



การวิเคราะห์กลไกห่วงโซ่คิเนติกส์ที่ส่งผลต่อการไหลของพลังงาน
ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในนักกีฬาอาชีพและสมัครเล่น

ANALYSIS OF KINETIC CHAIN MECHANISM AFFECTING ENERGY
FLOW IN KICK TOPSPIN TENNIS SERVE IN ELITE AND AMATEUR TENNIS PLAYERS

ธัญญ์ณดา เลิศวงศ์หัตถกุล

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2564

การวิเคราะห์กลไกห่วงโซ่คิเนติกที่ส่งผลต่อการไหลของพลังงาน
ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในนักกีฬามืออาชีพและสมัครเล่น



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย
คณะพลศึกษา มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2564
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ANALYSIS OF KINETIC CHAIN MECHANISM AFFECTING ENERGY
FLOW IN KICK TOPSPIN TENNIS SERVE IN ELITE AND AMATEUR TENNIS PLAYERS



THANNADA LERTWONGHATTAKUL

A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of DOCTOR OF PHILOSOPHY
(Sport and Exercise Science)

Faculty of Physical Education, Srinakharinwirot University

2021

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

การวิเคราะห์หลักไวยากรณ์เชิงไวยากรณ์ที่ส่งผลต่อการไหลของพลังงาน
ในการเสริมเพนนิสแบบคิกทอปสปินในนักกีฬาที่มีอาชีพและสมัครเล่น
ของ

ธัญญดา เลิศวงศ์หัตถกุล

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ประธาน
(รองศาสตราจารย์ ดร.สนธยา สี่ละมาด) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชำนาญ ชินสีห์)

..... ที่ปรึกษาร่วม กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภาภรณ์ ศิลาเลิศ
เดชกุล)

ชื่อเรื่อง	การวิเคราะห์กลไกห่วงโซ่คิเนติกส์ที่ส่งผลต่อการไหลของพลังงาน ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในนักกีฬามืออาชีพและสมัครเล่น
ผู้วิจัย	ธัญญ์ณดา เลิศวงศ์หัตถกุล
ปริญญา	ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต
ปีการศึกษา	2564
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร. สนธยา สีสะมาด
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรเทพ ราชนาวิ

การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินต้องการกำลังจากการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์จากส่วนของร่างกาย การวิเคราะห์การไหลของพลังงานเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการสังเกตการถ่ายโอนพลังงานผ่านส่วนของร่างกาย การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบตัวแปรตามที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายและเพื่อหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตามของการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน กลุ่มตัวอย่างในการวิจัยครั้งนี้ได้มาโดยการสุ่มแบบเฉพาะเจาะจงจากนักกีฬาเทนนิสชายอายุระหว่าง 19 – 25 ปี แบ่งเป็นนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและมือสมัครเล่น รูปแบบการเคลื่อนไหวของกลไกโซ่คิเนติกส์และการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสถูกบันทึกด้วยกล้องวิดีโอ 6 ตัว ร่วมกับแผ่นวัดแรงและโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ ความสัมพันธ์และเปรียบเทียบตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตามด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนตัวแปรพหุนาม (MANOVA) และการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis) เพื่อหาสมการทำนาย โดยกำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ .05 ผลการวิจัยพบว่ากลุ่มตัวอย่างไม่มีความแตกต่างกันของตัวแปรตามที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกาย ค่าตัวแปรตามที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกในแต่ละระยะการเสิร์ฟมีความแตกต่างกันแต่ค่าตัวแปรตามที่ข้อเท้าและข้อเข่าไม่มีความแตกต่างกันมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และการทดสอบปฏิสัมพันธ์ร่วมของกลุ่มและระยะของการเสิร์ฟไม่มีอิทธิพลต่อตัวแปรตามตามที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรของการไหลของพลังงานทั้ง 4 ตัวแปร พบว่ามีการใช้ตัวแปรตามในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ

คำสำคัญ : กลไกโซ่คิเนติกส์, การไหลของพลังงาน, การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน

Title	ANALYSIS OF KINETIC CHAIN MECHANISM AFFECTING ENERGY FLOW IN KICK TOPSPIN TENNIS SERVE IN ELITE AND AMATEUR TENNIS PLAYERS
Author	THANNADA LERTWONGHATTAKUL
Degree	DOCTOR OF PHILOSOPHY
Academic Year	2021
Thesis Advisor	Associate Professor Dr. Sonthaya Sriramatr
Co Advisor	Assistant Professor Pornthep Rachnavy

An effective kick topspin tennis serve requires power for the transfer of mechanical energy through a kinetic chain mechanism from body parts that are directly related to the kinetics of the joints. Energy flow analysis is a powerful tool for observing the mechanical energy transfer through the body parts. Hence, this research aimed to study and compare the dependent variables at seven joints and determine the correlation and predictive ability energy flow of the independent variable and affecting the dependent variable in kick topspin tennis serve. Ten male tennis players, from 19-25 years of age were recruited by purposive sampling and consisted of elite and amateur tennis players. The movement patterns of the kinetic chain mechanism and the energy flow in kick topspin tennis serve were recorded with six motion cameras with a force platform and motion analysis program to analyze their 3D motion. The relationship and comparison with the dependent variables affecting the dependent variable at seven joints were investigated using Multiple Analysis of Variance (MANOVA) and Stepwise multiple regression analysis for the predicted equation. The level of statistical significance was set at .05. The results showed no significant differences in the seven joints of the body in both groups. The variables at the wrist, elbow, shoulder, torso and hip showed significance in three distinct phases. In contrast, the variables at the ankle and knee had no significant differences. The interaction test between group and three distinct phases had no influence on the seven joints of the body. The correlation and predictability revealed that the variables were used to transfer and release mechanical energy differently in three distinct phases.

Keyword : Kinetic Chain Energy Flow Kick Topspin Tennis Serve

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ในครั้งนี้สำเร็จอย่างสมบูรณ์ลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องด้วยความเมตตากรุณา และความอุตสาหะทุกประการตลอดระยะเวลาการศึกษา ได้รับความช่วยเหลือ คำแนะนำปรึกษา และข้อมูลต่าง ๆ อย่างดียิ่ง จนงานสำเร็จสมบูรณ์ ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบคุณทุกท่านเป็นอย่างสูง จาก ท่านรองศาสตราจารย์ ดร.สนธยา สีสะมาด ผู้เป็นที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์หลัก และผู้วิจัยขอ กราบ ขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ ผู้เป็นที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ร่วม ขอกราบ ขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชำนาญ ชินสีห์และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุภาภรณ์ ศิลาลิศเดชกุล ที่ท่านได้สละเวลามาเป็นประธานและกรรมการสอบวิจัยในครั้งนี้ พร้อมทั้ง ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ประจำภาควิชาวิทยาศาสตร์การกีฬาทุกท่าน ในการอบรมสั่งสอน ประสิทธิ์ประสาททวิชาความรู้แก่ศิษย์ให้มีความรู้ ความสามารถด้านวิชาชีพทั้งคุณธรรมและจริยธรรม อีกทั้งเจ้าหน้าที่ของคณะพลศึกษาในการช่วยเหลือดำเนินเรื่องเอกสารต่าง ๆ อย่างราบรื่นไปได้ด้วยดี

ท้ายที่สุดขอขอบพระคุณกลุ่มนักกีฬาเทนนิสที่เป็นกลุ่มตัวอย่างทุกท่านที่ให้ความร่วมมือ เป็นอย่างดีในการเข้าร่วมโครงการอย่างต่อเนื่องและขอกราบขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ศูนย์วิทยาศาสตร์ การกีฬา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา รวมทั้งรุ่นพี่ รุ่นน้อง และเพื่อนที่ ประสานงาน ช่วยเหลือในการดำเนินการเก็บรวบรวมข้อมูลในงานวิจัย

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยขอบแต่พระคุณบิดา มารดา บุรพาจารย์ทุกท่าน และผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้อบรมสั่งสอนและให้ความเมตตาแก่ผู้วิจัยมา โดยตลอดเป็นกำลังใจสำคัญจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จในที่สุด

ธัญญ์ณดา เลิศวงศ์หัตถกุล

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง.....	1
ความมุ่งหมายของงานวิจัย	6
ความสำคัญของการวิจัย.....	6
ขอบเขตของการวิจัย.....	6
นิยามศัพท์เฉพาะ	7
กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	8
สมมุติฐานในการวิจัย	9
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	10
การเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟเทนนิส.....	10
ชีวกลศาสตร์ในการเสิร์ฟกีฬาเทนนิส	16
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	74
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	91
การกำหนดประชากรและการสุ่มตัวอย่าง.....	91
การออกแบบวิธีการเก็บเครื่องมือ.....	92

ขั้นตอนการเก็บข้อมูล	94
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	94
การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล	95
บทที่ 4 ผลการศึกษา.....	98
ตอนที่ 1 ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง.....	98
ตอนที่ 2 ความเร็วเชิงเส้น ความเร็วเชิงมุม ความเร่ง โมเมนตัมเชิงเส้น โมเมนตัมเชิงมุม ทอร์ก และแรง ทั้ง 7 ข้อต่อการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ของ กลุ่มทดลองทั้ง 2 กลุ่ม	99
ตอนที่ 3 ความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตาม ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น	106
บทที่ 5 สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	118
สรุปผลการวิจัย	118
อภิปรายผลการวิจัย.....	125
ข้อเสนอแนะ	142
ข้อเสนอแนะในการทำวิจัยครั้งต่อไป	142
ภาคผนวก ก	146
ตารางแสดงค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) แรง (Force) ทอร์ก (Torque) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น	146
บรรณานุกรม	147
ประวัติผู้เขียน.....	148

สารบัญตาราง

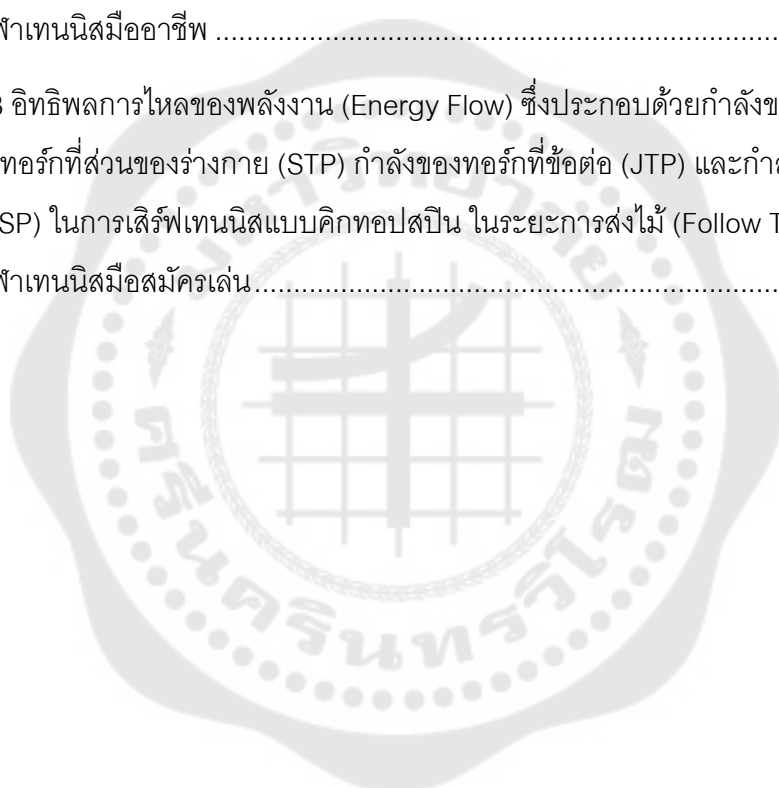
หน้า

ตาราง 1 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง	98
ตาราง 2 การวิเคราะห์ความแปรปรวนพหุคูณ (MANOVA) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ทั้ง 3 ระยะของการเลิร์ฟระหว่างกลุ่มทดลองทั้ง 2 กลุ่ม	99
ตาราง 3 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของข้อมือ	100
ตาราง 4 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของข้อศอก	101
ตาราง 5 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของหัวไหล่	103
ตาราง 6 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของลำตัว	104
ตาราง 7 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินสะโพก ..	105
ตาราง 8 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของ ร่างกาย (SP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะเตรียมตัว (Preparation Phase) ของ นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ	106
ตาราง 9 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของ ร่างกาย (SP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะเตรียมตัว (Preparation Phase) ของ นักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น	108
ตาราง 10 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วน ของร่างกาย (SP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ	110

ตาราง 11 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงขับเคลื่อน (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น 112

ตาราง 12 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงขับเคลื่อน (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ 113

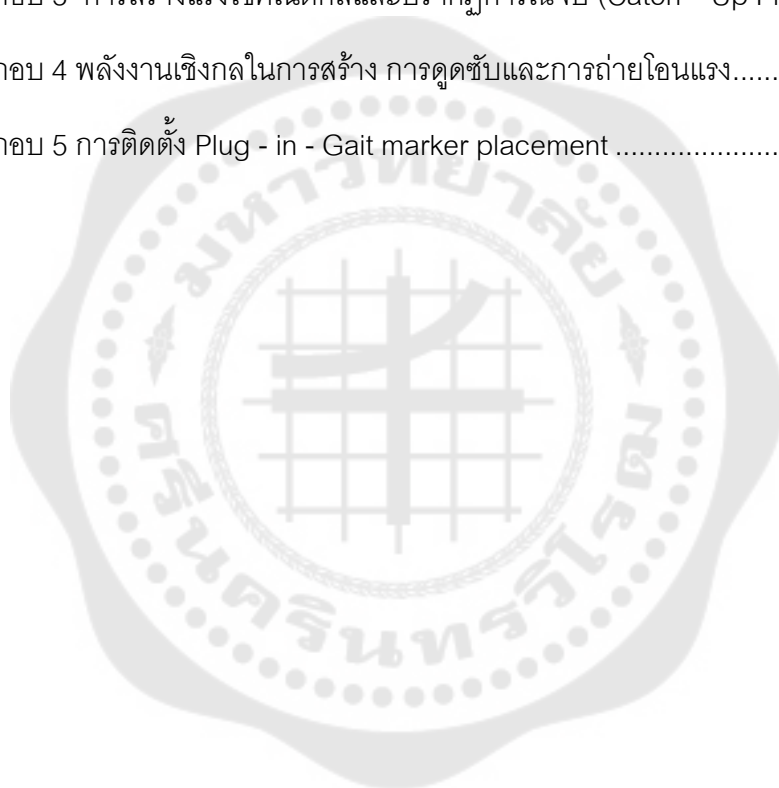
ตาราง 13 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงขับเคลื่อน (JFP) กำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์คที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น 115



สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 ขั้นตอนการเสิร์ฟทั้งสามระยะที่ใช้รูปแบบ 8 ขั้นตอน.....	14
ภาพประกอบ 2 การแสดงกราฟิกของห่วงโซ่คิเนติกส์ที่ใช้งานได้ของเทนนิสแสดงให้เห็นถึง ความเร็วส่วนของร่างกายตามหน้าที่ของเวลา.....	32
ภาพประกอบ 3 การสร้างแรงโซ่คิเนติกส์และปรากฏการณ์จับ (Catch – Up Phenomenon) ...	33
ภาพประกอบ 4 พลังงานเชิงกลในการสร้าง การดูดซับและการถ่ายโอนแรง.....	57
ภาพประกอบ 5 การติดตั้ง Plug - in - Gait marker placement	66



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

เทนนิสเป็นกีฬาที่ได้รับความนิยมตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน ความสามารถในการที่จะชนะเกมการแข่งขัน นักกีฬาต้องประกอบด้วยสมรรถภาพหลายด้านทั้งด้านร่างกาย จิตใจ รวมทั้งด้านเทคนิคและกลยุทธ์เพื่อให้เกิดความได้เปรียบคู่แข่งชั้นผสมผสานกับความเร็วและความคล่องแคล่วว่องไวซึ่งสอดคล้องกับลักษณะการเคลื่อนที่ในการเล่นกีฬาเทนนิสที่เป็นการเคลื่อนที่ในแนวราบ (พชร, 2559) กีฬาเทนนิสประกอบด้วยทักษะการตีที่มีความหลากหลาย รูปแบบการเคลื่อนที่ที่มีความแตกต่างกันรวมทั้งเวลาในการฝึกซ้อมและการแข่งขันที่ค่อนข้างนาน นักกีฬาที่มีการสร้างสมรรถภาพทางกายและความพร้อมทางด้านจิตใจที่ดีจะช่วยให้ผู้เล่นสามารถพัฒนาความสามารถของตนเองตลอดจนถึงการมีทักษะพื้นฐานการเล่นที่ดี (วรยศ, 2554)

การเสิร์ฟเทนนิสเป็นทักษะที่สามารถทำให้ได้เปรียบผู้เล่นฝ่ายตรงข้ามเนื่องจากเป็นทักษะการเริ่มทำคะแนนในแต่ละแต้มการแข่งขัน นับว่าเป็นทักษะที่นักกีฬาสามารถกำหนดรูปแบบวิธีการเล่นและใช้เป็นกลยุทธ์ในการที่จะได้เปรียบคู่แข่งชั้น ประสิทธิภาพการเสิร์ฟที่สำคัญประกอบด้วยความเร็ว ความแรงและความแม่นยำ (วรยศ, 2554) รูปแบบทักษะการเสิร์ฟในกีฬาเทนนิสประกอบด้วยการเสิร์ฟแบบแฟลต (Flat Serve) การเสิร์ฟแบบสไลด์ (Slide Serve) และการเสิร์ฟแบบทอปสปิน (Topspin Serve) การเสิร์ฟทั้งสามรูปแบบนี้มีการใช้กลุ่มกล้ามเนื้อและส่วนของร่างกายที่แตกต่างกัน ทักษะการเสิร์ฟแบบแฟลตมักถูกนำมาใช้ในการเสิร์ฟครั้งที่หนึ่งเนื่องจากมีความเร็วและความแรงมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับทักษะการเสิร์ฟแบบอื่น ส่วนทักษะการเสิร์ฟแบบสไลด์ (Slide Serve) และการเสิร์ฟแบบทอปสปิน (Topspin Serve) มักถูกนำไปใช้ในการเสิร์ฟครั้งที่สองเนื่องจากประสิทธิภาพด้านการวางทิศทางและความแม่นยำในการเคลื่อนที่ของลูกเทนนิสดีกว่าแต่มีความแรงและความเร็วน้อยกว่าการเสิร์ฟแบบแฟลต (Flat serve) จึงง่ายต่อการถูกโจมตีและมักสร้างแรงกดดันต่อผู้เสิร์ฟ (Shinji, Machar, & Bruce, 2012) การเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Kick Topspin Serve) เป็นการเสิร์ฟที่มีการกระดอนจากพื้นสูงและมีทิศทางไปทางด้านหน้า (True Topspin) เป็นการเสิร์ฟที่พบมากที่สุด ผู้เล่นส่วนใหญ่มักใช้การเสิร์ฟรูปแบบนี้โดยเฉพาะในสนามเทนนิสพื้นแข็ง (Rod, 2012)

รูปแบบทักษะการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Kick Topspin Serve) เป็นการตีลูกเทนนิสให้หมุนขึ้นไปทางด้านหน้า (Topspin) ร่วมกับการหมุนไปทางด้านข้าง (Sidespin) เพื่อสร้างการกระดอนของลูกเทนนิสให้สูงขึ้นจากพื้นและเคลื่อนที่ออกไปทางด้านข้างของสนาม มีมุมในการ

หมุนระหว่างการใช้ทอปสปินและไซด์สปินประมาณ 45 องศา (Jordan, 2020) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ประกอบด้วยกลุ่มกล้ามเนื้อขา กลุ่มกล้ามเนื้อสะโพก และกลุ่มกล้ามเนื้อลำตัวร่วมกับท่าทางที่ต้องใช้ความแรงและมุมที่เหมาะสมเพื่อทำการจู่โจมคู่แข่งชั้น ประโยชน์จากการเสิร์ฟลักษณะนี้คือการเพิ่มการหมุนของลูกเทนนิสจากการสร้างแรงทางอากาศพลศาสตร์ (Aerodynamics) เพื่อเพิ่มความต้านทานของอากาศบนลูกเทนนิสช่วยให้เกิดระยะสุทธิต่อจากการหมุนมากขึ้นทำให้ลูกเทนนิสลงสู่พื้นช้าลงเกิดระยะห่างจากตาข่ายสูงขึ้นทำให้ลูกเทนนิสพุ่งลงสู่กรอบพื้นที่การเสิร์ฟ (Glenn & Young - Hoo, 2014) การเคลื่อนไหวตามจังหวะนี้จะช่วยให้นักเทนนิสสามารถปรับตัวให้เข้ากับสถานการณ์เกมการแข่งขัน ทำการตีด้วยรูปแบบที่ควบคุมได้และเหมาะสมที่สุด (Ching - Cheng, Chih - Chia, Jinn - Yen, & Weng - Cheng, 2016) และเมื่อทำได้ถูกต้องจะทำให้การเสิร์ฟมีประสิทธิภาพ จากลักษณะดังกล่าวจึงเป็นเหตุผลที่นักกีฬาเทนนิสมักนำการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินมาใช้เพื่อสร้างความได้เปรียบจากการโต้กลับของคู่แข่งชั้นและหากสามารถทำได้อย่างสม่ำเสมอยังสามารถป้องกันการเสิร์ฟเสียทั้งสองครั้ง (Double Fault) ขณะทำการแข่งขันได้ (Jordan, 2020)

ด้วยรูปแบบทักษะการเสิร์ฟที่เป็นการเคลื่อนไหวในลักษณะการขว้างเหนือศีรษะและเป็นจังหวะการตีที่ต้องใช้กำลังและรวดเร็วที่สุดในกีฬาเทนนิส มีการทำงานแบบไม่ต่อเนื่องโดยใช้พลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจนเป็นหลัก จากการศึกษาพบว่าความเร็วจากการย่นในท่าเตรียมเพื่อทำการเสิร์ฟมีค่าถึง 160 กิโลเมตรต่อชั่วโมงในเวลาเพียงหนึ่งวินาที (Hannes, 2017) และเมื่อเปรียบเทียบความเร็วเริ่มต้นในการเสิร์ฟพบว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพสามารถทำการเสิร์ฟได้ด้วยความเร็วที่สูงกว่า 200 กิโลเมตรต่อชั่วโมงและจะลดลงประมาณร้อยละ 60 - 70 เมื่อกระทบลูกเทนนิส (Jan & Vladimír, 2015) นอกจากนี้การเสิร์ฟเทนนิสด้วยความเร็วสูงยังเป็นการได้เปรียบในการแข่งขัน รายงานวิจัยทางชีวกลศาสตร์ที่มีผลต่อความเร็วของไม้เทนนิสในการเสิร์ฟพบว่าเป็นลำดับการเคลื่อนไหวของร่างกายที่เรียกว่ากลไกไคเนติกส์ (Kinetic Chain) (Elliott et al., 2003) ซึ่งเป็นการสร้างจังหวะการตีให้เกิดกำลัง (Power) ด้วยการถ่ายโอนแรงจากพื้นขึ้นไปยังร่างกายที่ประกอบด้วยชุดการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างและข้อต่อไปยังร่างกายส่วนบนเข้าสู่ไม้เทนนิส (Ching - Cheng et al., 2016) ผ่านการประสานสัมพันธ์โดยการมีส่วนร่วมของร่างกายทั้งหมดก่อนจะทำการตีลูกเทนนิสเพื่อให้เกิดประโยชน์และประสิทธิภาพสูงสุด

จากลำดับการเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟเทนนิสที่เริ่มจากการเคลื่อนที่ด้วยร่างกายส่วนล่างตามด้วยการหมุนลำตัวไปยังร่างกายส่วนบนของร่างกาย พบว่าการหมุนของข้อต่อและส่วนของร่างกายในการช่วยเพิ่มความเร็วของไม้เทนนิสเป็นสิ่งที่น่าสนใจในการศึกษา (Van Gheluwe &

Hebbelinck, 1985; Sprigings et al., 1994; Elliott et al., 1995; Gordon & Dapena, 2006; Tanabe & Ito, 2007) จากการศึกษาพบว่า การเคลื่อนไหวที่ในลักษณะการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในของ แขนด้านที่ถนัดเป็นตัวอย่างสำคัญที่ทำให้เกิดความเร็วเชิงเส้นเฉลี่ยของหัวไม้เทนนิสและสามารถ พัฒนาเป็นความเร็วเชิงมุมได้โดยพิสัยการเคลื่อนไหว (Kibler, 1995) และยังเป็นบทบาทสำคัญใน การพัฒนาความเร็วของไม้เทนนิสขณะทำการเสิร์ฟ (Elliott, Marshall & Noffal, 1995) เช่นเดียวกับการศึกษาของ เอลเลียต เรด และเครสโป (Elliott, Reid & Crespo, 2003) ว่าการเสิร์ฟ โดยการหมุนหัวไหล่ร่วมกับการคว่ำปลายแขนจะเพิ่มขึ้นในช่วงความเร็วสุดท้ายของการเสิร์ฟถึง ร้อยละ 40 และการศึกษาเพิ่มเติมยังเสนอว่าการหมุนลำตัวไปทางด้านหน้าและด้านหลัง (Anteroposterior) จะช่วยทำให้เกิดการหมุนของแขนส่วนบนเข้าด้านในและช่วยทำให้เกิดการหมุนที่ มือถึงร้อยละ 51 - 75 ในช่วงความเร็วสุดท้ายของการเสิร์ฟ (Gordon & Dapena, 2006) พิสัยการ เคลื่อนไหวที่เพิ่มขึ้นสามารถพัฒนาความเร็วของไม้เทนนิสและมีความสำคัญในการสร้างพลัง ระเบิด (Elliott, 2003)

ความสามารถในการหมุนส่วนของร่างกายผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) (Groppel, 1992) บทบาทของร่างกายส่วนล่างทำหน้าที่สร้างฐานสำหรับการถ่ายโอนพลังงานและ โมเมนตัม (Rafael, 2000) ช่วยในการสร้างพลังงานส่วนแกนกลางลำตัวเพื่อส่งไปยังร่างกายส่วนบน ของร่างกาย (Knudson & Bahamonde, 2001; Kovacs & Ellenbecker, 2001) จากการเชื่อมโยง กันโดยการหมุนข้อต่อสะโพกซึ่งเป็นแกนการหมุนที่เกี่ยวข้องกับศูนย์กลางมวลของร่างกายเกิดการ เคลื่อนที่เชิงเส้นและเกิดแรงจากการหมุนร่างกายส่วนบนทำให้เกิดการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปทาง ด้านหน้า ดังนั้นหลักการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) จากส่วนของจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลายของร่างกายจึงเป็นการสะสม กำลัง (Power) และเป็นการรวมความเร็วที่นำไปสู่ความเร็วของหัวไม้เทนนิสที่สูงขึ้น กำลังจึงเป็น ประสิทธิภาพหลักที่เกี่ยวข้องกับการเสิร์ฟที่จำเป็นต่อความเร็วของหัวไม้เทนนิสและต้องการ ปริมาณโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ได้รับแรงจากพื้นและถ่ายโอนไปยังส่วนของมือ และไม้เทนนิสก่อนกระทบกับลูกเทนนิส (Gordon & Dapena, 2006) แต่พบงานวิจัยเพียงไม่กี่ชิ้น ที่ศึกษาเกี่ยวกับโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ในระหว่างการเสิร์ฟเทนนิส (Bahamonde, 2000; Gordon & Dapena, 2004; Martin et al., 2012) การหมุนส่วนของร่างกาย ไม่เพียงส่งผลต่อความเร็วของไม้เทนนิสแต่ยังช่วยให้เกิดประโยชน์ทางอ้อมที่สำคัญคือการเก็บ และถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ไปยังส่วนปลายมากขึ้น ลำตัวจึงเป็นตัว

เชื่อมโยงหลักของกลไกไคเนติกส์ (Kinetic Chain) สำหรับการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ไปยังร่างกายส่วนบน (Bahamonde, 2000; Chow et al., 2009) และยังเป็นตัวช่วยที่เกี่ยวข้องกับความเร็วของไม้เทนนิส การฝึกฝนอย่างเหมาะสมจะช่วยเพิ่มความเร็วในการเคลื่อนไหวและไม่สูญเสียพลังงานที่เกิดจากส่วนของขา (Susie, 2014)

จากการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าลำตัวมีบทบาทสำคัญในการสร้างการหมุนให้เร็วขึ้นยังเป็นเครื่องกำเนิดทอร์กในการเพิ่มพลังงานเชิงกล (Mechanical Energy) เนื่องจากทอร์กที่เกิดจากพื้นจะเป็นตัวต้านทานทำให้เกิดการหมุนส่วนของร่างกาย ถ้าการหมุนเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้นในส่วนปลายของร่างกาย แต่ถ้าลำดับการเคลื่อนไหวเกิดผิดพลาด ทอร์กอาจส่งผลต่อการบิดหมุนร่างกายส่วนล่างให้เคลื่อนที่ได้เร็วกว่าร่างกายส่วนบนและอาจทำให้เกิดความผิดพลาดของจังหวะเข้ากระทบลูกเทนนิสได้ (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562) กำลังที่เกิดขึ้นในการเสิร์ฟจะถ่ายโอนผ่านทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) และทฤษฎีของแรงปฏิกิริยา ดังนั้นการสร้างกำลังสูงสุด (Maximum Power) ในการเคลื่อนไหวของมนุษย์จึงขึ้นอยู่กับจำนวนทิศทางการเคลื่อนไหวของร่างกายและความเฉื่อยของวัตถุ กำลัง (Power) เป็นการแสดงอัตราการถ่ายโอนพลังงานเชิงกล (Mechanical Energy) ในการเข้าสู่ส่วนของร่างกายหรือออกจากส่วนของร่างกายไปยังส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกันหรือใกล้เคียงกันอย่างต่อเนื่องแต่ยังไม่พบข้อมูลเกี่ยวกับทอร์กหรือแรงที่รับผิดชอบต่อการถ่ายโอนพลังงาน (Blazkiewicz et al., 2009)

พลังงานเชิงกลที่เกิดขึ้นเป็นทั้งพลังงานศักย์ในรูปพลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) และพลังงานจลน์ (Kinetic Energy) ที่เป็นพลังงานในการเคลื่อนไหวทำให้เกิดการไหลและการถ่ายโอนพลังงานเพื่อช่วยให้เกิดตำแหน่งของร่างกายที่เหมาะสมให้เกิดความเร็วเพิ่มขึ้น การเคลื่อนที่ของพลังงานภายในร่างกายมนุษย์ประกอบด้วยการสร้าง (Generation) การดูดซับ (Absorption) และการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานผ่านส่วนของร่างกาย เป็นแนวคิดสำคัญที่สัมพันธ์กับการพัฒนาประสิทธิภาพและการบาดเจ็บทางการกีฬา (Caroline, 2014) การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินให้เกิดประสิทธิภาพต้องการกำลัง (Power) ที่มาจากการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลผ่านกลไกไคเนติกส์จากส่วนของร่างกายที่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับไคเนติกส์ของข้อต่อ (Joint Kinetics) รยางค์ส่วนบนและความเร็วในการเสิร์ฟ การเปลี่ยนแปลงความเร็วเกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงพลังงานจลน์และการใช้ทฤษฎีบทงานและพลังงาน (Work - Energy Theorem) ดังนั้นการวิเคราะห์การไหลของพลังงาน (Energy Flow) จึงเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการสังเกตการถ่ายโอนพลังงานผ่านส่วนของร่างกายเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับมุมข้อต่อเดิมหรือการวิเคราะห์โมเมนต์ของข้อต่อ

การศึกษาประสิทธิภาพและการบาดเจ็บของนักกีฬาในการเล่นเทนนิสพบว่าอาจเกิดจาก ปฏิสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยเสี่ยงหลายอย่าง เช่น อายุ เพศ ความอ่อนล้าของกล้ามเนื้อ ความไม่ สมดุลของร่างกาย อุปกรณ์กีฬาที่ไม่เหมาะสม ปริมาณความซ้ำของการฝึกซ้อมและการแข่งขัน รวมถึงการใช้แรงกระทำที่ข้อต่อมากเกินไป (Kannas, 1997) นับว่าเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลกระทบต่อ ประสิทธิภาพการเล่นกีฬาในรูปแบบทักษะการขว้างเหวี่ยงและความเสี่ยงการเกิดการ บาดเจ็บของข้อต่อบริเวณข้อมือส่วนบนของร่างกาย (Kibler, 1995; Kannas et al., 2008; Anderson & Alford, 2010 อ้างใน Martin, 2012) จากการศึกษาประสิทธิภาพการเล่นเทนนิสที่ลดลง และความเสี่ยงการเกิดการบาดเจ็บที่เพิ่มขึ้นไม่เพียงแต่เกี่ยวข้องกับนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ เท่านั้นแต่ยังพบในนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นที่มีประสิทธิภาพน้อยกว่าซึ่งอาจเกี่ยวข้องกับกลไก ไชคินติกส์ที่ไม่เหมาะสม การเคลื่อนไหวที่เกิดจากการหยุดชะงักของกลไกไชคินติกส์อาจส่งผล ต่อการทำงานของข้อต่อข้อมือส่วนบนและข้อมือส่วนล่างเพิ่มขึ้น (Kibler, 1995)

งานวิจัยของมาร์ติน (Martin et al., 2012) ชี้ให้เห็นว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมี ประสิทธิภาพการเพิ่มความเร็วของลูกเทนนิสในการเสิร์ฟด้วยการใช้ไชคินติกส์ของข้อต่อที่น้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ขณะที่นักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีความเสี่ยงที่ จะเกิดการบาดเจ็บจากการอักเสบของน้ำในข้อต่อ การฉีกขาดของเส้นใยกล้ามเนื้อและการ กระแทกบริเวณฝ่ามือด้านในมากกว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ผลการวิจัยชี้ให้เห็นว่ามีความเสี่ยง สูงต่อการบาดเจ็บที่หัวไหล่และข้อศอกมากกว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพโดยเฉพาะในช่วงการเงี้ยว ไม้และการลดความเร็วในการเสิร์ฟ การศึกษาในนักกีฬาเทนนิสชายมือสมัครเล่นระดับปานกลาง (AI) ยังพบความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่หลังมากกว่านักเทนนิสชายมือสมัครเล่น (AV) เนื่องจาก การเหยียดกล้ามเนื้อที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) อย่างมีนัยสำคัญและคาดว่าจะมีการเพิ่ม แรงกระทำบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวมากขึ้นในระยะการเร่งความเร็วอีกด้วย (John, Soo-An, & Mark, 2009) ประสิทธิภาพการเล่นเทนนิสที่ลดลงของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นอาจเกิดจากการใช้ เทคนิคการเล่นที่ไม่เหมาะสมซึ่งอาจเกินความสามารถของข้อต่อเมื่อเปรียบเทียบกับนักกีฬา เทนนิสมืออาชีพ (Martin et al., 2012) การปรับเปลี่ยนทางชีวกลศาสตร์จึงมีประโยชน์ในการช่วย ให้เกิดการเชื่อมโยงประสานโครงสร้างทางร่างกายแต่ละส่วนให้เกิดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่ มีแบบแผน ทำให้เกิดความมั่นคงของแนวการเคลื่อนไหวและส่งผลให้เกิดการรวมแรงที่เพิ่มขึ้นซึ่งมี ความสำคัญในการทำให้เกิดแรงในการตีที่เหมาะสมโดยใช้แรงกระทำที่น้อยลงและลดความเสี่ยง การบาดเจ็บจากการเล่นเทนนิส (อังคณา, 2559) จากข้อมูลการศึกษาดังกล่าว ผู้วิจัยจึงมีความ

สนใจที่จะศึกษาข้อมูลของตัวแปรทางคิเนเมติกส์และคิเนติกส์ที่ส่งผลต่อการทำงานผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์และการถ่ายโอนพลังงานในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น

ความมุ่งหมายของงานวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ตั้งความมุ่งหมายของงานวิจัยไว้ดังนี้

1. เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) แรง (Force) และทอร์ก (Torque) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกาย และการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น

2. เพื่อหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตามในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น

ความสำคัญของการวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยต้องการศึกษาข้อมูลของตัวแปรคิเนเมติกส์และคิเนติกส์ที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพการทำงานผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินเพื่อทราบลำดับการถ่ายโอนแรงและพลังงานของส่วนของร่างกายผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) ที่มีประสิทธิภาพและลดความเสี่ยงจากการบาดเจ็บเพื่อนำไปใช้เป็นแนวทางในการปรับเปลี่ยนทักษะกลไกการเคลื่อนไหวในการฝึกสอน การฝึกซ้อม สร้างความสามารถและเพิ่มประสิทธิภาพการเสิร์ฟในรูปแบบคิกทอปสปินร่วมกับการป้องกันการเกิดการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้น และยังสามารถนำข้อมูลเหล่านี้ไปใช้ในการประเมินความเสี่ยงเบื้องต้นที่อาจเกิดจากการถ่ายทอดความรู้ ความเข้าใจหรือการสื่อสารในขณะฝึกสอนหรือฝึกซ้อมได้ไม่ครบถ้วน เป็นประโยชน์ให้กับนักเทนนิสทุกระดับโดยเฉพาะนักกีฬาที่เริ่มต้นการเล่นเทนนิส นักเทนนิสเยาวชน รวมทั้งผู้ฝึกสอนและผู้ที่เกี่ยวข้องกับกีฬาเทนนิส

ขอบเขตของการวิจัย

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

กลุ่มประชากรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้เป็นนักกีฬาเทนนิสระดับมหาวิทยาลัยที่ได้รับคัดเลือกให้ไปแข่งขันในระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย ระดับชาติและระดับนานาชาติ

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

ผู้วิจัยดำเนินการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งได้มาโดยวิธีการเลือกกลุ่มแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive Random Sampling) ประกอบไปด้วยนักกีฬาเทนนิสที่ใช้การเลิฟรูปแบบคิกทอปสปีน จำนวน 10 คน

1. ตัวแปรอิสระในการศึกษา ผู้วิจัยได้แบ่งตัวแปรดังนี้

1.1 ทักษะการเลิฟเทนนิสรูปแบบคิกทอปสปีน ประกอบด้วยระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase)

1.2 นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ

1.3 นักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

2. ตัวแปรตามในการศึกษา ผู้วิจัยได้แบ่งตัวแปรดังนี้

2.1 ความเร็วเชิงเส้นและเชิงมุม (Linear Velocity and Angular Velocity)

2.2 มุมของข้อต่อ (Joint Angle) ของส่วนของร่างกาย ประกอบด้วยส่วนของข้อเท้า ข้อเข่า ข้อสะโพก ลำตัว หัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ

2.3 ความเร่ง (Acceleration)

2.4 โมเมนตัมและโมเมนตัมเชิงมุม (Momentum and Angular Momentum)

2.5 แรง (Force)

2.6 ทอร์ก (Torque)

2.7 โซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain)

2.8 การไหลของพลังงาน (Energy Flow)

นิยามศัพท์เฉพาะ

1.การวิเคราะห์ทางคิเนเมติกส์ (Kinematic Analysis) หมายถึง การอธิบายลักษณะการเคลื่อนไหวของวัตถุหรือร่างกาย โดยไม่คำนึงถึงแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (สิริพร, 2548)

2.การวิเคราะห์ทางคิเนติกส์ (Kinetic Analysis) หมายถึง การวิเคราะห์สาเหตุของการเคลื่อนไหวโดยคำนึงถึงแรงซึ่งมากระทำให้เกิดความเคลื่อนไหวด้วย (อนุวัต, 2554)

3.การวิเคราะห์แบบสามมิติ (Three - Dimensional Method) หมายถึง การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ประกอบด้วยแกน X เป็นการบอกตำแหน่งในแนวนอน แกน Y เป็นการบอกตำแหน่งในแนวตั้ง และแกน Z เป็นการบอกตำแหน่งในแนวลึก (สุวัตร, 2538)

4.โมเมนตัม (Momentum) หมายถึง ปริมาณที่บ่งบอกสภาพการเคลื่อนที่เชิงเส้นของวัตถุเป็นผลระหว่างความเร็วกับมวลของวัตถุนั้น (Wang et al., 2010)

5.โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) หมายถึง ปริมาณที่บ่งบอกสภาพการเคลื่อนที่ของวัตถุเมื่อมีแรงกระทำต่อวัตถุแล้วทำให้วัตถุเคลื่อนที่ในลักษณะหมุนรอบจุดคงที่เป็นวิถีโค้ง เป็นผลคูณระหว่างความยาวกำลังสองและความเร็วเชิงมุม (Rafael, 2000)

6.แรง (Force) หมายถึง แรงรวมของแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นในข้อต่อทั้งสามทิศทาง คือ ทิศทางในแนวด้านในและด้านนอก (Mediolateral) แนวด้านหน้าและด้านหลัง (Anteroposterior) และแนวดิ่ง (Vertical) (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552)

7.ทอร์ก (Torque) หมายถึง แรงที่มากระทำกับวัตถุมีทิศทางขนานกับพื้นโดยจุดที่แรงกระทำไม่ผ่านจุดศูนย์กลางของวัตถุ เป็นผลของแรงที่กระทำในแนวตั้งฉากกับแกนของวัตถุและระยะทางจากจุดหมุนที่มาตามแกนที่ตั้งฉากกับแรงกระทำ (ศิริรัตน์, 2551)

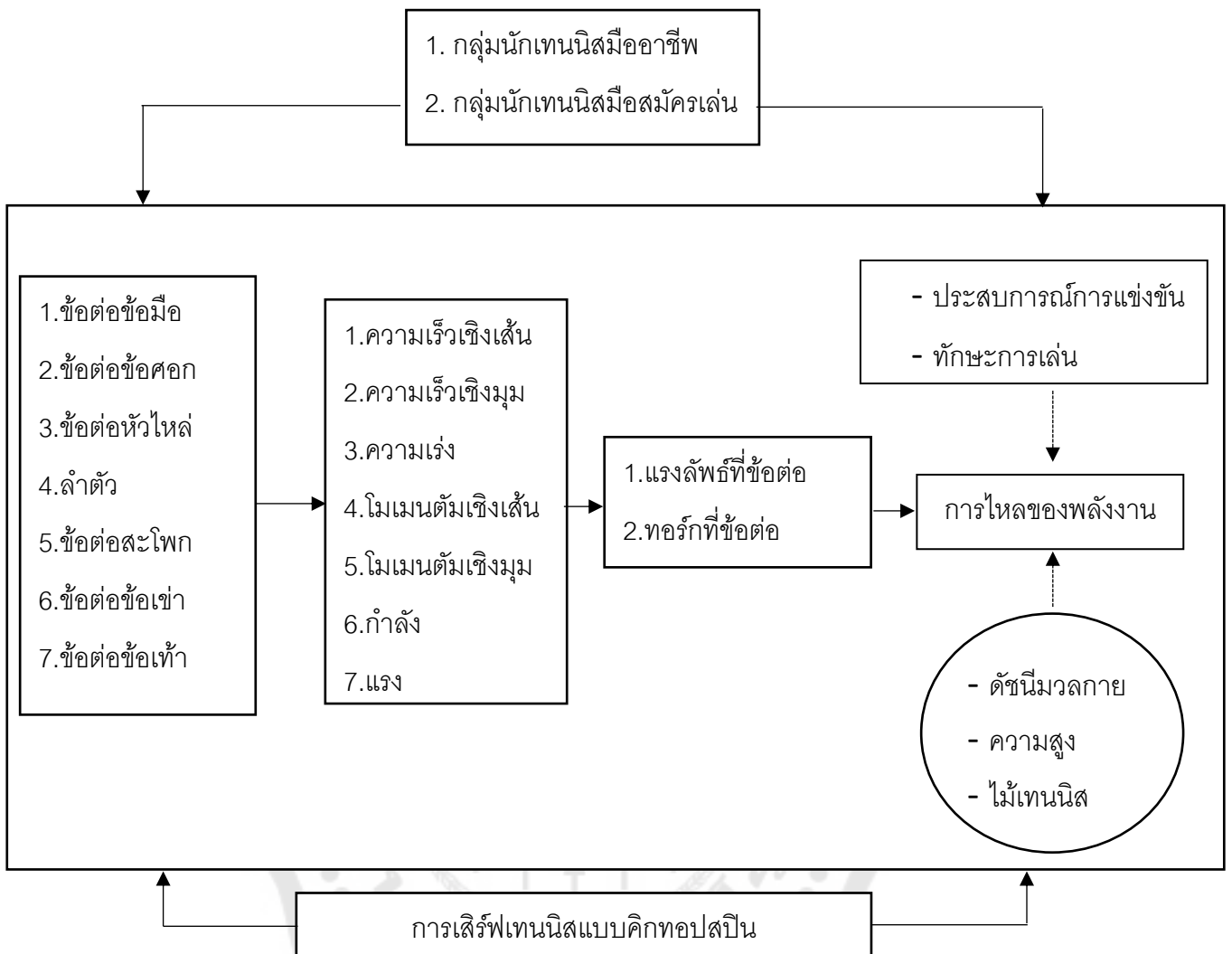
9.โซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) หมายถึง กลุ่มส่วนของร่างกายที่มีลำดับการเคลื่อนไหวพื้นฐานจากหลักการส่งถ่ายแรงระหว่างกล้ามเนื้อและข้อต่อโดยพิจารณาจากการเชื่อมโยงกันระหว่างอวัยวะและกล้ามเนื้อแต่ละส่วนที่ประกอบกันเป็นข้อต่อ กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวอย่างสัมพันธ์กันและเกิดการสร้างแรงเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องในลักษณะลูกโซ่ (Ghorbani et al., 2017)

10.การไหลของพลังงาน (Energy Flow) หมายถึง การเคลื่อนไหวของพลังงานที่เข้าสู่ร่างกายมนุษย์ ประกอบด้วยการสร้าง (Generation) การดูดซับ (Absorption) และการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานที่บริเวณข้อต่อไปยังส่วนของร่างกาย (Martin, 2014)

11.การเสิร์ฟรูปแบบคิกทอปสปิน (Kick Topspin Tennis Serve) หมายถึง รูปแบบการเสิร์ฟที่เป็นลักษณะการตีลูกเทนนิสให้หมุนไปทางด้านบนโดยทำการตีเหนือจุดกึ่งกลางลูกเทนนิสเกิดการหมุนไปข้างหน้าและมีการกระดอนที่สูงกว่าปกติ (Rod, 2012)

กรอบแนวคิดในการวิจัย

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ทำกรอบแนวคิดเพื่อศึกษาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตามในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินและเปรียบเทียบตัวแปรตามระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น



สมมุติฐานในการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ตั้งสมมุติฐานการวิจัยไว้ดังนี้

1. ค่าตัวแปรตามในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาสมัครเล่นมีความสัมพันธ์กัน
2. ค่าตัวแปรตามในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่นมีความแตกต่างกัน

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. การเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟเทนนิส
2. ชีวกลศาสตร์ในการวิเคราะห์กีฬาเทนนิส
3. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
 - 3.1 กลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain)
 - 3.2 การไหลของพลังงาน (Energy Flow)
 - 3.3 การบาดเจ็บของร่างกายในกีฬาเทนนิส
 - 3.4 ประสิทธิภาพในการเสิร์ฟ

การเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟเทนนิส

สมรรถภาพและทักษะที่สำคัญในการเล่นกีฬาเทนนิสประกอบด้วยปัจจัยที่มีความแตกต่างกันหลายด้าน ตามที่โควัค เฟร์นันเดสและคณะ (Kovacs, 2007; Fernandez - Fernandez et al., 2013) กล่าวว่าองค์ประกอบที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการแข่งขันเทนนิสระดับสูงต้องมีความพร้อมขององค์ประกอบทางด้านร่างกาย (Physical) ทางด้านจิตวิทยา (Psychology) ทางด้านเทคนิค (Technique) และทางด้านกลยุทธ์ (Tactics) การมีสมรรถภาพทางกายที่ดีที่เกิดจากการฝึกซ้อม การฝึกฝนทักษะเพื่อให้เกิดความชำนาญย่อมนำมาซึ่งความพร้อมทั้งทางด้านร่างกายและจิตใจในขณะทำการแข่งขันรวมถึงทักษะทางด้านสติปัญญาและความสามารถด้านการใช้เทคนิคและกลยุทธ์ที่จะให้เกิดความได้เปรียบคู่แข่งในด้านวางแผนและแก้ไขสถานการณ์เฉพาะหน้าที่สามารถเกิดขึ้นได้ตลอดเวลาขณะทำการแข่งขัน (วรายศ, 2554)

ระบบพลังงานของการเล่นเทนนิส

การแข่งขันเทนนิสใช้ระยะเวลาค่อนข้างนาน โดยทั่วไปจะใช้เวลาประมาณ 1 - 2 ชั่วโมงหรือมากกว่านั้น การแข่งขันที่ยาวนานกว่า 3 ชั่วโมง ระบบพลังงานแบบใช้ออกซิเจน (Aerobic Conditioning) และความอดทนของกล้ามเนื้อ (Muscular Endurance) จะมีความสำคัญ โดยพบว่ามีการใช้ระบบพลังงานแบบใช้ออกซิเจนถึงร้อยละ 10 (Richer, 1995) ในทางสรีรวิทยาการกีฬา เทนนิสเป็นการทำงานผสมผสานกันของระบบประสาท ระบบโครงร่าง และระบบกล้ามเนื้อของร่างกาย ความสมดุล การประสานสัมพันธ์กันระหว่างตากับมือและ

ความสามารถในการใช้ออกซิเจนระดับปานกลางถึงระดับสูงสุด เป็นการใช้ระบบพลังงานแบบไม่ใช้ออกซิเจนถึงร้อยละ 90 ขณะทำการแข่งขันนักกีฬาที่มีการเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อเปลี่ยนแปลงท่าทางในการตี การเคลื่อนที่เพื่อเปลี่ยนทิศทางในการวิ่งเข้าหาลูกเทนนิส การออกตัว การกระโดด และการหยุดร่างกายอย่างรวดเร็วซึ่งรูปแบบการเคลื่อนไหวเหล่านี้จะเกิดขึ้นอย่างเป็นธรรมชาติ ร่วมกับการทรงตัวและเทคนิคที่ดี นับว่าเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับนักกีฬาในการที่จะพัฒนาประสิทธิภาพและการได้เปรียบคู่แข่งในการทำเกมรุกในการแข่งขัน จากการศึกษาพบว่าการเคลื่อนไหวในกีฬาเทนนิสเป็นลักษณะการเคลื่อนที่ไม่ต่อเนื่องแบบหนักสลับเบาและไม่สม่ำเสมอ อีกทั้งยังมีความหนักในกิจกรรมที่สูงมากอีกด้วย (ITF, 2000, Kovacs, 2007; Fernandez - Fernandez et al., 2013 อ้างใน นิรอมล, 2560)

ทักษะพื้นฐานการเสิร์ฟเทนนิส

ทักษะพื้นฐานกีฬาเทนนิสเป็นรูปแบบการตีที่มีความหลากหลาย ประกอบด้วย การตีลูกกระดอนพื้นแบบหน้ามือ (Forehand Groundstroke) การตีลูกกระดอนพื้นแบบหลังมือ (Backhand Groundstroke) การตีลูกวอลเลย์ (Volley) การตีลูกโด่ง (Lob) การตีลูกหยอด (Drop shot) การตีลูกตบ (Smash) และการเสิร์ฟ (Serve) จากการศึกษาและวิเคราะห์เกมการแข่งขันเทนนิสพบว่าทักษะเบื้องต้นสำคัญที่ทำให้ได้เปรียบคู่แข่งหรือผู้เล่นฝ่ายตรงข้ามคือทักษะการเสิร์ฟ (Trabert, 1984; ศิลปะชัย, 2552) เนื่องจากการเสิร์ฟเป็นการตีเพื่อเริ่มการแข่งขันและเป็นการเริ่มต้นการเล่นเพื่อทำคะแนนในแต่ละเกม ดังนั้นทักษะการเสิร์ฟสามารถกำหนดรูปแบบการเล่นและใช้เป็นกลยุทธ์ที่จะได้เปรียบคู่แข่งในการคุมเกมเพื่อทำคะแนนทั้งยังสามารถทำให้คู่แข่งไม่สามารถตั้งรับหรือทำเกมรุกได้อีกด้วย การเสิร์ฟที่มีประสิทธิภาพที่ทำให้ได้เปรียบคู่แข่ง ประกอบด้วยความเร็ว ความแรงและความแม่นยำ หลักการพื้นฐานที่จะทำให้การเสิร์ฟมีความแม่นยำคือการจัดเตรียมลำดับร่างกายที่ถูกต้องโดยร่างกายแบ่งเป็นสองส่วน ประกอบด้วยรยางค์ส่วนบนและรยางค์ส่วนล่างซึ่งจะต้องทำงานประสานสัมพันธ์กันเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพมากที่สุด (Thai Tennis Magazine, 2533)

การเสิร์ฟเทนนิสประกอบด้วยทักษะการเสิร์ฟสามรูปแบบหลักคือ ทักษะการเสิร์ฟแบบแฟลต (Flat Serve) ทักษะการเสิร์ฟแบบสไลด์ (Slide Serve) และทักษะการเสิร์ฟแบบทอปสปิน (Topspin Serve) ทักษะการเสิร์ฟทั้งสามรูปแบบมีการใช้ท่าทางและกล้ามเนื้อเพื่อการถ่ายโอนและรวมแรงแตกต่างกันไป โดยทั่วไปการเสิร์ฟครั้งที่หนึ่งมักนำทักษะการเสิร์ฟแบบแฟลต (Flat Serve) มาใช้เนื่องจากการเสิร์ฟูปแบบนี้เป็นการเหวี่ยงหน้าไม้กระทบบริเวณกึ่งกลางลูกเทนนิสโดยตรงเกิดการเคลื่อนที่ไปด้านหน้าอย่างรวดเร็วและกระดอนขึ้นจากพื้นต่ำ ลูกเทนนิสเกิด

การหมุนน้อยแต่มีพลังและความเร็วสูงเมื่อเปรียบเทียบกับทักษะการเสิร์ฟรูปแบบอื่น ผู้ที่มีรูปร่างสูงสามารถเสิร์ฟแบบแฟลตได้ค่อนข้างดีเนื่องจากมีมุมในการเสิร์ฟให้ลงฝั่งตรงข้ามมาก ส่วนการเสิร์ฟครั้งที่สองมักนำรูปแบบการเสิร์ฟที่มีอัตราการหมุน (Spin) มาใช้เพื่อให้เกิดการกระดอนของลูกเทนนิสเป็นวิถีแนวโค้งสูงในทิศทางที่เปลี่ยนไปตามการหมุน อัตราการหมุนทำให้เกิดการสร้างแรงทางอากาศพลศาสตร์ (Aerodynamics) เป็นการเพิ่มความต้านทานของอากาศบนลูกเทนนิส มีการเคลื่อนที่ของลูกเทนนิสช้ากว่าแต่ทำให้ตกลงในกรอบพื้นที่การเสิร์ฟ (Service Box) ได้ง่ายและแม่นยำกว่า (Glenn & Young - Hoo, 2014) การเสิร์ฟแบบหมุนจึงถือเป็นการเสิร์ฟที่ดีที่สุดแต่ด้วยความเร็วที่ลดลงจึงง่ายต่อการถูกโจมตีและมักสร้างแรงกดดันต่อผู้เสิร์ฟ (Jordan, 2020)

การเสิร์ฟที่มีอัตราการหมุนเป็นการตีด้านบนสุดของลูกเทนนิสและที่นิยมใช้กันมาก การหมุนที่ใช้ในการเสิร์ฟเทนนิสมีสามประเภทคือการหมุนไปด้านหน้า (Topspin) การหมุนไปด้านหลัง (Backspin) และการหมุนไปด้านข้าง (Sidespin) โดยทักษะการเสิร์ฟที่มีรูปแบบการหมุนไปด้านหน้า (Topspin) เป็นการหมุนที่เกิดการกระแทกจากด้านหลังของลูกเทนนิสขึ้นไปทางด้านบนและหมุนในทิศทางตามเข็มนาฬิกา เมื่อตกลงสู่พื้นจะกระดอนขึ้นน้อยกว่ามุมปกติแต่มีความแรงและความเร็ว (ชัยสิทธิ์, 2557) การเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Kick Topspin Serve) เป็นการเสิร์ฟที่มีการกระดอนสูงและตรงไปทางด้านหน้า (True Topspin) เป็นการเสิร์ฟที่พบมากที่สุดและเป็นทักษะที่นักกีฬาเทนนิสส่วนใหญ่เลือกเป็นการเสิร์ฟครั้งที่สองในการแข่งขัน โดยเฉพาะในสนามพื้นแข็ง (Hard Court) นอกจากนี้ยังนำไปใช้ในการสอนให้กับนักเทนนิสเยาวชนและผู้ que เล่นระยะสั้นโดยเฉพาะผู้เล่นที่มีรูปร่างไม่สูงมากหรือในเด็กเล็กเนื่องจากสามารถควบคุมให้ลูกเทนนิสลงสนามได้ง่าย (Glenn & Young - Hoo, 2014)

รูปแบบทักษะการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Kick Topspin Serve) เป็นการตีลูกเทนนิสให้หมุนขึ้นไปทางด้านหน้า (Topspin) ร่วมกับการหมุนไปทางด้านข้าง (Sidespin) เพื่อสร้างการกระดอนของลูกเทนนิสให้สูงขึ้นจากพื้นและเคลื่อนที่ออกไปทางด้านข้างของสนาม มีมุมในการหมุนจากการเสิร์ฟประมาณ 45 องศาระหว่างการใช้ทอปสปินและไซด์สปิน (Jordan, 2020) กลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ประกอบด้วยกลุ่มกล้ามเนื้อขา กลุ่มกล้ามเนื้อสะโพก และกลุ่มกล้ามเนื้อลำตัว ร่วมกับท่าทางที่ต้องใช้ความแรงและมุมที่เหมาะสมเพื่อทำการจู่โจมคู่แข่ง ประโยชน์จากการใช้การเสิร์ฟรูปแบบนี้เป็นการเพิ่มการหมุนของลูกเทนนิสจากการสร้างแรงทางอากาศพลศาสตร์ (Aerodynamics) เพื่อเพิ่มความต้านทานของอากาศบนลูกเทนนิสช่วยให้เกิดระยะสุทธิจากการหมุนมากขึ้นทำให้ลงสู่พื้นช้าลงเกิดระยะห่างจากตาข่ายสูงขึ้นทำให้ลูกเทนนิสพุ่งลงสู่กรอบพื้นที่การเสิร์ฟ (Glenn & Young - Hoo, 2014) การเคลื่อนไหวตามจังหวะจะช่วยให้นักเทนนิสสามารถ

ปรับตัวให้เข้ากับสถานการณ์เกมการแข่งขันที่มีความแตกต่างและทำการดีด้วยรูปแบบที่ควบคุมได้อย่างเหมาะสม (Ching - Cheng et al., 2016) และทำให้การเลิฟมีประสิทธิภาพ จากลักษณะดังกล่าวจึงเป็นเหตุผลที่นักกีฬาเทนนิสมักนำการเลิฟแบบคิกทอปสปินมาใช้ในการเลิฟเพื่อสร้างความได้เปรียบจากการโต้กลับของคู่แข่งและยังสามารถป้องกันการเลิฟเสียทั้งสองครั้ง (Double Fault) ขณะทำการแข่งขันได้ (Jordan, 2020)

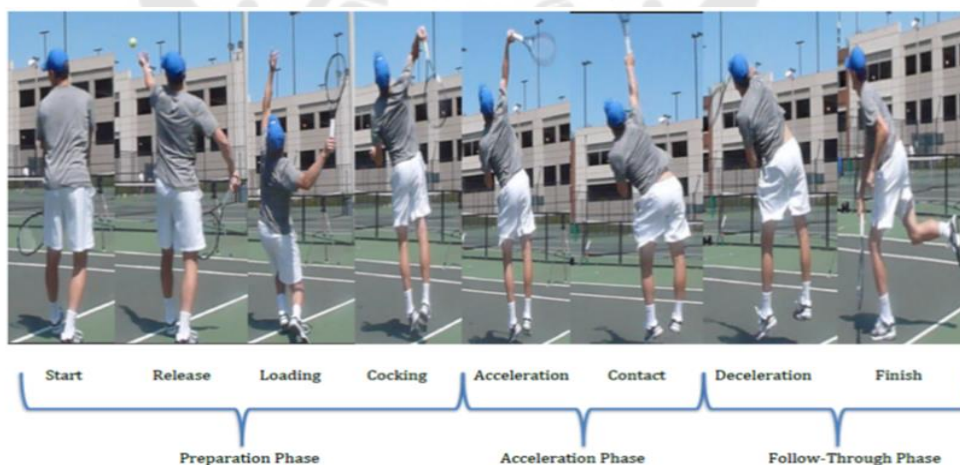
การเลิฟเทนนิสประกอบด้วยช่วงการเคลื่อนไหวทั้งหมด 3 ระยะดังภาพประกอบที่ 1 หน้าที่ในการเคลื่อนไหวและการทำงานของกล้ามเนื้อที่แตกต่างกันส่งผลโดยตรงต่อเทคนิคการเลิฟที่จะเกิดขึ้นในระยะถัดไป ประกอบด้วย

1.ระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ระยะนี้เป็นการเริ่มต้นการเลิฟโดยการโยนลูกเทนนิสขึ้นเหนือศีรษะ (Bahamonde, 2000; Gordon & Depana, 2006; Kovacs & Ellenbecker, 2011) เป้าหมายในระยะนี้คือการให้ลำตัวของร่างกายตั้งเป็นแนวตรงเพื่อใช้ประโยชน์ในการสร้างแรงจากพื้นหรือกำลังผ่านการเคลื่อนไหวในการเลิฟ ระยะการเตรียมตัวเป็นการใช้แรงกระทำจากตำแหน่งแต่ละส่วนของร่างกายในการสร้างพลังงานศักย์โดยสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) จากการเกิดกลไกการใช้แรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) ที่เหมาะสมและความยืดหยุ่นในการหมุนแขนไปด้านหลังซึ่งมีความสำคัญต่อประสิทธิภาพและความเร็วของการเลิฟ การทำงานของกล้ามเนื้อในช่วงการเงยไม่เป็นการทำงานของกลุ่มกล้ามเนื้อซูพราสไปนาตัส (Supraspinatus Muscle) ร้อยละ 53 กลุ่มกล้ามเนื้ออินฟราสไปนาตัส (Infraspinatus Muscle) ร้อยละ 41 กลุ่มกล้ามเนื้อซัสแคปูลาริส (Subscapularis Muscle) ร้อยละ 25 กลุ่มกล้ามเนื้อต้นแขนด้านหน้า (Bicep Brachii Muscle) ร้อยละ 39 และกลุ่มกล้ามเนื้อเซอราตัสแอนทีเรีย (Serratus Anterior Muscle) ร้อยละ 70 เพื่อให้เกิดความมั่นคงของร่างกายซึ่งการทำงานในระยะนี้มีความสำคัญต่อกลุ่มกล้ามเนื้อรอบหัวไหล่ (Rotator Cuff) ทั้งด้านหน้าและด้านหลังรวมทั้งการทรงตัวเพื่อให้เกิดความมั่นคงของกระดูกสะบักในช่วงการเงยไม่ (Mark & Todd, 2011)

2.ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) เกิดขึ้นหลังจากการโยนลูกเทนนิสขึ้นเหนือศีรษะ การทำงานของส่วนของร่างกายเป็นลักษณะลูกโซ่โดยเริ่มจากการหดตัวของกล้ามเนื้ออย่างครึ่งส่วนล่างแบบวงจรการยืดออกแล้วหดตัวเข้า (Stretch - Shortening Cycle) เพื่อช่วยในการเก็บพลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) ส่งไปยังรอยางค์ส่วนบนในรูปแบบการทำงานจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลายตามลำดับ การเหยียดกล้ามเนื้ออย่างครึ่งส่วนล่าง (Javier, 2014) การสร้างกำลังในระยะการเร่งความเร็วขึ้นอยู่กับปัจจัยของร่างกายประกอบด้วย ความแข็งแรงและการทำงานประสานสัมพันธ์ของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ตัวแปรสำคัญที่

สามารถระบุประสิทธิภาพการเสิร์ฟในขณะนี้คือตำแหน่งและความสูงของลูกเทนนิส จากการศึกษาพบว่าเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงมุมและตำแหน่งของไม้เทนนิสขณะเงี้ยวไม้ไปทางด้านหลัง จะทำให้เกิดการหมุนร่วมกับการเคลื่อนไหวของข้อต่ออย่างค้ำส่วนบนซึ่งส่งผลต่อการหมุนและความเร็วของลูกเทนนิส (Bahamonde, 2000; Goktepe et al., 2009; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Hervás, 2014) การถ่ายโอนพลังงานและโมเมนตัมของร่างกายจะเพิ่มขึ้นก่อนที่จะมีการกระทบลูกเทนนิส (Christian & Ken, 2017) กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะการเร่งความเร็ว ประกอบด้วยกล้ามเนื้ออก (Pectoralis Major Muscles) กล้ามเนื้อต้นแขน (Deltoid Muscles) กล้ามเนื้อหนอกคอ (Trapezius Muscles) กล้ามเนื้อด้านหลังแขนส่วนบน (Triceps Muscles) และเมื่อกระทบลูกเทนนิสการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Rectus Abdominis Muscles) จะเพิ่มขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเสิร์ฟ (Mark & Todd, 2011)

3.ระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการทำงานที่ปฏิสัมพันธ์กันของข้อต่อของร่างกายค่อนข้างช้าเพื่อลดความเร่งและโมเมนตัมทั้งหมดหลังจากที่มีการกระทบกันของลูกเทนนิสกับไม้เทนนิส (Elliott et al., 1995) เป็นการลดขนาดแรงกระทำในลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอกเซนทริก (Eccentric Contraction) ทั้งรยางค์ส่วนบนและรยางค์ส่วนล่างของร่างกาย มีการคว่ำปลายแขนเข้าด้านในเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องหลังจากที่มีการกระทบกับลูกเทนนิส การเคลื่อนไหวนี้เป็นลักษณะของแกนการหมุนตามยาว (Long Axis Rotation) และจะเกิดขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเสิร์ฟ (Mark & Todd, 2011)



ภาพประกอบ 1 ขั้นตอนการเสิร์ฟทั้งสามระยะที่ใช้รูปแบบ 8 ขั้นตอน

ที่มา: Natalie Myers (2016).

กลไกการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน

ในปัจจุบันการเสิร์ฟเทนนิสเน้นด้านพลังและความเร็วเป็นหลัก แหล่งพลังงานเบื้องต้นในการเสิร์ฟเทนนิสเกิดจากการทำงานของการย่อและการเหยียดข้อต่อข้อเข่าเพื่อถ่ายโอนพลังงานไปสู่ส่วนของร่างกายที่อยู่ใกล้เคียงในลักษณะการเคลื่อนที่แบบลูกโซ่ (Chain Link System) ดังนั้นท่าโยนที่เหมาะสมจะทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้นกระทำต่อข้อเท้าส่งไปยังส่วนของขา ข้อเข่า ข้อสะโพก ลำตัว ข้อไหล่ ข้อมือ มือและไม้เทนนิสออกไปยังลูกเทนนิส (กรมพลศึกษา, 2555) บทบาทของกล้ามเนื้อส่วนล่างของร่างกายในการสร้างฐานสำหรับการถ่ายโอนพลังงานและโมเมนตัมยังถูกให้ความสำคัญอย่างต่อเนื่อง จากการศึกษาของคิบเลอร์ (Kibler, 2009) รายงานว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการสร้างพลังงานจนที่ส่วนของขาและลำตัวคิดเป็นร้อยละ 51 และมีแรงเกิดขึ้นถึงร้อยละ 54 มีการรับรู้ตำแหน่งข้อต่อโดยการบิดหมุนร่างกายและเอนตัวไปข้างหลังเพื่อให้เกิดการสร้างแรงจากกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัวและถ่ายโอนแรงไปยังร่างกายส่วนบน อัตราส่วนของแรงที่เกิดจากขาและลำตัวมากกว่าส่วนของแขน มีการทำงานประสานสัมพันธ์ระหว่างกล้ามเนื้อรอบหัวไหล่โดยพบว่าในช่วงการเหยียดแขนมีการทำงานของกล้ามเนื้อที่บริเวณหัวไหล่และแขนส่วนปลายสูงสุดเพื่อใช้ในการสร้างความเร็วของไม้เทนนิสในขณะที่กระทบลูกเทนนิส (Michalina, Barbara, & Andrzej, 2019)

จากการศึกษาพบว่าการประสบความสำเร็จในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินคือความสามารถในการเสิร์ฟพร้อมกับการหมุนไปทางด้านหน้าอย่างรวดเร็วซึ่งจะทำให้ลูกเทนนิสเคลื่อนที่ไปยังฝั่งตรงข้ามด้วยความเร็วสูงและมุมที่ค่อนข้างชัน (Steep Angle) จุดประสงค์หลักของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินคือการเพิ่มปริมาณการหมุน (Rod, 2012) ซาคูไร, เรดและเอลเลียต (Sakurai, Reid & Elliott, 2013) ได้รายงานอัตราการหมุนของลูกเทนนิสในการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินสูงสุดถึง 3,124 รอบต่อวินาที และครอส (Cross, 2011) ยังพบอีกว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพสามารถทำการเสิร์ฟได้ด้วยอัตราการหมุนถึง 4,000 รอบต่อวินาทีในระหว่างการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Choppin et.al., 2007; Goodwill et.al., 2007) ดังนั้นการเสิร์ฟจึงเป็นกลไกการทำงานเฉพาะของร่างกายเพื่อให้เกิดความเร่งและมุมที่เหมาะสมร่วมกับปริมาณการหมุนที่สร้างจากการนำส่วนของร่างกายมาใช้งานให้เหมาะสมแต่การหมุนส่วนใหญ่มักจะเกิดบริเวณทางด้านข้างลำตัวและปริมาณการหมุนค่อนข้างน้อย (Jan & Vladimír, 2015) การปรับทิศทางของร่างกายในลักษณะที่ให้นักกีฬาเข้าถึงปริมาณการหมุนของร่างกายมากขึ้นจะส่งผลให้การเสิร์ฟมีความแรงเพิ่มขึ้นซึ่งสามารถทำได้โดยการวางแนวร่างกายที่เป็นกลไกเฉพาะในการเสิร์ฟ การใช้กล้ามเนื้อมัดใหญ่ในแต่ละส่วนของร่างกายในการสร้างพลังงานมาจากกลไกไซเนติกส์ (Kinetic

Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ที่มีประสิทธิภาพในการนำพลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) ไปยังส่วนของร่างกายเพื่อให้เกิดการวางตำแหน่งของร่างกายและการถ่ายโอนพลังงานที่ดี มีการทำงานที่ประสานสัมพันธ์ได้อย่างราบรื่นและนำไปสู่ความเร็วที่เพิ่มขึ้น ในระยะการเร่งความเร็วจนถึงสู่ระยะการส่งไม้เทนนิสในการเสิร์ฟ (Caroline, Benoit, Nicolas, & Guillaume, 2014)

โชวและคณะ (Chow et.al., 2003) ศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนล่างระหว่างทักษะการเสิร์ฟทั้งสามรูปแบบพบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนล่างเป็นการรักษาเสถียรภาพและความมั่นคงของการเหยียด การงอและการหมุนกระดูกสันหลังส่วนเอว กล้ามเนื้อหน้าท้องทำงานเพิ่มขึ้นในระยะการเร่งความเร็วของการเสิร์ฟแบบทอปสปิน (Elliott, 2006) และมีรายงานว่าลำตัวเป็นศูนย์กลางการถ่ายโอนพลังงานของร่างกาย (François, Bénédicte, Jean - Louis, & Caroline, 2015) การหมุนลำตัวเป็นความสัมพันธ์ของการหมุนหัวไหล่ที่เกี่ยวข้องกับมุมระหว่างเส้นที่เชื่อมปุ่มกระดูกเชิงกรานด้านหน้า (Anterior Superior Iliac Crest) บริเวณสะโพก และมุมระหว่างเส้นที่เชื่อมตำแหน่งกระดูกไหปลาร้าบริเวณลำตัวส่วนบน (Acromions) รู้จักในงานวิจัยกีฬาบอลที่เรียกว่าเอ็กซ์แฟกเตอร์ (X - Factors) (Cheetham et al., 2001; McTeige et al., 1994) และมีรายงานว่าช่วงการเสิร์ฟมีการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวทั้งด้านซ้ายและด้านขวา (Left and Right External Obliques) ร่วมกันในช่วงการสร้างแรงมากกว่าร้อยละ 50 ของระดับการทำงานกล้ามเนื้อสูงสุดในร่างกาย (Chow, Park, & Tillman, 2009; John et al., 2009)

ชีวกลศาสตร์ในการเสิร์ฟกีฬาเทนนิส

ชีวกลศาสตร์เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของสิ่งมีชีวิต เป็นวิทยาศาสตร์แขนงหนึ่งโดยการนำวิชาฟิสิกส์มาประยุกต์กับหลักการทางกลศาสตร์ที่ว่าด้วยการวิเคราะห์การใช้แรงและผลกระทบที่เกิดจากการใช้แรงมาศึกษาการเคลื่อนไหวทางกีฬาโดยนำความรู้ด้านกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของระบบประสาท ระบบกล้ามเนื้อ ระบบโครงร่างกระดูกและข้อต่อมาอธิบายการเคลื่อนไหวและการทำงานของอวัยวะในร่างกายที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่มีประสิทธิภาพ ความรู้ทางชีวกลศาสตร์จะเป็นเครื่องชี้แนะที่สำคัญสำหรับผู้ฝึกสอนและนักกีฬาที่จะเลือกเทคนิคการฝึกซ้อมกีฬาได้อย่างเหมาะสมยิ่งขึ้นในการตรวจสอบและเข้าใจข้อผิดพลาดที่จะเกิดขึ้น (ถนอมวงศ์, 2544) เช่นเดียวกับไฟรส์ไดน์และคณะที่กล่าวถึงชีวกลศาสตร์ว่าเป็นศาสตร์ที่ว่าด้วยการศึกษาการเคลื่อนไหวของสิ่งมีชีวิตโดยการประยุกต์หลักกลศาสตร์รวมกับความรู้ด้านชีววิทยาและสรีรวิทยาในการอธิบายและทำความเข้าใจการทำงานร่วมกันของกระดูก ข้อต่อและ

กล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นประโยชน์ในด้านการพัฒนาประสิทธิภาพการเคลื่อนไหวรวมถึงป้องกันการบาดเจ็บตลอดจนการพัฒนาอุปกรณ์ที่ใช้ในการกีฬา (Firestein et al., 2016)

ปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ในการเสริมฟิสิกส์

การนำหลักกลศาสตร์มาประยุกต์ใช้เพื่ออธิบายผลการเคลื่อนไหวที่มีสาเหตุมาจากแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ทั้งเชิงเส้นและเชิงมุมมีเป้าหมายเพื่อให้นักวิทยาศาสตร์การกีฬา ผู้ฝึกสอนกีฬา ผู้วิจัยทางการกีฬารวมทั้งนักกีฬาสามารถนำไปเพื่อพัฒนา ปรับปรุงแก้ไขทักษะเทคนิคทางการกีฬา ป้องกันการบาดเจ็บ พัฒนาประสิทธิภาพและศักยภาพในการออกกำลังกาย การฝึกซ้อมเพื่อให้ประสบความสำเร็จในการแข่งขันโดยเห็นถึงความสำคัญในการวิเคราะห์เพื่อหาข้อบกพร่องและค้นหาวิธีการใหม่ในการเคลื่อนไหวให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น การเคลื่อนไหวร่างกายหรือส่วนของร่างกายในแนวระนาบจะเคลื่อนที่ผ่านแกนสมมติคือข้อต่อ ระนาบและแกนการเคลื่อนไหวของร่างกายจะช่วยให้ นักชีวกลศาสตร์มีความเข้าใจตรงกันที่จะกล่าวถึงรูปแบบการเคลื่อนไหวกับบุคคลทั่วไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ (Joseph, Kathleen, & Timothy, 2015)

ระนาบของร่างกาย (Plane) หมายถึงแผ่นสมมติสองแผ่นที่ลากผ่านร่างกายและแบ่งร่างกายในแนวสมมติออกเป็น 2 ส่วนเท่ากัน ระนาบพื้นฐานถูกแบ่งให้สอดคล้องกับระนาบทั้งสามมิติ โดยหนึ่งระนาบจะตั้งได้เป็นมุมฉากกับอีกสองระนาบ มีแกนการเคลื่อนไหวเป็นส่วนสมมูลของระนาบแต่ละระนาบ ดังนั้นระนาบและแกนทั้งสามจึงมีความสัมพันธ์กันแบ่งออกได้เป็น

1.ระนาบหน้า - หลัง (Sagittal Plane หรือ Anteroposterior Plane) คือระนาบในแนวตั้งที่แบ่งส่วนร่างกายจากด้านหน้าไปด้านหลังทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนเท่ากัน คือด้านซ้ายและด้านขวา มีแกนข้างเป็นแกนตั้งฉาก (Frontal Axis)

2.ระนาบซ้าย - ขวา (Lateral Plane หรือ Frontal Plane) คือระนาบในแนวตั้งที่แบ่งส่วนร่างกายจากด้านซ้ายไปด้านขวาทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนเท่ากันคือด้านหน้าและด้านหลัง มีแกนหน้าหลังเป็นแกนตั้งฉาก (Sagittal Axis)

3.ระนาบบน - ล่าง (Transverse หรือ Horizontal Plane) คือระนาบในแนวนอนที่แบ่งส่วนร่างกายออกเป็นสองส่วนเท่ากัน คือด้านบนและด้านล่าง มีแกนแนวตั้งเป็นแกนตั้งฉาก (Vertical Axis) บางครั้งเรียก ระนาบขอบฟ้า

แกนการเคลื่อนไหว (Axis) มีความสัมพันธ์กับระนาบพื้นฐาน แกนการเคลื่อนไหวในแต่ละแกนจะตั้งฉากกับระนาบการเคลื่อนไหว แกนการเคลื่อนไหวของร่างกายประกอบด้วย

1.แกนหน้าหลังขนานขอบฟ้า (Sagittal Horizontal Axis) เป็นแกนในแนวนอนที่ตั้งฉากกับระนาบข้างทำหน้าที่เสมือนตัวยึดเมื่อส่วนของร่างกายเคลื่อนที่ในระนาบข้าง

2. แกนข้างขนานขอบฟ้า (Frontal Horizontal Axis) เป็นแกนในแนวนอนที่ตั้งฉากกับระนาบหน้าหลังทำหน้าที่เสมือนตัวยึดเมื่อส่วนของร่างกายเคลื่อนที่ในระนาบหน้าหลัง

3. แกนแนวดิ่งหรือแกนในแนวดิ่ง (Vertical Axis) เป็นแกนที่ตั้งฉากกับพื้นโลกหรือระนาบขอบฟ้า การเคลื่อนไหวส่วนของร่างกายในระนาบขอบฟ้าเป็นการเคลื่อนไหวรอบแกนนี้

ประเภทการเคลื่อนที่ (Form of Motion) อธิบายได้ 3 ลักษณะ ประกอบด้วย

1. การเคลื่อนที่เชิงเส้นตรง (Transition Motion) เกิดขึ้นเมื่อส่วนของวัตถุหรือร่างกายเคลื่อนที่ไปในระยะทาง ทิศทางและเวลาที่เท่ากัน มีจุดศูนย์กลางมวลเป็นจุดสมดุลของมวลวัตถุที่เกิดจากแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำกับวัตถุ การเคลื่อนที่เชิงเส้นตรงพิจารณาจากการเคลื่อนที่ที่ลากผ่านวัตถุหรือร่างกายที่มีระยะทางและขนานกับตำแหน่งเดิม

2. การเคลื่อนที่เชิงมุม (Rotation Motion) เกิดขึ้นเมื่อวัตถุหรือร่างกายมีการเคลื่อนที่หรือเปลี่ยนตำแหน่งรอบเส้นสมมติในอากาศ วัตถุหรือร่างกายมีการเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกันด้วยมุมและเวลาที่เท่ากัน เส้นสมมติในอากาศเรียกว่าแกนของการหมุน (Axis of Motion) ซึ่งจะตั้งฉากกับระนาบการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือร่างกายและอาจพาดผ่านวัตถุหรือร่างกายนั้น การเคลื่อนที่เชิงมุมสามารถเกิดขึ้นรอบแกนผ่านจุดศูนย์กลางมวลซึ่งเป็นการเคลื่อนไหวตามเส้นโค้งของวงกลมที่ตัดโดยมุมของระยะทางเชิงเส้นของจุดหมุนจากแกน เรียกว่ารัศมีของการหมุน (r) มีหน่วยเป็นเรเดียน (Radian) และเท่ากับอัตราส่วนความยาวของเส้นโค้ง (d) ต่อความยาวรัศมี (r)

3. การเคลื่อนที่แบบผสมผสาน (General Motion) เป็นการผสมผสานการเคลื่อนที่เชิงเส้นตรงและการเคลื่อนที่เชิงมุม ส่วนใหญ่พบการเคลื่อนที่เชิงมุมมากกว่าการเคลื่อนที่เชิงเส้นตรง การเคลื่อนที่ลักษณะนี้พบมากที่สุดในด้านเทคนิคทางการกีฬาโดยนักกีฬาจะมีการถ่ายโยงการเคลื่อนไหวเชิงมุมของส่วนของร่างกายบริเวณส่วนของสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้าในขณะเดียวกันร่างกายจะมีการเคลื่อนที่เป็นการเคลื่อนไหวเชิงเส้นตรง

ระบบพิกัดการเคลื่อนที่ ประกอบด้วย 3 ระบบที่สำคัญ ได้แก่

1. ระบบพิกัดจากหลัก (Global Coordinate System; GCS) เป็นการระบุพิกัดการเคลื่อนไหวเทียบกับจุดอ้างอิง (Reference Point) ที่กำหนดขึ้นเองโดยการคำนวณหาตำแหน่งพิกัดรวมไปถึงมุมมองจากการเคลื่อนไหวเทียบกับแกนอ้างอิงที่กำหนดไว้ ระบบพิกัดจากหลักที่รู้จักในเชิงคณิตศาสตร์คือระบบพิกัดแบบคาทีเซียน (Cartesian Coordinate System) หรือรูปแบบพิกัด (x, y, z) มีจุดอ้างอิงคือ $(0, 0, 0)$ สมาคมชีวกลศาสตร์การกีฬานานาชาติ (International Society of Biomechanics; ISB) นิยามรูปแบบแกนอ้างอิงนี้ให้เป็นไปตามกฎการกำมือขวาโดย

แกน x แสดงพิสัยการเคลื่อนที่ในแนวราบ แกน y แสดงพิสัยการเคลื่อนที่ในแนวดิ่ง ในขณะที่แกน z จะแสดงพิสัยการเคลื่อนที่แบบจุดเกาะต้น (Proximal) และจุดเกาะปลาย (Distal)

2.ระบบพิกัดส่วนของร่างกาย (Segment Coordinate System; SCS) หรือระบบพิกัดเฉพาะที่ (Local Coordinates System; LCS) เป็นการอ้างอิงการเคลื่อนที่จากแนวจุดเกาะต้นและจุดเกาะปลาย (Proximal and Distal) ส่วนของร่างกายเพื่อกำหนดพิกัด (x, y, z) ในเชิงปฏิบัติการ การกำหนดจุดอ้างอิงของระบบพิกัดส่วนของร่างกายสามารถกำหนดได้ตามต้องการแต่ส่วนใหญ่จะกำหนดที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลหรือตำแหน่งจุดเกาะปลาย (Distal) ของส่วนที่สนใจศึกษา เหตุผลหลักในการกำหนดพิกัดนี้เนื่องจากในบางกรณีการอ้างอิงพิกัดแบบจากหลักไม่สมเหตุสมผลในการอธิบายตัวแปรเชิงคิเนเมติกส์ของรูปแบบการเคลื่อนไหวนั้น

3.ระบบพิกัดของข้อต่อ (Joint Coordinate System; JCS) เป็นการตั้งแกนเสมือน (Floating Axis) โดยลากเส้นแกนระหว่างวัตถุหรือข้อต่อสองอันเข้าด้วยกัน เมื่อสร้างแกนเสมือนขึ้นแล้วจะสามารถกำหนดการเคลื่อนที่ เช่น การเคลื่อนที่แบบกางออก (Adduction) การหุบเข้า (Abduction) การหมุนออกด้านนอก (External Rotation) หรือการหมุนเข้าด้านใน (Internal Rotation) รอบแกนเสมือนเพื่อเข้าใจรูปแบบการเคลื่อนไหวของข้อต่อได้ง่ายขึ้น (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552)

การวิเคราะห์การเสิร์ฟเทนนิสประกอบด้วยการวิเคราะห์ทางคิเนเมติกส์ (Kinematic) และคิเนติกส์ (Kinetic) เป็นการวิเคราะห์เกี่ยวกับแรงที่กระทำกับร่างกายเมื่อมีการเคลื่อนไหว การเสิร์ฟเทนนิสให้ได้ศักยภาพสูงสุดต้องอาศัยการเคลื่อนไหวผ่านการเชื่อมต่อของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) ให้เกิดแรงกระทำที่พอดีและเหมาะสม กลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่มีประสิทธิภาพจะช่วยลดแรงกระทำและแรงเสียดทานต่อเอ็นและกล้ามเนื้อทำให้ลดปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ (อังคณา, 2559) การศึกษาส่วนหนึ่งพบว่าการเสิร์ฟเทนนิสเกี่ยวข้องกับปริมาณการใช้ความเร็วของส่วนของร่างกายในรูปแบบการเคลื่อนที่จากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลายอย่างเป็นลำดับ (Elliott, 2003) มุมข้อต่อและความเร็วของลูกเทนนิสที่เกิดจากกลไกโซ่คิเนติกส์เป็นรูปแบบความสัมพันธ์ที่แสดงให้เห็นความเกี่ยวข้องของการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงเส้น ความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกายที่อยู่ใกล้เคียงทำให้เกิดการถ่ายโอนโมเมนตัมและการสร้างพลังงานจลน์ (Cristina & Enrique, 2009) การรู้หลักการทางชีวกลศาสตร์เพื่อทำความเข้าใจเทคนิคการเสิร์ฟเทนนิสเป็นสิ่งสำคัญ การวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์การกีฬาแบ่งออกเป็น 2 สาขา ประกอบด้วย

1.สถิตยศาสตร์ (Static) เป็นสาขาทางกลศาสตร์ที่เกี่ยวกับแรงกระทำในสภาวะสมดุล ไม่เกิดการเคลื่อนที่ นำมาประยุกต์ในการศึกษาการทำงานของวัตถุในร่างกายหรือส่วนของ

ร่างกายโดยพิจารณาร่างกายในสภาวะอยู่นิ่งหรือสภาวะสมดุลเพื่อวิเคราะห์หาแรงและโมเมนต์ที่กระทำบริเวณส่วนของร่างกายที่มีลักษณะการทำงานในสภาวะสถิต

2.พลศาสตร์ (Dynamic) เป็นสาขาทางกลศาสตร์ในสภาวะที่มีการเคลื่อนที่เพื่อศึกษาลักษณะการเคลื่อนที่ที่มีความเร่ง (Acceleration) และดูผลกระทบของแรงที่เกี่ยวข้องหลักการและทฤษฎีทางด้านพลศาสตร์ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์เพื่อให้ได้ผลที่มีลักษณะใกล้เคียง การวิเคราะห์แบบพลศาสตร์แบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ คือ

2.1 คิเนเมติกส์ (Kinematic) เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือส่วนของร่างกายประกอบด้วยการเคลื่อนที่เชิงเส้นและการเคลื่อนที่เชิงมุมโดยคำนึงถึงลักษณะและส่วนประกอบของการเคลื่อนที่ที่เปลี่ยนแปลงเพื่อหา ระยะทาง ความเร็ว และความเร่งตลอดช่วงการเคลื่อนที่โดยไม่พิจารณาถึงสาเหตุที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว (อรรวิทย์, 2553) การเคลื่อนไหวในรูปแบบคิเนเมติกส์ (Kinematic) แบ่งออกเป็น

2.1.1. คิเนเมติกส์เชิงเส้นตรง (Linear Kinematics) เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่จากจุดหนึ่งไปอีกจุดหนึ่งในลักษณะเส้นตรง (Translational or Linear Motion) การเคลื่อนที่ลักษณะนี้แบ่งย่อยได้เป็น 3 ลักษณะ คือ

2.1.1.1 การเคลื่อนที่เป็นเส้นตรง (Rectilinear Motion) เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่จากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งในลักษณะเส้นตรง

2.1.1.2 การเคลื่อนที่เป็นเส้นโค้ง (Curvilinear Motion) เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือร่างกายเป็นแนวโค้ง เช่น การเคลื่อนที่ของลูกน้ำหนัก แล่นหรือการกระโดดน้ำ เป็นต้น ส่วนการเคลื่อนที่ของลูกตุ้มนาฬิกา การไล่ชิงช้าหรือการแกว่งตัวไปมาบนบาร์เดียวเป็นการเคลื่อนที่แบบออสซิลเลชัน (Oscillation Motion) หมายถึงการเคลื่อนที่เป็นรอบหรือการเคลื่อนที่เป็นคาบรอบตำแหน่งสมดุล

2.1.1.3 การเคลื่อนที่กลับไปมา (Reciprocating Motion) เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือส่วนของร่างกายจากจุดหนึ่งไปยังจุดหนึ่งและทำซ้ำกัน เช่น การเลี้ยวลูกบาสเกตบอล การเคาะลูกเทนนิส และการเคาะลูกบอลล เป็นต้น

2.1.2 คิเนเมติกส์เชิงมุม (Angular Kinematics) เป็นการศึกษาการเคลื่อนไหวจากจุดหนึ่งไปอีกจุดหนึ่งแบบหมุนหรือแนวโค้ง (ศิริรัตน์, 2551) การเคลื่อนไหวนรอบเส้นสมมุติเรียกว่าแกนของการหมุน (Axis of Rotation) การเคลื่อนที่ของร่างกายจากตำแหน่งหรือท่าทางเดิมเกิดจากการที่ส่วนของร่างกายมีการหมุนรอบข้อต่อจากการทำงานของร่างกายส่วนล่างทำให้ร่างกายทั้งหมดเคลื่อนที่จากจุดเดิมไปยังจุดใหม่ได้

การเคลื่อนไหวร่างกายในขณะที่เล่นกีฬาที่มีความซับซ้อน การเข้าใจลักษณะการเคลื่อนที่จะช่วยให้ผู้ฝึกสอนสามารถพัฒนาศักยภาพนักกีฬาให้มีประสิทธิภาพมากขึ้นได้ การเปลี่ยนแปลงปริมาณและทิศทางการเคลื่อนที่ของร่างกายสามารถหาได้จาก

1. ระยะทางและระยะขจัด (Distance and Displacement) ระยะทาง (Distance) เป็นความยาวของแนวการเคลื่อนที่ของวัตถุและระยะการเปลี่ยนตำแหน่ง ส่วนระยะขจัด (Displacement) เป็นความยาวของเส้นตรงที่เชื่อมระหว่างจุดเริ่มต้นและจุดสุดท้ายของการเคลื่อนที่และทิศทางการเคลื่อนที่ของเส้นตรงด้วย เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ระยะการเปลี่ยนตำแหน่ง} = \text{ตำแหน่งสุดท้าย} - \text{ตำแหน่งเริ่มต้น}$$

หากวัตถุมีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งไปอีกตำแหน่งหนึ่งในแนวโค้ง การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งหรือระยะทางเชิงมุม (Angular Distance) ของวัตถุที่เคลื่อนที่ไปมีค่าเท่ากับมุมระหว่างตำแหน่งแรกและตำแหน่งสุดท้ายโดยจะวัดมุมนี้ตามแนวที่วัตถุเคลื่อนไป ปริมาณที่บอกว่าการเปลี่ยนแปลงการหมุนของร่างกายคือ มุมที่เปลี่ยนไป (Angular Displacement) มีหน่วยเป็นเรเดียน (Radian) เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{มุมที่เปลี่ยนไป (Angular Displacement)} = \text{มุมสุดท้าย} - \text{มุมเริ่มต้น}$$

ทิศทางของระยะขจัดเชิงมุมใช้หลักการว่าทิศทางทวนเข็มนาฬิกาเป็นทิศที่มีค่าบวก และทิศทางตามเข็มนาฬิกาเป็นทิศที่มีค่าลบ

2. ความเร็วและอัตราเร็ว (Speed and Velocity) ฮาเกะและคณะ (Haake et al., 2003) ได้แสดงให้เห็นว่าเมื่อความเร็วในการเลี้ยวเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้จำนวนการเลี้ยวเอซ (Ace) มากขึ้นและปริมาณการโต้กลับที่ดีจะลดลงโดยเฉพาะเมื่อความเร็วของลูกเทนนิสมีค่ามากกว่า 161 กิโลเมตรต่อชั่วโมง จีราร์ดและคณะ (Girard et al., 2005) รายงานความเร็วของลูกเทนนิสที่มากกว่า 200 กิโลเมตรต่อชั่วโมงถูกบันทึกได้ในการแข่งขันเทนนิสระดับอาชีพและพบความเร็วในการเลี้ยวระหว่าง 145 - 180 กิโลเมตรต่อชั่วโมงในนักกีฬาที่มีระดับการแข่งขันน้อยกว่าและยังพบอีกว่านักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีความพยายามที่จะสร้างความเร็วในการเลี้ยวเพื่อให้คู่แข่งชนไม่สามารถโต้กลับคืนได้ (Bahamonde, 2000; Elliott, 2001; Girard et al., 2005) กอร์ดอนและดาพินา (Gordon & Dapena, 2006) พบว่าความเร็วของไม้เทนนิสมาจากลำดับการทำงานในการกางออกของหัวไหล่ การเหยียดข้อศอก การหมุนข้อมือเอียงไปด้านนอก การหมุนลำตัวตามแนวแกนกลางของร่างกายส่วนบนที่สัมพันธ์กับลำตัวส่วนล่างและการงอข้อมือและยังพบการคว่ำแขนส่วนปลายที่ส่งผลเชิงลบในระยะสั้นต่อความเร็วของหัวไม้เทนนิส ความเร็ว (Speed) และอัตราเร็ว (Velocity) เป็นความเร็วที่ร่างกายเคลื่อนที่จากตำแหน่งหนึ่งไปอีกตำแหน่งหนึ่งด้วย

ความเร็วเฉลี่ยของร่างกายคือระยะทางหารด้วยเวลาที่เดินทางมีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$S = \lambda / t$$

เมื่อ S = ความเร็วเฉลี่ย (Speed)

λ = ระยะทาง (Distance)

t = ระยะเวลาที่เคลื่อนที่

อัตราเร็วเฉลี่ย (Velocity) คือระยะขจัด (Displacement) หารด้วยเวลาที่เดินทาง

$$v = d / t$$

เมื่อ v = อัตราเร็วเฉลี่ย (Velocity)

d = ระยะขจัด (Displacement)

t = ระยะเวลาที่เคลื่อนที่

จากการศึกษานักกีฬาทennisมืออาชีพมีค่าความเร็วของลูกเทนนิสสูงกว่า (177.8 ± 17.3 กิโลเมตรต่อชั่วโมง) นักกีฬามือสมัครเล่น (143.3 ± 14.4 กิโลเมตรต่อชั่วโมง) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่านักกีฬาทennisมืออาชีพมีประสิทธิภาพในการเพิ่มความเร็วของลูกเทนนิสที่สูงรวมกับการใช้คิเนติกส์ของข้อต่อที่น้อยกว่าหรือเท่ากันและนักกีฬาทennisมือสมัครเล่นมีการใช้คิเนติกส์ของข้อต่อสูงกว่าและมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่บริเวณหัวไหล่และข้อศอกมากกว่านักกีฬาทennisมืออาชีพโดยเฉพาะในระหว่างการเงี้ยวไม้และการลดความเร็วในระหว่างการเล่น จากข้อมูลของการเปลี่ยนแปลงรูปแบบคิเนเมติกส์นี้เห็นได้ชัดว่าการเพิ่มขึ้นของค่าคิเนติกส์มีนัยสำคัญโดยไม่มีการเพิ่มอัตราเร็ว (Martin, 2014) นอกจากนี้เอลเลียต (Elliott, 1988) ยังพบว่าอัตราเร็วเชิงเส้นของข้อต่อจากส่วนข้อต่อข้อเข่า ข้อสะโพก หัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือในการเล่นเทนนิสมีการพัฒนาเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องและยังเป็นการรวมแรงลัพธ์ของความเร็วเชิงเส้นของข้อต่อสูงสุดเพื่อสร้างความเร็วเชิงมุมสูงสุดของไม้เทนนิสอีกด้วย การศึกษาภายหลังของเอลเลียต (Elliott, 1995) ยังพบว่าการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในมีการสร้างความเร็วเชิงเส้นที่หัวไม้เทนนิสประมาณร้อยละ 50 จากการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าตัวแปรหลักของความเร็วเฉลี่ยเชิงเส้นของไม้เทนนิสขณะกระทบลูกเทนนิสคือการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน การงอข้อมือในแนวนอน การกางหัวไหล่และการงอลำตัว การวางตำแหน่งของกระดูกเชิงกรานที่เหมาะสมทำให้ช่วงพิสัยการเคลื่อนไหวของสะโพกเกิดการหมุนทำให้มีการถ่ายโอนพลังงานผ่านกลไกคิเนติกส์ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น (Young et al., 2014)

ความเร็วเชิงมุมเฉลี่ยและอัตราเร็วเชิงมุมเฉลี่ยหาได้จากระยะทางเชิงมุม (Angular Distance) และระยะขจัดเชิงมุม (Angular Displacement)หารด้วยเวลาที่เคลื่อนที่ไป

$$\omega = \theta / t$$

โดย ω = ความเร็วเชิงมุมเฉลี่ยหรืออัตราเร็วเชิงมุมเฉลี่ย

θ = ระยะทางเชิงมุมหรือระยะขจัดเชิงมุม

ระยะทางเชิงมุมและระยะขจัดเชิงมุมจะมีขนาดเท่ากันถ้าวัตถุหมุนไปในมุมที่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 180 องศาและมีทิศทางการหมุนไปทางเดียวกันทำให้ความเร็วและอัตราเร็วเชิงมุมเฉลี่ยมีขนาดเท่ากัน ฟลัยซิกและคณะ (Fleisig et al., 2007) แสดงความสามารถในการสร้างลำดับการหมุนส่วนของร่างกายที่รวดเร็วของนักกีฬาเทนนิสพบว่าความเร็วเชิงมุมสูงสุดคือการเอียงลำตัว (280 องศาต่อวินาที) การหมุนตามยาวของลำตัวส่วนบน (870 องศาต่อวินาที) การหมุนของกระดูกเชิงกราน (440 องศาต่อวินาที) การงอข้อศอก (1,510 องศาต่อวินาที) การงอข้อมือ (1,950 องศาต่อวินาที) และการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน (2,420 องศาต่อวินาที) ตามลำดับการหมุนข้อต่อและส่วนของร่างกายที่ทำให้เกิดความเร็วของไม้เทนนิสได้รับความสนใจมาก การเสิร์ฟเทนนิสสามารถส่งผลต่อการตีด้วยความเร็วประมาณ 170 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (Martin et al., 2014) ความเร็วเชิงมุมที่เกิดจากการหมุนแขนส่วนบนเข้าด้านในของนักกีฬาชายสูงถึง 2,418.5 องศาต่อวินาทีและในนักกีฬาหญิงสูงถึง 1,348.7 องศาต่อวินาที ซึ่งการที่ลูกเทนนิสได้รับความเร็วสูงสุดต้องใช้เวลาเคลื่อนไหวที่ข้อต่อและส่วนของร่างกาย เวลาของความเร็วเชิงมุมสูงสุดต้องเกิดขึ้นตามลำดับในตำแหน่งใกล้เคียงจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย (Elliot et al., 1995) ที่เรียกว่ากลไกโซ่คิเนเมติกส์ (Kinematic Chain) แนวคิดนี้มีความสำคัญต่อเวลาในการงอของข้อต่อ ความเร็วและขนาดสูงสุดเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพทางเทคนิคโดยมีจุดมุ่งหมายในการเพิ่มการหมุนแต่ละส่วนของร่างกายทำให้ความเร็วเชิงมุมเพิ่มขึ้น กลไกโซ่คิเนติกส์ในการเสิร์ฟเทนนิสแบ่งเป็นกลไกโซ่คิเนติกส์ของข้อเท้า - ข้อเข่า - สะโพก และกลไกโซ่คิเนติกส์ของหัวไหล่ - ข้อศอก - ข้อมือ (Hay, 1995)

3. อัตราเร่ง (Acceleration) เป็นสิ่งสำคัญต่อความสำเร็จของนักกีฬาโดยขึ้นอยู่กับความสามารถในการเพิ่มหรือลดความเร็ว อัตราเร่ง (Acceleration) หมายถึงการเปลี่ยนแปลงอัตราความเร็วต่อหนึ่งหน่วยเวลาเพื่อเปลี่ยนตำแหน่งไปในทิศทางที่ต้องการให้เร็วขึ้นหรือช้าลง ประกอบด้วยขนาดและทิศทาง มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาทีกำลังสอง เขียนเป็นสมการได้ว่า

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

เมื่อ a = อัตราเร่ง
 V_f = อัตราเร็วปลาย
 V_i = อัตราเร็วเริ่มต้น
 t = ระยะเวลา

อัตราเร่งของวัตถุหรือร่างกายในทิศทางที่ลงสู่พื้นโลกเกิดจากอิทธิพลของโลกที่มีต่อวัตถุที่อยู่ใกล้พื้นโลกเรียกว่าแรงดึงดูดของโลก (Gravity) อัตราเร่งที่เกิดจากแรงดึงดูดของโลกมีค่าคงที่คือ 32 ฟุตต่อวินาทียกกำลังสอง หรือ 9.8 เมตรต่อวินาทียกกำลังสอง (m/s^2) ค่านี้อาจมีความแตกต่างในแต่ละจุดบนผิวโลกเนื่องจากอิทธิพลแรงดึงดูดของโลก โดยใช้อักษร g แทนค่าอัตราเร่งจากแรงดึงดูดของโลก แรงดึงดูดของโลกมีอิทธิพลต่อวัตถุที่ขว้าง ฟุ้งหรือหุ่ในอากาศเนื่องจากเมื่อวัตถุถูกปล่อยออกจากมือ แรงดึงดูดของโลกจะเริ่มกระทำต่อวัตถุนั้นทันทีเป็นเหตุให้แรงที่ส่งออกไปในแนวนอนส่งวัตถุไปในระยะไกลที่สุดก่อนตกลงสู่พื้น มุมที่เหมาะสมในการทำการขว้าง ฟุ้งหรือหุ่วัตถุคือ 45 องศา เมื่อร่างกายหรือวัตถุมีการหมุนทำให้ได้มุมตามการเคลื่อนไหวและทำให้ตำแหน่งของร่างกายหรือวัตถุเปลี่ยนไปจากเดิม (สิริพร, 2560)

อัตราเร่งเชิงมุม (Angular Acceleration) เป็นอัตราเร็วเชิงมุมที่มีการเปลี่ยนแปลงในระยะเวลาหนึ่ง เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\alpha = \omega_f - \omega_i / t$$

โดย ω_f = อัตราเร็วเชิงมุมสุดท้าย
 ω_i = อัตราเร็วเชิงมุมเริ่มต้น
 t = เวลา

การศึกษาของแมทธิวและคณะ (Matthew et al., 2011) แสดงให้เห็นว่ามุมข้อต่อสูงสุดและมุมข้อต่อที่ตำแหน่งกระทบลูกเทนนิสมีอิทธิพลต่อความเร็วลูกเทนนิสอย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นข้อศอกและหัวไหล่และยังพบว่ามีความใกล้เคียงกับนักกีฬาเบสบอลมืออาชีพประมาณ 175 - 185 องศา (Dillman et al., 1993; Fleisig et al., 1999; Matsuo et al., 2001) จากการศึกษา ยังพบการเปลี่ยนแปลงมุมในการโยน ความสูงของการโยน ความสูงในการเงี้ยว และระยะทางในการเงี้ยวที่แตกต่างกันระหว่างการเสิร์ฟครั้งแรกและครั้งที่สองของระยะการเสิร์ฟทั้งสามช่วงอีกด้วย เมนเดสและคณะ (Mendes et al., 2013) กล่าวว่าตำแหน่งและความสูงของการโยนลูกเทนนิสเป็นปัจจัยพื้นฐานในการเสิร์ฟเนื่องจากตัวแปรเหล่านี้ช่วยระบุประสิทธิภาพการเสิร์ฟ

ตำแหน่งที่ส่งผลกระทบต่อไปไม่เทนนิสและยังเป็นการตรวจประสิทธิภาพการเสิร์ฟของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพเรื่องความแตกต่างของความเร็วเฉลี่ยของลูกเทนนิสระหว่างการเสิร์ฟครั้งแรกและครั้งที่สอง การเปลี่ยนแปลงเหล่านี้ทำให้นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาด้านการจัดการคิเนติกส์เพื่อรักษาประสิทธิภาพของการเสิร์ฟ (Hussain et al., 2016)

ฟลีสิกและคณะ (Fleisig et al., 2003) และคิบเลอร์ (Kibler, 1995) รายงานว่าความเร็วในการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในสำคัญต่อการสร้างความเร็วสูงในการเสิร์ฟเทนนิสและการศึกษาในปัจจุบันยังพบว่าความเร็วในการเหยียดข้อศอกสูงสุดของด้านที่ถือไม้เทนนิสระหว่างการเหวี่ยงไปข้างหน้าสัมพันธ์กับความเร็วในการเสิร์ฟเทนนิสอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ถ้าลูกเทนนิสถูกปล่อยด้วยความเร็วที่มากขึ้นจะได้ระยะทางในการเคลื่อนที่มากขึ้นด้วย ความเร็วนี้แยกได้เป็นความเร็วในแกนตั้งที่สำคัญต่อความสูงและความนานของการลอยในอากาศของลูกเทนนิส การสร้างความเร็วในแกนตั้งทำได้โดยการปล่อยหรือขว้างด้วยมุมที่มากกว่า 45 องศาและใกล้ 90 องศา ส่วนความเร็วในแกนนอนมีความสำคัญต่อความไกลที่เคลื่อนที่ไปได้และจะมากขึ้นถ้าปล่อยหรือขว้างวัตถุด้วยมุมที่น้อยกว่า 45 องศา ดังนั้นถ้าต้องการให้มีการเคลื่อนที่ได้ไกลต้องขว้างด้วยมุมที่เหมาะสมที่ทำให้อยู่ในอากาศได้นานและลอยได้ไกลที่สุด (สิริพร, 2560)

4. โมเมนตัม (Momentum) เป็นปริมาณที่บอกสภาพการเคลื่อนที่ของวัตถุในลักษณะเคลื่อนที่ไปข้างหน้าโดยมีทิศทางตามความเร็ว เป็นปริมาณเวกเตอร์และมีหน่วยในระบบเอสไอ (SI) เป็นกิโลเมตรต่อวินาที (kgm/s) ตามความสัมพันธ์ที่ว่าโมเมนตัมคือผลคูณระหว่างมวลกับความเร็ว สิ่งที่ทำให้ความเร็วเปลี่ยนแปลงคือแรง (Force) ดังนั้นเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำต่อระบบเพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเร็วจะทำให้โมเมนตัมของระบบเปลี่ยนไป กล่าวได้ว่าแรงทำให้โมเมนตัมของวัตถุเปลี่ยนแปลง โมเมนตัมแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ

4.1 โมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) เป็นปริมาณที่บ่งบอกสภาพการเคลื่อนที่เชิงเส้นของวัตถุโดยคำนึงถึงขนาดของมวลและความเร็วของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่ เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$P = mv$$

การนำหลักการโมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) มาใช้ในกีฬาเทนนิสพบในการตีแบคแฮนด์สไลด์ที่เป็นการถายน้ำหนักในทิศทางเดียวกับการตีทำให้เกิดโมเมนตัมเชิงเส้น เมื่อพิจารณาจากกฎพื้นฐานข้อที่สองของนิวตันที่ระบุว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมของวัตถุเป็นสัดส่วนโดยตรงกับแรงกระทำและการเปลี่ยนแปลงนี้จะเกิดขึ้นในทิศทางเดียวกันกับแรงที่มากระทำต่อวัตถุนั้น การเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) ขึ้นอยู่กับตัวแปรเพียง

ตัวเดียวคือความเร็ว เป็นการแสดงถึงโมเมนตัมเกี่ยวข้องกับแรงภายนอกที่มากระทำต่อวัตถุเสมอ กฎข้อนี้ยังสอดคล้องกับกฎพื้นฐานข้อที่หนึ่งของนิวตันที่ระบุว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงต่อเวลาของโมเมนตัมไม่เท่ากับศูนย์เมื่อโมเมนตัมมีการเปลี่ยนทิศทางแม้ขนาดของมันจะไม่มีเปลี่ยนแปลง เป็นการเคลื่อนที่แบบวงกลมสม่ำเสมอ เมื่อไม่มีแรงภายนอกมากระทำต่อระบบโมเมนตัมจะมีค่าคงที่ ความสัมพันธ์นี้เรียกว่ากฎการอนุรักษ์โมเมนตัม (Law of Conservative Momentum) (Peter, 2013)

4.2. โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เป็นปริมาณที่บ่งบอกสภาพการเคลื่อนที่ของวัตถุเมื่อมีแรงกระทำต่อวัตถุแล้วทำให้มีการเคลื่อนที่ในรูปแบบการหมุนรอบจุดคงที่เป็นวิถีแนวโค้ง โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เป็นสัดส่วนกับรัศมีการหมุนเนื่องจากการกระจายของมวลสัมพันธ์กับแกนของการหมุน โมเมนตัมเชิงมุมจึงเป็นผลคูณของหน่วยของมวล หน่วยของความยาวกำลังสองและหน่วยของความเร็วเชิงมุม เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\begin{aligned} L &= r \times p \\ &= r \times mv \\ &= mr \times v \end{aligned}$$

ในกรณีที่มวล (m) เคลื่อนที่เป็นวงกลมอยู่ในระนาบ x, y ด้วยความเร็วเชิงมุม (ω) โมเมนตัมเชิงมุม (L) ของมวล (m) เทียบกับจุดศูนย์กลางของวงกลม คือ

$$\begin{aligned} L &= r \times p \\ &= r \times mv \\ &= rmv \sin 90^\circ \\ &= mvr \\ &= m\omega r^2 \end{aligned}$$

จากสมการจะเห็นว่าโมเมนตัมเชิงมุมมีทิศทางเดียวกับทิศทางของความเร็วเชิงมุมเพราะมีปริมาณโมเมนต์ของความเฉื่อย (I) รอบแกน Z ของมวล (m) เพียงมวลเดียว การรักษาสภาพการหมุนของวัตถุขึ้นอยู่กับความเร็วเชิงมุมและโมเมนต์ความเฉื่อยของวัตถุ ปริมาณที่บ่งบอกการรักษาสภาพการหมุนของวัตถุที่เรียกว่า โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) มีค่าเท่ากับผลคูณระหว่างโมเมนต์ของความเฉื่อยกับความเร็วเชิงมุม เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\begin{aligned} L &= I\omega \\ L &= I\omega \end{aligned}$$

อัตราการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทำให้เกิดทอร์ก (Torque) ถ้าทอร์กที่มีค่าไม่เท่ากับศูนย์มากระทำต่อวัตถุจะมีการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมโดยขึ้นอยู่กับทิศทางของทอร์กที่มากระทำ แต่ถ้าไม่มีทอร์กมากระทำกับวัตถุแล้ววัตถุเคลื่อนที่ด้วยความเร็วเชิงมุมคงที่ โมเมนตัมเชิงมุมของวัตถุจะมีค่าคงที่เรียกว่ากฎอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม (Conservation of Angular Momentum) เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ถ้า } \tau = 0 \text{ แล้ว } L_1 = L_2 = L_3 = \text{ค่าคงที่}$$

วัตถุที่มีการเคลื่อนที่แบบหมุนจะดำเนินการหมุนอย่างต่อเนื่องจากกฎอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม โมเมนตัมของความเฉื่อยจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุม การเหยียดของกระดูกสันหลังและลำตัวที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) เป็นองค์ประกอบที่สำคัญของการเสิร์ฟเทนนิสโดยพบว่าส่วนขาของนักกีฬาจะต้านโมเมนตัมเชิงมุมโดยการงอกระดูกสันหลังและแขนให้เคลื่อนที่ไปทางด้านหลังและสะโพกจะเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้าซึ่งเป็นผลมาจากกฎข้อที่สามของนิวตันที่ทำให้ร่างกายทั้งสองส่วนเกิดการสมดุล (Tim, 2001) ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อขนาดโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ของร่างกายคือมวล (m) การกระจายมวลซึ่งสัมพันธ์กับแกนของการหมุน ($k(r)$) และความเร็วเชิงมุมของร่างกาย (ω) โมเมนตัมเชิงมุมจะเพิ่มขึ้นอย่างเป็นสัดส่วนกับมวลหรือความเร็วเชิงมุม สำหรับร่างกายมนุษย์ที่ประกอบด้วยส่วนของร่างกายหลายส่วนรวมกัน โมเมนตัมที่เกิดขึ้นจะสัมพันธ์กับแกนการหมุนผ่านจุดศูนย์กลางของร่างกาย ตัวแปรของโมเมนตัมเชิงมุมคือโมเมนตัมของความเฉื่อยและความเร็วเชิงมุม สำหรับวัตถุที่แข็งแกร่ง การเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงมุมขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุมเพียงตัวแปรเดียวเนื่องจากโมเมนตัมของความเฉื่อยของวัตถุแข็งแกร่งไม่มีการเปลี่ยนแปลง (Peter, 2013)

หากร่างกายทำหน้าที่เป็นวัตถุแข็งแกร่งเพื่อให้ทุกส่วนของร่างกายหมุนด้วยความเร็วเชิงมุมเดียวกัน โมเมนตัมเชิงมุมที่เกี่ยวกับแกนผ่านศูนย์กลางของแรงโน้มถ่วงของวัตถุหลายกลุ่มเช่นร่างกายมนุษย์ถูกกำหนดโดยสมการ

$$H_a = \sum (I_i \omega_i + m_i r_{i/cg}^2 \omega_{i/cg})$$

โดย H_a = โมเมนตัมเชิงมุมเกี่ยวกับแกนผ่านศูนย์กลางของแรงโน้มถ่วง

Σ = สัญลักษณ์การรวม

I_i = โมเมนต์ความเฉื่อยของส่วนของร่างกาย i

ω_i = ความเร็วเชิงมุมของร่างกาย

m_i = มวลของส่วนของร่างกาย

r_{icg} = ระยะทางจากจุดศูนย์กลางถ่วงของส่วนของร่างกายเข้าสู่จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายทั้งหมด

ω_{icg} = ความเร็วเชิงมุมของ r_{icg} ที่เกี่ยวกับจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายทั้งหมด
โมเมนต์เชิงมุมของร่างกายทั้งหมด

$$H_a = \sum (H_i) \equiv \sum (I_{i/cg} \omega_i)$$

โดย H_a = โมเมนต์เชิงมุมเกี่ยวกับแกนผ่านศูนย์กลางของแรงโน้มถ่วง

Σ = สัญลักษณ์การรวม

H_i = โมเมนต์เชิงมุมของส่วนของร่างกาย i

ω_i = ความเร็วเชิงมุมของร่างกาย

$I_{i/cg}$ = โมเมนต์ของความเฉื่อยของส่วนของร่างกาย i

ω_{icg} = ความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกาย

การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับโมเมนต์เชิงมุมในระหว่างการเสิร์ฟเทนนิสมีเพียงเล็กน้อยถึงแม้ว่าแนวคิดเกี่ยวกับการถ่ายโอนโมเมนต์เชิงมุมถูกนำเสนอว่ามีความสำคัญในการสร้างพลังระเบิด (Explosive Power) การเสิร์ฟเทนนิสเป็นการหมุนทั้งร่างกายและส่วนของร่างกายซึ่งเป็นการสร้างโมเมนต์เชิงมุมที่เกี่ยวข้องกับแนวแกนตามยาว (Longitudinal Axes) และแนวแกนตามขวาง (Transverse Axes) (Rafael, 2000) โมเมนต์เชิงมุมในแนวแกนตามขวางของร่างกายเกี่ยวข้องกับจุดศูนย์กลางมวลโดยขึ้นอยู่กับขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นและตำแหน่งของแนวแรงกระทำที่สัมพันธ์กับจุดศูนย์กลางมวล (Zatsiosky, 2002) การศึกษาที่แตกต่างกันแสดงให้เห็นว่าตัวแปรเหล่านี้มีความแตกต่างกันไปตามเทคนิคการเสิร์ฟที่ใช้ (Bahamonde, 2000; Bahamonde & Khudson, 2000; Elliott & Wood, 1983) ราฟาเอล (Rafael, 2000) ได้สังเกตความแตกต่างระหว่างนักกีฬาที่มีความเร็วลูกเทนนิสสูงสุด (51.0, 46.3 และ 50.4 เมตร/วินาที) และนักกีฬาที่มีความเร็วลูกเทนนิสต่ำสุด (39.8 และ 43.9 เมตร/วินาที) ซึ่งแสดงให้เห็นว่าลำตัวมีส่วนในการนำโมเมนต์เชิงมุมในแนวแกนหน้าหลัง (Anteroposterior) ทั้งหมด การศึกษานี้ยังได้ระบุความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์เชิงมุมของส่วนของร่างกายและความเร็วลูกเทนนิสในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพโดยแสดงให้เห็นว่าในช่วงการรอกข้อศอกสูงสุดจนถึงการกระทบลูกเทนนิสนักกีฬาที่มีความเร็วของลูกเทนนิสสูงสุดจะมีค่าโมเมนต์เชิงมุมในแนวแกนตามขวางของลำตัวแขนและไม้เทนนิสสูงสุดและเป็นผลให้ดูเหมือนว่าความสามารถของนักกีฬาในการสร้างโมเมนต์

เชิงมุมของร่างกายส่วนบนที่สูงขึ้นเกี่ยวข้องกับแนวแกนตามขวางเพื่อเพิ่มความเร็วของลูกเทนนิสในระหว่างการเสิร์ฟ

ตัวแปรทางคิเนติกส์จึงมุ่งเน้นไปที่โมเมนต์เชิงมุมตามขวางของลำตัวและแขนด้านที่ถือไม้เทนนิสเนื่องจากโมเมนต์เชิงมุมของร่างกายอยู่ในส่วนของร่างกายเหล่านี้เป็นหลัก (Rafael, 2000) นอกจากนี้ยังเป็นส่วนที่นำไปสู่ความเร็วของไม้เทนนิสในการเสิร์ฟเทนนิสมากที่สุด (Elliott, Marshall & Noffal, 1995; Gordon & Dapena, 2006; Springings, Marshall, Elliott & Jennings, 1994) โมเมนต์เชิงมุมของส่วนของร่างกายที่เกี่ยวข้องกับแนวแกนตามขวางถูกคำนวณโดยใช้สมการต่อไปนี้:

$$L_i = m_i \cdot (r_i \cdot v_i) + I_i \cdot \omega_i$$

โดย L_i = โมเมนต์เชิงมุมของส่วนของร่างกาย

r_i = เวกเตอร์จากจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายถึงศูนย์กลางของมวล

i = มวลของส่วนของร่างกาย i

v_i = ความเร็วของศูนย์กลางมวลของส่วนของร่างกาย i

I_i = โมเมนต์ความเฉื่อยของส่วนของร่างกาย i เกี่ยวกับแกนตามขวาง

ω_i = ความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกาย

การถ่ายโอนโมเมนต์เชิงมุมอาจถูกส่งจากส่วนของร่างกายเมื่อโมเมนต์เชิงมุมทั้งหมดไม่มีการเปลี่ยนแปลง การเคลื่อนไหวหลายรูปแบบเป็นการถ่ายโอนโมเมนต์จากส่วนของร่างกายที่มีมวลมากหรือตำแหน่งของจุดเกาะต้นไปยังมวลน้อยหรือตำแหน่งของจุดเกาะปลายเพื่อเพิ่มความเร็วตามหลักพื้นฐานกฎการอนุรักษ์โมเมนต์เชิงมุมอย่างมีนัยสำคัญ จากการศึกษาของมาร์ตินและคณะ (Martin et al., 2013) ได้ทำการตรวจสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์เชิงมุมของส่วนของร่างกายและความเร็วลูกเทนนิสในนักเทนนิสมืออาชีพจำนวน 10 คนพบว่าแขนส่วนบนมีความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์เชิงมุมและความเร็วของลูกเทนนิสในช่วงการขอข้อศอกสูงสุดขณะที่ตำแหน่งไม้เทนนิสอยู่ต่ำสุดอย่างมีนัยสำคัญ การหมุนหัวไหล่ออกด้านนอกในช่วงลูกเทนนิสกระทบหน้าไม้มีค่าสูงสุดในขณะที่แขนส่วนล่างทำงานทุกระยะการเคลื่อนไหว ดังนั้นความเร็วเชิงเส้นที่ตำแหน่งสุดท้ายของกลไกโซ่คิเนติกส์คือลูกเทนนิสที่ถูกปล่อยออกไปและอาจมีความเร็วมากกว่า 90 ไมล์ต่อชั่วโมง การส่งไม้หลังจากกระทบกับลูกเทนนิสจะมีการลดโมเมนต์ของไม้เทนนิสลงเพื่อลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่ส่วนของแขน การหมุนลำตัวและแขนทำให้โมเมนต์เชิงมุมของร่างกายเกิดการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าและมีแรงชดเชยเกิดขึ้นที่ขาในลักษณะการหมุนไปด้านหลัง บริเวณหน้าท้องมีการเกร็ง ส่วนของหลังและสะโพกเคลื่อนที่ไปทางด้าน

หลังเป็นผลมาจากกฎข้อที่สามของนิวตัน (Tim, 2001) ในลำดับการเคลื่อนไหว เวลาที่เกิดการหมุนของลำตัวและหัวไหล่มีความสำคัญเนื่องจากลำตัวและหัวไหล่เป็นจุดเชื่อมโยงที่มีส่วนช่วยโมเมนตัมเชิงมุมของร่างกายและอาจส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเล่นเทนนิส

จากความสัมพันธ์ของกลไกโซ่คิเนติกส์ในการเสิร์ฟเทนนิสที่เกี่ยวข้องกับการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงเส้นและโมเมนตัมเชิงมุมได้มีการกล่าวว่าการพัฒนาโมเมนตัมเชิงมุมและการถ่ายโอนโมเมนตัมจากแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ผ่านส่วนของร่างกายไปยังไม้เทนนิสอาจเป็นหนึ่งในแนวคิดที่เข้าใจได้น้อยที่สุด การเสิร์ฟเทนนิสเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวเหนือศีรษะที่มีรูปแบบการหมุนส่วนของร่างกายอย่างเป็นลำดับที่เกี่ยวข้องกับคิเนติกส์ของร่างกายทั้งหมดและเป็นจังหวะที่ซับซ้อนที่สุดในการแข่งขัน ผู้เสิร์ฟที่มีประสิทธิภาพสูงสุดจะสามารถนำประโยชน์จากลำดับคิเนเมติกส์ผ่านการทำงานของมุมข้อต่อที่ถูกเลือกและนำไปใช้ร่วมกัน การหมุนส่วนของร่างกายและการประสานสัมพันธ์ของรยางค์ส่วนล่างและรยางค์ส่วนบน คิเนเมติกส์ของรยางค์ส่วนล่างจะช่วยนำไปสู่คิเนเมติกส์ของรยางค์ส่วนบนในการสร้างโมเมนตัมของร่างกายผ่านไม้เทนนิสซึ่งเป็นพื้นฐานเบื้องต้นของการเสิร์ฟเทนนิส หากชุดคิเนเมติกส์การเชื่อมโยงลำดับของรยางค์ส่วนบนและรยางค์ส่วนล่างไม่สามารถทำงานร่วมกันอย่างมีประสิทธิภาพ ผลลัพธ์ของการเสิร์ฟจะเป็นการทำงานที่ไม่มีประสิทธิภาพ (Caroline, Richard, Paul, & Benoit, 2012)

2.2 คิเนติกส์ (Kinetics) เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนที่ของวัตถุที่เกี่ยวข้องกับแรงที่กระทำกับส่วนของร่างกายและค่าโมเมนต์ที่เกิดจากแรงกระทำนั้น โดยคำนึงถึงแรงที่มากระทำให้เกิดการเคลื่อนไหวซึ่งอาจเป็นผลจากแรงจากภายนอก (External Force) เป็นแรงปฏิกิริยาที่เกิดจากการทำงานหรือแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravitational Force) และแรงในรูปของความเสียดทาน (Friction) ในขณะที่แรงจากภายใน (Internal Force) เป็นแรงที่เกิดจากการทำงานของส่วนของร่างกายเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวหรือรักษาสภาพสมดุลและท่าทางในการเคลื่อนที่เป็นแรงที่เกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อ

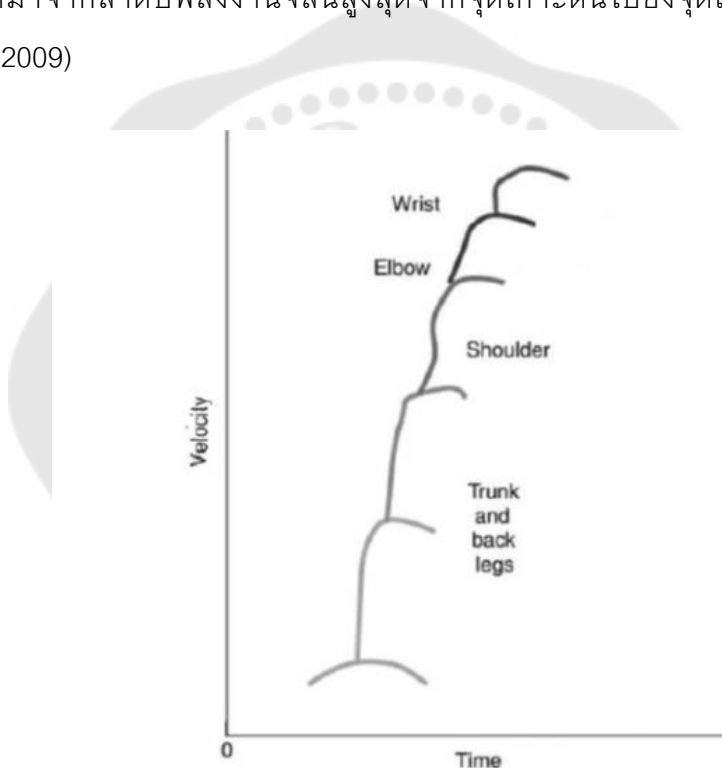
1. โซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) รูปแบบการเคลื่อนไหวในขณะเล่นกีฬาหรือออกกำลังกายเป็นการทำงานในลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ถูกสั่งการจากระบบประสาทให้กล้ามเนื้อแต่ละส่วนทำงานประสานสัมพันธ์กัน กลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) เป็นคำจำกัดความของกลุ่มส่วนของร่างกายที่อยู่บนพื้นฐานลำดับการเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างขึ้นจากผู้เล่นแต่ละคนและขึ้นอยู่กับหลักการส่งถ่ายแรงระหว่างกล้ามเนื้อและข้อต่อโดยพิจารณาจากการเชื่อมโยงกันระหว่างอวัยวะและกล้ามเนื้อแต่ละส่วนที่ประกอบกันเป็นข้อต่อ กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวอย่างสัมพันธ์กันทำให้เกิดการสร้างแรง เกิดการรวมกันของแรงภายในและมีการส่งถ่ายแรงหรือ

เกิดโมเมนต์เชิงมุมผ่านแนวแรงตามกระดูกหรือกล้ามเนื้อตามลำดับอย่างเหมาะสมในเวลาที่ถูกต้องไปตามข้อต่อที่เชื่อมต่อกันในร่างกายเกิดการทำงานร่วมกันเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องในสภาพลูกโซ่ การประสานสัมพันธ์นี้เป็นการควบคุมการเคลื่อนไหวโดยการเลือกและการรวมกันขององศาอิสระ (DOF) ที่บริเวณข้อต่อและกล้ามเนื้อซึ่งเป็นหน่วยที่มีหน้าที่ในการประสานงาน (Ghorbani et al., 2017) การเล่นเทนนิสให้ได้ศักยภาพสูงสุดต้องอาศัยการเคลื่อนไหวที่ดีผ่านการเชื่อมต่อแนวการเคลื่อนไหวเพื่อให้เกิดแรงกระทำที่พอดี กลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่มีประสิทธิภาพจะลดแรงกระทำและแรงเสียดทานต่อเอ็นกล้ามเนื้อทำให้ลดปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ (อังคณา, 2559) กลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain) ประกอบด้วยการสร้างแรง (Generation) การรวมแรง (Summation) และการถ่ายโอนแรง (Transfer) รวมทั้งการปรับแรงจากขาไปยังมือ (Elliott, 2006, Elliott et al., 2003, Fernandez - Fernandez et.al., 2013)

ทฤษฎีการถ่ายโอนแรงแบบลูกโซ่หรือห่วงโซ่พลังงาน (Kinetic Chain or Linkage System) จึงกล่าวได้ว่าเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหวทำให้เกิดการกระตุ้น (Activation) การทำให้เกิดการเคลื่อนที่ (Mobilization) และการทำให้เกิดความมั่นคง (Stabilization) ของร่างกายมีการสร้างแรงหรือพลังงานจากรยางค์ส่วนล่างและกลุ่มกล้ามเนื้อมัดใหญ่ในร่างกายผ่านลำดับแล้วทำการถ่ายโอนหรือส่งต่อแรงไปยังข้อไหล่ แขน ข้อมือ และลูกเทนนิสหรืออุปกรณ์ซึ่งจะเกิดการเคลื่อนที่ออกจากตัวนักกีฬา เป็นการทำงานอย่างเป็นลำดับและประสานสัมพันธ์กันเพื่อทำให้เกิดทักษะการเล่นกีฬาที่เป็นลักษณะการใช้การหมุนหรือบิดลำตัว นักวิจัยหลายท่านได้ศึกษาการถ่ายโอนแรงแบบลูกโซ่ของทักษะการขว้าง (Throwing) พบว่ามีอวัยวะ 7 ส่วนที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวทั้งแนวเส้นตรงและแนวโค้งประกอบด้วยรยางค์ส่วนล่าง (Lower Extremity) กระดูกเชิงกราน (Pelvis) กระดูกสันหลัง (Vertebrae) ข้อไหล่ (Shoulder Girdle) แขนส่วนบน (Upper Arm) แขนส่วนล่าง (Lower Arm) และมือ (Hand) ซึ่งแกนการหมุนของอวัยวะเหล่านี้ ได้แก่ ข้อเท้า (Ankle Joint) ข้อเข่า (Knee Joint) ข้อสะโพก (Hip Joint) ข้อต่อกระดูกสันหลัง (Spine) ข้อต่อระหว่างกระดูกหน้าอก (Sternum) และไหปลาร้า (Clavicle) ข้อไหล่ (Shoulder Joint) ข้อศอก (Elbow Joint) ข้อต่อระหว่างกระดูกแขนท่อนล่าง (Radioulnar Joint) และข้อมือ (Wrist Joint) หลักการทฤษฎีการถ่ายโอนแรงแบบลูกโซ่สัมพันธ์กับโมเมนต์ของความเฉื่อย (Moment of Inertia) และการคงสภาพของโมเมนต์เชิงมุม (Conservation of Angular Momentum) (สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา, 2551)

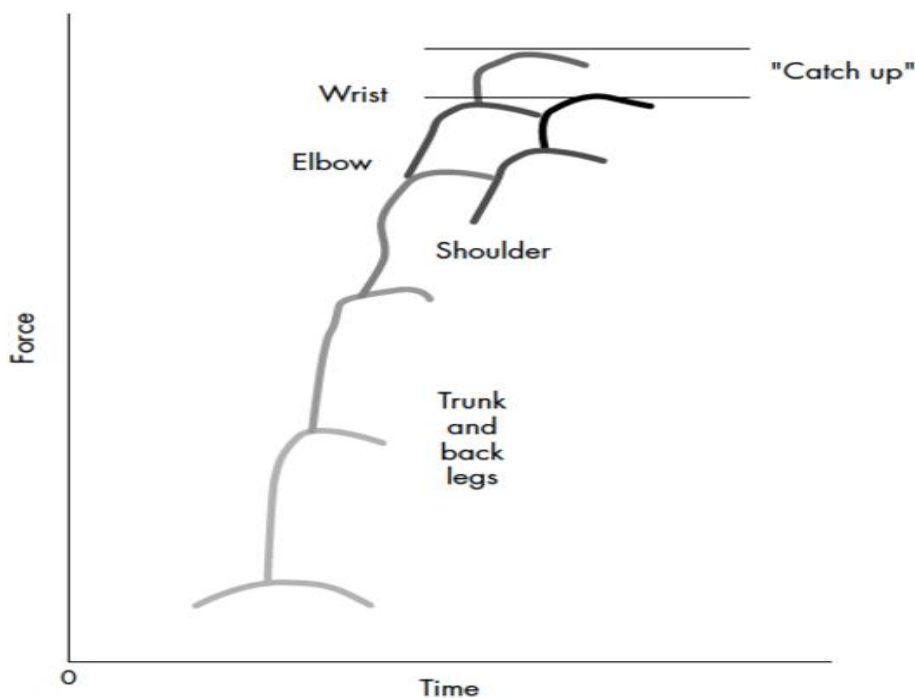
ในขณะที่ร่างกายเคลื่อนไหว ความสามารถของกลไกในการประสานงาน ถูกกำหนดให้เป็นความชำนาญในการเคลื่อนที่ที่ประสานสัมพันธ์กันของส่วนของร่างกายหลายส่วน

(Magill, 2000) ซึ่งเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของร่างกายที่รวดเร็วในระหว่างดำเนินการทักษะพื้นฐานในการเล่นกีฬา (Gallahue & Ozman, 1988) ดังนั้นการเคลื่อนไหวของร่างกายให้สำเร็จต้องคำนึงถึงอวัยวะส่วนต้นร่วมกับการเร่งและลดความเร็วในการเชื่อมโยงส่วนของร่างกายที่ใกล้เคียงกันโดยมีการเคลื่อนไหวของกลไกไคเนติกส์อย่างต่อเนื่องและสามารถสร้างความเร็วสูงสุดของอวัยวะส่วนปลายได้อย่างอิสระ (Kraighbaum & Barthels., 1978) ถ้าการเคลื่อนไหวหลายข้อต่อเกิดขึ้นในการทำทักษะกีฬาก็จะทำให้เกิดความเร็วที่อวัยวะส่วนปลายมากกว่าการเคลื่อนไหวร่างกายและส่งความเร็วไปยังอุปกรณ์กีฬา หลักการเชื่อมโยงทางไคเนติกส์พบว่าเป็นพื้นฐานที่มาจากลำดับพลังงานจลน์สูงสุดจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย (Cristina & Enrique, 2009)



ภาพประกอบ 2 การแสดงกราฟิกของห่วงโซ่ไคเนติกส์ที่ใช้งานได้ของเทนนิสแสดงให้เห็นถึงความเร็วส่วนของร่างกายตามหน้าที่ของเวลา

ที่มา: Tamara Bonarrigo (2017)



ภาพประกอบ 3 การสร้างแรงใช้ไคเนติกส์และปรากฏการณ์จับ (Catch – Up Phenomenon)

ที่มา: Van der Hoeven et al (2006)

การถ่ายโอนแรงทำให้ความสามารถทางการกีฬาเพิ่มขึ้นโดยการปรับปรุงองค์ความสามารถด้านความแข็งแรงและความอดทนของกล้ามเนื้อ ลดการบาดเจ็บจากปัจจัยเสี่ยงให้มัน้อยลง องค์ประกอบที่ส่งผลให้เกิดประสิทธิภาพการถ่ายโอนแรง มี 3 ด้านคือ

1. การทำหน้าที่ของข้อต่อ เอ็นข้อต่อ กระดูกและกล้ามเนื้อได้อย่างสมบูรณ์ตามลักษณะกายวิภาคศาสตร์ ได้แก่ ความสามารถที่ร่างกายลงน้ำหนักหรือยันตัวกับพื้น (Load - Bearing Capabilities) มุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อ (Range of Motion) และความแข็งแรงและกำลังกล้ามเนื้อ (Strength and Power Capabilities) ที่เกิดขึ้นอย่างเพียงพอต่อการทำให้เกิดการเคลื่อนไหวร่างกายในการเล่นกีฬาหรือการทำงาน

2. การกระตุ้นให้เกิดการทำงานของระบบสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อได้อย่างเหมาะสม (Appropriate Physiological Muscle Activation) การหดตัวของกล้ามเนื้อตามลักษณะกายวิภาคทำให้เกิดแรงกล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวข้อต่อหลายข้อต่อได้อย่างกลมกลืน รูปแบบการเคลื่อนไหวที่กระตุ้นจะเป็นลักษณะเฉพาะเช่น การขว้าง (Throwing) การกระโดด

(Jumping) การจับ (Catching) การดูดซับแรง (Load Absorbing) และก่อให้เกิดการถ่ายโอนแรงสำหรับการเคลื่อนไหวเมื่อมีการทำซ้ำซึ่งนำไปสู่การเกิดการบาดเจ็บหรือการล้าได้ง่าย

3. การเคลื่อนไหวและการใช้แรงตามหลักชีวกลศาสตร์เกิดขึ้นได้อย่างเหมาะสมตามที่ต้องใช้ในการปฏิบัติทักษะกีฬา (Appropriate Biomechanical Forces and Motions) มีการจัดทำทางและการเคลื่อนไหวของเท้า มือ และลำตัวอย่างเหมาะสม ลำดับและท่าทางการเคลื่อนไหวของข้อต่อทำให้เกิดช่วงเวลาของการเกิดปฏิกิริยาไปยังข้อต่อส่วนปลายและเกิดการส่งผ่านแรงไปยังอวัยวะที่อยู่ถัดไป ulyangค์ส่วนล่างเป็นจุดเริ่มต้นที่ทำให้เกิดแรง (สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา, 2551)

โดยทั่วไปการเลิร์ฟเทนนิสด้วยความเร็วสูงถือว่ามีความได้เปรียบมาก (Chow et al., 2003) รายงานปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ที่มีผลต่อความเร็วของไม้เทนนิสในการแข่งขันเทนนิส (Bahamonde, 2000; Sprigius, Marshall, Elliott & Jennings, Lozovina, Pavicic & Mrduljas, 2008) พบว่าการเลิร์ฟเป็นลำดับการเคลื่อนไหวที่เรียกว่ากลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) โดยเริ่มการทำงานจากรยางค์ส่วนล่างตามด้วยการหมุนของลำตัวและรยางค์ส่วนบน กลไกโซ่คิเนติกส์เกี่ยวข้องกับการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงเส้นและโมเมนตัมเชิงมุมจากส่วนของขาถึงลำตัวไปยังส่วนของแขนและไม้เทนนิส (Rafael, 2000) จากการศึกษาลักษณะการทำงานของกลไกโซ่คิเนติกส์ในการเลิร์ฟเทนนิส ขามีบทบาทสำคัญที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเลิร์ฟโดยมีอิทธิพลต่อการเคลื่อนที่เชิงเส้นและเชิงมุมของลำตัวและแขนส่วนบน (Olivier, Jean - Paul, & Gre'goire, 2007) เป็นเครื่องมือและกลไกสำคัญในการพัฒนาแรงและเป็นฐานที่มั่นคงต่อการเคลื่อนที่ของร่างกายส่วนปลาย การเชื่อมโยงกันของรยางค์ส่วนล่างและลำตัวถูกพัฒนาเป็นพลังงานจลน์ร้อยละ 51 - 55 และมีการส่งแรงไปยังส่วนแขนโดยการสร้างโมเมนตัมเชิงมุมจากขาเพื่อทำให้แขนมีการขับเคลื่อนไปทางด้านหน้าและด้วยพื้นที่หน้าตัดที่มีขนาดใหญ่ มวลที่มากและโมเมนต์ของความเฉื่อยที่สูง รยางค์ส่วนบนจึงยอมให้มีการสร้างการเคลื่อนที่ออกจากศูนย์กลาง (Kibler, 2014) ส่งผลให้เกิดการสร้างโมเมนตัมเชิงเส้นทางด้านหน้ามากขึ้นและอาจเพิ่มความเร็วของนักกีฬาในการเคลื่อนที่ (Bahamonde & Knudson, 2001; Elliott & Wood, 1983)

การศึกษาพบว่าปริมาณความเร็วของส่วนของร่างกาย มุมข้อต่อและความเร็วของลูกเทนนิสผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์ถูกกำหนดในการเลิร์ฟซึ่งความเร็วของไม้เทนนิสที่เป็นจุดเกาะปลายต้องการการเคลื่อนไหวจากร่างกายที่เป็นจุดเกาะต้นอย่างเป็นลำดับ (Elliott et al., 2003) การเคลื่อนไหวของสะโพก ลำตัว หัวไหล่ แขน ข้อศอก ข้อมือและไม้เทนนิสเป็นการจำลองการทำงานของสิ่งซึ่งเป็นการประสานงานกันในการสร้างพลังงานกล้ามเนื้อและส่งไปจากส่วนของ

เท้าไปยังมือตามกลไกโซ่คิเนติกส์ (Edmonds et al., 2014; Cools et al., 2015) การทำงานของแกนกลางลำตัวผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์เป็นการสร้างแรงส่วนปลายของร่างกายผ่านการสร้างโมเมนต์ของแรงที่ข้อต่อโดยตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกันโดยเฉพาะบริเวณหัวไหล่ที่มีโมเมนต์จากการหมุนลำตัวรอบแกนในแนวตั้งเป็นปัจจัยสำคัญในการสร้างการเคลื่อนที่ของแขนไปด้านหน้าและโมเมนต์จากการหมุนลำตัวในแกนแนวนอนจากด้านหน้าไปด้านหลังที่เป็นปัจจัยสำคัญในการกางแขน (Kibler, 2014) ความสามารถของห่วงโซ่นี้เกี่ยวข้องกับการถ่ายโอนโมเมนต์เชิงเส้นและโมเมนต์เชิงมุมจากขาสู่ลำตัวไปยังแขนและไม้เทนนิส (Rafael, 2000) โดยมีแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ขนาดใหญ่ช่วยให้เกิดการเร่งของลูกเทนนิสมากขึ้น แรงปฏิกิริยานี้แสดงการสร้างแรงกระตุ้นที่มูมจากจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายซึ่งจำเป็นสำหรับการถ่ายโอนโมเมนต์เชิงมุมจากขาไปยังรยางค์ส่วนบน (Girrade et al., 2005)

การเลิฟแบบคิกทอปสปินเป็นการเลิฟที่มีการใช้ส่วนของกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ในร่างกายประกอบด้วยกล้ามเนื้อขา กล้ามเนื้อสะโพก กล้ามเนื้อลำตัว ร่วมกับท่าทางที่ต้องใช้ความแรงและมุมที่เหมาะสมในการโจมตี ดังนั้นพลังที่ใช้ในการเลิฟแบบคิกทอปสปินมาจากการใช้กลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) เพื่อให้เกิดการถ่ายโอนแรงอย่างต่อเนื่องช่วยให้เกิดตำแหน่งของร่างกายที่เหมาะสมจนถึงช่วงกระทบไม้เทนนิส กลไกโซ่คิเนติกส์ที่มีประสิทธิภาพและการเคลื่อนที่ของของไหลจะช่วยนำพลังงานจลน์ยืดหยุ่นและความเร็วเพิ่มขึ้น ดังนั้นการใช้ส่วนของร่างกายที่ผสมผสานกันสามารถปรับปรุงพลังการเลิฟได้ ในทางตรงกันข้ามถ้าการใช้งานส่วนของร่างกายไม่มีประสิทธิภาพจะทำให้เกิดความเครียดสูงต่อการบาดเจ็บที่ข้อต่อโดยเฉพาะบริเวณหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือซึ่งเป็นส่วนสุดท้ายของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Ayhan, Emre, Mustafa, & Hakan, 2009) และยังพบว่าการหยุดชะงักของกลไกโซ่คิเนติกส์ที่บริเวณสะโพกอาจนำไปสู่การบาดเจ็บบริเวณหัวไหล่หากแรงในการถ่ายโอนจากรยางค์ส่วนล่างน้อยส่งผลให้เกิดความเครียดที่รยางค์ส่วนบนมากขึ้นทำให้เพิ่มความเครียดต่อการบาดเจ็บ (Burkhart et al., 2003)

2.แรง (Force) คือปริมาณที่กระทำต่อวัตถุแล้วทำให้วัตถุเปลี่ยนแปลงจากสภาพเดิม แรงดึง แรงผลักและแรงยก เป็นแรงสัมผัสที่กระทำบนพื้นผิววัตถุแต่แรงแม่เหล็ก แรงทางไฟฟ้าและแรงโน้มถ่วงไม่มีการสัมผัสและไม่กระทำบนพื้นผิววัตถุ แรงเป็นปริมาณเวกเตอร์ประกอบด้วยขนาดและทิศทาง หน่วยของแรงในระบบเอสไอคือนิวตัน (Newton) การเคลื่อนที่ของวัตถุเกี่ยวข้องกับแรงเสมอ แรงเป็นพลังงานที่สามารถเปลี่ยนรูปมาจากพลังงานอื่น การศึกษาแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์การกีฬา แรงหมายถึงปริมาณที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ด้วยความเร่งหรือความเร็ว แบ่งเป็น 2 ลักษณะคือ

แรงกระทำจากภายนอก (External Force) เป็นแรงปฏิกิริยาที่เกิดจากการทำงานหรือกิจกรรม วัตถุทุกชนิดจะถูกกระทำด้วยแรงจากภายนอกตลอดเวลา เช่นแรงลม แรงกระแทก แรงเสียดทานและแรงโน้มถ่วงของโลก ในขณะเดียวกันแรงและโมเมนต์ที่กระทำบนร่างกายเป็นผลมาจากแรงที่เกิดจากภายนอก

แรงกระทำจากภายใน (Internal Force) เป็นแรงที่เกิดจากการทำงานของระบบในร่างกายเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวหรือรักษาสภาพสมดุลและท่าทางในขณะเคลื่อนที่ แรงที่สร้างจากกล้ามเนื้อเพื่อใช้ในการทำงานหรือทรงตัวให้อยู่ในท่าทางการทำงานนั้น แรงดึงกล้ามเนื้อ (Muscle Tension) เป็นแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อทำให้มีแรงดึงจากเอ็นกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อที่ติดกับกระดูกเกิดการเคลื่อนไหวพร้อมกันทำให้เกิดการเคลื่อนที่ การสร้างแรงดึงกล้ามเนื้อเกิดขึ้นในขณะที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อได้เช่นกัน

เนื่องจากโครงสร้างของร่างกายประกอบด้วยกระดูกที่เชื่อมกันด้วยข้อต่อ และเกิดการเคลื่อนไหวผ่านการออกแรงพยายามของกล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ของข้อต่อ ในมุมที่ต้องการซึ่งเป็นไปตามทฤษฎีของคาน (Lever) แรงที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวได้แก่ แรงดึงดูดของโลก (Gravitational Force) แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground Reaction Force) และแรงของกล้ามเนื้อรวมทั้งพังผืดและเอ็น (Muscular and Ligament Force) จากการศึกษาแรงประกอบด้วยแรงผลักหรือแรงดึงซึ่งส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเร็ว แรงที่ส่งออกไปกระทำกับวัตถุและขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของแรงกระทำและขนาดของโมเมนต์ภายในข้อต่อ (Joint Loading) ทั้งสามทิศทาง ประกอบด้วยทิศทางในแนวด้านในและด้านนอก (Mediolateral) แนวด้านหน้าและด้านหลัง (Anteroposterior) และแนวตั้ง (Vertical) ตามลำดับ ผลของแรงผลักและแรงเบรกจะส่งผลต่อเนื่องผ่านไปตามส่วนของร่างกายที่เริ่มจากเท้าส่งผ่านไปยังส่วนของร่างกายที่อยู่ถัดไป แรงกล้ามเนื้อ (Muscle Force) เป็นกลไกหลักภายในกล้ามเนื้อที่ใช้เป็นแรงดึงหรือแรงดึง มีความสามารถในการกำหนดแรง การหยุดการเคลื่อนไหวในทิศทางเดียวกันเมื่อมีแรงโน้มถ่วงและแรงภายนอกอื่นมาทำให้เกิดการเคลื่อนไหว เป็นทอร์กที่ถูกสร้างขึ้นโดยกล้ามเนื้อโครงร่าง การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์สันนิษฐานว่าแรงกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ผ่านข้อต่อคือแรงสุทธิ (Net Force) เป็นแรงกล้ามเนื้อเฉพาะที่นำมาพิจารณาไม่ได้ (Joseph et al., 2015) กล้ามเนื้อที่กระทำผ่านข้อต่อประกอบด้วยเวกเตอร์ของแนวแรงที่ทำให้เกิดการหมุนที่ข้อต่อ (F_y) และเวกเตอร์ของแนวแรงที่กระทำไปยังศูนย์กลางข้อต่อ (F_x) เมื่อพิจารณาการออกแรงพยายามของกล้ามเนื้อในรูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อ จำแนกได้เป็น

1.การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบคอนเซนทริก (Concentric Contraction) เป็นการหดตัวในรูปแบบที่ความยาวกล้ามเนื้อหดสั้นเข้าและหนาขึ้นเนื่องจากจุดเกาะต้นและจุดเกาะปลายเคลื่อนที่เข้าหากัน ร่างกายเกิดการเคลื่อนที่ในทิศทางตรงข้ามกับความต้านทานและเอาชนะความต้านทานได้ แรงที่ใช้ในการหดตัวของกล้ามเนื้อและทิศทางการเคลื่อนที่เชิงมุมบริเวณข้อต่อเกิดขึ้นในทิศทางเดียวกัน งานที่เกิดขึ้นเป็นงานเชิงบวก

2.การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอกเซนทริก (Eccentric Contraction) เป็นการหดตัวในรูปแบบที่ความยาวกล้ามเนื้อยืดออกหรือเหยียดออกเนื่องจากมีแรงภายนอกมากกว่าแรงภายในกล้ามเนื้อทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของระยะห่างจากจุดเกาะกล้ามเนื้อไปยังจุดหมุนข้อต่อเพื่อรักษาความตึงตัวของกล้ามเนื้อโดยจุดเกาะต้นและจุดเกาะปลายเคลื่อนที่ออกจากกันเพื่อต้านแรงโน้มถ่วงของโลก แรงที่ใช้ในการหดตัวของกล้ามเนื้อและการเคลื่อนที่เชิงมุมของข้อต่อเกิดขึ้นในทิศทางตรงกันข้าม งานที่เกิดขึ้นเป็นงานเชิงลบและเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มตรงกันข้าม (Antagonist) การเคลื่อนไหวที่มีทิศทางตามแรงดึงดูดของโลกจะถูกควบคุมโดยการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอกเซนทริก (Eccentric Contraction)

3.การหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไอโซเมตริก (Isometric Contraction) เป็นการหดตัวโดยความยาวกล้ามเนื้อทั้งมัดไม่มีการเคลื่อนไหวหรือการเปลี่ยนแปลงมุมของข้อต่อ แรงภายในกล้ามเนื้อมีค่ามากกว่าแรงต้านทานภายนอกทำให้ความตึงตัวของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นแต่ความยาวของเส้นใยกล้ามเนื้อไม่เปลี่ยนแปลง เป็นการออกกำลังกายที่ใช้แรงในการกด การดัน การดึงโดยข้อต่อไม่มีการเคลื่อนที่ (Julien, 2009)

การเสริมฟิสิกส์พบว่านักกีฬาพยายามสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้นให้เกิดขึ้นจากท่ายืนเพื่อเตรียมพร้อมในการเดินและใช้หลักการถ่ายโอนแรงในการเคลื่อนไหวที่ (Bruce & Graeme, 1983)

แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground Reaction Force, GRF) เป็นแรงที่เกิดจากร่างกายกดหรือกระแทกลงพื้นและสะท้อนกลับไปยังพื้นผิวร่างกายที่สัมผัสตามกฎข้อที่ 3 ของนิวตัน เป็นการสะท้อนกลับต่อการเคลื่อนไหวระยะทุกส่วนของร่างกายโดยมีค่าเท่ากับแรงกระทำในทิศทางตรงกันข้าม แรงปฏิกิริยาจากพื้นประกอบด้วยทิศทางในแนวตั้ง (Vertical Force = F_z) ทิศทางในแนวหน้า - หลัง (Anteroposterior Force = F_y) และทิศทางในแนวด้านใน - ด้านนอก (Mediolateral Force = F_x) แรงทั้งสามทิศทางจะตั้งฉากซึ่งกันและกันและรวมเป็นทิศทางเดียวกันที่กระทำต่อร่างกาย แรงปฏิกิริยาจากพื้นจะส่งผ่านไปยังกระดูกและเนื้อเยื่อที่เท้า ข้อเข่า ต้นขา ข้อสะโพก กระดูกเชิงกรานและหลังส่วนล่าง ตามลำดับ เมื่อแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งมี

ปริมาณมากจะนำไปสู่การเพิ่มแรงกระทำในข้อต่อและกล้ามเนื้ออาจเกิดการบาดเจ็บได้ (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552) ขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของแรงกระทำและโมเมนต์ภายในข้อต่อ (Joint Loading) ทั้ง 3 ทิศทางตามลำดับ ขนาดของแรงปฏิกิริยาจึงเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดการบาดเจ็บที่บริเวณข้อต่อของร่างกายได้

การเคลื่อนไหวของร่างกายที่มีทิศทางและรูปแบบที่แตกต่างกันจะเกิดค่าแรงกระทำที่ข้อต่อแตกต่างกัน การเกิดแรงเป็นไปตามกลไกการเคลื่อนไหวแต่ละช่วงจังหวะเพื่อบรรลุเป้าหมายที่มีผลต่อการออกกำลังกายหรือการเล่นกีฬา ด้วยความรู้ทางชีวกลศาสตร์การหาค่าแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อสามารถทำได้ทั้งการวัดทางตรงและทางอ้อมเพื่อทราบถึงขนาดของแรงปฏิกิริยา ขนาดของโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับร่างกายและนำค่าที่ได้มาเป็นข้อมูลเพื่อกำหนดเกณฑ์การเปรียบเทียบระดับความสามารถและประสิทธิภาพของกลุ่มนักกีฬาและภาวะความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นกับร่างกายได้ (ปรเมทย์, 2562)

แรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ (Joint Reaction Force) หมายถึงแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นภายในข้อต่อเพื่อตอบสนองแรงต่อแรงที่กระทำกับข้อต่อ เป็นแรงที่ส่วนข้อต่อแต่ละด้านออกแรงกระทำต่อกระดูกที่มีทิศทางตรงกันข้ามแต่ปริมาณของแรงเท่ากัน แรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อเป็นแรงปฏิกิริยารวมที่เกิดขึ้นทั้งสามทิศทางในข้อต่อ ได้แก่ทิศทางในแนวด้านในและด้านนอก (Mediolateral) แนวด้านหน้าและด้านหลัง (Anteroposterior) และแนวตั้ง (Vertical) ที่ได้จากการแยกส่วนข้อต่อโดยแรงที่กระทำบนผิวกระดูกส่วนปลายต่อผิวกระดูกส่วนต้นของส่วนของร่างกายใกล้เคียง (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552) แรงกระทำกับข้อต่อส่วนตรงข้ามที่นำมาใช้ในการพิจารณาคือแรงสุทธิ (Net Force) ขนาดแรงปฏิกิริยาที่มากขึ้นจึงเป็นปัจจัยที่มีโอกาสเกิดการบาดเจ็บบริเวณข้อต่อของร่างกายได้ (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562)

แรงปฏิกิริยาสูงสุดที่ข้อต่อ (Peak of Joint Reaction Force) เป็นค่าสูงสุดของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ โดยแรงปฏิกิริยาในแนวด้านในและด้านนอก (Mediolateral) แนวด้านหน้าและด้านหลัง (Anteroposterior) และด้านหน้า (Anterior) มีค่าสูงสุดเป็นลบบอกทิศทางของแรงอยู่ในแนวด้านนอก (Lateral) และด้านหลัง (Posterior) ส่วนแรงปฏิกิริยาในแนวตั้ง (Vertical) มีแต่ค่าสูงสุดที่เป็นค่าบวกบอกทิศทางของแรงในแนวตั้งฉากกับพื้น (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552) จากการศึกษาปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บเกี่ยวข้องกับกำลังภายในร่างกายที่เพิ่มสูงขึ้นที่เกิดจากการรวมของแรงปฏิกิริยากับแรงกล้ามเนื้อร่วมกับเทคนิคที่ไม่ถูกต้องโดยเฉพาะช่วงการเคลื่อนไหวไม่เทรนนิ่งไปด้านหลังทำให้กระดูกสันหลังมีการเกร็งและเหยียดออกไป

ทางด้านข้างมากกว่าปกติร่วมกับการคว่ำแขนส่วนปลายไปจนถึงระยะการเร่งความเร็วที่สูงขึ้น ในขณะที่เหยิงไม้เทนนิสไปกระทบกับลูกเทนนิสจนจบระยะการส่งไม้ (Ayhan et al., 2009)

การศึกษาการวัดแรงภายในร่างกายยังมีข้อจำกัดเพราะไม่สามารถวัดแรงกล้ามเนื้อแต่ละมัดได้โดยตรงเนื่องจากขาดเครื่องมือและเทคนิควิธีการวัดเช่นเดียวกับการหาค่าแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ ดังนั้นการวัดและการคำนวณแรงกล้ามเนื้อและโมเมนต์ของข้อต่อจึงนิยมใช้วิธีการวัดทางชีวกลศาสตร์ทางอ้อม (Indirect Technique) เรียกว่าเทคนิคพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics Technique) เป็นการคำนวณหาค่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อตามหลักการของกฎนิวตันข้อที่ 2 และข้อที่ 3 และได้รับความนิยมมากกว่าการวัดค่าทางตรง (Direct Dynamic Technique) การวัดและการคำนวณแรงโดยอาศัยวิธีการนี้ต้องอาศัยแหล่งข้อมูลประกอบด้วย ข้อมูลของการวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์ (Anthropometry) การแบ่งส่วนของร่างกาย (Body Segment Parameter) ข้อมูลเกี่ยวกับแรงภายนอกโดยเฉพาะแรงปฏิกิริยาและข้อมูลที่ได้จากการศึกษาคิเนเมติกส์ (Kinematic Data) วิธีการนี้นักชีวกลศาสตร์การกีฬาให้ความสนใจพัฒนารูปแบบเพื่ออธิบายและให้ข้อมูลเกี่ยวกับกลไกการทำงานของกล้ามเนื้อและข้อต่อของร่างกายที่สัมพันธ์กับแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหว นอกจากนี้ยังศึกษาพลังงานเชิงกล (Mechanical Energy) ที่เกิดขึ้นในแต่ละกิจกรรมการเคลื่อนไหวอีกด้วย

รูปแบบพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamic Model) มีข้อตกลงเฉพาะสำหรับการคำนวณค่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นในข้อต่อ (Joint Reaction Force) ดังนี้

1. อวัยวะแต่ละส่วนของร่างกายมีตำแหน่งจุดศูนย์กลางของร่างกาย (Center of Mass) หรือจุดศูนย์กลางของมวล (Center of Gravity) ที่คงที่ตลอดการเคลื่อนไหวและให้เป็นตัวแทนของมวลทั้งหมดของส่วนของร่างกายนั้น
2. ข้อต่อในแต่ละส่วนถูกพิจารณาให้เป็นข้อต่อแบบบานพับ (Hinge Joint) หรือให้เป็นข้อต่อแบบลูกกลมในเบ้า (Ball and Socket Joint)
3. ความยาวของแต่ละส่วนของร่างกายคงที่ตลอดการเคลื่อนไหว
4. ไม่คำนึงถึงแรงเสียดทาน (Friction) ระหว่างผิวสัมผัสข้อต่อ
5. ไม่คำนึงถึงแรงต้านของอากาศ
6. การประเมินค่าสัดส่วนมวลของส่วนของร่างกาย (Body Segment Parameter) จากตารางถือว่ามีความถูกต้องสูง
7. ตำแหน่งของศูนย์กลางของข้อต่อ (Joint Center) อยู่ตรงกับตำแหน่งที่ติดตัวบอกตำแหน่งที่ผิวหนัง (Skin Marker) (กลุ่มวิจัยและพัฒนา, 2552)

การคำนวณจะเริ่มจากจุดที่รู้ค่าของแรงที่แน่นอนก่อนคือบริเวณเท้าที่ถูกกระทำโดยแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground Reaction Force) สามารถวัดได้จากแผ่นวัดแรง (Force Plate) แล้วคำนวณหาค่าแรงกระทำต่อข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก ตามลำดับ สูตรที่ใช้ในการคำนวณสำหรับการเคลื่อนไหวใน 3 มิติ มาจากสมการ $F_{รวม} = ma$ ในแต่ละแกน

แรงที่ข้อต่อ

$$A_x = m_F a_{Fx} - GRF_x$$

$$A_y = m_F a_{Fy} - GRF_y$$

$$A_z = m_F a_{Fz} - GRF_z$$

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$

แรงที่ข้อเข่า

$$K_x = m_S a_{Sx} - A_x$$

$$K_y = m_S a_{Sy} - A_y$$

$$K_z = m_S a_{Sz} - A_z - m_S g$$

$$K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2 + K_z^2}$$

โดย แกน X คือ แกนแนวด้านใน – นอก (Mediolateral)

แกน y คือ แกนแนวหน้า – หลัง (Anteroposterior)

แกน z คือ แกนในแนวตั้ง (Vertical)

หากแนวแรงมีทิศทางไปทางขวาหรือขึ้นบน จะแทนค่าด้วยค่าบวก

หากแนวแรงมีทิศทางไปทางซ้ายหรือลงล่าง จะแทนค่าด้วยค่าลบ

GRF_x GRF_y และ GRF_z คือ แรงปฏิกิริยาที่เท้าในแกน X, Y และ Z ตามลำดับ

A_x A_y และ A_z คือ แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้าในแกน X, Y และ Z ตามลำดับ

A คือ แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้ารวมจากทั้ง 3 แกน

K_x K_y และ K_z คือ แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าในแกน X Y และ Z ตามลำดับ

K คือ แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่ารวมจากทั้ง 3 แกน

a_{Fx} a_{Fy} a_{Fz} คือ ความเร่งของเท้าในแนวแกน X Y และ Z ตามลำดับ

a_{Sx} a_{Sy} a_{Sz} คือ ความเร่งของขาที่ข้อเข่าในแนวแกน X Y และ Z ตามลำดับ

g คือ ความเร่งจากแรงโน้มถ่วงของโลก มีค่า 9.81 เมตร/วินาทีกำลังสอง

m_F และ m_S คือ มวลของเท้าและขาที่อ่อนล้าซึ่งคำนวณจากผลคูณของมวลร่างกายกับค่าสัดส่วนของแต่ละส่วนเป็นค่าคงที่จากตาราง Body Segment Parameter (BSP) โดยประมาณค่าจากการตัดส่วนของศพ ค่าจากข้อมูลของแดมป์สเตอร์ (Dampster) เป็นค่าที่ได้รับการยอมรับ (Winter, 1990)

3. ทอร์ก (Torque) เมื่อมีแรงลัพธ์มากระทำต่อวัตถุในการเคลื่อนที่เชิงเส้นทำให้วัตถุเคลื่อนที่ด้วยความเร่งในทิศทางของแรงลัพธ์ที่มากระทำผ่านจุดศูนย์กลางของวัตถุ แต่ถ้าแรงลัพธ์ไม่เป็นศูนย์มากระทำต่อวัตถุในทิศทางขนานกับพื้นโดยจุดที่แรงกระทำไม่ผ่านจุดศูนย์กลางของวัตถุจะเกิดการเคลื่อนที่แบบเส้นตรงหรือการเคลื่อนที่แบบหมุน การหมุนนี้ทำให้เกิดโมเมนตัมของแรง (Momentum of Force) หรือทอร์ก (Torque) หรือโมเมนต์ของแรง (Moment of Force) เป็นความพยายามของแรงที่จะหมุนวัตถุรอบแกนหรือจุดหมุนหรือโมเมนต์ของวัตถุที่เคลื่อนที่แบบหมุน มีหน่วยเป็นนิวตันเมตร (N·m) ทอร์กเป็นผลของแรงกระทำในแนวตั้งฉากกับแกนของวัตถุและระยะทางจากจุดหมุนตามแกนที่ตั้งฉากกับแรงกระทำ เขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$\tau = r \times F$$

ในกรณีที่แนวแรง (F) และระยะทาง (r) ไม่ตั้งฉากกัน

เมื่อ τ = ทอร์กของแรง (Nm)

r = รัศมีของการหมุน (m)

F = แรงที่กระทำต่อวัตถุในทิศตั้งฉากกับรัศมีของการหมุน (N)

แนวคิดเกี่ยวกับทอร์ก (Torque) สำคัญต่อการศึกษากการเคลื่อนที่ไหวของมนุษย์เนื่องจากการทำงานร่วมกันของระบบประสาท ระบบกระดูกและกล้ามเนื้อซึ่งเป็นการทำงานภายใต้อำนาจจิตใจ มีการหดเกร็งกล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดการสร้างแรงที่เหมาะสมทั้งในการเคลื่อนที่เชิงเส้นตรง (Linear Motion) และการเคลื่อนที่แบบหมุน (Rotary Motion) ผลของทอร์กในเชิงเส้นตรงสามารถลบล้างโดยแรงต้านทานที่ข้อต่อในทิศทางตรงกันข้ามที่มีขนาดเท่ากันได้มีผลทำให้ผลรวมของแรงที่เป็นเส้นตรงในทุกทิศทางเท่ากับศูนย์ (ศิริรัตน์, 2551) ในทางชีวกลศาสตร์แรงที่ทำให้เกิดทอร์กคือแรงที่มีผลต่อการหมุนของกระดูก ปริมาณของทอร์กที่ถูกสร้างขึ้นได้รับอิทธิพลจากการสร้างแรงและแขนของแรงจากกล้ามเนื้อ ระหว่างการเคลื่อนที่ไหวปัจจัยทั้งสองมีการเปลี่ยนแปลงโดยเฉพาะแขนของแรง (Moment Arm) การเพิ่มขึ้นหรือลดลงขึ้นอยู่กับแนวกระทำหรือแนวการดึงของกล้ามเนื้อที่สัมพันธ์กับข้อต่อแต่เนื่องจากแนวที่แรงกระทำของกล้ามเนื้อไม่ได้ตั้งตรงกับแกนของการหมุนที่ผ่านข้อต่อ (Joint) ทำให้กล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องมีผลต่อการหมุน

ของกระดูกที่กล้ามเนื้อส่วนนั้นเชื่อมต่อเกิดเป็นการหมุนรอบแกนข้อต่อในร่างกายทำหน้าที่เป็นตัวกระตุ้นทอร์กในการสร้างโมเมนต์ของแรงที่เกี่ยวข้องกับแกนข้อต่อ ทอร์กของกล้ามเนื้อจึงขึ้นอยู่กับกล้ามเนื้อยึดกระดูกและความยาวของกล้ามเนื้อ (ศิริรัตน์, 2551) ขณะเคลื่อนไหว มุมข้อต่อ (Joint Angle) และมุมระหว่างกล้ามเนื้อกับกระดูก (Muscle – to – Bone Angle) มีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาเกิดการควบคุมกล้ามเนื้อหรือสร้างการเคลื่อนไหวในร่างกายผ่านการพัฒนาทอร์กซึ่งมีอิทธิพลต่อการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยเกี่ยวข้องกับการหดตัวของกลุ่มกล้ามเนื้อต้าน (Antagonist) ในการควบคุมความเร็วของการเคลื่อนที่และเพิ่มความมั่นคงของข้อต่อทำให้เกิดทอร์กในทิศทางตรงกันข้ามกับกลุ่มกล้ามเนื้อทำการ (Agonist)

ทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) คือทอร์กสุทธิของทอร์กที่กล้ามเนื้อบริเวณข้อต่อทั้งหมดโดยมีโมเมนต์ของแรงที่เท่ากันกระทำกับส่วนของร่างกายที่เชื่อมโยงกับการหมุนของข้อต่อที่ถูกสร้างด้วยกล้ามเนื้อที่ห่างกันเพียงข้อต่อเดียว การสร้างทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) เป็นผลจากการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นเรียกว่าผลรวมทอร์กสุทธิ (Net Torque) โดยพิจารณาจากกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque Power) (Sekiya & Yuhei, 2014) แรงลัพธ์ของทอร์กที่ข้อต่อ (Resultant Joint Torque) ที่คำนวณในพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics) จะเพิ่มขึ้นโดยความเร็วเชิงมุมของข้อต่อเพื่อให้ได้กำลังข้อต่อสุทธิ (Net Joint Power) เมื่อร่างกายมีการหดตัวของกล้ามเนื้อในรูปแบบคอนเซนทริก (Concentric Contraction) จะเกิดการเคลื่อนที่ในทิศทางตรงกันข้ามกับแรงต้านทานแสดงให้เห็นว่าทอร์กของกล้ามเนื้อและความเร็วเชิงมุมที่ข้อต่อเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกัน พลังกล้ามเนื้อมีค่าเป็นบวก ทอร์กสุทธินี้เรียกว่าคอนเซนทริกทอร์ก (Concentric Torque) และเรียกทอร์กสุทธิในทิศทางตรงกันข้ามว่าเอคเซนทริกทอร์ก (Eccentric Torque) ซึ่งเป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อในรูปแบบเอคเซนทริก (Eccentric Contraction) ไม่สามารถเอาชนะแรงต้านทานได้ (Zhong et al., 2017) พลังกล้ามเนื้อมีค่าเป็นลบ ทอร์กของกล้ามเนื้อและความเร็วเชิงมุมที่ข้อต่อเคลื่อนที่ไปในทิศทางตรงกันข้าม ค่าเหล่านี้ถูกนำไปอธิบายการวิเคราะห์กล้ามเนื้อเนื่องจากแรงของกล้ามเนื้อที่กระทำต่อหนึ่งข้อต่อส่งผลให้เกิดแรงลัพธ์ของทอร์กที่ข้อต่อ (Resultant Joint Torque) เป็นทอร์กที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของข้อต่อจริง ดังนั้นการศึกษาแรงลัพธ์ทอร์กของข้อต่อช่วยให้เกิดความเข้าใจเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของมนุษย์และสามารถนำข้อมูลเกี่ยวกับทอร์กของข้อต่อไปใช้ได้หลายสาขาวิชา (Joonbum et al., 2009)

ทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) และทอร์กที่ข้อต่อสุทธิ (Net Joint Torque) ยังเป็นการรวมกันของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อและแรงกล้ามเนื้อ ทอร์กที่ข้อต่อสุทธิ (Net Joint Torque) เป็นผลรวมแรงเฉื่อยสัมพัทธ์ของส่วนของร่างกายส่วนปลายลบกับแรงปฏิกิริยาจาก

พื้น (GRF) วิธีการที่ง่ายต่อการคำนวณหาค่าทอร์กที่ข้อต่อสุทธิต่อและทอร์กของข้อต่อคือการคำนวณโดยไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้นมากระทำ (Abhishek & Dilip, 2016) ดังนั้นในการรวมทอร์ก กลุ่มกล้ามเนื้อทั้งหมดจะรวมกันเพื่อสร้างทอร์กที่ข้อต่อในทิศทางเฉพาะรวมกับทอร์กของกลุ่มกล้ามเนื้อต้าน (Agonist Torque) เอ็นยึดกระดูก (Ligament) และแรงภายนอกเพื่อกำหนดทอร์กสุทธิที่ข้อต่อ จากการศึกษาโมเมนต์ของแรงหรือทอร์กเป็นผลกระทบทางกลไกที่สร้างการหมุน ดังนั้นในทางวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์การคำนวณทอร์กของข้อต่อเพื่อคำนวณอัตราการผลิตพลังงานผ่านข้อต่อและยังอนุมานการให้พลังงานจากกลุ่มกล้ามเนื้อ อีกทั้งข้อมูลของทอร์กที่ข้อต่อยังเป็นความถี่ที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคกล้ามเนื้อและกระดูกได้อีกด้วย (Abhishek & Dilip, 2016)

จากลักษณะของแรงในกีฬาเทนนิสที่เป็นแรงผลักดันหรือแรงดึงโดยเป็นการเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างและเปลี่ยนแปลงจากการกระทำของแรงซึ่งส่วนมากเป็นแรงกล้ามเนื้อแต่ยังมีแรงจากภายนอกมากระทำเมื่อมีทอร์ก (Torque) ที่เกิดจากแรงหมุนส่วนบนของร่างกายบนไม้เทนนิส ในการศึกษา นักกีฬาเทนนิสหญิงระดับโลกได้กล่าวถึงทอร์กที่ข้อต่อ กำลังของแขนและลำตัวพบว่าทอร์กในการเหวี่ยงลำตัวมีขนาดสูงสุดถึง 210 นิวตันเมตร ทอร์กในการงอลำตัวไปทางด้านซ้ายมีค่า 100 นิวตันเมตร ค่าสูงสุดของทอร์กที่ข้อต่อเกิดจากลำตัวไปถึงข้อต่อส่วนปลายในการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปด้านหน้า ผลลัพธ์นี้สนับสนุนหลักการกลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain) ที่มีการถ่ายโอนแรงจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลายและเป็นเครื่องกำเนิดทอร์กในการเพิ่มพลังงานกลของส่วนของร่างกายอีกด้วย (Michikami & Shimoda., 2014)

วิธีการและการใช้อุปกรณ์ทางชีวกลศาสตร์ในการประมาณค่าทอร์กของข้อต่อในมนุษย์มีทั้งวิธีการวัดค่าทั้งทางตรงและทางอ้อม การวัดค่าทางตรงระหว่างแรงที่กระทำกับส่วนประกอบของข้อต่อ เช่น พื้นผิวข้อต่อ เอ็นกล้ามเนื้อ (Tendon) และเอ็นยึดกระดูก (Ligaments) เป็นเทคนิคที่ทำให้ได้รับบาดเจ็บ (Invasive Technique) (Robertson et al., 2004) วิธีการที่พบบ่อยคือการสร้างแบบจำลองและวัดแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อและโมเมนต์โดยใช้วิธีการพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics Approach) (Sandamas, 2013) การวิเคราะห์แรงข้อต่อสุทธิ (Net Joint Forces) และทอร์ก (Torque) โดยใช้แรงภายนอกที่มากระทำเป็นตัวแปรตั้งต้นสามารถคำนวณหาค่าแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ได้ (ปรเมทย์, 2562) ค่าที่ได้เป็นค่าทอร์กสูงสุด (Peak Torque) ที่แสดงจุดที่กล้ามเนื้อออกแรงสูงสุดหรือทอร์กสูงสุด และค่าทอร์กเฉลี่ย (Average Torque) เป็นค่าที่คำนวณได้จากความตึงตัวของกล้ามเนื้อตลอดช่วงการเคลื่อนไหวโดยเฉลี่ย การใช้ค่าทอร์กเฉลี่ยจะกระทำเมื่อต้องการผลลัพธ์ก่อน (Pre - Test) และหลังทำการทดสอบ (Post - Test) หรือเพื่อเปรียบเทียบกลุ่มกล้ามเนื้อ วิธีนี้ต้องใช้แบบจำลองมนุษย์

และข้อมูลทางคิเนติกส์การเคลื่อนไหวเนื่องจากร่างกายมนุษย์มีหลายองศาอิสระ (DOF) ในทางปฏิบัติรูปแบบพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamic Model) ยังเป็นวิธีการที่ใช้ข้อมูลคิเนติกส์และข้อมูลคิเนติกส์จากระบบจับการเคลื่อนไหวเพื่อคำนวณหาค่าทอร์กสุทธิ (Net Torque) ที่ข้อต่อ แรงของกล้ามเนื้อที่กระทำระหว่างการเคลื่อนไหวสามารถคำนวณได้จากโมเมนต์ภายในและแรงจากการวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายและแรงภายนอกเช่น แรงปฏิกิริยาจากพื้นดิน (GRF) เพื่อคำนวณหาค่าทอร์กที่ข้อต่อสุทธิ (Net Joint Torque) แรงปฏิกิริยาร่วมของข้อต่อสุทธิ (Net Resultant Joint Force) การคำนวณทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque) ให้สมบูรณ์ทำได้โดยการสร้างแบบจำลองร่างกายเป็นชุดส่วนที่แข็งเกร็งของร่างกาย (Rigid Body) ซึ่งเชื่อมต่อกันด้วยข้อต่อและการแก้สมการนิวตัน - ออยเลอร์ของการเคลื่อนที่สำหรับแต่ละส่วนในโมเดล (Winter, 2009)

การศึกษาคิเนติกส์ในการเดินมีผลสำคัญเนื่องจากขนาดของทอร์กที่ข้อต่อและแรงเกี่ยวข้องกับการบาดเจ็บ ทอร์กของร่างกายส่วนบนที่มีค่ามากกว่า 50 นิวตันเมตร พิจารณาได้ว่าเป็นแรงกระทำที่ข้อต่อของร่างกายส่วนบนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Rafael, 2005) จากการศึกษาคิเนติกส์แสดงให้เห็นว่าแรงมีค่าสูงสุดในระหว่างการเปลี่ยนช่วงเท้า ไม่ใช่งานเร่งความเร็ว มีการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง (Erector Spinae) มากที่สุดจากการโยนลูกเทนนิสที่มีการกางแขนประมาณ 100 องศาและคาดการณ์ว่าการบาดเจ็บที่หัวไหล่จะเกิดขึ้นในช่วงการลดความเร็ว เมื่อมีแรงประมาณ 400 นิวตันเมตร มีการสร้างแรงเฉือน แรงบีบอัดและทอร์กจากการหุบแขนที่มีค่าประมาณ 83 - 97 นิวตัน กระจายพลังงานผ่านลำตัวและขาอย่างต่อเนื่องจนถึงระยะการส่งไม้ (Weber et al., 2014; Chu et al., 2016; Erickson et al., 2016) ขณะปล่อยลูกเทนนิสมีการผกผันของการหมุนในการเคลื่อนที่ทำให้เกิดค่าทอร์ก 60 - 80 นิวตันเมตรและแรงบีบอัด (Compression Force) ที่กระทำโดยเอ็นข้อหัวไหล่ (Rotator Cuff) มีค่าถึง 1,100 นิวตันเมตร (Lintner et al., 2008; Eckenrode et al., 2012; Weber et al., 2014) ทอร์กจากการหุบแขนเข้าด้านในมีค่าถึง 100 นิวตันเมตร ทำให้เกิดแรงที่ทำให้ข้อต่อเคลื่อนที่ในทิศทางที่แยกออกจากกันถึง 550 - 770 นิวตันเมตร (Weber et al., 2014; Erickson et al., 2016) ทอร์กจากการหมุนหัวไหล่ออกด้านนอกสูงสุดในช่วงท้ายของการเงี้ยวไม้มีค่า 46 - 50 นิวตันเมตรในนักกีฬาหญิง และ 65 - 70 นิวตันเมตรในนักกีฬาชาย จังหวะกระทบลูกเทนนิสเกิดแรงจากการลดความเร็วระหว่างลำตัวและแขนถึง 300 นิวตันเมตร (Lintner et al., 2008; Kovacs et al., 2011)

4. โมเมนต์ของความเฉื่อย (Moment of Inertia) เป็นการบอกสมบัติการต้านการเปลี่ยนแปลงสภาพการหมุนหรือความเฉื่อยของการหมุนของวัตถุ เมื่อมีแรง (F) มา

กระทำต่อมวล (m) ในทิศทางตั้งฉากโดยแนวแรงสัมผัสกับแนววงกลมหรือตั้งฉากกับรัศมี (r) โมเมนต์ของความเฉื่อย เขียนเป็นสมการได้ดังนี้ (Peter, 2013)

$$I = \int r^2 dm = mr^2$$

โมเมนต์ของความเฉื่อยเป็นปริมาณสเกลาร์มีหน่วยเป็นกิโลกรัม เมตรยกกำลังสอง (kgm^2) ดังนั้น ทอร์กจะได้

$$\tau = I\alpha$$

การหาโมเมนต์ของความเฉื่อยในกรณีที่วัตถุหมุนรอบแกนที่ไม่ใช่แกนสมมาตรสามารถหาค่าโมเมนต์ของความเฉื่อยของวัตถุรอบแกนไม่สมมาตรโดยใช้ทฤษฎีบทแกนขนาน (The Parallel Axis Theorem) ซึ่งเป็นทฤษฎีที่กล่าวถึงความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์ของความเฉื่อยของวัตถุรอบแกนหมุนสองแกนซึ่งขนานกัน โดยที่แกนหนึ่งผ่านจุดศูนย์กลางของมวลของวัตถุ เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$I = I_{\text{CM}} + Mh^2$$

เมื่อ h คือ ระยะห่างระหว่างจุดหมุนใหม่กับจุดศูนย์กลางมวลของวัตถุในแนวแกนหมุนนั้น กล่าวได้ว่าโมเมนต์ของความเฉื่อยรอบแกนจะเท่ากับโมเมนต์ของความเฉื่อยรอบแกนที่ขนานกับแกนนั้นผ่านศูนย์กลางมวลบวกกับผลคูณของมวลทั้งหมดของวัตถุกับกำลังสองของระยะทางระหว่างแกนทั้งสองนั้น ในกีฬาเทนนิสเกิดขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนท่าทางในการกลับตัวจากการตีลูกกระดอนพื้นแบบหน้ามือ (Forehand Groundstroke) ไปเป็นการตีลูกกระดอนพื้นแบบหลังมือ (Backhand Groundstroke) จำเป็นต้องย่อเข้าให้ลำตัวลดลงและใช้ขายันพื้นเพื่อต้องการแรงโน้มถ่วงของโลกในการเอาชนะแรงเฉื่อยผ่านกล้ามเนื้อขาทำให้ร่างกายหยุดการเคลื่อนที่ในระยะสั้นและกลับตัวไปยังทิศทางตรงกันข้ามได้ (อนุชิต, 2552)

โมเมนต์ของความเฉื่อยจากการใช้อุปกรณ์ในการเล่นกีฬาที่ใช้กันทั่วไป เช่นไม้กอล์ฟและไม้เทนนิส เรียกว่าน้ำหนักของการเหวี่ยง (Swing Weight) การใช้อุปกรณ์ที่มีขนาดยาวกว่าจะมีน้ำหนักของการเหวี่ยงที่คล้ายกับอุปกรณ์ที่มีขนาดสั้นกว่าโดยการรักษามวลที่ตำแหน่งของจุดเกาะต้นและความยาวที่เพิ่มขึ้นต้องมีมวลน้อย เป็นสิ่งสำคัญในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางการกีฬาแบบสามมิติ โมเมนต์ของความเฉื่อยของไม้เทนนิสที่เกี่ยวกับแนวแกนด้านในและด้านนอก (Mediolateral Axis) ถูกคำนวณโดยใช้ทฤษฎีแกนคู่ขนานและข้อมูลน้ำหนักการเหวี่ยงในไม้เทนนิส โมเมนต์ของความเฉื่อยของไม้เทนนิสเกี่ยวกับแกนตามยาว (Long - Axis) สามารถคำนวณโดยใช้สมการ

$$I_L \text{ (kg.m}^2\text{)} = \frac{\text{Mass (kg)} \times \text{Head Width}^2\text{m}}{17.75}$$

โมเมนต์ความเฉื่อยของไม้เทนนิสเกี่ยวกับแกนหน้าหลัง (Anterior - Posterior Axis) คำนวณโดยใช้ผลรวมของไม้เทนนิสจากโมเมนต์ของของความเฉื่อยจากทั้งสองช่วง (Caroline et al., 2014)

ในทักษะการขว้าง อวัยวะของร่างกายประกอบด้วยส่วนรยางค์ขา กระดูกเชิงกรานและลำตัวที่มีขนาดใหญ่ทำให้เกิดโมเมนต์ของความเฉื่อยมากและความเร็วเชิงมุมน้อยขณะเคลื่อนไหวในรูปแบบการหมุน รยางค์แขนมีขนาดเล็กโมเมนต์ของความเฉื่อยน้อยแต่เคลื่อนไหวด้วยความเร็วเชิงมุมมาก เมื่อกล้ามเนื้อหดตัวเกิดแรงเชิงมุมกระทำต่อข้อต่อทำให้เกิดการหมุนของอวัยวะร่างกาย (Isabelle, Thomas, Laurence, & Pierre, 2014) ในทางคิเนติกส์เชิงเส้น มวลเป็นการวัดเชิงกลของแรงเฉื่อย ส่วนทางคิเนติกส์เชิงมุมแรงเฉื่อยวัดโดยโมเมนต์ของความเฉื่อย ดังนั้นโมเมนต์ของความเฉื่อยคือแรงต้านความเร่งเชิงมุม (Peter, 2013) ในลักษณะโค้งหมุนที่สัมพันธ์กับน้ำหนักตัวและระยะห่างกับแกนการหมุน

5.รูปแบบพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamic Model)

หมายถึงการเปลี่ยนแปลงส่วนที่แข็งเกร็งของร่างกาย (Rigid Body) ที่ผกผันหรือเปลี่ยนแปลงโครงสร้าง การเคลื่อนที่ส่วนของร่างกายที่เป็นส่วนแข็งเกร็งถูกกำหนดในรูปแบบเงื่อนไขขอบเขตของแรงภายใน เช่น การคำนวณแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อ (Joint Reaction Force) และแรงกล้ามเนื้อ (Muscle Force) ซึ่งทำได้โดยการศึกษาและวิเคราะห์ทางคิเนติกส์ (Anderson, 2009) รูปแบบพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamic Model) เป็นวิธีการทางอ้อมที่ใช้ในการคำนวณหาค่าแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในข้อต่อและเป็นการคำนวณแรงและโมเมนต์ของแรง (ทอร์ก) ตามหลักการคิเนติกส์การเคลื่อนที่และคุณสมบัติความเฉื่อยของร่างกาย (มวลและโมเมนต์ความเฉื่อย) โดยใช้ข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ด้านคิเนติกส์และคิเนติกส์ตามหลักกฎข้อที่ 2 และ 3 ของนิวตันซึ่งคำนึงถึงเฉพาะแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravitational Force) แรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อเท้า (Ground Reaction Force) หรือแรงกระทำจากภายนอก (External Force) โดยวิธีเขียนแผนภาพอิสระ (Free Body Diagram) ของร่างกายส่วนที่ศึกษาโดยไม่คำนึงถึงแรงกระทำที่เกิดจากกล้ามเนื้อและเอ็นข้อต่อ (Muscle and Ligament Force) เพื่อหลีกเลี่ยงความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นจากการประมาณค่าแรงหดตัวของกล้ามเนื้อแต่ละมัด (Muscle Force) ในแต่ละช่วงการเคลื่อนไหว ส่วนของร่างกายจากการเขียนแผนภาพอิสระจะถูกแยกออกและไม่เชื่อมต่อกับส่วนอื่น ค่าที่ได้จากการวัดแรงกระทำกับพื้นนำมาคำนวณหาแรงที่เกิดขึ้นตามข้อต่อที่กระทำ

กับกล้ามเนื้อเพื่อคำนวณย้อนกลับไปเป็นแรงในกล้ามเนื้อ ตัวแปรในการคำนวณคือค่าแรงสูงสุดที่กล้ามเนื้อสามารถทำได้โดยการวัดทอร์กที่ข้อต่อและค่าแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้น (Kanjankul, 2011) เมื่อมีแรงภายนอก (External Force) มากระทำกับร่างกายและเคลื่อนไหวภายใต้ภาวะสมดุลจะสามารถคำนวณค่าแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ได้ แรงภายนอกที่มากระทำจึงเป็นสิ่งสำคัญ โดยใช้แผ่นวัดแรง (Force Plate) วัดค่าได้ (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562)

โดยปกติการเคลื่อนที่ส่วนของร่างกายเป็นระบบไม่เชิงเส้น ดังนั้นการควบคุมส่วนของร่างกายให้เคลื่อนที่ไปตามต้องการต้องคำนวณแรงและทอร์กเพื่อใช้ขับเคลื่อนข้อต่อของส่วนของร่างกาย การพิจารณาสมการการเคลื่อนที่ในรูปแบบปิด (Closed – Form Dynamic Equation) ว่าต้องการให้ส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนที่ด้วยการกระจัด (Joint Displacement) ความเร็ว (Joint Velocity) และความเร่ง (Joint Acceleration) ของข้อต่อจะทำให้สามารถหาความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) และความเร่งเชิงมุม (Angular Acceleration) ของจุดศูนย์กลางพื้นที่ (Centroid) ในแต่ละการเชื่อมโยงของข้อต่อได้ จากนั้นใช้สมการนิวตันออยเลอร์ (Newton – Euler Equation) คำนวณหาทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque) แต่ละข้อต่อ (David, 2005) โดยเริ่มการเชื่อมโยงจากจุดสุดท้ายย้อนกลับขึ้นไปยังตำแหน่งศูนย์ของส่วนของร่างกายนั้น เป็นการแสดงความสัมพันธ์ของทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque) ที่กระทำต่อส่วนที่เชื่อมโยกันมีผลให้ส่วนของร่างกายนั้นเคลื่อนที่ แสดงในรูปสมการอนุพันธ์ (Different Equation) เรียกว่า สมการการเคลื่อนไหว (Equation of Motion) หาได้ 2 วิธี คือ

1. สมการนิวตันออยเลอร์ (Newton – Euler Equation) เป็นวิธีการนำกฎข้อที่ 2 ของนิวตัน (Newton's Second Law of Motion) มาหาค่าที่แสดงพลศาสตร์ของระบบในรูปแบบของแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) เพื่อหาความสัมพันธ์ของทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque) กับการเคลื่อนที่ส่วนของร่างกายในรูปการกระจัดของข้อต่อ (Joint Displacement) (David, 2005) การพิจารณาการเคลื่อนที่ของส่วนที่เชื่อมโยกันมี 2 ลักษณะคือแบบเชิงเส้นรอบจุดศูนย์กลางของวัตถุ (Centroid) หรือสมการการเคลื่อนที่ของนิวตันสำหรับอนุภาคมวล (Newton's Equation of Motion for a Mass Particle) และแบบเชิงมุมหมุนรอบจุดศูนย์กลางมวล (Euler's Equation of Motion) ในการเคลื่อนที่เชิงมุมจะแทนคุณสมบัติของมวลด้วยแรงเฉื่อย (Inertia Tension) ซึ่งนิยามด้วยค่าเมตริกซ์แบบ 3×3

2. สมการแบบลากรองจ์ (Lagrangian Equation) เป็นวิธีแสดงพลศาสตร์ของระบบในรูปของงาน (Work) และพลังงาน (Energy) โดยใช้ฟังก์ชันไป สมการการ

เคลื่อนไหว (Equation of Motion) อยู่ในรูปแบบปิด (Closed - Form) ที่แสดงความสัมพันธ์ของ
ทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque) และการกระจัดของข้อต่อ (Joint Displacement)

6.กฎของนิวตัน (Newton's Law) หลักการสำคัญที่เกี่ยวข้องกับการ
เคลื่อนที่ของวัตถุ เรียกว่า กฎการเคลื่อนที่ของนิวตัน (Newton's Law of Motion) ประกอบด้วย

กฎพื้นฐานข้อที่ 1 ของนิวตัน (Newton's First Law) หรือกฎว่า
ด้วยความเฉื่อย (Law of Inertia) กล่าวว่า “วัตถุทุกชนิดจะอยู่ในสภาวะอยู่นิ่งหรือเคลื่อนที่เป็น
เส้นตรงด้วยความเร็วคงที่ตลอดไปถ้าไม่มีแรงภายนอกมากระทำต่อวัตถุนั้น” (สุรพล & ณรงค์ศักดิ์,
2553) ได้กล่าวถึงกฎพื้นฐานของนิวตันที่เกี่ยวข้องกับแรงซึ่งมีผลต่อวัตถุในสภาวะที่ต่างกันว่าเมื่อ
มีการขว้างลูกเทนนิสขึ้นไปในอากาศและเคลื่อนที่ไต่ลงด้วยความเร็วที่ลดลงและตกลงสู่พื้น
เพราะมีแรงภายนอกมากระทำสองแรงด้วยกัน คือแรงโน้มถ่วงของโลกและแรงต้านทานอากาศ

จากกฎพื้นฐานข้อที่ 1 ของนิวตันเรียกอีกอย่างว่า กฎว่าด้วยความ
เฉื่อย (Law of Inertia) หมายถึงสภาพการด้านการเคลื่อนที่ ถ้าวัตถุเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงด้วย
ความเร็วคงที่ในกรอบอ้างอิงความเฉื่อยหนึ่งจะพบความเร่งและแรงภายนอกสุทธิกระทำบนวัตถุ
ดังกล่าวเป็นศูนย์ เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\sum F = 0$$

การวัดความเฉื่อยของวัตถุคือการวัดมวลของวัตถุ โมเมนต์ของความ
เฉื่อยเป็นปริมาณที่แสดงให้เห็นการด้านการเปลี่ยนแปลงเชิงมุม ความเฉื่อยขึ้นอยู่กับน้ำหนัก
หรือมวลของวัตถุ จากกฎว่าด้วยความเฉื่อยนี้สามารถนำมาอธิบายการทำงานของร่างกายในการ
เสิร์ฟเทนนิสช่วงระยะการส่งไม้ได้เนื่องจากผู้เล่นต้องวางตำแหน่งของร่างกายเพื่อรับการตีจากฝ่าย
ตรงข้าม ในขณะที่ลูกเทนนิสและไม้เทนนิสเคลื่อนที่ไปรอบร่างกาย ความเฉื่อยจะถูกรวมเข้า
ด้วยกันกับแขนด้านที่ใช้ไม้เทนนิสในขณะเคลื่อนไหว (Santavy, 1986) เมื่อสิ้นสุดระยะการส่งไม้
ไม้เทนนิสจะเคลื่อนที่ในลักษณะคว่ำหน้าไม้ผ่านร่างกายไปด้านหน้าและหยุดเนื่องจากแขนไม้
สามารถเคลื่อนที่ได้มากกว่านี้ ลำตัวจะเคลื่อนไปในทิศทางเดียวกันเพื่อช่วยให้แขนสามารถเหยียด
ไปทางด้านหลังผ่านร่างกาย ไม้เทนนิสจะหยุดและย้ายไปอยู่ในตำแหน่งตรงกันข้ามสำหรับการตี
ในครั้งต่อไป ร่างกายจึงเป็นแรงภายนอกที่หยุดไม้เทนนิสจากการเคลื่อนที่ที่ต่อเนื่องกัน

กฎพื้นฐานข้อที่ 2 ของนิวตัน (Newton's Second Law) กล่าวว่า
“แรงลัพธ์ที่กระทำกับวัตถุจะแปรผันโดยตรงกับความเร่ง โดยวัตถุที่มีมวลมากจะมีความเร่งน้อย
หรือความเร่งของวัตถุจะแปรผันกับมวล” กฎข้อนี้เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของวัตถุที่มีความเร่ง
เมื่อมีแรงภายนอกสุทธิมากระทำต่อวัตถุที่ไม่เป็นศูนย์ แรงลัพธ์ที่กระทำบนวัตถุมวล (m) จะเท่ากับ

มวลของวัตถุนั้นคูณกับความเร่ง (a) หรือเรียกอีกอย่างว่ากฎว่าด้วยความเร่ง (Law of Acceleration) ที่กล่าวว่า “อัตราความเร็วของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่อยู่คงที่ตลอดไปจนกว่าจะมีแรงภายนอกมากระทำต่อมัน” กล่าวได้ว่าแรงลัพธ์ที่กระทำกับวัตถุจะแปรผันโดยตรงกับความเร่งโดยวัตถุที่มีมวลมากจะมีความเร่งน้อยหรือความเร่งของวัตถุจะแปรผันกับมวล เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\sum F = ma$$

กฎข้อนี้สามารถกำหนดนิยามของแรงได้ว่าแรงเป็นสาเหตุที่ทำให้วัตถุมีความเร่ง โดยแรงที่กระทำกับวัตถุจะทำให้วัตถุมีความเร่งในทิศทางของแรงและขนาดของแรงจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเร่ง ในกรณีที่ปล่อยวัตถุใกล้ผิวโลกวัตถุจะมีแรงมากระทำเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลกทำให้วัตถุตกด้วยความเร่ง 9.8 เมตรต่อวินาทีกำลังสอง (9.8 m/s^2) หรืออีกชื่อหนึ่งว่า “กฎของแรง (Law of Force)” จากการศึกษาที่มีการกล่าวถึงกฎของแรงว่า แรงที่มากระทำต่อวัตถุทำให้ความเร่งของวัตถุเปลี่ยนไปเป็นปฏิภาคโดยตรงกับจำนวนแรงที่มากระทำ แต่เป็นปฏิภาคกลับกันกับมวลสารของวัตถุนั้น เมื่อมีแรงภายนอกซึ่งแรงลัพธ์ไม่เท่ากับศูนย์มากระทำต่อวัตถุจะทำให้วัตถุนั้นเปลี่ยนแปลงความเร่งในการเคลื่อนที่ทางเดียวกับแรงลัพธ์นั้น โดยความเร่งที่เปลี่ยนแปลงไปจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับแรงลัพธ์และเป็นสัดส่วนผกผันกับมวลของวัตถุนั้น วัตถุจะเคลื่อนที่ด้วยความเร็วเท่ากับแรงที่มากระทำถ้าแรงกระทำต่อวัตถุต่อเนื่องไปอีก วัตถุนั้นจะเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่สูงขึ้น (อนุวัต, 2554) การเสิร์ฟเทนนิสนักกีฬาพื้นฐานข้อที่ 2 ของนิเวศน์มาใช้ในการเชื่อมโยงส่วนของร่างกายเนื่องจากมวลของลูกเทนนิสคงที่ตลอดทั้งช่วงการเสิร์ฟ ดังนั้นการเร่งความเร็วของวัตถุเป็นผลมาจากแรงที่กระทำกับวัตถุ หากลูกเทนนิสถูกตีด้วยแรงที่มากขึ้นจะเคลื่อนที่เร็วขึ้นและกฎข้อที่ 3 ของนิเวศน์ยังคงมีบทบาทต่อเนื่องเมื่อยังมีการขับเคลื่อนแรงปฏิกิริยาจากพื้นในการสร้างการเจ็อไม้ (Blazevich, 2012)

กฎพื้นฐานข้อที่ 3 ของนิเวศน์ (Newton's Third Law) หรือกฎของแรงกิริยากับแรงปฏิกิริยา (Law of action and Reaction) กล่าวว่า “แรงที่วัตถุหนึ่งกระทำต่อวัตถุหนึ่งเรียกว่าแรงกิริยา (Action) และจะมีขนาดเท่ากับแรงที่วัตถุอื่นกระทำต่อวัตถุแต่มีทิศทางตรงกันข้ามและเรียกแรงที่วัตถุอีกอันหนึ่งกระทำต่อวัตถุหนึ่งว่าแรงปฏิกิริยา (Reaction)” หรือกล่าวได้ว่าแรงที่กระทำต่อวัตถุมีแรงปฏิกิริยาในขนาดที่เท่ากันแต่ทิศทางตรงกันข้ามกับแรงที่กระทำ เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{Action (แรงกิริยา)} = \text{Reaction (แรงปฏิกิริยา)}$$

การนำกฎพื้นฐานข้อที่ 3 ของนิเวศน์มาประยุกต์ใช้ในการเสิร์ฟเทนนิสคือการเคลื่อนไหวกของร่างกายส่วนบนและส่วนล่างของร่างกาย เมื่อนักเทนนิสทำการจ่อเข้า

และเหยียดส่วนของร่างกายออกจากพื้นเพื่อไปตีลูกเทนนิสจะมีการออกแรงลงไปที่พื้นเป็นการสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่มีค่าเท่ากับในทิศตรงกันข้ามเรียกว่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground Reaction Force) (Blazevich, 2012; Durovic, Lozovina & Mrduljas, 2008) ซึ่งถือว่าเป็นจุดเริ่มต้นในการรวมแรงของรยางค์ส่วนบนของร่างกายในทักษะการโยนและการขว้าง องค์ประกอบสำคัญของแรงปฏิกิริยาจากพื้นคือองค์ประกอบในแนวตั้ง (Rafael, 2000) รูปแบบคิเนติกส์ในระยะเวลาการเฝ้าไม่เป็นการทำงานโดยใช้กฎพื้นฐานข้อที่ 3 ของนิวตันให้เกิดแรงกระทำระหว่างลูกเทนนิสกับไม้เทนนิสซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้มีการส่งผ่านแรงและดูดซับแรงที่ไม่เหมาะสมที่เกิดจากการใช้งานมากเกินไปทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการเกิดการบาดเจ็บเนื่องจากในการแข่งขันเทนนิสแต่ละครั้งอาจต้องทำการเสิร์ฟมากถึง 50 - 150 ครั้ง การใช้กล้ามเนื้อที่มากเกินไปจึงเป็นปัจจัยที่สนับสนุนให้เกิดการบาดเจ็บ (อังคณา, 2559)

การทำให้เกิดแรงส่งจากพื้นตามกฎข้อที่ 3 ของนิวตันคือการส่งแรงปฏิกิริยา (Ground Reaction Force) ตอบโต้ในปริมาณที่เท่ากับแรงที่มากระทำแต่มีทิศทางตรงกันข้ามกับแรงที่มากระทำ สามารถคำนวณหาปริมาณและทิศทางของแรงปฏิกิริยาจากพื้นมากระทำต่อร่างกายในแกนตั้ง ได้จากสมการ

$$GRF_{\text{แกนตั้ง}} = mg + ma_{\text{แกนตั้ง}} \text{ หรือ } GRF_{\text{แกนตั้ง}} = m(g + a_{\text{แกนตั้ง}})$$

โดยที่ GRF = แรงปฏิกิริยาจากพื้น (N)

m = มวลของวัตถุ หรือร่างกาย (Kg.)

g = ความเร่งซึ่งเกิดจากแรงดึงดูดของโลก (9.81 เมตร/วินาที²)

a = ความเร่งในแกนแนวตั้งของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายหรือของวัตถุ (เมตร/วินาที²) (สิริพร, 2560)

จากสมการเห็นได้ว่าแรงปฏิกิริยาในแนวแกนตั้ง (ทิศทางบน - ล่าง) จะเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับความเร่งของร่างกายเนื่องจากมวลของร่างกายและความเร่งที่เกิดขึ้นจากแรงดึงดูดของโลกเป็นค่าคงที่ ดังนั้นถ้านักกีฬาต้องการสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้นมากต้องสร้างความเร่งของการเคลื่อนไหวมากในทิศทางที่ถูกต้อง นอกจากนี้ถ้านักกีฬาสร้างความเร่งในทิศทางเข้าสู่โลกมากจะทำให้มีความเร่งของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายในทิศทางที่เป็นบวกส่งผลให้พื้นส่งแรงปฏิกิริยาตอบโต้มาลักร่างกายให้ลอยขึ้นในปริมาณมาก นักกีฬาที่ต้องการการเคลื่อนที่ให้ได้ความสูงมากต้องอาศัยแรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวแกนตั้งที่มีปริมาณมากเพื่อเป็นแรงผลักดันให้ร่างกายลอยขึ้นต้านกับแรงดึงดูดของโลกได้ แรงปฏิกิริยาจากพื้นไม่ได้เกิดในทิศทางบนล่างหรือแกนตั้งเพียงมิติเดียวแต่เกิดขึ้นได้ 3 มิติ คือทิศทางด้านหน้าหลัง (Anteroposterior) และ

ทิศทางด้านในด้านข้าง (Mediolateral) ลำตัวด้วยโดยมีปริมาณเท่ากับแรงที่ร่างกายหรือวัตถุกระทำต่อพื้นแต่มีทิศทางตรงกันข้ามกับทิศทางของแรงที่มากระทำ เขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$GRF_{\text{แกนนอน}} = ma_{\text{แกนนอน}}$$

โดยที่ m = มวลของวัตถุหรือร่างกาย (Kg.)

a = ความเร่งในแกนนอนของจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายหรือของวัตถุ (เมตร/วินาที²)

ดังที่กล่าวมาแรงกระทำต่อวัตถุหรือแรงปฏิกิริยาจากพื้นเป็นสิ่งสำคัญที่ช่วยให้วัตถุหรือร่างกายเคลื่อนที่ได้รวดเร็วและระยะทางมาก เวลาที่แรงมากระทำก็มีความสำคัญต่อการเคลื่อนที่ของวัตถุเช่นกัน ถ้าแรง (F) ที่มากระทำนานพอจะช่วยให้วัตถุเคลื่อนที่ได้รวดเร็วและได้ระยะทางที่มากด้วยเนื่องจากผลคูณของแรงและเวลาที่แรงมากระทำที่เรียกว่าอิมพัลส์ (Impulse) เป็นสาเหตุที่ทำให้ความเร็วของวัตถุเปลี่ยนแปลงไป (Momentum) ดังสมการ

$$F \times \Delta t = M \times \Delta v$$

เมื่อ F = ผลรวมของแรงภายนอกที่กระทำต่อร่างกายหรือวัตถุ

Δt = ระยะเวลาที่แรงกระทำ

m = มวลของวัตถุ

Δv = ความเร็วที่เปลี่ยนแปลงไป

การประยุกต์กฎของนิวตันเพื่อนำมาอธิบายแรงที่กระทำกับร่างกายขณะเล่นกีฬาอธิบายได้ด้วยทฤษฎีเกี่ยวกับความเสียด (Friction) ทฤษฎีเกี่ยวกับความสมดุล (Equilibrium) และทฤษฎีเกี่ยวกับคานที่ดี คานจัด ซึ่งแสดงให้เห็นว่าในสภาวะสมดุล ผลรวมของโมเมนต์รอบจุดหมุนเท่ากับศูนย์ เมื่อมีแรงภายนอกมากระทำที่ข้อต่อของร่างกายในสภาวะสมดุลย่อมมีแรงจากกล้ามเนื้อและเอ็นข้อต่อนั้นกระทำในทิศทางตรงข้ามเพื่อให้โมเมนต์รอบจุดหมุนเท่ากับศูนย์ อย่างไรก็ตามเอ็นและกล้ามเนื้อรอบข้อต่อมีลักษณะเส้นทำให้แขนของแรงเส้นเมื่อเทียบกับแขนของแรงที่กระทำจากภายนอก เพื่อให้เกิดสภาวะสมดุลกับแรงภายนอกที่มีปริมาณน้อยแต่แขนของแรงยาวจึงต้องมีแรงที่เอ็นและกล้ามเนื้อมากกว่าแรงภายนอกหลายเท่าเพื่อให้เกิดสภาวะสมดุล เอ็นและกล้ามเนื้อรอบข้อต่อจึงมักเกิดการบาดเจ็บเสมอ (สิริพร, 2560)

7. จุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass) หมายถึงจุดศูนย์กลางของระบบที่เคลื่อนที่เสมือนมวลทั้งหมดของระบบในภาวะสมดุลและยังหมายถึงจุดที่น้ำหนักของร่างกายทั้งหมดมารวมกันอีกด้วย จุดศูนย์กลางมวลเป็นจุดที่แสดงการวิเคราะห์เชิงเส้นของมนุษย์

ที่เกิดขึ้นจากลำดับการเคลื่อนที่เชิงมุม จุดศูนย์กลางมวลหาได้โดยการออกแรงกระทำต่อวัตถุให้เคลื่อนที่ไปตามแนวแรง ถ้าแนวแรงผ่านจุดศูนย์กลางมวลและมีการกระทำจากหลายแนวแรงและตัดกันที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลส่งผลให้วัตถุไม่เกิดการหมุน โดยทฤษฎีแล้วจุดศูนย์กลางมวลคือจุดที่มีแรงโมเมนต์สุทธิเท่ากันตลอดความยาวถ้าให้จุดศูนย์กลางมวลมีตำแหน่งที่ระยะทาง X จากจุดเริ่มต้นทางด้านซ้าย เขียนเป็นสมการได้ว่า (Joseph et al., 2015)

$$MX = \sum m_i x_i$$

$$X = \frac{\sum m_i x_i}{M}$$

เมื่อมีการเคลื่อนไหวจะเกิดการเคลื่อนที่เชิงมุมและเชิงเส้นที่เกิดจากการหมุนส่วนของร่างกาย การเคลื่อนไหวเชิงมุมร่วมกันเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องทำให้เกิดการเคลื่อนไหวเชิงเส้นตรงในส่วนปลายของร่างกายซึ่งมักพบในทักษะกีฬาการขว้างและการโยนเหนือศีรษะหรือการเคลื่อนไหวที่มีความเร็วของอวัยวะส่วนปลายเป็นสำคัญ (Correia, Oliveira, Vaz, Luís Silva, & Pezarat-Correia, 2015) จากกฎพื้นฐานข้อที่ 1 ของนิวตันที่กล่าวถึงกฎความเฉื่อยสามารถนำมาอธิบายแรงที่กระทำกับเนื้อเยื่อโดยประยุกต์ใช้กับการเคลื่อนที่รอบจุดศูนย์กลางของร่างกายซึ่งการหมุนของวัตถุจะเกิดขึ้นรอบจุดศูนย์กลางถ่วง หากการหมุนเกิดใกล้จุดศูนย์กลางและความเฉื่อยสะสมน้อยกว่าการหมุนที่อยู่ห่างจากจุดศูนย์กลางและยังเกี่ยวข้องกับตำแหน่งศูนย์กลางของข้อต่อสะโพกที่เป็นแกนของการหมุนและการเคลื่อนที่ของร่างกายที่เป็นารเคลื่อนที่เชิงมุม โดยมีจุดหมุนที่ข้อต่อเข้ามาเกี่ยวข้องทำให้เกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้น ในกรณีที่วัตถุลอยอยู่ในอากาศจุดศูนย์กลางมวลในการเลิฟมีความสำคัญในระยะการเด้งไม้เพราะช่วยให้สามารถเหยียดแขนไปทางด้านหลังได้เต็มที่ทั้งยังเป็นการเพิ่มคานและระยะทางในการเหวี่ยงไม้เทนนิสเพื่อให้มีการใช้เวลาในการเร่งความเร็วและการสร้างแรงที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายจึงเป็นประโยชน์ในการนำมาวิเคราะห์ทักษะกีฬาโดยเฉพาะการเคลื่อนไหวเหนือศีรษะเพื่อชี้ให้เห็นทิศทางการหมุนของลำตัวและแนวการเคลื่อนที่ของไม้เทนนิส

8. พลังงาน (Energy) คือความสามารถในการทำงานเชิงกล ประกอบด้วยพลังงานเคมี พลังงานความร้อน พลังงานไฟฟ้า และพลังงานกล พลังงานเชิงกลประกอบด้วยพลังงานความเค้น พลังงานศักย์และพลังงานจลน์ ความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานและงานคืองานเชิงกลเท่ากับการเปลี่ยนแปลงพลังงานกล (Duane, 2007) พลังงานสามารถวัดออกมาได้ในรูปของงานที่สามารถทำได้มีหน่วยจูล (Jule) พลังงานไม่ได้ถูกสร้างขึ้นใหม่และถูก

ทำลายแต่มีการเปลี่ยนรูปแบบ ลักษณะดังกล่าวเรียกว่า กฎการอนุรักษ์พลังงาน (Law of Conservative Energy) พลังงานทางกลศาสตร์ที่ทำให้เกิดงานมี 2 ประเภท ประกอบด้วย

1.พลังงานศักย์ (Potential Energy) เป็นพลังงานที่สะสมในวัตถุ เกิดขึ้นเมื่อร่างกายหรือวัตถุมีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก แบ่งเป็น

1.1 พลังงานศักย์โน้มถ่วง (Gravitational Potential Energy) เป็นพลังงานศักย์ที่สะสมในวัตถุได้จากงานที่ทำหรือการเปลี่ยนตำแหน่งของวัตถุในแนวตั้ง เนื่องจากแรงดึงดูดของโลกที่กระทำต่อวัตถุ การหาพลังงานศักย์โน้มถ่วงได้จากสมการ

$$E_p = mgh$$

เมื่อ m = มวลของวัตถุ มีหน่วยเป็นกิโลกรัม (Kg)

g = ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก

h = ระยะหรือความสูงจากระดับอ้างอิง มีหน่วยเป็นเมตร (m)

1.2 พลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) เป็นพลังงานศักย์ที่สะสมในวัตถุที่ติดกับสปริงถูกทำให้ยืดออกหรือหดสั้นเข้าจากตำแหน่งสมดุล แรงที่กระทำต่อสปริงมีค่าไม่คงที่แต่เพิ่มขึ้นจากศูนย์ แรงที่นำไปใช้จึงเป็นค่าเฉลี่ย เขียนเป็นสมการ

$$E_p = 1/2kx^2$$

เมื่อ x = ระยะห่างจากจุดสมดุล มีหน่วยเป็นเมตร (m)

k = ค่าสปริง มีหน่วยเป็นนิวตันต่อเมตร (N/m) โดยที่ $k = F/x$

การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ พลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) เป็นพลังงานที่เกิดจากการยืดหดตัวของเอ็นกล้ามเนื้อ เมื่อเอ็นกล้ามเนื้อยืดออก (ก่อนที่จะหดตัว) จะสะสมพลังงานศักย์ยืดหยุ่นไว้จนอยู่ในตำแหน่งยืดสุดและสะสมพลังงานมากที่สุด เมื่อกล้ามเนื้อหดตัวพลังงานศักย์ยืดหยุ่นที่ถูกสะสมในเอ็นกล้ามเนื้อจะถูกปล่อยออกมาช่วยให้กล้ามเนื้อหดตัวได้อย่างรวดเร็วและมีพลังงานเกิดขึ้นโดยไม่ต้องอาศัยการเผาผลาญพลังงานของร่างกาย กล่าวได้ว่าเป็นพลังงานมีการเปลี่ยนแปลงโดยการถ่ายทอดพลังงานศักย์และพลังงานจลน์ตลอดเวลาเนื่องจากการเคลื่อนที่เป็นลักษณะยืดหยุ่นที่ทำให้เกิดงานในขณะที่คืนตัวกลับสู่สภาพเดิม ในกีฬาเทนนิสพบการเปลี่ยนแปลงพลังงานรูปแบบนี้ในการย่อเข้าเพื่อสะสมพลังงานศักย์ยืดหยุ่นและปล่อยพลังงานในช่วงเหยียดหัวเข้าเพื่อเอื้อมไปตีลูกเทนนิสขณะทำการเสิร์ฟ พลังงานรูปแบบนี้ยังพบในนักกรีฑาขณะออกตัววิ่งอีกด้วย (Tim, 2001)

2.พลังงานจลน์ (Kinetic Energy) เป็นพลังงานกลที่สามารถเปลี่ยนรูปกลับไปกลับมาได้เมื่อร่างกายหรือวัตถุมีการเคลื่อนที่ พลังงานจลน์ขึ้นอยู่กับมวล (m) และ

ความเร็วของวัตถุ (v) การคำนวณพลังงานจลน์ของวัตถุหาได้จากสมการการเคลื่อนที่ของวัตถุแบบมีความเร่ง

$$E_k = \frac{1}{2} mv^2$$

เมื่อ m = มวลของวัตถุ มีหน่วยเป็นกิโลกรัม (Kg)

v = ความเร็วของวัตถุ มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที (m/s)

จากสมการกล่าวได้ว่าการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือส่วนของร่างกายมีพลังงานจลน์ทั้งสิ้น ปริมาณพลังงานจลน์จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับมวลและความเร็วของวัตถุนั้น แต่เมื่อมีแรงภายนอกมากกระทำกับวัตถุจะมีการเคลื่อนที่ด้วยความเร่ง พลังงานทั้งสามรูปแบบนี้สามารถเปลี่ยนแปลงไปมาระหว่างกันได้โดยการเปลี่ยนแปลงของงาน พลังงานที่มีการถ่ายเทจะมีผลรวมของพลังงานทั้งหมดเท่ากันเสมอเป็นไปตามกฎของการอนุรักษ์พลังงาน (Law of Conservative Energy) ดังนั้นพลังงานเชิงกลจะมีการถ่ายเทไปมาอย่างต่อเนื่องจากกล้ามเนื้อหนึ่งไปสู่อีกกล้ามเนื้อหนึ่งและจากส่วนข้อต่อหนึ่งไปสู่อีกส่วนข้อต่อหนึ่งของร่างกาย

พลังงานในกีฬาเทนนิสเป็นได้ทั้งพลังงานศักย์ (การเก็บพลังงาน) ในรูปพลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Energy) เป็นการปล่อยพลังงานในลักษณะการบิดงอแบบยืดหยุ่นของของไหลและพลังงานจลน์ (พลังงานในการเคลื่อนไหว) คืองานที่เป็นการเร่งความเร็วของลูกเทนนิสให้ออกจากตำแหน่งการเก็บพลังงานเป็นความเร็วที่ต้องการ (Nikša, Vinko, Leo, & Duje, 2008) พลังงานจลน์ประกอบด้วยองค์ประกอบเชิงเส้นซึ่งอธิบายด้วยความเร็วเชิงเส้นของส่วนของร่างกายและองค์ประกอบเชิงมุมที่พิจารณาด้วยความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกาย (Cristina & Enrique, 2009) คิบเลอร์ (Kibler, 2014) ได้ระบุลำดับการเคลื่อนที่ของร่างกายในระยการเร่งความเร็วว่ามีการสร้างพลังงานจลน์ที่ส่วนลำตัวและขาร้อยละ 51 ส่วนหัวไหล่ร้อยละ 13 ข้อศอกร้อยละ 21 และข้อมือร้อยละ 15 (Paul, Todd, Machar, & Pedro, 2009) กล้ามเนื้อหน้าท้องมีการเร่งการทำงานเพื่อรักษาความมั่นคงของลำตัวในระหว่างการเสิร์ฟ กล้ามเนื้อหลังส่วนล่างชะลอตัวลงทำให้ลำตัวมีความมั่นคงในช่วงการส่งไม้ เมื่อแรงถูกถ่ายโอนจากลำตัวไปยังแขนโดยการเหยียดข้อศอกตามด้วยการหมุนแขนส่วนบนเข้าด้านในร่วมกับการคว่ำแขนส่วนปลายและสิ้นสุดด้วยการงอข้อมือทำให้เกิดการรวมการสร้างแรงที่ร่างกายส่วนต้นเพื่อสร้างการเคลื่อนที่ของร่างกายส่วนปลาย (การหมุนของแกนยาว) การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นนี้ทำให้เกิดเสถียรภาพของกระดูกสะบักทั้งสองด้าน การหมุนของกระดูกสะบักและการคว่ำแขนส่วนปลายสัมพันธ์กับความเร็วในการเสิร์ฟ (Paul et al., 2009) การวิเคราะห์การถ่ายโอนพลังงานจลน์จากส่วนของร่างกายไปยังส่วนใกล้เคียงจะทำให้เข้าใจกลไกการเสิร์ฟเทนนิสมากขึ้น การศึกษาการส่งพลังงาน

ระหว่างส่วนของร่างกายพิจารณาจากส่วนของร่างกายที่เป็นวัตถุแข็งเกร็ง (6 องศาอิสระ) และ คำนึงทั้งพลังงานเชิงเส้นและพลังงานเชิงมุม (Duane, 2007)

พลังงานจลน์รวมของวัตถุแข็งเกร็งเท่ากับพลังงานจลน์การเคลื่อนที่ของศูนย์กลางมวลรวมกับพลังงานจลน์ของการหมุนรอบแกนผ่านศูนย์กลางมวล

$$E_k = \frac{1}{2} M V_{CM}^2 + \frac{1}{2} I_{CM} \omega^2$$

พลังงานจลน์ของการหมุนและโมเมนต์ของความเฉื่อย เมื่อวัตถุแข็งเกร็งหมุนรอบแกนซึ่งอยู่นิ่งด้วยความเร็วเชิงมุม (ω) อนุภาคมวล m_1 เคลื่อนที่ห่างจากจุดหมุน r_1 มีความเร็วเชิงเส้น $r_1 = \omega r_1$ พลังงานจลน์ของอนุภาคมวล m_1 จะได้

$$\frac{1}{2} m_1 v_1^2 = \frac{1}{2} m \omega^2 r_1^2$$

เมื่อมวล m_2, m_3 ที่รวมกันอยู่ต่างก็หมุนไปด้วยและมีพลังงานจลน์ของตัวเองแล้วผลบวกของพลังงานจลน์ของอนุภาคแต่ละชิ้นจะเป็นพลังงานจลน์ของวัตถุทั้งก้อน อนุภาคแต่ละชิ้นอาจมีมวลและระยะห่างจากจุดหมุนต่างกันแต่ความเร็วเชิงมุมจะเท่ากันเสมอ ให้ E_k เป็นพลังงานจลน์รวมของมวลทั้งหมด

$$\begin{aligned} E_k &= (1/2) \omega^2 (m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + m_3 r_3^2 + \dots) \\ &= \frac{1}{2} \omega^2 (\sum_i m_i r_i^2) \end{aligned}$$

ปริมาณ $\sum_i m_i r_i^2$ เรียกว่า โมเมนต์ของความเฉื่อย (Moment of Inertia) ซึ่งเป็นผลรวมของผลคูณระหว่างมวลกับกำลังสองของระยะทางที่มวลห่างจากแกนหมุน โดยขึ้นอยู่กับตำแหน่งของแกนการหมุนและรูปร่างของวัตถุและการกระจายของเนื้อวัตถุด้วย ระยะ r_i คือระยะทางในแนวตั้งฉากจากอนุภาค i^{th} ถึงแกนหมุน นั่นคือ

$$I = \sum_i m_i r_i^2$$

ฉะนั้น พลังงานจลน์ของการหมุน เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$E_k = (1/2) I \omega^2$$

พลังงานกล (Mechanical Energy) เป็นผลรวมของพลังงานศักย์และพลังงานจลน์ตามการเปลี่ยนแปลงของร่างกายที่เป็นวัตถุแข็งเกร็ง อัตราการเปลี่ยนแปลงพลังงานในส่วนในร่างกายเท่ากับผลรวมการไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะต้นและจุดเกาะปลาย การประสานสัมพันธ์ของข้อต่อและการทำงานของกล้ามเนื้อนำมาพิจารณาความสำเร็จในการขว้าง พลังงานกลเป็นตัวแปรเดียวที่ครอบคลุมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับมวล โมเมนต์ของความเฉื่อย ความเร็วเชิงเส้น ความเร็วเชิงมุมและแรง ดังนั้นการถ่ายโอนพลังงานกลระหว่างส่วนของร่างกายจึงถูกนำเสนอเป็นคุณลักษณะการเคลื่อนไหวของกีฬาที่มีพลังรวมถึงการขว้าง พลังงานกล

ทำให้เกิดการไหลของพลังงานผ่านร่างกาย (Michalina et al., 2019) แสดงอัตราการถ่ายโอนพลังงานที่เข้าหรือออกจากส่วนที่อยู่ติดกันของร่างกาย หลักการถ่ายพลังงานระหว่างกล้ามเนื้อและข้อต่อพิจารณาจากการเชื่อมกันของอวัยวะแต่ละส่วนที่ประกอบกันเป็นข้อต่อ การเคลื่อนไหวของอวัยวะต้องคำนึงถึงอวัยวะที่อยู่ส่วนต้นและส่วนปลายเสมอ (กรมพลศึกษา, 2555)

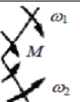
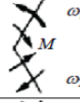
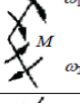
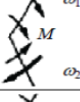
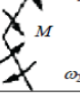
การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวอย่างละเอียดในการประเมินการสร้างความและการดูดซับพลังงานเชิงกลระหว่างส่วนของร่างกายจำเป็นต้องมีการวิเคราะห์แหล่งกำลังงานเชิงกลที่เกิดขึ้นจริง ดังนั้นพลังงานกลจะถูกคำนวณโดยใช้สูตรดังต่อไปนี้

$$E_j = \int_{t_1}^{t_2} \sum_{i=1}^n (P_{M(j,n,m)})$$

เมื่อ $P_{M(j,n,m)} = M_{j,n}(\omega_{(n)} - \omega_{(m)}) \cdot M_{(j,n)}$ คือทอร์กของกล้ามเนื้อที่สร้างโดยกล้ามเนื้อ j ในระหว่างการเคลื่อนที่

$\omega_{(n)}, \omega_{(m)}$ = ความเร็วเชิงมุมของส่วนร่างกาย n และ m ตามลำดับ

ในกีฬาและการเคลื่อนที่ของมนุษย์ การเปลี่ยนความเร็วหมายถึงการเปลี่ยนพลังงานจลน์และทฤษฎีบทงาน - พลังงาน (Work - Energy Principles) แสดงให้เห็นพลังงานจลน์สามารถเปลี่ยนแปลงได้ด้วยงาน (Work) งานที่ทำได้มาทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของพลังงานมากขึ้น หลักการของงานและพลังงานชี้ให้เห็นว่าการสร้างพลังงานจลน์ที่มีการเปลี่ยนแปลงและการเปลี่ยนความเร็วจำเป็นต้องใช้แรงขนาดใหญ่เพื่อนำไปใช้ในระยะเวลาที่ไกลเมื่อเชื่อมโยงกับส่วนของแขน ลำตัวและขาทั้งหมดในการเคลื่อนไหวแบบการขว้างสามารถนำแรงไปใช้กับลูกเทนนิสผ่านระยะขจัดที่มีขนาดใหญ่กว่า งานของลูกเทนนิสที่ได้ก็จะมีขนาดใหญ่กว่าการเปลี่ยนแปลงพลังงานจลน์ของลูกเทนนิสก็มากขึ้นด้วยเช่นกัน (Austin, 2019)

Segment rotation	Muscle action	Angular velocity	Muscle function	Amount and direction of power flow		
				Segment 1	Segment 2	Joint torque M
In opposite directions, joint angle decreasing	Concentric		Mechanical energy generation	Receives energy generated by M at the rate: M_{ω_1}	Receives energy generated by M at the rate: M_{ω_2}	Generates energy at the rate: $M(\omega_1 + \omega_2)$
In opposite directions, joint angle increasing	Eccentric		Mechanical energy absorption	Gives off energy at the rate: M_{ω_1}	Gives off energy at the rate: M_{ω_2}	Absorbs energy at the rate: $M(\omega_1 + \omega_2)$
In same directions, joint angle decreasing	Concentric		Mechanical energy generation and transfer	Receives energy at the rate: M_{ω_1}	Gives off energy at the rate: M_{ω_2}	Generates energy at the rate: $M(\omega_1 + \omega_2)$ and transfers from segment 2 to segment 1 at the rate: M_{ω_2}
In same directions, joint angle increasing	Eccentric		Mechanical energy absorption and transfer	Receives energy at the rate: M_{ω_1}	Gives off energy at the rate: M_{ω_2}	Absorbs energy at the rate: $M(\omega_1 - \omega_2)$ and transfers from segment 2 to segment 1 at the rate: M_{ω_1}
In same directions, joint angle constant	Isometric		Mechanical energy transfer	Receives energy at the rate: M_{ω_1}	Gives off energy at the rate: M_{ω_2}	Transfers the energy from segment 2 to segment 1 at the rate: M_{ω_2}

ภาพประกอบ 4 พลังงานเชิงกลในการสร้าง การดูดซับและการถ่ายโอนแรง

ที่มา: Michalina, Blazkiewicz et al (2019)

9.งาน (Work) คือปริมาณของพลังงานซึ่งถูกส่งมาจากแรงที่กระทำต่อวัตถุให้เคลื่อนที่ไปได้ระยะทางขนาดหนึ่ง งานเป็นปริมาณสเกลาร์มีหน่วยเอสไอเป็นจูล (Jule) ทฤษฎีบทงาน - พลังงานกล่าวว่าถ้ามีแรงภายนอกมากระทำต่อวัตถุคงรูปซึ่งทำให้พลังงานจลน์ของวัตถุเปลี่ยนจาก E_{k1} เป็น E_{k2} งานเชิงกลหาได้จากสมการ

$$W = \Delta E_k = E_{k2} - E_{k1} = \frac{1}{2} m (v_2^2 - v_1^2)$$

เมื่อ m = มวลของวัตถุ

v = ความเร็วของวัตถุ

ถ้าแรง (F) ที่กระทำต่อวัตถุส่งผลให้วัตถุนั้นเคลื่อนที่ไปเป็นระยะทาง (d) และทิศทางของแรงขนานกับการกระจัด งานที่เกิดขึ้นต่อวัตถุนั้นสามารถคำนวณได้จากขนาดของแรง เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$W = F \cdot d$$

งานเป็นศูนย์ได้แม้มีแรงมากระทำเช่นแรงสู่ศูนย์กลางในการเคลื่อนที่แบบวงกลมเนื่องจากพลังงานจลน์ของวัตถุไม่เปลี่ยนแปลงการเคลื่อนที่เพราะแรงตั้งฉากกับทิศทางการเคลื่อนที่ของวัตถุเสมอและแรงที่ขนานกับเวกเตอร์ของความเร็วเท่านั้นทำให้เกิด

งาน ถ้าวัตถุถูกทำให้เคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกันกับแรงจะเป็นการทำงานเชิงบวก (Positive Work) เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อและส่วนที่อยู่ติดกันมีการเคลื่อนที่ไปในทิศทางของแรงดึงกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อเกิดการหดสั้นเข้าและเป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบคอนเซนทริก (Concentric Contraction) ในทางกลับกันถ้าวัตถุถูกทำให้เคลื่อนที่ในทิศทางตรงกันข้ามกับแรงจะเกิดเป็นการทำงานเชิงลบ (Negative Work) กล้ามเนื้อมีการหดตัวและจุดที่อยู่ติดกันมีการเคลื่อนที่ในทิศทางตรงกันข้ามกับแรงดึงกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อจะยาวขึ้นและเป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอคเซนทริก (Eccentric Contraction) (Joseph et al., 2015) ทฤษฎีบทงาน - พลังงานสามารถอธิบายเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายโอนหรือการดูดซับพลังงานเมื่อมีการตีเทนนิส (Michalina et al., 2019)

10. กำลังเชิงกล (Mechanical Power) คืออัตราการทำงานที่คำนวณได้จากผลคูณของแรงและความเร็วจากหลักปฏิสัมพันธ์ส่วนของร่างกาย พลังงานสามารถถ่ายโอนระหว่างส่วนของร่างกาย ในขณะที่รูปแบบที่แน่นอนของการถ่ายโอนพลังงานเป็นเรื่องยากที่จะตรวจสอบทั้งการเคลื่อนไหวที่พร้อมกันและการเรียงลำดับการประสานงานที่ใช้ประโยชน์จากพลังงานที่ถ่ายโอนผ่านระบบการเชื่อมโยงของส่วนของร่างกาย (Duane, 2007) กำลังเชิงกลเป็นตัวแปรทางคณิตศาสตร์ที่สำคัญในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์เพราะทำงานร่วมกับเวลา พลังงานกลจึงเป็นอนุพันธ์เวลาของงานหารด้วยเวลา (Duane, 2007) เขียนสมการได้ว่า

$$P = W / t$$

จากสมการกำลังคือผลของแรงและความเร็ว ดังนั้นกำลังคือคุณสมบัติที่มีความแตกต่างที่สำคัญระหว่างความสำเร็จของนักกีฬา กีฬาหลายชนิดต้องการการส่งกำลังขนาดใหญ่โดยคาดว่านักกีฬาจะมีการเคลื่อนที่ของร่างกายหรือวัตถุภายนอกอย่างรวดเร็วเนื่องจากความเร็วลดลงเมื่อมีการเพิ่มขึ้นของแรงกระทำ กำลังสูงสุดสามารถทำได้ถ้านักกีฬาสามารถสร้าง 1/3 ของแรงสูงสุดที่ 1/3 ของความเร็วสูงสุด ด้วยวิธีนี้การส่งกำลังจะมีค่าสูงสุดแม้ว่าความเร็วหรือแรงไม่ได้อยู่ระดับสูงสุด การฝึกนักกีฬาเพื่อใช้พลังงานจะต้องกำหนดกิจกรรมความเร็วสูงที่ร้อยละ 30 ของกำลังสูงสุด (Filippo, Antonio, Carlo, & Matteo, 2016) การพัฒนา กำลังยังเสริมได้ด้วยการทำงานของเส้นใยกล้ามเนื้อแบบกระตุกเร็ว (Fast - Twitch Muscle Fibers) อย่างรวดเร็วซึ่งมีความสามารถในการสร้างพลังสูงสุดถึงสี่ครั้งและมากกว่ากำลังของเส้นใยกล้ามเนื้อแบบกระตุกช้า (Slow - Twitch Muscles Fibers)

กำลังคืออัตราการทำงานของการเคลื่อนที่ซึ่งต้องมีแรงและความเร็ว ในการเคลื่อนที่สูง สอดคล้องกับสนธยา (สนธยา, 2547) ได้ให้ความหมายของกำลังว่าเป็นความสามารถของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ (Neuro - Muscular) หรือการเอาชนะแรงต้านด้วย

การหดตัวของกล้ามเนื้ออย่างรวดเร็ว กำลังจึงเป็นผลของแรงกล้ามเนื้อ (Muscle Force) และอัตราความเร็ว (Velocity) ของการเคลื่อนไหว การส่งออกกำลังเชิงกลสูงสุดในการเคลื่อนไหวของร่างกายและส่วนของร่างกายหลายส่วนเป็นสิ่งสำคัญสำหรับการเคลื่อนไหวที่รวดเร็วในการออกกำลังกายแบบไม่ใช้ออกซิเจน การพัฒนาการส่งออกกำลังสูงสุดขณะเคลื่อนไหวขึ้นอยู่กับทิศทางการเคลื่อนไหว จำนวนส่วนของร่างกายที่ใช้และความเฉื่อยของวัตถุ ในระบบของงานที่ไม่ต่อเนื่อง กำลังมีการถ่ายโอนผ่านข้อต่อโดยทอร์กที่ข้อต่อและทฤษฎีของแรงปฏิกิริยา จากการศึกษากำลังงานเชิงกลแสดงถึงอัตราการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลแบบต่อเนื่องในการเข้าหรือออกจากส่วนของร่างกายไปยังส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกันแต่ยังไม่มีข้อมูลเกี่ยวกับแรงหรือทอร์กที่รับผิดชอบต่อการถ่ายโอนพลังงาน (Michalina et al., 2019) กำลังสามารถถ่ายโอนเข้าหรือออกจากส่วนของร่างกายผ่านข้อต่อที่จุดเกาะต้นและจุดเกาะปลายของส่วนของร่างกาย โดยกำลังเชิงบวกแสดงให้เห็นพลังงานที่ถูกถ่ายโอนเข้าสู่ส่วนของร่างกายและกำลังเชิงลบแสดงให้เห็นว่าพลังงานมีการถ่ายโอนออกจากส่วนของร่างกาย (Anderson, 2009)

11. การไหลของพลังงาน (Energy Flow) หมายถึงการเคลื่อนที่ของพลังงานในร่างกายประกอบด้วยการผลิตหรือการสร้างพลังงาน (Generation) การดูดซับพลังงาน (Absorption) ในข้อต่อและการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานระหว่างส่วนของร่างกายเป็นแนวคิดสำคัญที่สัมพันธ์กับประสิทธิภาพและการบาดเจ็บทางการกีฬา (Martin, 2014) ตัวแปรสำคัญในการไหลของพลังงานคือขนาดและคุณภาพในการถ่ายโอนพลังงาน การวิเคราะห์การไหลของพลังงานเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการสังเกตการถ่ายโอนพลังงานผ่านส่วนของร่างกายเมื่อเปรียบเทียบกับมุมของข้อต่อเดิมหรือการวิเคราะห์โมเมนต์ของข้อต่อ และถูกนำมาใช้เพื่อตรวจสอบพลังงานกลของส่วนของร่างกายและข้อต่อ แบบจำลองการไหลของพลังงานมีองค์ประกอบหลักที่กำหนดการไหลของพลังงานในร่างกายมนุษย์ ประกอบด้วย การไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะต้น (E_p) การไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะปลาย (E_d) อัตราการเปลี่ยนแปลงพลังงานของส่วนของร่างกาย (E_s) และกำลังของข้อต่อ (Joint Power) (Hung - Bin, Liang - Wey, & Chih - Hsiu, 2019)

การไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะต้น (E_p) และการไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะปลาย (E_d) แสดงพลังงานมีการเข้าหรือออกจากส่วนของร่างกายที่จุดเกาะต้นหรือจุดเกาะปลาย อัตราการเปลี่ยนแปลงพลังงานส่วนของร่างกาย (E_s) อธิบายการไหลของพลังงานภายในส่วนของร่างกาย และกำลังของข้อต่อ (Joint Power) อธิบายการไหลของพลังงานผ่านข้อต่อ สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$E_p \text{ (or } E_d) = F \cdot v + M \cdot \omega_s$$

โดย v = ความเร็วเชิงเส้นตรงของศูนย์กลางข้อต่อ

ω_s = ความเร็วเชิงมุม

F = แรงของข้อต่อที่ได้จากพลศาสตร์แบบย้อนกลับ

M = โมเมนต์ของข้อต่อที่ได้จากพลศาสตร์แบบย้อนกลับ

การวิเคราะห์การไหลของพลังงานเป็นการประเมินการสร้างและการดูดซับพลังงานเชิงกลระหว่างส่วนของร่างกายจำเป็นต้องวิเคราะห์แหล่งพลังงานที่เกิดขึ้นจริง หาได้จากคิเนติกส์ของข้อต่อ (Joint Kinetic) กำลังของข้อต่อ (Joint Power) ที่เป็นผลคูณของแรงข้อต่อสุทธิและความเร็วข้อต่อและกำลังของกล้ามเนื้อ (Muscular Power) (Hung - Bin et al., 2019)

$$P(J) = F \cdot v$$

จากสมการ กำลังของข้อต่อคืออัตราการถ่ายโอนพลังงานผ่านข้อต่อที่เกิดจากการเคลื่อนที่เชิงเส้นของข้อต่อ กำลังของกล้ามเนื้อหมายถึงอัตราของทอร์กที่ข้อต่อและความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกาย กำลังของกล้ามเนื้อในเชิงบวกแสดงให้เห็นว่าทอร์กของกล้ามเนื้อและความเร็วเชิงมุมของข้อต่อมีการเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกันและเป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อในรูปแบบคอนเซนทริก (Concentric Contraction) และกำลังของกล้ามเนื้อในเชิงลบแสดงให้เห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อในรูปแบบเอกเซนทริก (Eccentric Contraction) (Michalina et al., 2019) แรงลัพธ์ของข้อต่อในกล้ามเนื้อและทอร์กถูกนำมาใช้ในการสร้างการไหลพลังงานผ่านข้อต่อในกลไกไคเนติกส์

จากการศึกษาปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บทางการกีฬาที่เกี่ยวข้องขนาดของการถ่ายโอนพลังงานมักเกิดขึ้นเมื่อกลไกพลังงานมีการถ่ายโอนหรือดูดซับโดยข้อต่อในจำนวนหรืออัตราที่มากเกินไประดับความเสียหายที่เกิดขึ้นกับร่างกายของมนุษย์ที่สัมพันธ์กับคุณภาพการถ่ายโอนพลังงานที่เป็นรูปแบบการเคลื่อนที่จากส่วนต้นไปยังส่วนปลายของร่างกายเป็นลำดับผ่านระบบการทำงานที่ไม่ต่อเนื่อง ประสิทธิภาพการเสริมเพนนิสต้องการการสร้างการไหลของพลังงานผ่านกลไกไคเนติกส์ คุณภาพการไหลของพลังงานจากลำตัวไปยังมือมีความสัมพันธ์โดยตรงกับคิเนติกส์ของข้อต่อ (Joint Kinetics) รยางค์ส่วนบนและความเร็วในการเสริมซึ่งเป็นส่วนประกอบที่เกี่ยวข้องกับการสร้างแรงอย่างมีประสิทธิภาพและรับผิดชอบในการสร้างพลังงานสูงสุดกับความเร็วของลูกบอลที่ดีที่สุดโดยมีการใช้พลังงานน้อยที่สุดและมีขนาดโมเมนต์ภายในข้อต่อน้อย การเคลื่อนไหวหลายข้อต่อ (Multi Joint Movement) ที่มีการใช้กลุ่มกล้ามเนื้อหลายกลุ่มในการเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อส่วนแกนกลางมีบทบาททำให้เกิดการเคลื่อนไหว

ความมั่นคงต่อกระดูกสันหลังช่วยป้องกันการบาดเจ็บจากแรงจำนวนมากที่กระทำต่อร่างกาย ตลอดจนทำให้เกิดการส่งถ่ายแรงจากเท้าไปสู่มืออย่างเป็นลำดับ (กรมพลศึกษา, 2555) การไหลของพลังงานเชิงกลเกิดขึ้นเมื่อมีการเคลื่อนที่เชิงเส้นของข้อต่อในการเคลื่อนที่ที่ต้องการสร้างความเร็วสูง ดังนั้นกำลังของการเคลื่อนที่เชิงเส้นของข้อต่อจึงมีความสำคัญ วัตถุประสงค์สำคัญของการขว้างคือระยะทางการขว้าง การประสานสัมพันธ์เชิงข้อต่อและการทำงานของกล้ามเนื้อซึ่งมีความสำคัญต่อการเคลื่อนไหวในการขว้างให้ประสบความสำเร็จ (Michalina et al., 2019)

จังหวะการเลิฟเทนนิสเป็นลักษณะการหมุนลำตัวและหัวไหล่ตั้งแต่ระยะการเตรียมตัวจนถึงการเงี้ยวไม่ไปทางด้านหลัง มีการใช้พิสัยการเคลื่อนไหว (ROM) ประมาณ 120 องศา (Zhao, Shiming, Bingjun, & Peter, 2016) ร่วมกับความเร็วยวดยิ่งระหว่างการเลิฟและยังเพิ่มความเครียดบนส่วนของขา การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงการใช้ข้อต่อที่มากเกินไปและพบว่ามีค่าโมเมนต์มากกว่า 50 นิวตันซึ่งเป็นปัจจัยที่มีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของข้อต่อส่วนแขนและขาเมื่อมีการเคลื่อนไหวซ้ำ (Ertugrul, Muhittin, Bergun, & Cigdem, 2012) การหมุนลำตัวเป็นส่วนสำคัญในการพัฒนาแรงและการถ่ายโอนพลังงานไปยังกลไกโซ่คิเนติกส์จากรยางค์ส่วนล่างไปยังรยางค์ส่วนบน (Ellenbecker & Roetert, 2004) ซึ่งเป็นการเพิ่มช่วงการเคลื่อนไหวให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น จากการศึกษาพบว่าการหมุนลำตัวทำให้ความเร็วในการเคลื่อนที่ของหัวไม้เทนนิสไปข้างหน้ามากกว่าร้อยละ 50 ในขณะที่การทำงานของข้อต่อในส่วนองศาเดียนคือการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในและการทำงานของข้อต่อในส่วนองศาเดียนคือการเหยียดข้อศอกและการคว่ำแขนส่วนปลายทำให้การเลิฟไปยังตำแหน่งและทิศทางของเป้าหมายมากกว่า (Zhao et al., 2016) การเลิฟเทนนิสให้ได้ประสิทธิภาพต้องสร้างการไหลของพลังงานผ่านทั้ง 3 ระยะของการเลิฟ พลังงานศักย์ทำหน้าที่เก็บพลังงานในระหว่างการเตรียมตัวและเปลี่ยนเป็นพลังงานจลน์ในระยะการเร่งความเร็ว การเล่นเทนนิสที่เหมาะสม ขา และลำตัวมีการสร้างแรงมากกว่าร้อยละ 50 และถูกส่งไปยังแขน รยางค์ส่วนล่างรับผิดชอบการสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้นดิน (GRF) ที่สำคัญต่อการพัฒนาแรงรวมทั้งหมดของการเคลื่อนไหวและสร้างความมั่นคงที่ฐานส่วนต้นซึ่งจำเป็นสำหรับการเคลื่อนที่ในส่วนปลาย (Natalie, 2016)

การสร้างและการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลในการเคลื่อนไหวของมนุษย์ประเมินโดยใช้แบบจำลองการเชื่อมโยงส่วนแข็งเกร็งของร่างกายและรูปแบบพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics) (Robertson & Winter, 1980) พลังงานกลสามารถถ่ายโอนได้ด้วยแรงและทอร์กระหว่างส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกัน (Itno & Ikojima, 2016) ทอร์กที่ข้อต่อจะส่งพลังงานจากจุดเดียนไปยังจุดเดียนปลายของร่างกายเมื่อทั้งสองส่วนหมุนไปในทิศทาง

เดียวกันและทอร์กที่ข้อต่อทำหน้าที่เร่งส่วนปลายของร่างกาย (Martin et al., 2014; Robertson & Winter, 1980) แรงข้อต่อถ่ายโอนพลังงานเมื่อส่วนของข้อต่อที่ศูนย์กลางมีการเคลื่อนที่ การศึกษาการไหลของพลังงานในครั้งนี้ ตัวแปรที่เกี่ยวข้องมาจากแรงลัพธ์ของแรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อและทอร์กโดยใช้การวิเคราะห์กำลังข้อต่อ (Robertson, Winter & Zatsiorsky, 1978) ตัวแปรประกอบด้วย กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กของส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กของข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) (Caroline et al., 2014)

1.กำลังของแรงข้อต่อ (Joint Force Power; JFP) คืออัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยแรงข้อต่อเป็นผลของเส้นสมมติของแรงข้อต่อ (F_j) และความเร็วเชิงเส้นของศูนย์กลางข้อต่อ (V_j) หาได้จากสมการ

$$JFP = (F_j) \cdot (V_j)$$

เป็นการอธิบายบทบาทแรงข้อต่อกับกลไกการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกันเนื่องจากอัตราพลังงานกลที่หายไปหนึ่งส่วนจะเท่ากับอัตราพลังงานกลที่ส่วนที่อยู่ติดกันได้รับ แรงข้อต่อที่มีความเร็วเชิงเส้นของศูนย์กลางขนาดใหญ่จะมีอัตราการถ่ายโอนพลังงานมากขึ้นนั่นคือปริมาณพลังงานที่ส่งต่อหนึ่งหน่วยเวลาจากส่วนของร่างกายหนึ่งไปยังอีกส่วนหนึ่งเนื่องจากกำลังข้อต่อรวมที่เกิดจากแรงข้อต่อ เรียกว่าอัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยแรงข้อต่อ

2.กำลังของทอร์กของส่วนของร่างกาย (Segment Torque Power; STP) คืออัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยทอร์กที่ข้อต่อของส่วนของร่างกาย คำนวณจากเส้นสมมติของทอร์กที่ข้อต่อ (T_j) และความเร็วเชิงมุมของส่วนของร่างกาย (θ_s) หาได้จากสมการ

$$STP = (T_j) \cdot (\theta_s)$$

3.กำลังทอร์กของข้อต่อ (Joint Torque Power; JTP) คืออัตราการดูดซับพลังงานหรือการสร้างพลังงานโดยทอร์กที่ข้อต่อ เป็นการคำนวณจากเส้นสมมติของทอร์กที่ข้อต่อ (T_j) และความเร็วเชิงมุม (α) ของข้อต่อ หาได้จากสมการ

$$\begin{aligned} JTP &= (T_j) \cdot (\theta_d - \theta_p) \\ &= (T_j) \cdot (\alpha) \end{aligned}$$

สัญลักษณ์และขนาดสัมพัทธ์ของกำลังแสดงให้เห็นทอร์กที่ข้อต่อสามารถสร้างและดูดซับพลังงานรวมทั้งมีการถ่ายโอนพลังงานผ่านส่วนของร่างกาย ถ้าส่วนของข้อต่อในส่วนหนึ่งของร่างกายได้มีการหมุนในทิศทางตรงกันข้าม ทอร์กที่ข้อต่อแต่ละส่วนจะมีการสร้าง

หรือการดูดซับพลังงานแต่ไม่มีการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายที่อยู่ถัดไป ถ้าส่วนของร่างกายที่อยู่ใกล้กันมีการหมุนไปในทิศทางเดียวกัน พลังงานจะมีการถ่ายโอนเนื่องจากกำลังของทอร์กในส่วนของร่างกายเกิดขึ้น กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกายเรียกว่าอัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยทอร์กที่ข้อต่อ กำลังของทอร์กที่ข้อต่อนี้จะเรียกว่าอัตราการดูดซับพลังงานหรือการสร้างพลังงานโดยทอร์กของข้อต่อ

4. กำลังของส่วนของร่างกาย (Segment Power; SP) คืออัตราการส่งพลังงานออกหรือการรับพลังงานเข้าไปในส่วนของร่างกาย เป็นการรวมกันของกำลังของทอร์กของส่วนของร่างกายและกำลังของแรงข้อต่อในแต่ละส่วนของร่างกาย หาได้จากสมการ

$$SP = JFP_d + JFP_p + STP_d + STP_p$$

โดย d และ p อ้างถึงข้อต่อในส่วนจุดเกาะต้นและจุดเกาะปลายของส่วนของร่างกาย (Caroline et al., 2014)

การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์การกีฬา

การเคลื่อนไหวของมนุษย์หรือการเคลื่อนที่ของวัตถุมีรูปแบบที่ซับซ้อนและเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว การสังเกตด้วยตาอาจไม่สามารถเก็บรายละเอียดลักษณะการเคลื่อนไหวหรือการเคลื่อนที่ได้ครบถ้วนจึงมีการนำกล้องวิดีโอมาใช้เพื่อบันทึกภาพการเคลื่อนไหวของร่างกายหรือการเคลื่อนที่ของวัตถุนั้น จากนั้นนำภาพที่ได้จากการบันทึกไปหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวแต่ละช่วงเวลาในเชิงตัวเลขโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพแล้วส่งข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมต่อการจำลองรูปแบบการเคลื่อนไหวไปทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล เมื่อทราบตำแหน่งที่เปลี่ยนแปลงของข้อต่อที่บันทึกได้จะสามารถสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งและเวลารวมไปถึงการวิเคราะห์หาความเร็วและความเร่งของข้อต่อได้ (ชัยพัฒน์, 2016) การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์การกีฬาจึงเป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเพื่อนำมาปรับปรุงประสิทธิภาพในการเล่นการกีฬาให้ดีขึ้น (ศิริรัตน์, 2544) การวิเคราะห์กลศาสตร์การเคลื่อนไหวโดยการวัดตามมิติการเคลื่อนไหวแบ่งได้ 3 ประเภท ประกอบด้วย

1. การวัดการเคลื่อนไหวแบบหนึ่งมิติ (One - Dimensional Measurement)

เป็นการวัดระยะการเคลื่อนไหวโดยรายงานค่าเป็นระยะทางที่เคลื่อนที่สูงสุด (มิลลิเมตรหรือเซนติเมตร) หรือช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อสูงสุด (องศา) การวิเคราะห์ทางการกีฬาจะไม่ใช้วิธีนี้

2. การวัดการเคลื่อนไหวแบบสองมิติ (Two - Dimensional Measurement)

เป็นการวัดระยะมุมที่เกิดขึ้นในขณะที่มีการเคลื่อนไหวแต่ละระนาบโดยใช้กล้องวิดีโอเพียงตัวเดียวนิยมใช้เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวของวัตถุหรือร่างกายเป็นเส้นตรงหรือในระนาบ ภาพที่บันทึกได้จะ

ให้ข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวหรือตำแหน่งของวัตถุเฉพาะแกนแนวนอน (ด้านซ้ายขวา) และ แกนแนวตั้ง (ด้านบนล่าง) เท่านั้น สามารถวิเคราะห์มุมของส่วนของร่างกายและระบุตำแหน่งจุด ศูนย์กลางมวล (Center of Mass) ควบคู่กับระนาบการเคลื่อนที่ (Movement Plane) อีกด้วย การ เคลื่อนไหวของมนุษย์เกิดขึ้นในสามระนาบ การวิเคราะห์วิธีนี้อาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้

3.การวัดการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Three - Dimensional Measurement)

เป็นการวัดระยะมุมที่เกิดขึ้นขณะมีการเคลื่อนไหวจริงในสามมิติหรือการวัดเทียบระนาบซ้ายขวา (Sagittal Plane) ระนาบหน้าหลัง (Frontal Plane) และระนาบตัดขวาง (Transverse Plane) การ เคลื่อนไหวหนึ่งระนาบอาจสัมพันธ์กับระนาบที่เหลือ การวัดวิธีนี้มีข้อจำกัดหรือข้อตกลงเบื้องต้น คืออวัยวะที่เคลื่อนไหวมีรูปทรงแน่นอน แนวจุดศูนย์กลางของอวัยวะที่เคลื่อนไหวจะเกิดขึ้นรอบข้อ ต่อของอวัยวะนั้นและแกนของข้อต่อจะถูกตรึงให้หมุนไปตามระนาบที่อ้างอิงโดยไม่มีแรงเสียด ทาน การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติต้องใช้กล้องอย่างน้อยสองตัวโดยตำแหน่งของกล้อง วางห่างกันเป็นมุม 60 - 90 องศาซึ่งกันและกันเพื่อให้ทราบการเปลี่ยนตำแหน่งของตัวบอก ตำแหน่งได้อย่างแม่นยำทั้งสามมิติ (ธราดล, 2556) ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติใน ห้องปฏิบัติการได้รับการขนานนามให้เป็นวิธีมาตรฐาน (Gold Standards) ในการศึกษาเชิงชีวกล ศาสตร์เนื่องจากมีความน่าเชื่อถือและความแม่นยำสูง วิเคราะห์คิเนเมติกส์ได้หลายมิติรวมทั้งแรง หมุนระหว่างข้อต่อ (Rotation Forces Across Joint) ด้วยเช่นกัน (Munro, Herrington & Carolan, 2010) อย่างไรก็ตามระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิตียังมีข้อจำกัดเนื่องจากราคาของ อุปกรณ์ที่สูงตลอดจนความยุ่งยากในการติดตั้งซึ่งต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญและใช้เวลานาน

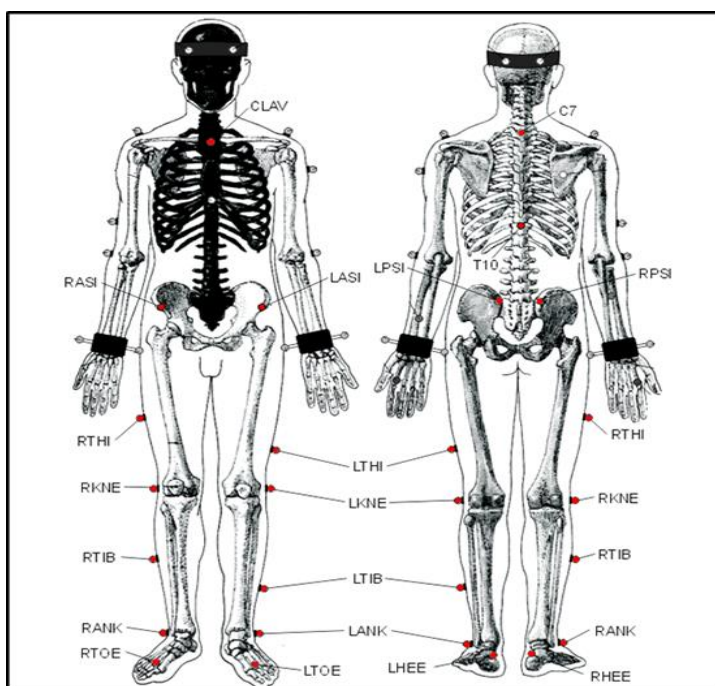
การวิเคราะห์เชิงกลศาสตร์การเคลื่อนไหว การระบุตำแหน่งของกระดูก มุมของข้อต่อ การเคลื่อนที่ในแนวตั้งของส่วนของร่างกายให้ถูกต้องยังเป็นปัญหาสำคัญในการเก็บข้อมูลเพื่อ นำมาวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเนื่องจากการหาความสัมพันธ์ของตำแหน่งเหล่านี้มีความซับซ้อน ของรูปแบบการเคลื่อนที่ที่ต่างกัน ดังนั้นการวางตำแหน่งของกล้องในการบันทึกและการติดมาร์ก เกอร์หรือตัวบอกตำแหน่งอ้างอิงที่เหมาะสมจะช่วยให้ได้ชุดข้อมูลของตัวแปรเพิ่มขึ้นทั้งลักษณะ การเคลื่อนที่ (Kinematics) และแรงในระหว่างการเคลื่อนที่ด้วย (Kinetics) การวิเคราะห์การ เคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์การกีฬาโดยระบบจับการเคลื่อนไหวด้วยวีดีโอ (Optical Motion Capture Analysis) จึงเป็นพื้นฐานสำคัญ (Sigal et al., 2009) ระบบดังกล่าวจะใช้กล้องวีดีโอ บันทึกการเคลื่อนไหวของวัตถุและนิยมใช้ระบบที่มีตัวระบุตำแหน่ง (Marker – Bases System) ใน การเก็บข้อมูลการวิจัยหรือทำภาพเคลื่อนไหว (Animation) ซึ่งต้องใช้อุปกรณ์เฉพาะที่มีราคาสูง และเจ้าหน้าที่ทางเทคนิคเป็นผู้บันทึกภาพ ปัจจุบันระบบการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบระบุ

ตำแหน่งสามารถทำได้สองระบบ คือระบบสองมิติที่เป็นการเคลื่อนไหวบนระนาบแกน x และแกน y ส่วนระบบสามมิติมีการเพิ่มแกน z ซึ่งช่วยให้เห็นความลึกของวัตถุที่วิเคราะห์ (Borzikov et al., 2015) การติดตัวบอกตำแหน่งหรือมาร์กเกอร์ (marker) แบ่งเป็น 2 ประเภท คือ

1. ตัวบอกตำแหน่งแบบแอลลิตี (LED หรือ Active Marker) เป็นการบันทึกท่าทางการเคลื่อนไหวโดยการติดตัวบอกตำแหน่งที่เป็นหลอดแอลอีดีและใช้ความเข้มของแสงในการบันทึกข้อมูล

2. ตัวบอกตำแหน่งแบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective Marker หรือ Passive Marker) เป็นการใช้กล้องถ่ายภาพวิดีโอชนิดพิเศษในการติดตามตำแหน่งของตัวบอกตำแหน่งที่ติดอยู่ที่ส่วนของร่างกาย โดยใช้เลนส์รับแสงอินฟราเรดแล้วใช้แสงอินฟราเรดจากแหล่งกำเนิดแสงที่ติดไว้รอบกล้องถ่ายภาพ แสงจะสะท้อนที่ตัวบอกตำแหน่งทำให้เห็นเป็นจุดที่มีความเข้มของแสงมากกว่าบริเวณอื่น (นราธิป, ปฏิภาณ & พีระพงษ์, 2552) ภาพที่บันทึกได้จะเห็นเฉพาะตัวบอกตำแหน่งหรือโครงร่างกายตามตัวบอกตำแหน่งแบบสามมิติไม่เห็นเป็นภาพตัวคนหรืออุปกรณ์กีฬาโดยใช้โปรแกรมเฉพาะกับระบบกล้องในการวิเคราะห์ข้อมูลหรือทำเป็นโครงของร่างกาย เช่น โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Visual 3D Program) เป็นต้น ระบบกล้องที่สามารถบันทึกภาพสะท้อนแสงบนบกได้แก่ กล้องเครื่องหมายการค้า Qualisys, BTS Motion Analysis, Wilcon เป็นต้น ความเร็วในการบันทึกภาพตั้งแต่ 0 - 1,000 ภาพต่อวินาที ส่วนกล้องที่สามารถบันทึกภาพสะท้อนแสงใต้น้ำ ได้แก่ กล้องเครื่องหมายการค้า Qualisys เป็นต้น (สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา กรมพลศึกษา, 2557)

การเลือกชุดมาร์กเกอร์หรือตัวบอกตำแหน่งเป็นกระบวนการสำคัญที่ต้องพิจารณาจากตำแหน่งของข้อต่อหรือตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์ ดังนั้นการเลือกและการติดมาร์กเกอร์หรือตัวบอกตำแหน่งสำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวต้องกำหนดตำแหน่งส่วนของร่างกายที่สนใจศึกษาโดยใช้มาร์กเกอร์หรือตัวบอกตำแหน่งอย่างน้อย 3 ตัวและไม่อยู่บนเส้นตรงเดียวกันเพื่อมองเห็นการเคลื่อนไหวเชิงเส้นและเชิงมุมในส่วนของร่างกายที่ต้องการ มาร์กเกอร์หรือตัวบอกตำแหน่งที่ติดบนร่างกายหรือส่วนของร่างกายทั้งหมดต้องสามารถเห็นด้วยกล้องบันทึกการเคลื่อนไหวอย่างน้อย 2 ตัว นักชีวกลศาสตร์ต้องมีความแม่นยำและความชำนาญในการติดมาร์กเกอร์ให้เกิดการเคลื่อนที่ของผิวหนังน้อยที่สุดและไม่ขัดขวางการเคลื่อนไหวหรือการเปลี่ยนแปลงขณะเดียวกันก็ต้องไม่ทำให้กลุ่มตัวอย่างเกิดความรำคาญหรือเสียสมาธิขณะทำการเคลื่อนไหว หลังจากทำการตรวจสอบการติดตัวบอกตำแหน่งเรียบร้อยแล้ว



ภาพประกอบ 5 การติดตั้ง Plug - in - Gait marker placement

ที่มา: Razak et al (2008)

ปัจจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมีดังต่อไปนี้ (Richards, Thewlis & Hobbs, 2008)

1. ตำแหน่งและจำนวนของกล้อง ตำแหน่งของกล้องและจำนวนของกล้องแตกต่างกันไปตามรูปแบบงานวิจัย การเลือกชนิดของเลนส์กล้องและตำแหน่งการตั้งกล้องมีผลโดยตรงต่อปริมาณประสิทธิภาพ (Performance Volume) หรือพื้นที่การแสดงทักษะของนักกีฬา เนื่องจากสัมพันธ์กับความละเอียดของภาพ นักชีวกลศาสตร์ต้องจำกัดพื้นที่ให้น้อยและครอบคลุมที่สุดเพื่อให้กล้องสามารถจับภาพทักษะการเคลื่อนไหวตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดได้ทั้งหมด จำนวนกล้องที่ใช้ในการวิเคราะห์ขึ้นอยู่กับจำนวนมาร์กเกอร์และความซับซ้อนของทักษะที่ต้องการวิเคราะห์ การวัดการเคลื่อนไหวที่แบบสองมิติเป็นการศึกษาโดยใช้กล้องเพียงตัวเดียวและวางตำแหน่งของกล้องที่มองเห็นตำแหน่งที่สนใจเพียงระนาบเดียวซึ่งอาจเกิดความแปรปรวนในการวิเคราะห์ข้อมูลได้ ส่วนการวัดการเคลื่อนไหวที่แบบสามมิติเป็นการศึกษาโดยใช้กล้องอย่างน้อยสองตัวและจำกัดการเคลื่อนไหว ตำแหน่งการจัดวางกล้องที่สามารถมองเห็นตำแหน่งในการเคลื่อนไหวทั้งหมดควรเป็นมุมฉาก (90 องศา) เพื่อให้ได้ความถูกต้องมากที่สุด วอลทิง (Wolting, 1980) ทำการศึกษาเกี่ยวกับความหลากหลายของกล้องและวิธีการเคลื่อนที่ของตัวบอกตำแหน่งที่

ติดบนร่างกายในการวัดแบบสามมิติเพื่อศึกษาผลของการลดหรือเพิ่มจำนวนกล้องบนความถูกต้องของข้อมูลที่สร้างขึ้นพบว่าเมื่อมีการเพิ่มจำนวนกล้อง ข้อผิดพลาดในการคำนวณจะลดลงจำนวนและตำแหน่งของกล้องจึงส่งผลกระทบต่อกระบวนการระบุตำแหน่งในการติดตามเครื่องหมายและมีความแม่นยำในการคำนวณพิกัดสุดท้ายของตัวออกตำแหน่งอีกด้วย ดังนั้นนักชีวกลศาสตร์ต้องเลือกจำนวนกล้องให้สัมพันธ์กับงานที่จะวิเคราะห์ ปัจจุบันในห้องปฏิบัติการด้านชีวกลศาสตร์จะใช้กล้องอย่างน้อย 6 - 8 ตัวสำหรับการวิเคราะห์ทักษะของนักกีฬา

2. ความเร็วของกล้องและความเร็วของชัตเตอร์ ความเร็วของกล้องเป็นองค์ประกอบสำคัญในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเพราะทำให้ภาพมีความชัดเจนโดยใช้ความเร็วหรือความเร็วที่เหมาะสม การศึกษาและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของมนุษย์มีความเร็วของกล้องที่ 50 เฮิร์ตซ์ ส่วนความเร็วของชัตเตอร์คือระยะเวลาที่ชัตเตอร์เปิดอยู่ การศึกษาทั่วไปความเร็วของชัตเตอร์จะมีค่า $1/250$ วินาทีหรือสูงกว่าแต่ถ้าบันทึกภาพการเคลื่อนไหวที่มีความเร็วมากเช่นการวิ่ง ความเร็วของชัตเตอร์ที่ใช้ต้องมีค่าน้อย $1/1000$ วินาที

3. การทำงานประสานกันของกล้อง (Synchronizing the Cameras) การวัดแบบสามมิติหรือการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวที่มีกล้องอย่างน้อยสองตัว การบันทึกข้อมูลต้องทำพร้อมกันและรวบรวมให้เป็นข้อมูลเดียวกัน ข้อมูลทั้งหมดจะถูกรวบรวมเป็นภาพสามมิติของการเคลื่อนไหวได้ การบันทึกการเคลื่อนไหวของกล้องแต่ละตัวต้องทำงานที่เกิดขึ้นในเวลาเดียวกัน (Synchronize) พร้อมกันเป็นข้อกำหนดเพื่อรวบรวมมุมของกล้องแต่ละตัวให้ได้ทั้งหมดพร้อมกัน การเก็บรวบรวมข้อมูลจะแตกต่างกันในแต่ละระบบ เช่น ระบบแสง ระบบเสียงเตือน และสัญญาณจากคอมพิวเตอร์ในการทำการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวจากกล้องที่ทำการติดตั้งทั้งหมด

4. การสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพ (Calibration Image Space) เป็นสิ่งสำคัญสำหรับการบันทึกภาพการเคลื่อนไหวเพื่อสร้างภาพจำลองสามมิติ เป็นการสร้างจุดจากพื้นที่สามมิติเพื่อส่งไปยังอุปกรณ์ตรวจจับ (Sensor) ภาพของกล้องเพื่อหาค่ากำหนดการทำงานของกล้อง (Salvi, Armangue, Battle., 2002; Wei and Ma, 1994; Pribanic, Peharec & Medved, 2009) การสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพของกล้องใช้ตัวแปรสองแบบคือ ตัวแปรภายใน (Intrinsic Variables) และตัวแปรภายนอก (Extrinsic Variables) ปัจจุบันการปรับเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพที่นิยมใช้มีอยู่ด้วยกัน 3 รูปแบบ คือ

4.1 การสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพด้วยโครงหลักหรือกรอบพื้นที่ขนาดใหญ่ (Large Calibration Frame) เป็นการสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพที่ต้องการ

ศึกษาในพื้นที่ขนาดใหญ่โดยต้องติดตัวบอกตำแหน่งให้ครอบคลุมทั่วพื้นที่ การเพิ่มจำนวนตัวบอกตำแหน่งอาจต้องใช้เวลามากและทำได้ยากแต่เป็นวิธีการที่มีความแม่นยำและมีความน่าเชื่อถือสูง

4.2 การสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพด้วยไม้ (Calibration Wand)

เป็นการจับภาพการเคลื่อนไหวของตัวบอกตำแหน่งที่ติดอยู่กับไม้ เป็นวิธีที่สะดวกต่อผู้ใช้งานและนิยมนำมาใช้ในปัจจุบัน เรียกขั้นตอนนี้อีกอย่างว่า การกวาดไม้ (Wand Dancing) โดยทั่วไปใช้เวลาประมาณ 60 - 120 วินาที (Pribanic et al., 2009) โดยทำการแกว่งไม้ไปตามระนาบที่ตั้งฉากกับวัตถุที่จะเคลื่อนที่ให้ครอบคลุมทั่วพื้นที่ในการสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพ กล้องวางตั้งฉากกับระนาบการเคลื่อนไหว วิธีนี้ถูกพัฒนาขึ้นมาในช่วงหลังโดยการใช้ความยาวของไม้ในการคำนวณเพื่อกำหนดค่าการทำงานของกล้อง ความยาวของไม้จะกำหนดมาตราส่วนคงที่ (Scaling Factors: s) ของแกน X และแกน Y ได้โดยอ้างอิงจากสมการ (Robert, 2014)

$$\text{Scaling Factor} = \text{Actual Length} / \text{Digitizing Length}$$

$$\text{มาตราส่วนคงที่} = \text{ความยาวจริง} / \text{ความยาวของพิกัด}$$

การกำหนดค่าพิกัดให้มีความแม่นยำจากการใช้วิธีนี้ขึ้นอยู่กับจำนวนของตัวบอกตำแหน่งที่อยู่บนไม้และขั้นตอนในการปรับเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพรวมทั้งการใช้ขาตั้งสามฉาก (Three Orthogonal Wands) ในการระบุพิกัดเริ่มต้นด้วย (Pribanic et al., 2009)

4.3 การสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพด้วยแผ่นจานโลหะ (Calibrate Plate)

เป็นการจับภาพการเคลื่อนไหวที่ตัวบอกตำแหน่งติดกับแผ่นจานโลหะ ตัวบอกตำแหน่งในการวัดแบบสองมิติและสามมิติมีลักษณะแตกต่างกัน การสอบเทียบเครื่องมือวัดวิธีนี้จะทำการเคลื่อนเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพออกไปให้ครอบคลุมทั่วพื้นที่ของการสอบเทียบเครื่องมือวัด (Calibration Volume) ใช้เวลาประมาณ 60 – 120 วินาทีเช่นเดียวกันกับการสอบเทียบเครื่องมือวัดพื้นที่ภาพด้วยไม้

5.การเก็บรวบรวมข้อมูล (Data Capture) เมื่อกลุ่มตัวอย่างได้รับการติดตัว

บอกตำแหน่งและมีการตั้งกล้องเพื่อทำการสอบเทียบเครื่องมือวัดแล้วจะสามารถบันทึกการเคลื่อนไหวได้ การกำหนดจำนวนครั้งในการบันทึกการเคลื่อนไหวต้องมั่นใจว่าภาพที่บันทึกสามารถเป็นตัวแทนของทักษะที่ต้องการวิเคราะห์สำหรับนักกีฬาหรือกลุ่มตัวอย่างได้ อาจเก็บข้อมูลนักกีฬาที่มีทักษะสูงเช่นนักกีฬาทีมชาติน้อยกว่าการเก็บข้อมูลของนักกีฬาใหม่หรือผู้ที่เริ่มเล่นเนื่องจากการแสดงทักษะของนักกีฬาที่มีทักษะสูงจะมีความสม่ำเสมอมากกว่า หลังจากบันทึกข้อมูลเรียบร้อยแล้วจะเก็บข้อมูลในคอมพิวเตอร์ ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมีมากมาย เช่น VICON

(Jarrett et al., 1974) Elite (Ferrigno & Pedotti, 1985) และ Qualisys เป็นการรวบรวมข้อมูลลงในวิดีโอแล้วส่งไปยังตัวเก็บข้อมูลในคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกับระบบกล้องหรือระบบโทรทัศน์

6.การวิเคราะห์ข้อมูล (Data Analysis) การวิเคราะห์พิถีพิถันการเคลื่อนไหวของข้อต่อหรือส่วนของร่างกายที่สนใจรวมถึงการเคลื่อนไหวโดยรวมต้องกำหนดตัวแปรสำคัญในการวิเคราะห์เพื่อวางแผนการเก็บข้อมูล การวิเคราะห์และการนำเสนอข้อมูลที่เหมาะสม การนำเสนอข้อมูลตัวแปรทางคิเนเมติกส์สามารถนำเสนอในรูปแบบตัวเลข เช่น ค่ามุมสูงสุด ค่าความเร็วสูงสุด ค่ามุมเฉลี่ย ค่าความเร็วเฉลี่ย เป็นต้น หรือนำเสนอข้อมูลโดยใช้กราฟ เช่น กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วกับเวลา ส่วนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวพิถีพิถันของข้อต่อหรือส่วนของร่างกายนิยมใช้กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมกับมุมหรือความเร็วเชิงมุมกับความเร็วเชิงมุม (Phase Plot) ข้อมูลจากการเก็บรวบรวมข้อมูลจะประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวน (Noise) ซึ่งมาจากความคลาดเคลื่อนที่มีความถี่สูง (High Frequency Errors) ต้องทำความสะอาดหรือทำข้อมูลให้เรียบ (Smooth Data) เป็นการปรับค่าข้อมูลดิบให้เป็นค่าที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์ตัวแปร การทำความสะอาดข้อมูลทางชีวกลศาสตร์นิยมใช้เทคนิคทางคณิตศาสตร์ เช่น Digital Filters ถ้าทำข้อมูลไม่เหมาะสมอาจทำให้สัญญาณรบกวน (Noise) ยังมีอยู่มากหรือถ้าทำมากเกินไปอาจทำให้ข้อมูลจริงหายไปได้ (ชัยพัฒน์, 2016)

การศึกษาเพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์มีการสร้างแบบจำลองการเคลื่อนไหว แบ่งออกเป็น

1.แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์สองมิติอย่างง่ายของชิ้นส่วนเดียว เป็นหลักกลศาสตร์สำคัญในแบบจำลองชีวกลศาสตร์อย่างง่ายโดยมีการสมมติร่างกายมนุษย์เป็นลักษณะของวัตถุที่แข็งเกร็ง (Rigid Body) เมื่อมีแรงมากระทำจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง การใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์จะใช้หลักการสมดุลของแรงและโมเมนต์สำหรับพิจารณาแรงที่กระทำต่อข้อต่อ (Joint) ของส่วนของร่างกาย เช่น ข้อมือ ข้อศอก ข้อไหล่ ข้อกระดูกสันหลัง เป็นต้น ผลรวมของแรงที่กระทำต่อวัตถุในมิติหนึ่งจะมีค่าเป็นศูนย์หากวัตถุไม่มีการเคลื่อนที่และผลรวมของโมเมนต์จะมีค่าเป็นศูนย์เมื่อวัตถุมีการหมุนรอบจุดหมุน

2.แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์สองมิติอย่างง่ายของร่างกายสองส่วนที่อยู่ในระดับ เป็นการวิเคราะห์และประมาณแรงกระทำที่เกิดกับข้อต่อส่วนของร่างกาย โดยเริ่มจากจุดของแรงกระทำภายนอกหรือแรงที่มาจากวัตถุในมือไปยังส่วนของร่างกายจนถึงส่วนสุดท้ายของร่างกายคือเท้า ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์ประกอบด้วย ข้อมูลน้ำหนักของส่วนของร่างกาย (Segmental Weight) ความยาวแต่ละส่วนของร่างกาย (Segmental Length) จุดศูนย์กลางมวล

(Mass Center of Body Segment) และท่าทางหรือตำแหน่งของร่างกาย (Posture) แต่ข้อเสียของการใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์อย่างง่ายในการวิเคราะห์แรงและโมเมนต์พบว่ายังมีความถูกต้องน้อยเพราะมีค่าต่างจากความจริงอยู่มากเนื่องจากไม่ได้มีการพิจารณาแรงกระทำที่เกิดจากกล้ามเนื้อซึ่งเป็นแรงภายในของร่างกาย

3.แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ทั้งร่างกายแบบท่อน เป็นการจำลองร่างกายของมนุษย์เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวโดยการคำนวณแรงกระทำ โมเมนต์หรือทอร์กที่จุดส่วนของร่างกาย ประกอบด้วย แขนส่วนปลายและมือ (Forearm and Hand) แขนส่วนบน (Upper Arm) ศีรษะ คอ และลำตัว (Head Neck and Trunk) ขาสส่วนบน (Upper Leg) ขาสส่วนล่าง (Lower Leg) และเท้า (Foot) โดยสมมติให้แต่ละชิ้นส่วนเป็นวัตถุที่แข็งเกร็ง (Rigid Body) ข้อต่อทั้ง 6 จุด ประกอบด้วย ข้อศอก หัวไหล่ คอ สะโพก หัวเข่าและข้อเท้า การศึกษาการเคลื่อนที่โดยการวิเคราะห์แรงหรือโมเมนต์จะเริ่มจากจุดของแรงกระทำที่เกิดจากภายนอกซึ่งอาจเริ่มต้นจากมือหรือเท้าก็ได้จากนั้นแยกส่วนของร่างกายโดยเขียนแผนภาพเพื่อแสดงสมดุลของแรงและโมเมนต์ที่แต่ละส่วนของร่างกายเพื่อหาค่าแรงปฏิกิริยา (Reaction Force) และโมเมนต์ (Moment) ที่จุดต่อของร่างกายทั้งหมดได้ ข้อมูลสำคัญที่ใช้ในการวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ ประกอบด้วย

1. ขนาดสัดส่วนของร่างกาย (Anthropometry)
2. ข้อมูลน้ำหนักของแต่ละส่วนของร่างกาย (Body Segment Weight)
3. ข้อมูลแสดงจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละส่วนของร่างกาย (Body Segment Locations of Center of Mass)
4. ข้อมูลท่าทางของร่างกาย (Posture)
5. ข้อมูลของแรงกระทำจากภายนอก (External Force)

4.แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ที่พิจารณาผลกระทบจากแรงภายใน เป็นผลจากการทำงานของกล้ามเนื้อ การใช้แรงจากกล้ามเนื้อ การศึกษาการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวนักกีฬาจำเป็นต้องใช้ความรู้ทางชีวกลศาสตร์เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวนักกีฬารองการจริงและนำมาวิเคราะห์ทักษะความสามารถของนักกีฬา นอกจากนี้ยังศึกษาได้จากการบันทึกภาพจากวิดีโอความเร็วสูงเนื่องจากการเคลื่อนไหวนักกีฬาเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วจนสายตามนุษย์ไม่สามารถมองเห็นได้ทันและมีความซับซ้อนมากขึ้น เพื่อให้เข้าใจปัญหาและข้อแก้ไขเพื่อปรับปรุงส่งเสริมทักษะให้สูงขึ้นต้องกำหนดขั้นตอนการวิเคราะห์เชิงกลศาสตร์ไว้ล่วงหน้า (Northip, 1983)

1. การทำความเข้าใจถึงลักษณะการแสดงความสามารถของทักษะและความแตกต่างระหว่างบุคคลในการแสดงทักษะจะทำให้ปรับปรุงความสามารถในการแสดงทักษะให้เหมาะสม ต้องใช้ศิลปะในการถ่ายทอดและวิทยาศาสตร์ในการประยุกต์ความรู้สู่การปฏิบัติ

2. การแบ่งขั้นตอนของการแสดงทักษะ เพื่อให้เข้าใจถึงลำดับก่อนการหลังในการวิเคราะห์ทั่วไป การแสดงออกทักษะอาจแบ่งออกได้ดังนี้

2.1 ทำยืน (Stance)

2.2 ระยะเตรียมตัว (Preparation Phase)

2.3 ระยะการเคลื่อนไหว (Movement Phase)

2.4 ระยะติดตามการเคลื่อนไหว (Follow Through Phase)

2.5 ระยะการฟื้นตัวกลับสู่ปกติ (Recovery Phase)

7. การประมวลผลข้อมูล การรายงานผลเริ่มจากการอธิบายการเก็บข้อมูลด้วยระบบวิดีโอและการจัดการกับอุปกรณ์ที่จำเป็นสำหรับการเก็บข้อมูล จากนั้นจึงอธิบายกระบวนการในการจัดการข้อมูลประกอบด้วยการเปลี่ยนแปลงข้อมูลให้เป็นข้อมูลดิจิทัล (Digitization) การวิเคราะห์ข้อมูลและการแปลผลก่อนจะเขียนรายงานผล (ปนัดดา, 2560)

การบาดเจ็บของร่างกายในกีฬาเทนนิส

เทนนิสเป็นกลุ่มกีฬาที่ต้องใช้อุปกรณ์ในการเล่นคือไม้เทนนิสร่วมกับการนำส่วนของร่างกายทั้งหมดมาบูรณาการในการเคลื่อนที่ซึ่งมีความสำคัญในการถ่ายแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ไปยังไม้เทนนิสผ่านลำตัวและรยางค์ส่วนบนของร่างกายให้มีประสิทธิภาพในรูปแบบการขว้างเหนือศีรษะ (Throwing Motion) ที่ประกอบด้วยชุดการเคลื่อนไหวของการใช้คิเนติกส์การหมุนส่วนของร่างกายร่วมกับข้อต่ออย่างเป็นลำดับ คิเนติกส์ของรยางค์ส่วนล่างจะช่วยนำคิเนติกส์ของรยางค์ส่วนบนในการสร้างโมเมนตัมของร่างกายผ่านไม้เทนนิสอย่างสัมพันธ์กัน (Ikram, Naushad, & Fuzail, 2016) องค์ประกอบเหล่านี้จึงมีรายละเอียดที่เกี่ยวข้องกับลักษณะเฉพาะของการบาดเจ็บ (Iwamoto et al., 2016) ตามทฤษฎีการส่งผ่านแรง กล้ามเนื้อและเอ็นเป็นส่วนสำคัญในการเพิ่มความมั่นคงและการดูดซับแรง การเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของเอ็นและกล้ามเนื้อทำให้ความยืดหยุ่นในการเคลื่อนที่เปลี่ยนไปเกิดการส่งผ่านแรงที่ไม่เหมาะสม การส่งผ่านแรงไปตามข้อต่อมากเกินไปในระดับที่เนื้อเยื่อทนได้จะทำให้เกิดการบาดเจ็บขึ้นทำให้มีการใช้งานมากเกินไปและเกิดการบาดเจ็บ (อังคณา, 2559) ลักษณะที่ซับซ้อนของกลไกการเคลื่อนไหวเหนือศีรษะในการเสิร์ฟทำให้เกิดแรงกระทำที่ข้อต่อมากเกินไปโดยเฉพาะที่ข้อต่อของรยางค์ส่วนบน

งานวิจัยก่อนหน้านี้ได้แสดงเกี่ยวกับระบาดวิทยาของการบาดเจ็บในกีฬเทนนิส พบว่าการบาดเจ็บแบบเฉียบพลันเกิดขึ้นในร้อยละส่วนล่างของร่างกายมากที่สุด ร้อยละ 31 - 67 โดยส่วนใหญ่พบที่บริเวณข้อเท้าและต้นขา ในขณะที่การบาดเจ็บแบบเรื้อรังที่เกิดจากการใช้งานมากเกินไป (Overuse Injury) พบและเกิดขึ้นได้บ่อยในร้อยละส่วนบนของร่างกาย ร้อยละ 20 - 49 และบริเวณลำตัว ร้อยละ 3 - 21 การบาดเจ็บของร้อยละส่วนบนที่พบมากที่สุดคือบริเวณข้อต่อหัวไหล่และข้อต่อข้อศอก ส่วนการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างเป็นการบาดเจ็บของร่างกายส่วนกลาง การบาดเจ็บที่พบมากที่สุดคือกล้ามเนื้อฉีกขาด การอักเสบของกล้ามเนื้อและการแพลง (Joshua, 2015) และมีงานวิจัยเพียงจำกัดเกี่ยวกับการบาดเจ็บของการพลิกข้อเท้าเข้าด้านในของนักกีฬเทนนิส (Iwamoto et al., 2016)

จากรูปแบบการเสิร์ฟเทนนิสที่เป็นการส่งผ่านแรงจากเท้าขึ้นทำให้เกิดแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) กระทำต่อข้อเท้า ข้อเข่า ผ่านร้อยละส่วนล่างไปยังลำตัว หัวไหล่ ข้อศอก สิ้นสุดที่มือและข้อเท้าโดยมีอัตราส่วนของแรงจากขาและลำตัวมากกว่า ถ้านักเทนนิสพยายามใช้กล้ามเนื้อรอบข้อต่อหัวไหล่ซึ่งเป็นอวัยวะส่วนปลายของร่างกาย (Distal Segment) มากขึ้นจะทำให้รูปแบบการเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟเป็นการทำงานที่ไม่เป็นไปตามบทบาทหน้าที่ของกล้ามเนื้อ ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเสิร์ฟเทนนิสและเกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บในลักษณะการใช้งานมากเกินไป (Overuse Injury) การบาดเจ็บจากการใช้งานมากเกินไปยังเป็นผลมาจากการทำงานร่วมกับความซับซ้อนระหว่างปัจจัยเสี่ยง เช่น อายุ เพศ การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อและความไม่สมดุล การใช้อุปกรณ์ที่ไม่ดี จำนวนของการฝึกในรูปแบบเดิมซ้ำ และการใช้แรงกระทำบริเวณข้อต่อ (แรงและทอร์ก) ของร้อยละส่วนบนมากเกินไป (Martin et al., 2012) สิ่งเหล่านี้ส่งผลทำให้เกิดการบาดเจ็บในระดับเซลล์และเนื้อเยื่อ (McCurdie et al., 2017)

นอกจากนี้ยังพบว่าการเสิร์ฟเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของลำตัวด้วยความเร็วสูง มาร์ติน (Martin, 2014) กล่าวว่าลำตัวเป็นส่วนกลางของร่างกายในการถ่ายโอนพลังงานจากรายละเอียดส่วนล่างเพื่อส่งแรงไปยังร้อยละส่วนบน การศึกษาก่อนหน้านี้แสดงสาเหตุที่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บมาจากการทำงานที่ผิดปกติของกล้ามเนื้อและมีการรายงานว่าการหมุนที่เกิดขึ้นบริเวณลำตัวอย่างรวดเร็วและเกิดซ้ำบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวระหว่างการตีเทนนิสในรูปแบบการตีลูกกระดอนพื้น (Groundstroke) และการเหยียดที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) ในการเสิร์ฟเทนนิสทำให้เกิดความเค้น (Stress) ของกล้ามเนื้อหลัง การทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวส่วนล่างแสดงการหดตัวในระดับสูงอย่างชัดเจนในการเสิร์ฟเนื่องจากมีแรงกระทำเกิดขึ้นบนกระดูกสันหลังในช่วงปลายของการเงยไม้เพื่อเคลื่อนที่ไปทางด้านหลังของลำตัวส่งผลให้กระดูกสัน

หลังมีการงอออกไปทางด้านข้างเพื่อเร่งความเร็วของไม้เทนนิสก่อนที่จะกระทบกับลูกเทนนิสพร้อมกับการหมุนกลับของกระดุกสันหลังส่วนเอวอย่างรวดเร็วทำให้เกิดการเหยียดที่มากกว่าปกติในผู้ถนัดมือขวา นอกจากเกิดแรงบีบอัด (Compression Load) อาจเกิดแรงเฉือน (Shear Force) บนกระดุกสันหลังส่วนเอว การเคลื่อนไหวรูปแบบนี้ทำให้เกิดการถ่ายโอนแรงของทอร์คไปยังกระดุกสันหลัง (Chow et al., 2009) และมีแรงกระทำที่กระดุกสันหลังมากถึง 3,000 นิวตัน

ชีทและคณะ (Sheet et al., 2011) ทำการเปรียบเทียบคิเนติกส์ของลำตัวระหว่างทักษะการเสิร์ฟทั้งสามรูปแบบพบว่าการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินมีการใช้รูปแบบตำแหน่งและปริมาณของแรงขนาดใหญ่บริเวณหัวไหล่ร่วมกับทอร์คบริเวณหลังในการเคลื่อนที่ทำให้เกิดการรวมแรงที่บริเวณหลังมากทำให้เสี่ยงต่อการบาดเจ็บมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับการเล่นในรูปแบบอื่น ส่วนโค้งของหลัง (Back Arch) มีความสำคัญต่อการบิดหมุนลำตัวในการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินเพราะไม่เพียงช่วยในการบิดของลำตัวแต่ยังช่วยให้ไม้เทนนิสสามารถเคลื่อนที่ลงไปถึงบริเวณก้นกบเกิดการสร้างพื้นที่มากขึ้น จากการวิเคราะห์รูปแบบการเล่นการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินพบว่าอาจเกิดจากการรวมของจุดกระทบบริเวณส่วนกลางทางด้านหลัง (Posteromedial) และการเพิ่มความเร็วเชิงเส้นของไม้เทนนิสในแนวตั้งและแนวนอนที่สูงขึ้นระหว่างการเสิร์ฟทำให้มีส่วนในการเพิ่มความเครียดที่กล้ามเนื้อหลัง (Erector Spinae) โดยเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อหน้าท้องด้านข้าง (Internal Oblique, External Oblique) และกล้ามเนื้อหน้าท้องด้านหน้า (Rectus Abdominis) ในด้านตรงข้าม อาการปวดหลังส่วนล่าง (Low Back Pain) เป็นกลุ่มอาการที่พบบ่อยในนักกีฬาที่ทำการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินและพบว่าแรงกระทำบนกระดุกสันหลังที่เพิ่มมากขึ้นในระหว่างการเสิร์ฟทำให้ความเร็วของไม้เทนนิสในระยะเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีศักยภาพเพิ่มขึ้นก่อนที่ลูกเทนนิสจะกระทบกับไม้เทนนิสพร้อมกับการหมุนกลับของกระดุกสันหลังส่วนเอวอย่างรวดเร็วทำให้เกิดการถ่ายโอนแรงของแรงทอร์คไปยังส่วนกระดุกสันหลัง เมื่อไม้เทนนิสเคลื่อนที่ไปทางด้านหลังของร่างกาย กระดุกสันหลังเกิดการงอเกร็งไปทางด้านข้างและมีการเหยียดที่มากกว่าปกติในท่าแอ่นหลังแต่อาจเคลื่อนมาทางด้านหน้าซึ่งจะเห็นชัดในท่าองหลัง การเคลื่อนที่ของกระดุกสันหลังมักพบบริเวณ L4 - L5 และอาจเคลื่อนกดทับรากประสาททำให้มีอาการปวดขา (วรรณวนิช, 2020) ความเสี่ยงของการบาดเจ็บที่กระดุกสันหลังอาจเพิ่มสูงขึ้นในนักเทนนิสที่มีระดับทักษะแตกต่างกัน

การศึกษาของโจชัวและคณะ (Joshua, Todd, Asheesh, & David, 2015) รายงานการบาดเจ็บเรื้อรังบริเวณหลังส่วนล่าง (Low Back Pain) ในนักเทนนิสจำนวน 34 คน และการบาดเจ็บเฉียบพลันบริเวณกระดุกสันเอวในนักเทนนิสจำนวน 11 คน จาก 38 คน การบาดเจ็บ

บริเวณหลังส่วนล่างนำไปสู่การดึงของกล้ามเนื้อต้นขาด้านหลัง (Hamstring Muscles) และด้วยข้อจำกัดในการหมุนของสะโพก ผลที่ตามมาจากการบาดเจ็บที่บริเวณหลังส่วนล่างในนักกีฬาเทนนิสคือการฉีกขาดของกล้ามเนื้อด้านข้างกระดูกสันหลัง การแพลงของเส้นเอ็น การบาดเจ็บของกระดูกสันหลังส่วนเอวและการฉีกขาดของกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Abdominal Muscle Strain) ซึ่งเป็นหนึ่งในการบาดเจ็บที่พบมากที่สุดและสัมพันธ์กับทักษะเฉพาะของการเล่นเทนนิสเพราะกล้ามเนื้อหน้าท้องมีบทบาทสำคัญในการเคลื่อนที่ของการเสิร์ฟ นักเทนนิสเยาวชนโดยเฉพาะผู้ที่ใช้กระดูกสันหลังมากเกินไปอาจเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่บริเวณหลังส่วนล่างในรูปแบบการใช้พื้นฐานการเหยียด (Extension - Based) โดยทำให้เกิดการเหยียดที่มากกว่าปกติในระหว่างการเสิร์ฟโดยเฉพาะการเสิร์ฟในรูปแบบการหมุนแบบคิกทอปสปิน เซียงและคณะ (Ching - Cheng et al., 2016) พบการบาดเจ็บที่พาร์ (Pars Injuries) และข้อต่อกระดูกสันหลังเสื่อม (Facet Joint Arthroses) ที่บริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่างซึ่งส่วนใหญ่พบในนักเทนนิสเยาวชนมือสมัครเล่น (John et al., 2009)

การใช้หลักการทางชีวกลศาสตร์มีบทบาทในการครอบคลุม ป้องกันและจัดการการบาดเจ็บซึ่งมีสาเหตุจากการเล่นกีฬา ดังนั้นการปรับเปลี่ยนทางชีวกลศาสตร์จึงเป็นประโยชน์ในการป้องกันการบาดเจ็บซ้ำและมีความสำคัญในการให้เกิดแรงตีที่เหมาะสมในการเล่นเทนนิส การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่มีแบบแผนช่วยให้ความมั่นคงของแนวการเคลื่อนไหวและทำให้เกิดการเชื่อมโยงประสานกันของโครงสร้างร่างกายเกิดการรวมแรงส่งผลให้มีแรงมากโดยร่างกายมีการออกแรงน้อย (อังคณา, 2559) การเข้าใจหลักการและการวิเคราะห์ท่าทางการเคลื่อนไหวของร่างกายเป็นพื้นฐานสำคัญในการพัฒนาด้านชีวกลศาสตร์ซึ่งมักอ้างถึงการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อของร่างกาย (Joint Motion) ที่ทำให้มีการเคลื่อนไหวเพื่อการทำกิจกรรมหรือออกกำลังกายได้เป็นอย่างดีและทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บทางการกีฬาน้อยลง (Elliott, 2005) แต่หากเกิดการเคลื่อนไหวในท่าทางที่ไม่เหมาะสมหรือมีการทำซ้ำต่อเนื่องกันเป็นเวลานานจะส่งผลต่อความสามารถในการใช้แรงของร่างกายและสัมพันธ์กับการใช้พลังและการเร่งความเร็วที่ต้องการ ในที่สุดจะส่งผลต่อการบาดเจ็บของร่างกายโดยเฉพาะส่วนเนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้องกับระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ (Musculoskeletal Disorder: MSD) (นริศ, 2547)

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. กลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain)

งานวิจัยของกิลเมอร์และคณะ (Gabrielle, Jessica, & Gretchen, 2018) ศึกษาเพื่อประเมินผลและตรวจสอบผลกระทบจากความไม่มั่นคงของหลังส่วนล่าง - กระดูกเชิงกราน -

สะโพก (LPHC) การเรียงลำดับการใช้ส่วนของร่างกายและความเร็วสูงสุดขณะเคลื่อนไหวในรูปแบบการขว้างเหนือศีรษะของนักกีฬาซอฟต์บอลจำนวน 50 คน แบ่งเป็นนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยและสมาคมกีฬาแห่งชาติจำนวน 18 คน ระดับมัธยมจำนวน 17 คนและระดับเยาวชนจำนวน 15 คน ประเมินความมั่นคงของหลังส่วนล่าง – กระดูกเชิงกราน - สะโพก (LPHC) โดยทดสอบการทำสควอตขาเดียว (Single Leg Squat; SLS) สมมติฐานในการศึกษาคือกลุ่มที่ไม่มีความมั่นคงของหลังส่วนล่าง – กระดูกเชิงกราน - สะโพก (LPHC) แสดงการจัดลำดับส่วนของร่างกายไม่เหมาะสมและมีความเร็วลดลง กลุ่มตัวอย่างทำการขว้างลูกบอลไปตำแหน่งเป้าหมายที่มีระยะทาง 60 ฟุต (18.3 เมตร) ด้วยแรงสูงสุดจำนวน 3 ครั้งโดยเท้าข้างหนึ่งอยู่ที่ฐาน การบันทึกข้อมูลทางคิเนติกส์ใช้แม่เหล็กไฟฟ้าที่ติดมาร์กเกอร์ตามร่างกายจำนวน 11 จุด การวิเคราะห์การขว้างแบ่งเป็น 4 ระยะคือ ระยะเท้ากระทบพื้น ระยะการหมุนหัวไหล่ออกด้านนอกสูงสุด ระยะการปล่อยบอลและระยะการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในสูงสุด จากการศึกษาไม่พบความแตกต่างของความเร็วเชิงมุมและความเร็วเชิงเส้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และไม่พบความแตกต่างของการเรียงลำดับส่วนของร่างกายอีกด้วย ผลการศึกษานี้ปฏิเสธสมมติฐานและพบว่าทุกช่วงอายุและกลุ่มที่มีความมั่นคงของหลังส่วนล่าง – กระดูกเชิงกราน - สะโพก (LPHC) มีการเรียงลำดับการใช้ส่วนของร่างกายเหมาะสม กระดูกเชิงกรานและลำตัวมีค่าความเร็วสูงสุด (Chalmers et al., 2017; Sgrol et al., 2015) นอกจากนี้นักกีฬาทั้งหมดยังแสดงการแยกการทำงานของลำตัวและต้นแขนน้อยที่สุด นักกีฬาที่ไม่มีความมั่นคงของหลังส่วนล่าง – กระดูกเชิงกราน - สะโพก (LPHC) มีค่าเวลาความเร็วเชิงมุมสูงสุดบริเวณสะโพกและลำตัวขณะที่นักกีฬาที่มีความมั่นคงของหลังส่วนล่าง – กระดูกเชิงกราน - สะโพก (LPHC) มีเวลาในการใช้ความเร็วเชิงมุมของสะโพกและลำตัวแตกต่างกันและการเรียงลำดับส่วนของร่างกายในแต่ละกลุ่มไม่ต่างกันจึงคาดการณ์ว่าอาจเกิดการชดเชยในระหว่างการขว้างเพื่อรักษาความสมบูรณ์ของโซ่คิเนติกส์

งานวิจัยของมาร์ตินและคณะ (Martin, Bideau, Ropars, & Delamarche, 2013) ทำการศึกษาเพื่อวิเคราะห์และเปรียบเทียบคิเนติกส์ของข้อต่อร่างกายส่วนบนกับประสิทธิภาพการเสิร์ฟโดยพิจารณาความสัมพันธ์ที่อาจเกิดการบาดเจ็บจากการใช้งานมากเกินไป การศึกษาใช้กลุ่มตัวอย่างที่ประกอบด้วยนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพจำนวน 11 คนและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นจำนวน 7 คนทำการติดมาร์กเกอร์ที่ร่างกายจำนวน 38 จุดและไม้เทนนิสอีก 5 จุดและทำการเสิร์ฟในรูปแบบฟเลตจำนวน 5 ครั้งให้ลงในสนามทางด้านขวา หลังจากนั้นทำการถ่ายภาพเพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหว จากการศึกษาพบว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการใช้แรงและทอร์กบริเวณหัวไหล่และข้อศอกสูงกว่านักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นแต่ไม่พบความแตกต่างบริเวณข้อมือ

ทั้งสองกลุ่ม แสดงให้เห็นว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีประสิทธิภาพในการเสิร์ฟมากกว่านักกีฬาสมัครเล่น ในขณะที่นักกีฬาเทนนิสสมัครเล่นมีความเสี่ยงที่จะเกิดอาการบาดเจ็บจากการอักเสบของน้ำในข้อต่อ การฉีกขาดของเส้นใยกล้ามเนื้อและการกระแทกบริเวณฝ่ามือด้านใน มากกว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ

การศึกษาของคริสติน่าและเอนริเก้ (Cristina & Enrique, 2009) เพื่อหารูปแบบการส่งพลังงานจลน์โดยจำลองรูปแบบกลไกของร่างกายและสร้างเครื่องมือที่ช่วยในการประเมินเทคนิคเฉพาะบุคคลของนักกีฬาเทนนิสโดยศึกษาในนักกีฬาเทนนิสหญิงลำดับที่ 40 และ 60 ของสมาคมนักเทนนิสอาชีพหญิง (WTA) และทำการเสิร์ฟในรูปแบบแฟลตจำนวน 15 ครั้งให้ลงในตำแหน่งเป้าหมายที่ผู้เล่นแต่ละคนแจ้งไว้ ในการศึกษานี้มีตัวบอกตำแหน่งจำนวน 28 ตำแหน่ง ค่าในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้คือความเร็วลูกบอลและพลังงานจลน์ของส่วนของร่างกาย จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์การกำหนดค่าเชิงตัวเลขพบความแตกต่างค่าความสัมพันธ์ของการเพิ่มและการลดพลังงานจลน์ในแต่ละส่วนของร่างกายกับช่วงเวลาอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 จากการศึกษาพบความเร็วเฉลี่ยของลูกบอลคือ 41.9 เมตรต่อวินาที และ 38.1 เมตรต่อวินาที ตามลำดับ จากการวิเคราะห์ไม่พบพลังงานจลน์สูงสุดบริเวณแขนส่วนบนในผู้เล่นทั้งสองคน ผู้เล่นคนที่หนึ่งมีค่าเฉลี่ยการหมุนแขนออกด้านนอกสูงสุด (MER) อยู่ที่ -0.075 ± 0.009 ก่อนการกระทบไม้และค่าพลังงานจลน์สูงสุดของแขนส่วนบนมีค่า 0.106 ± 0.006 วินาที ผู้เล่นคนที่สองมีค่าเฉลี่ยของการหมุนแขนออกด้านนอกสูงสุด (MER) อยู่ที่ -0.116 ± 0.005 ก่อนกระทบไม้และค่าพลังงานจลน์สูงสุดของแขนส่วนบนมีค่า 0.098 ± 0.006 วินาที แสดงให้เห็นว่าผู้เล่นคนที่หนึ่งมีการหมุนแขนออกด้านนอกสูงสุด (MER) ตามด้วยพลังงานจลน์สูงสุดที่แขนส่วนบนและพบความสัมพันธ์ในการถ่ายโอนพลังงานระหว่างการลดความเร่งของต้นขาและลำตัวและมีการเพิ่มความเร่งของแขนส่วนปลายและแขนส่วนต้น ในขณะที่ผู้เล่นคนที่สองมีการหมุนแขนออกด้านนอกสูงสุด (MER) ในช่วงแรกตามด้วยค่าพลังงานจลน์สูงสุดของแขนส่วนบนและพบความสัมพันธ์ในการถ่ายโอนพลังงานจลน์จากรยางค์ส่วนล่างไปยังแขนส่วนต้นและแขนส่วนปลาย ข้อเท็จจริงนี้สนับสนุนแนวคิดที่ว่าต้องนำเทคนิคส่วนบุคคลมาพิจารณาในการประเมินประสิทธิภาพ จากสิ่งที่เกิดขึ้นนี้อาจแนะนำได้ว่าการถ่ายโอนพลังงานในช่วงสุดท้ายมีการใช้พลังงานของทรวงอกและแขนส่วนต้นลดลงโดยมีความสัมพันธ์เชิงบวก มือกับไม้เทนนิสและรยางค์ส่วนล่างเพิ่มขึ้นโดยมีความสัมพันธ์ในเชิงลบและพบว่าผู้เล่นคนที่หนึ่งมีความเร็วลูกเทนนิสสูงกว่าผู้เล่นคนที่สองโดยรูปแบบการตีของผู้เล่นคนที่หนึ่งแสดงให้เห็นว่าเทคนิคของผู้เล่นที่อยู่บนพื้นฐานการส่งผ่านพลังงานระหว่างส่วนของร่างกาย โดยเฉพาะลำตัวที่มีการใช้พลังงานลดลงและมีการใช้พลังงานเพิ่มขึ้นในช่วงการเร่งความเร็ว ส่วน

ผู้เล่นคนที่สองแสดงให้เห็นว่าเป็นการเลิฟที่ดีโดยอยู่บนพื้นฐานของการใช้ความแรงสูงสุดของแขน ส่วนปลายและมีการควบคุมการเหยียดและการงอของรยางค์ส่วนล่างที่ดี สรุปได้ว่าโดยผู้เล่นคนที่สองมีรูปแบบการตีเชิงเส้นตรงในขณะที่ผู้เล่นคนที่หนึ่งใช้เทคนิคการหมุนได้ดี

ฮิราชิมะและคณะ (Hirashima, Yamane, Nakamura, & Ohtsuki, 2008) ศึกษาการสร้างความเร็วเชิงมุมที่ข้อต่อในนักกีฬาเบสบอลจากการประสานสัมพันธ์ของทอร์คที่ข้อต่อและความเร็วที่ขึ้นอยู่กับทอร์คในรูปแบบการขว้างเหนือศีรษะโดยใช้ส่วนของร่างกายประกอบด้วย ลำตัว แขนส่วนบน แขนส่วนปลายและมือที่มี 13 องศาอิสระ การวิเคราะห์การเร่งความเร็วแบบเหี่ยวนำถูกนำมาใช้เพื่อตรวจสอบความเร่งที่เกิดจากทอร์คโดยการคูณแบบผกผันของเมทริกซ์ความเฉื่อยกับทอร์ค จากการศึกษาพบการเคลื่อนไหวของข้อต่อที่จุดเกาะต้นเป็นการเคลื่อนลำตัวไปด้านหลัง การหมุนลำตัวไปทางด้านซ้ายและการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน ซึ่งเกิดจากการเร่งความเร็วโดยทอร์คที่ข้อต่อนั้น ขณะที่การเคลื่อนไหวข้อต่อส่วนปลายเป็นการเหยียดข้อศอกและงอข้อมือซึ่งเกิดจากการเร่งความเร็วโดยขึ้นอยู่กับทอร์คเป็นส่วนใหญ่ ผลการศึกษาแสดงความเร็วเชิงมุมของลำตัวและแขนส่วนบนสร้างทอร์คโดยขึ้นอยู่กับความเร็ว การเร่งความเร็วในการเหยียดข้อศอกเป็นผลให้ความเร็วเชิงมุมของข้อต่อข้อศอกและแขนส่วนปลายเพิ่มขึ้น และยังเร่งการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในในช่วงเวลาสั้นขณะปล่อยลูกบอล ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่านักกีฬาเบสบอลมีการเร่งความเร็วจากการหมุนข้อศอกส่วนปลายและข้อมือโดยใช้ทอร์คที่ขึ้นอยู่กับความเร็วที่เกิดจากการสร้างทอร์คของลำตัวส่วนบนและข้อต่อหัวไหล่ในช่วงแรก และยังสรุปการใช้กลไกโซ่คิเนติกส์ในการขว้างเหนือศีรษะที่เกิดจากการใช้ลำตัวและสะสมเพื่อให้เกิดการขว้างในระยะไกลทันทีรวมทั้งการใช้รยางค์ส่วนแขนและขาได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ยังได้พัฒนาวิธีการเพื่อตรวจสอบสาเหตุและผลกระทบจากการทำงานแบบโซ่คิเนติกส์ที่เป็นสาเหตุสำคัญเพื่อให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์สำหรับนักกีฬาที่ใช้ทักษะรูปแบบการขว้างในการเล่นกีฬา

2. การไหลของพลังงาน (Energy Flow)

มิชาลินาและคณะ (Michalina et al., 2019) ศึกษาการไหลของพลังงานกลระหว่างส่วนของร่างกายในทักษะการเคลื่อนไหวแบบการขว้างเหนือศีรษะในกรีฑาประเภทลานที่ประกอบด้วยท่าทุ่มน้ำหนัก การขว้างจักรและการพุ่งแหลนเพื่อระบุวิธีวิเคราะห์การไหลของพลังงานกลระหว่างส่วนของร่างกายโดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์กำลังส่วนของร่างกายจากรยางค์ส่วนล่างไปยังลำตัวและรยางค์ส่วนบน กลุ่มตัวอย่างเป็นนักกรีฑาลานทีมชาติของประเทศโปแลนด์ทั้งสามประเภทโดยทำการวัดสัดส่วนของร่างกาย ติดตั้งมาร์กเกอร์จำนวน 34 จุดและแผ่นวัดแรงจำนวน 3 แผ่นในการหาค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) และดำเนินการในห้องปฏิบัติการใน

ร่วมที่พัฒนาเพื่อศึกษาทางชีวกลศาสตร์ กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวตามทักษะการขว้างของแต่ละชนิดกีฬาไปยังตาข่ายที่ถูกติดตั้งห่างจากแผ่นวัดแรงเป็นระยะทาง 6 เมตรจำนวน 3 ครั้ง การบันทึกข้อมูลทางคินเนติกส์ใช้ระบบปฏิบัติการไวคอน (Vicon) และการวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics) ในการหาค่าทอร์กของกล้ามเนื้อแต่ละข้อต่อเพื่อวิเคราะห์หาแหล่งกลไกของกำลังในการประเมินผลการสร้างและการดูดซับพลังงานกลระหว่างส่วนของร่างกาย ค่ามัธยฐานการสร้างพลังงานเป็นค่าบวกและการดูดซับพลังงานเป็นค่าลบ จากการศึกษาพบการขว้างจักรและการพุ่งแหลนมีการเพิ่มขึ้นของพลังงานในยางค์ส่วนล่างด้านขวาและยางค์ส่วนบนด้านซ้าย พบการสร้างพลังงานของลำตัวในนักกีฬาพุ่งแหลนมากที่สุด ที่ข้อสะโพกในกีฬาขว้างจักรและกีฬาทุ่มน้ำหนักและพบการใช้พลังงานที่ข้อเท้าและข้อเข่าซ้ายสูงขึ้นด้วย จากการศึกษาสังเกตได้ว่าทุกกลุ่มกีฬามีการสร้างพลังงานจากส่วนของเท้าเข้าสู่ลำตัวเพิ่มขึ้นและจะลดลงโดยพบค่าพลังงานในกลุ่มการพุ่งแหลนลดลงร้อยละ 27 ที่บริเวณข้อสะโพกจึงสามารถแยกความแตกต่างของรูปแบบการขว้างทั้งสามชนิดกีฬาได้และแสดงให้เห็นว่าลำตัวเป็นกุญแจสำคัญในการสร้างและการถ่ายโอนพลังงานระหว่างการทุ่มน้ำหนักและการพุ่งแหลน ในขณะที่การขว้างจักรมีการใช้กำลังที่ข้อสะโพกเป็นสำคัญ นอกจากนี้ยังพบการกระจายการดูดซับพลังงานของส่วนของร่างกายในการพุ่งแหลนและการขว้างจักรมากกว่าการทุ่มน้ำหนัก มีการใช้ความยาวเริ่มต้นของกล้ามเนื้อ (Pre - Stretch) ที่สัมพันธ์กับการเหยียดซึ่งเป็นวงจรการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Sue, Alex, & Frank, 2014)

เซนและคณะ (Hung - Bin et al., 2019) ศึกษาอายุที่มีผลกระทบต่อการถ่ายโอนพลังงานกลผ่านข้อต่อและยางค์ส่วนล่างของร่างกายในการเดินเพื่อระบุปัจจัยในการควบคุมการแกว่งขาและเปรียบเทียบลักษณะการไหลของพลังงานในช่วงยกเท้าขึ้นจากพื้นระหว่างการเดินในผู้สูงอายุและผู้ใหญ่ สมมติฐานในการวิจัยว่าผู้สูงอายุมีการแสดงลักษณะการไหลของพลังงานที่แตกต่างกัน กลุ่มตัวอย่างแบ่งเป็นกลุ่มผู้สูงอายุจำนวน 10 คนและกลุ่มผู้ใหญ่จำนวน 10 คน ทำการเดินด้วยความเร็วที่กำหนดและความเร็วที่เลือกเองเป็นระยะทาง 10 เมตร การวิเคราะห์การไหลของพลังงานนำมาใช้เพื่อตรวจสอบพลังงานเชิงกลผ่านส่วนของร่างกายและข้อต่อโดยแบบจำลองการไหลของพลังงานประกอบด้วย การไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะต้น (E_p) การไหลของส่วนของร่างกายที่จุดเกาะปลาย (E_d) อัตราการเปลี่ยนแปลงพลังงานส่วนของร่างกาย (E_s) และกำลังข้อต่อ (P) การทดสอบสมมติฐานเป็นอิสระต่อกัน (The Independent t - Test) และนำมาเปรียบเทียบความเร็วในการเดินระหว่างกลุ่มตัวอย่าง จากการศึกษาพบว่าผู้สูงอายุมีรูปแบบการไหลของพลังงานตรงข้ามกับผู้ใหญ่ โดยเฉพาะการใช้กำลังของสะโพกและข้อเข่าและพบความสอดคล้องของการเร่งความเร็วในการแกว่งขาและการลดความเร็วโดยผู้สูงอายุมีการใช้กำลังข้อ

เท้าเพียงเล็กน้อยในช่วงเริ่มต้นและช่วงสุดท้ายของการแกว่งซึ่งแตกต่างกับวัยผู้ใหญ่ กำลังที่สะโพกและข้อเท้าสอดคล้องกับช่วงการเร่งและการลดความเร็วในการเหวี่ยงขาจากการศึกษาอาจเป็นการเปลี่ยนแปลงลักษณะการเดินซึ่งเป็นกลไกการสะดุดที่พบบ่อยในผู้สูงอายุ

อาร์เนลและราฟาเอล (Arnel & Rafael, 2018) ทำการศึกษาเพื่อตรวจสอบความสัมพันธ์การไหลของพลังงานในส่วนของร่างกายและแรงกระทำระหว่างการงอข้อศอกในการขว้างลูกเบสบอลโดยใช้ข้อมูลทางคิเนเมติกส์และคิเนติกส์จากนักกีฬาเบสบอลจำนวน 16 คน แบ่งเป็นนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยจำนวน 8 คน และมีอาชีพจำนวน 8 คน ใช้การวิเคราะห์โดยการติดมาร์กเกอร์และการวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณเชิงเส้น ประเมินการเคลื่อนไหวของข้อต่อแบบสามมิติโดยใช้ระบบจับการเคลื่อนไหวอัตโนมัติของกล้องอินฟราเรดจำนวน 8 ตัว การไหลของกำลังระหว่างส่วนลำตัว แขนส่วนต้นและแขนส่วนปลายถูกคำนวณเป็นอัตราเวลาที่เปลี่ยนแปลงพลังงานจลน์ในการส่งเข้าหรือออกในแต่ละส่วนของร่างกายระหว่างการขว้าง ทอร์กของการกางข้อศอกสูงสุด (MEV) ความเร็วของลูกบอล เวลาในการหมุนลำตัวสูงสุด ขนาดกำลังเชิงกลสูงสุดของเวลาในการหมุนลำตัวและขนาดสูงสุดของกำลังเชิงกลของลำตัว แขนส่วนต้นและแขนส่วนปลาย เป็นการวิเคราะห์สถิติเชิงพรรณนาและสหสัมพันธ์ที่เป็นดัชนีในการวัดประสิทธิภาพของการขว้าง ความเร็วของลูกบอลถูกประเมินเพื่อกำหนดความสัมพันธ์ของตัวแปรที่ทำนายโดยใช้การถดถอยเชิงเส้น ใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (RM ANOVA) เพื่อกำหนดค่าเวลาสูงสุดของความเร็วในการหมุนกระดูกเชิงกราน ความเร็วในการหมุนลำตัว ทอร์กในการกางแขนสูงสุด (MEV) ความเร็วของหัวไหล่ในการหมุนเข้าด้านในและการหมุนออกด้านนอกในการขว้างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 การศึกษาพบค่าเฉลี่ยของทอร์กในการกางข้อศอกสูงสุด (MEV) มีค่า 76.7 ± 27.6 นิวตันเมตร เกิดขึ้นช่วงปลายของการเงี้ยวแขนเพื่อขว้างมีค่าร้อยละ 80 ± 11 การดูดซับพลังงานของแขนในการโยนมีค่าเท่ากับการสร้างพลังงานของลำตัวในขณะที่เงี้ยวแขน ค่าสูงสุดของเวลาที่สัมพันธ์กับคิเนเมติกส์และคิเนติกส์ที่เกิดขึ้นระหว่างรอบการขว้าง (Pitching Cycle) ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 ค่าเฉลี่ยความเร็วสูงสุดในการหมุนสะโพก การหมุนลำตัวไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .076 ในทางกลับกันรอบการขว้างสูงกว่าความเร็วในการหมุนลำตัวสูงสุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .001 จากการทดลองอภิปรายได้ว่าประสิทธิภาพเชิงกลของการขว้างเบสบอลใช้ในการทำนายลักษณะการไหลของพลังงานผ่านกลไกใช้คิเนติกส์ของส่วนของร่างกายที่สนับสนุนสมมติฐานหลักและเสริมความคิดที่ว่าทอร์กในการหมุนลำตัวและหัวไหล่ในระหว่างการเงี้ยวแขนมีผลต่อการพัฒนาแรงกระทำในการกางข้อศอกมากที่สุด กำลังที่เกิดระหว่างการเคลื่อนไหวของลำตัวและหัวไหล่ในช่วงการเงี้ยวแขนและการหมุนของลำตัว

เกิดขึ้นในเวลาเดียวกับความเร็วเชิงมุมสูงสุดของสะโพกและการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในถูกเริ่มภายหลังการขว้าง พลังงานที่สร้างในส่วนของร่างกายที่มีขนาดใหญ่ถูกถ่ายโอนไปส่วนแขนในลักษณะการโยนเป็นลำดับอย่างเนื่องตามหลักการรวมแรง (Naito et al., 2010; Shimada et al., 2004) และสรุปได้ว่ากำลังเชิงกลสูงสุดของการหมุนลำตัวและหัวไหล่ระหว่างการเหวี่ยงแขนในการขว้างลูกเบสบอลสามารถนำไปคาดการณ์ทอร์กสูงสุดของการกางข้อศอก (MEV) อย่างมีนัยสำคัญและเป็นปัจจัยเดียวที่มีนัยสำคัญต่อความแปรปรวนของความเร็วลูกบอล

บลัชคิวิคและคณะ (Blazkiewicz et al., 2016) ศึกษาการถ่ายโอนพลังงานกลในกีฬาทุ่มน้ำหนัก โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์และประเมินการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลผ่านส่วนขาไปยังลำตัวและระยะช่วงบนระหว่างการทุ่มน้ำหนักในกลุ่มนักกีฬาที่มีอาชีพทีมชาติโปแลนด์จำนวน 8 คน การวิเคราะห์การขว้างถูกบันทึกโดยใช้ระบบปฏิบัติการอิลิกโทรนิคไวกอน (Vicon) ประกอบด้วยกล้องอินฟราเรด 9 ตัวและแผ่นวัดแรง (Force Plate) กำลังและพลังงานถูกคำนวณในระยะเวลาเร่งสุดท้ายของการเหวี่ยงของลูกทุ่มน้ำหนัก กลุ่มตัวอย่างทำการทุ่มน้ำหนักจำนวน 3 ครั้งด้วยลูกทุ่มน้ำหนักที่มีความหนัก 7.26 กิโลกรัมซึ่งทำจากโพลีไวนิลคลอไรด์ (PVC) ที่มีความทนทานและยืดหยุ่น จากการศึกษาพบการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มควบคุมดังนี้ เข่าขวา – สะโพกขวา ($p = 0.0035$) สะโพกซ้าย – ลำตัว ($p = 0.0201$) ลำตัว – หัวไหล่ขวา ($p = 0.0122$) ข้อศอกขวา – ข้อมือขวา ($p = 0.0001$) นอกจากนี้ผลการวิเคราะห์กลุ่ม (Cluster Analysis) แสดงให้เห็นกลไกโซ่เคเนติกส์ในการเคลื่อนที่ด้วยความเร่งสุดท้ายของการทุ่มน้ำหนักที่แตกต่างกันซึ่งความแตกต่างนี้ถูกบ่งชี้ว่าพลังงานส่วนใหญ่ถูกสร้างขึ้นโดยสะโพกและลำตัว ตัวแปรทางเคเนติกส์ของการทุ่มน้ำหนักประกอบด้วยกำลังของข้อเท้า ข้อเข่า สะโพก ลำตัว หัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือซึ่งสัมพันธ์กับมวลร่างกายและยังพบกำลังในขอบเขตของเวลาเป็นบวกเมื่อร่างกายสร้างพลังงานผ่านการทำงานของกล้ามเนื้อแบบคอนเซนทริกและกำลังในขอบเขตของเวลาเป็นลบเมื่อร่างกายมีการดูดซึมพลังงานผ่านการทำงานของกล้ามเนื้อแบบเอกเซนทริก ค่าเฉลี่ยการถ่ายโอนพลังงานระหว่างข้อเข่าและสะโพกขวาเพิ่มขึ้นจาก 107.82 จูล เป็น 401.11 จูล ระหว่างสะโพกซ้ายและลำตัวจาก 159.20 จูล เป็น 1,137.06 จูล ลำตัวมีการถ่ายโอนพลังงานไปยังหัวไหล่ขวามีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ มีค่าเป็น 1,137.06 - 68.73 จูล และข้อศอกขวาไปข้อมือมีค่าเป็น 92.75 - 15.67 จูล ความแตกต่างระหว่างกลุ่มพบพลังงานส่วนใหญ่ถูกสร้างโดยสะโพกและลำตัว สรุปได้ว่าการไหลของพลังงานกลผ่านกลไกโซ่เคเนติกส์เป็นหนึ่งในเกณฑ์ที่สำคัญสำหรับประเมินทักษะการทุ่มน้ำหนัก ทิศทางและค่าพลังงานเชิงกลแสดงส่วนของร่างกายที่มีการกระจายพลังงานออกไป ผลลัพธ์ในการทุ่มน้ำหนัก

ส่งผลอย่างมากในการเคลื่อนที่ของขาขวาและลำตัวในนักกีฬาถนัดขวาและเป็นส่วนที่ทำให้เกิดความมั่นคงและการถ่ายโอนในการสร้างพลังงานทั้งหมดโดยกลุ่มกล้ามเนื้อหลักของร่างกายส่วนล่างและลำตัวไปยังลูกฟุตบอล

แคโรไลน์และคณะ (Caroline et al., 2014) ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณและขนาดการไหลของพลังงาน ความเร็วของลูกบอลและแรงสูงสุดของข้อต่อร่างกายส่วนบนของร่างกายในการเสิร์ฟแบบแฟลตในนักกีฬาที่มีและไม่มีอาการบาดเจ็บ ทดสอบในนักกีฬาเพศชายที่มีความสามารถระดับสูงจำนวน 19 คน แบ่งการศึกษาการเคลื่อนที่ในการเสิร์ฟเป็น 4 ระยะที่สัมพันธ์กับคิเนติกส์และความเร็วของลูกบอลในการเสิร์ฟ จากการศึกษาพบว่า นักกีฬาที่ไม่มีอาการบาดเจ็บมีอัตราการถ่ายโอนพลังงานของแรงและทอร์กของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือในช่วงเริ่มต้นถึงช่วงกลางการเจ็อมือและอัตราการถ่ายโอนพลังงานของแรงและทอร์กของข้อต่อข้อมือสูงในช่วงกลางจนถึงสิ้นสุดช่วงการเจ็อมือ แต่นักกีฬาที่มีอาการบาดเจ็บมีการถ่ายโอนพลังงานของแรงที่ข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือสูงกว่าในระหว่างการเหวี่ยงไม้เทนนิสจากด้านหลังเพื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว ผู้เล่นที่ไม่มีอาการบาดเจ็บมีอัตราการส่งออกพลังงานในช่วงเริ่มการเจ็อมือถึงช่วงกลางของการเจ็อมือสูงกว่านักกีฬาที่มีอาการบาดเจ็บอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและพบความแตกต่างของการส่งพลังงานไปยังลำตัวในช่วงปลายของการเจ็อมือจนถึงสิ้นสุดระยะการเร่งความเร็วในนักกีฬาที่มีและไม่มีอาการบาดเจ็บ ความสัมพันธ์นี้แสดงให้เห็นว่าคุณภาพการไหลของพลังงานเป็นค่าความสัมพันธ์เชิงบวกระหว่างคิเนติกส์ของแรงที่ข้อต่อ (Joint Force) และความสัมพันธ์เชิงลบกับความเร็วลูกบอล ดังนั้นผู้เล่นที่มีคุณภาพการไหลของพลังงานจากลำตัวไปยังแขนและไม้เทนนิสในระดับสูงคือผู้ที่มีความเร็วลูกบอลสูงสุดและใช้คิเนติกส์ของข้อต่อร่างกายส่วนบนน้อยที่สุด การศึกษาพบการเพิ่มความเสี่ยงของการบาดเจ็บ การลดคิเนติกส์และคุณภาพของประสิทธิภาพสูงสุด เช่นการเพิ่มความเร็วของลูกบอลสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ ผลลัพธ์ถูกยืนยันว่าการไหลของพลังงานจากลำตัวไปยังแขนและมือรวมกับไม้เทนนิสที่ไม่เพียงพอในระหว่างการเสิร์ฟที่มีการจำกัดความเร็วของลูกบอลเป็นการลดประสิทธิภาพของนักกีฬาเทนนิส

ไบรอันและคณะ (Brian, Sam, JoAnne, & Donna, 2012) ศึกษาการสร้าง (Generation) การดูดซับ (Absorption) และการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานกลระหว่างการเดินของเด็กโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อกำหนดลักษณะโมเมนต์ข้อต่อสุทธิ (Net Joint Moment) และแรงกล้ามเนื้อที่มีการสร้าง (Generation) การดูดซับ (Absorption) และการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานกลระหว่างการเดินของเด็กที่มีสุขภาพดี การเดินในรูปแบบมาตรฐานจากกลุ่มตัวอย่างที่มีสุขภาพดีจำนวน 7 คน ประกอบด้วยผู้ชาย 3 คนและผู้หญิง 4 คน อายุระหว่าง 6 - 17 ปี วิเคราะห์

กำลังโดยใช้เทคนิคการเร่งความเร็วแบบเหวี่ยงนำ วิธีตรวจสอบการไหลของพลังงานกลระหว่างการเดินขึ้นอยู่กับข้อมูลทางคิเนแมติกส์ของศูนย์กลางมวล ข้อมูลคิเนติกส์ส่วนของร่างกายหรือกำลังที่ข้อต่อ ข้อมูลการทดลองถูกบันทึกเมื่อกลุ่มตัวอย่างเดินไปตามทางเดิน 10 เมตรด้วยความเร็วที่กลุ่มตัวอย่างเลือกเอง (1.17 ± 0.02 เมตรต่อวินาที) วิธีการเคลื่อนที่ของตัวบอกตำแหน่งถูกบันทึกที่ 60 เฮิร์ตโดยระบบการบันทึกวิดีโอ (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA) แรงปฏิกิริยาจากพื้นถูกบันทึกพร้อมกันที่ 960 เฮิร์ตซ์ การจำลองรูปแบบการเคลื่อนไหวแบบสามมิติของร่างกายประกอบด้วยส่วนของเท้าซ้าย เท้าขวา ขาและต้นขา เช่นเดียวกันกับส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) และดำเนินการที่บริเวณข้อต่อสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้าทั้งสองด้าน ผลการทดลองตัวแปรของโมเมนต์และกำลังทั้งหมดที่ประกอบด้วยข้อต่อ กำลังสุทธิและกำลังส่วนของร่างกายถูกแสดงว่าสัมพันธ์กับมวลกาย การวิเคราะห์ห้พลังงานพบว่ากำลังในส่วนของการร่างกายที่เกิดจากโมเมนต์ของข้อต่อและการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายเกิดขึ้นเมื่อกำลังส่วนของร่างกายในส่วนตรงข้ามมีขนาดใหญ่กว่ากำลังสุทธิ แต่มีข้อยกเว้นที่ข้อเท้าประมาณร้อยละ 55 ของรอบการเดิน จากการศึกษาพบว่าโมเมนต์ของข้อต่อมีบทบาทสำคัญในการกระจายพลังงานเชิงกลระหว่างส่วนของร่างกาย ณ ช่วงเริ่มต้นของวงจรการเดิน โมเมนต์ของสะโพกสร้างพลังงานให้กับส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) และถ่ายโอนพลังงานจากรยางค์ในด้านเดียวกันไปยังส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) ในช่วงครึ่งหลังของการที่เท้าสัมผัสพื้น (Stance Phase) โมเมนต์ของสะโพกจะเริ่มดูดซับพลังงานจากส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) ในระยะด้านตรงข้าม ขณะที่การถ่ายโอนพลังงานจะไปยังรยางค์ด้านเดียวกัน จากนั้นจะเปลี่ยนไปสร้างพลังงานโดยตรงขณะที่ยังคงรักษาสภาวะการถ่ายโอนพลังงานในช่วงเดียวกัน โมเมนต์ของข้อเข่ามีรูปแบบซับซ้อนมากที่สุดในการถ่ายโอนพลังงาน ขณะเริ่มต้นเท้าสัมผัสพื้น (Stance Phase) โมเมนต์ข้อเท้าจะดูดซับพลังงานจากส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) และถ่ายโอนพลังงานไปยังรยางค์ด้านเดียวกันตามด้วยช่วงเวลาที่มีสัมพันธ์กับการไหลของพลังงานที่ค่อนข้างน้อย การไหลของพลังงานจากโมเมนต์ของข้อเท้าในระหว่างช่วงยกเท้าพ้นพื้น (Swing Phase) มีขนาดเล็กน้อยกว่าค่าประมาณ โมเมนต์ของสะโพกถ่ายโอนปริมาณพลังงานที่ใกล้เคียงกันไปยังรยางค์ที่อยู่ในด้านเดียวกันจากรยางค์ด้านตรงข้ามไปยังส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) โมเมนต์ของข้อเข่ามีบทบาทสำคัญในการรักษาพลังงานเชิงกลส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) ที่จุดจบรอบการเดินและทำหน้าที่ในการถ่ายโอนพลังงานจากรยางค์ในด้านเดียวกันไปยังส่วนของหัว – แขน – ลำตัว (HAT) ขณะที่โมเมนต์ของสะโพกและข้อเท้ามีผลกระทบเพียงเล็กน้อยต่อพลังงานของส่วนของร่างกาย โมเมนต์ของข้อต่อทำหน้าที่ในการถ่ายโอนพลังงานเชิงกลระหว่างส่วนของร่างกายระหว่างการเดินในระดับที่เกินเกณฑ์

ของการสร้างพลังงานหรือการดูดซับพลังงานทั่วไป จากการศึกษากล่าวได้ว่าบทบาทในการถ่ายโอนพลังงานแต่ละโมเมนต์ของข้อต่อมีความสำคัญในการรักษาระดับพลังงานของร่างกายให้มีการเคลื่อนไหวที่ประสานงานกัน การหยุดชะงักการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายจำเป็นต้องได้รับการชดเชยโดยการสร้างพลังงานเชิงกลเพิ่มเติมโดยกล้ามเนื้อจะทำให้ค่าการเผาผลาญพลังงานมีความแม่นยำถูกต้อง

การศึกษาของซัมและคณะ (Shum et al., 2009) ศึกษาการถ่ายโอนพลังงานผ่านสะโพกและรยางค์ส่วนล่างระหว่างการลุกขึ้นยืน (Sit – to – Stand ; STS) ในกลุ่มตัวอย่างสามกลุ่มจำนวน 20 คน ประกอบด้วยกลุ่มที่ไม่มีอาการบาดเจ็บและกลุ่มที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) แบ่งเป็นกลุ่มที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างระหว่าง 7 วันและ 12 สัปดาห์ ตามลำดับ ทำการตรวจโดยการยกขาขึ้นตรง ศึกษาแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์แบบสามมิติโดยนำร่างกาย 7 ส่วนมาพัฒนาเพื่อคำนวณแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์บริเวณข้อเท้า ข้อเข่า สะโพกและ L5/S1 ข้อมูลประมวลผลด้วยแมทแลป (Matlab) การคำนวณพลศาสตร์แบบย้อนกลับจะดำเนินกันเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องจากเท้าแต่ละข้างไปสู่ L5/S1 ผลการศึกษาพบการถ่ายโอนพลังงานเกิดขึ้นมากที่สุดในช่วงครึ่งแรกของการลุกขึ้นยืน (STS) การถ่ายโอนพลังงานส่วนใหญ่เกิดจากลักษณะของเนื้อเยื่อแผ่ (Passive Tissue) พลังงานที่เข้าสู่ส่วนของร่างกายบริเวณ L5/S1 น้อยกว่าพลังงานที่ถูกปล่อยออกจากส่วนสะโพก พลังงานทั้งหมดมีค่าเป็นลบแสดงให้เห็นว่าพลังงานถูกถ่ายโอนจากสะโพกไปยังรยางค์ส่วนล่างทั้งสามส่วนของร่างกาย ขนาดของงานที่กระทำที่ข้อต่อ (การไหลของพลังงานแผ่) มีขนาดใหญ่กว่ากล้ามเนื้อ (การไหลของพลังงานแบบแอคทีฟ) และลดลงอย่างมีนัยสำคัญในการถ่ายโอนพลังงานทั้งหมดออกจากส่วนของกระดูกเชิงกรานในกลุ่มที่มีอาการเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่มีอาการ สิ่งเหล่านี้เกี่ยวข้องกับการลดลงของพลังงานแผ่ที่ไหลออกจากส่วนของร่างกายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 กำลังข้อต่อสะโพกและข้อเข่ามีการถ่ายโอนพลังงานลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษพบการไหลของกำลังงานแผ่ของส่วนของร่างกายคือการถ่ายโอนพลังงานหลักในการลุกขึ้นยืน (STS) องค์ประกอบแผ่ของความซับซ้อนของกล้ามเนื้อและเอ็นมีความสำคัญในการเก็บและปล่อยพลังงานและยังปรากฏให้เห็นว่าพลังงานเชิงกลมีการถ่ายโอนจากสะโพกไปยังส่วนต้นขาและส่วนของขา การถ่ายโอนพลังงานไปยังรยางค์ส่วนปลายโดยสะโพกผ่านกำลังงานแผ่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างซึ่งไม่เพียงส่งผลกระทบต่อส่วนของกระดูกเชิงกรานแต่ยังรวมถึงรยางค์ส่วนล่าง การค้นพบทางคลินิกที่สำคัญของการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้คือการไหลของกำลังงานของกระดูกสันหลังและรยางค์ส่วนล่างเกิดจากกลไกแผ่เป็นส่วนใหญ่และมีความเข้าใจในผู้ป่วยที่มีอาการปวด

หลังอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ งานวิจัยก่อนหน้านี้แสดงอาการปวดหลังส่วนล่างเกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงความสัมพันธ์ของความเร็วในการเคลื่อนที่และแรงข้อต่อที่ไม่ปกติซึ่งอธิบายการเปลี่ยนแปลงการไหลของกำลังงานแฝงในการศึกษาครั้งนี้ จากการศึกษาสรุปได้ว่าพลังงานถูกถ่ายโอนจากส่วนของสะโพกไปยังขาและต้นขาในระหว่างการลุกขึ้นยืน (STS) การถ่ายโอนพลังงานส่วนใหญ่ได้จากกลไกแฝงผ่านข้อต่อ ปริมาตรการถ่ายโอนพลังงานโดยการลดลงบริเวณสะโพกไปยังรยางค์ส่วนปลายมีนัยสำคัญในกลุ่มที่มีอาการบาดเจ็บ กำลังของรยางค์ส่วนล่างจะลดลง งานที่ทำได้ทั้งหมดของส่วนของร่างกายเพิ่มขึ้น ความต้องการพลังงานที่เกิดขึ้นนี้อาจทำให้เกิดอาการปวดหลังรุนแรงและการรักษาควรได้รับการพัฒนาเพื่อฟื้นฟูรูปแบบการถ่ายโอนพลังงาน

3. การบาดเจ็บจากการเสิร์ฟเทนนิส

มาร์ตินและคณะ (Martin et al., 2012) ทำการศึกษาโดยเปรียบเทียบคิเนติกส์ของข้อต่อและประสิทธิภาพการสร้างการตีบริเวณหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือของการเสิร์ฟระหว่างนักเทนนิสมืออาชีพและนักเทนนิสมือสมัครเล่นและศึกษาความสัมพันธ์ที่อาจเกิดจากการบาดเจ็บที่เกิดจากการใช้งานมากเกินไป โดยศึกษาในกลุ่มตัวอย่างจำนวน 18 คน ประกอบด้วยนักเทนนิสมืออาชีพจำนวน 11 คนและนักเทนนิสมือสมัครเล่นจำนวน 7 คน ศึกษาด้วยระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบออปโตอิเล็กทรอนิกส์ขณะเสิร์ฟเทนนิส ค่าคิเนติกส์ของข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือถูกปรับให้เป็นค่าปกติโดยการคำนวณพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics) ในการวัดประสิทธิภาพการเสิร์ฟ ค่าคิเนติกส์ปกติสูงสุดทั้งหมดถูกหารด้วยความเร็วของลูกบอล การทดสอบที (T - Test) นำมาใช้เพื่อตรวจสอบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างแรงลัพท์คิเนติกส์ของข้อต่อและค่าประสิทธิภาพทั้งสองกลุ่ม แรงบริเวณด้านล่างและด้านหน้าของหัวไหล่ทอร์กในการกางหัวไหล่ออกในแนวอนและแรงข้อศอกด้านในมีค่าสูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในนักกีฬามือสมัครเล่น และนักกีฬาอาชีพมีประสิทธิภาพมากกว่าเนื่องจากสามารถเพิ่มความเร็วของลูกบอลด้วยการใช้คิเนติกส์ของข้อต่อน้อยกว่านักกีฬาสมัครเล่นที่มีการใช้คิเนติกส์ที่ข้อต่อสูงกว่า ผลการวิจัยชี้ให้เห็นว่ามีความเสี่ยงสูงต่อการบาดเจ็บที่หัวไหล่และข้อศอกมากกว่านักเทนนิสมืออาชีพโดยเฉพาะในช่วงการเงี้ยวไม้และการลดความเร็ว ประสิทธิภาพการเสิร์ฟของนักเทนนิสมือสมัครเล่นที่ต่ำกว่าสามารถอธิบายจากข้อเท็จจริงที่ได้จากการศึกษานักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นอาจใช้เทคนิคการเสิร์ฟที่ไม่เหมาะสมซึ่งอาจทำให้มีการใช้แรงกระทำที่ข้อต่อมากเกินไปซึ่งต้องมีการวิจัยเพิ่มเติมเพื่อระบุข้อผิดพลาดทางเทคนิคอย่างชัดเจน

การตรวจอุปกรณ์และความชุกภาวะกระดูกและกล้ามเนื้อในนักกีฬาเทนนิสของวิทยาลัยตามแนวทางของสหพันธ์เทนนิสนานาชาติ (ITF) โดยคอลเบิร์กและคณะ (Kyle, Glenn,

& Jihoon, 2015) โดยมีสมมติฐานว่าการเกิดภาวะกล้ามเนื้อและกระดูกที่พบบ่อยที่สุดคือการเกิดเอ็นข้อไหล่อักเสบ (Shoulder Tendinitis) ทำการศึกษาในนักกีฬาเทนนิสจำนวน 58 คนในช่วงการแข่งขันปกติ พบอุบัติการณ์การบาดเจ็บแบบเฉียบพลันคือ 1.1 ครั้งต่อการเล่น 1,000 ชั่วโมงและความชุกภาวะของการเริ่มมีอาการบาดเจ็บที่ละน้อยเท่ากับร้อยละ 27.6 สภาวะทั้งหมดที่ได้รับการวินิจฉัยระหว่างการแข่งขันพบว่าเป็นแบบเฉียบพลัน สองในสามของสภาวะที่เกิดขึ้นเป็นผลจากโปรแกรมการฝึกซ้อมโดยเป็นภาวะการเริ่มมีอาการที่ละน้อย ($p < 0.0001$) ซึ่งปรากฏหลังจากการฝึกซ้อม 2 ชั่วโมง ส่วนหัวไหล่มีอุบัติการณ์การบาดเจ็บเฉียบพลันสูงสุดถึง 0.4 ต่อ 1,000 ชั่วโมงในการเล่น ส่วนของน่องมีความชุกสูงสุดของภาวะเริ่มมีอาการที่ละน้อยมีค่าร้อยละ 5.2 แม้ว่าความแตกต่างจะไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ กล้ามเนื้อและเอ็นเป็นเนื้อเยื่อที่ได้รับบาดเจ็บมากที่สุด จากการศึกษาสรุปได้ว่าการเกิดอุบัติการณ์การบาดเจ็บเฉียบพลันจะเกิดขึ้นน้อย นักกีฬาหนึ่งในสี่มีอาการที่ละน้อยเนื่องจากสภาพแวดล้อมในการฝึกซ้อม ความเกี่ยวข้องทางคลินิกคือผู้ฝึกสอนและนักกีฬาควรหลีกเลี่ยงการฝึกซ้อมที่นานจนเกินจุดเหนื่อยล้าเพื่อลดการบาดเจ็บให้เกิดขึ้นน้อยที่สุด ข้อมูลเหล่านี้ใช้เป็นเกณฑ์มาตรฐานสำหรับการศึกษาในอนาคตเกี่ยวกับวิทยาการบาดเจ็บของเทนนิสตามแนวทางที่กำหนดโดยสหพันธ์เทนนิสนานาชาติ (ITF)

โจเซและคณะ (José, Raul, João, & Luís, 2016) ทำการศึกษาเพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างของเวลาในความทนทานของลำตัว ความเมื่อยล้าและการกระตุ้นของนักเทนนิสที่มีอาการและไม่มีอาการปวดหลังส่วนล่างโดยออกแบบการศึกษาเชิงเส้นแบบตัดขวาง (Cross - Sectional Design) ในกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 35 คน การทดสอบความทนทานของลำตัวแบบไอโซเมตริกประกอบด้วยการทดสอบการงอ (Flexion) การเหยียด (Extension) และการทดสอบท่า Side - Bridge มีการสอบถามประวัติอาการบาดเจ็บของหลังส่วนล่าง (Low Back Pain) การบันทึกเวลาความอดทนสำหรับการทดสอบแต่ละครั้ง การตรวจคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (EMG) โดยทำการบันทึกกล้ามเนื้อหน้าท้องด้านหน้า (Rectus Abdominis) กล้ามเนื้อลำตัวด้านข้าง (External Obliques) กล้ามเนื้อบริเวณบั้นเอว (Iliocostalis Lumborum) และกล้ามเนื้อสันนอกส่วนอก (Longissimus Thoracis) จากการศึกษาพบว่าแอมพลิจูดคลื่นไฟฟ้าเฉลี่ยและความลาดชันของความถี่มีพื้นฐานระหว่างการทดสอบได้รับการคำนวณและเป็นตัวบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงการกระตุ้นกล้ามเนื้อและความเหนื่อยล้า กลุ่มที่ไม่มีอาการบาดเจ็บมีความอดทนของลำตัว ($p = 0.004$) มากกว่า มีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นในระหว่างการทดสอบการทำท่าสะพานด้านขวา สำหรับ ES - I ด้านซ้าย ($p = 0.046$) และ EO ด้านขวา ($p = 0.008$) ผู้เล่นที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างในช่วง 7 วันที่ผ่านมาพบว่ามีการใช้งานทางด้านซ้าย ($p = 0.014$) และ

ด้านขวา ($p = 0.013$) ของ ES - I และกล้ามเนื้อสันนอกส่วนอก (Longissimus Thoracis) ด้านซ้าย (ES - Lp = 0.047) ลดลง การทดสอบท่าสะพานด้านซ้ายมีความชันของค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อต่ำกว่าของ EO ด้านซ้าย ($p = 0.024$) และความชัน RA MF ด้านซ้าย ($p = 0.011$) การทดสอบสะพานด้านขวาพบความชันของ ES - I ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อด้านซ้ายล่าง ($p = 0.048$) จากการศึกษาสรุปว่ากลุ่มที่มีอาการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่าง (Low Back Pain) แสดงการกระตุ้นของกล้ามเนื้อเอกเทนเซอร์ (Extensor Muscle) ลดลง รูปแบบการหดตัวประสานสัมพันธ์กันและความทนทานของหน้าท้องน้อยลง ผู้ฝึกสอนเทนนิสและแพทย์ควรพิจารณาปัจจัยเหล่านี้ในผู้เล่นที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) ประกอบด้วยช่วงเวลาความอดทนของลำตัวระหว่างนักเทนนิสที่มีและไม่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) การวิเคราะห์ความแตกต่างความลาดชันของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (แอมพลิจูดและความถี่พื้นฐาน) ระหว่างการทำงานของลำตัวในช่วงที่มีอาการเหนื่อยล้าระหว่างนักเทนนิสที่มีและไม่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) และตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่างเวลาความอดทนและความลาดชันของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) บทสรุปจากการศึกษาได้ระบุความแตกต่างความล้าของลำตัวและรูปแบบการกระตุ้นในนักเทนนิสที่มีและไม่มีประวัติอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) นักเทนนิสที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) ใน 1 ปีที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่าเวลาความอดทนของกล้ามเนื้อหน้าท้องลดลง รูปแบบการกระตุ้นกล้ามเนื้อยืดออกมีความแตกต่างระหว่างกลุ่มมากกว่าความเหนื่อยล้า ผู้ฝึกสอนเทนนิสและแพทย์ควรให้ความสนใจกับความอดทนของช่องท้องของนักกีฬาและทดสอบความสามารถในการกระตุ้นกล้ามเนื้อลำตัวที่แตกต่างกันในการฝึกความมั่นคงของเอว ข้อมูลการศึกษานี้สามารถเป็นหลักฐานทางสรีรวิทยาเบื้องต้นสำหรับแนวทางเฉพาะของอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) ในกีฬาเทนนิส

การศึกษาของอมิตีและคณะ (Amity, Leon, Peter, & Bruce, 2013) มีวัตถุประสงค์เพื่อหาปริมาณและเปรียบเทียบคิเนติกส์บริเวณเอวในการเลิร์ฟแบบคิกทอปสปินและแฟลตโดยศึกษาในกลุ่มตัวอย่างที่เป็นนักเทนนิสเยาวชนชายจำนวน 20 คนที่มีประวัติและไม่มีประวัติอาการปวดหลังส่วนล่าง (LBP) โดยอธิบายเกี่ยวกับคิเนเมติกส์ของกระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar Region) กับความเร็วของไม้เทนนิสและตำแหน่งของลูกบอลที่กระทบเพื่ออธิบายข้อมูลทางคิเนติกส์ กลุ่มตัวอย่างที่มีอาการบาดเจ็บจะได้รับการสอบถามและรับการตรวจสอบว่ามีอาการบาดเจ็บของกระดูกสันหลังส่วนเอวส่วน L4 และ L5 จำนวน 7 คน และกลุ่มตัวอย่างจำนวน 13 คนที่มีการควบคุมอายุ น้ำหนัก ส่วนสูงและประสิทธิภาพในการแข่งขัน ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนไหวปฏิบัติการไวคอน (Vicon Motion Analysis System) ใช้บันทึกการเคลื่อนไหวของไม้เทนนิส

รยางค์ส่วนบน รยางค์ส่วนล่างลำตัวและกระดูกสันหลังส่วนเอวระหว่างการเลิฟแบบแฟลตและการเลิฟแบบคิกทอปสปินจำนวน 3 ครั้ง แบบจำลองคณิตศาสตร์ที่กำหนดคำนวณ คิเนเมติกส์และคิเนติกส์การเคลื่อนไหวบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอว ความเร็วของไม้เทนนิสและตำแหน่งของลูกบอลขณะกระทบไม้เทนนิส ชุดการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบผสม 2×2 นำมาใช้เพื่อเปรียบเทียบอาการเจ็บปวดระหว่างการเลิฟแบบแฟลตกับการเลิฟแบบคิกทอปสปิน จากการศึกษาไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความเร็วไม้เทนนิสหรือตำแหน่งของลูกบอลขณะกระทบไม้เทนนิสระหว่างกลุ่มที่มีอาการเจ็บปวดหรือประเภทของการเลิฟ ผู้เล่นที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างถูกรายงานว่ามีแรงบริเวณด้านซ้ายสูงกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ค่าเฉลี่ยมีความแตกต่างเท่ากับ 1.5 N.kg^{-1} การเลิฟแบบแฟลตมีความสัมพันธ์กับเวลาของการงอที่มีค่ามากกว่าการเลิฟแบบคิกทอปสปินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าเฉลี่ยแตกต่างเท่ากับ 2.7 N.kg^{-1}

จอร์นและคณะ (John et al., 2009) ทำการศึกษาเพื่อให้เข้าใจกลไกพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของลำตัวในระหว่างการเลิฟเทนนิสได้ดีขึ้นโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบการเคลื่อนที่สัมพันธ์ของลำตัวส่วนกลางและส่วนล่างและการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวส่วนล่างระหว่างการเลิฟเทนนิสทั้งสามรูปแบบประกอบด้วยการเล่นแฟลต การเลิฟแบบทอปสปินและการเลิฟแบบสไลด์ ศึกษาในนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นเพศชาย (AV) จำนวน 11 คนและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นเพศชายระดับปานกลาง (AI) จำนวน 8 คน บันทึกการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอจากตำแหน่งมาร์กเกอร์ที่ติดไว้บริเวณด้านหลังของกลุ่มตัวอย่างและศึกษาโดยการประมาณมุมข้อต่อทางกายวิภาคศาสตร์ (AJ) ระหว่างลำตัวส่วนกลางและลำตัวส่วนล่างจากการเคลื่อนไหว 4 รูปแบบประกอบด้วย การเหยียดลำตัว การงอลำตัวทางด้านซ้าย การบิดหมุนลำตัวไปทางด้านซ้ายและด้านขวา ใช้เทคนิคการวัดคลื่นไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อบริเวณผิวหนัง (EMG) เพื่อตรวจสอบกล้ามเนื้อหน้าท้องด้านซ้ายและด้านขวา (Left & Right Rectus Abdominis: LRA & RRA) กล้ามเนื้อลำตัวด้านข้าง (External Oblique: LEO & REO) กล้ามเนื้อลำตัวด้านใน (Internal Oblique : LIO & RIO) และกล้ามเนื้อหลัง (Erector Spinae: LES & RES) จากการศึกษาพบการเคลื่อนไหวของลำตัวที่แตกต่างกันในระหว่างการเลิฟ ระดับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เฉลี่ยของกล้ามเนื้อแตกต่างกันในแต่ละช่วงการเลิฟ (ช่วงเร่งการเงี้ยว ช่วงลดการเงี้ยว ช่วงการเร่งความเร็วและช่วงการส่งไม้) พบว่าระยะการเลิฟมีผลกับการใช้กล้ามเนื้อทั้งหมดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .001 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ยบริเวณกล้ามเนื้อหน้าท้องด้านซ้าย (LRA) ของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นชาย(AV) สูงกว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือ

สมัครเล่นระดับปานกลางชาย (AI) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.008$) กล้ามเนื้อทั้งหมดแสดงค่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุดในช่วงการเร่งความเร็ว กล้ามเนื้อหน้าท้องด้านซ้าย (LRA) และกล้ามเนื้อลำตัวด้านข้าง (LEO) แสดงการถูกกระตุ้นสูงในช่วงลดการเร่งไม่ กล้ามเนื้อหลังด้านขวา (RES) มีการเคลื่อนไหวมากในช่วงการส่งไม้ จากการศึกษาในกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นชายระดับปานกลาง (AI) อาจมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่หลังมากกว่ากลุ่มนักเทนนิสชายมือสมัครเล่น (AV) เนื่องจากมีการเหยียดกล้ามเนื้อที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) อย่างมีนัยสำคัญและคาดว่าจะมีการเพิ่มแรงกระทำที่บริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวในระหว่างการเร่งความเร็วค่อนข้างมากเนื่องจากท่าทางการเหยียดกล้ามเนื้อที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) และยังพบการกระตุ้นการทำงานทั้งส่วนด้านหน้าและหลังของลำตัวส่วนล่างร่วมกัน

4.ประสิทธิภาพการเสิร์ฟเทนนิส

การศึกษาของสกีน (Skene, 2013) เรื่องผลกระทบของแรงปฏิกิริยาจากพื้นและคิเนแมติกส์ของข้อต่อในการเสิร์ฟเทนนิสของนักกีฬาเทนนิสมหาวิทยาลัยเนื่องจากการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับปฏิสัมพันธ์ของแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) และระยะครึ่งบนของร่างกายในการเสิร์ฟเทนนิสไม่เพียงพอ จุดมุ่งหมายของการศึกษาคือตรวจสอบแรงปฏิกิริยาจากพื้นและคิเนแมติกส์ของข้อต่อมีผลต่อการเคลื่อนไหวของการเสิร์ฟในนักกีฬาอย่างไร การศึกษาข้อมูลแบบสามมิติถูกสร้างขึ้นใหม่โดยวิธีการแปลงข้อมูลเชิงเส้นตรง (DLT) และทำการเสิร์ฟแบบแฟลตในนักกีฬาระดับมหาวิทยาลัยเพศชายจำนวน 8 คน บันทึกข้อมูลจากกล้องสองตัวที่วางไว้ทางด้านข้างที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ ข้อมูลของแรงปฏิกิริยาพื้น (GRF) ถูกรวบรวมโดยใช้แผ่นวัดแรง (Kistler 5233A) ที่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ มีการรายงานค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มสำหรับพารามิเตอร์แต่ละตัวที่วัดได้ ผลการศึกษาพบแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) ที่มีประสิทธิภาพประกอบด้วยมุมของการงอเข้าไปด้านหน้าและด้านหลังสูงสุดที่ 69.2 องศาและ 78.5 องศาตามลำดับซึ่งช่วยในการสร้างแรงปฏิกิริยาพื้น (GRF) ส่วนหัวไหล่ถูกขับเคลื่อนในแนวตั้งด้วยความเร็วสูงสุด 2.68 เมตรต่อวินาที ไม้เทนนิสถูกวางไว้ด้านหลังด้วยความเร็ว - 5.23 เมตรต่อวินาที การจัดลำดับระยะของจุดเกาะต้นกับจุดเกาะปลายที่มีประสิทธิภาพสิ้นสุดที่บริเวณข้อมือทำให้ความเร็วของหัวไม้เทนนิสที่เป็นผลลัพธ์เฉลี่ยมีค่า 31.06 เมตรต่อวินาทีและความเร็วของลูกเทนนิสมีค่า 36.14 เมตรต่อวินาที จากการศึกษาสรุปได้ว่าแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) มีหน้าที่เริ่มการทำงานของกลไกโซ่คิเนติกส์และเตรียมตำแหน่งไม้เทนนิสสำหรับการเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยการประสานเวลาความเร็วสูงสุดของสะโพกในแนวตั้งกับความเร็วสูงสุดของไม้เทนนิสจึงจะสามารถเร่งความเร็วในระยะทางที่มากขึ้นเพื่อรับแรงกระแทก การศึกษาของอนุชิต (อนุชิต, 2552) เกี่ยวกับความสัมพันธ์ระหว่างมุมการเอนตัวขณะ

เสิร์ฟกับความเร็วของลูกเทนนิส ซึ่งปัจจุบันยังไม่ทราบว่านักกีฬาควรมีการเอนตัวมากน้อยเพียงใด จึงจะเหมาะสม กลุ่มตัวอย่างได้มาโดยการสุ่มแบบเฉพาะเจาะจงจากนักกีฬาเทนนิสเยาวชนชาย อายุระหว่าง 16 - 18 ปี มีคะแนนสะสมในอันดับที่ 1 - 15 จากการจัดลำดับของลอนเทนนิสสมาคมแห่งประเทศไทยในพระบรมราชูปถัมภ์จำนวน 10 คน กลุ่มตัวอย่างทำท่าทางการเสิร์ฟแบบแฟลต จำนวน 10 ครั้งและถูกบันทึกด้วยกล้องวิดีโอที่ทันสมัยจำนวน 2 ตัวเพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ ความถี่ในการบันทึกภาพถูกตั้งไว้ที่ 60 ภาพต่อวินาทีหลังจากนั้นนำภาพที่บันทึกได้มากำหนดตำแหน่งที่สนใจและทำการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธี Digital Filter ที่ความถี่ 8 - 10 เฮิรตซ์ ความเร็วของลูกเทนนิสที่ออกจากหน้าไม้ถูกวัดด้วยเครื่องตรวจวัดความเร็วแบบเรดาร์ มุมของข้อต่อ ความเร็วเชิงมุม ความเร็วเชิงเส้น และความเร็วลูกเทนนิสที่บันทึกได้ถูกนำมาวิเคราะห์หาความสัมพันธ์เชิงเส้นโค้ง (Curve Estimation) โดยกำหนดนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ผลการวิจัยพบว่าความเร็วของลูกเทนนิสและไม้เทนนิสมีความสัมพันธ์กับมุมของการงอเข้าต่ำสุด ในขณะที่ข้อไม้ไม่ไปทางด้านหลังอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยมีความสัมพันธ์เชิงเส้นโค้ง และมุมการงอเข้าต่ำสุดที่ทำให้กลุ่มตัวอย่างสามารถเสิร์ฟได้เร็วที่สุดคือมุมประมาณ 97 - 102 องศา ส่วนมุมของลำตัวไม่มีความสัมพันธ์กับความเร็วของลูกเทนนิส

เฟตและคณะ (Fett et al., 2020) ทำการศึกษาผลกระทบของสมรรถภาพทางกาย และลักษณะทางมานุษยวิทยาต่อความเร็วของการเสิร์ฟในนักเทนนิสเยาวชนมืออาชีพโดยขึ้นอยู่ กับเพศและกลุ่มอายุ กลุ่มตัวอย่างจำนวน 1,019 คนประกอบด้วยผู้ชายจำนวน 625 คนและผู้หญิงจำนวน 394 คน เป็นนักเทนนิสระดับเยาวชนของสหพันธ์เทนนิสเยอรมันเข้าร่วมการศึกษา เกี่ยวกับการวัดทางกายวิภาคที่มีซับซ้อน ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาประกอบด้วยความสูงของร่างกาย มวลกาย ความสูงในการนั่ง ความยาวของช่วงแขน และการทดสอบทางกายภาพความเร็วของการเสิร์ฟ (SV) การขว้างลูกบอลน้ำหนัก (Medicine Ball) ความแข็งแรงของมือ การวัดพื้น การยืดหลัง การกระโดดแบบทวนเข็มนาฬิกา (CMJs) การกระโดดไกล การวิ่ง 20 เมตรและความอดทนเฉพาะ สำหรับนักกีฬาเทนนิส จากการวิเคราะห์ลักษณะทางกายวิภาคและกายภาพทั้งหมดพบว่าการ ขว้างลูกบอลด้วยน้ำหนัก (MBTs) ในผู้ชายมีค่า $r = 0.49 - 0.60$ และผู้หญิงมีค่า $r = 0.20 - 0.60$ ความแข็งแรงของมือในผู้ชายมีค่า $r = 0.43 - 0.59$ และในผู้หญิงมีค่า $r = 0.27 - 0.37$ ความยาว ของช่วงแขนในผู้ชายมีค่า $r = 0.37 - 0.56$ และในผู้หญิงมีค่า $r = 0.24 - 0.36$ ความสูงของ ร่างกายในผู้ชายมีค่า $r = 0.31 - 0.52$ และในผู้หญิงมีค่า $r = 0.26 - 0.38$ และมวลกายในผู้ชายมี ค่า $r = 0.44 - 0.57$ และผู้หญิงมีค่า $r = 0.35 - 0.39$ โดยมีความสัมพันธ์กับความเร็วในการเสิร์ฟ ผลการวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณชี้ให้เห็นว่าการรวมกันของตัวทำนายที่เลือกประกอบด้วยการ

ขว้างลูกบอลน้ำหนัก (MBTs) แรงยึดเกาะช่วงแขนและมวลกายอธิบายความแปรปรวนของความเร็วของการเลิฟ (SV) ของผู้ชายได้ร้อยละ 41 – 66 และสำหรับผู้หญิงได้ร้อยละ 19 – 45 ตามลำดับ ผลการศึกษารูปได้ว่าความเร็วในการเลิฟขึ้นอยู่กับความสามารถและลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์แต่ก็ขึ้นอยู่กับปัจจัยอื่นด้วย เช่นองค์ประกอบทางเทคนิค กำลังและความแข็งแรงของร่างกายส่วนบนที่มีความสำคัญต่อการเลิฟในนักกีฬาเยาวชนโดยเฉพาะนักกีฬาที่มีส่วนสูงและช่วงแขนของร่างกายที่มากกว่า ซึ่งเป็นข้อดีทางชีวกลศาสตร์ ในขณะที่กำลังของร่างกายส่วนล่างมีความสำคัญน้อยกว่า ด้วยเหตุนี้จึงแนะนำให้ใช้โปรแกรมที่มีการระบุความสามารถและการทำงานที่มุ่งเน้นไปที่ข้อกำหนดเฉพาะในการเลิฟเทนนิส

วาควินและคณะ (Joaquin, Fernando, Cecilia, & Santiago, 2010) ได้ทำการศึกษาเพื่อกำหนดปริมาณและระดับของความไม่สมมาตรของกล้ามเนื้อหน้าท้อง (RA) ในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพเพศชาย 8 คน และกลุ่มควบคุมที่ไม่มีกิจกรรมการเคลื่อนไหวจำนวน 6 คน โดยใช้การถ่ายภาพด้วยคลื่นสนามแม่เหล็ก (MRI) ผลการศึกษพบว่านักกีฬาเทนนิสมีปริมาณกล้ามเนื้อหน้าท้อง (RA) มากกว่ากลุ่มควบคุมถึงร้อยละ 58 ($p = 0.01$) เนื่องจากกล้ามเนื้อมีขนาดใหญ่ขึ้นกว่าปกติ (Hypertrophy) ทั้งสองข้างโดยด้านที่ถนัดเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 34 ($p = 0.02$) และด้านที่ไม่ถนัดเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 82 ($p = 0.01$) การคำนวณอายุ ความยาวกล้ามเนื้อหน้าท้อง (RA) และดัชนีมวลกาย (BMI) เป็นตัวแปรร่วม นักกีฬาเทนนิสมีความไม่สมมาตรที่ชัดเจนในการพัฒนากล้ามเนื้อหน้าท้อง (RA) ซึ่งมีปริมาณมากกว่าร้อยละ 35 ในด้านที่ไม่ถนัดเมื่อเทียบกับด้านที่ถนัดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .001 และไม่พบความแตกต่างของปริมาตรกล้ามเนื้อหน้าท้อง (RA) ในกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.75$) ระดับความไม่สมมาตรทั้งสองด้านมีการเพิ่มขึ้นแบบเชิงเส้นจากแผ่นดิสก์ของกระดูกสันหลังส่วนเอวที่หนึ่งถึงบริเวณกระดูกหัวหน่าว (Pubic Symphysis) ($r = 0.97$) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .001 จากการศึกษาสรุปได้ว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพเกี่ยวข้องกับการมีขนาดของกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Rectus Abdominis) ใหญ่มากเกินไปซึ่งมีปริมาตรมากกว่ากลุ่มควบคุมถึงร้อยละ 58 การศึกษานี้สนับสนุนแนวคิดว่ามันุษย์สามารถสร้างกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Rectus Abdominis) ได้แตกต่างกันและยังรวมถึงการสร้างกล้ามเนื้อของแต่ละส่วนด้วยและต้องพิจารณาความไม่สมดุลนี้ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บหรือไม่

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental Research Design) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษารูปแบบการเคลื่อนไหวของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

- 1.การกำหนดประชากรและการสุ่มกลุ่มตัวอย่าง
- 2.การออกแบบวิธีการเก็บข้อมูล
- 3.การเก็บรวบรวมข้อมูล
- 4.การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการสุ่มตัวอย่าง

ประชากร

กลุ่มประชากรที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ได้มาโดยการเลือกแบบเฉพาะเจาะจง (Purposive Random Sampling) โดยเป็นนักกีฬาเทนนิสชายที่มีอายุระหว่าง 19 - 23 ปี มีความถนัดมือขวาและทำการเสิร์ฟเทนนิสด้วยมือขวา ตามรหัสโครงการวิจัยเลขที่ SWUEC – G - 438/2563 แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ประกอบด้วย

กลุ่มที่ 1 กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ จำนวน 5 คน

กลุ่มที่ 2 กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น จำนวน 5 คน

การเลือกกลุ่มตัวอย่าง

เกณฑ์ในการรับเข้า มีดังนี้

1.เป็นนักกีฬาเทนนิสเพศชาย มีประสบการณ์ในการเล่นเทนนิสอย่างน้อย 3 ปี มีประสบการณ์ในการแข่งขันเทนนิสในระดับสมาคม ชมรม มหาวิทยาลัย ระดับประเทศและระดับนานาชาติ ที่มีการจัดการแข่งขันอย่างเป็นทางการอย่างน้อย 5 ครั้งภายในระยะเวลา 3 ปี (ชัชชานนท์, 2561)

1.1. กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ คือกลุ่มนักกีฬาเทนนิสที่เป็นตัวแทนเข้าร่วมการแข่งขันระดับชาติหรือนานาชาติ

1.2 กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น คือกลุ่มนักกีฬาที่เป็นตัวแทนเข้าร่วมแข่งขันในรายการทั่วไปหรือระดับกีฬามหาวิทยาลัยแต่ไม่เคยเป็นตัวแทนเข้าร่วมการแข่งขันระดับชาติหรือนานาชาติ

2. มีความถนัดและใช้การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในการฝึกซ้อมและการแข่งขัน

3. มีการฝึกซ้อมอย่างต่อเนื่องสม่ำเสมอมากกว่า 5 ครั้งต่อสัปดาห์ (นิรอมเล, 2560)

4. ไม่เคยได้รับการบาดเจ็บขั้นรุนแรงหรือได้รับการผ่าตัดที่บริเวณกล้ามเนื้อแกนกลางลำตัว กระดูกสันหลัง ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัว ข้อเข่า และข้อเท้า ที่เป็นอุปสรรคในการเข้าร่วมการวิจัย ก่อนเข้าร่วมโครงการทดลองภายในระยะเวลา 6 เดือน

5. มีความสมัครใจในการเข้าร่วมวิจัย

6. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยทุกคนสามารถถอนตัวจากงานวิจัยได้ทันทีเมื่อได้รับความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นกับร่างกาย

เกณฑ์ในการคัดออก มีดังนี้

1. ผู้เข้าร่วมการทดลองเกิดเหตุสุดวิสัย ที่ทำให้ไม่สามารถเข้าร่วมงานวิจัยต่อได้ เช่น เกิดการบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ มีอาการเจ็บป่วย เป็นต้น

2. ผู้เข้าร่วมการทดลองไม่สมัครใจในการเข้าร่วมการทดลองต่อ

การออกแบบวิธีการเก็บเครื่องมือ

การวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาลักษณะรูปแบบการเคลื่อนไหวของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ในการเสิร์ฟเทนนิสรูปแบบคิกทอปสปินโดยการบันทึกภาพด้วยวิดีโอและนำภาพวิดีโอที่บันทึกได้เข้าเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการฉายและหยุดภาพในช่วงที่จะทำการศึกษาให้กลายเป็นภาพนิ่งเพื่อนำไปวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป

ขั้นตอนในการออกแบบวิธีการเก็บข้อมูล

1. ศึกษา เอกสาร หลักการแนวคิด ทฤษฎี เอกสาร ตำรา บทความ งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และข้อเสนอแนะจากผู้เชี่ยวชาญและผู้มีประสบการณ์

2. กำหนดวิธีในการศึกษาลักษณะรูปแบบการเคลื่อนไหวของกลไกโซ่คิเนติกส์และการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสรูปแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาในกลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่ม

การทดสอบเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยประกอบด้วย

1. **การทดสอบความเที่ยง (Validity)** โดยนำวิธีการเก็บข้อมูลที่ออกแบบเสนออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์เพื่อพิจารณาความเหมาะสมและนำวิธีการเก็บข้อมูลให้ผู้เชี่ยวชาญด้านชีวกลศาสตร์การกีฬาจำนวน 2 ท่านทำการตรวจสอบ หลังจากนั้นนำวิธีการเก็บข้อมูลที่

ปรับปรุงแก้ไขแล้วเสนออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์เพื่อนำวิธีการเก็บข้อมูลที่ผ่านการตรวจสอบไปใช้กับกลุ่มตัวอย่าง

2. ทำการศึกษานำร่อง (Pilot Study) โดยนำวิธีการเก็บข้อมูลที่ผ่านการตรวจสอบแล้วไปทดลองหาค่าตัวแปรทางคิเนติกส์และคิเนติกส์ที่ส่งผลต่อการใช้กลไกโซ่คิเนติกส์และการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินเสมือนศึกษาในกลุ่มตัวอย่าง

3. กระบวนการวิจัย โดยการใช้กล้องบันทึกภาพวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) ในการศึกษาครั้งนี้เป็นการใช้ตัวบอกตำแหน่งแบบแอคทีฟ (Active) โดยรับภาพจากกล้องจำนวน 6 ตัวเพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติและสามารถหาข้อมูลต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายที่ต้องการศึกษา ความเร็ว ความเร่ง และแรงลัพธ์ที่กระทำกับร่างกายโดยการใช้งานร่วมกับแผ่นวัดแรง (Force Plate) และโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Visual 3D Motion Analysis) (เฉลิมพล, 2553)

เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูล

1. เครื่องคอมพิวเตอร์พร้อมโปรแกรมบันทึกภาพและวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติ จำนวน 1 เครื่อง
2. กล้องบันทึกภาพในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) รุ่น Oqus7+ series จากบริษัท QUALISYS AB ประเทศสวีเดน จำนวน 6 ตัว
3. โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Visual 3D Motion Analysis)
4. แผ่นวัดแรงปฏิกิริยา (Force Platforms รุ่น Kistler 9286BA, Kistler Group, Switzerland) จำนวน 2 แผ่น
5. อุปกรณ์กำหนดพิกัดอ้างอิงสำหรับใช้ในการบอกตำแหน่งจุดต่าง ๆ ในพื้นที่ที่ต้องการทำการวิจัย (Calibration Set: Wand and L Frame)
6. ตัวติดบอกตำแหน่งสะท้อนแสงแบบทรงกลมฐานแบน (Retro - Reflective Marker) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตร
7. เครื่องทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Hand Grip & Leg Dynamometer)
8. เอกสารสำหรับบันทึกผลการทดลอง

ขั้นตอนการเก็บข้อมูล

การศึกษาครั้งนี้ผู้วิจัยทำการเก็บและวิเคราะห์ข้อมูล ณ ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์การกีฬา มีขั้นตอนการวิจัยดังต่อไปนี้

1. ศึกษารายละเอียด ขั้นตอนเกี่ยวกับวิธีการใช้อุปกรณ์ เครื่องมือ และสถานที่ดำเนินการวิจัย
2. ทำหนังสือขอความร่วมมือในการเก็บรวบรวมข้อมูลจากคณะพลศึกษา มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒถึงคณบดีสำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อกำหนดวันเวลาในการเก็บรวบรวมข้อมูล ขออนุญาตใช้สถานที่และอุปกรณ์
3. ทำหนังสือขออนุญาตในการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
4. จัดเตรียมสถานที่ อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง ที่นำมาใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูล
5. อธิบายขั้นตอนและวิธีการทดสอบในแต่ละส่วน โดยละเอียดแก่กลุ่มตัวอย่าง

การเก็บรวบรวมข้อมูล

การศึกษาครั้งนี้ผู้วิจัยได้แบ่งการเก็บรวบรวมข้อมูล ประกอบด้วย

1.การติดตั้งเครื่องมือ การติดตั้งและตรวจสอบเครื่องมือในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวการลื่นแบบคิกทอปสปีนจะทำก่อนการเก็บรวบรวมข้อมูล 3 วัน ประกอบด้วย

1.1 การติดตั้งแท่นในการลื่นฟรี ตาข่ายดักลูก เครื่องคอมพิวเตอร์พร้อมโปรแกรมบันทึกภาพและกล้องบันทึกภาพในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติจำนวน 6 ตัว โดยจัดวางให้ครอบคลุมพื้นที่ในการวิเคราะห์ที่มีขนาด $6 \times 6 \times 8$ เมตร ข้อมูลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ ภาพการเคลื่อนไหวจากกล้องและสัญญาณความต่างศักย์ไฟฟ้าจะใช้โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว Qualisys ในการเริ่มต้นบันทึกข้อมูลพร้อมกันเพื่อสามารถระบุข้อมูลที่เกิดขึ้นในเวลาเดียวกันจากแหล่งข้อมูลได้ (Data Synchronization) จัดตั้งกล้องบันทึกภาพวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Visual 3D Motion Analysis) โดยปรับความถี่ในการบันทึกภาพ 300 ภาพต่อวินาที

1.2 การจัดวางตำแหน่งของกล้องในการบันทึกภาพถูกวางจากทางด้านหน้าและด้านหลังของนักกีฬาทำมุม 45 องศา ความถี่ของการบันทึกข้อมูลภาพ 300 เฮิร์ตซ์ ทำการบันทึกภาพแบบต่อเนื่อง (Continuous Recording) และทำการปรับแสงอัตโนมัติ กำหนดพื้นที่ในการทดสอบโดยความกว้างของพื้นที่ครึ่งหนึ่งของสนามเทนนิส ติดตั้งกล้องให้ครอบคลุมพื้นที่กลุ่ม

ตัวอย่างและวงจรการเล็งพร้อมๆกับแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาบันทึกข้อมูลที่มีความถี่ 1,500 เฮิร์ตซ์ โดยอุปกรณ์ทั้งสองชนิดจะบันทึกข้อมูลพร้อมกัน (Synchronization)

1.3 ทำการสอบเทียบ (Calibration) ความแม่นยำของกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว โดยสอบเทียบการบันทึกภาพแท่งเหล็กขนาด 1 เมตรเพื่อนำไปใช้อ้างอิงขนาดของภาพเทียบกับระยะที่แท้จริงเป็นเวลา 3 วินาที ชุดสอบเทียบประกอบด้วยก้านคาร์บอนไฟเบอร์ 300 มม. และเฟรมตัว L (L - frame) ภายหลังจากการบันทึกการสอบเทียบ (Calibration) ห้ามมีการเคลื่อนย้ายกล้องหรือทำให้กล้องมีการเคลื่อนไหวออกจากตำแหน่งเดิม ทำการเทียบมาตรฐานระบบพิกัดพื้นที่ของกล้องกับระยะจริง (Camera Calibration) โดยทำการสอบเทียบแบบพลศาสตร์ (Dynamic Calibration) และกำหนดจุดพิกัดอ้างอิง (0, 0, 0) เพื่อแสดงตำแหน่ง X Y และ Z ของวัตถุภายในพื้นที่ศึกษา (Global Reference System) โดยแกน X มีทิศจากด้านซ้ายไปด้านขวา แกน Y มีทิศจากด้านหลังไปด้านหน้า และแกน Z มีทิศจากด้านล่างไปด้านบน จากนั้นทำการบันทึกภาพเคลื่อนไหวโดยการเปิดแสงจากแฟลตให้ส่องไปยังกล้องทั้ง 6 ตัวที่ทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจากกล้องแต่ละตัวพร้อมกัน การสอบเทียบเครื่องมือจะทำในวันติดตั้งเครื่องมือและก่อนการทดสอบการเล็งของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคนทุกครั้งก่อนการบันทึกข้อมูล

1.4 ห้องปฏิบัติการเป็นการจำลองสนามเทนนิสครึ่งสนามความยาว 5.9 เมตร (François et al., 2015) เป้าหมายในการเล็งติดตั้งในตำแหน่งความสูงจากพื้น 3 ฟุตและ 4 ฟุต

2.การเก็บข้อมูลพื้นฐาน

2.1 การเก็บข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่ม ถูกแบ่งออกเป็น 5 วัน กลุ่มตัวอย่างในการเก็บข้อมูลแต่ละวันประกอบด้วยนักเทนนิสมืออาชีพ 1 คนและนักเทนนิสมือสมัครเล่น 1 คน แบ่งการเก็บข้อมูลเป็นช่วงเวลา 9.00 - 12.00 น. และ 13.00 - 16.00 น. กลุ่มตัวอย่างจะสลับเวลาในการเก็บข้อมูลพื้นฐานและการทดลองในแต่ละวัน

2.2 วันเก็บข้อมูลพื้นฐานและการทดสอบการเล็ง กลุ่มตัวอย่างจะได้รับเอกสารชี้แจงรายละเอียดเกี่ยวกับขั้นตอนการเก็บข้อมูลและการปฏิบัติตัวเพื่อให้เข้าใจและสามารถปฏิบัติได้อย่างถูกต้อง หลังจากนั้นทำการลงนามในใบยินยอมเพื่อเข้าร่วมการวิจัย

2.3 กลุ่มตัวอย่างที่เข้าร่วมงานวิจัยจะดำเนินการกรอกข้อมูลพื้นฐานตามแบบใบบันทึกจากผู้วิจัย ประกอบด้วย อายุ ประสบการณ์การเล่น ประสบการณ์การแข่งขัน และรูปแบบการเล็ง หลังจากนั้นทำการวัดสัดส่วนร่างกายของผู้เข้าร่วมการวิจัย ประกอบด้วย การชั่งน้ำหนัก ส่วนสูง ความกว้างยาวและเส้นรอบวงของส่วนของร่างกาย (Circumferences) ประมาณ 30 นาที

2.4 วัดความแข็งแรงของร่างกายด้วยเครื่องทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Hand Grip & Leg Dynamometer) ประกอบด้วยความแข็งแรงของแขนและความแข็งแรงของขา

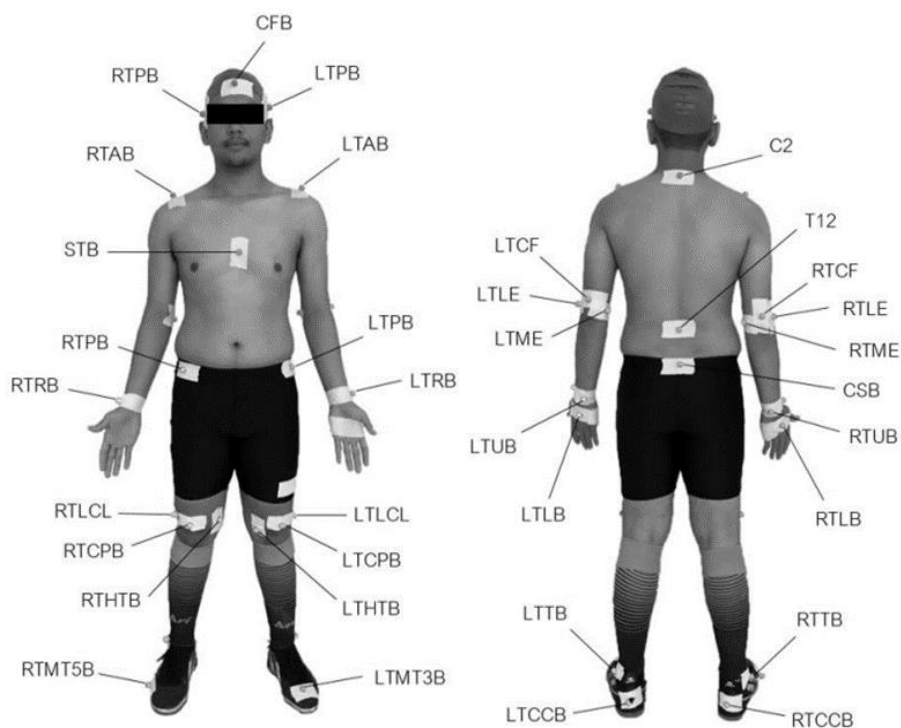
2.5 หลังจากเก็บข้อมูลพื้นฐานและความแข็งแรงของร่างกายแล้ว กลุ่มตัวอย่าง จะทำการติดตัวบอกตำแหน่งหรือมาร์กเกอร์ (Retro Reflective Marker) ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง ขนาด 1.5 เซนติเมตร เพื่อบอกพิกัดของข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายตามหลักสรีรวิทยา โดยติดแบบ ตัวติดบอกตำแหน่งที่ผิวหนัง (Skin Marker) กลุ่มตัวอย่างสวมเสื้อกางเกงขาสั้น ผ้าแนบเนื้อ และ รองเท้าผ้าใบที่ไม่มีสีหรือวัตถุสะท้อนแสง จากนั้นทำความสะอาดตำแหน่งที่ต้องติดมาร์กเกอร์โดยการเช็ดด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์และทำการติดมาร์กเกอร์ตามตำแหน่งที่กำหนด ระยะเวลาในการ ติดมาร์กเกอร์ประมาณ 45 นาที

2.6 ผู้เข้าร่วมการวิจัยทำการอบอุ่นร่างกายเพื่อทำความคุ้นเคยกับมาร์กเกอร์ที่ ติดอยู่กับร่างกายและไม่เหน็ดเหนื่อยที่ผู้วิจัยได้จัดเตรียมไว้ให้ โดยได้รับเวลาในการทำ ความคุ้นเคยกับ สภาพแวดล้อมการทดสอบและตัวบอกตำแหน่งมากเท่าที่จำเป็น (Caroline et al., 2012)

2.7 แบบจำลองส่วนของร่างกาย (Body Segment Model Parameter) ใน การศึกษาครั้งนี้ทั้งหมด 15 ส่วน ประกอบด้วยส่วนของร่างกาย 14 ส่วน คือส่วนของศีรษะ ลำตัว แขนส่วนบน แขนส่วนปลาย มือ ขาส่วนบน ขาส่วนล่างและเท้าทั้งสองข้าง และไม่เหน็ด 1 ส่วน การติดมาร์กเกอร์เรืองแสงจำนวน 36 จุดตามลำดับส่วนของร่างกายรวมกับตำแหน่งที่ติดบนไม้ เเทนนิส (หฤษฎ์, 2021) ประกอบด้วย

1. Head Center of Frontal Bone (CFB)
2. Right Parietal Bone (RTPB)
3. Left Parietal Bone (LTPB)
4. Shoulder Right Acromion Bone (RTAB)
5. Left Acromion Bone (LTAB)
6. Chest Sternum Bone (STB)
7. Back Cervical 2 (C2)
8. Thoracic 12 (T12)
9. Pelvis Right Public Bone (RTPB)
10. Left Public Bone (LTPB)
11. Center of Sacrum Bone (CSB)
12. Elbow Right Coronoid Fossa (RTCF)

13. Light Coronoid Fossa (LTCTF)
14. Right Lateral Epicondyle (RTLE)
15. Light Lateral Epicondyle (LTLE)
16. Right Medial Epicondyle (RTME)
17. Light Medial Epicondyle (LTME)
18. Hand Right Lunate Bone (RTLB)
19. Left Lunate Bone (LTLB)
20. Right Ulna Bone (RTUB)
21. Left Ulna Bone (LTUB)
22. Right Radial Bone (RTRB)
23. Light Radial Bone (LTRB)
24. Knee Right Lateral Cartilage Ligament (RTLCL)
25. Left Lateral Cartilage Ligament (LTLCL)
26. Right Center of Patella Bone (RTCPB)
27. Left Center of Patella Bone (LTCBPB)
28. Right Head Tibia Bone (RTHTB)
29. Left Head Tibia Bone (LHTB)
30. Foot Right Metatarsal V Bone (RTMT5B)
31. Left Metatarsal III Bone (LTMT3B)
32. Right of Calcaneus Bone (RTCCB)
33. Left of Calcaneus Bone (LTCCB)
34. Right of Talus Bone (RTTB)
35. Left of Talus Bone (LTTB)



ภาพประกอบ 6 อ้างอิงจาก การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ของการเตะด้วยหลังเท้าและหัวเข่าใน นักกีฬาฟุตบอล Biomechanical Analysis of Instep and Toe – Poke Kick in Gin Fustal Players

ที่มา: ฤทธิ์ อภิเดช (2021)

2.8 การติดตั้งมาร์กเกอร์ที่ไม่เหนียวติดประกอบด้วย จุดกึ่งกลางหน้าไม้เทนนิสทั้งสองด้าน ด้านล่างของด้ามไม้เทนนิส ส่วนบนและส่วนล่างของหน้าไม้เทนนิส (Caroline et al., 2014)

3. การทดสอบการเสิร์ฟ

3.1 ก่อนการทดสอบการเสิร์ฟ กลุ่มตัวอย่างจะทำความคุ้นเคยกับพื้นที่ในการเก็บข้อมูลประกอบด้วยการอบอุ่นร่างกายด้วยการวิ่งจ็อกกิ้งประมาณ 5 นาทีและการออกกำลังกายยืดเหยียดกล้ามเนื้อประมาณ 10 นาที การอบอุ่นร่างกายเสมือนจริงคือการเคลื่อนไหวในรูปแบบการเสิร์ฟคิกทอปสปินประมาณ 10 นาที จากนั้นให้นักกีฬาฝึกซ้อมการเคลื่อนไหวในการเสิร์ฟประมาณ 5 นาที (Victor, Alvaro, Raul, & Valentin, 2019) โดยผู้วิจัยจะแสดงป้ายลำดับของการเสิร์ฟก่อนการเสิร์ฟในแต่ละครั้ง หลังจากนั้นก็จะเริ่มบันทึกการเคลื่อนไหวของการเสิร์ฟ.

3.2 กลุ่มตัวอย่างทำการปรับร่างกายโดยการทดลองยืนด้วยเท้าทั้งสองข้างบนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยา (Force Plate) ทำการทดสอบโดยเท้าทั้งสองข้างต้องไม่หลุดออกจากแผ่นวัดแรง กลุ่มตัวอย่างเตรียมท่าทางในจังหวะการเสิร์ฟ เท้าซ้ายและเท้าขวายืนอยู่บนแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาแต่ละแผ่นโดยสวมรองเท้าเทนนิส ทำการเสิร์ฟด้วยการเหวี่ยงไม้เทนนิสเปล่าเพื่อสร้างความคุ้นเคย เมื่อผู้ทดสอบพร้อม ผู้บันทึกจะส่งเสียงสัญญาณ “เริ่ม” ให้กลุ่มตัวอย่างทำการเสิร์ฟในการทำเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินไปยังเป้าหมายที่กำหนดไว้ (Caroline et al., 2012)

3.3. กลุ่มตัวอย่างทำการเสิร์ฟด้วยรูปแบบคิกทอปสปินอย่างต่อเนื่องด้วยความพยายามดีลูกให้แรงและแม่นยำเหมือนการตีในสถานการณ์จริงซึ่งเป็นการเสิร์ฟที่สมบูรณ์ ประกอบด้วยการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินด้วยความเร็วสูงไปยังตำแหน่งเป้าหมาย (Francois et al., 2015) มาร์กเกอร์ทุกตัวถูกบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยกล้องอย่างน้อย 6 ตัว โดยไม่มีมาร์กเกอร์ตัวใดหลุดจากตำแหน่งที่ติดและเป็นการเสิร์ฟที่มีช่วงเหตุการณ์ครบทั้ง 3 ช่วงจนกว่าจะมีการบันทึกการทดลองที่ประสบความสำเร็จ (Sakurai, Reid, & Elliott, 2012) กลุ่มตัวอย่างมีเวลาสำหรับการเสิร์ฟและการพักแต่ละครั้ง 1 นาที ระหว่างพักสามารถซ้อมการเสิร์ฟได้ การเสิร์ฟที่สมบูรณ์ที่สุด 3 ครั้งจะนำมาใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Reid, Giblin, & Whiteside, 2014; Whiteside, Elliott, Lay, & Reid, 2014) เกณฑ์ในการเลือกความสมบูรณ์ของการเสิร์ฟประกอบด้วยความแม่นยำและความเร็วหัวไม้สูงสุดขณะที่มีการกระทบลูกเทนนิส (Reid et al., 2014; Whiteside et al., 2014) หากกลุ่มตัวอย่างทำการเสิร์ฟได้ต่ำกว่า 3 พูตนับว่าเป็นลูกเสีย

3.4 ระยะเวลาในการเก็บข้อมูลประกอบด้วย การติดตั้งเครื่องมือก่อนการเก็บข้อมูล 3 วัน การเก็บข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มจะใช้เวลา 5 วัน รวม 8 วัน โดยกลุ่มตัวอย่างจะใช้เวลาในการเก็บข้อมูลพื้นฐานและการทดลอง ประมาณ 3 ชั่วโมง

การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล

1. นำภาพที่บันทึกได้มาวิเคราะห์ข้อมูลทางคิเนเมติกส์ (Kinematics) และคิเนติกส์ (Kinetics) ด้วยโปรแกรมการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Visual 3D Motion Analysis) โดยแบ่งช่วงการวิเคราะห์ออกเป็น 3 ระยะ ประกอบด้วยระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และนำข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อแปลงภาพที่ได้ไปเป็นตำแหน่งมาร์กเกอร์ในเวลา (Digitization) และประมวลเพื่อหาความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง

(Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ของข้อต่อ ทั้ง 7 ส่วนของร่างกายประกอบด้วย ข้อเท้า ข้อเข่า สะโพก ลำตัว หัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือ

2. วิเคราะห์ข้อมูลทางคิเนติกส์ประกอบการวิเคราะห์แรง (Force) แรงลัพธ์ที่ข้อต่อ (Resultant Joint Force) และทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) โดยมีการคำนวณตามลำดับของคาร์แดน (Cardan Sequence Z – X - Y) ในแนวการงอและการเหยียด (Flexion - Extension) การกางแขนและการหุบแขน (Abduction - Adduction) การหมุนเข้าด้านในและการหมุนออกด้านนอก (Internal - External Rotation) (Caroline et al., 2014)

3. วิเคราะห์ข้อมูลทางคิเนติกส์เพื่อทำการหาค่าการไหลของพลังงาน (Energy Flow) จากกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) ประกอบด้วยกำลังของแรงที่ข้อต่อ (Joint Force Power) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (Segment Torque Power) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque Power) และกำลังของส่วนของร่างกาย (Segment Power) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปีนระหว่างกลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่ม การจัดการสัญญาณรบกวนใช้วิธีการกรองสัญญาณด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบ Butterworth กำหนดความถี่ (Cutoff frequency) ที่ 6 เฮิรตซ์

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

การศึกษานี้ผู้วิจัยต้องการศึกษากลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ในการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปีนโดยมีขั้นตอนในการเก็บรวบรวมข้อมูลและวิธีการคำนวณผลทางคิเนมาติกส์ (Kinematic) และคิเนติกส์ (Kinetic) ซึ่งแบ่งออกเป็นขั้นตอนตามลำดับ ดังนี้

1.1 วิเคราะห์ข้อมูลเบื้องต้นเพื่อให้ทราบคุณลักษณะของกลุ่มตัวอย่างและลักษณะของการแจกแจงตัวแปรที่ใช้ในการศึกษาวิจัย โดยหาค่าสถิติพื้นฐาน ประกอบด้วย ค่ามัชฌิมเลขคณิต ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

1.2 วิเคราะห์ข้อมูลด้วยการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุคูณ (Multiple Linear Regression) ในการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรอิสระ (Independent Variables) เพื่อหาความสัมพันธ์ในการสร้างสมการทำนายพหุคูณตัวแปรตาม (Y) หนึ่งตัว จากกลุ่มตัวแปรอิสระ (X) หลายตัว (สุทิน, 2564) โดยมีข้อตกลงเบื้องต้นในการวิเคราะห์การถดถอย คือ

1.2.1 ตัวแปรอิสระ (X) และตัวแปรตาม (Y) เป็นตัวแปรเชิงปริมาณ (Quantitative Variable) หรือตัวแปรต่อเนื่อง (Continuous Variables)

1.2.2 ตัวแปรอิสระแต่ละตัวมีความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงกับตัวแปรตาม

1.2.3 ตัวแปรอิสระไม่มีความสัมพันธ์กันหรือเป็นอิสระต่อกัน

1.2.4 การแจกแจงของตัวแปรตามเป็นแบบโค้งปกติ (Normal Distribution)

1.2.5 ค่าของ Y มีความแปรปรวนเท่ากันทุกค่าของ X

1.2.6 ความแปรปรวนของค่าความคลาดเคลื่อนจากการพยากรณ์ (Residual)

ที่ทุกจุดบนเส้นถดถอยมีค่าเท่ากัน

1.3 เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนตัวแปรพหุนาม (MANOVA) โดยมีข้อตกลงเบื้องต้น ดังนี้

1.3.1 ความเป็นอิสระค่าที่สังเกตได้เป็นอิสระต่อกันทางสถิติ

1.3.2 การแจกแจงพหุตัวแปรเป็นโค้งปกติและความเป็นเอกพันธ์ของความแปรปรวนร่วมที่ต้องการกระบวนการตรวจสอบที่แตกต่างกัน

โดยผู้วิจัยจะทำการวิเคราะห์ตัวแปรตามที่ละตัว เพื่อประเมินว่าตัวแปรตามใดมีส่วนร่วมทำให้ผลทดสอบมีความแตกต่าง โดยตัวแปรตามจะต้องไม่มีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน โดยใช้สถิติ Wilks' s Lambda (λ) ในการทดสอบเพื่อประเมินความมีนัยสำคัญของความแตกต่างระหว่างกลุ่ม (ฉัตรศิริ, 2561)

1.4 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยภายหลังการทดสอบรวม (Post Hoc Test) เพื่อเปรียบเทียบกลุ่มแต่ละกลุ่มในตัวแปรอิสระกับทุกกลุ่มรวมกัน โดยใช้สถิติ Turkey 's HSD Test (สุพัฒน์, 2560)

1.5 ทำการวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณเพื่อทำนายและแสดงความสัมพันธ์เชิงสาเหตุระหว่างตัวแปรโดยการเลือกตัวแปรต้นที่มีความสัมพันธ์กับตัวแปรตามสูงสุดและมีนัยสำคัญทางสถิติในสมการถดถอยโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis) เพื่อหาสมการทำนาย (Predicted Equation) ที่ดีที่สุดที่เหมาะสมสำหรับการสร้างสมการทำนายหรือสมการพยากรณ์ (นงลักษณ์, 2553)

บทที่ 4

ผลการศึกษา

จากการศึกษาความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ทั้ง 7 ข้อต่อของร่างกายในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ได้ถูกนำเสนอในรูปแบบตารางและภาพประกอบ แบ่งออกเป็น 3 ตอน คือ

1. ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง
2. ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ทั้ง 7 ข้อต่อของส่วนของร่างกายในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ประกอบด้วย ระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่ม (ข้อมูลค่าเฉลี่ยแสดงในภาคผนวก ก)
3. ความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีต่อตัวแปรตามในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและมือสมัครเล่น

ตอนที่ 1 ลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง

ตาราง 1 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลักษณะทางกายภาพของกลุ่มตัวอย่าง

	นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ	นักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น
	M ± S.D.	M ± S.D.
อายุ (ปี)	19.2 ± 1.17	18.4 ± 0.8
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	68.8 ± 14.4	71 ± 9.29
ความสูง (เซนติเมตร)	174.6 ± 1.50	175.6 ± 5.68
ดัชนีมวลกาย (กก.ต่อเมตร ²)	22.51 ± 4.42	22.91 ± 1.66
ความแข็งแรงของแขน (กิโลกรัม)	37.4 ± 6.70	39.47 ± 2.59
ความแข็งแรงของขา (กิโลกรัม)	149.4 ± 29.39	158.53 ± 27.15
แขนด้านที่ถนัด	ขวา	ขวา

ตารางที่ 1 พบว่ากลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 10 คน แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ประกอบด้วยกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ จำนวน 5 คน มีอายุเฉลี่ย 19.2 ± 1.17 ปี น้ำหนักโดยเฉลี่ย 68.8 ± 14.4 กิโลกรัม ส่วนสูง 174.6 ± 1.50 เซนติเมตร ค่าดัชนีมวลกายมีค่า 22.51 ± 4.42 กิโลกรัมต่อเมตร² ค่าความแข็งแรงของแขนมีค่า 149.4 ± 29.39 กิโลกรัม ค่าความแข็งแรงของขามีค่า 37.4 ± 6.70 กิโลกรัม และกลุ่มนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น จำนวน 5 คน มีอายุเฉลี่ย 18.4 ± 0.8 ปี น้ำหนักโดยเฉลี่ย 71 ± 9.29 กิโลกรัม ส่วนสูง 175.6 ± 5.68 เซนติเมตร ค่าดัชนีมวลกายมีค่า 22.91 ± 1.66 กิโลกรัมต่อเมตร² ค่าความแข็งแรงของแขนมีค่า 158.53 ± 27.15 กิโลกรัม ค่าความแข็งแรงของขามีค่า 39.47 ± 2.59 กิโลกรัม และกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีความถนัดมือขวา

ตอนที่ 2 ความเร็วเชิงเส้น ความเร็วเชิงมุม ความเร่ง โมเมนตัมเชิงเส้น โมเมนตัมเชิงมุม ทอร์ก และแรง ทั้ง 7 ข้อต่อการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ของกลุ่มทดลองทั้ง 2 กลุ่ม

ตาราง 2 การวิเคราะห์ความแปรปรวนพหุคูณ (MANOVA) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟระหว่างกลุ่มทดลองทั้ง 2 กลุ่ม

ข้อต่อ	กลุ่ม (Sig)	ระยะการเสิร์ฟ (Sig)	กลุ่ม*ระยะการเสิร์ฟ (Sig)
ข้อมือ	0.561	0.000	0.387
ข้อศอก	0.783	0.000	0.625
หัวไหล่	0.124	0.000	0.804
ลำตัว	0.835	0.000	0.719
สะโพก	0.680	0.006	0.418
หัวเข่า	0.089	0.080	0.896
ข้อเข่า	0.419	0.092	0.719

ตารางที่ 2 พบว่าค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ทั้ง 7 ข้อต่อของส่วนของร่างกายระหว่างกลุ่ม

ตัวอย่างทั้งสองไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ของข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกในแต่ละระยะการเลี้ยวมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่ไม่พบความแตกต่างของค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ของข้อเข้าและข้อเท้าในแต่ละระยะการเลี้ยวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 การทดสอบปฏิสัมพันธ์พบว่ากลุ่มและระยะการเลี้ยวไม่มีอิทธิพลต่อค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ทั้ง 7 ข้อต่อของส่วนของร่างกายในการเลี้ยวเทนนิสแบบคิกทอปสปินทั้ง 3 ระยะของการเลี้ยว

การทดสอบความแตกต่างรายคู่ระหว่างระยะการเลี้ยวของค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ของข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพก แสดงในตารางที่ 3 – 7

ตัวแปร	(I) phase	(J) phase	Mean Difference (I - J)	Std. Error	Sig.
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.3823	.16275	.070
		ส่งไม้	.7192 [*]	.16275	.001
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.3823	.16275	.070
		ส่งไม้	1.1015 [*]	.16698	.000
ทอร์ก (Torque)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.1377 [*]	.04591	.017
		ส่งไม้	.1484 [*]	.04591	.010
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.1377 [*]	.04591	.017
		ส่งไม้	.2861 [*]	.04711	.000
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	.1760	.35976	.877
		ส่งไม้	-3.7353 [*]	.35976	.000
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-.1760	.35976	.877
		ส่งไม้	-3.9113 [*]	.36910	.000
แรง (Force)	เตรียมตัว	ความเร่ง	.6060	.87954	.772
		ส่งไม้	-3.3301 [*]	.87954	.003
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-.6060	.87954	.772
		ส่งไม้	-3.9361 [*]	.90239	.001

ตารางที่ 3 พบว่าระยะการเลิฟมีอิทธิพลต่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และแรง (Force) ของข้อมือ ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยของทอร์ก (Torque) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และแรง (Force) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตาราง 4 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิฟเทคนิสนิสแบบคิกทอปสปีนของข้อศอก

ตัวแปร	(I) phase	(J) phase	Mean Difference (I - J)	Std. Error	Sig.
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.2447	.13373	.181
		ส่งไม้	.6751*	.13373	.000
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.2447	.13373	.181
		ส่งไม้	.9198*	.13373	.000
ทอร์ก (Torque)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-1.0169*	.29297	.005
		ส่งไม้	-.3993	.29297	.376
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	1.0169*	.29297	.005
		ส่งไม้	.6176	.29297	.109
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-1.1772*	.41219	.023
		ส่งไม้	-3.5319*	.41219	.000
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	1.1772*	.41219	.023
		ส่งไม้	-2.3547*	.41219	.000
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.0006	.00501	.991
		ส่งไม้	-.0202*	.00501	.001
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.0006	.00501	.991
		ส่งไม้	-.0196*	.00501	.002
แรง (Force)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	3.0030	2.43789	.447
		ส่งไม้	-5.8605	2.43789	.061
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-3.0030	2.43789	.447
		ส่งไม้	-8.8635*	2.43789	.004

ตารางที่ 4 พบว่าระยะการเลิฟมีอิทธิพลต่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) และแรง (Force) ของข้อศอก ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยของทอร์ก (Torque) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มี

ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยของแรง (Force) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตาราง 5 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของหัวไหล่

ตัวแปร	(I) phase	(J) phase	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.1688	.08236	.122
		ส่งไม้	.2810*	.08236	.006
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.1688	.08236	.122
		ส่งไม้	.4499*	.08236	.000
ทอร์ก (Torque)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	.1285	1.23898	.994
		ส่งไม้	4.8500*	1.23898	.002
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-.1285	1.23898	.994
		ส่งไม้	4.7215*	1.23898	.002
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.7006	.35084	.135
		ส่งไม้	-2.8770*	.35084	.000
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.7006	.35084	.135
		ส่งไม้	-2.1764*	.35084	.000
โมเมนตัม (Momentum)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	.0818	.25342	.944
		ส่งไม้	.6812*	.25342	.033
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-.0818	.25342	.944
		ส่งไม้	.5993	.25342	.066

ตารางที่ 5 พบว่าระยะการเลิฟมีอิทธิพลต่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) โมเมนตัม (Momentum) และแรง (Force) ของหัวไหล่ ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through) และในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยของโมเมนตัม (Momentum) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตาราง 6 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลี้ยวเฟ้นเทนนิสแบบคิกทอปสปินของลำตัว

ตัวแปร	(I) phase	(J) phase	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.1261*	.02681	.000
		ส่งไม้	.0423	.02681	.274
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.1261*	.02681	.000
		ส่งไม้	.1684*	.02681	.000
ทอร์ก (Torque)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	14.7771	9.43357	.279
		ส่งไม้	-20.6542	9.43357	.093
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-14.7771	9.43357	.279
		ส่งไม้	-35.4313*	9.43357	.003
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-1.1192*	.26532	.001
		ส่งไม้	-1.3198*	.26532	.000
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	1.1192*	.26532	.001
		ส่งไม้	-.2007	.26532	.733
ความเร่ง (Acceleration)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-2.7418	2.75896	.588
		ส่งไม้	4.7452	2.75896	.218
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	2.7418	2.75896	.588
		ส่งไม้	7.4870*	2.75896	.031
โมเมนตัม (Momentum)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.8643*	.25405	.006
		ส่งไม้	.3497	.25405	.369
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.8643*	.25405	.006
		ส่งไม้	1.2140*	.25405	.000

ตารางที่ 6 พบว่าระยะการเลี้ยวเฟ้นมีอิทธิพลต่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) และโมเมนตัม (Momentum) ของลำตัว ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยของทอร์ก (Torque) และความเร่ง (Acceleration) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration

Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตาราง 7 การทดสอบความแตกต่างรายคู่ของระยะการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปีนสะโพก

ตัวแปร	(I) phase	(J) phase	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.1158*	.03854	.018
		ส่งไม้	.0466	.03854	.461
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.1158*	.03854	.018
		ส่งไม้	.1624*	.03854	.001
ทอร์ก (Torque)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	19.7735*	5.11792	.002
		ส่งไม้	5.6079	5.11792	.527
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	-19.7735*	5.11792	.002
		ส่งไม้	-14.1656*	5.11792	.030
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.8492*	.22957	.004
		ส่งไม้	-.1215	.22957	.858
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.8492*	.22957	.004
		ส่งไม้	.7277*	.22957	.012
โมเมนตัม (Momentum)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-.8850*	.28600	.015
		ส่งไม้	.3331	.28600	.486
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	.8850*	.28600	.015
		ส่งไม้	1.2181*	.28600	.001
แรง (Force)	เตรียมตัว	เร่งความเร็ว	-32.3936	30.53600	.548
		ส่งไม้	-84.4202*	30.53600	.030
	เร่งความเร็ว	เตรียมตัว	32.3936	30.53600	.548
		ส่งไม้	-52.0266	30.53600	.227

ตารางที่ 7 พบว่าระยะการเลิฟมีอิทธิพลต่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) โมเมนตัม (Momentum) และแรง (Force) ของสะโพก ค่าเฉลี่ยของความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ทอร์ก (Torque) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และ

ค่าเฉลี่ยของแรง (Force) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) อย่างมีนัยสำคัญ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

ตอนที่ 3 ความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อตัวแปรตามในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ตาราง 8 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะเตรียมตัว (Preparation Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ

ตัวแปรการไหลของพลังงาน	ข้อต่อ (Joint)	ค่าคงที่ (Constant)	Sig	สมการ (Equation)	R ²
กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	ข้อมือ	0.223	0.022	$Y = -4.5712 \text{ (Linear Velocity)} + 0.223$	0.866
	ข้อเท้า	0.571	0.013	$Y = -223.640 \text{ (Linear Velocity)} + 0.571$	0.905
	หัวไหล่	-2.422	0.044	$Y = 0.208 \text{ (Force)} + 6.082 \text{ (Momentum)} - 2.422$	-2.422
	ลำตัว	12.615	0.003	$Y = 6.558 \text{ (Momentum)} + 19.018 \text{ (Angular Velocity)} + 0.107 \text{ (Force)} + 12.615$	1.000
กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP)	ข้อเท้า	-4.156	0.000	$Y = 57.318 \text{ (Angular Velocity)} + 0.040 \text{ (Torque)} - 4.156$	-4.156
	ข้อศอก	-1.237	0.007	$Y = -1.695 \text{ (Torque)} - 1.103 \text{ (Angular Velocity)} - 1.247$	0.993
	ข้อมือ	0.005	0.003	$Y = -2.048 \text{ (Torque)} + 0.005$	0.967
	สะโพก	1.590	0.006	$Y = -5.416 \text{ (Acceleration)} - 1759.966 \text{ (Angular Momentum)} + 1.590$	0.994
	ข้อเท้า	-4.299	0.004	$Y = 513.485 \text{ (Linear Velocity)} - 4.299$	0.959

ตาราง 8 (ต่อ)

กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP)	ข้อเท้า	0.375	0.000	$Y = -4.933 \text{ (Angular Velocity)} + 21.390 \text{ (Momentum)} + 0.375$	1.000
	ข้อศอก	-0.031	0.000	$Y = -0.628 \text{ (Angular Velocity)} + 0.271 \text{ (Torque)} - 0.031$	1.000
	ข้อมือ	0.010	0.011	$Y = -0.137 \text{ (Torque)} + 0.026 \text{ (Linear Velocity)} + 0.010$	0.989
	ข้อเท้า	-1.139	0.001	$Y = 0.634 \text{ (Acceleration)} - 0.029 \text{ (Torque)} - 1.139$	0.999
	ลำตัว	1.095	0.003	$Y = -0.247 \text{ (Torque)} - 2.340 \text{ (Angular Velocity)}$	0.997

+ 1.095					
กำลังของส่วนของร่างกาย (SP)	ข้อเท้า	- 2.359	0.006	$Y = -2107.721 \text{ (Angular Momentum)} - 2.359$	0.941
	ข้อมือ	0.458	0.023	$Y = -9.077 \text{ (Linear Velocity)} + 0.458$	0.861
	ข้อเข่า	2.151	0.014	$Y = -683.358 \text{ (Linear Velocity)} + 2.151$	0.902
	หัวไหล่	-7.188	0.002	$Y = 0.525 \text{ (Force)} + 20.923 \text{ (Momentum)} -7.188$	0.998
	ลำตัว	3.762	0.006	$Y = -1466.240 \text{ (Linear Velocity)} + +3.762$	0.911

ตารางที่ 8 พบว่าในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเลิร์ฟ ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ของข้อมือและข้อเข่า แรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ของหัวไหล่ โมเมนตัม (Momentum) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และแรง (Force) ของลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีวะมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือและข้อเข่าลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อแรงและโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และแรง (Force) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) ที่ข้อเท้าและข้อศอก ทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือ ความเร่ง (Acceleration) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพกและความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อเข่า จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีวะมีค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อเท้าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้นแต่ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อศอกลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อมือลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่สะโพกลดลงเมื่อความเร่ง (Acceleration) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อเข่าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อเท้า ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอก ทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงเส้น (Angular Velocity) ที่ข้อมือ ความเร่ง (Acceleration) และทอร์ก (Torque) ที่ข้อเข่าและทอร์ก (Torque) กับความเร็วเชิงมุม

(Angular Velocity) ที่ลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพอามีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้นแต่ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้นแต่ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกเพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่าลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ที่ลำตัวลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้า ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ ข้อเข่าและลำตัว แรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพอามีค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อเท้าลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อมือ ข้อเข่าและลำตัวลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น

ตาราง 9 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปีน ในระยะเตรียมตัว (Preparation Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ตัวแปรการไหลของพลังงาน	ข้อต่อ (Joint)	ค่าคงที่ (Constant)	sig	สมการ (Equation)	R ²
	สะโพก	21.676	0.023	$Y = -3.452 (\text{Torque}) + 21.676$	0.955

กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	หัวไหล่	-3.732	0.011	$Y = 99.969 \text{ (Linear Velocity)} - 3.732$	0.912
กำลังของทอร์กที่ ส่วนของร่างกาย (STP)	ข้อศอก	2.615	0.041	$Y = -6.689 \text{ (Torque)} + 2.615$	0.797
	ข้อมือ	-0.152	0.021	$Y = 2.934 \text{ (Momentum)} - 0.152$	0.869
	สะโพก	-9.289	0.004	$Y = 1.641 \text{ (Torque)} - 0.010 \text{ (Force)} - 9.289$	1.000
	หัวไหล่	-7.614	0.015	$Y = 140.579 \text{ (Linear Velocity)} - 7.614$	0.967
กำลังของทอร์กที่ ข้อต่อ (JTP)	ข้อศอก	0.736	0.003	$Y = -4.224 \text{ (Linear Velocity)} + 1.639$ $\text{(Momentum)} + 0.736$	0.947
	ข้อมือ	0.028	0.043	$Y = -0.000 \text{ (Acceleration)} + 0.004$	0.793
	สะโพก	3.294	0.008	$Y = -0.055 \text{ (Force)} - 4.980 \text{ (Momentum)} + 3.294$	1.000
	ข้อเข่า	2.118	0.015	$Y = -107.205 \text{ (Linear Velocity)} + 2.118$	0.895
	หัวไหล่	-0.137	0.027	$Y = 0.350 \text{ (Torque)} - 0.137$	0.846
กำลังของส่วนของ ร่างกาย (SP)	หัวไหล่	-7.171	0.009	$Y = 207.821 \text{ (Linear Velocity)} - 7.171$	-1.139

ตารางที่ 9 พบว่าในระยะเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเลิฟ ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยทอร์ก (Torque) ของสะโพกและความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ของหัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอก โมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อมือ แรง (Force) และทอร์ก (Torque) ที่สะโพกและความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อศอกลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อมือเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่สะโพกลดลงเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้นแต่ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่สะโพกเพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อศอก ความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อมือ แรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ที่สะโพก ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อเข่าและ

ทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือลดลงเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกลดลงเมื่อแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่าลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น

ตาราง 10 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ

ตัวแปรการไหล	ข้อต่อ	ค่าคงที่			
ของพลังงาน	(Joint)	(Constant)	sig	สมการ (Equation)	R ²
กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	ลำตัว	- 12.116	0.009	Y = 255.594 (Linear Velocity) - 2.686 (Acceleration) - 12.116	0.991

กำลังของทอร์กที่	ลำตัว	3.064	0.008	$Y = -16.886 \text{ (Momentum)} + 0.341 \text{ (Torque)} + 3.064$	0.992
ส่วนของร่างกาย (STP)	ข้อเท้า	32.604	0.005	$Y = -99.948 \text{ (Momentum)} - 2356.715 \text{ (Angular Momentum)} + 3.064$	1.000
กำลังของทอร์กที่	สะโพก	7.050	0.035	$Y = -137.809 \text{ (Linear Velocity)} + 7.050$	1.000
ข้อต่อ (JTP)	ลำตัว	5.310	0.000	$Y = 0.410 \text{ (Torque)} + 5.310$	0.997
กำลังของส่วนของร่างกาย (SP)	ข้อมือ	0.010	0.007	$Y = 0.114 \text{ (Momentum)} + 0.003 \text{ (Angular Momentum)} + 0.010$	1.000
	ลำตัว	15.035	0.003	$Y = -2.610 \text{ (Torque)} + 15.035$	0.963

ตารางที่ 10 พบว่าในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของการเลิฟ ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และความเร่ง (Acceleration) ของลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวลดลงเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยโมเมนตัม (Momentum) และทอร์ก (Torque) ที่ลำตัว โมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้า จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ลำตัวลดลงเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อเท้าลดลงเมื่อโมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพกและทอร์ก (Torque) ที่ลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยโมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อมือ และทอร์ก (Torque) ที่ลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของส่วนของ

ร่างกาย (SP) เพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ลำตัวลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตาราง 11 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเลี้ยวเทนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ตัวแปรการไหล ของพลังงาน	ข้อต่อ (Joint)	ค่าคงที่ (Constant)	sig	สมการ (Equation)	R ²
กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	ข้อมือ	5.322	0.019	$Y = -2.775 (\text{Force}) + 5.322$	0.877
	สะโพก	- 50.949	0.006	$Y = -2.385 (\text{Torque}) - 112.711 (\text{Angular Momentum}) - 50.949$	1.000
กำลังของทอร์กที่ ส่วนของร่างกาย (STP)	ข้อศอก	- 22.841	0.048	$Y = 40.793 (\text{Torque}) - 22.841$	0.797
	สะโพก	8.963	0.014	$Y = 15.508 (\text{Acceleration}) + 8.963$	0.973
	หัวไหล่	-16.980	0.005	$Y = 10.777 (\text{Torque}) - 16.980$	0.947
กำลังของทอร์กที่ ข้อต่อ (JTP)	ข้อมือ	0.064	0.012	$Y = -0.056 (\text{Force}) + 0.064$	0.907
	สะโพก	8.550	0.012	$Y = 0.502 (\text{Torque}) + 8.550$	0.975
กำลังของส่วนของ ร่างกาย (SP)	ข้อมือ	11.026	0.014	$Y = - 5.367 (\text{Force}) + 11.026$	0.901
	สะโพก	- 88.812	0.002	$Y = - 4.310 (\text{Torque}) - 88.812$	0.995

ตารางที่ 11 พบว่าในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ของการเลี้ยว ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยแรง (Force) ที่ข้อมือและทอร์ก (Torque) กับโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพก จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือลดลงเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอกและหัวไหล่ และความเร่ง (Acceleration) ที่สะโพก จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย

(STP) ที่ข้อศอกและหัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่สะโพกเพิ่มขึ้นเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยแรง (Force) ที่ข้อมือและทอร์ก (Torque) ที่สะโพก จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือลดลงเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้น และค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกเพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยแรง (Force) ที่ข้อมือและทอร์ก (Torque) ที่สะโพก จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อมือลดลงเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่สะโพกลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตาราง 12 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ

ตัวแปรการไหลของพลังงาน	ข้อต่อ (Joint)	ค่าคงที่ (Constant)	sig	สมการ (Equation)	R ²
กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	ข้อศอก	-13.798	0.002	$Y = -984.285 \text{ (Angular Momentum) - 13.798}$	0.968
	ข้อมือ	4.894	0.050	$Y = 93.876 \text{ (Torque) + 4.894}$	0.903

	สะโพก	17.755	0.026	$Y = -277.958 \text{ (Linear Velocity)} + 17.755$	0.850
	ข้อเข่า	-3.571	0.000	$Y = 12.364 \text{ (Angular Velocity)} - 3.571$	0.995
	หัวไหล่	1347.793	0.003	$Y = 393.617 \text{ (Torque)} + 1347.793$	0.966
กำลังของทอร์กที่ ส่วนของร่างกาย (STP)	ข้อมือ	0.897	0.013	$Y = 16.619 \text{ (Torque)} + 0.897$	0.975
	ข้อเข่า	1.584	0.000	$Y = -1.703 \text{ (Torque)} + 1.584$	0.995
	หัวไหล่	597.783	0.002	$Y = 172.376 \text{ (Torque)} + 597.783$	0.973
	ลำตัว	4.659	0.019	$Y = 533.008 \text{ (Linear Velocity)} + 4.659$	0.877
กำลังของทอร์กที่ ข้อต่อ (JTP)	ข้อเท้า	0.225	0.032	$Y = 0.180 \text{ (Acceleration)} + 0.225$	0.937
	สะโพก	-0.449	0.014	$Y = -70.690 \text{ (Angular Momentum)} - 0.449$	0.899
	ข้อเข่า	-9.215	0.004	$Y = -4.457 \text{ (Acceleration)} - 47.529 \text{ (Linear Velocity)} - 9.215$	0.996
	หัวไหล่	56.096	0.003	$Y = 15.427 \text{ (Torque)} + 56.096$	0.963
กำลังของส่วนของ ร่างกาย (SP)	ข้อเข่า	-5.881	0.000	$Y = 36.982 \text{ (Angular Velocity)} - 5.881$	0.998
	ข้อเท้า	-1.154	0.019	$Y = -0.182 \text{ (Acceleration)} - 1.154$	0.962
	ข้อศอก	-1.471	0.019	$Y = -5.166 \text{ (Force)} - 1.471$	0.875
	สะโพก	30.944	0.021	$Y = -506.941 \text{ (Linear Velocity)} + 30.944$	0.867
	หัวไหล่	2647.288	0.003	$Y = 772.988 \text{ (Torque)} + 2647.288$	0.966
	ลำตัว	-9.409	0.006	$Y = -1691.244 \text{ (Linear Velocity)} - 9.409$	0.943

ตารางที่ 12 พบว่าในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของการเลิฟ ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อศอก ทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือและหัวไหล่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพกและความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อเข่า จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อศอกลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือและหัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเข่าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือ ข้อเข่าและหัวไหล่และความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อมือและหัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย

(STP) ที่ข้อเข่าลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเท้า โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพก ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเข่าและทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ที่ข้อเท้าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพก ลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่า ลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อเข่า ความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเท้า แรง (Force) ที่ข้อศอกความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพกและลำตัวและทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่จากการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อเข่าเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อเท้าลดลงเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อศอกลดลงเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่สะโพกและลำตัวลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น

ตาราง 13 อิทธิพลการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ซึ่งประกอบด้วยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) กำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) และกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ตัวแปรการไหลของพลังงาน	ข้อต่อ (Joint)	ค่าคงที่ (Constant)	sig	สมการ (Equation)	R ²
กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)	ข้อมือ	14.491	0.001	$Y = -9.922 \text{ (Angular Velocity)} - 7036.598 \text{ (Angular Momentum)} + 0.013 \text{ (Acceleration)} + 14.491$	1.000
	ข้อเข่า	- 57.372	0.000	$Y = -24575.490 \text{ (Angular Momentum)} - 57.372$	0.995

	ลำตัว	- 64.090	0.001	$Y = 21.523 \text{ (Force)} - 122.221 \text{ (Momentum)} - 64.090$	0.999
กำลังของทอร์กที่	ข้อเท้า	-2.176	0.002	$Y = 1345.728 \text{ (Angular Momentum)} - 2.176$	0.996
ส่วนของร่างกาย	ข้อศอก	25.427	0.006	$Y = - 16.459 \text{ (Torque)} + 25.427$	0.942
(STP)	ข้อมือ	2.083	0.000	$Y = -1.436 \text{ (Angular Velocity)} + 2.083$	0.994
	ข้อเข่า	85.635	0.001	$Y = -35272.796 \text{ (Angular Momentum)} + 85.635$	0.998
	หัวไหล่	1.434	0.045	$Y = 68.743 \text{ (Momentum)} + 1.434$	0.785
กำลังของทอร์กที่	ข้อเท้า	- 0.223	0.035	$Y = 7.721 \text{ (Momentum)} - 0.223$	0.931
ข้อต่อ (JTP)	ข้อศอก	4.440	0.003	$Y = 14.082 \text{ (Linear Velocity)} + 4.440$	0.966
	ข้อมือ	-0.252	0.029	$Y = -0.402 \text{ (Linear Velocity)} - 0.252$	0.840
	ข้อเข่า	3.912	0.001	$Y = 1483.063 \text{ (Angular Momentum)} + 3.912$	0.986
กำลังของส่วนของ	ข้อมือ	24.144	0.010	$Y = -17.194 \text{ (Angular Velocity)} - 12008.105$	0.990
ร่างกาย (SP)				$(\text{Angular Momentum}) + 24.144$	
	ข้อเข่า	- 163.761	0.000	$Y = - 67496.777 \text{ (Angular Momentum)} - 163.761$	0.993

ตารางที่ 13 พบว่าในระยะเวลาการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของการเลิฟ ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อมือและข้อเข่า ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อมือ โมเมนตัม (Momentum) และแรง (Force) ที่ลำตัว จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือและข้อเข่าลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือเพิ่มขึ้นเมื่อความเร่ง (Acceleration) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวเพิ่มขึ้นเมื่อแรง (Force) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวลดลงเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่าของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้าและข้อเข่า ทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอก ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือและโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่าของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อเท้าเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่าของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อเข่าลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่าของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่ข้อศอกลดลงเมื่อทอร์ก (Torque) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่

ข้อมือลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้นและค่าของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ที่หัวไหล่เพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ประกอบด้วยโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อเท้า ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อศอกและข้อมือ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเข่า จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัม (Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกเพิ่มขึ้นเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือลดลงเมื่อความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) เพิ่มขึ้นและค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่าเพิ่มขึ้นเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น

ตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อมือและข้อเข่าและความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือ จากผลการวิเคราะห์สามารถทำนายได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือและข้อเข่าลดลงเมื่อโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) เพิ่มขึ้น ค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ที่ข้อมือลดลงเมื่อความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) เพิ่มขึ้น

บทที่ 5

สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

1. กลุ่มตัวอย่างแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ทั้งหมด 10 คน ประกอบด้วยกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ จำนวน 5 คน มีอายุเฉลี่ย 19.2 ± 1.17 ปี น้ำหนักโดยเฉลี่ย 68.8 ± 14.4 กิโลกรัม ส่วนสูง 174.6 ± 1.50 เซนติเมตร ค่าดัชนีมวลกายมีค่า 22.51 ± 4.42 กิโลกรัมต่อตารางเมตร ค่าความแข็งแรงของแขนมีค่า 37.4 ± 6.70 กิโลกรัม ค่าความแข็งแรงของขามีค่า 149.4 ± 29.39 กิโลกรัม และกลุ่มนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น จำนวน 5 คน มีอายุเฉลี่ย 18.4 ± 0.8 ปี น้ำหนักโดยเฉลี่ย 71 ± 9.29 กิโลกรัม ส่วนสูง 175.6 ± 5.68 เซนติเมตร ค่าดัชนีมวลกายมีค่า 22.91 ± 1.66 กิโลกรัมต่อตารางเมตร ค่าความแข็งแรงของแขนมีค่า 39.47 ± 2.59 กิโลกรัม ค่าความแข็งแรงของขามีค่า 158.53 ± 27.15 กิโลกรัม และกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีความถนัดมือขวา โดยทั้งสองกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันของอายุ น้ำหนัก ส่วนสูง ค่าดัชนีมวลกาย ค่าความแข็งแรงของแขนและค่าความแข็งแรงของขาอย่างมีนัยสำคัญที่ทางสถิติที่ระดับ .05

2. จากการเปรียบเทียบความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายประกอบด้วยข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัว สะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ประกอบด้วยระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ระหว่างกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนตัวแปรพหุนาม (MANOVA) พบว่ากลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่ค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกในแต่ละระยะการเสิร์ฟมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 แต่ค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ที่ข้อเข่าและข้อเท้าในแต่ละระยะการเสิร์ฟไม่มี

ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 การทดสอบปฏิสัมพันธ์ร่วมพบว่ากลุ่มและระยะการเลิฟไม่มียกผลต่อค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินทั้ง 3 ระยะของการเลิฟ

3. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟพบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ ข้อศอกและหัวไหล่ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ลำตัวและสะโพกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

4. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟพบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพก มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือและหัวไหล่ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อศอกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ลำตัวในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่สะโพกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะ

การเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

5. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟพบว่าค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่ลำตัวในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยทอร์ก (Torque) ที่สะโพกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

6. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟพบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ ลำตัวและสะโพกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ค่าเฉลี่ยโมเมนตัม (Momentum) ที่ลำตัวและสะโพกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

7. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟพบว่าค่าเฉลี่ยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อศอกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อศอกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase)

กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

8. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟฟอปว่าค่าเฉลี่ยแรง (Force) ที่ข้อมือ ข้อศอก และสะโพก มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยแรง (Force) ที่ข้อมือและข้อศอกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) และระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 และค่าเฉลี่ยแรง (Force) ที่สะโพกในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

9. จากการทดสอบอิทธิพลของระยะการเลิฟฟอปว่าค่าเฉลี่ยความเร่ง (Acceleration) ที่ลำตัวมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 โดยค่าเฉลี่ยความเร่ง (Acceleration) ที่ลำตัวในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) กับระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05

10. เมื่อนำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มไปหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการเลิฟฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเลิฟฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีการใช้กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเลิฟ โดยในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการปล่อยพลังงานกลออกจากมือและขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือและข้อเข่า การถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนบนผ่านแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่และการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านโมเมนตัม (Momentum) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และแรง (Force) ที่ลำตัว เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ลำตัวขณะเดียวกันก็ทำการปล่อยพลังงานกลออกจากลำตัวผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ลำตัวจนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่มือและแขนส่วนบนผ่านทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือและหัวไหล่และการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อเข่า การปล่อยพลังงานกลออกจากแขนส่วนปลายผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อศอกและการปล่อยพลังงานกลออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพก ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่าในระยะการเตรียมตัว

(Preparation Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนบนผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่หัวไหล่และการปล่อยพลังงานกลออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านทอร์ก (Torque) ที่สะโพก เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการปล่อยพลังงานกลออกจากมือผ่านแรง (Force) ที่ข้อมือและการปล่อยพลังงานกลออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านทอร์ก (Torque) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพก จนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ข้อมือผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อมือและการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านแรง (Force) ที่ลำตัว การปล่อยพลังงานกลออกจากข้อมือผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือและการปล่อยพลังงานกลออกจากข้อและขาส่วนปลายผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อมือและข้อเข่าและการปล่อยพลังงานกลออกจากลำตัวผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ลำตัว

11. เมื่อนำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มไปหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของทอร์กของส่วนของร่างกาย (STP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปีน จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเสิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีการใช้กำลังของทอร์กของส่วนของร่างกาย (STP) ในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเสิร์ฟ โดยในระยะเวลาเตรียมตัว (Preparation Phase) กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) ที่ข้อเท้า การปล่อยพลังงานกลออกจากแขนส่วนปลายและข้อมือผ่านทอร์ก (Torque) ที่ข้อศอกและข้อมือและการปล่อยพลังงานกลออกจากแขนส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อศอก การปล่อยพลังงานกลออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านความเร่ง (Acceleration) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพก มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อเข่า เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านทอร์ก (Torque) ที่ลำตัวและการปล่อยพลังงานกลออกจากลำตัวผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ลำตัว การถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อเท้าและการปล่อยพลังงานกลออกจากเท้าผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้า จนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ข้อมือและแขนส่วนต้นผ่านทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือและหัวไหล่ การถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ลำตัวและการปล่อยพลังงานกลออกจากขาส่วนปลายผ่านทอร์ก (Torque) ที่ข้อเข่า ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่าในระยะเวลาเตรียมตัว (Preparation Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่ข้อ

ผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อมือ การถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านทอร์ค (Torque) ที่สะโพกและการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่หัวไหล่ การปล่อยพลังงานกลออกจากแขนส่วนปลายผ่านทอร์ค (Torque) ที่ข้อศอก และการปล่อยพลังงานกลออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านแรง (Force) ของสะโพก เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนปลายและแขนส่วนต้นผ่านทอร์ค (Torque) ที่ข้อศอกและหัวไหล่ การถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่สะโพก จนเข้าสู่ระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้าและการถ่ายโอนพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ การปล่อยพลังงานกลออกจากขาส่วนปลายผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเข่า การปล่อยพลังงานกลออกจากแขนส่วนปลายผ่านทอร์ค (Torque) ที่ข้อศอกและการปล่อยพลังงานกลออกจากมือผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือ

12. เมื่อนำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มไปหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังทอร์คของข้อต่อ (JTP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปีน จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเสิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีการใช้กำลังทอร์คของข้อต่อ (JTP) ในการสร้างและการดูดซับพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเสิร์ฟ โดยพบว่าในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อเท้า การสร้างพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนปลายผ่านทอร์ค (Torque) ที่ข้อศอก การสร้างพลังงานกลเข้าสู่มือผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ และการสร้างพลังงานกลเข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเข่า มีการดูดซับพลังงานเข้าสู่เท้าและแขนส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อเท้าและข้อศอก การดูดซับพลังงานกลเข้าสู่มือและขาส่วนปลายผ่านทอร์ค (Torque) ที่ข้อมือและข้อเข่าและการดูดซับพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านทอร์ค (Torque) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ลำตัว เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่ลำตัวผ่านทอร์ค (Torque) ที่ลำตัวและการดูดซับพลังงานเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพก จนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเท้าและการสร้างพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านทอร์ค (Torque) ที่หัวไหล่ การดูดซับพลังงานกลเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่สะโพกและการดูดซับพลังงานกล

เข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเท้า ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่าในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) มีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่ การสร้างพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนปลายผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อศอกและการดูดซับพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนปลายและขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อศอกและข้อเท้า การดูดซับพลังงานกลเข้าสู่มือผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อมือและการดูดซับพลังงานกลเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ที่สะโพก เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่กระดูกเชิงกรานผ่านทอร์ก (Torque) ที่สะโพก และการดูดซับพลังงานกลเข้าสู่มือผ่านแรง (Force) ที่ข้อมือ จนเข้าสู่ระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการสร้างพลังงานกลเข้าสู่เท้าผ่านโมเมนตัม (Momentum) ที่ข้อเท้า การสร้างพลังงานกลเข้าสู่แขนส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อศอก การสร้างพลังงานกลเข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้าและการดูดซับพลังงานกลเข้าสู่มือผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ

13. เมื่อนำกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มไปหาความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ของตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเลิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มมีการใช้กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการรับและส่งพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเลิร์ฟ โดยพบว่าในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) ในกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการรับพลังงานเข้าสู่แขนส่วนบนผ่านแรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ การส่งพลังงานออกจากเท้าผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเท้าและการส่งพลังงานออกจากมือขาส่วนปลายและลำตัวผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ ข้อเท้าและลำตัว เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการรับพลังงานเข้าไปสู่มือผ่านโมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อมือและมีการส่งพลังงานออกจากลำตัวผ่านทอร์ก (Torque) ที่ลำตัว จนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการรับพลังงานเข้าสู่ขาส่วนปลายผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อเท้า การรับพลังงานเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่ การส่งพลังงานออกจากเท้าผ่านความเร่ง (Acceleration) ที่ข้อเท้า การส่งพลังงานออกจากแขนส่วนปลายผ่านแรง (Force) ที่ข้อศอกและการส่งพลังงานออกจากกระดูกเชิงกรานและลำตัวผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่สะโพกและลำตัว ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่าในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation

Phase) มีการรับพลังงานเข้าสู่แขนส่วนต้นผ่านความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่หัวไหล่ เมื่อเข้าสู่ระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการส่งพลังงานออกจากมือผ่านแรง (Force) ของข้อมือและการส่งพลังงานออกจากกระดูกเชิงกรานผ่านทอร์ก (Torque) ที่สะโพก จนถึงระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการส่งพลังงานออกจากมือผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือและการส่งพลังงานออกจากขาส่วนปลายผ่านโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อเข่า

อภิปรายผลการวิจัย

ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)

จากการศึกษาความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบายได้ว่าพบการใช้ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัว และสะโพกในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มากที่สุด จากการศึกษาผลรวมของความเร็วเชิงเส้นที่เป็นผลลัพธ์สูงสุดของข้อต่อจะสร้างความเร็วเชิงมุมสูงสุดของไม้เทนนิส (Francis, Jackie, Newman, & Douglas, 2014) และยังพบอีกว่าการหมุนหัวไหล่ในแนวขวางไปด้านหน้าเป็นปัจจัยสำคัญในการเพิ่มความเร็วของลูกเทนนิสโดยส่งผลต่อความเร็วเชิงเส้นของข้อศอก นอกจากนี้การหมุนแขนส่วนบนในแนวขวางไปด้านหน้ามีส่วนในการยกหัวไหล่จนถึงตำแหน่งคงที่ในอากาศและทำให้ร่างกายส่วนบนเป็นอิสระในการหมุนรอบข้อต่อหัวไหล่ด้วยความเร็วเชิงมุมที่เพิ่มขึ้น (Elliott et al., 1986; Bahamonde, 2000) จากการศึกษาของเอลเลียต (Elliott, 1995) พบว่าการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในมีการสร้างความเร็วเชิงเส้นที่หัวไม้เทนนิสประมาณร้อยละ 50 และได้แสดงให้เห็นว่าตัวแปรหลักของความเร็วเชิงเส้นเฉลี่ยของไม้เทนนิสขณะกระทบลูกเทนนิสคือการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน การงอข้อมือในแนวนอน การกางหัวไหล่และการงอลำตัว การวางตำแหน่งของกระดูกเชิงกรานที่เหมาะสมทำให้ช่วงพิสัยการเคลื่อนไหวของสะโพกเกิดการหมุนทำให้มีการถ่ายโอนพลังงานผ่านกลไกโซ่ไคเนติกส์ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น (Simon, Jodie, Kathleen, & Michael, 2014) ซึ่งการเคลื่อนไหวของสะโพก ลำตัว หัวไหล่ ข้อศอก ข้อมือและไม้เทนนิสเป็นการจำลองการทำงานของแอสซึ่งเป็นการประสานงานกันในการสร้างพลังงานกล้ามเนื้อและส่งจากส่วนของเท้าไปยังมือตามกลไกโซ่ไคเนติกส์ (Edmonds et al., 2014; Cools et al., 2015)

ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)

จากผลการศึกษาความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบาย

ได้ว่ากลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มพบการใช้ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ และลำตัวในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) มากที่สุด จากการศึกษาพบว่า การหมุนหัวไหล่เข้าด้านในเป็นเหตุการณ์สำคัญที่ทำให้เกิดความเร็วเชิงเส้นเฉลี่ยของหัวไม้เทนนิส และสามารถพัฒนาเป็นความเร็วเชิงมุมได้โดยพิสัยการเคลื่อนไหว (Kibler, 1995) และการหมุนหัวไหล่ร่วมกับการคว่ำข้อศอกจะเพิ่มขึ้นในช่วงความเร็วสุดท้ายของการเสิร์ฟถึงร้อยละ 40 (Elliott, Reid & Crespo, 2003) และช่วยให้เกิดการหมุนที่มือถึงร้อยละ 51 - 75 (Gordon & Dapena, 2006) และพบการใช้ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ที่สะโพกในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มากที่สุด เนื่องจากตำแหน่งศูนย์กลางของข้อต่อสะโพกที่เป็นแกนของการหมุนและการเคลื่อนที่ของร่างกายที่เป็นการเคลื่อนที่เชิงมุมโดยมีจุดหมุนที่มีข้อต่อเข้ามาเกี่ยวข้องทำให้เกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้น

การที่ลูกเทนนิสได้รับความเร็วสูงสุดต้องใช้การเคลื่อนไหวที่ข้อต่อและส่วนของร่างกาย เวลาของความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) สูงสุดต้องเกิดขึ้นตามลำดับในตำแหน่งใกล้เคียงจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย (Elliot et al., 1995) เรียกว่ากลไกโซ่คิเนติกส์ แนวคิดนี้สำคัญต่อเวลาในการองของข้อต่อและขนาดของความเร็วสูงสุดเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพทางเทคนิคโดยมีจุดมุ่งหมายในการเพิ่มการหมุนแต่ละส่วนของร่างกายเพื่อทำให้ความเร็วเชิงมุมเพิ่มขึ้น กลไกโซ่คิเนติกส์ในการเสิร์ฟเทนนิสแบ่งเป็นกลไกโซ่คิเนติกส์ของข้อเท้า - ข้อเข่า - สะโพก และกลไกโซ่คิเนติกส์ของหัวไหล่ - ข้อศอก - ข้อมือ (Hay, 1995) ฟลีย์ซิกและคณะ (Fleisig et al., 2007) ได้แสดงความสามารถในการสร้างลำดับการหมุนส่วนของร่างกายที่รวดเร็วของนักเทนนิส พบว่าความเร็วเชิงมุมสูงสุดคือการเอียงลำตัว (280 องศาต่อวินาที) การหมุนในแนวแกนตามยาวของลำตัวส่วนบน (870 องศาต่อวินาที) การหมุนของกระดูกเชิงกราน (440 องศาต่อวินาที) การองข้อศอก (1,510 องศาต่อวินาที) การองข้อมือ (1,950 องศาต่อวินาที) และการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน (2,420 องศาต่อวินาที) ตามลำดับ ซึ่งการเสิร์ฟเทนนิสสามารถส่งผลต่อการตีด้วยความเร็วประมาณ 170 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (Caroline, 2014)

ทอร์ก (Torque)

จากผลการศึกษาทอร์ก (Torque) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอภิปรายผลได้ว่าพบการใช้ทอร์ก (Torque) ที่หัวไหล่และสะโพกในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) มากที่สุด อาจอนุมานได้ว่ามีการใช้ส่วนของร่างกายที่ทำให้เกิดความเสียดสีสูงต่อการบาดเจ็บที่ข้อต่อโดยเฉพาะบริเวณหัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือ ซึ่งเป็นส่วนสุดท้ายของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Ayhan et al., 2009) และยัง

พบว่าความหยุดชะงักของกลไกโซ่ไคเนติกส์ที่บริเวณสะโพกอาจนำไปสู่การบาดเจ็บบริเวณหัวไหล่ (Burkhart et al., 2003) และยังสนับสนุนสมมติฐานและแนวคิดที่ว่าทอร์กในการหมุนที่ลำตัวและหัวไหล่ระหว่างการเงี้ยวแขนในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) มีผลกระทบมากที่สุดต่อการพัฒนาการรับน้ำหนักของข้อศอก (Aguinaldo & Chambers, 2009; Werner, Murray, Hawkin & Gill, 2002) การใช้ทอร์ก (Torque) ที่ข้อมือและข้อศอกในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) เป็นการให้ทอร์กที่ขึ้นอยู่กับความเร็วมากกว่าทอร์กที่ข้อต่อนั้นแต่เกิดจากความเร่งเชิงมุมของปลายแขนที่ถูกสร้างจากทอร์กของข้อต่อลำตัวและหัวไหล่ในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) (Arnel & Rafael, 2018) และการใช้ทอร์ก (Torque) ที่ลำตัวในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) มากที่สุดแสดงถึงค่าทอร์ก (Torque) ที่ลำตัวในการเหวี่ยงไม้ไปข้างหน้า เป็นการสนับสนุนหลักการกลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain) ที่มีการถ่ายโอนแรงจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย (Michikami & Shimoda, 2014) จากการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าลำตัวมีบทบาทสำคัญในการสร้างการหมุนให้เร็วขึ้นและยังเป็นเครื่องกำเนิดทอร์กในการเพิ่มพลังงานเชิงกล (Mechanical Energy) เนื่องจากทอร์กที่เกิดจากพื้นจะเป็นตัวต้านทานทำให้เกิดการหมุนส่วนของร่างกาย ถ้าการหมุนเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้นในส่วนปลายของร่างกาย แต่ถ้าลำดับการเคลื่อนไหวเกิดผิดพลาด ทอร์กอาจส่งผลต่อการบิดหมุนร่างกายส่วนล่างให้เคลื่อนที่ได้เร็วกว่าร่างกายส่วนบนและอาจทำให้เกิดความผิดพลาดของจังหวะเข้ากระทบลูกเทนนิสได้ (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562)

การศึกษาของมาร์ตินและคณะ ได้กล่าวว่าโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่มากขึ้นบริเวณข้อศอกรอบแกนตามขวางจะเพิ่มความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ตรงไปทางด้านหน้าของข้อมือ (Martin et al., 2013) และด้วยเหตุนี้จึงมีความสำคัญต่อการเร่งไม้เทนนิสและยังมีการรายงานความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการเลิฟและทอร์กของข้อศอกอีกด้วย จากการศึกษาที่พบความแตกต่างของทอร์กที่ข้อศอกในระหว่างการเตรียมตัวไปยังการเร่งความเร็ว อาจหมายความว่ามีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่ข้อศอก ซึ่งจากการที่กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มไม่มีความแตกต่างกันของทอร์กที่ข้อศอกจึงมีความเสี่ยงเท่ากันที่จะเกิดเยื่อหุ้มซินโนเวียลของเอ็นอักเสบ (Tenosynovitis) โรคการบาดเจ็บหรือการฉีกขาดของเส้นเอ็นภายในข้อมือ (Fibrocartilage Complex Lesion) และอาการกดเบียดภายใน (Ulnar Carpal Impingement) ได้ทั้ง 2 กลุ่ม (Masaya, Katsu, Yoshihiko, & Tatsuyuki, 2008)

จากลักษณะของแรงในกีฬาเทนนิสที่เป็นทั้งแรงผลักและแรงดึงโดยเป็นการเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างและเปลี่ยนแปลงจากการกระทำของแรงซึ่งส่วนมากเป็นแรงกล้ามเนื้อแต่ยังมี

แรงจากภายนอกมากระทำเมื่อมีทอร์ก (Torque) ที่เกิดจากแรงหมุนส่วนบนของร่างกายบนไม้เทนนิส ในการศึกษา นักกีฬาเทนนิสหญิงระดับโลกได้กล่าวถึงทอร์กที่ข้อต่อ กำลังของแขนและลำตัวพบว่าทอร์กในการเหวี่ยงลำตัวมีขนาดสูงสุดถึง 210 นิวตันเมตร ทอร์กในการงอลำตัวไปทางด้านซ้ายมีค่า 100 นิวตันเมตร ค่าสูงสุดของทอร์กที่ข้อต่อเกิดจากลำตัวไปถึงข้อต่อส่วนปลายในการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปด้านหน้า กำลังที่เกิดขึ้นในการเลิฟจะถ่ายโอนผ่านทอร์กที่ข้อต่อ (Joint Torque) และทฤษฎีของแรงปฏิกิริยา ดังนั้นการสร้างกำลังสูงสุด (Maximum Power) ในการเคลื่อนไหวของมนุษย์จึงขึ้นอยู่กับจำนวนทิศทางการเคลื่อนไหวของร่างกายและความเฉื่อยของวัตถุ กำลัง (Power) เป็นการแสดงอัตราการถ่ายโอนพลังงานเชิงกล (Mechanical Energy) ในการเข้าสู่ส่วนของร่างกายหรือออกจากส่วนของร่างกายไปยังส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกันหรือใกล้เคียงกันอย่างต่อเนื่อง (Michalina et al., 2019)

โมเมนตัม (Momentum)

จากผลการศึกษาโมเมนตัม (Momentum) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่นสามารถอภิปรายผลได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่ม พบการใช้โมเมนตัม (Momentum) ที่หัวไหล่ในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) มากที่สุด ซึ่งการทำงานในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) มีความสำคัญต่อกลุ่มกล้ามเนื้อรอบหัวไหล่เพื่อให้เกิดความมั่นคงของกระดูกสะบักในช่วงของการเงี้ยวไม้ (Mark & Todd, 2011) และการใช้โมเมนตัม (Momentum) ที่ลำตัวกับสะโพกในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มากที่สุด ซึ่งโมเมนตัมช่วยในการสร้างพลังงานส่วนแกนกลางลำตัวเพื่อส่งไปยังรยางค์ส่วนบนของร่างกายจากการเชื่อมโยงกันโดยการหมุนข้อต่อสะโพกซึ่งเป็นแกนการหมุนที่เกี่ยวข้องกับศูนย์กลางมวลของร่างกายเกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้นและเกิดแรงจากการหมุนรยางค์ส่วนบนทำให้เกิดการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปทางด้านหน้าก่อนการกระทบลูกเทนนิส (Rafael, 2000) ความสามารถในการหมุนส่วนของร่างกายผ่านกลไกไคเนติกส์ (Kinetic Chain) ประกอบด้วยโมเมนตัมเชิงเส้นและโมเมนตัมเชิงมุม (Duane, 2007) บทบาทของรยางค์ส่วนล่างทำหน้าที่สร้างฐานสำหรับการถ่ายโอนพลังงานและโมเมนตัม (Rafael, 2000) ช่วยในการสร้างพลังงานส่วนแกนกลางลำตัวเพื่อส่งไปยังรยางค์ส่วนบนของร่างกาย (Knudson & Bahamonde, 2001; Kovacs & Ellenbecker, 2001) จากการเชื่อมโยงกันโดยการหมุนข้อต่อสะโพกซึ่งเป็นแกนการหมุนที่เกี่ยวข้องกับศูนย์กลางมวลของร่างกายเกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้นและเกิดแรงจากการหมุนรยางค์ส่วนบนทำให้เกิดการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปทางด้านหน้า ดังนั้นหลักการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงเส้นและโมเมนตัมเชิงมุมจากส่วนของจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลายของร่างกายจึง

เป็นการสะสมกำลัง (Power) และเป็นการรวมความเร็วที่นำไปสู่ความเร็วของหัวไม้เทนนิสที่สูงขึ้น กำลังจึงเป็นประสิทธิภาพหลักที่เกี่ยวข้องกับการเลิฟที่จำเป็นต่อความเร็วของหัวไม้เทนนิสและต้องการปริมาณโมเมนตัมเชิงมุมที่ได้รับแรงจากพื้นและถ่ายโอนไปยังส่วนของมือและไม้เทนนิสก่อนกระทบกับลูกเทนนิส (Gordon & Dapena, 2006)

จากการศึกษากล้ามเนื้อที่ทำงานในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ประกอบด้วยกล้ามเนื้ออก (Pectoralis Major Muscles) กล้ามเนื้อต้นแขน (Deltoid Muscles) กล้ามเนื้อหน้าอกคอ (Trapezius Muscles) และกล้ามเนื้อด้านหลังของแขนส่วนบน (Triceps Muscles) เมื่อกระทบลูกเทนนิสการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Rectus Abdominis Muscles) จะเพิ่มขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเลิฟ (Mark & Todd, 2011) ในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) มีการทำงานที่ปฏิสัมพันธ์กันของข้อต่อของร่างกายค่อนข้างช้าเพื่อลดความเร่งและโมเมนตัมทั้งหมดหลังการกระทบกันของลูกเทนนิสกับไม้เทนนิส (Elliott et al., 1995) เป็นการลดขนาดแรงกระทำในลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอกเซนทริก (Eccentric Contraction) ทั้งรยางค์ส่วนบนและส่วนล่างของร่างกาย การคว่ำปลายแขนเข้าด้านในเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องหลังจากการกระทบลูกเทนนิส การเคลื่อนไหวนี้เป็นลักษณะของแกนการหมุนตามยาว (Long Axis Rotation) และจะเกิดขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเลิฟ (Mark & Todd, 2011)

โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)

จากผลการศึกษาโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ในการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบายผลได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่ม พบการใช้โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ข้อศอกในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) มากที่สุด ในระหว่างการส่งไม้หลังจากที่กระทบกับลูกเทนนิสจะมีการลดโมเมนตัมของไม้เทนนิสลงเพื่อลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่ส่วนของแขน (Hopper, 2001) การคว่ำข้อศอกเข้าด้านในจะเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องหลังจากที่มีการกระทบกับลูกเทนนิส การเคลื่อนไหวลักษณะนี้เป็นลักษณะของแกนการหมุนตามยาว (Long Axis Rotation) และจะเกิดขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเลิฟ (Kovacs & Ellenbecker, 2011b) ใน การศึกษานี้แตกต่างกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ได้ระบุความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนตัมเชิงมุมและความเร็วของลูกเทนนิสในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ โดยได้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ของส่วนของร่างกายและความเร็วลูกเทนนิสในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพแสดงให้เห็นช่วงการงอข้อศอกสูงสุดจนถึงการกระทบลูกเทนนิส นักกีฬาที่มีความเร็วของลูกเทนนิสสูงสุดจะมีค่าโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ในแนวแกนตามขวางของลำตัว แขน

และไม้เทนนิสสูงสุดและเป็นผลให้ดูเหมือนว่าความสามารถของนักกีฬาในการสร้างโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ของร่างกายส่วนบนที่สูงขึ้นเกี่ยวข้องกับแนวแกนตามขวางเพื่อเพิ่มความเร็วของลูกเทนนิสในระหว่างการเสิร์ฟ (Rafael, 2000) จากการศึกษาของมาร์ตินและคณะ (Caroline, Richard, Mickael, & Paul, 2013) ทำการตรวจสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนตัมเชิงมุมของส่วนของร่างกายและความเร็วลูกเทนนิสในนักเทนนิสมืออาชีพจำนวน 10 คนพบว่าแขนส่วนบนมีความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนตัมเชิงมุมและความเร็วของลูกเทนนิสช่วงการรอข้อศอกสูงสุดขณะที่ตำแหน่งไม้เทนนิสอยู่ต่ำสุดอย่างมีนัยสำคัญ การหมุนหัวไหล่ออกด้านนอกในช่วงกระทบหน้าไม้เทนนิสมีค่าสูงสุดขณะที่แขนส่วนล่างทำงานทุกระยะการเคลื่อนไหว อันที่จริงโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่มากขึ้นของปลายแขนรอบแกนตามขวางจะเพิ่มความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ตรงไปทางด้านหน้าของข้อมือ ด้วยเหตุนี้จึงสำคัญต่อการเร่งไม้เทนนิสและยังมีการรายงานความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการเสิร์ฟและทอร์กของข้อศอกในผู้เล่นเทนนิส (Martin et al., 2013) กำลังจึงเป็นประสิทธิภาพหลักที่เกี่ยวข้องกับการเสิร์ฟที่จำเป็นต่อความเร็วของหัวไม้เทนนิสและต้องการปริมาณโมเมนตัมเชิงมุมที่ได้รับแรงจากพื้นและถ่ายโอนไปยังส่วนของมือและไม้เทนนิสก่อนกระทบกับลูกเทนนิส (Gordon & Dapena, 2006)

แรง (Force)

จากผลการศึกษาแรง (Force) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอภิปรายผลได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่ม พบการใช้แรง (Force) ที่ข้อมือ ข้อศอกและสะโพกในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) มากที่สุด การใช้แรง (Force) ที่ข้อมือและข้อศอกเป็นการลดขนาดแรงกระทำในลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบเอคเซนทริก (Eccentric Contraction) ทั้งร่างกายส่วนบนและส่วนล่างของร่างกาย และจะเกิดขึ้นจนเข้าสู่ระยะสุดท้ายของการเสิร์ฟ (Mark & Todd, 2011) การใช้แรงที่สะโพก ในระยะการส่งไม้เป็นผลมาจากกฎข้อที่ 3 ของนิวตัน ในลักษณะของการเคลื่อนสะโพกไปทางด้านหลังเพื่อเป็นการสร้างแรงชดเชยจากการลดโมเมนตัมของไม้เทนนิสในระยะการส่งไม้ (Hopper, 2001) และการใช้แรงบริเวณสะโพกในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ของการเสิร์ฟ จากการศึกษาปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บเกี่ยวข้องกับกำลังภายในร่างกายที่เพิ่มขึ้นที่เกิดจากการรวมของแรงปฏิกิริยากับแรงกล้ามเนื้อพร้อมกับเทคนิคที่ไม่ถูกต้องโดยเฉพาะช่วงการเคลื่อนไม้เทนนิสไปด้านหลังทำให้กระดูกสันหลังมีการเกร็งและเหยียดออกไปทางด้านข้างมากกว่าปกติร่วมกับการคว่ำแขนส่วนปลายไปจนถึงระยะการเร่งความเร็วที่สูงขึ้นในขณะเหวี่ยงไม้เทนนิสไปกระทบกับลูกเทนนิสจนจบระยะการส่งไม้ (Ayhan et al., 2009)

ความเร่ง (Acceleration)

จากผลการศึกษาความเร่ง (Acceleration) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบายผลได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่ม พบการใช้ความเร่ง (Accelerate) ที่ลำตัวในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มากที่สุด ซึ่งในการเร่งความเร็วของไม้เทนนิสก่อนกระทบลูกเทนนิสจะอยู่ในรูปแบบของการเหยียดลำตัวที่มากกว่าปกติ (Hyperextension) และจะมาพร้อมกับการหมุนกลับของกระดูกสันหลังส่วนเอวอย่างรวดเร็ว การงอลำตัวไปทางด้านข้างและการเคลื่อนไหวแบบหมุนซึ่งจะช่วยให้เก็บพลังงานยืดหยุ่นได้มากขึ้นในระหว่างการเร่งความเร็วแต่ก็ทำให้เกิดความเครียดต่อโครงสร้างกระดูกสันหลังส่วนหลังและเป็นปัจจัยเชิงสาเหตุหลักสำหรับโรคกระดูกพรุนในผู้เล่นเทนนิสที่ถนัดทางด้านขวา (José et al., 2016) ดังนั้น การเสิร์ฟจึงเป็นกลไกการทำงานเฉพาะของร่างกายเพื่อให้เกิดความเร่งและมุมที่เหมาะสมร่วมกับปริมาณการหมุนที่สร้างจากการนำส่วนของร่างกายมาใช้งานให้เหมาะสมแต่การหมุนส่วนใหญ่จะเกิดบริเวณทางด้านข้างลำตัวและปริมาณการหมุนค่อนข้างน้อย (Jan & Vladimír, 2015) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดการบาดเจ็บที่เกี่ยวข้องกับกำลังภายในร่างกายที่สูงที่เกิดจากการรวมของแรงปฏิกิริยากับแรงกล้ามเนื้อพร้อมกับเทคนิคที่ไม่ถูกต้องโดยเฉพาะช่วงการเคลื่อนไหวไม้เทนนิสไปทางด้านหลังทำให้กระดูกสันหลังมีการเก็บและการเหยียดออกไปทางด้านข้างมากกว่าปกติรวมกับการคว่ำข้อศอก (แขนส่วนปลาย) ไปจนถึงระหว่างการเร่งความเร็วที่สูงขึ้นในขณะเหวี่ยงไม้เทนนิสไปกระทบกับลูกเทนนิสจนถึงระยะการส่งไม้ (Ayhan et al., 2009)

การศึกษาพบว่า การประสบความสำเร็จในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน คือความสามารถในการเสิร์ฟพร้อมกับการหมุนไปทางด้านหน้าอย่างรวดเร็วซึ่งจะทำให้ลูกเทนนิสเคลื่อนที่ไปยังฝั่งตรงข้ามด้วยความเร็วสูงและมุมที่ค่อนข้างชัน (Steep Angle) จุดประสงค์หลักของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินคือการเพิ่มปริมาณการหมุน (Rod, 2012) ซาคุไรและคณะ (Shinji et al., 2012) ได้รายงานอัตราการหมุนของลูกเทนนิสในการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินสูงสุดถึง 3,124 รอบต่อนาที และครอส (Cross, 2011) ยังพบอีกว่านักเทนนิสมืออาชีพสามารถทำการเสิร์ฟได้ด้วยอัตราการหมุนถึง 4,000 รอบต่อนาทีในระหว่างการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปิน (Choppin et al., 2007; Goodwill et al., 2007) ดังนั้นการเสิร์ฟจึงเป็นกลไกการทำงานเฉพาะของร่างกายเพื่อให้เกิดความเร่งและมุมที่เหมาะสมร่วมกับปริมาณการหมุนที่สร้างจากการนำส่วนของร่างกายมาใช้งานให้เหมาะสมแต่การหมุนส่วนใหญ่จะเกิดบริเวณทางด้านข้างลำตัวและปริมาณการหมุนค่อนข้างน้อย (Jan & Vladimír, 2015)

จากการศึกษานักกีฬาเบสบอลพบว่าการเคลื่อนไหวของข้อต่อที่จุดเกาะต้นเป็นการเคลื่อนลำตัวไปด้านหน้า การหมุนลำตัวไปทางด้านซ้ายและการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในเกิดจากการเร่งความเร็วโดยทอร์กที่ข้อต่อนั้น ขณะที่การเคลื่อนไหวข้อต่อส่วนปลายเป็นการเหยียดข้อศอกและงอข้อมือซึ่งเกิดจากการเร่งความเร็วโดยขึ้นอยู่กับทอร์กเป็นส่วนใหญ่ ผลการศึกษาแสดงความเร็วเชิงมุมของลำตัวและแขนส่วนบนสร้างทอร์กโดยขึ้นอยู่กับความเร็ว การเร่งความเร็วในการเหยียดข้อศอกเป็นผลให้ความเร็วเชิงมุมของข้อศอกและแขนส่วนปลายเพิ่มขึ้นและยังเร่งการหมุนหัวไหล่เข้าด้านในในช่วงเวลาสั้นขณะปล่อยลูกบอลซึ่งแสดงให้เห็นว่านักกีฬาเบสบอลมีการเร่งความเร็วจากการหมุนข้อศอกส่วนปลายและข้อมือโดยใช้ทอร์กที่ขึ้นอยู่กับความเร็วที่เกิดจากการสร้างทอร์กของลำตัวส่วนบนและหัวไหล่ในช่วงแรกและยังสรุปการใช้กลไกโซ่คิเนติกส์ในการขว้างเหนือศีรษะที่เกิดจากการใช้ลำตัวและสะสมเพื่อให้เกิดการขว้างในระยะไกลทันทีรวมทั้งการใช้ร่างกายส่วนแขนและขาได้อย่างมีประสิทธิภาพ (David, Glenn, Scott, & James, 2005)

กำลังของแรงข้อต่อ (JFP)

กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) คืออัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยแรงข้อต่อ เป็นการอธิบายบทบาทแรงข้อต่อกับกลไกการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกัน เนื่องจากอัตราพลังงานกลที่หายไปหนึ่งส่วนจะเท่ากับอัตราพลังงานกลที่ส่วนที่อยู่ติดกันได้รับ แรงข้อต่อที่มีความเร็วเชิงเส้นของศูนย์กลางขนาดใหญ่จะมีอัตราการถ่ายโอนพลังงานมากขึ้น คือปริมาณพลังงานที่ส่งต่อหนึ่งหน่วยเวลาจากส่วนของร่างกายหนึ่งไปยังอีกส่วนหนึ่งเนื่องจากกำลังข้อต่อร่วมที่เกิดจากแรงข้อต่อ เรียกว่าอัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยแรงข้อต่อ จากการศึกษา กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบายผลได้ว่าการเสิร์ฟเทนนิสจากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเสิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้งสองกลุ่มมีการใช้กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการถ่ายโอนและปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเสิร์ฟ โดยกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการใช้กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการถ่ายโอนและปล่อยพลังงานกลจากรยางค์ส่วนล่างของร่างกายผ่านไปยังลำตัวและส่งต่อไปยังรยางค์ส่วนบนของร่างกายทั้ง 3 ระยะของการเสิร์ฟ ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นมีการใช้กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในการถ่ายโอนและปล่อยพลังงานกลจากส่วนของสะโพกไปยังรยางค์ส่วนบนของร่างกายแสดงถึงการเรียงลำดับของการใช้ส่วนของร่างกายที่ไม่เป็นไปตามกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain)

จากการศึกษาค่าประสิทธิภาพของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่ม นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีประสิทธิภาพของการใช้ความเร็วเชิงเส้นจากส่วนของข้อเข่าซึ่งมีความสำคัญในการลดแรง

ที่เกิดขึ้นบริเวณข้อศอกและข้อมือ การเอียงหัวไหล่และสะโพกออกไปทางด้านข้างตามการหมุนของลำตัวทำให้มีการเก็บพลังงาน การหมุนลำตัวมีความสำคัญในการสร้างพลังงานเริ่มต้นและถ่ายโอนผ่านพลังงานผ่านโมเมนตัมไปยังส่วนของแขนในการเลิฟ ซึ่งความเร็วที่เกิดขึ้นจะสามารถสร้างได้ในระหว่างการเร่งความเร็ว การหมุนตามแนวแกนตามยาวจะรวมอยู่ในระยะสุดท้ายของการเลิฟ องค์ประกอบเหล่านี้มีความสำคัญต่อการพัฒนาความเร็วในการเลิฟและการลดความเสี่ยงจากการเกิดการบาดเจ็บในระหว่างการเลิฟ (Natalie, 2016) การศึกษานักกีฬาเบสบอลของโอยาม่า (Oyama et al., 2014) พบว่าพลังงานกลที่ไหลจากกระดูกเชิงกรานไปยังลำตัวโดยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) เป็นสาเหตุหลักที่การไหลของพลังงานเข้าสู่ลำตัวมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับประสิทธิภาพการหุบแขนและการหมุนหัวไหล่เข้าด้านใน ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นนี้อาจเป็นหลักฐานสำคัญว่าการไหลของพลังงานผ่านลำตัวโดยกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) มีความสำคัญต่อการสร้างความเร็วและระยะการขว้างที่มีประสิทธิภาพสูงเนื่องจากแรงข้อต่อที่ทำให้ลำตัวเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้าเกิดขึ้นเหนือสะโพกจึงเกิดแขนของแรงขึ้นและแรงเหล่านี้จะมีส่วนทำให้เกิดการอลำตัวไปทางด้านหน้าและการจัดลำดับลำตัวไม่เหมาะสมจะมีแรงกดทับที่หัวไหล่มากขึ้น

การทำงานของลำตัวผ่านกลไกโซ่ไคเนติกส์เป็นการสร้างแรงส่วนปลายของร่างกายผ่านการสร้างโมเมนตัมของแรงข้อต่อโดยตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของส่วนของร่างกายที่อยู่ติดกัน โดยเฉพาะบริเวณหัวไหล่และโมเมนตัมจากการหมุนลำตัวเป็นปัจจัยสำคัญในการสร้างการเคลื่อนที่ของแขนไปทางด้านหน้า (Kibler, 2014) จากการศึกษาไคเนติกส์พบว่าแรงมีค่าสูงสุดในระหว่างการเปลี่ยนช่วงมือไม่ไปยังระยะการเร่งความเร็ว โดยมีการทำงานของกล้ามเนื้อหลังบริเวณลำตัวมากที่สุด มีการคาดการณ์ว่าการบาดเจ็บที่หัวไหล่จะเกิดขึ้นในช่วงการลดความเร็ว จากการสร้างแรงเฉือน แรงบีบอัดและทอร์กจากการหุบแขน และมีการกระจายพลังงานผ่านลำตัวและขาอย่างต่อเนื่องจนถึงระยะการส่งไม้ (Weber et al., 2014; Chu et al., 2016; Erickson et al., 2016) ในกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่าในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) มีการหมุนส่วนของสะโพกอย่างรวดเร็วซึ่งเป็นความผกผันของนักกีฬาเทนนิสที่ถนัดทางด้านขวาจากการเหยียดที่มากเกินไปและการงอไปทางด้านข้างจากขวาไปซ้าย การเคลื่อนที่ในลักษณะตามเข็มนาฬิกานี้เป็นการถ่ายโอนทอร์กไปยังส่วนของกระดูกสันหลัง การเลิฟอาจมีการวางตำแหน่งความเค้นบริเวณสะโพกจากการเหยียดที่มากกว่าปกติของลำตัวเป็นกลไกมุ่งใจสำหรับการเกิดโรคกระดูกพรุน (Spondylolysis) (Mark & Todd, 2011)

โอยาม่าและเออร์บิน (Oyama & Urbin, 2013) ได้เน้นย้ำถึงความสำคัญของการจัดลำดับส่วนปลายของการหมุนส่วนของร่างกายที่เกี่ยวข้องกับความเร็วของลูกบอลและการลด

คิเนติกส์ของข้อต่อให้น้อยที่สุด เออร์บินเสนอว่าเวลาที่ไม่ถูกต้องอาจทำให้เกิดการหยุดชะงักของพลังงานที่สร้างขึ้นและถ่ายโอนไปยังส่วนปลาย การตัดการเชื่อมต่อในการถ่ายโอนพลังงานนี้ส่งผลเสียต่อความเร็วของลูกบอลหรือต้องการการทำงานเพิ่มขึ้นที่บริเวณแขนส่วนบนเพื่อชดเชยพลังงานที่สูญเสียไป (Jacob, Kristof, & Michelle, 2018) ในขณะที่การไหลของพลังงานจากกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ยังมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญกับประสิทธิภาพของการงอข้อศอกเข้าด้านใน ผลลัพธ์เหล่านี้ช่วยเสริมข้อค้นพบในวรรณกรรมก่อนหน้านี้เกี่ยวกับความสำคัญของระยะเวลาของกระดูกเชิงกรานและลำตัว คิเนติกส์และการควบคุมเกี่ยวกับคิเนติกส์ของรยางค์ส่วนบน รยางค์ส่วนล่างของร่างกายและความเร็วในการขว้าง (Jacob et al., 2018) การไหลของพลังงานขนาดใหญ่ไปยังส่วนปลายของส่วนของร่างกายโดยแรงข้อต่อถูกสังเกตที่หัวไหล่ (97 ± 26 จูล) ข้อศอก (198 ± 41 จูล) และข้อมือ (109 ± 25 จูล) ในช่วงการงอไม้เทนนิสระยะสุดท้าย แรงข้อต่อหัวไหล่มีขนาดใหญ่และทำให้เกิดการหมุนออกด้านนอกของหัวไหล่ที่ข้อศอกและข้อมือ มีการสร้างและการดูดซับพลังงานกลเล็กน้อยและทอร์กในการหมุนเข้าด้านในของหัวไหล่ที่ทำการขว้างดูดซับพลังงานในช่วงนี้ พลังงานของแขนส่วนปลายและมือเพิ่มขึ้น (45 ± 15 จูล และ 72 ± 17 จูล) ขณะที่พลังงานของแขนส่วนต้นลดลงเล็กน้อย (-3 ± 23 จูล) (Jacob et al., 2018) พลังงานเชิงบวกที่ข้อต่อบ่งชี้การเพิ่มขึ้นของพลังงานกลและพลังงานเชิงลบบ่งชี้การลดลงของพลังงานกล (Winter, 2009) ในกลุ่มนักกีฬาเบสบอลแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของพลังงานกลของลูกเบสบอลที่ได้รับอิทธิพลจากพลังงานกลที่ไหลผ่านกำลังแรงของข้อต่อข้อมือซึ่งพบได้บ่อยในระดับที่ต่างกัน การเพิ่มขึ้นของกำลังแรงของหัวไหล่ในการเหวี่ยงเกิดขึ้นในลำดับที่คล้ายคลึงกันเนื่องจากพลังงานกลของส่วนของร่างกายในนักกีฬาเบสบอลและขนาดของกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) นั้นมากกว่ากำลังของทอร์กของส่วนของร่างกาย (STP) สิ่งเหล่านี้บ่งชี้ว่าการเปลี่ยนแปลงของพลังงานกลของส่วนแขนที่ขว้างนั้นขึ้นอยู่กับกำลังของแรงข้อต่อที่มากกว่ากำลังของทอร์กของส่วนของร่างกายในการขว้างเหนือศีรษะ (Michael, John, James, & Ajit, 2015)

ในการเลิฟเทนนิสพบว่านักกีฬาพยายามสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้นให้เกิดมากขึ้นจากท่ายืนเพื่อเตรียมพร้อมในการเลิฟและใช้หลักการถ่ายโอนแรงในการเคลื่อนไหว (Elliott & Wood, 1983) แรงปฏิกิริยาจากพื้นจะส่งผ่านไปยังกระดูกและเนื้อเยื่อที่เท้า ข้อเข่า ต้นขา ข้อสะโพก กระดูกเชิงกรานและหลังส่วนล่าง ตามลำดับ เมื่อแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งมีปริมาณมากจะนำไปสู่การเพิ่มแรงกระทำในข้อต่อและกล้ามเนื้ออาจเกิดการบาดเจ็บได้ (สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา, 2552) ขนาดของแรงปฏิกิริยาจากพื้นส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของแรงกระทำและโมเมนต์ภายในข้อต่อ (Joint Loading) ทั้ง 3 ทิศทางตามลำดับ ขนาดของแรงปฏิกิริยาจึงเป็น

ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดการบาดเจ็บที่บริเวณข้อต่อของร่างกายได้ และมีรายงานว่าช่วงการเลิฟฟ์การทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวทั้งด้านซ้ายและด้านขวา (Left and Right External Obliques) ร่วมกันในช่วงการสร้างแรงมากกว่าร้อยละ 50 ของระดับการทำงานของกล้ามเนื้อสูงสุดในร่างกาย (Chow et al., 2009a; Chow, Park, & Tillman, 2009b)

กำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP)

กำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP) คืออัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยทอร์คที่ข้อต่อของส่วนของร่างกาย จากการศึกษากำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP) ในการเลิฟฟ์เทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอธิบายผลได้ว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้ง 2 กลุ่มมีการใช้กำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP) ในการถ่ายโอนและปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเลิฟฟ์ กลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการเริ่มต้นการใช้กำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP) จากส่วนของร่างกายส่วนล่างของร่างกายคือข้อเท้าและข้อเข่าในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) ผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และทอร์ค (Torque) และส่งต่อไปยังส่วนของลำตัวในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และการใช้ร่างกายส่วนบนของร่างกายที่ประกอบด้วย หัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่ามีการใช้กำลังของทอร์คของส่วนของร่างกาย (STP) จากส่วนของสะโพกผ่านทอร์คในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) และเพิ่มความเร่งไปยังส่วนของลำตัวในช่วงการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และการใช้ร่างกายส่วนบนในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase)

จากการศึกษาการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพพบว่าความสัมพันธ์ที่มีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างลำตัวและความเร็วเชิงมุมของข้อศอกจึงสามารถอนุมานได้ว่าโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ของการหมุนลำตัวอาจส่งผลให้ความเร็วเชิงมุมของข้อศอกเพิ่มขึ้น การเหยียดข้อศอกเป็นปัจจัยสำคัญอันดับสองของความเร็วไม้เทนนิสเมื่อมีการกระทบลูกเทนนิส (Abrams et al., 2014) จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าการสร้างทอร์คของการงอข้อมือและการเหยียดข้อศอกมีความสัมพันธ์กับความเร็วในการเลิฟฟ์สูงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .01 (Cohen et al., 1994) ค่าสูงสุดของทอร์คที่เกิดจากลำตัวไปยังข้อต่อส่วนปลายในการเหวี่ยงไม้ไปด้านหลังในระหว่างการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) เป็นผลลัพธ์ที่สนับสนุนหลักการกลไกไคเนติกส์ (Kinetic Chain) ที่มีการถ่ายโอนแรงจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย และเป็นเครื่องกำเนิดทอร์คในการเพิ่มพลังงานกลของส่วนของร่างกายอีก

ด้วย (Michikami & Shimoda., 2014) นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีทอร์คที่หัวไหล่สูงในช่วงของการลดความเร็วของแขนซึ่งอาจมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่ข้อมือในการหมุนมากขึ้นและการเกิดเส้นเอ็นหัวไหล่ฉีกขาด (Rotator Cuff Injury) หรืออาจมีอาการร่วมกับการขัดกันกระดูกข้อไหล่ด้านหลังและด้านบน (Posterior/Superior Glenoid Rim) และเยื่อหุ้มข้อไหล่ (Labrum) ในช่วงที่ไหล่อยู่ในท่ากางและหมุนออก มักพบในนักกีฬาที่มีการขว้าง (Overhead - Throwing Athletes) เช่น เบสบอล ฟุตบอล อาจเรียกว่า “Thrower’s Shoulder” ได้ (ณัฐดนัย, 2020) ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญที่ผู้ฝึกสอนเทนนิสควรให้ความสำคัญเพื่อหลีกเลี่ยงการบาดเจ็บที่หัวไหล่ซึ่งพบค่อนข้างบ่อยในทีมสมาคมประมาณร้อยละ 15 – 17 (Chard & Lachmann, 1987; Jayanthi et al., 2005) และพบว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่นมีความสัมพันธ์จากการวิเคราะห์ค่าคงที่ของการกางหัวไหล่ในระหว่างการเจ้อไม่ไปยังระยะการเร่งความเร็วของการเสิร์ฟเทนนิสทำให้เกิดแรงที่หัวไหล่มากและทอร์คในการหมุนแขนและทำให้ลูกเทนนิสมีความเร็วลดลง (Mark & Todd, 2011)

จากการศึกษาพบว่ากลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่ม พบค่าทอร์คที่ข้อศอกมีขนาดใหญ่และเป็นองค์ประกอบสำคัญที่จะเกิดศักยภาพของการบาดเจ็บที่ข้อศอก การหมุนข้อศอกเข้าด้านในมากเกินไปขณะที่กระทบกับลูกเทนนิสมีรายงานว่าค่าทอร์ค 50 - 150 นิวตันเมตร (Rafael, 2005) ซึ่งค่าทอร์คที่มากกว่า 50 นิวตันเมตร ที่ระยะข้อศอกจะเป็นสาเหตุที่สำคัญของการบาดเจ็บบริเวณหัวไหล่และลำตัวผ่านทอร์คอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Tamara, 2017) การเสิร์ฟเทนนิสยังเป็นทักษะที่เสี่ยงต่อข้อมือ อาการปวดข้อมือส่วนใหญ่เกิดขึ้นเนื่องจากการใช้น้ำหนักมากเกินไปในเทนนิสที่เกิดจากแรงเฉือน แรงที่ใกล้เคียงและความเค้นจากการหมุน (Rettig, 1994) ผลการวิจัยยังชี้ว่านักกีฬาชั้นยอดมีความเสี่ยงที่จะเป็นโรคเยื่อหุ้มซินโนเวียลของเอ็นอักเสบ (Tenosynovitis) โรคการบาดเจ็บหรือฉีกขาดของเส้นเอ็นภายในข้อมือ (Fibrocartilage Complex Lesion) และอาการกดเบียดภายในข้อมือ (Ulnar Carpal Impingement) มากกว่านักกีฬามืออาชีพเนื่องจากไม่มีความแตกต่างของแรงที่ข้อมือและทอร์คเมื่อเปรียบเทียบกับนักกีฬาชั้นยอด ผลลัพธ์เหล่านี้เป็นไปตามการศึกษาทางระบาดวิทยาที่เปิดเผยเปอร์เซ็นต์ที่ใกล้เคียงของอาการบาดเจ็บที่ข้อมือในนักกีฬาชั้นยอด ร้อยละ 10 (Winge et al., 1989) และในผู้เล่นระดับสูงร้อยละ 6 – 7 (Chard & Lachmann, 1987; Jayanthi et al., 2005)

กำลังทอร์คของข้อต่อ (JTP)

กำลังทอร์คของข้อต่อ (JTP) คืออัตราการดูดซับพลังงานหรือการสร้างพลังงานโดยทอร์คที่ข้อต่อ ถ้าส่วนของข้อต่อในส่วนของร่างกายได้มีการหมุนในทิศทางตรงกันข้าม ทอร์คที่ข้อต่อแต่ละส่วนจะมีการสร้างหรือการดูดซับพลังงานแต่ไม่มีการถ่ายโอนพลังงานระหว่างส่วนของ

ร่างกายที่อยู่ติดไป ถ้าส่วนของร่างกายที่อยู่ใกล้กันมีการหมุนไปในทิศทางเดียวกัน พลังงานจะมีการถ่ายโอนเนื่องจากกำลังของทอร์กในส่วนองร่างกายเกิดขึ้น กำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกายเรียกว่าอัตราการถ่ายโอนพลังงานโดยทอร์กที่ข้อต่อ จากการศึกษากำลังทอร์กของข้อต่อ (JTP) ในการเลิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นสามารถอภิปรายผลได้ว่าในการเลิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้งสองกลุ่มมีการใช้กำลังทอร์กของข้อต่อ (JTP) ในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเลิร์ฟ พบว่ากลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการกำลังทอร์กของข้อต่อ (JTP) โดยเริ่มจากส่วนของข้อเท้าและข้อเข่าผ่านความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) โมเมนตัม (Momentum) และความเร่ง (Acceleration) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเลิร์ฟและมีการสร้างและการดูดซับพลังงานผ่านส่วนของสะโพกและลำตัวในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และส่งต่อไปยังส่วนของหัวไหล่ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่นพบว่ามีค่ากำลังทอร์กของข้อต่อ (JTP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเลิร์ฟที่ร้อยละส่วนบนซึ่งประกอบด้วย หัวไหล่ ข้อศอกและข้อมือจนถึงระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) และพบว่าในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) จะมีค่ากำลังทอร์กของข้อต่อ (JTP) ทั้งร้อยละส่วนล่างและส่วนบนองร่างกาย จากการศึกษา นักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ทอร์กและแรงที่สร้างในระหว่างการเงี้ยวไม้และระยะการเร่งความเร็วของการขว้างและสามารถสร้างความเร็วเชิงมุมที่มากกว่าบริเวณหัวไหล่และข้อศอก (Marc, 2012) ลำตัวมีบทบาทสำคัญในการเป็นเครื่องกำเนิดทอร์กในการเพิ่มพลังงานเชิงกลเนื่องจากทอร์กที่เกิดจากพื้นจะเป็นตัวต้านทำให้เกิดการหมุนส่วนของร่างกาย ถ้าการหมุนเป็นลำดับอย่างต่อเนื่องจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่เชิงเส้นในส่วนปลายองร่างกาย (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562) ผู้เล่นที่มีคุณภาพการไหลของพลังงานจากลำตัวไปยังแขนและไม้เทนนิสในระดับสูงคือผู้ที่มีความเร็วลูกเทนนิสสูงสุดและใช้คิเนติกส์ของข้อต่อร้อยละส่วนบนน้อยที่สุด การศึกษาพบการเพิ่มความเสี่ยงของการบาดเจ็บ การลดคิเนติกส์และคุณภาพของประสิทธิภาพสูงสุด เช่นการเพิ่มความเร็ของลูกบอล สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ ผลลัพธ์ถูกยืนยันว่าการไหลของพลังงานจากลำตัวไปยังแขนและมือรวมกับไม้เทนนิสที่ไม่เพียงพอในระหว่างการเลิร์ฟที่มีการจำกัดความเร็วของลูกเทนนิสเป็นการลดประสิทธิภาพของนักเทนนิส (Cristina & Enrique, 2009)

ผลรวมของความเร็วของส่วนของร่างกายเริ่มต้นด้วยกระดูกเชิงกรานซึ่งมีถึงความเร็วเชิงมุมสูงสุดที่ 600 – 700 องศา เมื่อความเร็วกระดูกเชิงกรานเชิงกรานถึงจุดสูงสุดการหมุนกระดูกเชิงกรานจะช้าลงและพลังงานผ่านกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) ไปยังลำตัว ลำตัวได้รับ

พลังงานเพิ่มเติมที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าท้องขณะที่มีการหมุนและงอลำตัว ความเร็วเชิงมุมของลำตัวสร้างจากความเร็วเชิงมุมของกระดูกเชิงกราน ทอร์กของข้อต่อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าของการหมุนขาดูดซับพลังงานเพียงเล็กน้อย พลังงานขนาดใหญ่ไหลเข้าไปยัง ลำตัวส่วนล่างและส่วนบนเพื่อเพิ่มระดับพลังงานของลำตัวส่วนบน ซึ่งเกิดจากการสร้างทอร์กของการเหยียดสะโพกของการหมุนขา มีความสัมพันธ์ที่สำคัญระหว่างการสร้างพลังงานที่เกิดจาก ทอร์กของข้อต่อสะโพกและการเพิ่มขึ้นของพลังงานของลำตัวส่วนบน ($r = 0.491$, $p < 0.05$) (Michael et al., 2015) แรงข้อต่อและทอร์กของลำตัวมีส่วนในการถ่ายโอนพลังงานจากลำตัว ส่วนล่างไปยังลำตัวส่วนบน (96 ± 30 จูล และ 119 ± 30 จูล) หลังจากทีระดับพลังงานของลำตัว ส่วนบนถึงจุดสูงสุด ทอร์กในการบิดไปข้างหน้าของลำตัวสร้างกำลังและความเร็วเชิงมุมของลำตัว ส่วนบนรอบแกนตามยาว การไหลของพลังงานที่มากขึ้นจากลำตัวและแขนไปยังแขนในช่วงเริ่มต้น การขว้างจะเพิ่มพลังงานของแขนซึ่งอาจช่วยในการเร่งความเร็วของลูกบอล การค้นพบนี้สนับสนุน ความสำคัญของกล้ามเนื้อลำตัวในการสร้างและถ่ายเทพลังงานไปที่แขนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ (Michael et al., 2015) ผลลัพธ์นี้สนับสนุนสมมติฐานหลักและตอกย้ำแนวคิดที่ว่าทอร์กหมุนที่ ลำตัวและหัวไหล่ระหว่างระยะเหวี่ยงแขนมีผลมากที่สุดต่อการพัฒนาของการรับน้ำหนักของข้อศอก ออกไปทางด้านนอก (Aguinaldo & Chambers, 2009; Werner, Murray & Hawkins, 2002) ในทางกลับกัน กำลังที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของลำตัวเป็นตัวพยากรณ์ที่สำคัญเพียงอย่างเดียวของ ความเร็วของลูกเทนนิส โดยสนับสนุนสมมติฐานบางส่วนที่ว่าความเร็วของลูกบอลได้รับอิทธิพล มากที่สุดจากพลังของการเคลื่อนที่ทั้งสองของลำตัวและไหล่ระหว่างช่วงงอแขน เมื่อการหมุนลำตัว เกิดขึ้นในช่วงเวลาเดียวกันกับความเร็วเชิงมุมเชิงกรานสูงสุดและการหมุนภายในของหัวไหล่เริ่ม ขึ้นภายหลังในวงจรการขว้าง พลังงานที่สร้างขึ้นจากส่วนของร่างกายที่ใหญ่กว่าจะถ่ายโอนไปยัง ส่วนแขนที่ขว้างในลักษณะต่อเนื่องที่เป็นผลรวมของหลักการความเร็ว (Arnel & Rafael, 2018)

ในรูปแบบการขว้างโดยทั่วไปเป็นการเพิ่มขึ้นของพลังงานกลของแต่ละส่วนที่ เกิดขึ้นจากจุดเกาะต้นไปยังจุดเกาะปลาย รูปแบบการเปลี่ยนแปลงพลังงานกลนี้บ่งชี้ว่าการไหล ของพลังงานระหว่างส่วนเกิดขึ้น การหาปริมาณของการสร้าง (Generation) การดูดซับ (Absorption) และการถ่ายโอน (Transfer) พลังงานช่วยให้นักวิจัยสามารถกำหนดทิศทางและ วิธีการไหลของพลังงานได้ตลอดจนประสิทธิภาพที่นักขว้างใช้กลไกโซ่ไคเนติกส์ (Kinetic Chain) (Jacob et al., 2018) นอกจากนี้การแยกส่วนของ การไหลของพลังงานออกเป็นแรงข้อต่อและ โมเมนต์ของข้อต่อแต่ละส่วนประกอบอาจเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการวิเคราะห์การ เคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่เชิงเส้นและเชิงมุม จากการศึกษาพบว่ากำลังที่มีขนาดสูงสุด

สำหรับการสร้างพลังงานและการถ่ายโอนนั้นสัมพันธ์กับช่วงเวลาของข้อต่อข้อเท้า ดังนั้นกล้ามเนื้อในการงอข้อเท้าจึงมีบทบาทสำคัญในการรักษาพลังงานกลของศีรษะ – แขน – ลำตัว ก่อนที่พลังสุดท้ายของข้อเท้าจะเป็นบวก (Brian et al., 2012)

กำลังของส่วนของร่างกาย (SP)

กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) คืออัตราการส่งพลังงานออกหรือการรับพลังงานเข้าไปในส่วนของร่างกาย เป็นการรวมกันของกำลังของทอร์กของส่วนของร่างกายและกำลังของแรงข้อต่อในแต่ละส่วนของร่างกาย (Caroline et al., 2014) จากการศึกษากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่นสามารถอภิปรายผลได้ว่าการเสิร์ฟเทนนิสจากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าในการเสิร์ฟเทนนิสทั้ง 3 ระยะ กลุ่มนักกีฬาเทนนิสทั้งสองกลุ่มมีการใช้กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลแตกต่างกันในแต่ละระยะของการเสิร์ฟ โดยกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการใช้กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) จากส่วนของข้อเท้าผ่านความเร็วเชิงมุมในระหว่างการเตรียมตัวและมีการส่งผ่านไปยังลำตัวในระหว่างการเร่งความเร็วจนถึงการใช้ยางค์ส่วนบนในระหว่างการส่งไม้ ส่วนกลุ่มนักกีฬาเทนนิสสมัครเล่น การใช้กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในการถ่ายโอนและการปล่อยพลังงานกลจะพบที่บริเวณยางค์ส่วนบนและส่วนของสะโพก

ในระหว่างการเตรียมตัว (Preparation Phase) เป็นการใช้แรงกระทำจากตำแหน่งแต่ละส่วนของร่างกายในการสร้างพลังงานศักย์โดยสร้างแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) จากการเกิดกลไกการใช้แรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) ที่เหมาะสมและความยืดหยุ่นในการหมุนแขนไปด้านนอกซึ่งมีความสำคัญต่อประสิทธิภาพและความเร็วของการเสิร์ฟ (Bahamonde, 2000; Gordon & Dapena, 2006; Kovacs & Ellenbecker, 2011) กำลังเป็นประสิทธิภาพหลักที่เกี่ยวข้องกับการเสิร์ฟที่จำเป็นต่อความเร็วของไม้เทนนิสและต้องการปริมาณโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ที่ได้รับแรงจากพื้นและถ่ายโอนไปยังส่วนของมือและไม้เทนนิสก่อนกระทบกับลูกเทนนิส (Gordon & Dapena, 2006)

การศึกษาของแมททิวได้สรุปว่าแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) มีหน้าที่เริ่มการทำงานของกลไกโซ่คิเนติกส์และเตรียมตำแหน่งไม้เทนนิสสำหรับการเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยการประสานเวลาความเร็วสูงสุดของสะโพกในแนวตั้งกับความเร็วสูงสุดของไม้เทนนิสจึงจะสามารถเร่งความเร็วในระยะทางที่มากขึ้นเพื่อรับแรงกระแทก (Skene, 2013) การศึกษาก่อนหน้านี้ของแมททิวพบว่าแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) ที่มีประสิทธิภาพและการใช้กลไกโซ่คิเนติกส์เป็นฐานที่มั่นคงสำหรับการเสิร์ฟด้วยเหตุนี้จึงเป็นไปได้ว่าผู้เล่นมืออาชีพพยายามลดเซกเมนต์การหยุดชะงักของโซ่คิเนติกส์ที่เกิดจาก

กลไกการเลิฟฟ์ที่ไม่เหมาะสมโดยการเพิ่มการใช้งานของส่วนของร่างกายและการเพิ่มน้ำหนัก (Lintner et al., 2008) สมมติฐานที่แตกต่างกันเกี่ยวกับกลไกการเลิฟฟ์เทนนิสที่ไม่เหมาะสมสามารถอธิบายคิเนเมติกส์ของไหล่และข้อศอกที่สูงขึ้นในผู้เล่นชั้นสูงซึ่งแสดงให้เห็นว่าแรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) ที่ไม่ดีในระหว่างการเลิฟฟ์เทนนิสทำให้เกิดความเร็วของลูกเทนนิสต่ำ (Olivier et al., 2007) แต่เพิ่มการรับน้ำหนักที่หัวไหล่และข้อศอก (Elliott et al., 2003) นอกจากนี้ยังมีรายงานว่า การเหวี่ยงไม้ไปทางด้านหลังสร้างแรงกดด้านหน้าของหัวไหล่ที่สูงขึ้นระหว่างระยะการเงยไม้ของเลิฟฟ์เทนนิส (Elliott et al., 2003) เพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่ไหล่และข้อศอกมากเกินไปที่เกิดขึ้นโดยผู้เล่นชั้นสูง ผู้ฝึกสอนเทนนิสควรเอาใจใส่ในการสอนกิจกรรมของร่างกายส่วนล่างอย่างมีประสิทธิภาพและการเหวี่ยงไม้เทนนิสไปทางด้านหลังแบบครบวงจร (Martin, 2012) จากการศึกษาพบว่านักกีฬาเทนนิสมืออาชีพมีการสร้างแรงกดที่หัวไหล่คล้ายกันแต่ค่าทอร์กสูงขึ้นระหว่างช่วงลดความเร็วในระยะการส่งไม้ อาจมีความเสี่ยงที่จะได้รับบาดเจ็บที่ข้อมือมากขึ้น (Shinji et al., 2012) ในนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น อาการบาดเจ็บจากเทนนิสมักส่งผลกระทบต่อร่างกายส่วนบนและลำตัว แรงของกล้ามเนื้อขนาดใหญ่จะสร้างทอร์กที่ข้อต่อเพื่อเร่งความเร็วของไม้เทนนิสก่อนกระทบลูกเทนนิสอย่างรวดเร็ว (Alison, Geoffrey, Stefano, & Marc, 2011) ขณะที่กำลัง (Power) ที่เกี่ยวข้องกับโมเมนต์ของข้อต่อข้อเท้ามีขนาดสัมบูรณ์มากที่สุด ช่วงเวลาของข้อต่อสะโพกมีผลกระทบมากที่สุดต่อกำลัง (Power) ของขาด้านตรงกันข้าม (Brian et al., 2012) แรงขับเคลื่อนขา (Leg Drive) เป็นองค์ประกอบแรกของการมีส่วนร่วมของกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) โดยเฉพาะการสร้างโมเมนต์ที่สามารถถ่ายโอนไปยังลำตัว (Natalie, 2016)

โดยทั่วไปการเลิฟฟ์เทนนิสด้วยความเร็วสูงถือว่ามีความได้เปรียบมาก (Chow et al., 2003) รายงานปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ที่มีผลต่อความเร็วของไม้เทนนิสในการแข่งขันเทนนิส (Bahamonde, 2000; Sprigius, Marshall, Elliott & Jennings, Lozovina, Pavicic & Mrduljas, 2008) พบว่าการเลิฟฟ์เป็นลำดับการเคลื่อนไหวที่เรียกว่ากลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) โดยเริ่มต้นการทำงานจากร่างกายส่วนล่างตามด้วยการหมุนของลำตัวและร่างกายส่วนบน กลไกโซ่คิเนติกส์เกี่ยวข้องกับการถ่ายโอนโมเมนต์เชิงเส้นและโมเมนต์เชิงมุมจากส่วนของขาถึงลำตัวไปยังส่วนของแขนและไม้เทนนิส (Rafael, 2000) จากการศึกษาลักษณะการทำงานของกลไกโซ่คิเนติกส์ในการเลิฟฟ์เทนนิส ส่วนของขาที่มีบทบาทสำคัญที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเลิฟฟ์โดยมีอิทธิพลต่อการเคลื่อนที่เชิงเส้นและเชิงมุมของลำตัวและแขนส่วนบน (Olivier et al., 2007) เป็นเครื่องมือและกลไกสำคัญในการพัฒนาแรงและเป็นฐานที่มั่นคงต่อการเคลื่อนที่ของร่างกายส่วนปลาย การเชื่อมโยงกันของร่างกายส่วนล่างและลำตัวถูกพัฒนาเป็นพลังงานจลน์ร้อยละ

51 - 55 และมีการส่งแรงขึ้นไปยังส่วนของแขนโดยสร้างโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) จากขาเพื่อทำให้แขนมีการขับเคลื่อนไปทางด้านหน้าและด้วยพื้นที่หน้าตัดที่มีขนาดใหญ่ มวลที่มากและโมเมนต์ของความเฉื่อยที่สูง ร่างกายส่วนบนจึงยอมให้มีการสร้างการเคลื่อนที่ออกจากศูนย์กลาง (Kibler, 2014) ส่งผลให้เกิดการสร้างโมเมนตัมเชิงเส้นทางด้านหน้ามากขึ้นและอาจเพิ่มความเร็วของนักกีฬาในการเคลื่อนที่ (Bahamonde & Knudson, 2001; Elliott & Wood, 1983) ความสามารถของห่วงโซ่นี้เกี่ยวข้องกับการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงเส้น (Linear Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) จากขาสู่ลำตัวไปยังแขนและไม้เทนนิส (Rafael, 2000) โดยมีแรงปฏิกิริยาจากพื้น (GRF) ขนาดใหญ่ช่วยให้เกิดการเร่งของลูกเทนนิสมากขึ้น แรงปฏิกิริยานี้แสดงการสร้างแรงกระตุ้นที่มุมจากจุดศูนย์กลางของร่างกายซึ่งจำเป็นสำหรับการถ่ายโอนโมเมนตัมเชิงมุมจากขาไปยังร่างกายส่วนบน (Girard et al., 2005) แรงปฏิกิริยาจากพื้นและทอร์คจะเป็นปัจจัยสนับสนุนทางอ้อมที่สำคัญของการสร้างสมดุลและรักษาความมั่นคงในส่วนของร่างกายเพื่อให้รากฐานที่มั่นคง จากนั้นส่วนบนของร่างกายสามารถสร้างกำลังและเกิดการถ่ายเทพลังงานจากส่วนบนไปยังส่วนปลายของร่างกายจนกระทั่งไปถึงปลายสุดของหัวไม้เทนนิสได้อย่างมีประสิทธิภาพ (ปรเมท & คมศักดิ์, 2562)

การเล่นเทนนิสให้ได้ศักยภาพสูงสุดต้องอาศัยการเคลื่อนไหวที่ดีผ่านการเชื่อมต่อแนวการเคลื่อนไหวเพื่อให้เกิดแรงกระทำที่พอดี การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินคือการเสิร์ฟพร้อมกับการหมุนไปทางด้านหน้าอย่างรวดเร็วซึ่งจะทำให้ลูกเทนนิสเคลื่อนที่ไปยังฝั่งตรงข้ามด้วยความเร็วสูงและมุมที่ค่อนข้างชัน จุดประสงค์หลักของการเสิร์ฟแบบคิกทอปสปินคือการเพิ่มปริมาณการหมุน การปรับทิศทางของร่างกายในลักษณะที่ให้นักกีฬาเข้าถึงปริมาณการหมุนของร่างกายมากขึ้นจะส่งผลให้การเสิร์ฟมีความแรงเพิ่มขึ้นซึ่งสามารถทำได้โดยการวางแผนร่างกายที่เป็นกลไกเฉพาะในการเสิร์ฟ การใช้กล้ามเนื้อมัดใหญ่ในแต่ละส่วนของร่างกายในการสร้างพลังงานมาจากกลไกโซ่คิเนติกส์ (Kinetic Chain) และการไหลของพลังงาน (Energy Flow) ที่มีประสิทธิภาพในการนำพลังงานศักย์ยืดหยุ่น (Elastic Potential Energy) ไปยังส่วนของร่างกายเพื่อให้เกิดการวางตำแหน่งของร่างกายและการถ่ายโอนพลังงานที่ดี มีการทำงานที่ประสานสัมพันธ์ได้อย่างราบรื่นและนำไปสู่ความเร็วที่เพิ่มขึ้นในระยะการเร่งความเร็วจนถึงสิ้นสุดระยะการส่งไม้เทนนิสในการเสิร์ฟ (Martin, Bideau, & Nicolas, 2014)

ข้อเสนอแนะ

1.งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการศึกษาตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่มีอิทธิพลต่อการไหลของพลังงานในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินในนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและมือสมัครเล่น จึงควรนำผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้ไปใช้เป็นแนวทางในการปรับปรุงทักษะ การฝึกซ้อมในการเสิร์ฟเทนนิสให้มีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นและลดความเสี่ยงจากการบาดเจ็บที่อาจเกิดจากการเสิร์ฟเทนนิส

2.ควรนำผลที่ได้จากการศึกษาในครั้งนี้ไปใช้เป็นแนวทางในการแนะนำหรือฝึกสอนเพื่อพัฒนารูปแบบการเสิร์ฟเทนนิสเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพมากขึ้นในกลุ่มนักกีฬาเทนนิสและกลุ่มผู้เริ่มเล่นเทนนิส

ข้อเสนอแนะในการทำวิจัยครั้งต่อไป

1.ควรมีการศึกษาตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่มีอิทธิพลต่อการไหลของพลังงานในรูปแบบการเสิร์ฟอื่นหรือชนิดกีฬาอื่นที่มีลักษณะการทำงานแบบการขว้าง (Throwing Motion)

2.ควรมีการศึกษาเพื่อทำการเปรียบเทียบตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่มีอิทธิพลต่อการไหลของพลังงานระหว่างกลุ่มนักกีฬาเทนนิสหรือระหว่างเพศหญิงและเพศชาย และการใช้แขนด้านที่ถนัดและด้านที่ไม่ถนัด

บรรณานุกรม

- Abhishek, Rudra Pal, & Dilip, Kumar Pratihari. (2016). Estimation of joint torque and power consumption during sit - to stand motion of human - being using a genetic algorithm *Procedia Computer Science*, 96, 1497-1506.
- Alison, L. Sheets, Geoffrey, Abrams, Stefano, Corazza, & Marc, Raymond Safran. (2011). Kinematics differences between the flat, kick, and slice serves measured using a markerless motion capture method. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(12), 3011-3020.
- Amity, Campbell , Leon, Straker , Peter, O'Sullivan , & Bruce, Elliott (2013). Lumbar loading in the elite adolescent tennis serve : A link to low back pain. *Medicine and science in sports and exercise*, 45(8), 1562-1568.
- Arnel, Aguinaldo, & Rafael, Escamilla. (2018). Relationship of segmental energy flow and elbow valgus loading during baseball pitching. *36th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports*, 36(1), 911-914.
- Austin, William Higgins. (2019). *Correlations Between Shoulder Rotational Motion, Strength Measures and Throwing Biomechanics in Collegiate Baseball Pitchers*. (Master of Science M.Sc (Biomedical Engineering)), Marquette University, Milwaukee, Wisconsin.
- Ayhan, Göktepe , Emre, Ak, Mustafa, Söğüt, & Hakan, Karabörk. (2009). Joint angles during successful and unsuccessful tennis serves kinematics of tennis serve *Joint Diseases and Related Surgery*, 20(3), 156-160.
- Brian, R. Umberger , Sam, Augsburg , JoAnne, Resig , & Donna, Oeffinger. (2012). Generation, absorption, and transfer of mechanical energy during walking in children. *Medical Engineering & Physics*, 35, 644-651.
- Bruce, C Elliott, & Graeme, A Wood. (1983). The biomechanics of the foot - up and foot - back tennis service techniques. *the Australian Journal of Sports Sciences Spring*, 3(2), 3-6.
- Caroline, Martin. (2014). Tennis serve biomechanics in relation to ball velocity and upper limb joint injuries. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 19(2), 110-112.

- Caroline, Martin, Benoit, Bideau, Nicolas, Bideau, & Guillaume, Nicolas. (2014). Energy flow analysis during the tennis serve : comparison between injured and noninjured tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2751-2760.
- Caroline, Martin, Richard, Kulpa, Mickael, Ropars, & Paul, Delamarche. (2013). Identification of temporal pathomechanical factors during the tennis serve. *Medicine and science in sports and exercise*, 45(11).
- Caroline, Martin, Richard, Kulpa, Paul, Delamarche, & Benoit, Bideau. (2012). Professional tennis players' serve : correlation between segmental angular momentums and ball velocity. *Sports Biomechanics*, 1, 1-13.
- Ching - Cheng, Chiang, Chih - Chia, Hsu, Jinn - Yen, Chiang , & Weng - Cheng, Chang (2016). Flexibility of internal and external glenohumeral rotation of junior female tennis players and its correlation with performance ranking. *The Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3296-3299.
- Chow, Park, & Tillman. (2009). Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1-24. doi:10.1186/1758-2555-1-24
- Christian, Wisdom Magtajas Valleser, & Ken, Ewing L. Narvasa. (2017). Common Injuries of Collegiate Tennis Players. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(2), 43-47.
- Correia, José Pedro, Oliveira, Raul, Vaz, João Rocha, Luís Silva, & Pezarat-Correia, Pedro. (2015). Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players. *Journal of Science and Medicine in sport*.
- Cristina, López de Subijana, & Enrique, Navarro. (2009). Kinetic energy transfer during the serve. *Journal of Human Sport and Exercise*, 4(2), 114-128.
- David, F. Stodden, Glenn, S. Fleisig, Scott, P. McLean, & James, R. Andrews. (2005). Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity : within pitcher variation. *Journal of applied biomechanics*, 21(1), 44-56.

- Duane, Knudson. (2007). *Fundamental of Biomechanics* (2nd ed.). California state University at Chico, USA: Springer Science.
- Ertugrul, Gelen, Muhittin, Dede, Bergun, Meric Bingul, & Cigdem, Bulgan. (2012). Acute effects of static stretching, dynamic exercises, and high volume upper extremity plyometric activity on tennis serve performance *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, 600-605.
- Filippo, Dossena, Antonio, La Torre, Carlo, Rossi, & Matteo, Bonato. (2016). The role of lower limbs during tennis serve *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(3).
- Francis, KH Wong, Jackie, HK Keung, Newman, ML Lau, & Douglas, KS Ng. (2014). Effects of body mass index and full body kinematics on tennis serve speed *Journal of Human Kinetics*, 40, 21-28. doi:
- François, Tubez, Bénédicte, Forthomme, Jean - Louis, Croisier, & Caroline, Cordonnier. (2015). How biomechanical analysis may help to identify abdominal injury causes in high level tennis. 33rd *International Conference on Biomechanics in Sports*.
- Gabrielle, Gilmer, Jessica, Washington, & Gretchen, Oliver. (2018). Assessment of lumbopelvic – hip complex instability and segmental sequencing amongst softball athletes. *International biomechanics*, 5(1), 36-45.
- Glenn, Fleisig, & Young - Hoo, Kwon. (2014). *The Biomechanics of Batting, Swinging, and Hitting* (1st ed.): Routledge.
- Hannes, Frühschütz. (2017). *Evaluation of markerless tracking for kinematics in tennis*. (Master of Science (M.Sc.)), Munich School of Engineering, München.
- Hirashima, Yamane, Nakamura, & Ohtsuki. (2008). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 41, 2874-2883.
- Hung - Bin, Chen, Liang - Wey, Chang, & Chih - Hsiu, Cheng. (2019). Aging effects on the mechanical energy transfer through the lower extremity joints during the swing phase of level walking. *Scientific Reports*, 9(9555).

- Ikram, Hussain, Naushad, Waheed Ansari, & Fuzail, Ahmad. (2016). Investigate the manipulation of kinematics on tennis serve performance. *International Journal of Engineering Sciences & Research Technology*, 5(8), 988-995. doi:
- Isabelle, Rogowski, Thomas, Creveaux, Laurence, Che`ze, & Pierre, Mace. (2014). Effects of the racket polar moment of inertia on dominant upper limb joint moments during tennis serve. *PLoS ONE*, 9(8).
- Jacob, Howenstein, Kristof, Kipp, & Michelle, B. Sabick (2018). Energy flow analysis to investigate youth pitching velocity and efficiency. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(3), 523 - 531.
- Jan, Carboch, & Vladimír, Süß. (2015). Toss differences between the slice serve and the kick serve in tennis. *Acta Gymnica*, 45(2), 93-97.
- Javier, Ignacio Hervas. (2014). *3D variability in ball toss and impact location for tennis serves in collegiate female players* (Master of Arts (M.A.)), University of Northern Iowa, Electronic Theses and Dissertations.
- Joaquin, Sanchis - Moysi, Fernando, Idoate, Cecilia, Dorado, & Santiago, Alayon. (2010). Large asymmetric hypertrophy of rectus abdominis muscle in professional tennis players. *PLoS ONE*, 5(12).
- John, W Chow, Soo-An, Park, & Mark, D Tillman. (2009). Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1(24), 1-14.
- José, Pedro Correia, Raul, Oliveira, João, Rocha Vaz, & Luís, Silva. (2016). Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players. *Journal of Science and Medicine in sport*, 19(4), 311-316.
- Joseph, Hamill, Kathleen, M. Knutzen, & Timothy, R. Derrick. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement* (4th ed.): Wolters Kluwer.
- Joshua, S Dines, Todd, Ellenbecker, Asheesh, Bedi, & David, M Dines. (2015). tennis injuries : epidemiology, pathophysiology, and treatment. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 23(3), 181-189.

- Julien, Pansiot. (2009). *Markerless visual tracking and motion analysis for sports monitoring*. (Degree of Doctor of Philosophy (Ph.D)), University of London Imperial College of Science, Technology and Medicine Department of Computing.
- Kanjanakul, Panupong. (2011). The biomechanical study of muscle forces in patients legs with hemiplegia. *a thesis for the degree of master of Engineering in Mechanical Engineering, Department of mechanical Engineering, Thammasat University*.
- Kyle, Taylor Aune, Glenn, S Fleisig, & Jihoon, Tony Choi. (2015). Incidence and Prevalence of Musculoskeletal Conditions in Collegiate Tennis Athletes. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 20(3), 137-144.
- Marc, A. Keller. (2012). *A biomechanical comparison between a baseball pitch and a first serve in tennis* (Master of Science (MSc)), Western Washington University,
- Mark, Kovacs, & Todd, Ellenbecker. (2011). An 8 - stage model for evaluating the tennis serve : implications for performance enhancement and injury prevention. *Sports Health*, 3(6), 504-513.
- Martin, C., Bideau, B., Ropars, M., & Delamarche, P. (2013). Upper limb joint kinetic analysis during tennis serve: Assessment of competitive level on efficiency and injury risks. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 24(4), 700-707.
- Masaya, Hirashima, Katsu, Yamane, Yoshihiko, Nakamura, & Tatsuyuki, Ohtsuki. (2008). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 41, 2874-2883.
- Michael, P. McNally , John, D. Borstad, James, A. Oñate , & Ajit, M.W. Chaudhari. (2015). Energy flow analysis of high and low velocity baseball pitchers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2708-2715.
- Michalina, Blazkiewicz, Barbara, Lyson, & Andrzej, Wit. (2019). Mechanical energy flows between body segments in ballistic track-and-field movements (shot put, discus,

- javelin) as a performance evaluation method. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21(1), 31-36.
- Natalie, Myers. (2016). *A biomechanically based observational tennis serve analysis method can be used to assess serve mechanics* (degree of Doctor of Philosophy (Ph.D)), University of Kentucky, Lexington, Kentucky.
- Nikša, Durovic, Vinko, Lozovina , Leo, Pavicic, & Duje, Mrduljaš. (2008). Kinematic analysis of the tennis serve in young tennis players *Acta Kinesiologica*, 2(2), 50-56.
- Olivier, Girard, Jean - Paul, Micallef, & Gre'goire, P. Millet. (2007). Influence of restricted knee motion during the flat first serve in tennis *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 950-957.
- Paul, E Roetert, Todd, S. Ellenbecker, Machar, Reid, & Pedro, C. Mendes. (2009). Biomechanics of the tennis serve : implications for strength training *Strength and Conditioning Journal*, 31(4), 35-40.
- Peter, M. McGinnis. (2013). *Biomechanics of sport and exercises* (3rd ed.). State University of New York, College at Cortland, USA: Human Kinetics.
- Rafael, E Bahamonde. (2000). Changes In Angular Momentum During The Tennis Serve. *Journal of Sports Sciences*, 18, 579-592.
- Rafael, E Bahamonde. (2005). Review of the biomechanical function of the elbow joint during tennis strokes *International SportMed Journal*, 6(2), 42-63.
- Rod, Cross. (2012). The kick serve in tennis. *SPorts Technology*, 1-18.
- Sakurai, Reid, & Elliott. (2012). Ball spin in the tennis serve: spin rate and axis of rotation. *Sports Biomechanics*, 1, 1-7.
- Sekiya, Koike, & Yuhei, Harada. (2014). Dynamic contribution analysis of tennis - serve - motion in consideration of torque generating mode *Procedia Engineering*, 72, 97-102.
- Shinji, Sakurai, Machar, Reid , & Bruce, Elliott. (2012). Ball spin in the tennis serve : spin rate and axis of rotation *Sports Biomechanics*, 1-7.

- Simon, W. Young, Jodie, Dakic, Kathleen, Stroia, & Michael, L. Nguyen. (2014). Hip range of motion and association with injury in female professional tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*.
- Skene, Matthews. (2013). *The impact of ground reaction force and joint kinematics on the tennis serve of collegiate players* (Degree of Bachelor of science (honors) sport and exercise science), Cardiff Metropolitan University, Cardiff School of Sport.
- Sue, D Barber-Westin , Alex, Hermeto, & Frank, R Noyes. (2014). A Six - Week neuromuscular and performance training program improves speed, agility, dynamic balance, and core endurance in junior tennis players *Journal of Athletic Enhancement*, 4(1), 3-8.
- Tamara, Bonarrigo. (2017). What deficits (risk factors) can be identified within the kinetic chain in association to the disabled throwing shoulder of (adult) overhead athletes without history of traumatic injury? *European School of Physiotherapy*, 1-16.
- Tim, Hopper. (2001). Biomechanical Analysis of the Tennis Serve *Greg Emery*(PE 117).
- Victor, Moreno - Perez, Alvaro, Lopez - Samanes, Raul, Dominguez, & Valentin, Emilio Fernandez - Elias. (2019). Acute effects of a single tennis match on passive shoulder rotation range of motion, isometric strength and serve speed in professional tennis players. *PLoS ONE*, 14(4).
- Zhao, Zhang, Shiming, Li, Bingjun, Wan , & Peter, Visentin. (2016). The influence of x - factor (trunk rotation) and experience on the quality of the badminton forehand smash *Journal of Human Kinetics*, 53, 9-22.
- เฉลิมพล, คงเชียว. (2553). ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์. (วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต วศ.ม (วิศวกรรมไฟฟ้า)), มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, กลุ่มวิจัยและพัฒนา, สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา. (2552). การวิเคราะห์ลักษณะการเดินไปข้างหน้าและเดินถอยหลังเพื่อการออกกำลังกาย.

- ปนัดดา, ลี้อย่าง. (2560). การวิเคราะห์ท่าทางการว่ายน้ำได้น้ำหลังการกระโดดระหว่างการกระโดดที่ระยะทางแตกต่างกันในนักกีฬาว่ายน้ำชาย อายุ 18 - 25 ปี. (วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (วท.ม) วิทยาศาสตร์การกีฬา), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ.
- ปรเมท, เหมรชตนนท์, & คมศักดิ์, สิ้นสุรินทร์. (2562). ความเข้าใจที่คลาดเคลื่อนในบทบาทของแรงปฏิกิริยาจากพื้นและแรงทอร์คต่อความเร็วหัวไม้กอล์ฟ. วารสารวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา, 19(1), 25-36.
- พชร, ชลวณิช. (2559). ผลของการฝึกเสริมความแข็งแรงของแกนกลางลำตัวที่มีต่อความคล่องแคล่วว่องไวและการทรงตัวในนักกีฬาเทนนิส. (วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (วท.ม) วิทยาศาสตร์การกีฬา), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ.
- วรยศ, หล้าหา. (2554). การพัฒนาทักษะการเสิร์ฟเทนนิสโดยการฝึกความแข็งแรงและความอ่อนตัวของนักศึกษามหาวิทยาลัยราชภัฏเลย. วารสารวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา, 11(2), 13-30.
- อนุชิต, เรือนก้อน. (2552). ความสัมพันธ์ระหว่างมุมของการเอนตัวในขณะเสิร์ฟกับความเร็วของลูกเทนนิส. (วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต วท.ม (วิทยาศาสตร์การกีฬา)), มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, กรุงเทพฯ.
- อนุวัต, เยาว์พันธ์ (2554). การศึกษารูปแบบการเคลื่อนไหวของทักษะการกระโดดคู่เข้าหมุนตัว 1 รอบในกีฬาแอโรบิกยิมนาสติกส์. (การศึกษามหาบัณฑิต กศ.ม (พลศึกษา)), มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ, กรุงเทพฯ.
- อังคณา, เทพเลิศบุญ. (2559). การประยุกต์หลักการทางชีวกลศาสตร์ในการรักษาโรคข้อศอกเทนนิสในผู้เล่นเทนนิส. วารสารโรงพยาบาลเจริญกรุงประชารักษ์, 12(2).



ภาคผนวก ก

ตารางแสดงค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) แรง (Force) ทอร์ก (Torque) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายในระยการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเลิฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ระยการเตรียมตัว (Preparation Phase)								
ข้อต่อ	กลุ่ม	ความเร็วเชิงเส้น	ทอร์ก	ความเร็วเชิงมุม	ความเร่ง	โมเมนตัม	โมเมนตัมเชิงมุม	แรง
ลำตัว	G1	0.0004±0.01	51.40 ± 53.15	-0.60±0.30	0.13±1.03	-0.28±0.29	-0.01±0.007	-65.97±59.64
	G2	0.008±0.33	-21.15±73.18	-0.29±0.41	-0.09±0.79	0.03±0.29	0.0006±0.01	-85.48±116.83
หัวไหล่	G1	0.06±0.02	-0.17±1.43	-1.01±0.21	-0.69±10.79	0.19±0.08	0.007±0.008	4.9±8.54
	G2	0.07±0.06	1.90±2.13	-0.39±0.63	-5.77±9.35	0.12±0.09	0.0005±0.005	7.64±4.94
ข้อศอก	G1	0.05±0.05	-0.35±0.42	-0.74±0.37	-4.59±11.38	-0.02±0.16	-0.002±0.004	6.97±2.09
	G2	0.10±0.15	-0.12±0.91	-0.69±0.73	13.42±43.30	0.07±0.16	-0.001±0.004	2.95±3.41
ข้อเท้า	G1	0.003±0.003	22.02±10.99	0.19±0.13	1.24±0.63	0.005±0.004	0.002±0.001	-215.18±28.71
	G2	0.01±0.01	17.98±19.54	0.01±0.11	2.48±4.74	0.005±0.01	-0.0002±-.0005	-179.79±102.81
สะโพก	G1	-0.005±0.03	-0.72±11.71	-0.08±0.11	-0.05±6.90	-0.02±0.20	-0.01±0.01	-57.50±43.97
	G2	0.02±0.06	2.81±3.93	0.04±0.18	-1.93±6.88	0.02±0.33	0.002±0.01	-117.20±107.21
ข้อเข่า	G1	-0.007±0.02	-19.36±7.52	0.20±0.13	1.73±1.25	-6.10±13.57	0.01±0.01	-166.79±46.09
	G2	0.002±0.02	-19.60±13.37	0.06±0.15	2.60±4.11	0.02±0.05	-0.004±0.002	-160.92±78.14
ข้อมือ	G1	-0.07±0.17	-0.06±0.07	-0.71±0.36	-6.23±5.58	0.05±0.16	-0.0001±0.00009	1.32±0.82
	G2	0.09±0.29	0.01±0.06	-0.54±0.62	0.19±18.86	0.08±0.10	-0.0001±0.0002	1.24±0.70

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.223	1.264	0.296
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	- 4.5712	-4.407	0.022

R Square = 0.866, P – Value = 0.022

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 86.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 4.5712 \text{ (Linear Velocity)} + 0.223$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.571	0.845	0.460
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-223.640	-5.332	0.013

R Square = 0.905, P – Value = 0.013

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเท้าได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 90.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -223.640 \text{ (Linear Velocity)} + 0.571$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-2.422	-8.442	0.014
แรง (Force)	0.208	16.879	0.003
โมเมนตัม (Momentum)	6.082	4.637	0.044

R Square = 0.993, P – Value = 0.044

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่ได้แก่ แรง (Force) และ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 99.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่า กำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.208 (\text{Force}) + 6.082 (\text{Momentum}) - 2.422$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของกลุ่มนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	21.676	9.256	0.011
ทอร์ก (Torque)	-3.452	-6.510	0.023

R Square = 0.955, P – Value = 0.023

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพก ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ ร้อยละ 95.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -3.452 (\text{Torque}) + 21.676$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-3.732	-2.395	0.096
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	99.969	5.565	0.011

R Square =0.912, P – Value = 0.011

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่ ได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 91.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 99.969 \text{ (Linear Velocity)} - 3.732$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-4.156	-388.687	0.000
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	57.318	1684.999	0.000
ทอร์ค (Torque)	0.040	98.640	0.000

R Square =1.000, P – Value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าได้แก่ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ค (Torque) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 57.318 \text{ (Angular Velocity)} + 0.040 \text{ (Torque)} - 4.156$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 1.247	-23.571	0.002
ทอร์ก (Torque)	-1.695	4.747	0.042
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-1.103	4.747	0.042

R Square =0.993, P – Value = 0.001

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ข้อศอก ได้แก่ ทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 99.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -1.695 (\text{Torque}) - 1.103 (\text{Angular Velocity}) - 1.247$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.005	0.250	0.818
ทอร์ก (Torque)	- 2.048	-9.368	0.003

R Square =0.967, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือ ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 96.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 2.048 (\text{Torque}) + 0.005$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	1.590	0.648	0.584
ความเร่ง (Acceleration)	- 5.416	-17.328	0.003
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 1759.966	-5.988	0.027

R Square =0.994, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 99.4 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 5.416 (\text{Acceleration}) - 1759.966 (\text{Angular Momentum}) + 1.590$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-4.299	-4.366	0.022
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	513.485	8.389	0.004

R Square =0.959, p – value = 0.004

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 95.9 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 513.485 (\text{Linear Velocity}) -4.299$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ของการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	2.615	1.626	0.202
ทอร์ก (Torque)	- 6.689	-3.434	0.041

R Square =0.797, p – value = 0.041

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 79.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 6.689 (\text{Torque}) + 2.615$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 0.152	-1.947	0.147
โมเมนตัม (Momentum)	2.934	4.466	0.021

R Square =0.869, p- value = 0.021

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือได้แก่ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 86.9 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 2.934 (\text{Momentum}) - 0.152$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	-9.289	-222.300	0.003
ทอร์ก (Torque)	1.641	247.695	0.003
แรง (Force)	-0.010	-39.390	0.016

R Square =1.000, p – value = 0.004

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกได้แก่ ทอร์ก (Torque) และแรง (Force) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 1.641 (\text{Torque}) - 0.010 (\text{Force}) - 9.289$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-7.614	-3.173	0.050
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	140.579	5.081	0.015

R Square =0.896, p – value = 0.015

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่ได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 89.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 140.579 (\text{Linear Velocity}) - 7.614$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.375	103.619	0.000
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-4.933	-210.077	0.000
โมเมนตัม (Momentum)	21.390	30.692	0.001

R Square =1.000, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 100 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ ดังนี้

$$Y = -4.933 \text{ (Angular Velocity)} + 21.390 \text{ (Momentum)} + 0.375$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.031	-80.667	0.000
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-0.628	-280.023	0.000
ทอร์ก (Torque)	0.271	-280.023	0.000

R Square =1.000, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 100 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.628 \text{ (Angular Velocity)} + 0.271 \text{ (Torque)} -0.031$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.010	13.174	0.006
ทอร์ก (Torque)	-0.137	-13.591	0.005
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	0.026	6.214	0.025

R Square = 0.989, p – value = 0.011

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือได้แก่ทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 98.9 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.137 (\text{Torque}) + 0.026 (\text{Linear Velocity}) + 0.010$$

ตารางแสดงผลค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 1.139	-15.686	0.004
ความเร่ง (Acceleration)	0.634	38.853	0.001
ทอร์ก (Torque)	- 0.029	-10.807	0.008

R Square = 0.999, p – value = 0.001

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อเท้าได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) และทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 99.9 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.634 (\text{Acceleration}) - 0.029 (\text{Torque}) - 1.139$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ลำตัวโดยใช้ วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	1.095	14.472	0.004
ทอร์ก (Torque)	- 0.247	-11.16	0.006
ความเร็วเชิงมุม(Angular Velocity)	- 2.340	-17.96	0.006

R Square = 1.000, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของลำตัวได้แก่ทอร์ก (Torque) และความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 0.247 (\text{Torque}) - 2.340 (\text{Angular Velocity}) + 1.095$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.736	34.479	0.001
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-4.224	-21.181	0.002
โมเมนตัม (Momentum)	1.639	8.904	0.012

R Square = 0.997, p – value = 0.03

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอก ได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และโมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 99.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 4.224 (\text{Linear Velocity}) + 1.639 (\text{Momentum}) + 0.736$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.004	9.489	0.011
ความเร่ง (Acceleration)	- 0.000	-7.065	0.008

R Square = 793, p – value = 0.008

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือ ได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) ได้ร้อยละ 99.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือ โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 0.000 (\text{Acceleration}) + 0.004$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	3.294	52.033	0.012
แรง (Force)	- 4.980	125.611	0.005
โมเมนตัม (Momentum)	-0.055	- 34.946	0.018

R Square = 1.000, p – value = 0.008

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) ของสะโพกได้แก่ แรง (Force) และ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.055 (\text{Force}) - 4.980 (\text{Momentum}) + 3.294$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอริกที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	2.118	4.602	0.019
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-107.205	-5.058	0.015

RSquare = 0.895, p – value = 0.015

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข้าได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 89.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -107.205 (\text{Linear Velocity}) + 2.118$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-0.137	-0.593	0.595
ทอร์ก (Torque)	0.350	4.067	0.027

R Square = 0.846, p – value = 0.027

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่ ได้แก่ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 84.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.350 (\text{Torque}) - 0.137$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 2.359	- 4.140	0.026
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	-2107.721	-6.948	0.006

R Square = 0.941, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้าได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 94.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -2107.721 \text{ (Angular Momentum)} - 2.359$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.458	1.274	0.292
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-9.077	-4.306	0.023

R Square = 0.861, p – value = 0.023

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 86.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -9.077 \text{ (Linear Velocity)} + 0.458$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-683.358	1.025	0.381
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	2.151	-5.242	0.014

R Square = 0.902, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่าได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 90.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 683.358 \text{ (Linear Velocity)} + 2.151$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-7.188	-17.545	0.003
แรง (Force)	0.525	29.809	0.001
โมเมนตัม (Momentum)	20.923	11.169	0.008

R Square = 0.998, p – value = 0.002

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่ได้แก่ แรง (Force) และโมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 99.8 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.525 (\text{Force}) + 20.923 (\text{Momentum}) - 7.188$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	-3.762	-11.055	0.381
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-1466.240	-25.247	0.014

R Square = 0.911, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 91.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -1466.240 (\text{Linear Velocity}) + 3.762$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการเตรียมตัว (Preparation Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-7.171	-2.367	0.099
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	207.821	5.951	0.009

R Square = 0.922, p – value = 0.009

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่ได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 92.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 207.821 (\text{Linear Velocity}) - 7.171$$

ตารางแสดงค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) แรง (Force) ทอร์ก (Torque) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายในระยการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ระยการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase)								
ข้อต่อ	กลุ่ม	ความเร็วเชิงเส้น	ทอร์ก	ความเร็วเชิงมุม	ความเร่ง	โมเมนตัม	โมเมนตัมเชิงมุม	แรง
ลำตัว	G1	0.09±0.07	0.23 ± 0.12	0.70±1.01	3.04±3.01	1.04±0.77	0.03±0.03	-20.58±19.56
	G2	0.17±0.10	0.12 ± 0.11	0.60±0.49	2.66±6.33	0.70±0.58	0.0007±0.03	-68.98±113.62
หัวไหล่	G1	0.35±0.25	1.36±0.78	-0.43±0.60	-12.33±34.50	0.21±0.94	0.007±0.02	4.67±13.82
	G2	0.12±0.27	0.12±4.21	0.43±1.48	7.15±5.99	-0.06±0.68	0.003±0.007	1.40±10.14
ข้อศอก	G1	0.21±0.40	1.13±0.46	0.50±0.57	4.60±13.79	0.26±0.50	-0.004±0.006	1.94±2.31
	G2	0.43±0.47	0.43±0.26	0.43±1.11	-13.88±49.81	-0.32±0.49	-0.001±0.004	1.97±4.64
ข้อเท้า	G1	-0.04±0.09	13.43±11.53	0.86±0.44	3.67±6.16	-0.01±0.11	0.01±0.003	-129.45±37.12
	G2	0.04±0.04	6.46±13.28	0.43±0.46	1.31±5.90	0.04±0.01	0.003±0.004	-150.20±99.65
สะโพก	G1	0.13±0.12	-15.51±8.01	1.21±0.39	7.14±28.76	1.04±0.77	0.03±0.03	-20.58±19.56
	G2	0.12±0.08	-23.20±14.67	0.34±0.66	-6.13±7.64	0.69±0.67	0.001±0.04	-90.47±118.89
ข้อเข่า	G1	0.04±0.07	-26.95±26.58	-4.70±12.04	9.23±12.52	-6.57±15.28	0.02±0.02	-61.59±26.42
	G2	0.08±0.09	-21.18±10.14	0.41±0.43	5.69±7.42	0.43±0.42	0.01±0.02	-144.98±99.54
ข้อมือ	G1	0.24±0.40	0.15±0.06	-0.92±0.41	-2.93±1.79	0.10±0.16	-0.0002±0.0001	-0.18±1.32
	G2	0.51±0.54	0.09±0.05	-0.71±0.69	0.36±2.56	0.001±0.13	0.000±0.0005	1.36±1.16

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวโดยใช้ วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 12.116	-7.068	0.019
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	255.594	14.936	0.004
ความเร่ง (Acceleration)	-2.686	-6.964	0.020

R Square = 0.991, p – value = 0.009

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของลำตัว ได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) และความเร่ง (Acceleration) ได้ร้อยละ 99.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัว โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 255.594 \text{ (Linear Velocity)} - 2.686 \text{ (Acceleration)} - 12.116$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	5.322	5.163	0.014
แรง (Force)	-2.775	-4.615	0.019

R Square = 0.877, p – value = 0.019

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อมือได้แก่ แรง (Force) ได้ร้อยละ 87.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -2.775 (\text{Force}) + 5.322$$

ตารางแสดงผลค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพก โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 50.949	-126.127	0.005
ทอร์ก (Torque)	-2.385	-153.543	0.004
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 112.711	-18.336	0.035

R Square = 1.000, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของสะโพกได้แก่ ทอร์ก (Torque) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพก โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -2.385 (\text{Torque}) - 112.711 (\text{Angular Momentum}) - 50.949$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	32.604	79.621	0.008
โมเมนตัม (Momentum)	99.948	41.145	0.015
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 2356.715	-28.260	0.023

R Square = 1.000, p – value = 0.005

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าได้แก่ โมเมนตัม (Momentum) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 99.948 \text{ (Momentum)} - 2356.715 \text{ (Angular Momentum)} + 32.604$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของลำตัวโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	3.064	19.621	0.008
โมเมนตัม (Momentum)	-16.886	-14.167	0.015
ทอร์ก (Torque)	0.341	2.260	0.005

R Square = 0.992, p – value = 0.005

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของลำตัวได้แก่ โมเมนตัม (Momentum) และทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 99.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -16.886 \text{ (Momentum)} + 0.341 \text{ (Torque)} + 3.064$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 22.841	-3.715	0.034
ทอร์ก (Torque)	40.793	3.240	0.048

R Square = 0.797, p – value = 0.048

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 79.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 40.793 \text{ (Torque)} - 22.841$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	8.963	1.615	0.248
ความเร่ง (Acceleration)	15.508	8.422	0.014

R Square = 0.973, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) ได้ร้อยละ 97.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของสะโพกโดยใช้คะแนนดิบ ดังนี้

$$Y = 15.508 (\text{Acceleration}) + 8.963$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	-16.980	-3.055	0.055
ทอร์ก (Torque)	10.777	7.302	0.005

R Square = 0.947, p – value = 0.005

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 94.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 10.777 (\text{Torque}) - 16.980$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้ วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	7.050	1.141	0.337
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-137.809	-3.669	0.035

R Square = 0.818, p – value = 0.035

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของสะโพกได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 81.8 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -137.809 (\text{Linear Velocity}) + 7.050$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ลำตัวโดยใช้ วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	5.310	2.171	0.337
ทอร์ก (Torque)	0.410	1.469	0.035

R Square = 0.997, p – value = 0.035

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของลำตัวได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 99.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.410 (\text{Torque}) + 5.310$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	-0.064	3.614	0.036
แรง (Force)	-0.056	-5.393	0.012

R Square = 0.907, p – value = 0.012

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อมือได้แก่ แรง (Force) ได้ร้อยละ 90.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.056 (\text{Force}) - 0.064$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	8.550	5.736	0.029
ทอร์ก (Torque)	0.502	8.898	0.012

R Square = 0.975, p – value = 0.012

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของสะโพกได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 97.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.502 (\text{Torque}) + 8.550$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.010	2.8๓	0.028
โมเมนตัม (Momentum)	0.114	7.342	0.006
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	0.003	2.152	0.010

R Square = 1.000, p – value = 0.010

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) และโมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.114 (\text{Momentum}) + 0.003 (\text{Angular Momentum}) + 0.010$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของลำตัวโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	15.035	7.136	0.039
ทอร์ก (Torque)	2.610	0.398	0.014

R Square = 0.963, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 96.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -2.610 (\text{Torque}) + 15.035$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการเร่งความเร็ว (Acceleration Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	11.026	6.258	0.008
แรง (Force)	-5.367	-5.223	0.014

R Square = 0.901, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือได้แก่ แรง (Force) ได้ร้อยละ 90.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 5.367 \text{ (Force)} + 11.026$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของสะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 88.812	-17.719	0.251
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	- 4.310	-7.821	0.007

R Square = 0.995, p – value = 0.007

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของสะโพกได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 99.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของสะโพกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 4.310 \text{ (Torque)} - 88.812$$

ตารางแสดงค่าความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ความเร่ง (Acceleration) โมเมนตัม (Momentum) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) แรง (Force) ทอร์ก (Torque) ที่ข้อต่อทั้ง 7 ส่วนของร่างกายในระหว่างการส่งไม้ (Follow Through Phase) การเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินระหว่างนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพและนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น

ระยะการส่งไม้ (FollowThrough Phase)								
ข้อต่อ	กลุ่ม	ความเร็วเชิงเส้น	ทอร์ก	ความเร็วเชิงมุม	ความเร่ง	โมเมนตัม	โมเมนตัมเชิงมุม	แรง
ลำตัว	G1	-0.04±0.06	0.08 ± 0.13	1.03±0.66	-3.00±5.47	-0.39±0.56	-0.009±0.02	-1.22±21.21
	G2	-0.04±0.07	0.06 ± 0.21	0.98±0.27	-8.84±13.50	-0.44±0.89	-0.01±0.06	5.08±18.94
หัวไหล่	G1	-0.20±-.20	-4.96±3.27	2.21±0.70	-26.05±32.47	-0.65±0.54	0.02±0.04	15.23±8.14
	G2	-0.29±0.11	-4.24±1.95	2.41±0.44	8.06±6.47	-0.59±0.39	0.02±0.03	16.48±18.33
ข้อศอก	G1	-0.65±0.30	-0.11±0.27	3.29±1.20	12.64±18.61	-0.24±0.95	0.01±0.02	8.58±4.92
	G2	-0.55±0.20	0.22±1.10	2.35±1.20	22.62±40.32	-0.37±0.57	0.02±0.02	13.06±10.55
ข้อเท้า	G1	-0.10±0.18	-2.61±7.37	0.53±0.64	-1.97±1.13	0.07±0.13	0.005±0.01	-36.34±27.60
	G2	0.02±0.10	0.61±12.45	0.08±0.19	6.63±12.50	-0.06±0.13	0.002±0.002	-82.60±91.17
สะโพก	G1	-0.06±0.11	-6.21±12.39	0.04±0.82	-7.60±15.41	-0.34±0.49	-0.007±0.02	1.26±19.19
	G2	0.02±0.02	-2.95±11.00	0.17±0.29	-22.45±46.72	-0.32±0.93	-0.01±0.06	-0.71±12.82
ข้อเข่า	G1	-0.05±0.12	-80.44±159.64	-5.44±13.35	-0.33±3.62	-6.74±14.98	0.01±0.03	-13.00±37.85
	G2	0.02±0.07	-14.48±10.70	0.38±0.69	4.62±11.66	-0.30±0.74	0.003±0.01	-54.75±100.85
ข้อมือ	G1	-0.71±0.35	-0.18±0.08	3.38±1.01	-1.06±8.93	-0.22±0.28	0.001±0.001	3.80±2.42
	G2	-0.71±0.28	-0.17±0.19	2.89±1.22	-2.92±26.52	0.07±0.22	-0.0002±0.001	5.26±3.45

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่าค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	-13.798	-6.047	0.009
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	-984.285	-9.496	0.002

R Square = 0.968, p – value = 0.002

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อศอกได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 96.8 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -984.285 \text{ (Angular Momentum)} -13.798$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	4.894	1.190	0.356
ทอร์ก (Torque)	93.876	4.322	0.050

R Square = 0.903, p – value = 0.050

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อมือได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 90.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 93.876 \text{ (Torque)} + 4.894$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ
(Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	17.755	2.320	0.103
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-277.958	-4.121	0.026

R Square = 0.850, p – value = 0.026

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของสะโพกได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 85.0 ผู้วิจัยจึงได้นำค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายมาเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) สะโพกด้านขวาโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -277.958 (\text{Linear Velocity}) + 17.755$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเข่าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ
(Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-3.571	-1.221	0.309
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	12.364	56.314	0.000

R Square = 0.995, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อเข่าได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 99.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเข่าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 12.364 (\text{Angular Velocity}) - 3.571$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ
(Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	1347.793	5.457	0.012
ทอร์ก (Torque)	393.617	9.177	0.003

R Square = 0.966, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของหัวไหล่ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 96.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) หัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 393.617 (\text{Torque}) + 1347.793$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	14.491	462.600	0.001
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-9.922	-861.962	0.001
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 7036.598	-305.495	0.002
ความเร่ง (Acceleration)	0.013	31.473	0.020

R Square = 1.000, p – value = 0.001

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อมือได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) และความเร่ง (Acceleration) ได้ร้อยละ 100.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบ ดังนี้

$$Y = -9.922 (\text{Angular Velocity}) - 7036.598 (\text{Angular Momentum}) + 0.013 (\text{Acceleration}) + 14.491$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 57.372	-6.798	0.007
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	-24575.490	-23.915	0.000

R Square = 0.995, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของข้อเข้าได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 99.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ข้อเข้าโดยใช้คะแนนดิบ ดังนี้

$$Y = -24575.490 (\text{Angular Momentum}) - 57.372$$

ตารางแสดงค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวโดยใช้วิธีการวิเคราะห์หัดดอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 64.090	-25.730	0.001
แรง (Force)	21.523	14.121	0.000
โมเมนตัม (Momentum)	-122.221	-26.471	0.000

R Square = 0.999, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ของลำตัวได้แก่ แรง (Force) และ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 99.90 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของแรงข้อต่อ (JFP) ลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 21.523 (\text{Force}) - 122.221 (\text{Momentum}) - 64.090$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์หัดดอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.897	2.589	0.122
ทอร์ค (Torque)	16.619	8.838	0.013

R Square = 0.975, p – value = 0.013

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือได้แก่ ทอร์ค (Torque) ได้ร้อยละ 97.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์คที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 16.619 (\text{Torque}) + 0.897$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	1.584	0.136	0.901
ทอร์ก (Torque)	-1.703	-23.926	0.000

R Square = 0.995, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 99.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข่าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -1.703 (\text{Torque}) + 1.584$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	597.783	6.253	0.008
ทอร์ก (Torque)	172.376	10.382	0.002

R Square = 0.973, p – value = 0.002

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 97.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 172.376 (\text{Torque}) + 597.783$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของลำตัวโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	4.659	5.190	0.001
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	533.008	74.621	0.000

R Square = 0.877, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของลำตัวได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 87.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของลำตัวโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 533.008 (\text{Linear Velocity}) + 4.659$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปิน ของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-2.176	-14.130	0.005
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	1345.728	22.660	0.002

R Square = 0.996, p – value = 0.002

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าได้แก่โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 99.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 1345.728 (\text{Angular Momentum}) - 2.176$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	25.427	-4.470	0.021
ทอร์ก (Torque)	- 16.459	6.957	0.006

R Square = 0.942, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 94.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 16.459 (\text{Torque}) + 25.42$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	2.083	10.841	0.002
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-1.436	-23.115	0.000

R Square = 0.994, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 99.4 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -1.436 (\text{Angular Velocity}) + 2.083$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	85.635	4.580	0.020
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	-35272.796	15.492	0.001

R Square = 0.988, p – value = 0.001

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข้าได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 98.8 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของข้อเข้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -35272.796 (\text{Angular Momentum}) + 86.635$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	1.434	0.342	0.018
โมเมนตัม (Momentum)	68.743	12.753	0.006

R Square = 0.785, p – value = 0.006

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่ได้แก่ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 78.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ส่วนของร่างกาย (STP) ของหัวไหล่โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 68.743 (\text{Momentum}) + 1.434$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	0.225	3.093	0.091
ความเร่ง (Acceleration)	0.180	-5.442	0.032

R Square = 0.937, p – value = 0.03

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อเท้าได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) ได้ร้อยละ 93.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 0.180 (\text{Acceleration}) + 0.225$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพก โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	-0.449	-1.738	0.181
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	-70.690	-5.173	0.014

R Square = 0.899, p – value = 0.014

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของสะโพกได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 89.9 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) สะโพก โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -70.690 (\text{Angular Momentum}) - 0.449$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-9.215	-10.205	0.009
ความเร่ง (Acceleration)	-4.457	-16.529	0.004
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-47.529	-5.793	0.029

R Square = 0.996, p – value = 0.004

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อเข่า ได้แก่ ความเร่ง (Acceleration) และความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 99.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่าโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -4.457(\text{Acceleration}) - 47.529 (\text{Linear Velocity}) - 9.215$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	56.096	5.550	0.012
ทอร์ก (Torque)	15.427	8.789	0.003

R Square = 0.963, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของหัวไหล่ ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 96.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) หัวไหล่ โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 15.427 (\text{Torque}) + 56.096$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 0.223	-1.166	0.364
โมเมนตัม (Momentum)	7.721	5.207	0.035

R Square = 0.931, p – value = 0.035

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อเท้า ได้แก่ โมเมนตัม (Momentum) ได้ร้อยละ 93.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้า โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 7.721 (\text{Momentum}) - 0.223$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอก โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	4.440	4.986	0.016
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	14.082	9.209	0.003

R Square = 0.966, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อศอก ได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 96.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 14.082 (\text{Linear Velocity}) + 4.440$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	-0.252	-3.289	0.046
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-0.402	-3.963	0.029

R Square = 0.84, p – value = 0.029

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อมือ ได้แก่ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 84.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อมือโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.402 (\text{Linear Velocity}) - 0.252$$

ตารางแสดงค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเท้า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	3.912	-3.053	0.093
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	1483.063	36.757	0.001

R Square = 0.986, p – value = 0.001

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ของข้อเข่า ได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 98.60 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของทอร์กที่ข้อต่อ (JTP) ข้อเข่า โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 1483.063 (\text{Angular Momentum}) + 3.912$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอป สปินของนักกีฬาเทนนิสมืออาชีพ ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเข่า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-5.881	-6.446	0.023
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	36.982	119.343	0.000

R Square = 0.998, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่าได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) ได้ร้อยละ 99.80 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเข่า โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 36.982 (\text{Angular Velocity}) - 5.881$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	-1.154	-1.030	0.411
แรง (Force)	-0.182	-7.088	0.019

R Square = 0.962, p -value = 0.019

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า ได้แก่ แรง (Force) ได้ร้อยละ 96.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -0.182 (\text{Force}) -1.154$$

ตารางแสดงผลการวิเคราะห์กำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อศอกโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อศอก	B	t	Sig
ค่าคงที่	-1.471	-0.135	0.901
แรง (Force)	- 5.166	-4.587	0.019

R Square = 0.875, p – value = 0.019

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อศอกได้แก่ แรง (Force) ได้ร้อยละ 87.5 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 5.166 (\text{Force}) -1.471$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของสะโพก โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

สะโพก	B	t	Sig
ค่าคงที่	30.944	2.379	0.098
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	-506.941	-4.423	0.021

R Square = 0.867, p – value = 0.021

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อศอกได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 86.7 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อศอกโดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -506.941 (\text{Linear Velocity}) +30.944$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

หัวไหล่	B	t	Sig
ค่าคงที่	2647.288	5.471	0.012
ทอร์ก (Torque)	772.988	9.198	0.003

R Square = 0.966, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่ ได้แก่ ทอร์ก (Torque) ได้ร้อยละ 96.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของหัวไหล่ โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = 772.988 (\text{Torque}) + 2647.288$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัว โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ลำตัว	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 9.409	-15.471	0.012
ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity)	- 1691.244	-29.168	0.003

R Square = 0.943, p – value = 0.003

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัว ได้แก่ ความเร็วเชิงเส้น (Linear Velocity) ได้ร้อยละ 94.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของลำตัว โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 1691.244 (\text{Linear Velocity}) - 9.409$$

ตารางแสดงความสัมพันธ์และความสามารถในการพยากรณ์ตัวแปรต้นที่มีผลต่อกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ในระยะการส่งไม้ (Follow Through Phase) ในการเสิร์ฟเทนนิสแบบคิกทอปสปินของนักกีฬาเทนนิสมือสมัครเล่น ประกอบด้วย

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อมือ	B	t	Sig
ค่าคงที่	24.144	6.486	0.023
ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity)	-17.194	-12.805	0.006
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 12008.105	-4.312	0.050

R Square = 0.99, p – value = 0.010

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือ ได้แก่ ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และโมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 99.00 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อมือ โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = -17.194 (\text{Angular Velocity}) - 12008.105 (\text{Angular Momentum}) + 24.144$$

ตารางแสดงค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า โดยใช้วิธีการวิเคราะห์ถดถอยเชิงพหุคูณ (Stepwise Multiple Regression Analysis)

ข้อเท้า	B	t	Sig
ค่าคงที่	- 163.761	-6.317	0.008
โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum)	- 67496.777	-21.382	0.000

R Square = 0.993, p – value = 0.000

ตัวแปรที่สามารถทำนายค่ากำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า ได้แก่ โมเมนตัมเชิงมุม (Angular Momentum) ได้ร้อยละ 99.3 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวทำนายเขียนเป็นสมการทำนายกำลังของส่วนของร่างกาย (SP) ของข้อเท้า โดยใช้คะแนนดิบได้ดังนี้

$$Y = - 67496.777 (\text{Angular Momentum}) - 163.761$$

บรรณานุกรม



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ธัญญ์ณดา เลิศวงศ์หัตถกุล
วัน เดือน ปี เกิด	26 สิงหาคม 2525
สถานที่เกิด	นครศรีธรรมราช
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2546 วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล พ.ศ. 2551 วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬา มหาวิทยาลัยมหิดล พ.ศ. 2564 ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์การกีฬาและการออกกำลังกาย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ มหาวิทยาลัยมหิดล

