนเข้าแกนกลางน้อยกว่า (Internal rotation) และมีการเอียงด้านขวา (Right lateral bending) มากกว่าการสวิงระนาบเดียว ยกเว้นข้อต่อกระดูก L5/S1 จะอยู่ในลักษณะการเงยขึ้นมากกว่าหมุนเข้าแกนกลางน้อยกว่า (Internal rotation) และมีการเอียงด้านขวา (Right lateral bending) น้อยกว่าการสวิงระนาบเดียว ซึ่งสอดคล้องกับข้อมูลที่พบว่าการหมุนของกระดูกสันหลังและการก้มตัวที่มากขึ้น จะทำให้เกิดแรงกดที่ข้อต่อ L4/5 มากขึ้น (Arshad, Zander, Dreischarf, & Schmidt, 2016; El Ouaid et al., 2013) ดังนั้นตำแหน่งกระดูก L4, L5 และ S1 จึงเกิดแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเป็นลักษณะแรงกด (Compressive force) ซึ่งเกิดขึ้นมากที่สุดในช่วงการดาวน์สวิง) แรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านหน้า (Anterior shear force) และแรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านซ้าย (Lateral shear force) และในกรณีของแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นสูงสุด ในช่วงของดาวน์สวิง พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นสูงสุดในการสวิงสองระนาบมากกว่าสวิงระนาบเดียว เนื่องจากค่าเฉลี่ยโมเมนต์ที่หมุนรอบแกน Z และ

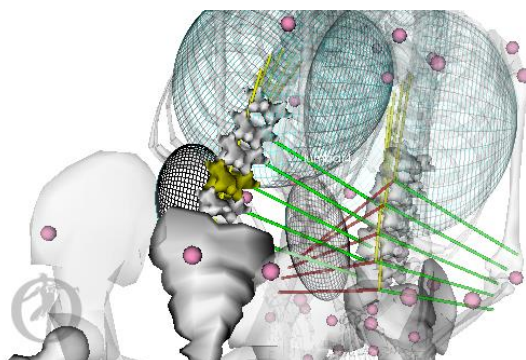
ค่าเฉลี่ยโมเมนต์หมุนรอบแกน X ที่ข้อต่อ L4/5 มีค่ามากและมากกว่าการสวิงระนาบเดียว (ตาราง 13) จึงเป็นเหตุผลอันสำคัญที่ชี้ถึงสาเหตุของการบาดเจ็บที่ข้อต่อบริเวณหลังส่วนล่างได้อย่างชัดเจน และใช้จังหวะก้านไม้ขนานพื้นเป็นจุดพึงระวังเน้นความปลอดภัยให้กับนักกอล์ฟทั้งหมด ดังนั้นขณะปลายช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิงจึงนับเป็นช่วงระยะความเสี่ยง (Risk Swing Zone; RSZ) ที่ส่งผลต่อการบาดเจ็บที่ข้อต่อ L4/5, L3/4 และ L5/S1



(a) ภาพด้านหน้า



(b) ภาพมองด้านข้าง



(c) ภาพมองด้านหลัง

ภาพประกอบ 41 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังส่วนล่าง แกน Y ของกลุ่มตัวอย่าง จังหวะก้านไม้ขนานพื้น (ที่ตำแหน่งกระดูก L4 แสดงสีเขียว หมายถึงรูปแบบการสวิงสองระนาบ, สีเทา หมายถึง รูปแบบการสวิงระนาบเดียว) ซึ่งจังหวะนี้นับได้ว่าเป็นช่วงระยะที่สำคัญต่อการสร้างความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ (Risk Swing Zone;

RSZ)

แรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน X Y Z ของกระดูกสันหลังส่วนล่างระหว่างการสวิงระนาบเดียวและการสวิงสองระนาบ จังหวะหัวไม้กระทบลูก

แรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1

ในจังหวะหัวไม้กระทบลูก พบว่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของกลุ่มการสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 แกน Z อยู่ในรูปของแรงกด (Compressive force) มีค่าเฉลี่ยสูงกว่าการสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และพบค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาของการสวิงสองระนาบที่ข้อต่อ L3/4 (แกน X, Shear force), L4/5 (แกน Y, Compressive) และ L5/S1 (แกน Z, Shear force) มีมากกว่าการสวิงระนาบเดียว (ตาราง 18, ภาพประกอบ 37, ภาพประกอบ 41) ส่วนปริมาณโมเมนต์ของการสวิงระนาบเดียวที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน X Y และแกน Z ไม่แตกต่างกับการสวิงสองระนาบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และพบค่าเฉลี่ยโมเมนต์ของการสวิงระนาบเดียวที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 รอบแกน Y และแกน Z มีมากกว่าการสวิงสองระนาบ ยกเว้นค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแกน X ที่การสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว (ตาราง 19, ภาพประกอบ 38) ทั้งนี้เนื่องจากการสวิงสองระนาบมีการจัดระเบียบร่างกายที่ข้อต่อกระดูก L3/4, L4/5 และ L5/S1 จะอยู่ในลักษณะการงอขึ้น หมุนเข้าแกนกลาง (internal rotation) และมีการเอียงด้านขวา (Right lateral bending) มากกว่าการสวิงระนาบเดียว ดังนั้นตำแหน่งกระดูก L4, L5 และ LS1 จึงเกิดแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเป็นลักษณะแรงกด (compressive) แรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านหน้า (Anterior shear force) และแรงเฉือนมีทิศชี้ไปทางด้านซ้าย (Lateral shear force)

แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อที่มากที่สุด (L4/5)

ในตลอดช่วงการดาวน์สวิง พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาของข้อต่อ L3/4 L4/5 และ L5/S1 แกน Y ในการสวิงสองระนาบไม่แตกต่างกับสวิงระนาบเดียวอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 แต่พบว่าค่าเฉลี่ยแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของการสวิงสองระนาบมากกว่าการสวิงระนาบเดียว (ตาราง 12) ซึ่งจากการศึกษานี้แรงปฏิกิริยาสูงสุดพบที่ตำแหน่งข้อต่อ L4/5 เท่ากับ -5651.08 ± 803.97 นิวตัน แต่ในงานวิจัยของโฮซีและคณะ (Hosea et al., 2010) พบที่ตำแหน่งข้อต่อ L3/4 ในนักกอล์ฟสมัครเล่น เท่ากับ $6,100 \pm 2,413$ นิวตัน และในนักกอล์ฟอาชีพ เท่ากับ $7,584 \pm 2,422$

นิวตัน ซึ่งค่าแรงปฏิกิริยาสูงสุดที่พบจากงานวิจัยนี้มีค่าต่ำกว่า ทั้งนี้อาจจะมาจากความสูงของเพดานของห้องปฏิบัติการที่ใช้ในการเก็บข้อมูลที่มีความสูงไม่มากมากนัก นักกอล์ฟจึงอาจมีความกังวลในการเคลื่อนไหวร่างกายขณะตีเพราะกลัวความสูงของหัวไม้ขณะขึ้นแบ็คสวิงจะถึงเพดาน จึงทำให้ประสิทธิภาพการเคลื่อนไหวในการแสดงออกไม่เต็มที่ เมื่อเปรียบเทียบความเร็วหัวไม้ในจังหวะกระทบลูก พบว่ามีความเร็วของหัวไม้ที่น้อยกว่า (Christopher Joyce, 2017b) และสำหรับแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบริเวณคอและตำแหน่งข้อนั้น อาจจะมาจากรูปแบบการสวิงของนักวิจัยนี้มีการกำหนดอย่างชัดเจนคือการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ แต่งานวิจัยของโฮซีและคณะไม่ได้กำหนดรูปแบบที่ชัดเจน จึงอาจจะเป็นรูปแบบวงสวิงที่แตกต่างกันในด้านการก้มลำตัว การเงยลำตัว และการหมุนของลำตัวที่เป็นความเฉพาะของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคน จึงส่งผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงลักษณะการก้มลำตัว การเงยลำตัว และการหมุนของลำตัวที่เร็วหรือช้า ซึ่งเป็นปัจจัยของความเร็วที่มีผลต่อโมเมนต์และแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ (Bazrgari et al., 2008) แต่เมื่อเทียบกับงานวิจัยในกีฬาครีเกต (Crewe et al., 2012) พบว่าแรงปฏิกิริยาส่วนมากพบที่บริเวณ L4/5 และ L5/S1 และเมื่อเปรียบเทียบกับท่าการยกน้ำหนักในท่าต่าง ๆ ปริมาณแรงกดที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ L5 มีค่าน้อยกว่า (Eltoukhy et al., 2016)

สรุปข้อค้นพบของงานวิจัยและการนำไปประยุกต์ใช้

จากการศึกษาเคสในเด็กสตัลลดช่วงการดาวน์สวิง แสดงข้อค้นพบได้ดังนี้

1. การสวิงระนาบเดียวมีระนาบวงสวิงที่ชัน มีการก้มลำตัว การเอียงลำตัว ด้านขวา และการหมุนลำตัวเข้าด้านใน และช่วงเร่งหัวไม้ มีการเงยลำตัวอย่างเร็ว การเอียงลำตัว ด้านขวามากขึ้น และการหมุนลำตัวเข้าด้านในอย่างรวดเร็วมากขึ้น และจะพบแรงปฏิกิริยามากในช่วงปลายของจังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิง และพบมากที่สุดที่ข้อต่อ L3/4, L4/5 และ L5/S1 ในลักษณะแรงกดมากที่สุด (Compressive force) แรงเฉือนหน้า – หลัง (Antero-posterior shear force) และแรงเฉือนซ้าย – ขวา (Medial-lateral shear force) ดังนั้นโอกาสการบาดเจ็บ จะเกิดที่ข้อต่อ L3/4 และ L4/5 เป็นส่วนมาก จึงเป็นช่วงระยะความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ (Risk Swing Zone; RSZ)
2. การสวิงสองระนาบมีระนาบวงสวิงที่ชัน มีการก้ม การหมุนลำตัวเข้าด้านในอย่างรวดเร็ว และการเอียงลำตัวส่วนบนด้านขวาที่รวดเร็ว และช่วงเร่งหัวไม้ มีการเงยลำตัวอย่างช้า การหมุนลำตัวเข้าด้านในระดับเกือบคงที่ และการเอียงลำตัวส่วนบนด้านขวาช้าลง พบแรงปฏิกิริยาในช่วงปลายของจังหวะเริ่มต้นดาวน์สวิงต่อเนื่องถึงในช่วงกลางและปลายของจังหวะเร่งหัวไม้ และพบมากที่สุดที่ข้อต่อ L4/5, L5/S1 และ L3/4 ในลักษณะแรงกดมากที่สุด (Compressive

force) แรงเฉือนหน้า – หลัง (Antero-posterior shear force) และแรงเฉือนซ้าย – ขวา (Medial-lateral shear force) ดังนั้นโอกาสการบาดเจ็บ จะเกิดที่ข้อต่อ L4/5 และ L5/S1 เป็นส่วนมาก

3. ผลของแรงปฏิกิริยาสูงสุดขึ้นอยู่กับมุมลำตัวส่วนล่าง แกน Z, X-factor (สูงสุด), มุมลำตัวส่วนบน แกน Z, มุมลำตัวส่วนบน แกน Y, มุมลำตัวส่วนบน แกน X, ความเร็วหัวไม้ขณะกระทบลูก

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป

1. การทำวิจัยครั้งต่อไปควรพิจารณาจำนวนของมาร์เกอร์ที่ติดกับร่างกายให้มีปริมาณที่มากขึ้น โดยเฉพาะบริเวณลำตัวและบริเวณต้นขาทั้งสองข้างของกลุ่มตัวอย่าง เพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของแต่ละส่วนร่างกายภายในโมเดลให้ใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวจริง

2. ควรศึกษาเพิ่มเติมในช่วงฟอลโลว์-ทวูของการสวิง เพราะนักกอล์ฟจะมี hyper-extension มากที่สุด เนื่องการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ข้อมูลมาร์คเกอร์ไม่สมบูรณ์ในช่วงการฟอลโลว์-ทวู จึงไม่สามารถวิเคราะห์ได้

3. ควรศึกษาแรงของกล้ามเนื้อของแต่ละมัดหรือจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่ควบคุมการทำงานในการสวิง เพื่อจะได้เป็นข้อมูลในการทราบถึงปริมาณของแรงที่เกิดขึ้นมีมากน้อยและอาจใช้เพื่อเป็นแนวทางการศึกษาต่อไป

4. การศึกษาในครั้งต่อไปด้านพื้นที่ของการเก็บข้อมูล ผู้วิจัยขอเสนอแนะให้ใช้ลูกกอล์ฟจริง ในการทดสอบการตี เพราะจะทำให้ นักกอล์ฟคุ้นเคยและได้มีความรู้สึกถึงน้ำหนักขณะหน้าไม้กระทบลูก

บรรณานุกรม

- Angelini, L., Damm, P., Zander, T., Arshad, R., Di Puccio, F., & Schmidt, H. (2017). Effect of arm swinging on lumbar spine and hip joint forces. *Journal of Biomechanics*.
- Arshad, R., Zander, T., Bashkuev, M., & Schmidt, H. (2017). Influence of spinal disc translational stiffness on the lumbar spinal loads, ligament forces and trunk muscle forces during upper body inclination. *Medical Engineering & Physics*, 46(Supplement C), 54-62.
- Arshad, R., Zander, T., Dreischarf, M., & Schmidt, H. (2016). Influence of lumbar spine rhythms and intra-abdominal pressure on spinal loads and trunk muscle forces during upper body inclination. *Medical Engineering & Physics*, 38(4), 333-338.
- Bae, T. S., & Mun, M. (2010). Effect of lumbar lordotic angle on lumbosacral joint during isokinetic exercise: A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 628-635.
- Bayes, M. C., & Wadsworth, L. T. (2009). Upper Extremity Injuries in Golf. *Physician and Sportsmedicine*, 37(1), 92-96.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Trottier, M., & Mathieu, P. (2008). Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion–extension movements at different velocities. *Journal of Biomechanics*, 41(2), 412-421.
- Brandon, B., & Pearce, P. Z. (2009). Training to Prevent Golf Injury. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 142-146.
- Bulbulian, R., Ball, K. A., & Seaman, D. R. (2001). The short golf backswing: Effects on performance and spinal health implications. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(9), 569-575.
- Cabri, J., Sousa, J. P., Kots, M., & Barreiros, J. (2009). Golf-related injuries: A systematic review. *European Journal of Sport Science*, 9(6), 353-366.
- 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.

- Choi, A., Joo, S.-B., Oh, E., & Mun, J. H. (2014). Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead.(Research)(Report). *Biomedical Engineering Online*, 13, 20.
- Choi, A., Lee, I.-K., Choi, M.-T., & Mun, J. H. (2016). Inter-joint coordination between hips and trunk during downswings: Effects on the clubhead speed. *Journal of Sports Sciences*, 34(20), 1991-1997.
- Christe, G., Redhead, L., Legrand, T., Jolles, B. M., & Favre, J. (2016). Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *Journal of Biomechanics*, 49(10), 2060-2067.
- Chu, Y., Sell, T. C., & Lephart, S. M. (2010). The relationship between biomechanical variables and driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 28(11), 1251-1259.
- Cole, M., & Grimshaw, P. (2016). The Biomechanics of the Modern Golf Swing: Implications for Lower Back Injuries. *Sports Medicine*, 46(3), 339-351.
- Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (2014). The crunch factor's role in golf-related low back pain. *The Spine Journal*, 14(5), 799-807.
- Crewe, H., Elliott, B., Couanis, G., Campbell, A., & Alderson, J. (2012). The lumbar spine of the young cricket fast bowler: An MRI study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(3), 190-194.
- Dale, R. B., Farr, T., Marshall, C., & Sizemore, B. (2015). The effect of a modified one-plane golf swing upon the lumbar spine "crunch factor". *Physiotherapy*, 101(Supplement 1), e286.
- David, A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed). Canada: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(11), 1940-1950.

- Egret, C. I., Nicolle, B., Dujardin, F. H., Weber, J., & Chollet, D. (2006). Kinematic Analysis of the Golf Swing in Men and Women Experienced Golfers. *Int J Sports Med*, 27(06), 463-467.
- El Ouaaïd, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., & Larivière, C. (2013). Trunk strength, muscle activity and spinal loads in maximum isometric flexion and extension exertions: A combined in vivo-computational study. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2228-2235.
- Eltoukhy, M., Travascio, F., Asfour, S., Elmasry, S., Heredia-Vargas, H., & Signorile, J. (2016). Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts. *Journal of Orthopaedics*, 13(3), 210-219.
- Fathallah, F. A., Marras, W. S., & Parnianpour, M. (1999). Regression models for predicting peak and continuous three-dimensional spinal loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Hum Factors*, 41(3), 373-388.
- 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. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 43(9), 660.
- Fradkin, A. J., Cameron, P. A., & Gabbe, B. J. (2005). Golf injuries - common and potentially avoidable. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 8(2), 163-170.
- Fradkin, A. J., Finch, C. F., & Sherman, C. A. (2003). Warm-up attitudes and behaviours of amateur golfers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(2), 210-215.
- Fradkin, A. J., Windley, T. C., Myers, J. B., Sell, T. C., & Lephart, S. M. (2007). Describing the epidemiology and associated age, gender and handicap comparisons of golfing injuries. *Int J Inj Contr Saf Promot*, 14(4), 264-266.
- Gay, R. E., Ilharreborde, B., Zhao, K. D., Berglund, L. J., Bronfort, G., & An, K.-N. (2008). Stress in lumbar intervertebral discs during distraction: a cadaveric study. *The Spine Journal*, 8(6), 982-990.

- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, 30(8), 847-850.
- Glazier, P. S. (2010). Is the 'crunch factor' an important consideration in the aetiology of lumbar spine pathology in cricket fast bowlers? *Sports Med*, 40(10), 809-815.
- Gluck, G. S., Bendo, J. A., & Spivak, J. M. (2008). The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *The Spine Journal*, 8(5), 778-788.
- Gryc, T., Zahalka, F., Maly, T., Mala, L., & Hrasky, P. (2015). Movement's analysis and weight transfer during the golf swing. *Journal of Physical Education and Sport*, 15(4), 781-787.
- 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.
- Hellstrom, J. (2009). Competitive Elite Golf A Review of the Relationships between Playing Results, Technique and Physique. *Sports Medicine*, 39(9), 723-741.
- Horan, S. A., Evans, K., & Kavanagh, J. J. (2011). Movement variability in the golf swing of male and female skilled golfers. *Med Sci Sports Exerc*, 43(8), 1474-1483.
- Horan, S. A., Evans, K., Morris, N. R., & Kavanagh, J. J. (2010). Thorax and pelvis kinematics during the downswing of male and female skilled golfers. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1456-1462.
- Horan, S. A., & Kavanagh, J. J. (2012). The control of upper body segment speed and velocity during the golf swing. *Sports Biomechanics*, 11(2), 165-174.
- Hosea, T., Gatt, C., Galli, K., Langrana, N., & Zawadsky, J. (2010). *Biochemical analysis of the golfer's back*. Paper presented at the Science and Golf (Routledge Revivals): Proceedings of the First World Scientific Congress of Golf.

- Jim, H., & John, A. (2007). *The Plane Truth for Golfers MASTER CLASS* Advanced Lessons for Improving Swing Rechnique and Ball Control for the One-Plane and Two-Plane Swings. United State of America: McGraw-Hill.
- Joyce, & Barnett, A. (2015). Does flexibility correlate with crunch factor in golf and produce faster clubhead speed? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19, e90.
- Joyce, C. (2017). An examination of the correlation amongst trunk flexibility, x-factor and clubhead speed in skilled golfers. *Journal of Sports Sciences*, 35(20), 2035-2041.
- Joyce, C. (2017a). The most important “factor” in producing clubhead speed in golf. *Human Movement Science*, 55, 138-144.
- Joyce, C. (2017b). The most important “factor” in producing clubhead speed in golf. *Human Movement Science*, 55(Supplement C), 138-144.
- Joyce, C., Chivers, P., Sato, K., & Burnett, A. (2016). Multi-segment trunk models used to investigate the crunch factor in golf and their relationship with selected swing and launch parameters. *Journal of Sports Sciences*, 34(20), 1970-1975.
- Kenny, I. C., McCloy, A. J., Wallace, E. S., & Otto, S. R. (2008). Segmental sequencing of kinetic energy in a computer-simulated golf swing. *Sports Engineering*, 11(1), 37-45.
- Lai, D. T. H., Hetchl, M., Wei, X., Ball, K., & McLaughlin, P. (2011). On the difference in swing arm kinematics between low handicap golfers and non-golfers using wireless inertial sensors. *Procedia Engineering*, 13(0), 219-225.
- Ledet, E. H., Tymeson, M. P., DiRisio, D. J., Cohen, B., & Uhl, R. L. (2005). Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine. *The Spine Journal*, 5(1), 85-94.
- Lim, Y.-T., & Chow, J. W. (2002). Estimating lumbar spinal loads during a golf swing using an EMG-assisted optimization model approach. *International Research in Sports Biomechanics*, 189.

- Marras, W. S., & Granata, K. P. (1997). Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of Biomechanics*, 30(7), 697-703.
- McHardy, A., & Pollard, H. (2005). Lower back pain in golfers: a review of the literature. *Journal of Chiropractic Medicine*, 4(3), 135-143.
- McHardy, A., Pollard, H., & Bayley, G. (2006). A comparison of the modern and classic golf swing: a clinician's perspective. *South African Journal of Sports Medicine*, 18(3), 80-91.
- McHardy, A., Pollard, H., & Luo, K. (2006). Golf Injuries. *Sports Medicine*, 36(2), 171-187.
- McHardy, A. J., Pollard, H. P., & Luo, K. (2007). Golf-related lower back injuries: an epidemiological survey. *Journal of Chiropractic Medicine*, 6(1), 20-26.
- Meister, D. W., Ladd, A. L., Butler, E. E., Zhao, B., Rogers, A. P., Ray, C. J., & Rose, J. (2011). Rotational biomechanics of the elite golf swing: benchmarks for amateurs. *J Appl Biomech*, 27(3), 242-251.
- Montgomery, T., Boocock, M., & Hing, W. (2011). The effects of spinal posture and pelvic fixation on trunk rotation range of motion. *Clinical Biomechanics*, 26(7), 707-712.
- Mun, F., Suh, S. W., Park, H.-J., & Choi, A. (2015). Kinematic relationship between rotation of lumbar spine and hip joints during golf swing in professional golfers.(Research). *Biomedical Engineering Online*, 14, 41.
- Murray, A. D., Daines, L., Archibald, D., Hawkes, R. A., Schiphorst, C., Kelly, P., . . . Mutrie, N. (2016). The relationships between golf and health: a scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 51(1), 12.
- Nandyala, S. V., Marquez-Lara, A., Frisch, N. B., & Park, D. K. (2013). The Athlete's Spine—Lumbar Herniated Nucleus Pulposus. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 21(3), 170-176.
- Ning, X., Zhou, J., Dai, B., & Jaridi, M. (2014). The assessment of material handling strategies in dealing with sudden loading: The effects of load handling position on trunk biomechanics. *Applied Ergonomics*, 45(6), 1399-1405.

- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., & Kerr, M. (1998). A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 561-573.
- Okuda, I., Gribble, P., & Armstrong, C. (2010). Trunk Rotation and Weight Transfer Patterns between Skilled and Low Skilled Golfers. *J Sports Sci Med*, 9(1), 127-133.
- Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2013). Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Computers in Biology and Medicine*, 43(9), 1234-1240.
- Parziale, J. R., & Mallon, W. J. (2006). Golf Injuries and Rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(3), 589-607.
- Perron, C., Rouillon, O., & Edouard, P. (2016). Epidemiological study on injuries and risk factors for injuries in the amateur golfer French high-level. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, Supplement, e20.
- Portus, M., Elliott, B., Lloyd, D., Galloway, H., & Timms, S. (2017). The 'crunch factor' as a risk factor for sporting spinal injuries. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(Supplement 1), e86.
- Queen, R. M., Butler, R. J., Dai, B. Y., & Barnes, C. L. (2013). Difference in Peak Weight Transfer and Timing Based on Golf Handicap. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(9), 2481-2486.
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1238-1243.
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *J Biomech*, 49(7), 1238-1243.
- Sato, K., C. Kenny, I., & R, B. D. (2013). Current golf performance literature and application to training. *Journal of Trainology*, 2(2), 23-32.

- Sinclair, J., Currigan, G., Fewtrell, D. J., & Taylor, P. J. (2014). Biomechanical correlates of club-head velocity during the golf swing. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 14(1), 54-63.
- Sugaya, H., Tsuchiya, A., Moriya, H., Morgan, D., & Banks, S. (1999). *Low back injury in elite and professional golfers: an epidemiologic and radiographic study*. Paper presented at the Proceedings of the World Scientific Congress of Golf Science & Golf III: 20–24 July 1998; St. Andrews.
- Sung, P. S., Danial, P., & Lee, D. C. (2016). Comparison of the different kinematic patterns during lateral bending between subjects with and without recurrent low back pain. *Clinical Biomechanics*, 38(Supplement C), 50-55.
- Sutcliffe, J., Ly, J. Q., Kirby, A., & Beall, D. P. (2008). Magnetic Resonance Imaging Findings of Golf-Related Injuries. *Current Problems in Diagnostic Radiology*, 37(5), 231-241.
- Tinmark, F., Hellström, J., Halvorsen, K., & Thorstensson, A. (2010). Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots. *Sports Biomechanics*, 9(4), 236-244.
- Wadsworth, L. T. (2007). When golf hurts: musculoskeletal problems common to golfers. *Curr Sports Med Rep*, 6(6), 362-365.
- Wrobel, J. S., Marclay, S., & Najafi, B. (2012). Golfing skill level postural control differences: A brief report. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(3), 452-458.
- Xichao, M., & Courtney, D. (2014). *Decoding the golf swing plane*: Paclinx publishing.
- Zheng, N., Barrentine, S. W., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2008). Kinematic Analysis of Swing in Pro and Amateur Golfers. *Int J Sports Med*, 29(EFirst), 487-493.



ภาคผนวก



ภาคผนวก ก

ภาคผนวก ก-1 มุมของการขึ้นไม้ในจังหวะแบ็คสวิงสูงสุด และ X-factor(สูงสุด) ของ
กลุ่มการสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

กลุ่มตัวอย่าง	มุมการแบ็คสวิงสูงสุด (องศา)		X factor (สูงสุด)	
	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ
สวิง 1	7.71	13.51	62.98	55.22
สวิง 2	7.09	13.44	62.85	53.11
สวิง 3	6.96	7.79	56.1	60.43
สวิง 4	7.39	11.69	57.25	58.9
สวิง 5	6.89	10.74	57.46	57.15
สวิง 6	7.85	10.05	59.04	59.29
สวิง 7	1.27	15.07	39.46	50.74
สวิง 8	0.24	15.62	41.95	50.79
สวิง 9	0.88	14.91	42.68	50.28
สวิง 10	1.56	15.25	43.28	51.19

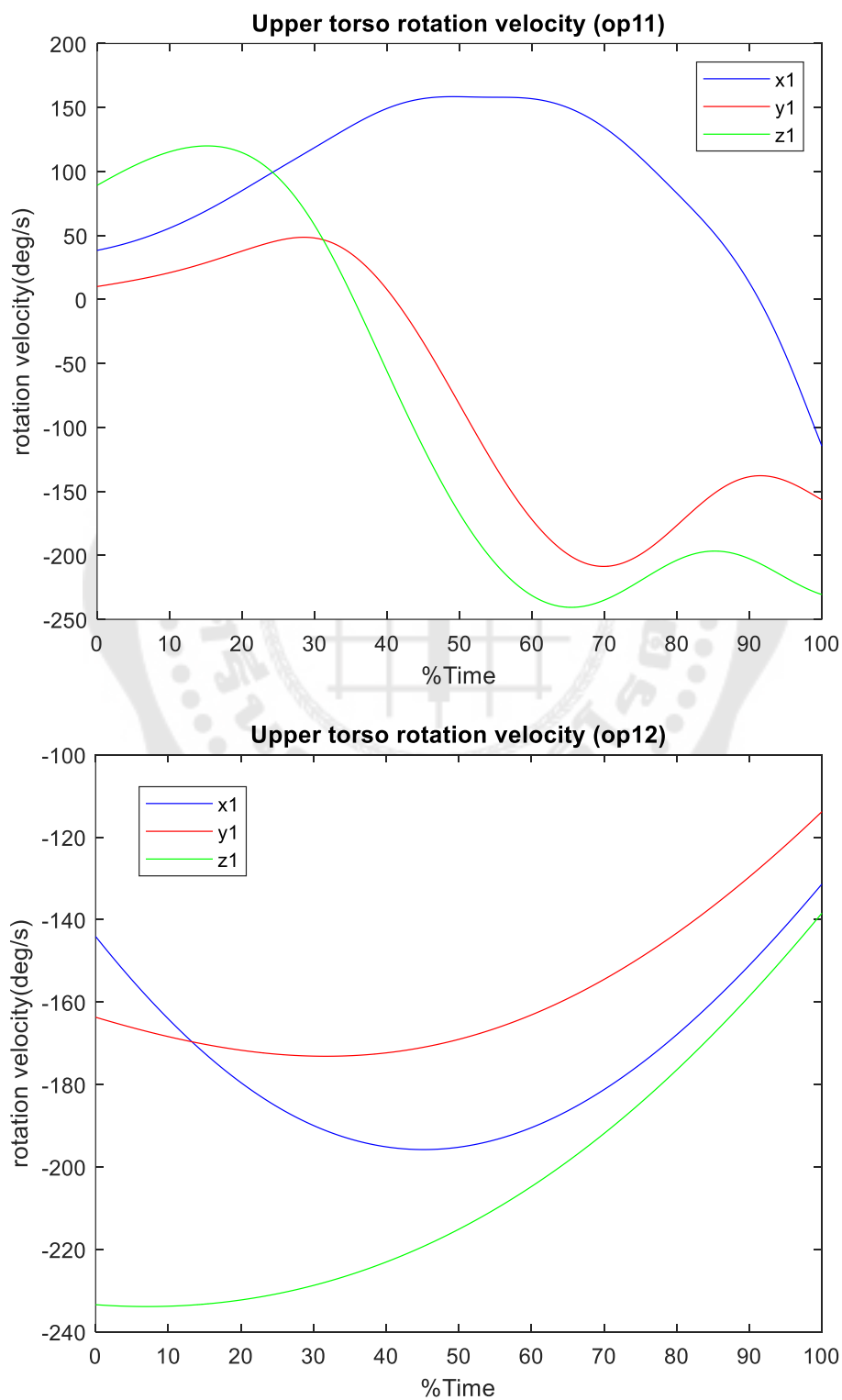
ภาคผนวก ก-2 ความเร็วหัวไม้ ในจังหวะก้านไม้ขนานพื้น จังหวะกระทบลูก ของกลุ่ม
การสวิงระนาบเดียวกับการสวิงสองระนาบ

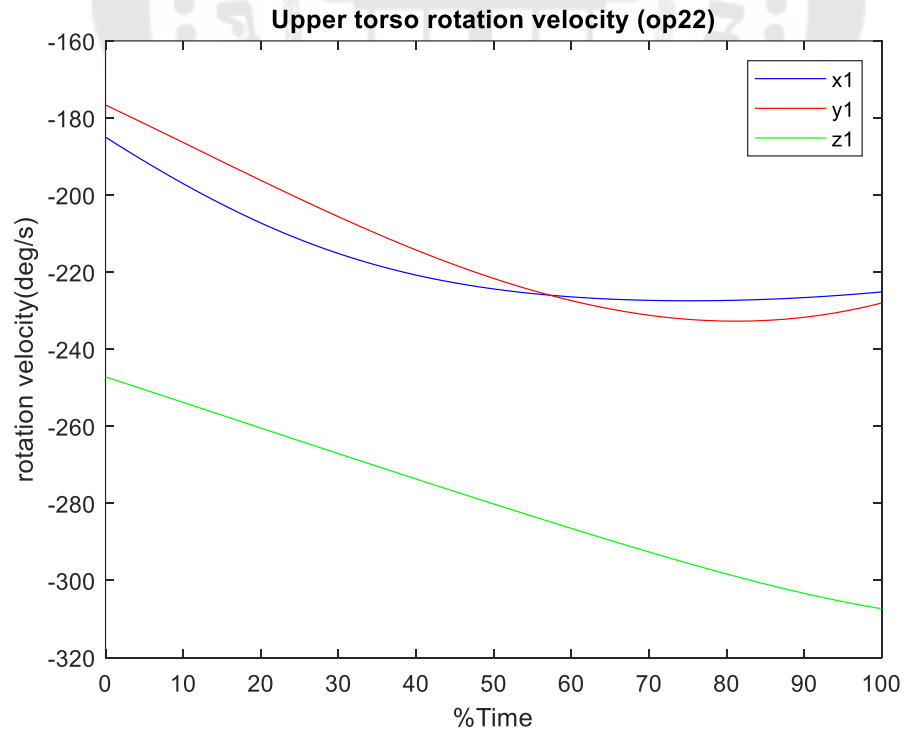
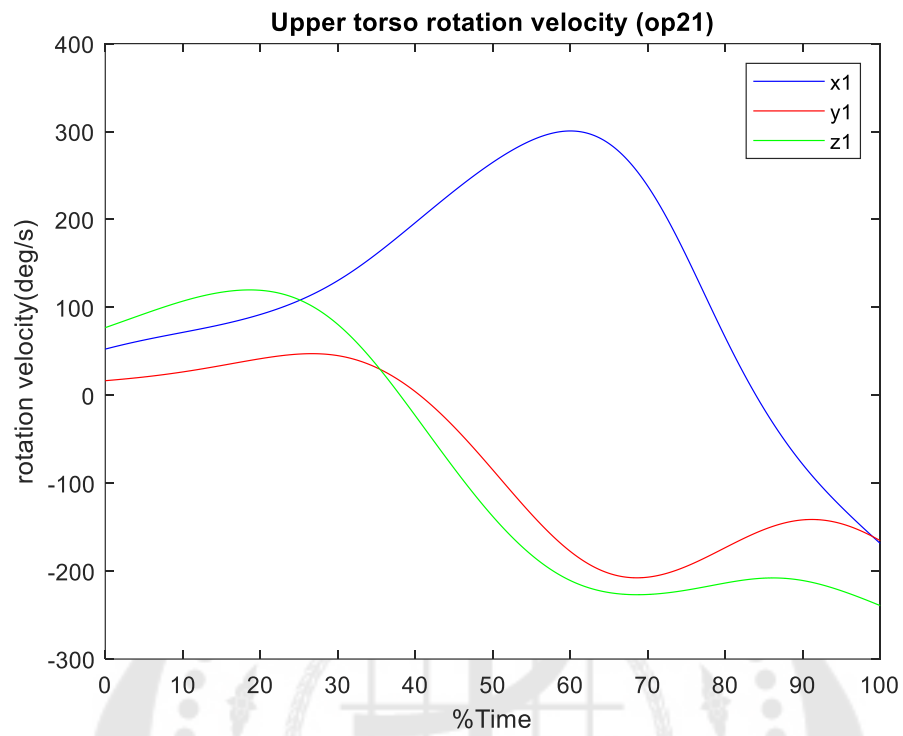
กลุ่มตัวอย่าง	ความเร็วหัวไม้ (เมตร/วินาที)			
	จังหวะก้านไม้ขนานพื้น		จังหวะกระทบลูก	
	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ	สวิงระนาบเดียว	สวิงสองระนาบ
สวิง 1	20.32	20.21	31.24	31.72
สวิง 2	20.14	21.14	31.56	31.58
สวิง 3	20.5	17.26	28.39	25.53
สวิง 4	20.77	18.04	32.68	31.49
สวิง 5	21.6	17.82	33.05	31.26
สวิง 6	20.82	19.02	32.44	32.09
สวิง 7	18.66	18.89	31.42	31.15
สวิง 8	18.71	19.34	31.55	31.01
สวิง 9	19.56	19.42	31.55	31.19
สวิง 10	19.84	18.85	31.71	31.10

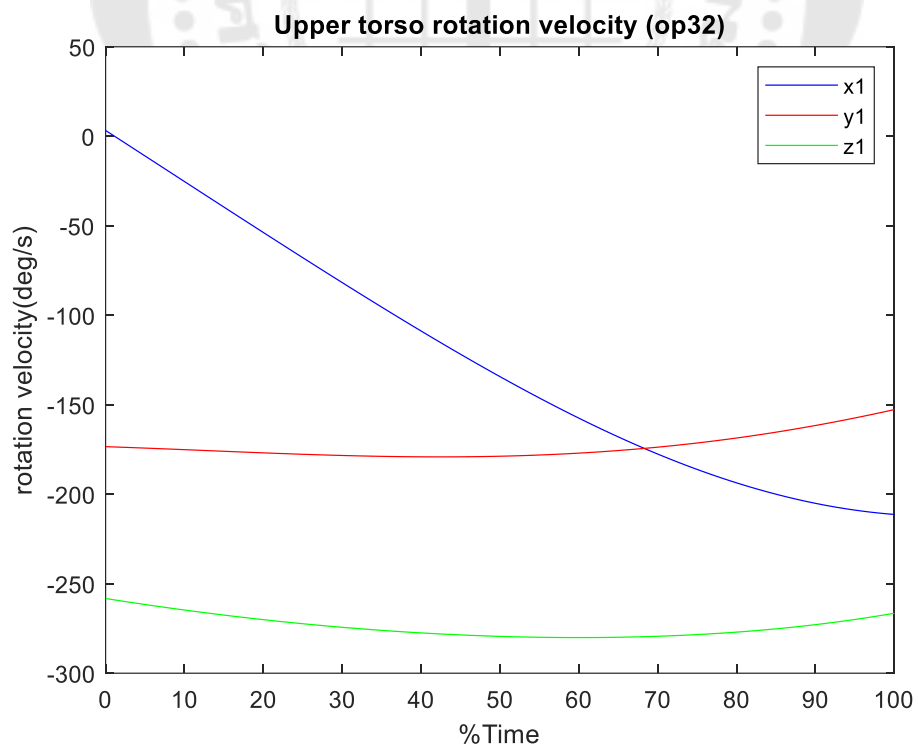
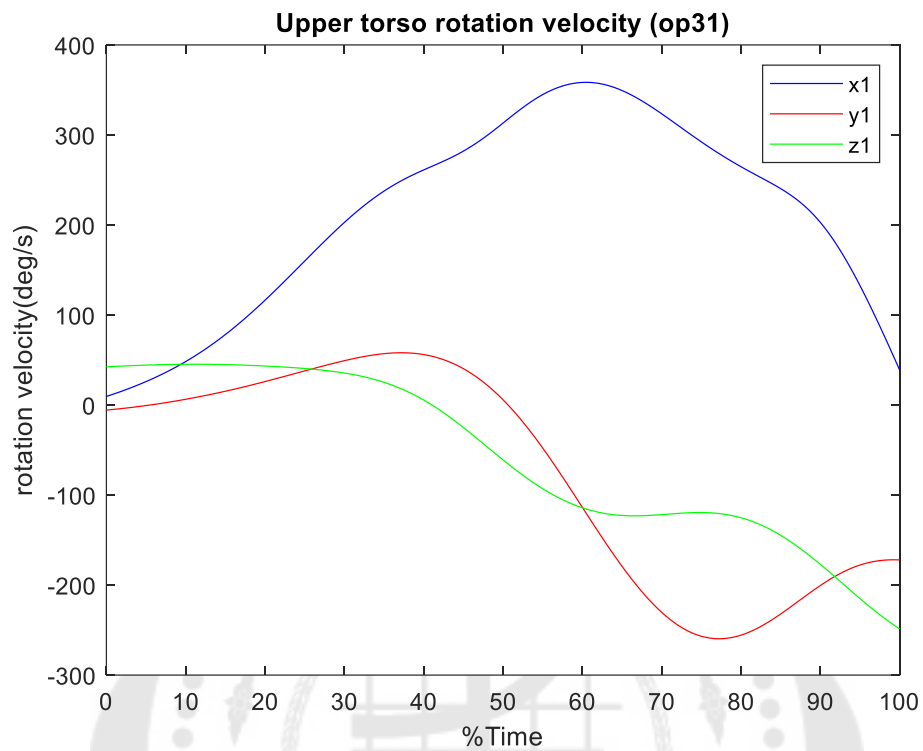


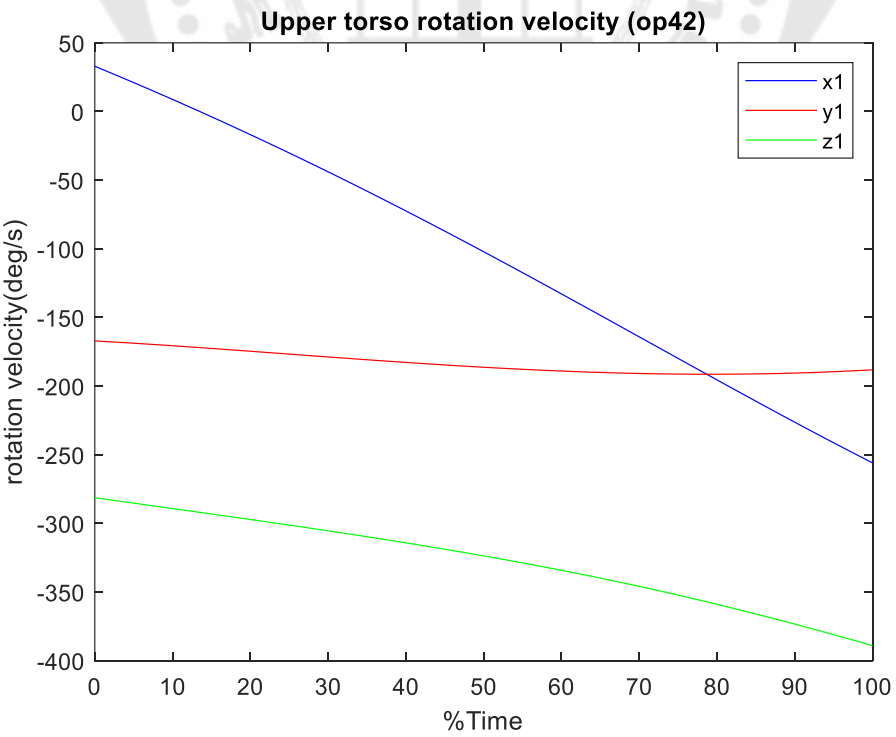
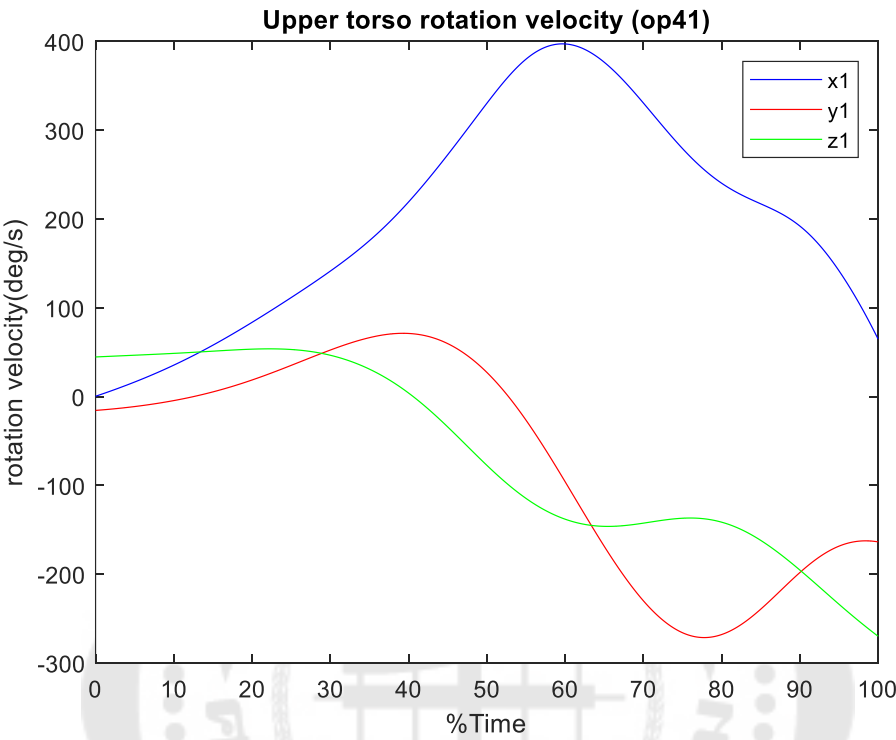
ภาคผนวก ข

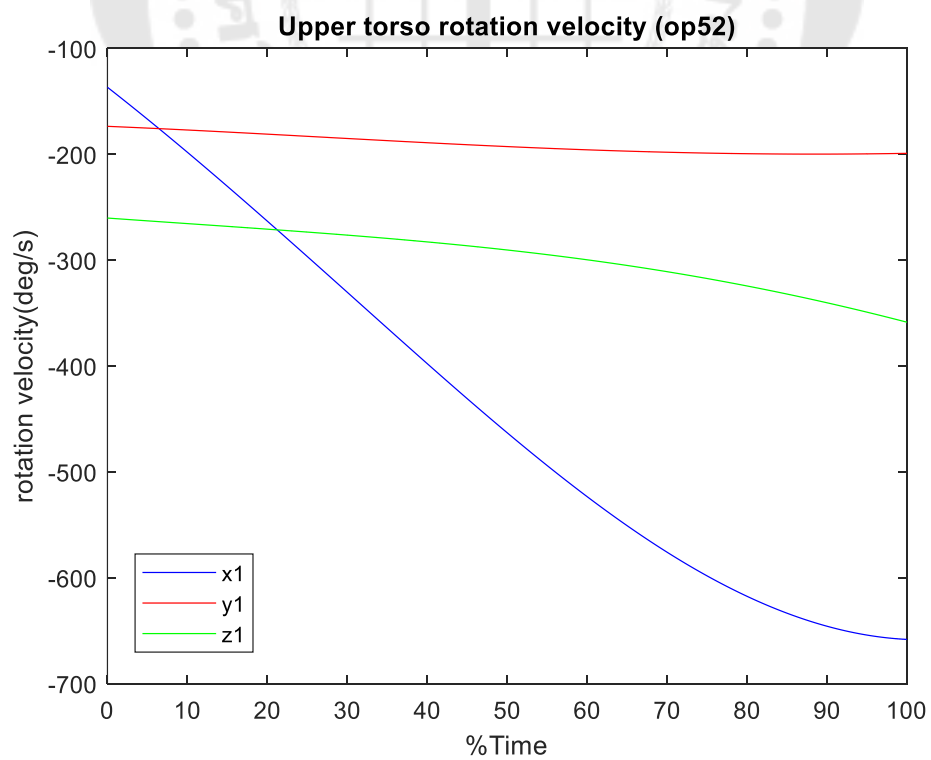
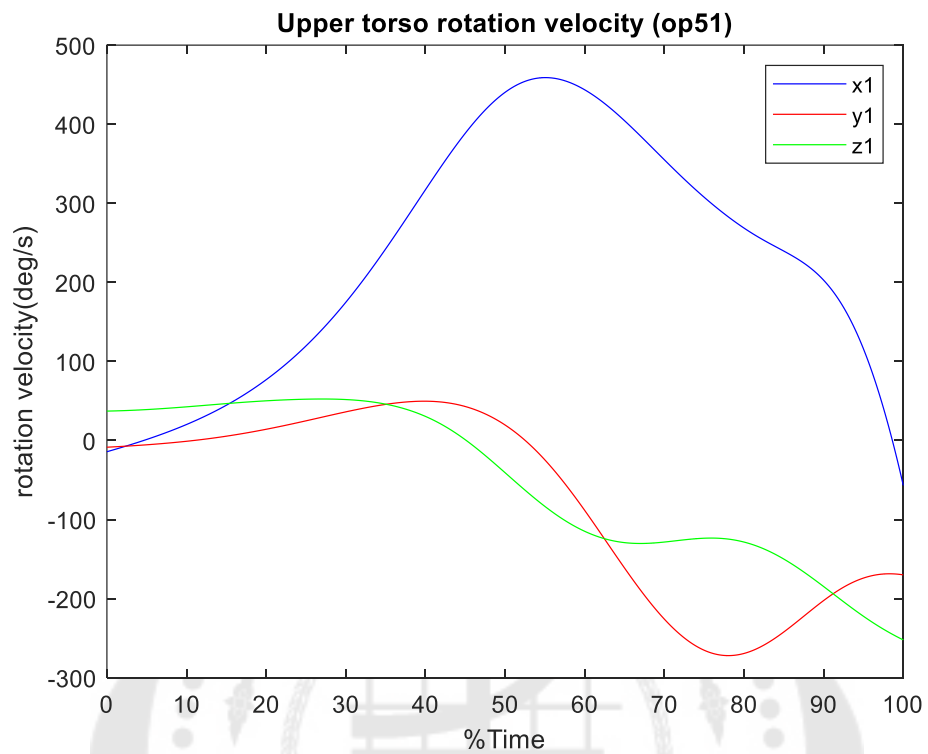
ภาคผนวก ข กราฟแสดงความเร็วเชิงมุมลำตัวส่วนบนของการสวิงระนาบเดียว(op) และการสวิงสองระนาบ (tp) ช่วงเริ่มต้นดาวน์สวิง และช่วงเร่งหัวไม้ จากตัวอย่าง 1 คน ของกลุ่มการสวิง

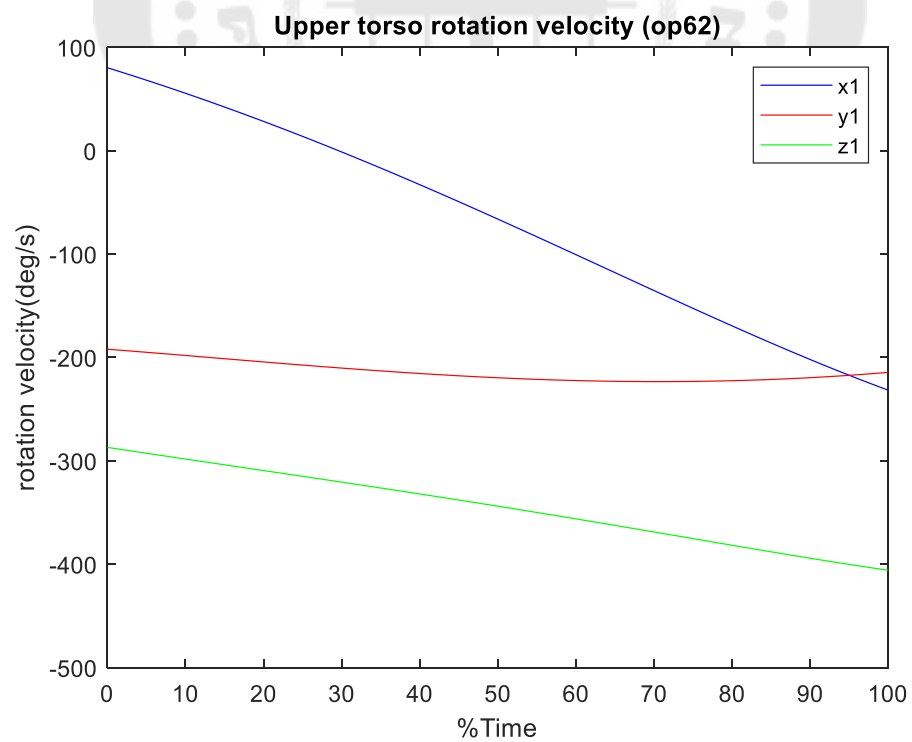
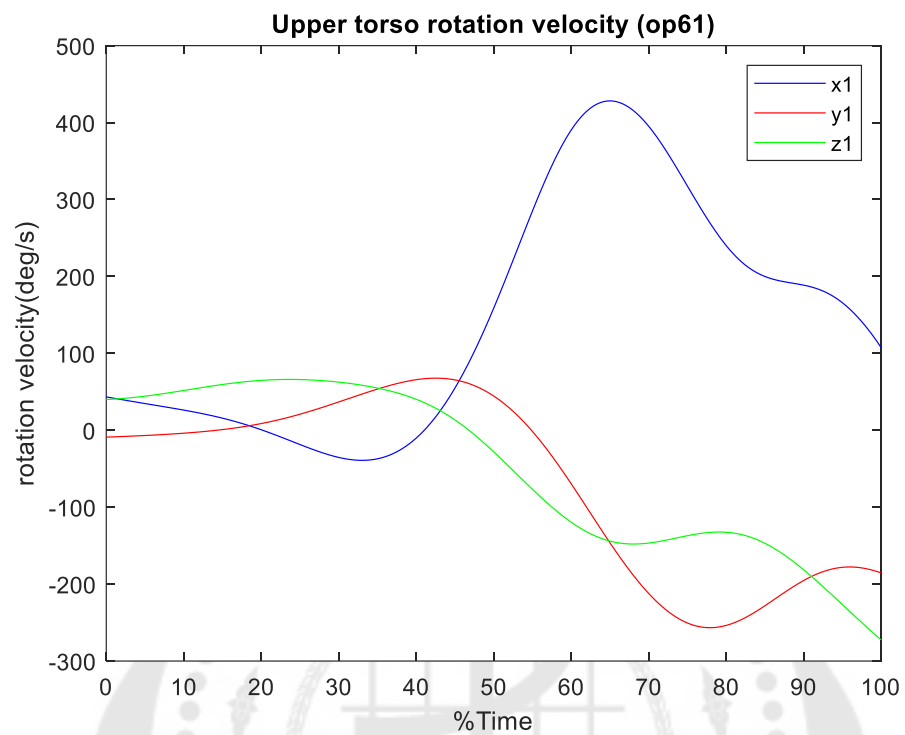


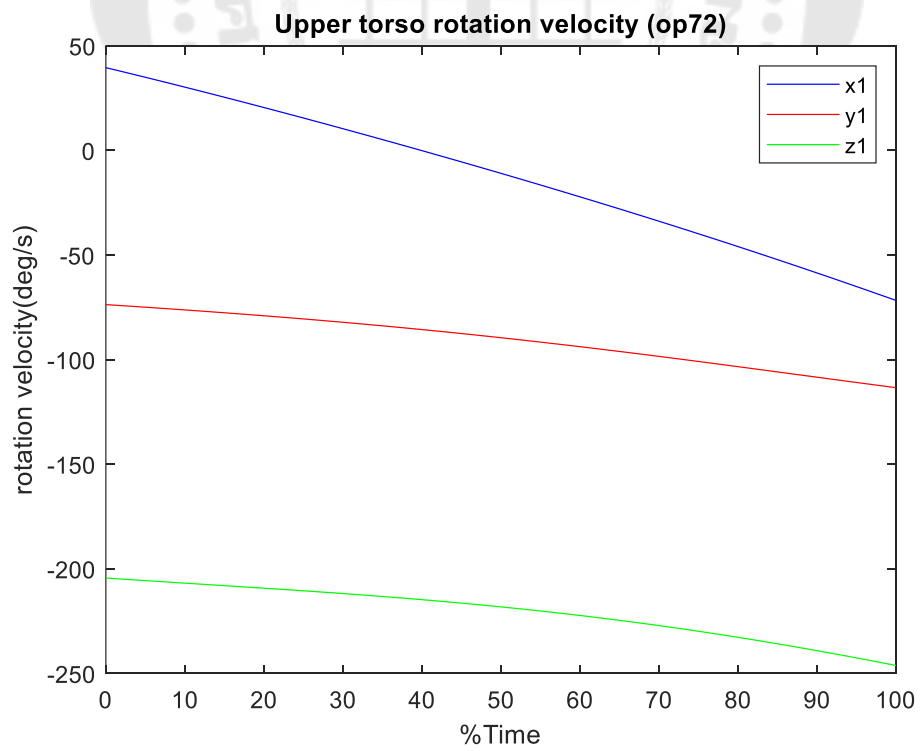
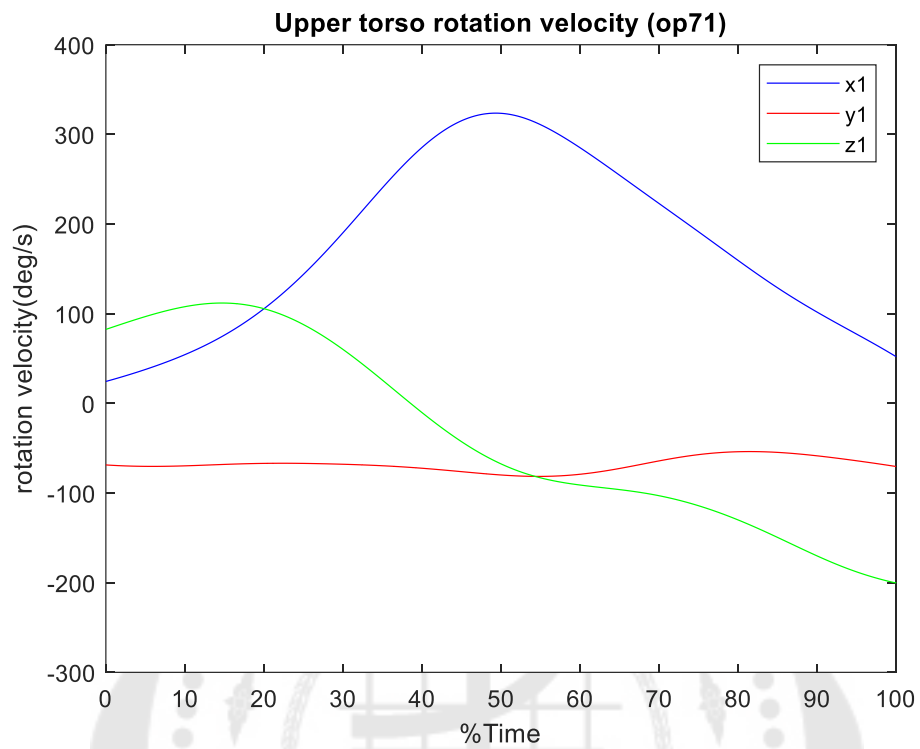


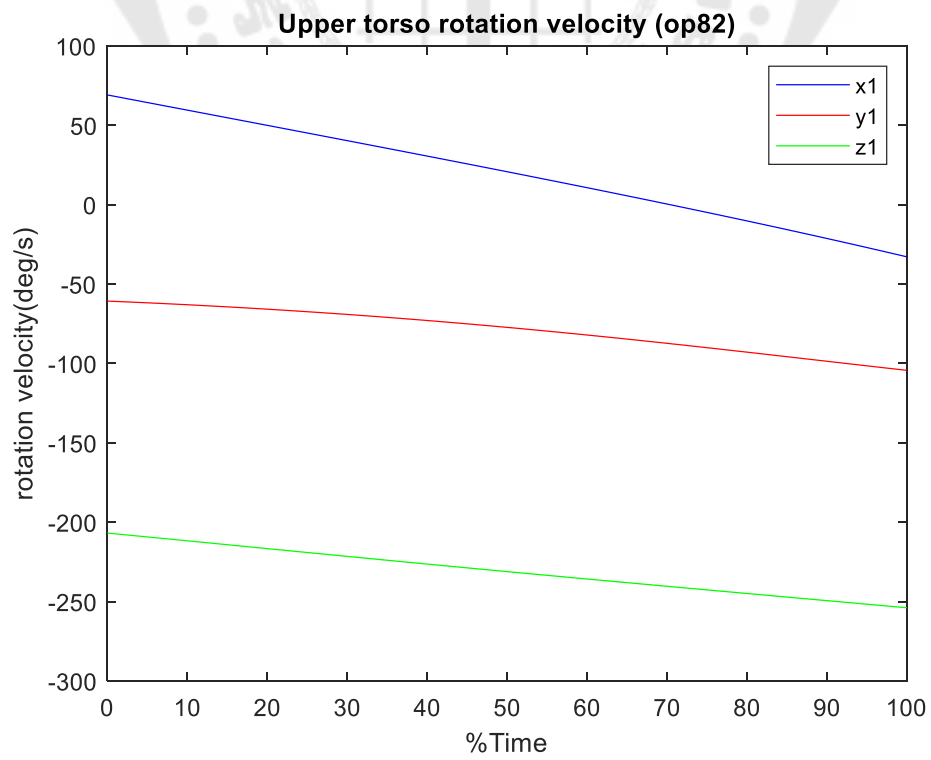
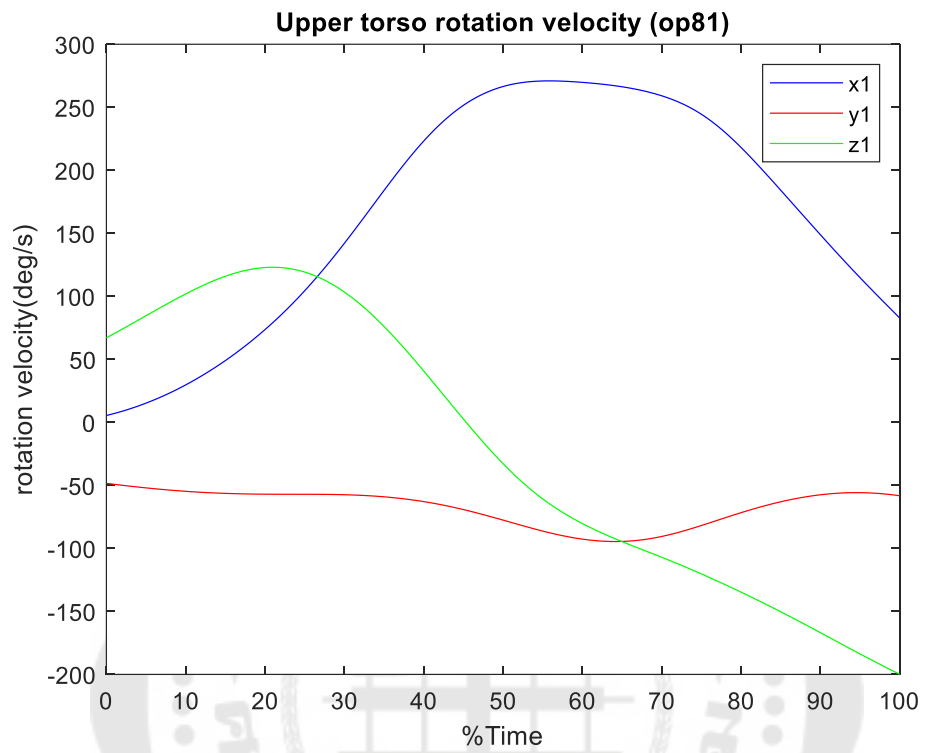


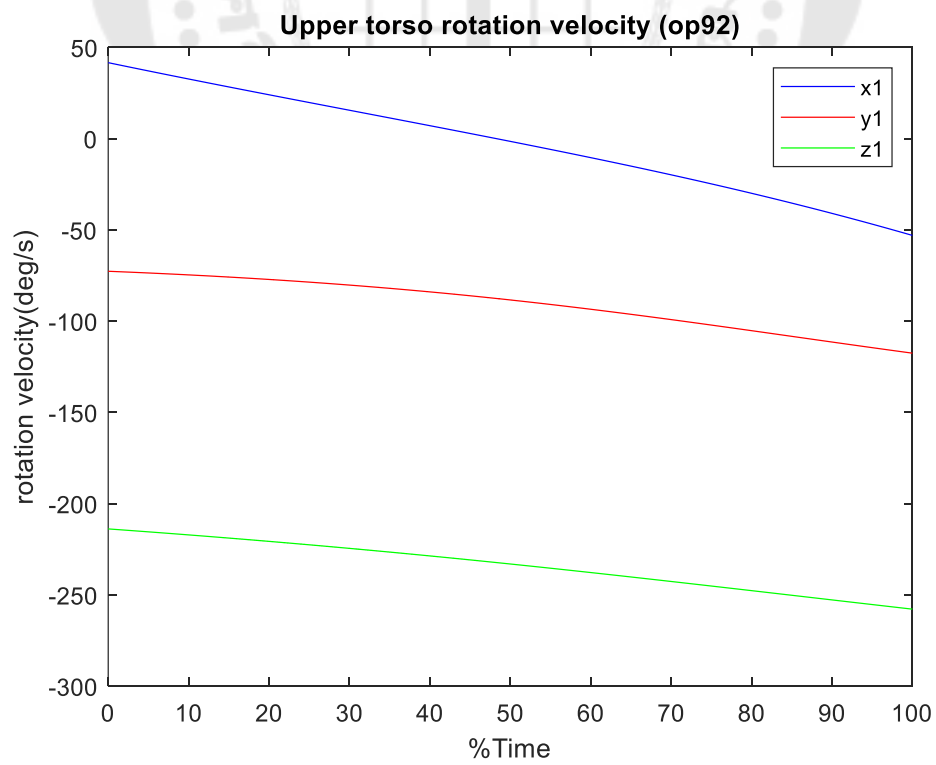
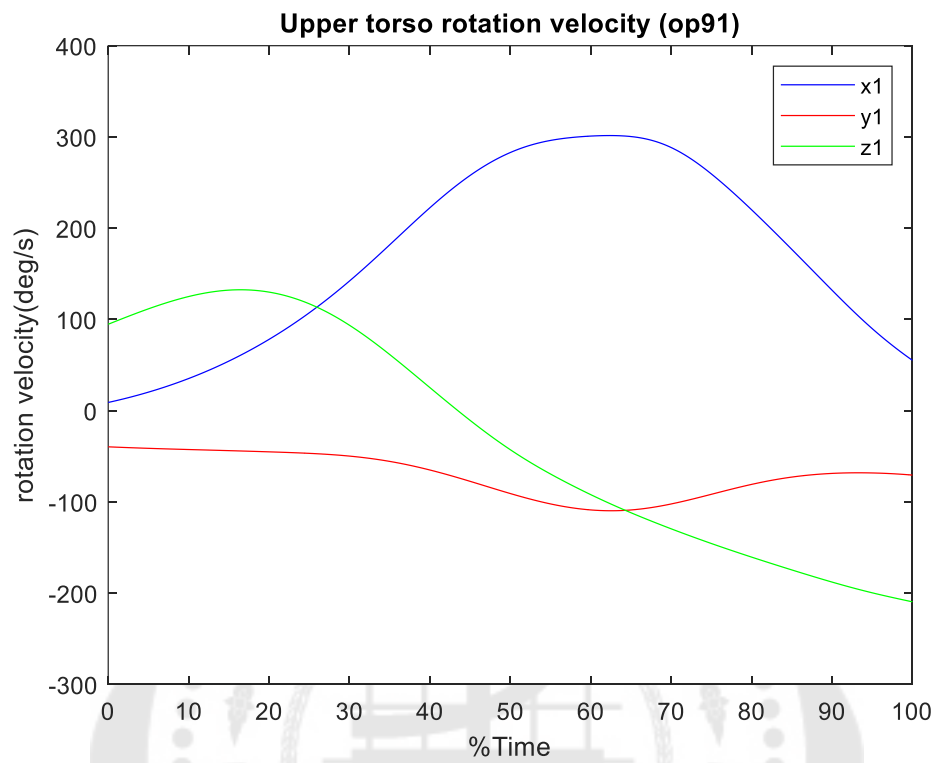


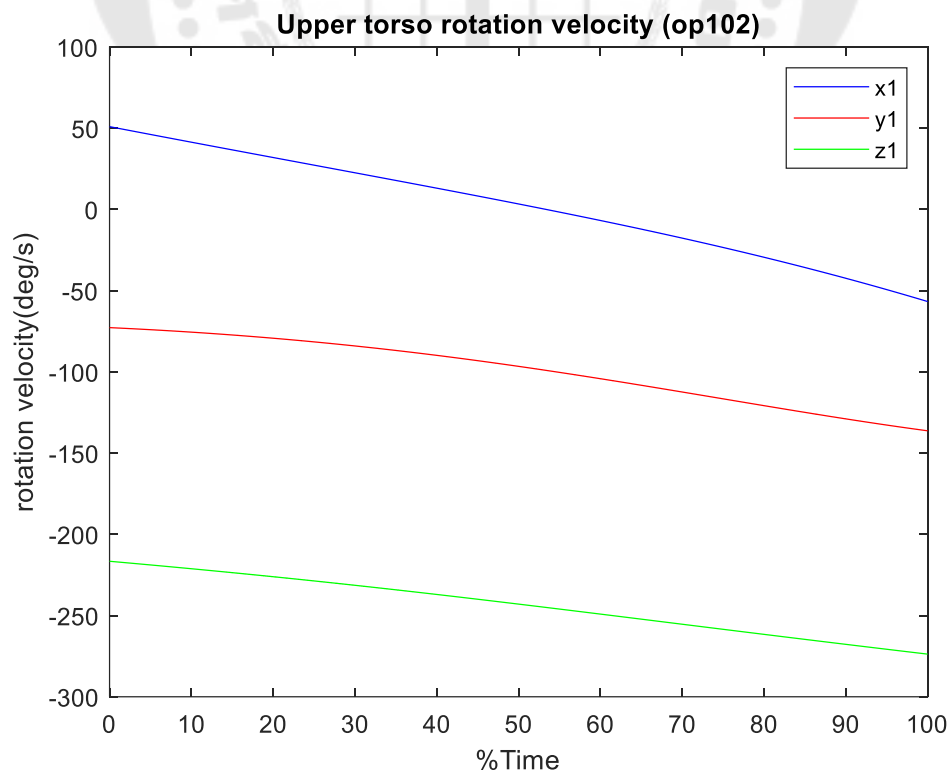
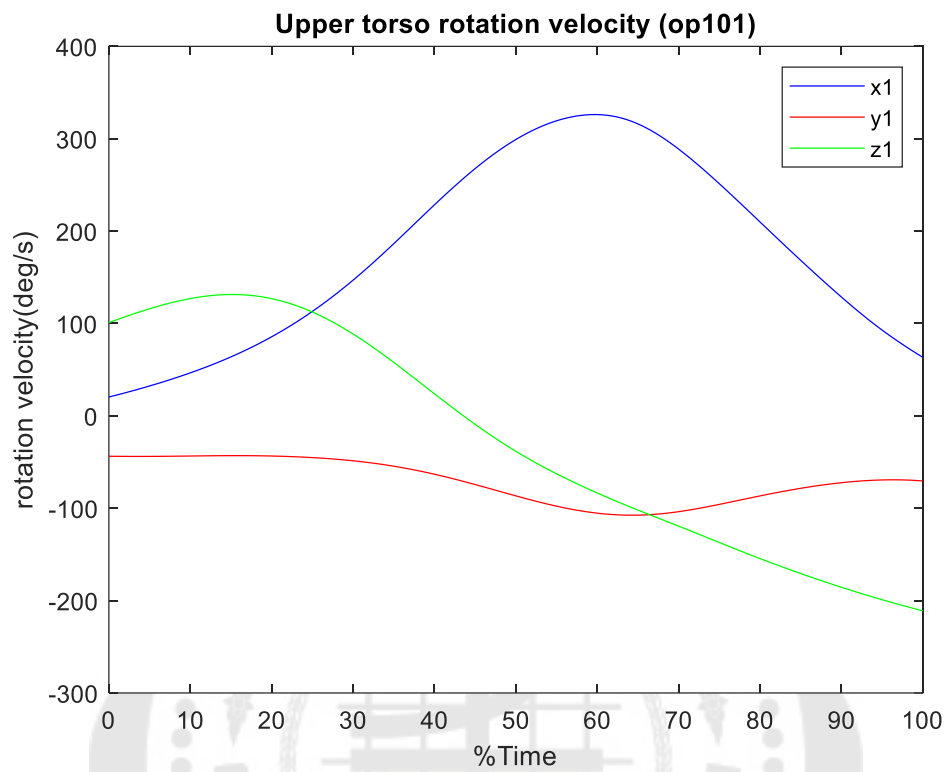


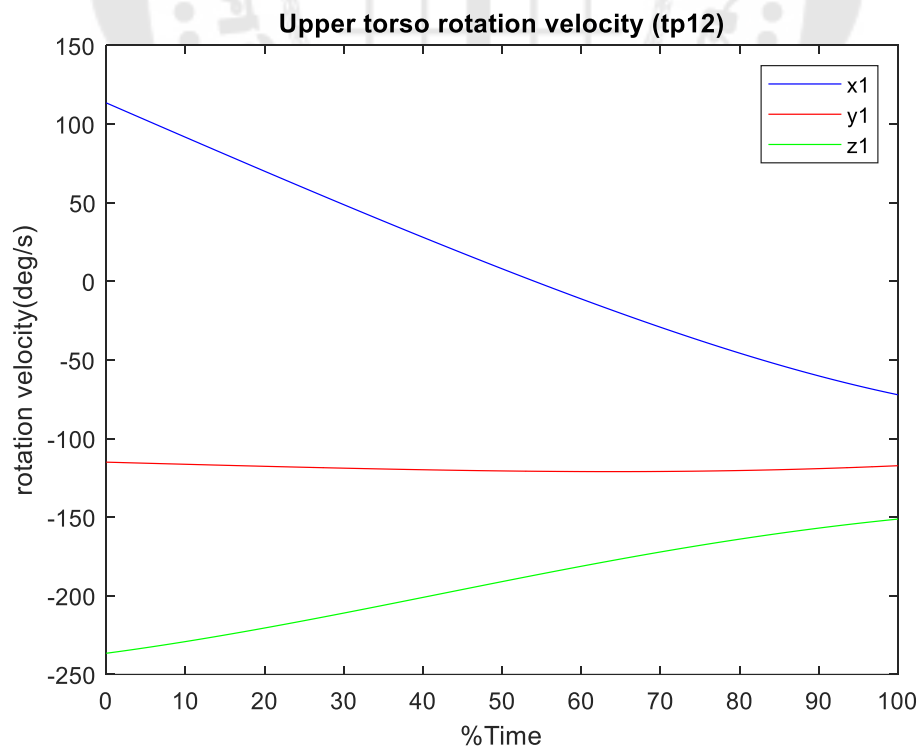
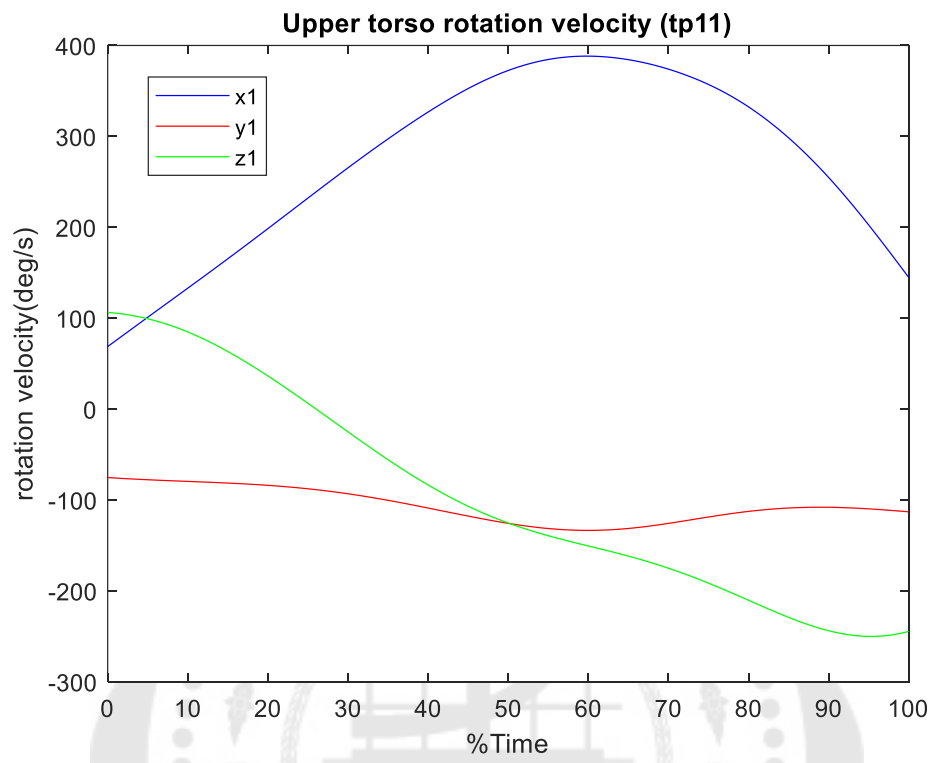


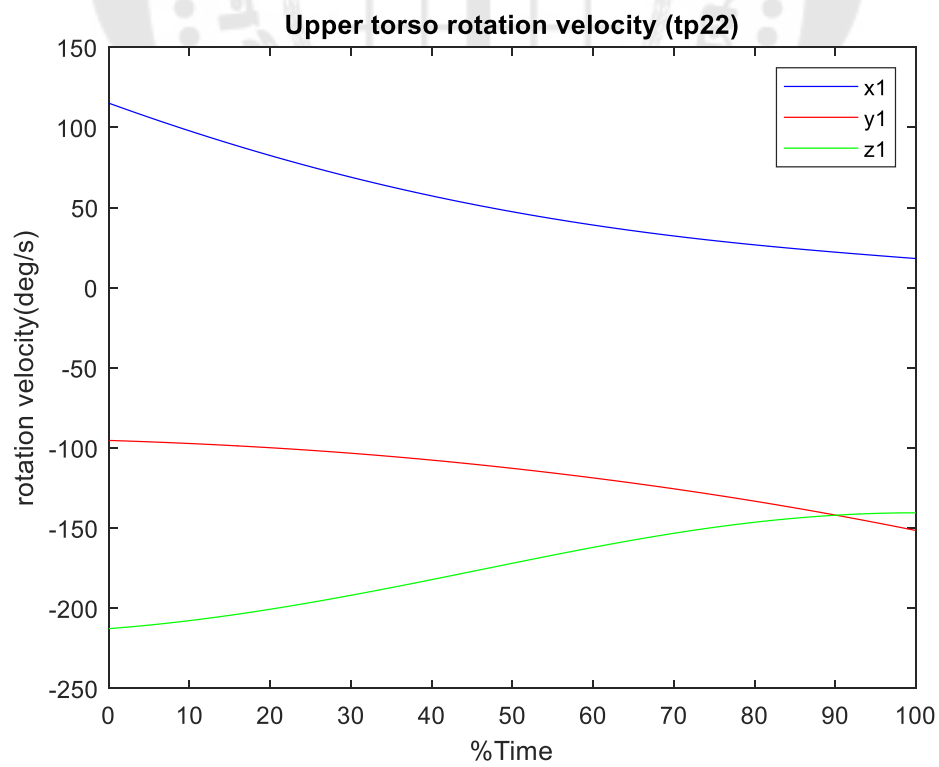
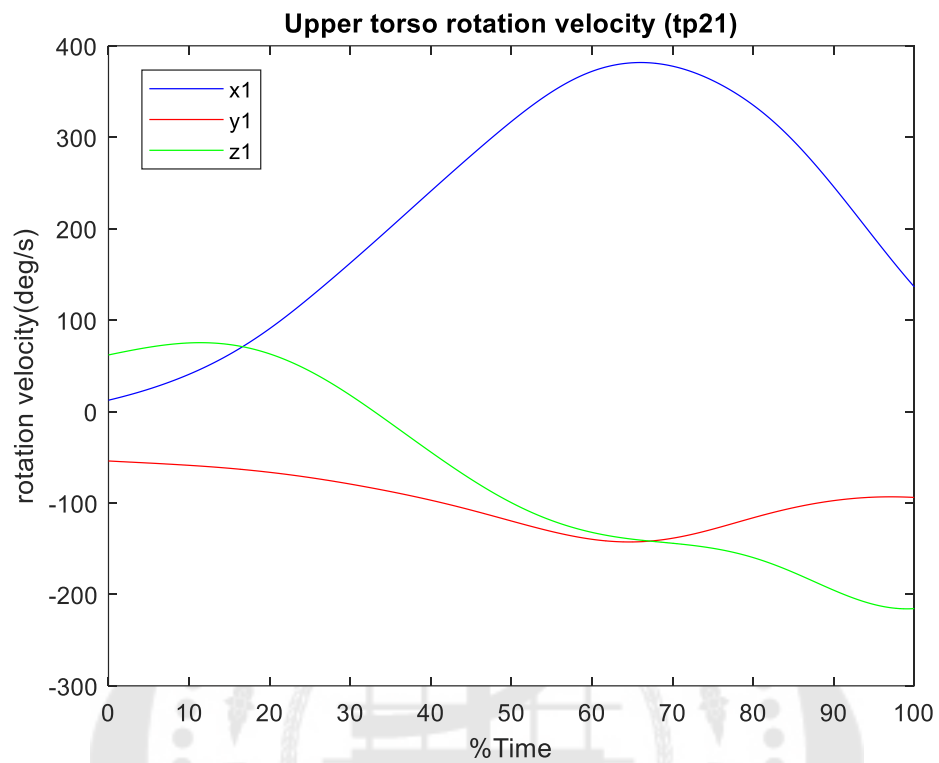


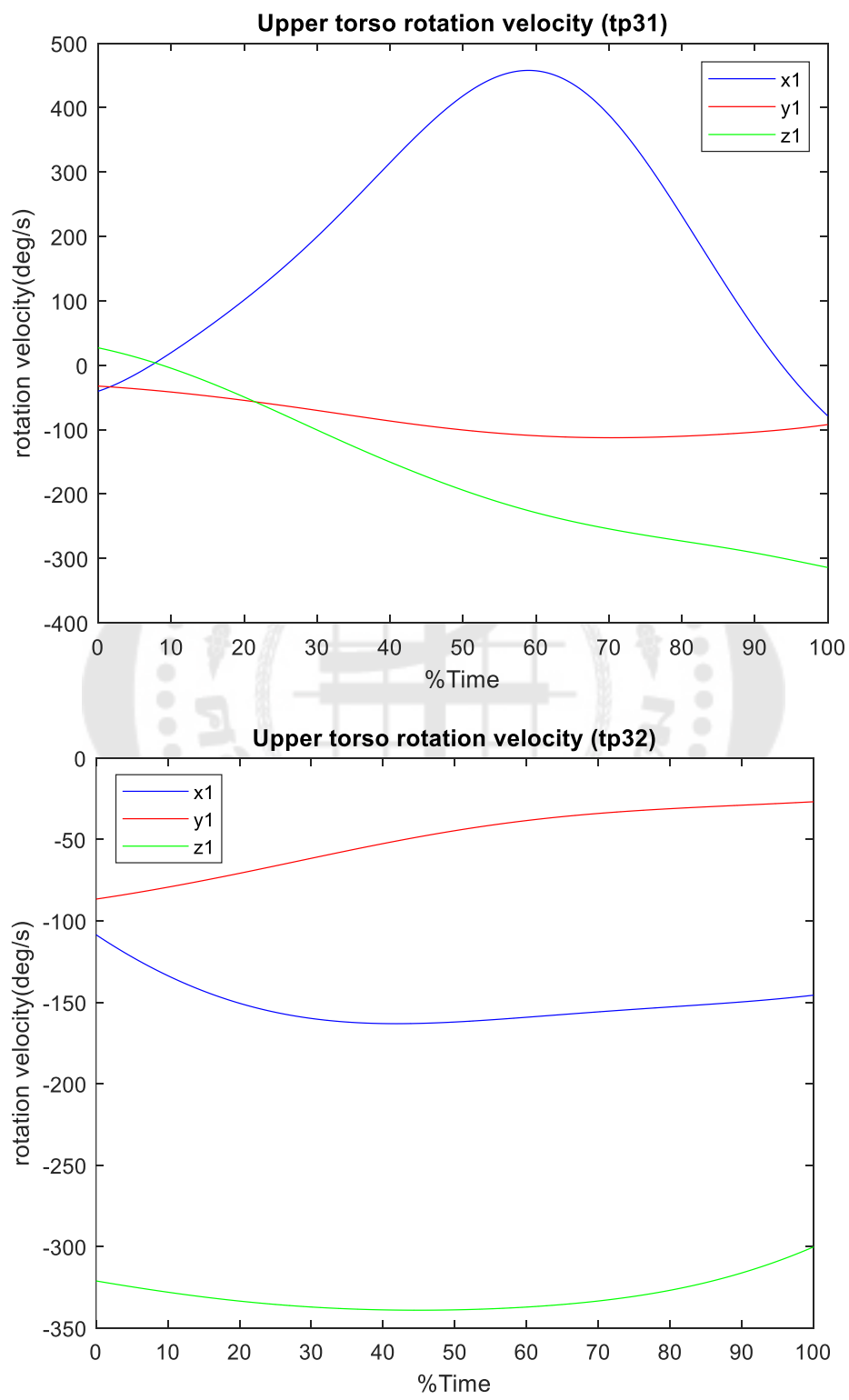


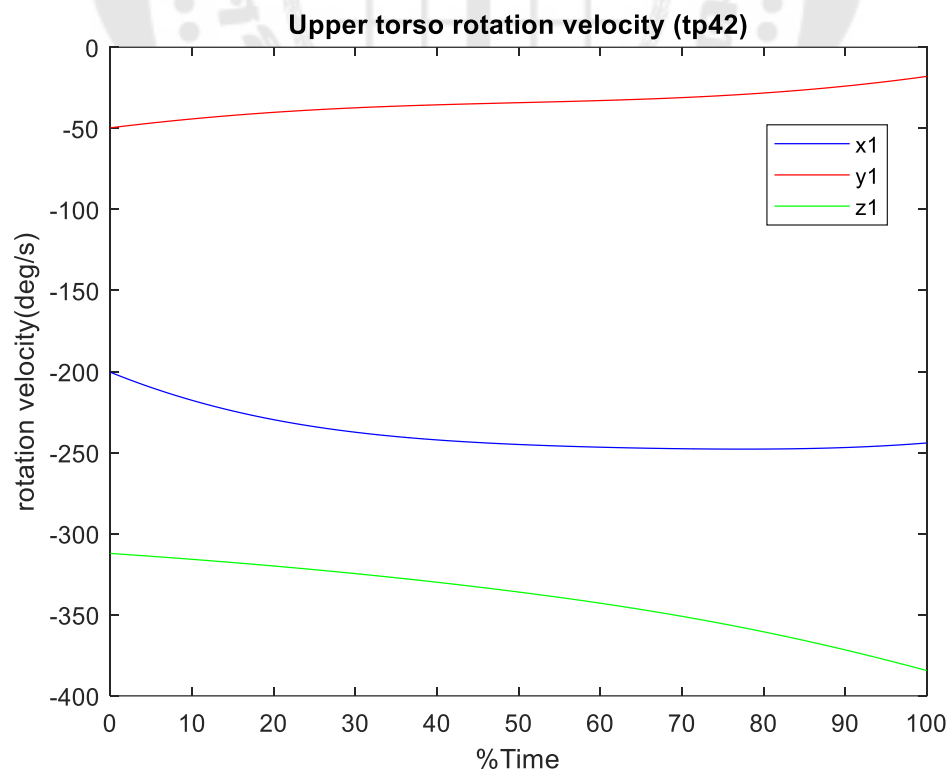
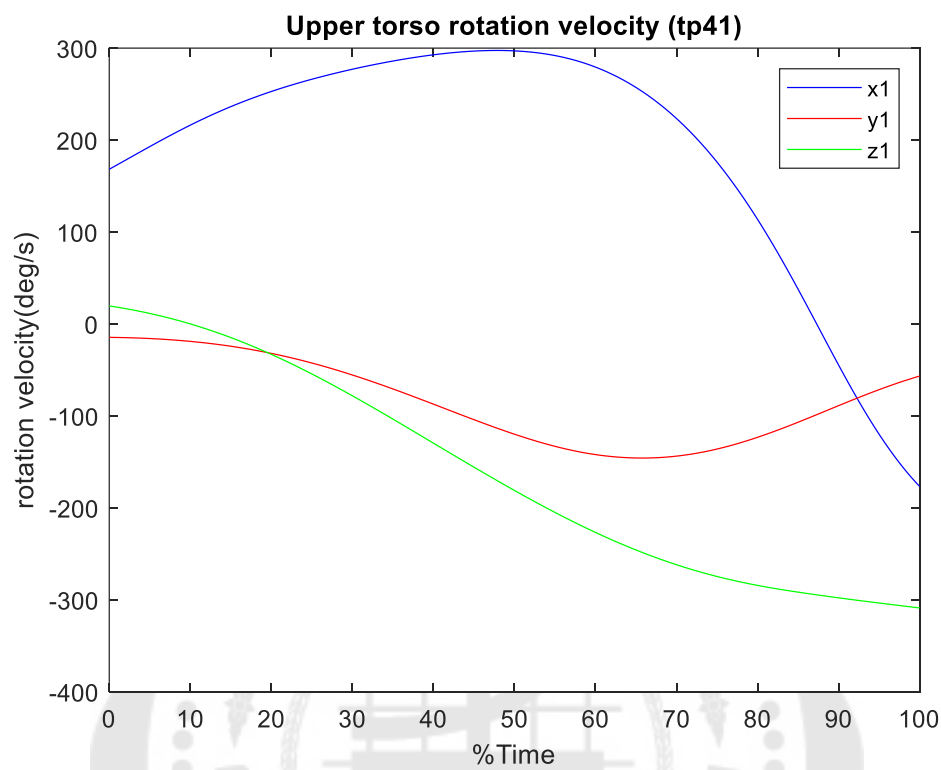


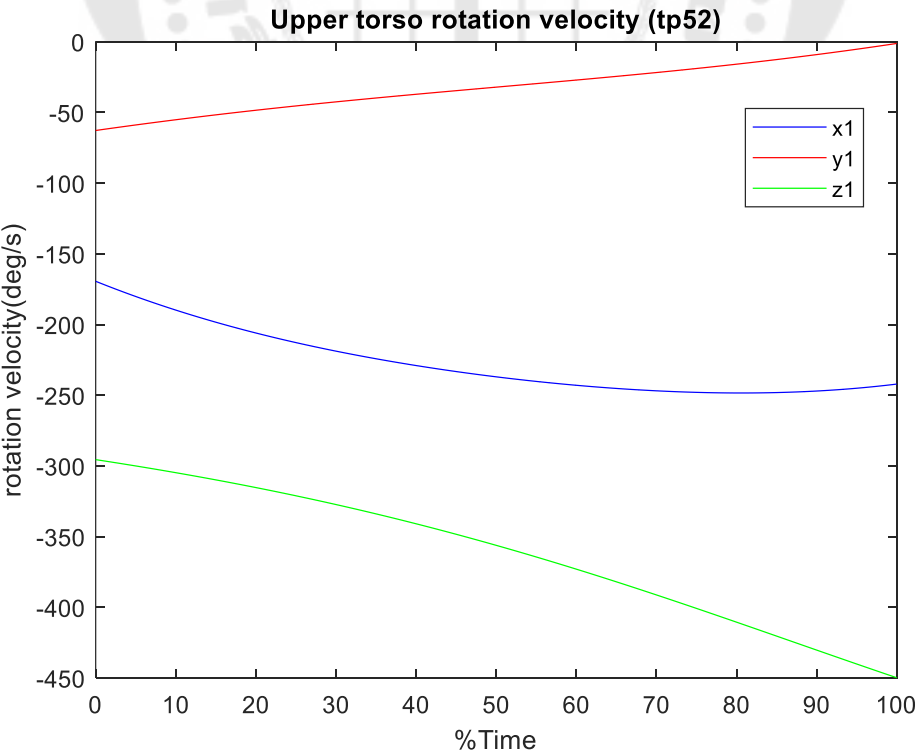
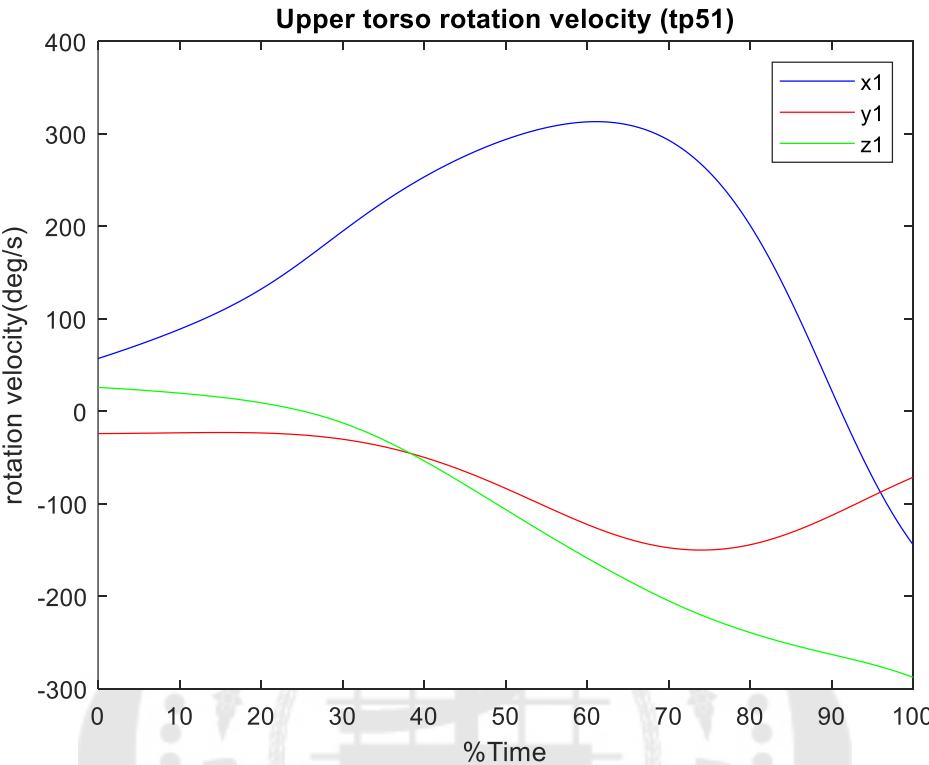


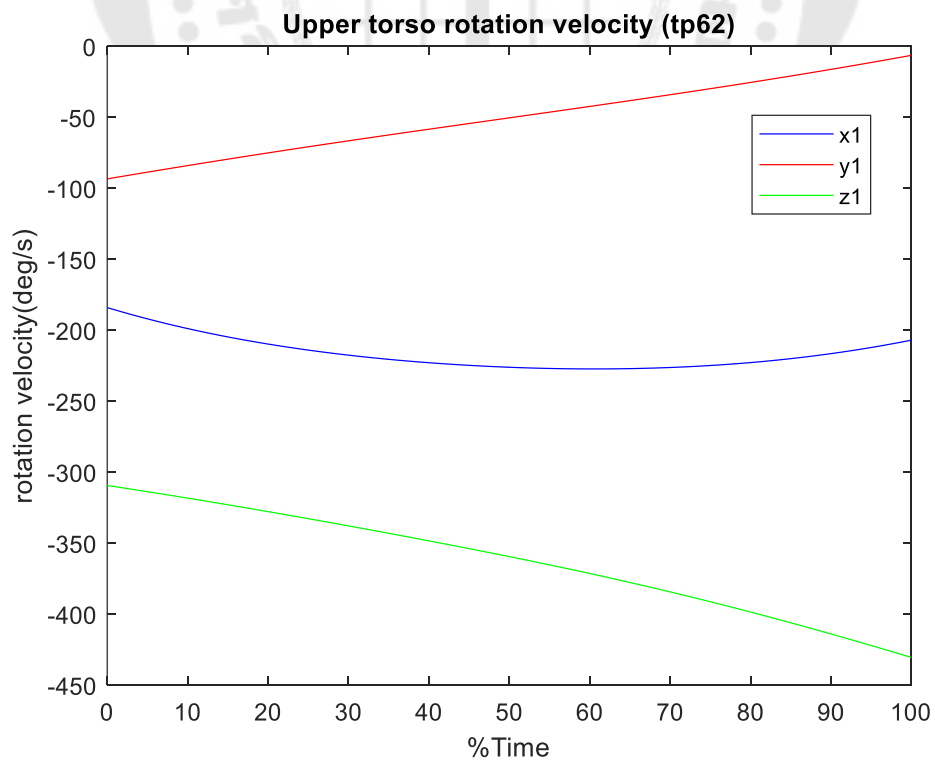
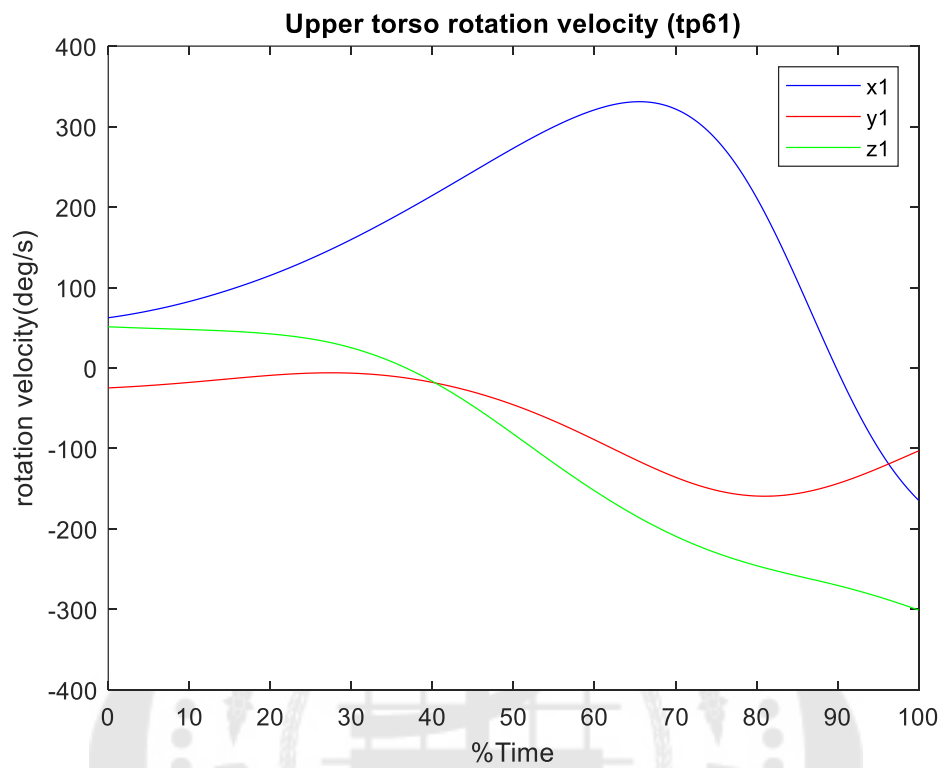


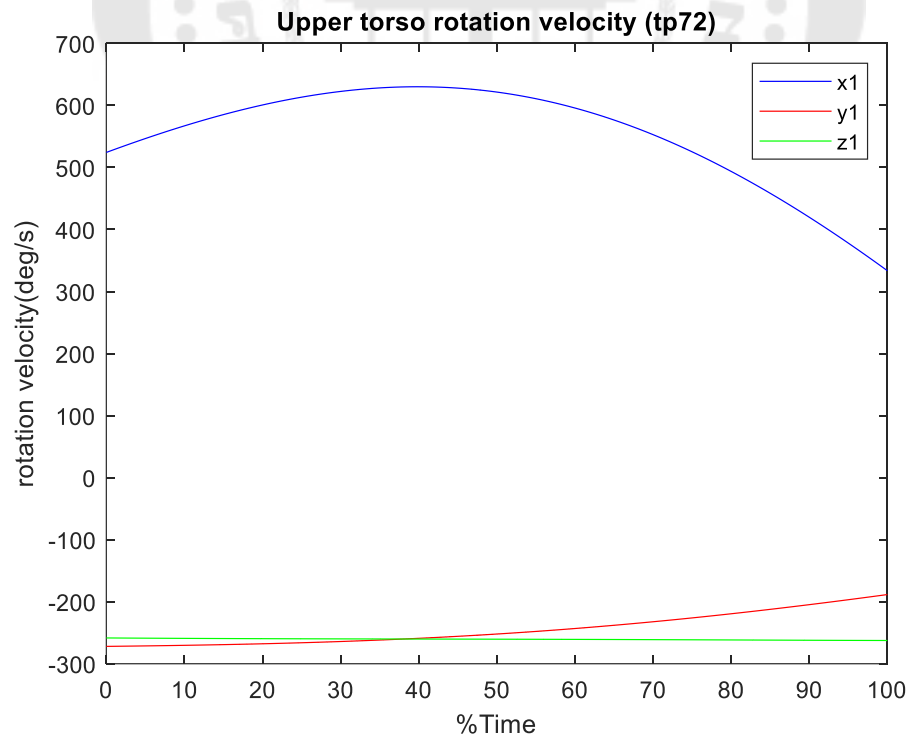
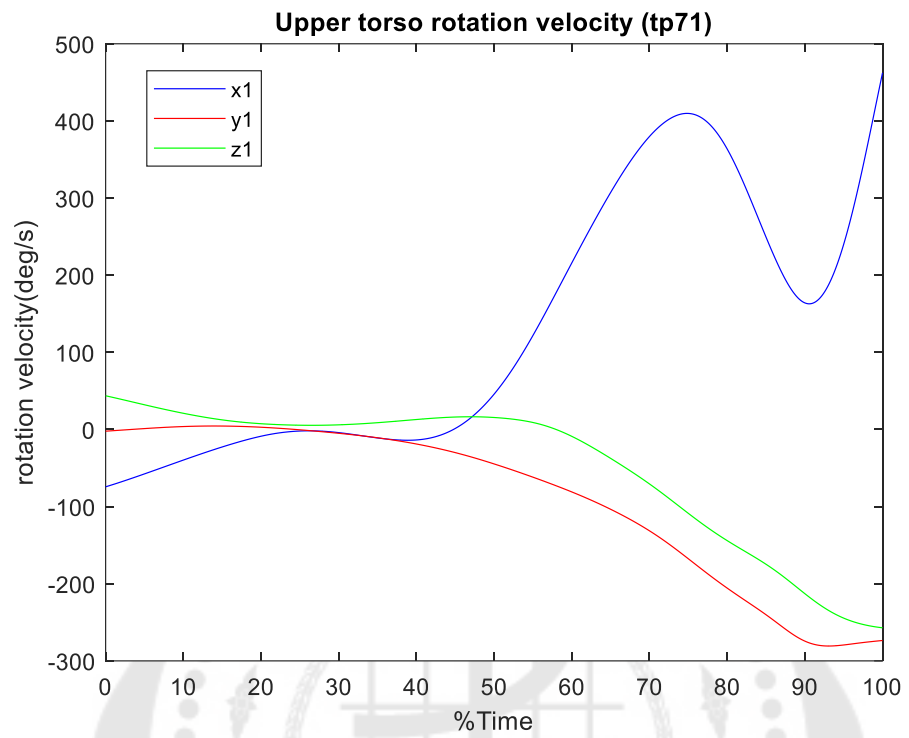


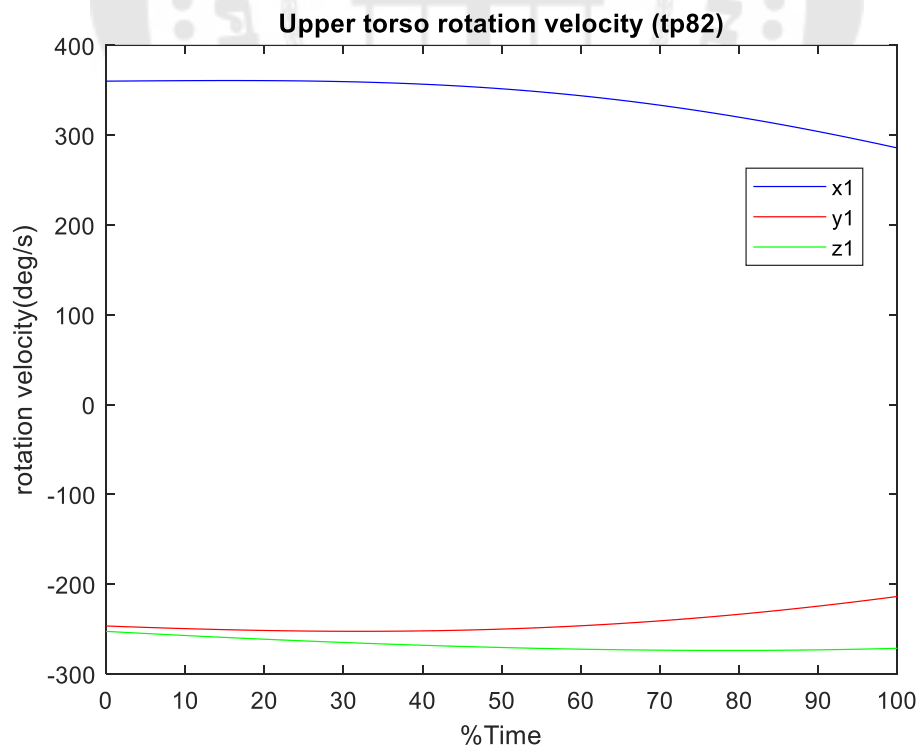
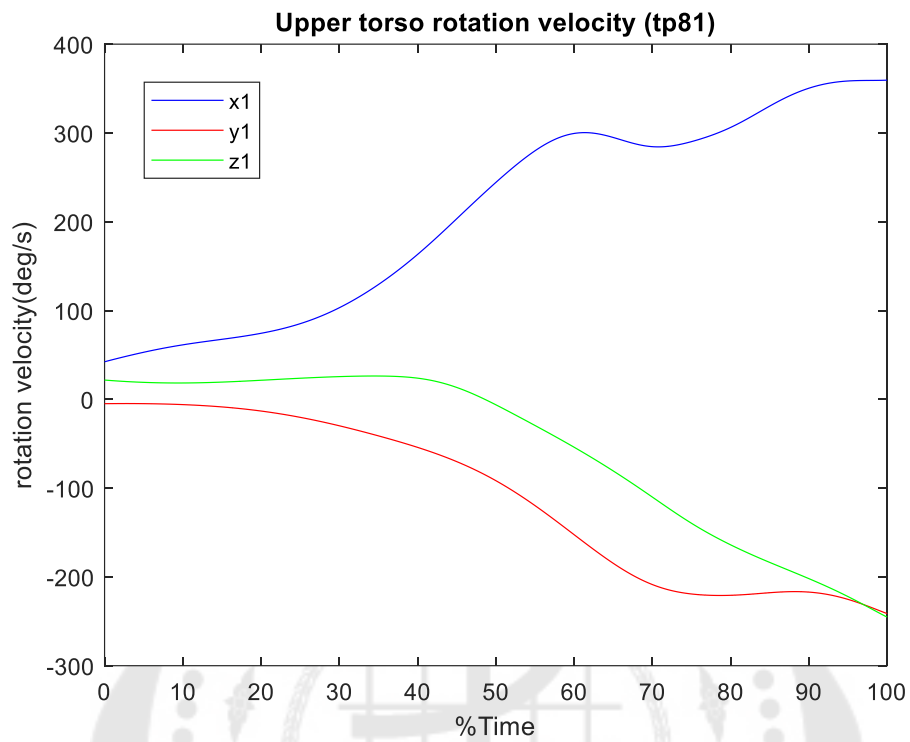


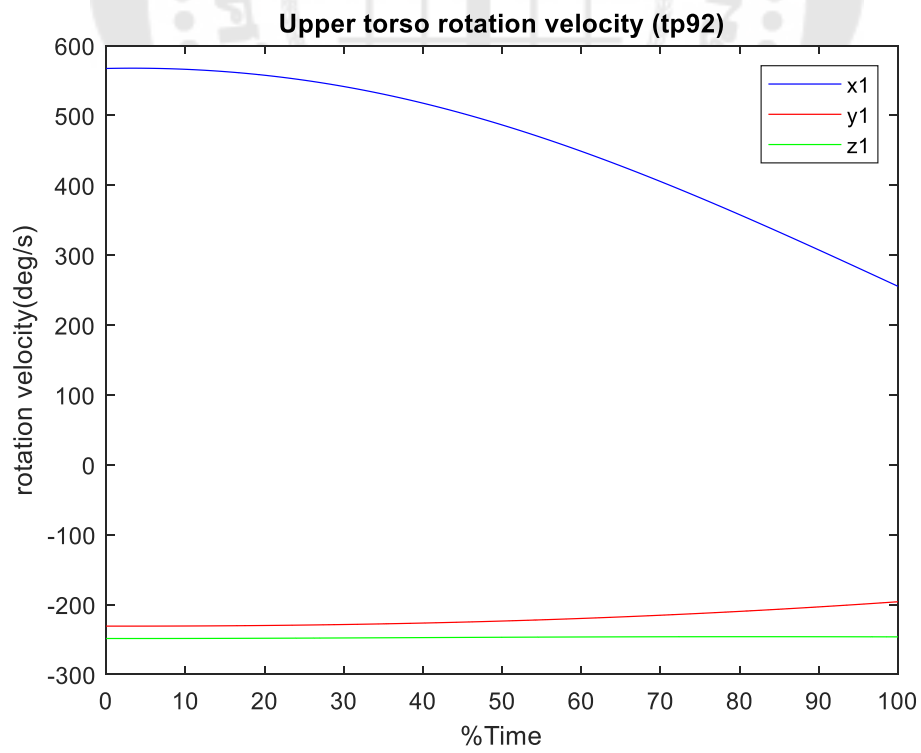
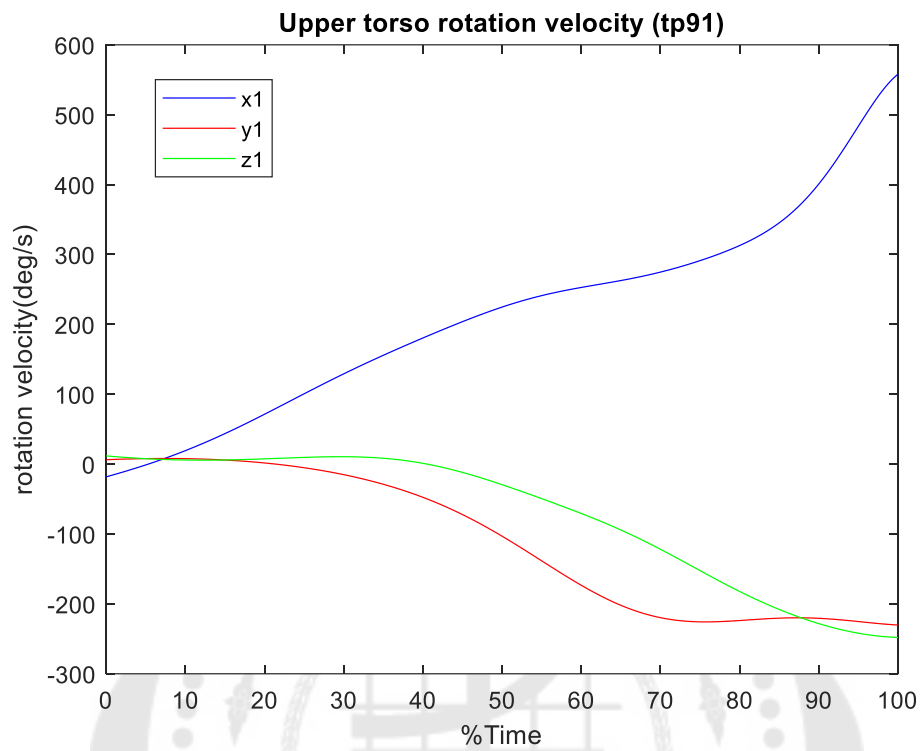


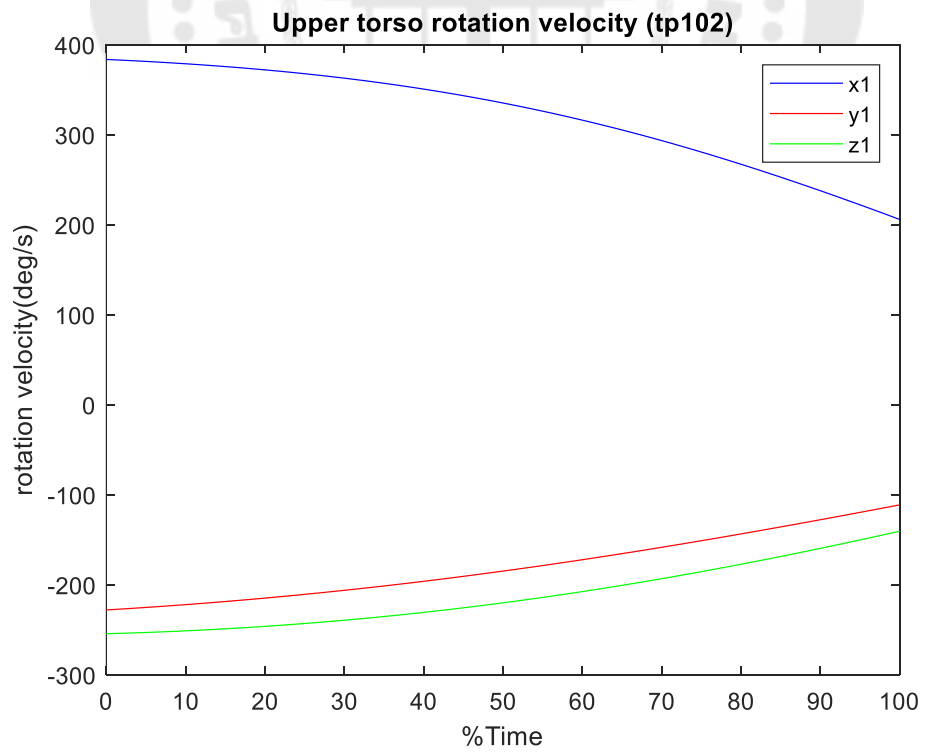
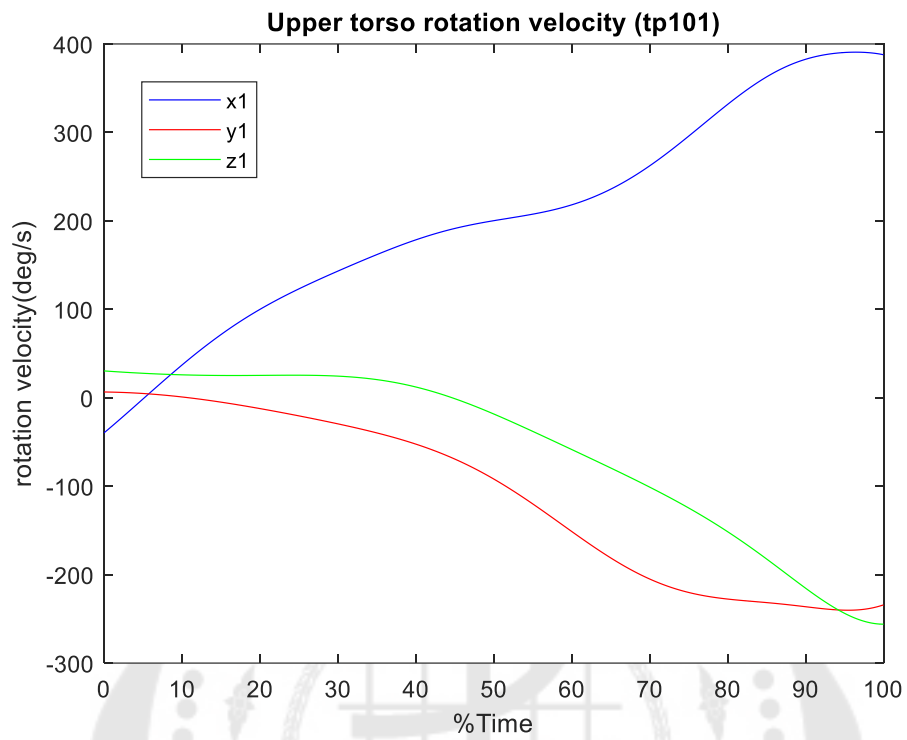














ภาคผนวก ค การกำหนดตำแหน่งและวิธีการคำนวณหาความเร็ว

การกำหนดตำแหน่ง

การกำหนดตำแหน่งมาร์เกอร์บนก้านไม้ซึ่งผู้วิจัยติดมาตรโคเกอร์ไว้บนก้านไม้ จำนวน 3 ตำแหน่ง คือตำแหน่งที่ 1 (s1) คือ ตำแหน่งติดตรงปลายกริบ, ตำแหน่งที่ 2 (s2) คือ ตำแหน่งติดตรงกลางระหว่างคอหัวไม้กับ s1 และตำแหน่งที่ 3 (s3) คือ ตำแหน่งที่ติดบนหัวไม้ โดยตำแหน่งมาร์เกอร์อยู่บนระบบอ้างอิง X Y Z

ความเร็วขณะก้านไม้ชนพื้น

คำนวณได้จากการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งมาร์คเกอร์ที่หัวไม้ (s3) ด้วยการใช้ระยะห่างตำแหน่งของมาร์เกอร์ระหว่างตำแหน่งที่ s2 – s1 บนก้านไม้ แนวแกน Z ที่มีความแตกต่างของตำแหน่งดังกล่าวมีการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด บนระบบอ้างอิง X Y Z

ความเร็วขณะหัวไม้กระทบลูก

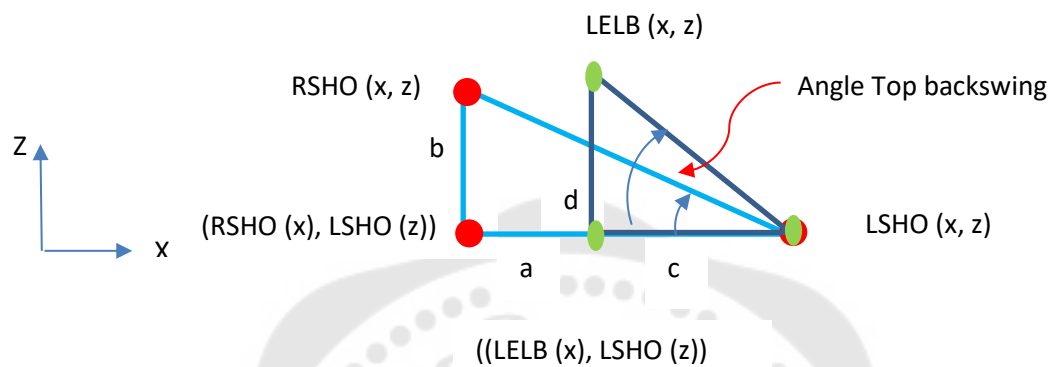
คำนวณได้จากการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งมาร์คเกอร์ที่หัวไม้ (s3) แนวแกน Y ด้วยการใช้ตำแหน่งของมาร์คเกอร์ตำแหน่งที่ s3 บนหัวไม้ คำนวณด้วยวิธี central different method แนวแกน Z บนระบบอ้างอิง X Y Z

$$(s3_{i+1} - s3_{i-1}) / (t3_{i+1} - t3_{i-1}) \text{ หน่วย เมตร/วินาที}$$



ภาคผนวก ง-1 วิธีการคำนวณหามุม

ตำแหน่งมาร์คเกอร์ LSHO, RSHO, LELB ระนาบอ้างอิง XZ โดยกำหนด LSHO เป็นจุดเริ่มต้น



มุมหัวไหล่

$$= \text{DEGREES}(\text{ATAN}(b/a))$$

มุมข้อศอก

$$= \text{DEGREES}(\text{ATAN}(d/c))$$

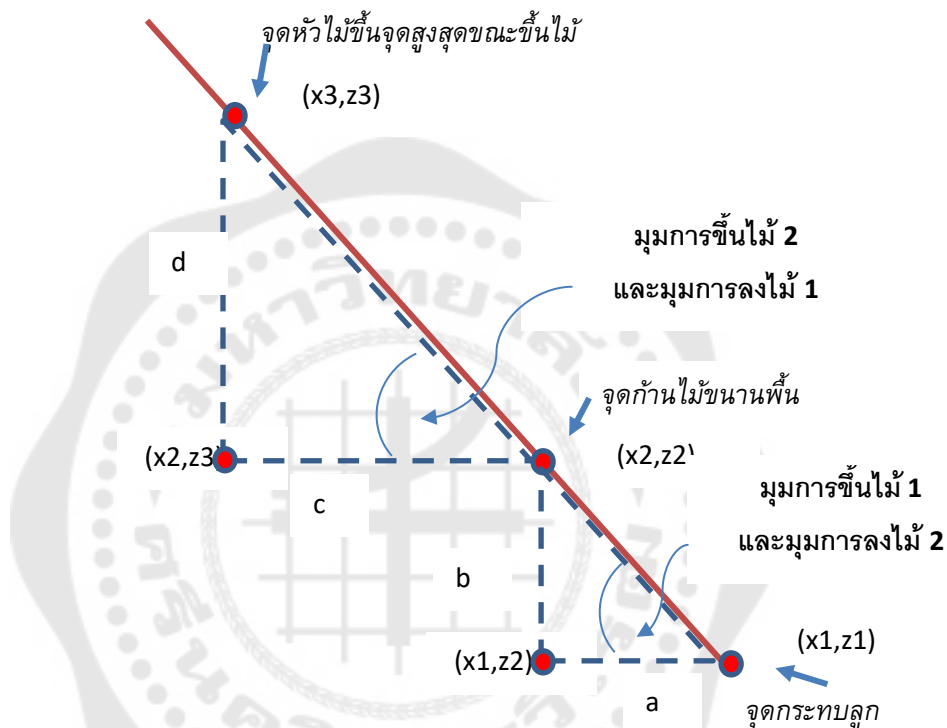
มุมการขึ้นแขน

$$= \text{มุมข้อศอก} - \text{มุมหัวไหล่} \quad (\text{หน่วย องศา})$$

ภาคผนวก ง-2 การคำนวณมุมระนาบการสวิง

การคำนวณมุมระนาบการสวิง เพื่อหามุมระนาบขึ้นแบ็คสวิงและมุมระนาบดาวน์สวิง สามารถคำนวณหาได้จากตำแหน่งมาร์คเกอร์ได้ดังนี้

มุมระนาบการขึ้นแบ็คสวิง



ความยาวด้านประกอบมุมฉาก ระหว่างจุด คือ

$$a = \sqrt{(x_1 - x_1)^2 + (z_1 - z_2)^2}, \quad b = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (z_2 - z_2)^2}$$

$$c = \sqrt{(x_2 - x_2)^2 + (z_2 - z_3)^2}, \quad d = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (z_3 - z_3)^2}$$

จะได้มุมการขึ้นไม้ 1, มุมการขึ้นไม้ 2

$$\text{มุมการขึ้นไม้ 1, มุมการขึ้นไม้ 2} = \text{DEGREES}(\text{ATAN}(b/a))$$

$$\text{มุมการลงไม้ 1, มุมการลงไม้ 2} = \text{DEGREES}(\text{ATAN}(d/c))$$

ดังนั้น จะได้มุมของระนาบการขึ้น

$$\text{มุมระนาบล่างวงสวิง} = \text{มุมการลงไม้ 2} - \text{มุมการขึ้นไม้ 1}$$

$$\text{มุมระนาบบนวงสวิง} = \text{มุมการลงไม้ 1} - \text{มุมการขึ้นไม้ 2}$$

+ หมายถึง ระนาบสวิงมีลักษณะชัน

+ หมายถึง ระนาบสวิงมีลักษณะแบน

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นายปรเมท เหมรชตนนท์
วัน เดือน ปี เกิด	12 สิงหาคม 2514
สถานที่เกิด	กรุงเทพฯ
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2536 ปริญญาตรี วท.บ. (พลศึกษา) มหาวิทยาลัยบูรพา พ.ศ. 2547 ปริญญาโท วท.ม. (วิทยาศาสตร์การกีฬา) มหาวิทยาลัยเกษตร ศาสตร์ พ.ศ. 2562 ปริญญาเอก ปร.ด. (วิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย) มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	44/60 ลำสาดีทาวเวอร์ ถนนสุขุมวิท 3 แขวงห้วยหมาก เขตบางกะปิ กทม. 10240

