

國立臺灣師範大學運動與休閒學院

體育學系 碩士學位論文

羽球正拍上網步法之
生物力學分析

研究生：林恆雯

指導教授：蔡虔祿

中華民國 103 年 6 月

中華民國臺北市

羽球正拍上網步法之生物力學分析

2014 年 6 月

研究生：林恆雯

指導教授：蔡虔祿

摘要

本實驗在探討羽球兩種正拍上網前挑球步法在移位過程中，下肢運動學及動力學參數之現象，希望藉此了解不同羽球步法之特性，提供教練選手訓練的參考。實驗參加者為 8 名大專組男子甲組羽球選手。使用 8 台 Vicon 紅外線攝影機 (300Hz) 擷取羽球正拍上網前挑球兩種不同步法之運動學資料，以 1 塊 Kistler 測力板 (1500Hz) 同步蒐集受試者最後一步著地過程的動力學資料，並以 Vicon Nexus1.8 版軟體與 Visual 3D 軟體進行資料的計算與分析，以無母數統計魏可遜符號等級考驗進行資料的統計與分析，統計水準設為 $\alpha = 0.05$ 。研究發現：一、三步的移位與擊球的時間明顯快於二步。二、三步與二步在著地支撐期間，下肢各關節 X 軸向在著地前期伸髖肌群、伸膝肌群及背屈肌群會有離心收縮的現象發生，應於平時加強離心收縮的訓練。三、實施二步動作時，建議用較大的髖關節屈曲或膝關節屈曲進行著地來減少地面反作用力值，實施三步動作時，建議踝關節用較小的背屈來減少地面反作用力值。

關鍵詞：正拍上網步法、羽球步法、生物力學分析

Biomechanical Analysis of Badminton Forward Steps

June, 2014

Author: Lin, Heng-Wen

Advisor: Tsai, Chien-Lu

Abstract

The purpose of this study was to analyse the lower limb kinematics and kinetics of badminton forward steps. Eight collegiate elite male badminton players participated in this study. Eight Vicon MX-13+ cameras (300 Hz) were used to record the 3D kinematics data, and a Kistler force plate (1500 Hz) was used to record ground reaction force. All data were calculated using Vicon Nexus 1.8 and Visual 3D. A Wilcoxon matched-pairs signed-rank nonparametric statistical test was conducted to compare the differences between 2-step and 3-step actions. The results indicated the following: (1) The time required to move and hit the ball for a 3-step action was significantly faster than that for a 2-step action (2) In both the 3-step and 2-step, the early period of supporting phase, muscle groups of hip extension, knee extension and ankle dorsiflexion eccentric contraction occurred of the X axis, indicating that additional muscle training should be performed. (3) Higher hip flexion and knee flexion were observed in the 2-step action, reducing ground reaction force. In the 3-step action, a smaller ankle dorsiflexion was observed, reducing ground reaction force.

Key words: forward steps, badminton footwork, biomechanical analysis

謝誌

兩年的碩班生活，即將告一段落，藉此機會要感謝許多人。首先要感謝指導教授蔡虔祿老師，您的悉心指導、包容以及嚴謹的研究精神，讓恆雯在碩班期間感到十分安心，且獲益匪淺，讓恆雯不管在學業修習方面或論文撰寫上，都能順利完成。

其次，也要謝謝擔任口試委員的黃長福教授及黃貴樹教授，撥冗對本篇論文的審閱與指正，以及提供許多寶貴的建議與精闢的見解，使恆雯的論文能更加嚴謹與完善。真的非常感謝。

此外，在實驗的過程中，感謝尹彰學長、尹鑫學長、耀毅學長、謝安學長、家宏學長、任佑學長、孟哲、政瑜、柏誠、仲裕、鈺雪等所有力學學門夥伴的大力協助，若是沒有你們，實驗也無法如此順利完成。更要感謝育銘學長及博涵學長，在我學習上很無助時，總能給予我指點，讓我更有動力繼續向前。也要感謝碩班期間，學校同仁與關心我的朋友們，給我精神上的支持與鼓勵，督促我要趕上進度。

最後，感謝我的母親、家人，在我讀研究所期間給予最大的支持與包容，讓我得以放心地完成碩士學業。

在此，謹致上最誠摯的敬意與謝意，給所有曾幫助過恆雯的人，並將此研究成果獻給每一位協助、鼓勵及支持我的親人、師長及朋友，衷心的感謝您。

林恆雯 謹致

中華民國 103 年 6 月

目 次

口試委員與系主任簽字之論文通過簽名表.....	i
論文授權書.....	ii
中文摘要.....	iii
英文摘要.....	iv
謝誌.....	v
目次.....	vi
表次.....	viii
圖次.....	ix
第壹章 緒論.....	1
第一節 前言.....	1
第二節 研究動機.....	3
第三節 研究目的.....	4
第四節 研究假設.....	5
第五節 研究範圍與限制.....	6
第六節 操作性名詞定義解釋.....	7
第貳章 文獻探討.....	8
第一節 羽球步法技術討論.....	8
第二節 羽球步法測驗之探討.....	10
第三節 各項生物力學參數在下肢運動研究中的重要性.....	11
第四節 動力學參數在下肢運動研究之討論.....	13
第五節 羽球運動傷害之研究.....	15
第六節 本章結論.....	17

第參章 研究方法與步驟.....	18
第一節 實驗參加者.....	18
第二節 實驗時間及地點.....	19
第三節 實驗器材與設備.....	20
第四節 場地佈置與儀器架設.....	21
第五節 實驗流程.....	22
第六節 資料處理.....	23
第七節 統計分析.....	26
第肆章 結果.....	27
第一節 運動學參數.....	27
第二節 動力學參數.....	32
第三節 相關參數.....	37
第伍章 討論與結論.....	38
第一節 討論.....	38
第二節 結論.....	40
參考文獻.....	41
附錄一、實驗參加者需知及參與同意書.....	44

表 次

表 3-1 實驗參加者基本資料.....	18
表 3-2 反光球標記黏貼位置代號說明表.....	23
表 4-1 二步與三步時間參數比較表.....	27
表 4-2 二步與三步在著地瞬間 X 軸向各關節角度比較表.....	28
表 4-3 二步與三步在支撐階段 X 軸向各關節角度變化比較表.....	29
表 4-4 二步與三步最大地面反作用力數值比較表.....	32
表 4-5 二步與三步最大關節力矩數值比較表.....	34
表 4-6 二步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力 Spearman 相關係數...	37
表 4-7 三步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力 Spearman 相關係數...	37

圖 次

圖 1-1 全場步法示意圖.....	2
圖 1-2 前場步法示意圖.....	2
圖 1-3 兩步上網步法示意圖.....	8
圖 1-4 一步上網步法示意圖.....	9
圖 3-1 場地配置及攝影機配置圖.....	21
圖 3-2 球拍及羽球反光標記位置圖.....	24
圖 4-1 髖關節支撐期在 X 軸向角度變化.....	30
圖 4-2 膝關節支撐期在 X 軸向角度變化.....	30
圖 4-3 踝關節支撐期在 X 軸向角度變化.....	30
圖 4-4 髖關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化.....	31
圖 4-5 膝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化.....	31
圖 4-6 踝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化.....	31
圖 4-7 測力板 X 軸向地面反作用力.....	33
圖 4-8 測力板 Y 軸向地面反作用力.....	33
圖 4-9 測力板 Z 軸向地面反作用力.....	33
圖 4-10 髖關節支撐期在 X 軸向力矩變化.....	35
圖 4-11 髖關節支撐期在 Y 軸向力矩變化.....	35
圖 4-12 髖關節支撐期在 X 軸向力矩變化.....	35
圖 4-13 膝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化.....	36
圖 4-14 膝關節支撐期在 X 軸向力矩變化.....	36
圖 4-15 膝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化.....	36

第壹章 緒論

第一節 前言

羽球比賽從早期講究技術從快、狠、準、活的技術風格，慢慢演進至今的後場跳殺隨球跟進網前撲、搓、對角擊球的進攻打法和全能型的防守，控制底線再伺機突擊的多變化打法，無非是在強調控制與反控制的轉換，對戰雙方誰較能掌握最有力的時機常是制勝關鍵。雙方運動員在本方場區約 20 多平方米的面積內奔跑，在球落地前把球擊過網去。所以步法關係到能不能打到球和能不能主動回擊進攻球，因此，羽球運動員在訓練中要把步法看作掌握技術的基礎（湯仙虎、李開穎、王華龍，1992）。羽球的基本與應用運動技術均包含了手法與步法（紀世清，2002a）。張博與邵年（2002）認為步法為羽球運動技術之母。而現今世界羽球運動正朝著「技術全面、特長突出、主動攻擊、攻守均衡、快速制勝」的方面發展，並強調以「主動、快速、狠準」為羽球技術之首要，而靈活快速的步法就是其中的關鍵要素（涂國誠，1999；呂方陽、盧正崇，2005；周財勝、盧正崇，2005）。羽球運動步法一般是由走步、墊步、跳步和迴旋等基本步法構成，由這基本步法組成前、後、左、右的全方位步法。只有這些基本步法組成的合理和掌握的協調，才能有利於更快的達到擊球的方位及爭得主動權（紀世清，2002a）。因此，良好的步法需具有速度與敏捷性兩種能力，才能迅速擊球。

根據擊球需要，步法大致可分為三類：1、2 是上網步法，3、4 是兩側步法，5、6 是後退步法（如圖 1-1）。根據運動員在場上的中心位置和來球的遠近，前場步法可用兩步或三步移動到位擊球（如圖 1-2）。

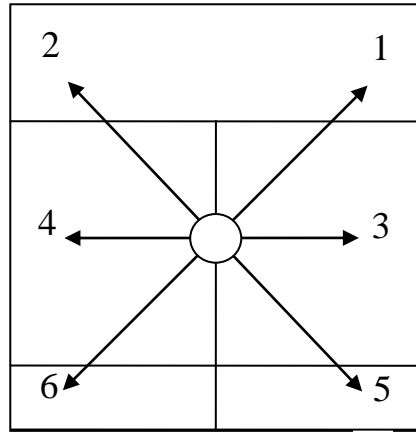
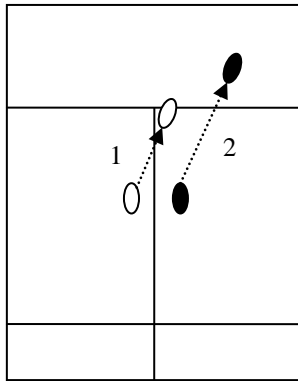
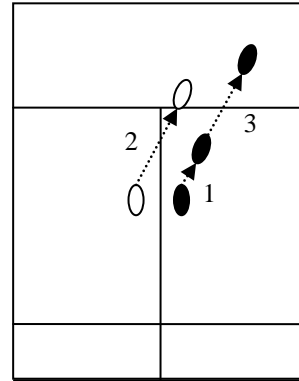


圖 1-1 全場步法示意圖。



A



B

圖 1-2 前場步法示意圖，A：二步步法，B：三步步法。

第二節 研究動機

就羽球上網步法方面來說，較快速的步法往往會使得擊球者在踏出前導腳最後一步時會造成前傾，如網前回擊貼網短球時，如果步法運用不當，時常會出現重心降低，膝蓋角度變小，這種回擊往往處於非常被動的狀態下，效果普遍不佳，程嘉彥 (1980) 認為，上網步法的好壞，可以影響網前球的威力強弱。湯仙虎、李開穎與王華龍 (1992) 則提出上網步法可採用墊步上網，這樣蹬得有力，跨得遠，能爭得網前高擊球點做主動進攻。彭美麗與侯正慶 (1998) 則是認為，網前移位時，為了加速上網，可以採用墊步步法，尤其當來球較遠時，最後一步跨出一大步成弓箭步時，身體前傾，前傾幅度大小要根據來球高度與遠度而定。

由於羽球步法牽涉到下肢的移動，而最後一步在著地後必須迅速回位，在這過程中，對地面施力產生的作用力與反作用力會對下肢關節產生非常大的負荷。根據研究顯示這些均屬於和對地作用力有關之參數，而且這些參數則與本身的移位速度有關 (Munro, Miller & Fuglevand, 1987)，對於羽球選手而言，就是指步法移動速度的影響。此外，當人體長期接受到強烈且重複性的撞擊時，會造成下肢產生運動傷害的危險 (Nigg & Segesser, 1992；Henning & Lafortune, 1991)。根據楊繼美 (2004) 的國內羽球選手運動傷害之調查研究中發現，曾有羽球運動傷害經驗的選手比例高達 95.3%，其中以踝關節受傷比例為最高。而在涂國誠 (2001) 之羽球運動傷害調查研究中也得到相類似的結果。此外，謝祥星與黃啟煌 (1996) 針對臺灣區運羽球選手進行問卷調查研究中指出，羽球選手運動傷害最常見的位置是在下肢。而孫彩卿 (2008) 的羽球運動傷害調查結果也顯示，羽球運動選手發生下肢運動傷害的比例也相當的高。

廖焜福 (2002) 指出，在羽球上網步法中的最後一步，擊球者須掌握著足部用力之方式來停止足步之向前滑行。對於羽球技術十分重要的步法來說，如果能透過運動生物力學的分析，了解羽球步法之特性、進行技術指導並且能對運動傷害機轉的上有所了解，將可對於羽球技術的提升有更進一步的幫助。

第三節 研究目的

一、本研究主要之目的在探討羽球正拍上網步法：

- (一) 二步及三步移位過程中，下肢運動學參數的變化。
- (二) 二步及三步最後一步，右腳地面反作用力、肌肉力矩的變化。

二、本研究分析的運動學參數為：

- (一) 右腳最後一步著地支撐時間。
- (二) 右腳最後一步著地支撐過程，髖、膝及踝關節在 X 軸向的關節角度及角速度變化。
- (三) 移動時間。
- (四) 完成時間。

三、本研究分析的動力學參數為右腳最後一步：

- (一) 地面最大垂直方向、左右方向與前後方向之反作用力。
- (二) 右腳髖關節在 X 軸向及 Y 軸向的淨關節肌肉力矩。
- (三) 右腳膝關節在 X 軸向及 Y 軸向的淨關節肌肉力矩。
- (四) 右腳踝關節在 X 軸向及 Y 軸向的淨關節肌肉力矩。

第四節 研究假設

本研究假設為在正拍上網步法中，二步與三步最後一步之運動學與動力學數據顯著差異。

第五節 研究範圍與限制

本研究以 8 名大專組男子甲組羽球選手為實驗參加者，其球齡至少在 5 年以上。主要探討羽球正拍上網步法（右前方）二步及三步之運動生物力學資料分析。其他步法與上肢動作情形不在本研究範圍。

第六節 操作性名詞定義解釋

一、正拍上網步法

以羽球米步法來說，本研究所指之羽球基本步法針對上網步法方面：二步，三步跨步（如圖 1-2）。

（一）正拍二步跨步：回擊網前右上方球時，左腳向前一步，右腳接著前交叉邁過右腳到位（湯仙虎、李開穎、王華龍，1992）。

（二）正拍三步跨步：回擊網前右上方球時，右腳迅速向來球方向邁出一步，緊接著左腳迅速跟上右腳並用力蹬地使右腳向前邁出一大步（湯仙虎、李開穎、王華龍，1992）。

二、髖、膝與踝關節角度

本研究是以 VICON Nexus 1.8 軟體當中的 Plug-in Gait Full Body Models 來進行運動學及動力學的資料處理與運算，關節角度的定義使用相鄰兩個肢段的空間相對方位，因此由股骨嵌入式系統與骨盆嵌入式系統的關係可求出髖關節角度，由非扭轉脛骨嵌入式系統與股骨嵌入式系統的關係可求出膝關節角度，由腳掌嵌入式系統與扭轉脛骨嵌入式系統的關係可求出踝關節角度。踝關節角度的變化分為兩個階段，階段 1 指的是腳跟著地到腳尖著地之間（背屈轉蹠屈）的資料，階段 2 指的是腳尖著地的最大蹠屈到最小蹠區的資料。

三、支撐時間

本研究以實驗參加者從最後一步著地時，右腳腳跟著地瞬間到腳完全離地所花費的時間。

四、移動時間

本研究以實驗參加者從啟動時，重心最低點為時間開始，到實驗參加者最後一步右腳腳跟著地瞬間所花費的時間。

五、完成時間

本研究以實驗參加者從啟動時，重心最低點為時間開始，到實驗參加者最後一步右腳完全離地所花費的時間。

第貳章 文獻探討

第一節 羽球步法技術討論

以羽球米字步法來說，本研究所指之羽球基本步法針對上網步法方面：二步，三步跨步。

一、正拍二步跨步：回擊網前右上方球時，及左腳向前一小步，右腳接著前交叉邁過右腳到位（湯仙虎、李開穎、王華龍，1992）。

二、正拍三步跨步：回擊網前右上方球時，兩腳輕輕上跳將重心調至左腳，右腳迅速向來球方向邁出一步，緊接著左腳迅速跟上右腳並用力蹬地使右腳向前邁出一大步（湯仙虎、李開穎、王華龍，1992）。

而教育部體育司（1997）指出，上網的基本步法由原心站位（右腳稍前）出發，以前跨二步為主要步法。正反拍上網步法相同，唯方向不同而已（如圖 2-1）。

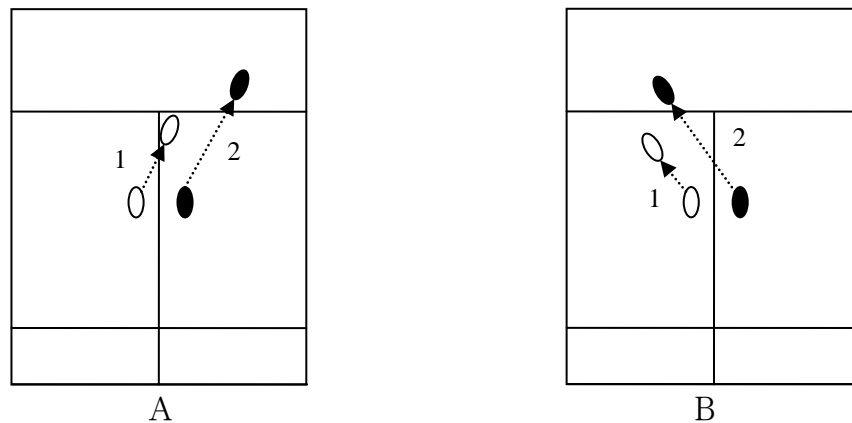


圖 2-1 兩步上網步法示意圖，A：正拍上網，跨兩步步法，B：反拍上網，跨兩步步法。

而上網的應用步法則是由原心站位出發，正反拍皆以跨一步（如圖 2-2）、跨二步及墊二步為目前世界級選手使用率最高的步法。

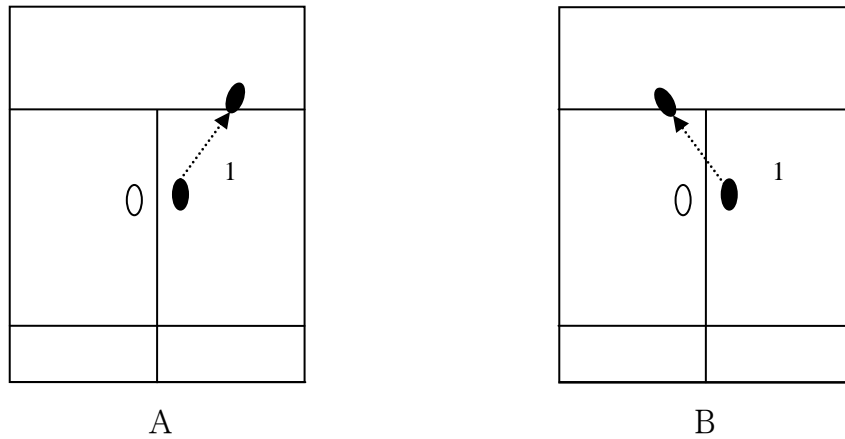


圖 2-2 一步上網步法示意圖，A：正拍上網，向前跨一步步法，B：反拍上網，向前跨一步步法。

張博與邵年 (1996) 指出上網步法是指從場地中央位置向網前移動的步法。上網步法可分成正手上網步法、反手上網步法和蹬跳上網撲球步法三種。為了便於隨時啟動，準備姿勢應為兩腳稍前開立。右前左後，轉換彈動，以便隨時調整身體重心。

而在實施羽球步法動作時必須注意的要領，涂國誠 (2007) 指出：

- 一、凡是右手握拍者，移位後的到位擊球，原則上最後一步是右足，如此可有較穩定及較大距離的擊球，而左足亦總是距離場地中央的原心位置較近。
- 二、上網擊球跨步時，腳尖應朝跨步方向或稍外展，可防止腳踝扭傷，著地時應以足跟先、腳掌後著地，回位時腳掌用力推蹬，可以迅速回位。
- 三、蹬跨成弓步時應注意膝關節屈曲勿超過前腳掌，且後腳要略收向前腳，這可增加跨步距離、穩定及機動性並有助於後退回位。
- 四、上網步法，應使用蹬跨步（後腳掌內側後蹬，前腳抬起前跨），可獲得較早的擊球點或可獲得較大的距離。

另外，紀世清 (1999) 也指出，移位應預先估量，切忌使用連續的小碎步。移位是有其節奏性的，一般兩步移位時較多以先小後大步，而三步時多以大、小、大步移位。

一般而言，步法的使用時機皆有其考量的依據原則，根據涂國誠 (2007) 指出其應包括：(1) 來球與自身的距離、方向、速度及高度。(2) 當時準備站位的腳法（左腳或右腳在前或雙腳平行）。(3) 當時準備的站位位置是偏場地的左、右、前、後而有所不同。(4) 當時的身體重心置於左、右腳，或雙腳中間。(5) 判斷的準確性。(6) 啟動（反應）的快慢。(7) 個人的習慣。

第二節 羽球步法測驗之探討

紀世清 (1999) 在羽球基本運動技術測驗的建構效度中，證明五次直線進退跑、五次左右兩側跑和十次低重心四角跑，可以做為羽球步法潛在因素的有效測量項目。

此外，紀世清 (2002b) 以十五名羽球甲組男性球員為研究對象，探討羽球選手四角耐力跑測驗的適當時間，其平均年齡 20.23 ± 2.04 歲，身高 169.55 ± 7.80 公分，體重 66.87 ± 9.73 公斤。研究方法為：先在田徑場以十二分鐘跑走測驗為標準測驗，效度變項四角跑測驗，共測出 2 分鐘、3 分鐘、4 分鐘、5 分鐘測驗為預測變項（實地測驗）所跑次數，所得之結果：

以連續 4 分鐘四角移動步法預測 12 分鐘跑之預測回歸公式如下：

原始分數迴歸方程式為 $y = 18.493X + 755.27$

標準分數迴歸方程式為 $Zy = 0.749Zx$

X：四角跑次數 y：推估 12min run

紀世清 (2002b) 的研究結果指出，優秀羽球選手在四角跑的過程中，期測驗成績與十二分鐘跑之間有顯著相關存在 ($r = 0.61 \sim 0.77$)。因此，根據以上資料顯示，建議教練或選手在訓練的過程中，若無儀器或場所時，可以利用上述之方法：四分鐘四角跑的方式，為選手進行測驗，作為評量耐力訓練效果的指標。

第三節 各項生物力學參數在下肢運動研究中的重要性

Winter (1983) 提到，只有經過檢測各關節之力學功率才能了解及評估下肢關節肌肉的重要性。而計算關節肌肉力矩的意義在於它可提示哪些肌群（伸肌或屈肌）在關節運動過程中起主要作用，它們又是如何工作的。以膝關節為例，如果在某一時刻計算的膝關節力矩為伸膝力矩，表示膝關節伸肌在此時起主要作用；而力矩隨著時間的變化，可以解釋作用的肌肉為何 (Winter, 2004)。李靜雯 (2008) 也認為，下肢動作協調、肌力好，會使得身體移動速度快，也直接幫助整體運動表現。

楊明恩、相子元、邱宏達、黃泰源 (1998) 以及詹益坤等人 (1997) 指出下肢的運動是複雜且多變化的，而通過運動學與動力學等各項參數的分析，則可讓我們在下肢運動技術的分析、傷害機轉的探討、手術後的評估、物理治療或者運動傷害復健效果之分析、下肢運動所使用到的相關配備之設計與測試等不同專業領域上做出貢獻。也因為這個原因，下肢運動的生物力學分析一直都是醫學界、運動生物力學界、體育專業教師或者教練以及運動器材製造商所感到興趣的問題。

楊啟新 (1987)、黃世旭、李淑貞、劉謹緣與李茂昌 (1996) 以及詹益坤等人 (1997) 均針對特定族群進行生物力學參數常模的建立，而各種常模的建立則對於相關學者在從事專業研究，相關專業人員在研究、設計或者教學指導還有學習者在專業領域的研究與學習上有所助益。

許樹淵 (1997) 在探討運動生物力學的功能時便指出，對於教練與老師來說運動生物力學可運用在進行教學運動時的說明、分析動作技術的力學參數、評價運動特性、評價運動員的適性、明確運動技術原理、預防運動傷害、了解動作根源，編輯合適教材、矯正缺陷、提供選材還有改良運動器材等。就學生與運動員來說，運動生物力學可以提供各項理論，進而提昇其學習效率、激勵震盪其腦力並且在其專業的訓練與練習中得到驗證。而對於研究來說，運動生物力學則可以在提昇選手競賽成績、機械設備的設計、選材的依據還有運動傷害的預防上提供幫助。

而運動學主要是在提供各種數據與參數，進而能夠描述物體乃至於人體肢段在空間

中的活動。而為了描述肢段的活動，各個關節在運動過程中的角度變化，則是這類型研究的重點 (Cavanagh, & Lafortune 1980)。例如在棒球、網球發球、標槍等投擲動作的分析過程當中，會針對肩、肘與腕關節運動的進行探討，而肩關節最大外轉角度往往與投擲者的表現有很大的相關。而在軀幹方面，軀幹的旋轉往往也是研究的重點，如 Stodden、Fleisig、McLean、Lyman 與 Andrews (2001) 便發現投手軀幹旋轉動作與球速有顯著相關，Bartonietz (1994) 則是針對鉛球投擲時，對髖部和肩膀之間的扭轉角度進行研究。

在和羽球步法有關的走路與跑步的研究方面，髖、膝與踝關節角度則是研究的重點 (楊啟新，1987；吳文宏，2003)。Frederick 和 Hagy (1986) 則是發現下肢的著地角度以及踝關節著地角度與足部所承受的對地作用力有顯著相關，由此可見下肢關節角度對於下肢運動時所造成的影響。至於在羽球上網步法和兩側移動步法前導腳最後一步非常類似的保齡球動作步法上，陳慧珍 (2003) 提出了一個基本且重要的動作要領，即是在保齡球最後一步起蹬的瞬間，上身不要過於前傾、支撐腿關節亦不要過度彎曲 (髖、膝、踝關節角度小於 90 度)，這個對於保齡球步法技巧的闡述則清楚地揭示了動作技巧的差異對於髖、膝、踝關節角度的影響，更進一步的這些角度的改變也產生了影響了人體的平衡還有造成人體受傷的可能性。

而在羽球步法的研究上，黃貴樹 (2008) 在曾探討羽球步法啟動過程中，往不同前進方向的下肢運動學及動力學分析。實驗參加者為 8 名男子甲組羽球選手。利用 Vicon Motion Capture System (250Hz) 及 kistler (1000Hz) 測力板擷取運動學及地面反作用力資料，以相依樣本單因子變異數分析進行考驗，統計水準設為 $\alpha = .05$ 。研究發現：(1) 在運動學表現上：正前方的完成時間最快。正前方離地瞬間重心合速度最慢；右前方離地瞬間重心合速度最快。(2) 左前方在水平面與額狀面的下肢各關節肌肉力矩作用是最大的；而左前方在膝關節存在著傷害的風險，應加強膝關節外翻/內翻及外旋/內旋肌肉群的鍛鍊。(3) 下肢各關節有相當多的肌肉離心收縮發生，因此除了一般的向心收縮訓練外，也應加強各關節的離心收縮訓練。(4) 各方向下肢各關節肌肉特性雖有不同，但差異性不大，應平等的看待各關節的重要性。

第四節 動力學參數在下肢運動研究之討論

人體以雙腳和地面接觸，所以人體在移動時一定會對於地面施力。也因為如此，Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'flynn、Liu (2000)、楊啟新 (1987) 以及邱宏達、楊明恩與相子元 (1998) 等學者在研究步態時便以測力板來進行動力學參數的擷取，所用到的參數則包括撞擊力峰值、最大負荷率、最大前後制動力等。

所謂撞擊力峰值與最大負荷率，根據邱宏達、楊明恩與相子元 (1998) 的解釋，撞擊力峰值為在步態中足跟著地撞擊地面時所產生的對地作用力峰值，而最大負荷率即是對地作用力曲線斜率的最大值。Nigg、Bahlsten、Luethi 與 Stokes (1987) 則指出，最大負荷率會發生在撞擊力峰值產生之前。就意義上來說，撞擊力峰值與最大負荷率均是用來表示足步著地時所受到的衝擊程度，當然直觀而言我們可以知道足部所承受的衝擊力峰值越大，則此時足部所承受的衝擊力變越大。而就負荷率而言，所謂的負荷率是對地作用力曲線斜率，因此我們可以了解若最大負荷率越大（對地作用力曲線斜率之最大值），則足部便承受到很劇烈的衝擊力改變。由這樣的闡述我們便可以了解衝撞力峰值與最大負荷率越大，足部便會承受到劇烈的撞擊還有得面對急遽增大的衝撞力，所以兩者越大當然會對足部產生負面之影響。

至於最大前後制動力則是足部在著地時所產生的前後摩擦力，亦即足部著地時所產生的煞車，若最大前後制動力越大則代表足部以最大的力量來產生急停（相子元、楊明恩、黃泰源、楊文賓，1998）。同樣的，最大前後制動力越大，足部得承受較大前後摩擦力，而這樣的摩擦力正是造成足部產生水泡等症狀的原因。

在相關的研究上，Cavanagh 與 Lafortune (1980) 還有 Munro, Miller, 與 Fuglevand (1987) 指出一般的運動鞋避震功能是以撞擊力峰值來評估，該值越大則代表鞋子的避震越差，然而在某些情況之下，撞擊力峰值的差異並不明顯，因此建議以最大負荷率為評估運動鞋避震功能的參數，而 Snel、Delleman、Heerkens 與 Schenau (1985) 也持同樣之看法。當然與撞擊力峰值相同，最大負荷率越大便代表鞋子的避震越差。此外 Munro, Miller, 與 Fuglevand (1987) 也指出跑步的速度與撞擊力峰值、最大負荷率還有制動力在

同一時間內所形成的衝量有顯著之相關。

Nigg 與 Segewwer (1992) 認為在人體從事下肢運動如跑步或跳躍時，足部會持續的承受地面傳來的撞擊力，而這樣的現象則被認為是造成下肢產生運動傷害的主要原因。Henning 及 Lafortune (1991) 則指出人體跑步時，足部承受力量會傳遞至其他關節，引起其他關節肢段之震動，而關節受到反覆性衝擊負荷是退化性關節炎之成因。而根據二位學者的研究也發現，衝擊力峰值還有平均最大負荷率與脛骨垂直加速度峰值有顯著的相關，因此我們可以了解撞擊力峰值還有最大負荷率為對地作用力分析中非常重要的參數，若人體所承受的的撞擊力峰值還有最大負荷率越大，下肢產生退化性關節炎的可能性也就越大。

第五節 羽球運動傷害之研究

孫彩卿 (2008) 以「96 年度大專教職員羽球錦標賽」之參賽隊伍作為研究對象分析羽球運動傷害的現況，利用問卷調查的方式發放問卷 325 份，回收 297 份，回收率 91.39%。經刪除填答不完全之問卷，共計有效問卷 278 份，有效率 93.60%。運用描述性統計方法，對研究對象之個人基本資料、羽球運動傷害之發生狀況、運動傷害尋求醫療之狀況等，進行分析與討論，以作為羽球運動參與者避免發生運動傷害之參考。研究結果發現：(一) 傷害發生大多是在練習時 (60.43%)，可能會因為傷勢不嚴重錯估傷害的嚴重性，繼續進行活動讓傷害更嚴重。(二) 扭傷 (50.54%) 與拉傷 (41.58%) 仍為發生比例高的傷害類型，重複受傷的比例很高，其傷害發生原因與運動型態有關。(三) 下肢運動傷害的高發生比例 (88.16%)，與年齡增長運動系統機能退化及羽球運動藉由下肢快速移動之活動型態有關。(四) 動作錯誤、過度的肌肉伸展動作、用力較大或在肌肉較差時，就容易因不正確的動作產生傷害。(五) 研究對象尋求醫療對象以西醫 (44.60%) 與中醫為主 (41.01%)，主要原因在於研究對象自身的就醫經驗 (63.31%)，普遍會認為治療效果不好因而改變尋求醫療對象 (64.03%)。

此外，林世澤 (1996) 指出，羽球運動傷害最常發生的位置是足踝部位，而中年休閒運動員最常發生跟腱斷裂。而謝祥星與黃啟煌 (1996) 針對臺灣區運羽球選手進行問卷調查研究，結果顯示羽球選手運動傷害最常見的位置是在下肢，其傷害的部位順序如下：踝關節佔 68.89%、膝關節佔 43.33%、腰部肌肉佔 35.56%、肩關節佔 31.11%、腕關節佔 30%、大腿肌肉佔 20%、肘關節佔 17.78%、跟腱佔 14.44%……等。另一方面，復健科在臨床上的研究指出，容易導致羽球運動傷害的位置有下列幾個部位：(一) 肩部肌肉肌腱拉傷或扭傷；(二) 手腕的肌腱或韌帶扭傷；(三) 下肢運動傷害，如股四頭肌、膝關節、踝關節等位置；(四) 其他，如眼睛部位 (謝亨如，2001)。

針對羽球選手阿基里斯腱之運動傷害方面，王智宏、涂國誠、邱宏達 (2007) 的研究指出，過去的研究顯示部分羽球選手都曾發生阿基里斯腱的傷害 (Achilles tendon)，但其中的機轉並不清楚。該研究以 6 位羽球校隊之選手為對象，以高速攝影機，和測力

板同步記錄前跨步、前大跨步、輕鬆前跨與輕跳後退動作的運動學及動力學參數，並以逆動力學 (inverse dynamics) 的方式計算阿基里斯腱力，藉此探討傷害發生的原因。結果發現前述四個動作中，最大阿基里斯腱受力分別為 3,920、4,560、4,268、4,160 N，且發生的時間點多在踝關節由背屈轉為跖屈時。這樣的動作在羽球中是常見的，也因此羽球選手之阿基里斯腱常需承受較大力量，而提高發生傷害的可能性。

楊繼美 (2004) 在國內羽球選手運動傷害之調查研究中發現，曾有羽球運動傷害經驗的選手比例高達 95.3%，其中以踝關節受傷比例為最高。而在涂國誠 (2001) 之羽球運動傷害調查研究中也得到相類似的結果。

此外，謝祥星與黃啟煌 (1996) 針對區運羽球選手所做的跳查研究中發現有 14.4% 的選手曾有腳跟跟腱的運動傷害。在 Fahlstrom, Lorentzon, 與 Alfredson (2002) 的研究中，以問卷調查 66 位中右手持拍的優秀羽球運動員，其中 21 位 (佔 32%) 在最近五年內有阿基里斯腱疼痛的經驗，其中有七位發生於右腳，八位發生於左腳，而有六位則是雙腳都有疼痛的情形，且受訪者中有 17% 在填寫問卷當中時仍有阿基里斯腱疼痛的問題。在另外一篇研究中 (Fahlstrom, Bjornstig, & Lorentzon, 1998) 作者以問卷調查 33 位曾因阿基里斯腱斷裂而就醫的羽球運動員，其中有 48% 的斷裂事發生在右腳，52% 發生在左腳。在過去這些有關羽球運動傷害的調查研究中，對於阿基里斯腱受傷的機制多僅是敘述性的推測，並沒有實驗量化的結果，且事實上至目前為止，對於造成運動員阿基里斯腱受傷甚至斷裂的原因也仍不清楚。

第六節 本章結論

羽球步法必須能解決快速啟動、移動、制動和回動。缺乏這些快速能力，比賽中會處於被動地位，目前羽球運動強國都在提高步法的移動速度上下功夫，以提高快速移動能力，達到爭取更多主動權的目的（紀世清，2002a）。

黃貴樹（2008）曾以 8 名甲組羽球選手為實驗參加者，研究結果發現到在羽球步法啟動往左前方的過程中在膝關節存在著傷害的風險，其研究結果發現，應加強膝關節外翻／內翻及外旋／內旋肌肉群的鍛練。然而除了膝關節的傷害以外，羽球選手在下肢踝關節受到傷害的比率也相當高，因此，有必要了解上網步法的著地最後一步對於下肢關節有何影響，並且透過運動生物力學的分析，也可以了解在二步與三步的上網步法表現之間有何差異。

第參章 研究方法與步驟

第一節 實驗參加者

實驗參加者為 8 名大專組男子甲組羽球選手；慣用側均為右側。實驗前參加者應先詳讀「實驗參加者需知及參與同意書」(附錄一)，並了解本實驗之目的與流程，且參與實驗時無任何部位之運動傷害。實驗參加者基本資料如表 3-1。

表 3-1 實驗參加者基本資料

		年齡 (歲)	身高 (公分)	體重 (公斤)	球齡 (年)
人數=8	平均數 (M)	21.63	173.25	68.38	10.75
	標準差 (SD)	3.58	3.65	4.84	4.40

第二節 實驗時間與地點

本實驗經過預試後，在民國 103 年 4 月 4 日、5 日正式施測完成。實驗地點在國立臺灣師範大學公館校區體育館。

第三節 實驗器材與設備

本實驗主要之實驗儀器與設備有：

- 一、VICON Motion Capture System 一套及高速數位影像擷取攝影機 8 部。
- 二、L-frame 參考架和 T 型校正棒。
- 三、Kistler 測力板 1 塊。
- 四、羽球柱 2 隻。
- 五、羽球網 1 面。
- 六、羽球拍及比賽級羽球一打。
- 七、反光球 80 顆。

第四節 場地布置與儀器架設

場地佈置及攝影機配置如圖 3-1，場地為正式羽球競賽單打場地，圓心位置與羽球網之直線距離為 370 公分。測力板端線距離球網 138 公分，側邊距離單打邊線 50 公分。並於球網頂端自單打邊線算起標誌 60 公分，為送球者切球範圍。

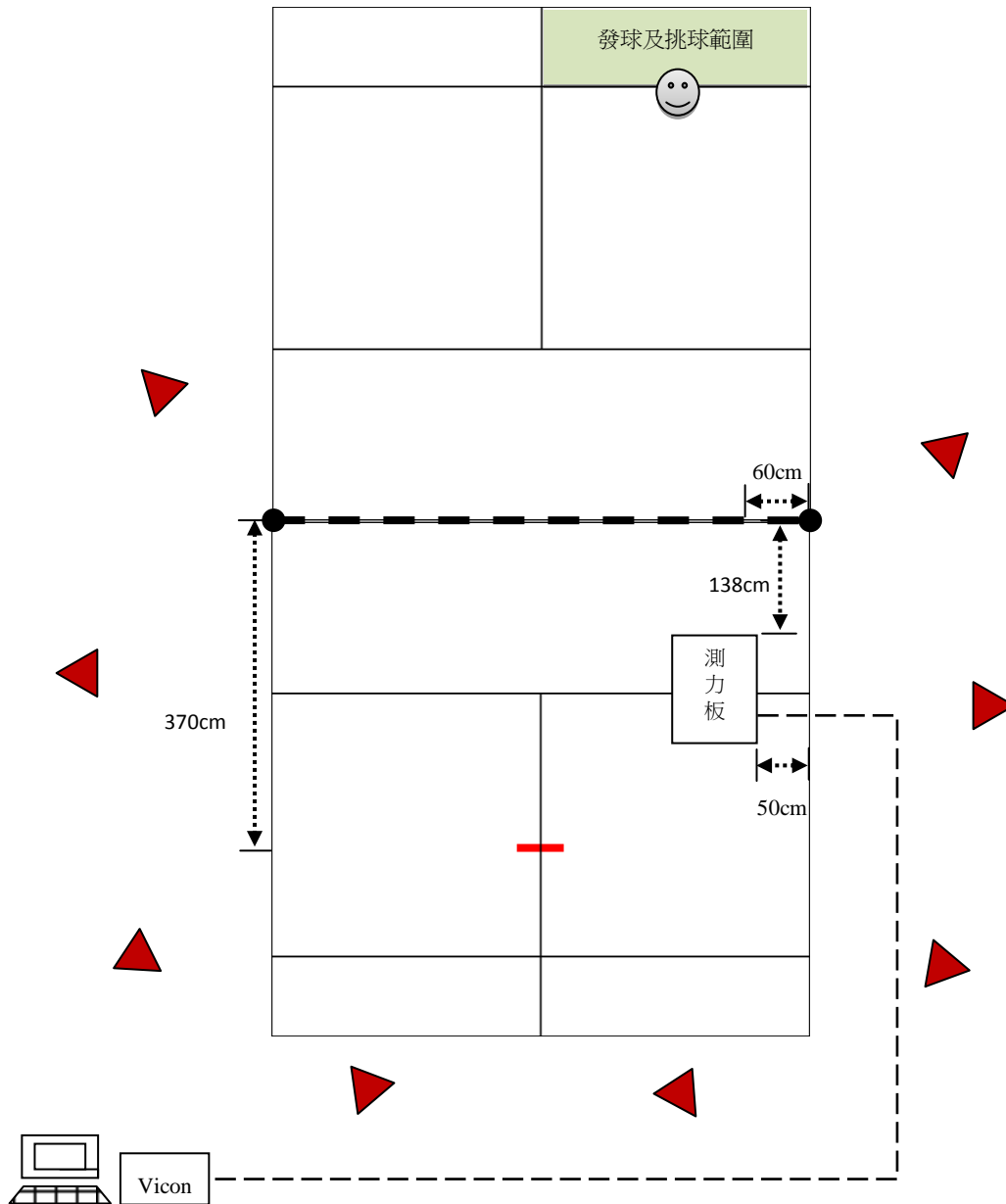


圖 3-1 場地佈置及攝影機配置圖

第五節 實驗流程

- 一、向實驗參加者說明實驗流程。
- 二、填寫實驗參加者需知及參與同意書。
- 三、實驗參加者換穿束褲後貼上反光球。
- 四、實驗參加者在一旁等待並熱身。
- 五、實驗參加者校正：以 T-pose 姿勢擷取畫面。
- 六、實驗參加者熟悉動作：在正式開始測試前，讓實驗參加者先熟悉動作，同時檢查反光球是否黏貼牢固。
- 七、開始實驗：
 - (一) 實驗參加者，等待口令。
 - (二) 主試者喊開始後，實驗參加者依自己意願，在自己認為準備好的情況下，開始發球動作。
 - (三) 送球者切球範圍需距離單打邊線 60 公分的範圍內，實驗參加者以最快速度完成動作，並將球挑入指定區域。
 - (四) 每完成一次動作，讓實驗參加者休息 3~5 分鐘。
 - (五) 每位實驗參加者至少要在每個動作都完成 2 次以上，才算完成。

第六節 資料處理

一、人體標誌點

本實驗以反光球黏貼於實驗參加者身上，以擷取相關之運動學資料，反光球黏貼位置如表 3-2。另外於羽球拍拍頭頂端、末端及羽球球頭各貼上反光標記，如圖 3-2。

表 3-2 反光球標記黏貼位置代號說明表

編號	代號	黏貼位置	編號	代號	黏貼位置
1	LFHD	額頭左前	19	RFIN	右第三掌骨末端
2	RFHD	額頭右前	20	LASI	左腸骨前上脊
3	LBHD	頭後左側	21	RASI	右腸骨前上脊
4	RBHD	頭後右側	22	LPSI	左腸骨後上脊
5	C7	第七頸椎脊突	23	RPSI	右腸骨後上脊
6	T10	第十胸椎脊突	24	LTHI	左大腿外側下部 1/3 處
7	CLAV	胸鎖關節	25	LKNE	左膝外側
8	STRN	胸骨	26	LTIB	左小腿外側下部 1/3 處
9	RBAK	右肩後側	27	LANK	左踝外側
10	LSHO	左肩鎖骨關節	28	LHEE	左後側跟骨
11	LELB	左肱骨外上髁	29	LTOE	左第二跖骨前端
12	LWRA	左內側莖狀突	30	RTHI	右大腿外側上部 1/3 處
13	LWRB	左外側莖狀突	31	RKNE	右膝外側
14	LFIN	左第三掌骨末端	32	RTIB	右小腿外側上部 1/3 處
15	RSHO	右肩鎖骨關節	33	RANK	右踝外側
16	RELB	右肱骨外上髁	34	RHEE	右後側跟骨
17	RWRA	右內側莖狀突	35	RTOE	右第二跖骨前端
18	RWRB	右外側莖狀突			



圖 3-2 球拍及羽球反光標記位置圖

二、人體肢段之定義

(一) 資料修勻與人體肢段參數

本實驗主要是利用 VICON Nexus 1.8 版軟體，收集攝影機 (300Hz) 的運動學資料與測力板 (1500Hz) 的動力學資料；使用 Plug-In Gait Full Body 模式點取 35 點反光球標誌點，並以 Woltring filtering routine 進行資料修勻。人體肢段參數是採用 Winter (2004) 的資料。將人體分成頭、軀幹、右上臂、左上臂、右前臂、左前臂、右手掌、左手掌、右大腿、左大腿、右小腿、左小腿、右腳掌、左腳掌，共十四個肢段。各肢段間是以關節連接，並把每個肢段當成是一同密度的剛體 (Rigid Body)。

三、VICON 動作分析系統校正

(一) 儀器同步

本實驗使用 VICON Motion System 高速數位影像擷取攝影機 10 部 (300Hz) 與測力板 (1500Hz) 進行同步。

(二) 空間與座標校正

1. 動態校正 (dynamic calibration)：第一步驟為動態校正，使用 T 型校正棒在每一臺攝影機範圍內揮動，揮動範圍盡量充滿每臺攝影機的二維畫面。
2. 靜態校正 (static calibration)：第二步驟為靜態校正，將 L 參考架 (L-frame) 固定於實驗室中，由此定義出實驗室的座標系統位置。
3. 實驗參加者校正 (subject calibration)：實驗參加者貼好反光球後以 T-pose 姿勢 (雙腳與肩同寬、雙手平舉、掌心朝下、上身挺直)，站立於測力板上，由 VICON Nexus 1.8 軟體擷取畫面。

四、運動學與動力學參數之計算

本研究使用 VICON Nexus 1.8 版，套用 Plug-In Gait Full Body 模式，關節角度的定

義是使用相鄰兩個肢段的空間相對方位，因此由股骨嵌入式系統與骨盆嵌入式系統的關係可求出髖關節角度，由非扭轉脛骨嵌入式系統與股骨嵌入式系統的關係可求出膝關節角度，由腳掌嵌入式系統與扭轉脛骨嵌入式系統的關係可求出踝關節角度。

關節作用力、關節肌肉淨力矩的計算主要是利用已求得之運動學資料、結合測力板的地面反作用力資料與人體肢段參數，使用動力學逆過程求出下肢各關節的作用力、肌肉淨力矩。在計算的過程中，對於肢段關節鏈結模型的假設為：

- (一) 每個肢段的質量是固定的不變的，而且集中在質心一點上。
- (二) 在運動時質心的位置、肢段的長度以及轉動慣量是固定不變的。
- (三) 所有的關節都是為絞鏈關節(hinge joint)。

五、時間標準化

本實驗使用 Origin 將運動學及動力學資料之時間標準化 (將資料分為 101 點) 所呈現的變化資料。

六、關節角度、關節角速度及關節肌肉力矩定義

本研究在 X 軸向關節角度、關節角速度及關節肌肉力矩的定義如下：

- (一) 髖關節：正值表示屈曲，負值表示伸展。
- (二) 膝關節：正值表示伸展，負值表示屈曲。
- (三) 踝關節：正值表示背屈，負值表示跖屈。

第七節 統計分析

本研究將針對羽球步法正拍之上網步法，其上網步法有兩種，因此使用 SPSS 20.0 for Windows 統計軟體以無母數統計魏可遜符號等級考驗進行資料的統計與分析，統計水準設為 $\alpha = .05$ 。

第肆章 結果

本章研究結果分為：第一節為時間參數、第二節為運動學參數、第三節為動力學參數與第四節為相關參數。

第一節 時間參數

在運動學參數分為時間參數：移位時間、擊球時間、支撐時間及完成時間等。

一、時間參數：

表 4-1 為二步與三步時間參數的比較資料，其中在移位時間部分，指的是由啟動到踩到測力板瞬間所花費的時間，三步的時間明顯快於二步。在擊球時間部分，指的是實驗參加者由啟動到球拍碰觸球瞬間所花費的時間，三步的時間明顯快於二步。支撐時間指的是腳踩到測力板瞬間到離開測力板的所花費的時間，二步與三步沒有顯著差異。完成時間是指由啟動到腳著地、支撐然後離開測力板瞬間所花費的時間，二步與三步沒有顯著差異。

表 4-1 二步與三步時間參數比較 (單位：秒)

變數	動作	平均數	標準差	Wilcoxon
移位時間	二步	1.18	0.12	-2.100*
	三步	1.06	0.08	
擊球時間	二步	1.24	0.14	-2.100*
	三步	1.13	0.08	
支撐時間	二步	0.70	0.10	-1.687
	三步	0.74	0.12	
完成時間	二步	1.94	0.20	-1.612
	三步	1.80	0.15	

* $p < .05$

第二節 運動學參數

在運動學參數分為著地瞬間關節角度變化、支撐期關節角度變化及關節角速度等。

一、關節角度參數：

表 4-2 為二步與三步在著地瞬間 X 軸向（矢狀面）各關節角度的比較資料，在髖關節、膝關節與踝關節部分，二步與三步均未達顯著差異。

表 4-2 二步與三步在著地瞬間 X 軸向各關節角度比較（單位：度）

變數	動作	平均數	標準差	Wilcoxon
髖關節	二步	50.87	11.23	-0.840
	三步	56.35	8.61	
膝關節	二步	-9.46	4.54	-1.400
	三步	-13.09	2.54	
踝關節	二步	12.09	6.38	-0.140
	三步	11.85	5.72	

表 4-3 為二步與三步在支撐階段 X 軸向 (矢狀面) 各關節角度變化比較資料, 在髌關節、膝關節與踝關節部分, 二步與三步均未達顯著差異。在髌關節與膝關節部分, 關節角度變化指的是從著地瞬間到最大屈曲間的資料, 在踝關節資料部份, 關節角度的變化分為兩個階段, 在階段 1 指的是腳跟著地到腳尖著地之間 (背屈轉跖屈) 的資料, 階段 2 指的是腳尖著地的最大跖屈到最小跖屈的資料。圖 4-1~4-3 則為髌關節、膝關節及踝關節在支撐期 X 軸向, 將時間標準化 (將資料分為 101 點) 的角度變化整體平均與標準差資料。圖 4-4~4-6 則為髌關節、膝關節及踝關節在支撐期 X 軸向, 關節角速度的整體平均與標準差資料。

表 4-3 二步與三步在支撐階段 X 軸向各關節角度變化比較 (單位: 度)

變數	動作	平均數	標準差	Wilcoxon
髌關節	二步	34.38	10.77	-0.140
	三步	34.26	7.14	
膝關節	二步	53.94	5.53	-0.700
	三步	54.59	3.46	
踝關節 (階段 1)	二步	31.88	6.85	-0.980
	三步	33.62	6.36	
踝關節 (階段 2)	二步	18.54	5.28	-1.400
	三步	20.48	2.67	

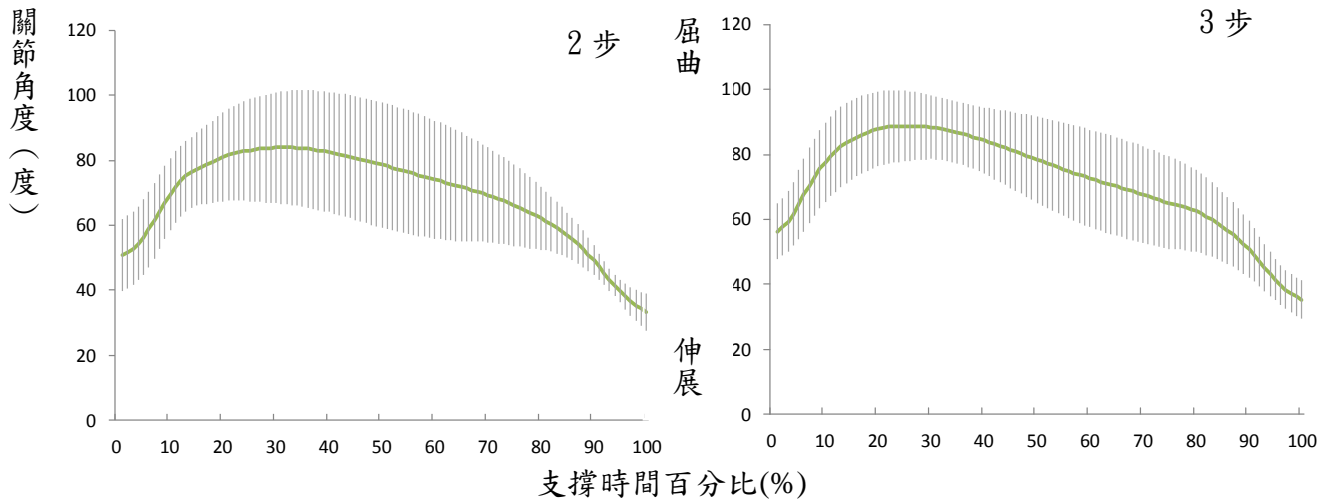


圖 4-1 髖關節支撐期在 X 軸向角度變化

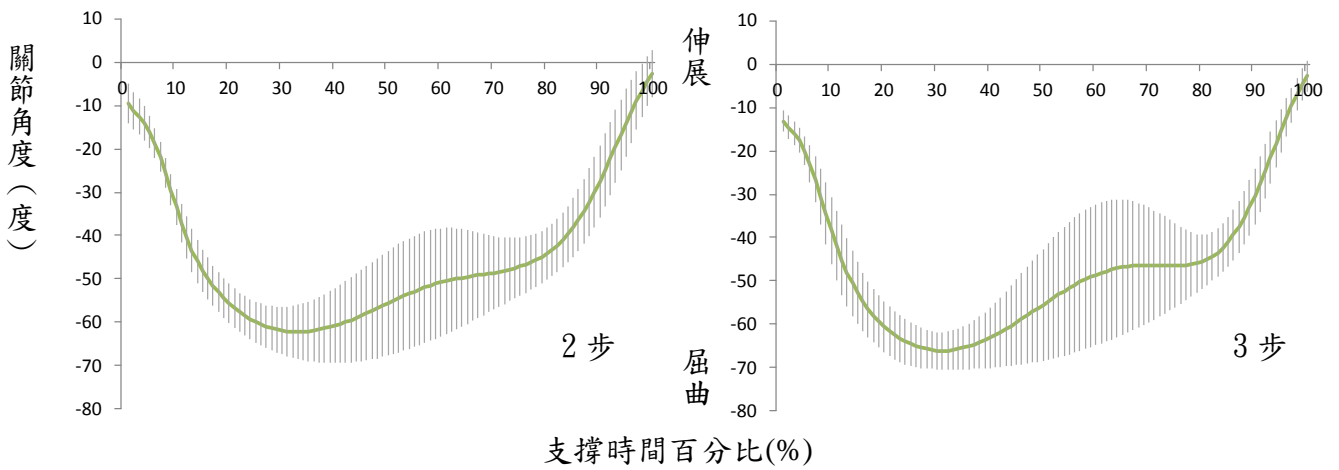


圖 4-2 膝關節支撐期在 X 軸向角度變化

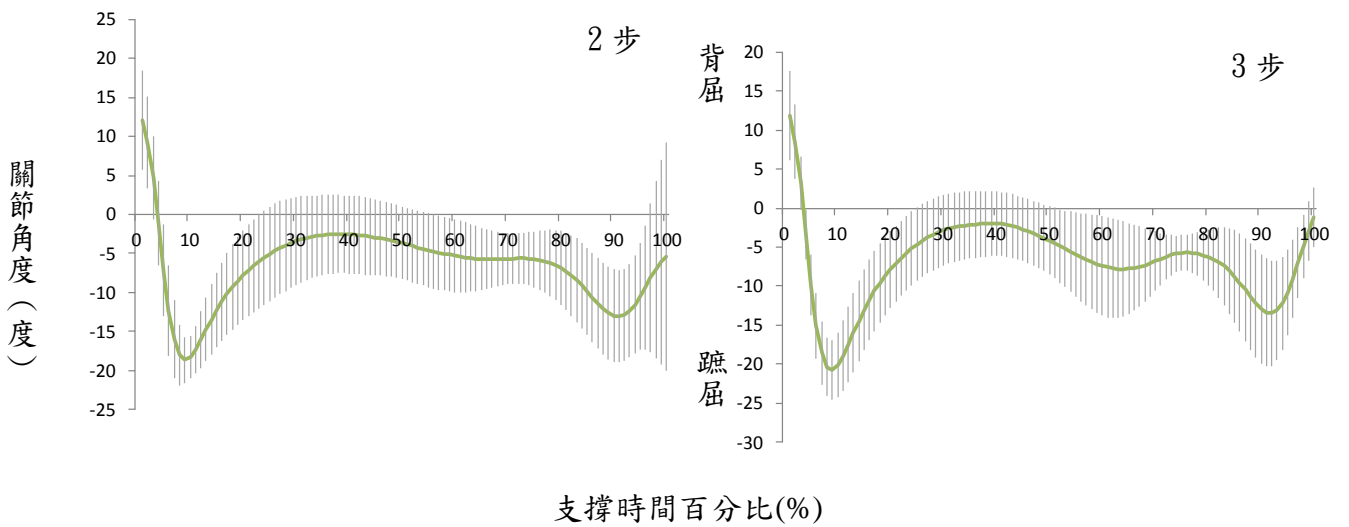


圖 4-3 踝關節支撐期在 X 軸向角度變化

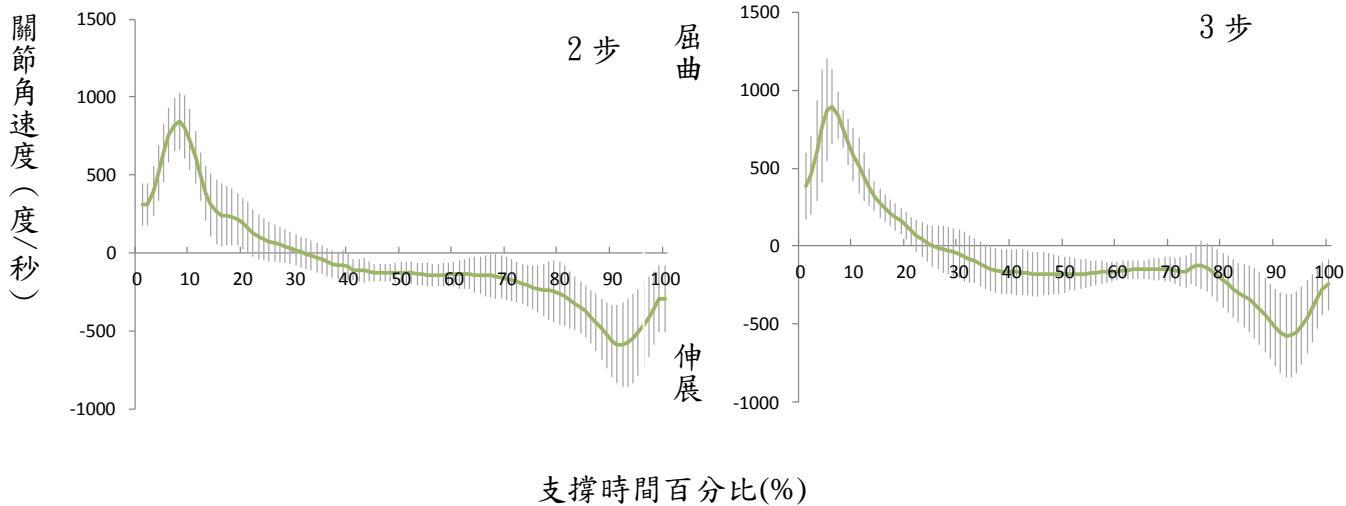


圖 4-4 髖關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

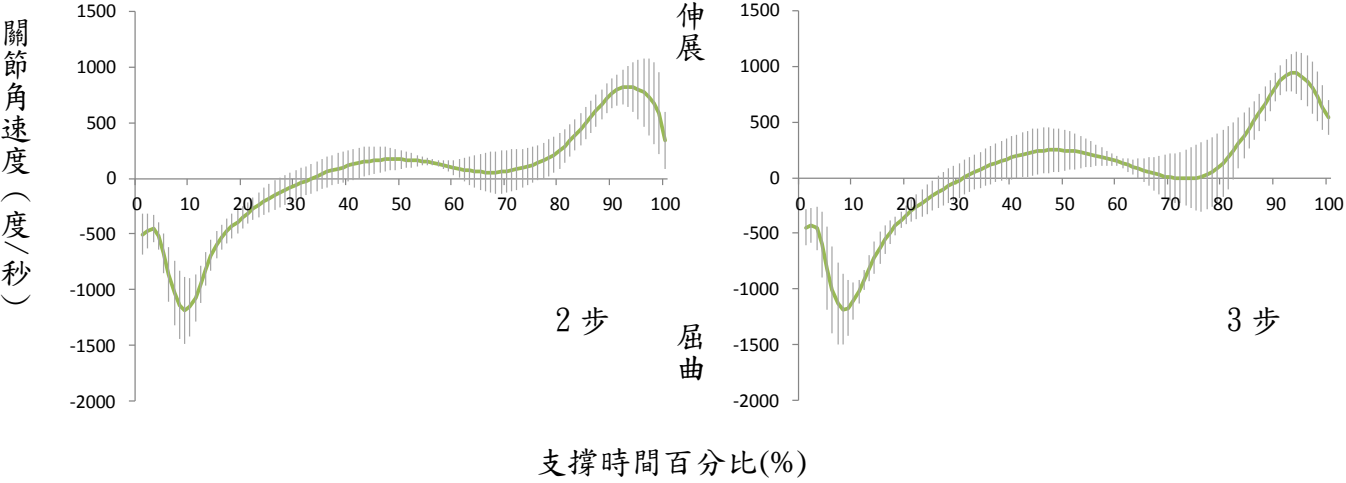


圖 4-5 膝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

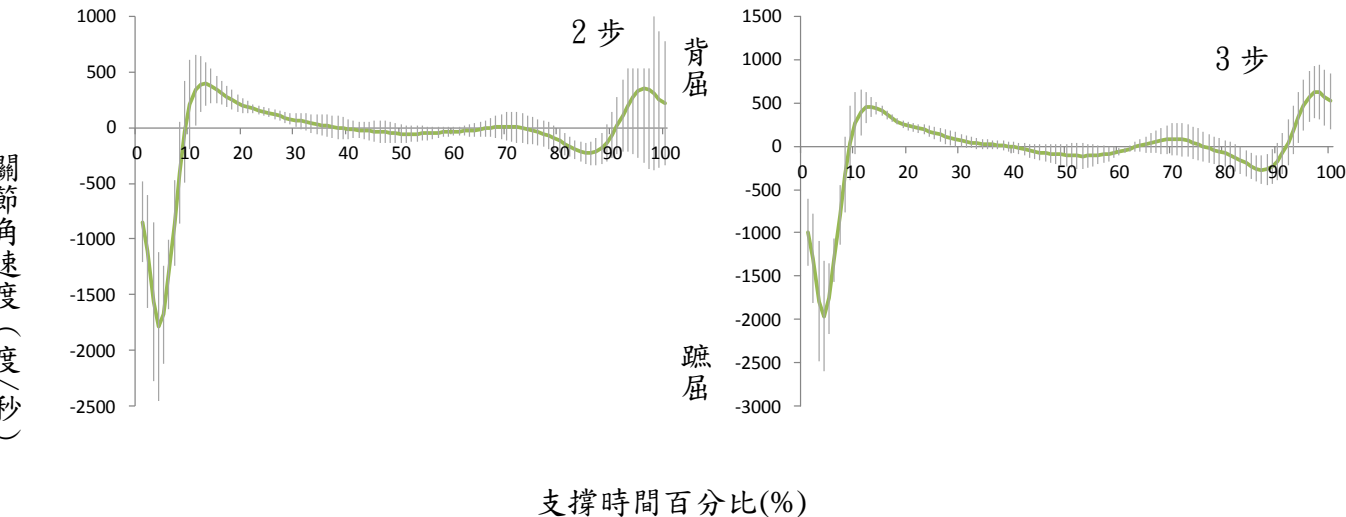


圖 4-6 踝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

第三節 動力學參數

在動力學參數分為地面反作用力及關節力矩等。

一、地面反作用力

表 4-4 為二步與三步最大地面反作用力數值比較資料，在 X 軸向部分正值代表反作用力向後，負值代表反作用力向前，在 Y 軸部分正值代表反作用力向右，負值代表反作用力向左，在 Z 軸部分正值代表反作用力向上，負值代表反作用力向下。在 X 軸向與 Y 軸向的測力板反作用力數據為擷取最大值資料，二步與三步均未達顯著差異。在 Z 軸部分第一峰值三步明顯大於二步，而第二峰值則是二步與三步未達顯著差異。圖 4-7~4-9 則為地面反作用力，將時間標準化（將資料分為 101 點）後呈現的變化資料。本研究 Z 軸第一峰值為腳跟著地瞬間產生的最大值，Z 軸第二峰值為接下來腳尖著地的最大數值。

表 4-4 二步與三步最大地面反作用力數值比較表（單位：%BW）

變數	動作	平均數	標準差	Wilcoxon
X 軸向	二步	1.04	0.17	-0.911
	三步	1.11	0.19	
Y 軸向	二步	-0.78	0.07	-0.631
	三步	-0.81	0.11	
Z 軸向 第一峰值	二步	1.85	0.19	-2.028*
	三步	2.10	0.41	
Z 軸向 第二峰值	二步	2.00	0.15	-0.140
	三步	2.01	0.21	

* $p < .05$

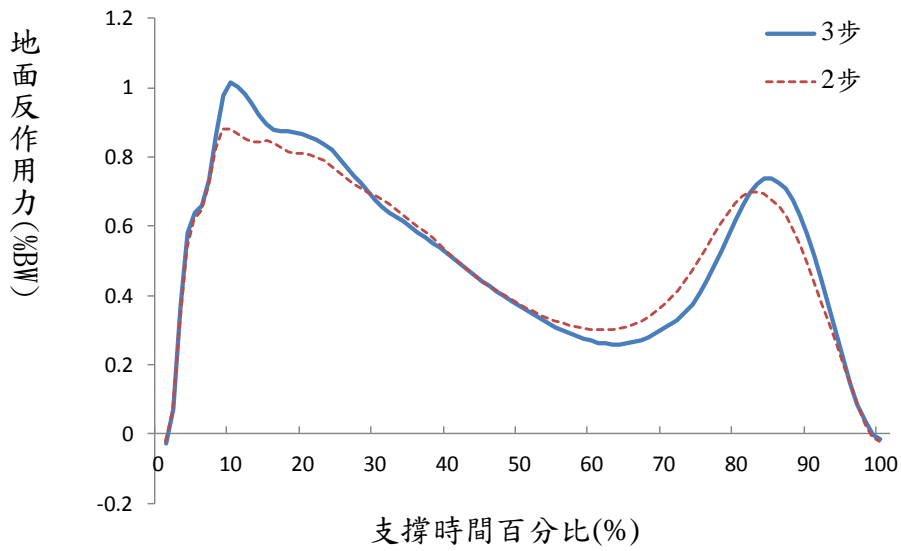


圖 4-7 測力板 X 軸向地面反作用力

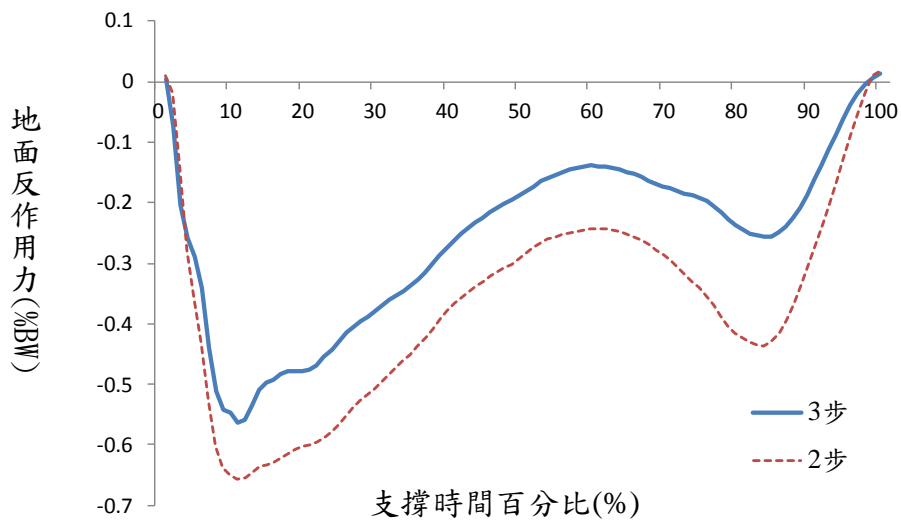


圖 4-8 測力板 Y 軸向地面反作用力

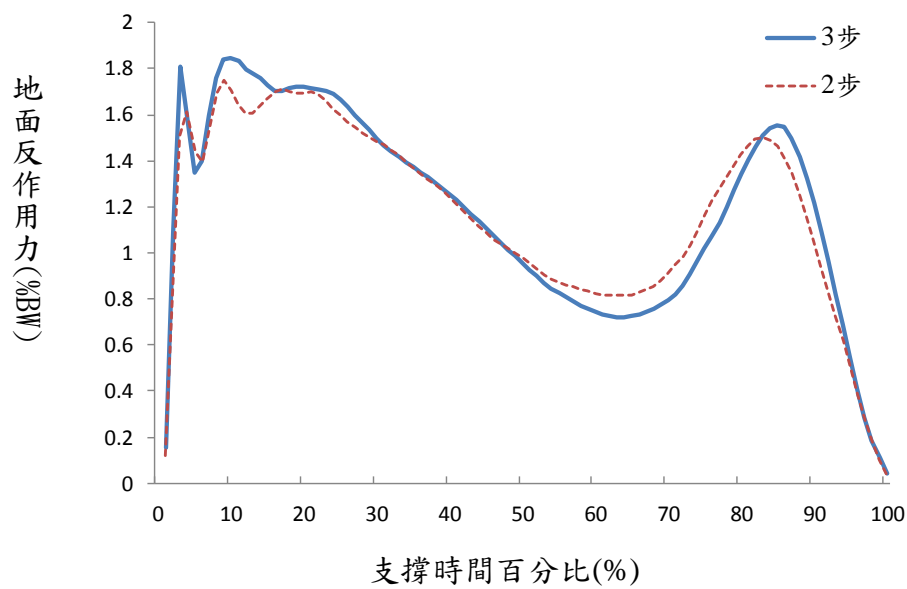


圖 4-9 測力板 Z 軸向地面反作用力

二、關節肌肉力矩

表 4-5 為二步與三步最大關節肌肉力矩數值的比較資料，其中在髖關節 Y 軸向三步明顯大於二步的資料，其餘部分則是未達顯著差異。圖 4-10~4-15 則為在支撐階段，將時間標準化（將資料分為 101 點）後，髖、膝及踝關節力矩呈現的變化資料。

表 4-5 二步與三步最大關節肌肉力矩數值比較表（單位：N-m/kg）

變數	動作	平均數	標準差	Wilcoxon
髖關節 X 軸向	二步	-3.60	1.16	-0.840
	三步	-4.19	1.11	
髖關節 Y 軸向	二步	3.06	0.99	-2.240*
	三步	4.20	1.40	
膝關節 X 軸向	二步	2.33	0.47	-0.840
	三步	2.42	0.47	
膝關節 Y 軸向	二步	-1.12	0.32	-0.631
	三步	-1.19	0.45	
踝關節 X 軸向	二步	-1.21	0.24	-0.491
	三步	-1.28	0.38	
踝關節 Y 軸向	二步	0.17	0.13	-0.421
	三步	0.17	0.09	

* $p < .05$

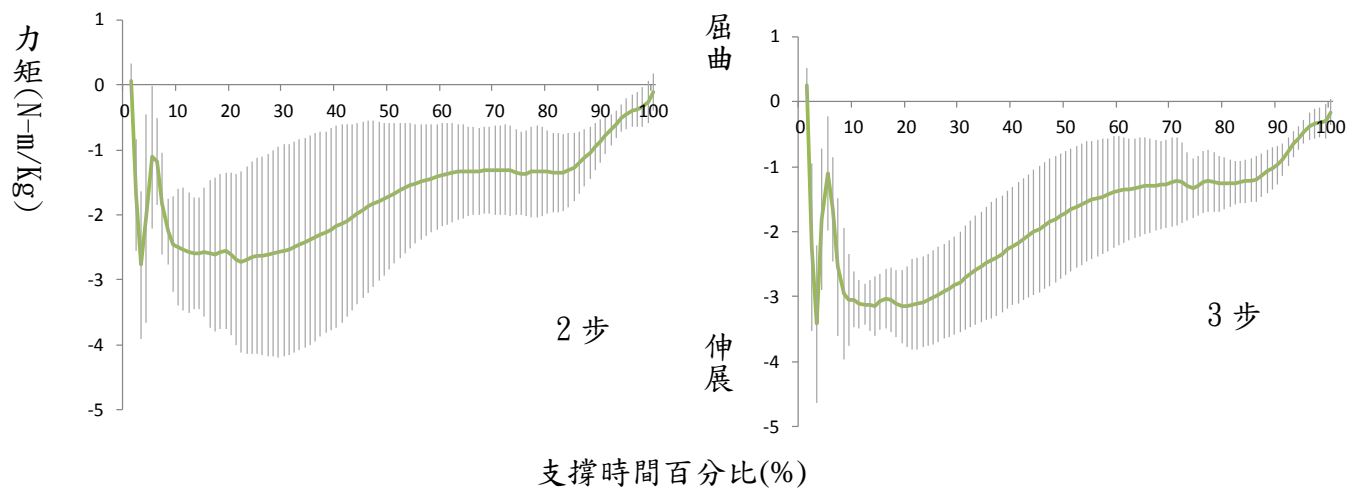


圖 4-10 腕關節支撐期在 X 軸向力矩變化

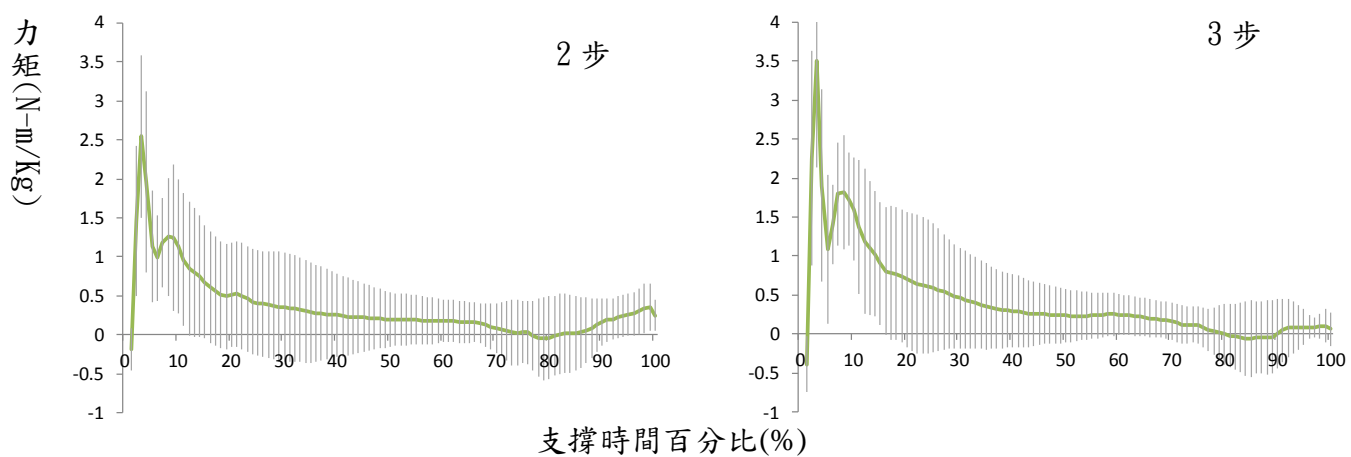


圖 4-11 腕關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

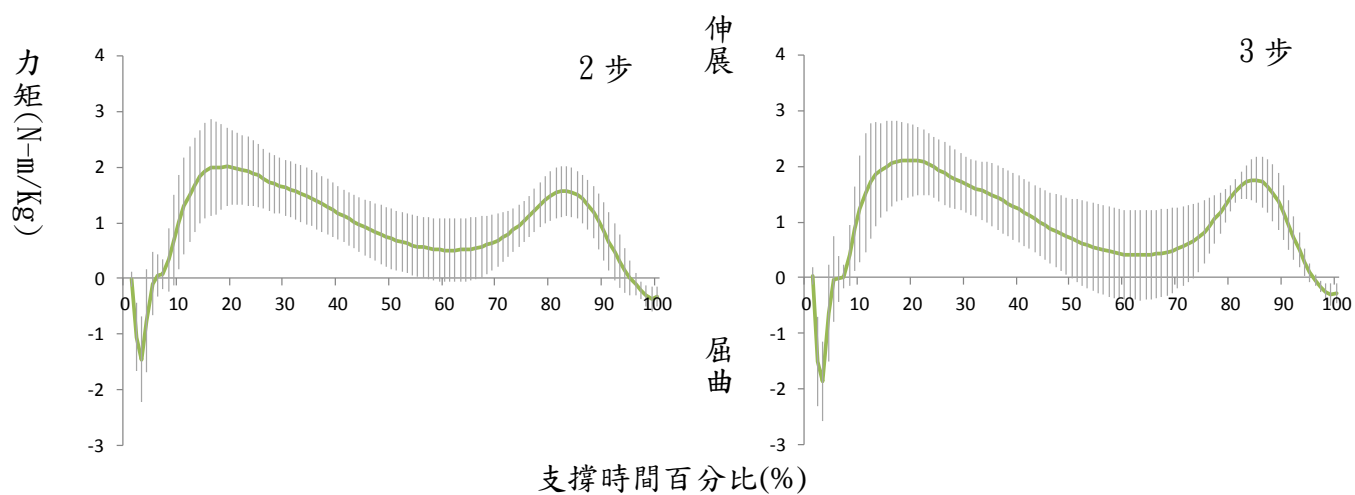


圖 4-12 膝關節支撐期在 X 軸向力矩變化

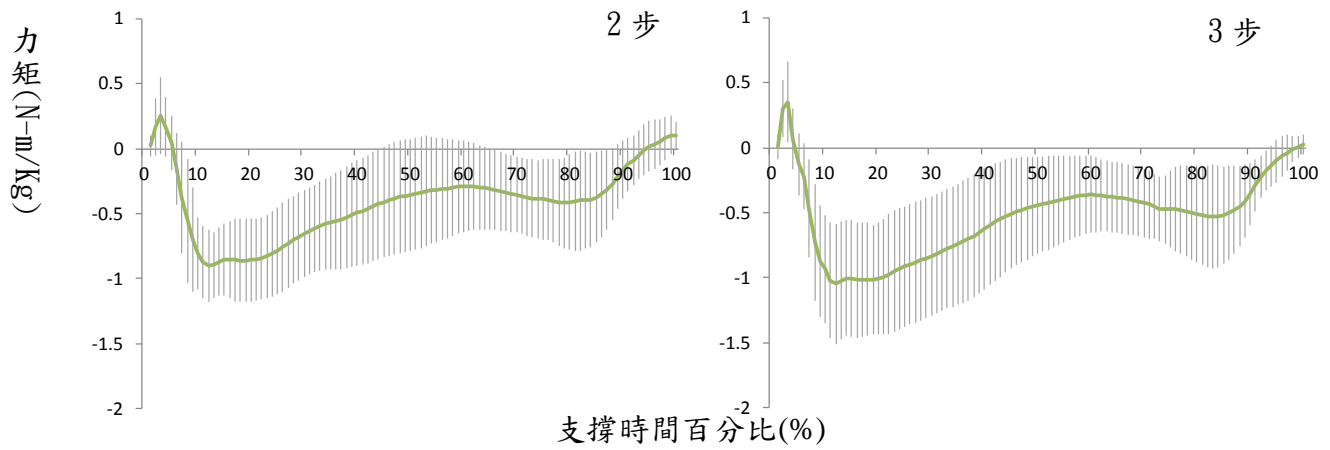


圖 4-13 膝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

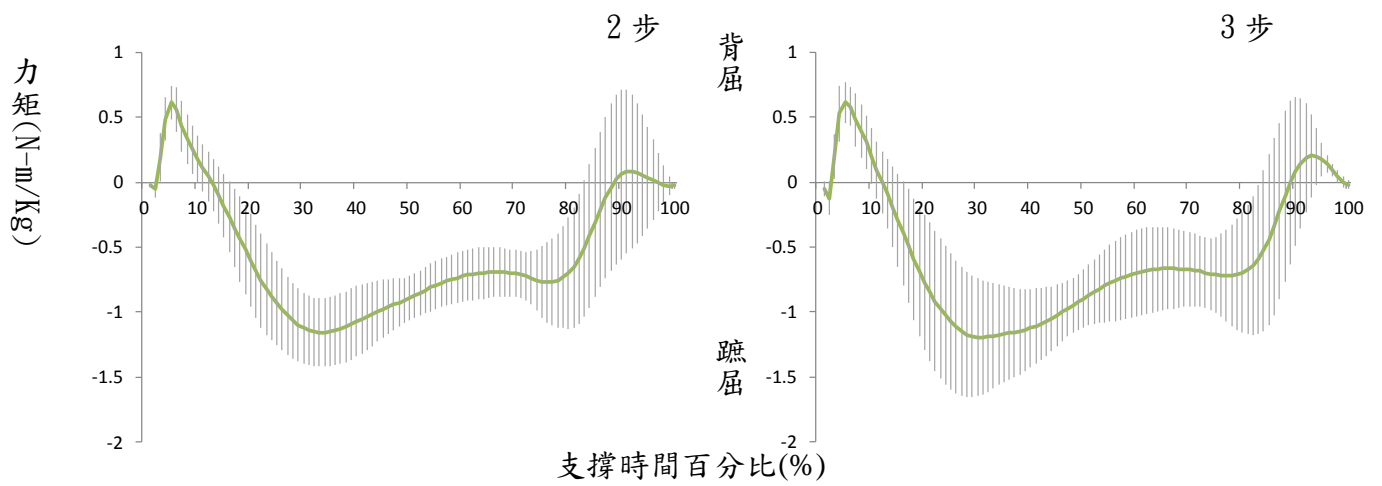


圖 4-14 踝關節支撐期在 X 軸向力矩變化

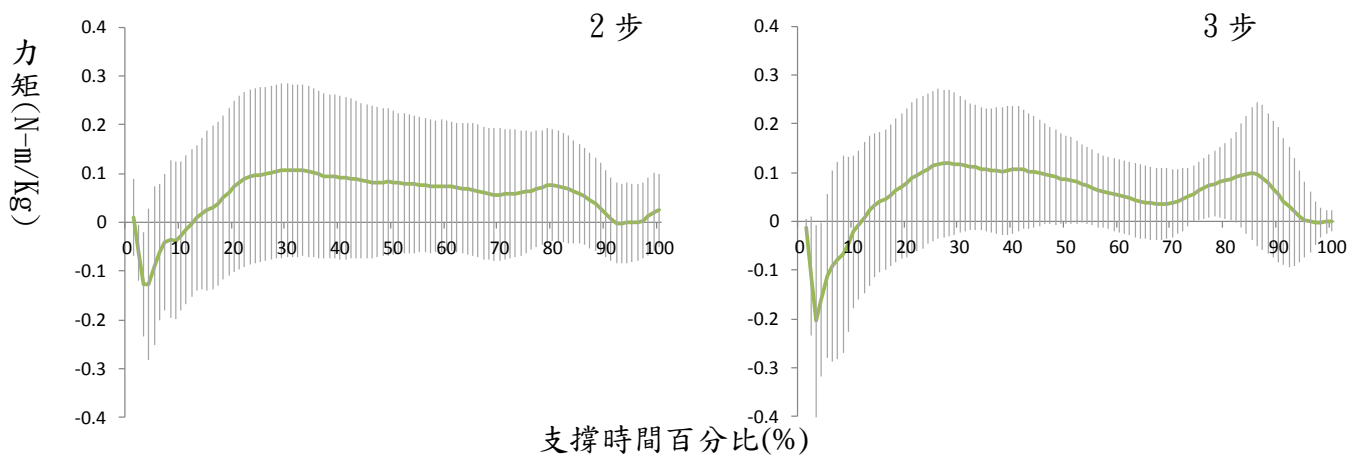


圖 4-15 踝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

第四節 相關參數

在相關參數的部分，主要是分析二步與三步在 X 軸向著地瞬間的關節角度與地面反作用力的相關情形，採用的分析是無母數的 Spearman 相關係數。

表 4-6 為二步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力的相關係數資料。其中在 X 軸部份，髌關節與膝關節著地瞬間角度與最大地面反作用力相關達顯著，其它部份則是未達顯著相關。

表 4-6 二步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力 Spearman 相關係數

	髌關節著地	膝關節著地	踝關節著地
X 軸	-0.810*	0.786*	0.476
Y 軸	0.240	-0.180	-0.683
Z 軸第一峰值	-0.216	0.515	0.551
Z 軸第二峰值	-0.310	0.095	0.333

* $p < .05$

表 4-7 為三步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力的相關係數資料。其中在踝關節著地瞬間角度與 X 軸向及 Y 軸向最大地面反作用力、Z 軸第一峰值與 Z 軸第二峰值作用力相關達顯著，其它部份則是未達顯著相關。

表 4-7 三步下肢各關節著地瞬間角度與最大地面反作用力 Spearman 相關係數

	髌關節著地	膝關節著地	踝關節著地
X 軸	0.143	-0.048	0.857*
Y 軸	0.024	0.024	-0.714*
Z 軸第一峰值	0.429	0.429	0.690*
Z 軸第二峰值	0.323	-0.168	0.874*

* $p < .05$

第五章 討論與結論

第一節 討論

在動作的形態上，二步與三步雖然是不一樣的動作，但由表 4-2 及表 4-3 的資料可以發現到從著地瞬間及支撐階段的變化並沒有差異，而觀察圖 4-1~4-3 也可以發現到動作形態是類似的，也就表示實驗參加者不論是二步或三步，在著地階段所採取的動作策略是相同的。而且，根據圖 4-7~4-9 所觀察到的地面反作用力資料，和 Kuntze, Mansfield 與 Sellers (2010) 及 Lees 與 Hurley (1994) 的研究結果有相同的情況，就是本研究的二步與三步雖然動作不同，但同屬於羽球往前衝刺的動作，在地面反作用力的資料動態趨勢上是類似的。另外觀察關節角速度 (4-4~4-6) 及關節肌肉力矩的資料部分 (圖 4-10~4-15)，也是有相同的情況，就是二步與三步的支撐期間動作形態是類似的。

在時間參數部分，由表 4-1 可以發現到，三步的在移位與擊球的時間明顯快於二步，而在最大地面反作用力部分，Z 軸向第一峰值三步明顯大於兩步，根據馮道正 (2007) 的研究指出，第一峰值會隨著速度的增快而增加，因此本研究三步有可能就是因為較快的速度碰撞產生較大的地面反作用力。然而根據研究指出，由於測力板產生的垂直分力第一峰值是著地初期足跟與地面碰撞 (impact) 產生的 (Winter, 2004)，此階段通常是小於 50 毫秒，最容易造成人體受到傷害 (Nigg, 1985)。

本研究二步與三步的 Z 軸向第一峰值及第二峰值最大地面反作用力介於 1.85 倍~2.10 倍體重之間，X 軸向介於 1.04~倍 1.11 倍體重之間，Y 軸向介於 0.78~0.81 倍體重之間，與黃貴樹 (2008) 及李靜雯 (2008) 兩位學者所進行的研究結果資料相近，表示本研究的動作執行具有一定的水準。

在關節力矩部分，下肢各關節 X 軸向的關節力矩結果資料和 Kuntze, Mansfield 與 Sellers (2010) 的研究相同，二步與三步並無顯著性的差異，但在髖關節 Y 軸部分確是有顯著的差異，由於本研究並未探討髖關節 Y 軸向的動作，有可能是因為在動作的執行上，二步在啟動瞬間即轉換身體方向朝向目標，因此右腳在著地前外展較少，而三步則是在先右腳往目標前進一小步，然後接著左腳再接右腳，此時右腳需要較大的外展動作以便讓身體朝向目標。

對照 X 軸向的關節角度變化及關節力矩變化圖，首先在髖關節的圖 4-1、圖 4-4 與圖 4-10 部分，在支撐前期部分，髖關節角度逐漸屈曲，關節角速度也呈現為屈曲數值，而力矩在則是負值，也就是這個階段是伸展肌群在作用，因此髖關節在此階段是伸展肌群進行離心收縮，中後期仍是伸展肌群在作用，而髖關節則是轉向伸展，關節角速度也呈現伸展數值，因此中後期階段是伸展肌群進行向心收縮。膝關節的狀況對照圖 4-2、圖 4-5 與圖 4-12，在支撐前期部分，剛開始膝關節逐漸屈曲，關節角速度呈現屈曲數值，而力矩則是負值，也就是這個階段是屈曲肌群在作用，因此膝關節在此階段屈曲肌群先進行向心收縮，接下來力矩轉為正值，也就是伸展肌群作用，但膝關節仍是在屈曲階段，因此進行離心收縮，接著到中、後期仍是伸展肌群在作用，而膝關節則是轉向伸展，關節角速度呈現伸展數值，因此中後期階段是伸展肌群進行向心收縮。而踝關節部分則是對照圖 4-3、圖 4-6 及圖 4-14，在前期因先為背屈轉蹠曲，關節角速度呈現蹠曲數值，此時力矩正值，為背屈力矩作用，因此背屈肌群進行離心收縮，接著中後期部分蹠屈逐漸轉背屈的過程，仍是為蹠屈力矩作用，但角度、角速度及力矩數值較不明顯，收縮情形不易分辨，到了後期末端為蹠屈轉背屈，關節角速度呈現背屈數值，並且為背屈力矩作用，因此為向心收縮。由以上資料可以發現到，在著地支撐的前期，下肢各關節作用肌群為了穩定身體以進行後續的動作，因此各關節作用肌群幾乎都呈現離心收縮狀態，而且發生的階段屬於體重承受期，通常這階段是最容易發生非接觸傷害 (Sigward & Powers, 2007)。而根據黃貴樹 (2008) 的研究也指出，下肢的離心收縮應多加強訓練以避免傷害的發生。同時，為了讓身體能迅速回位，在支撐前期的各關節角度變化，則是符合肌肉牽張-縮短循環 (stretch shortening cycle) 的模式 (Komi, 2000)，透過肌肉預先拉長然後再收縮，因此在後期部分各關節作用肌群都以向心收縮為主。

而在表 4-6 相關參數部分，二步的髖關節及膝關節著地瞬間角度與 X 軸的最大地面反作用力相關達顯著，而表 4-7 的部分則是三步的踝關節著地瞬間與 X 軸、Y 軸、Z 軸第一峰值及第二峰值的地面反作用力相關達顯著，這一部分與 Frederick 和 Hagy (1986) 所發現下肢的著地角度以及踝關節著地角度與足部所承受的對地作用力有顯著相關是一樣的。因此在執行動作時，如果實施二步，建議用較大的髖關節屈曲或膝關節屈曲來減少地面反作用力值，如果是實施三步，建議用踝關節部分用較小的背屈來減少地面反作用力值。

第二節 結論與建議

一、結論

- (一) 三步的移位與擊球的時間明顯快於二步。
- (二) 三步與二步在著地支撐期間，下肢各關節 X 軸向在著地前期伸髖肌群、伸膝肌群及背屈肌群會有離心收縮的現象發生，應於平時加強離心收縮的訓練。
- (三) 實施二步動作時，建議用較大的髖關節屈曲或膝關節屈曲進行著地來減少地面反作用力值，實施三步動作時，建議踝關節用較小的背屈來減少地面反作用力值。

二、建議

- (一) 本研究係採用正手挑球作為移位動作的規範，未來的研究可考慮增加不同動作規範（如放球），並且可增加不同移位方向的探討。
- (二) 本研究實驗參加者為男性，未來的研究可考慮加入女性進行分析探討。
- (三) 本研究係對運動學及動力學資料加以分析探討，未來的研究可考慮加入肌電訊號的分析，以便了解肌肉的作用實際情形。

參考文獻

- 王智宏、涂國誠、邱宏達 (2007)。羽球選手阿基里斯腱受傷機轉之生物力學分析。大專體育學刊，9 卷，3 期，97-105。
- 呂芳陽、盧正崇 (2005)。羽球單打戰術與專項體能訓練結合之分析。大專體育，76，14-17。
- 李靜雯 (2008)。不同下肢蹬伸動作之動力學比較。體育學報，41(1)，25-36。
- 周財勝、盧正崇 (2005)。羽球運動-擊球步法應用技術之探討。大專體育，76，170-175。
- 林世澤 (1996)。羽球的運動傷害。體育與運動，97，55-57 頁。
- 邱宏達、楊明恩、相子元 (1998)：不同運動鞋的避震功能測試及測試間的變異性探討。體育學報，23，169-176 頁。
- 相子元、楊明恩、黃泰源、楊文賓 (1998)：下肢動作之運動學特性。鞋技通訊，73，88-91。
- 紀世清 (1999)。羽球。未出版碩士論文，國立體育學院，桃園縣。
- 紀世清 (2002a)。羽球運動階段性教學內容及其評量方式之研究。臺北市：師大書苑。
- 紀世清 (2002b)。羽球選手四角跑耐力測驗適當時間之探討。國立體育學院論叢，13(1) 期，275-282。
- 孫彩卿 (2008)。羽球運動傷害之調查分析。北商學報，13，147-158。
- 涂國誠 (1999)。羽球基本步法及應用步法的分析。中華體育季刊，13(2)，46-55。
- 涂國誠 (2001)。大專乙組羽球選手運動傷害調查研究。成大體育研究集刊，6 期，79-88。
- 涂國誠 (2007)。羽球運動-教學與訓練。臺北市：品度股份有限公司。
- 張博與邵年 (1996)。羽毛球。北京：人民體育出版社。
- 張博與邵年 (2002)。羽毛球。臺北市：國家出版社。
- 教育部體育司 (1997)。學校體育教材教法與評量 (四) —羽球。臺北市；教育部。
- 許樹淵 (1997)。運動生物力學。臺北市，合記圖書出版社。
- 陳慧珍 (2003)。保齡球助走動作之足底壓力分佈特徵，未出版碩士論文，中國文化大學，臺北市。

- 彭美麗、侯正慶 (1998)。跟專家練羽毛球。北京：北京體育大學出版社。
- 楊啟新 (1987)。正常步態資料之建立，未出版碩士論文，國立成功大學，臺南市。
- 湯仙虎、李開穎、王華龍 (1992)。羽毛球運動技術圖解。載於羽毛球基本論 (平川卓弘主編)。臺北縣：益群書店股份有限公司。
- 程嘉彥 (1980)。羽球教練理論與實際。大專院校羽球教練研習會，39-43。
- 馮道正 (2007)。不同速度跑步著地期與地面反作用力分析，輔仁大學體育學刊，6，180-188。
- 黃世旭、李淑貞、劉謹緣、李茂昌 (1996)。中國青年人步態常模之建立。中華民國物理治療雜誌，21(2)，103-119。
- 黃貴樹 (2008)。羽球步法啟動之運動生物力學分析，未出版的博士論文，國立臺灣師範大學，臺北市。
- 楊明恩、相子元、邱宏達、黃泰源 (1998)。不同步態之生物力學分析。國立體育學院論叢，8卷，2期，223-236。
- 楊繼美 (2004)。我國優秀青少年羽球選手運動傷害之調查研究。教練科學，4期，71-83。
- 詹益坤、李淑貞、楊世偉、趙令怡、林佳貞、張惠芳 (1997)。正常青年人之足底壓力分析。中華民國物理治療學會雜誌，22卷，1期，223-236。
- 廖焜福 (2002)。羽球運動，未出版碩士論文，國立體育學院，桃園縣。
- 謝亨如 (2001)。老少咸宜的羽球運動。衛生報導，11(6)，34-35。
- 謝祥星、黃啟煌 (1996)。臺灣區運羽球運動傷害調查研究。大專體育，26，178-183。
- Bartonietz, K. E. (1994). Rotational shot put technique: biomechanic findings and recommendations for training. *Track and Field quarterly Review*, 94 (3), 18-29
- Cavanagh, P, R, & Lafortune, M, A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.
- Fahlstrom, M., Bjornstig, U. & Lorentzon, R. (1998) Acute badminton injuries. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8, 145-148
- Frederick, E. C., & Hagy, J. L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2, 41-49.
- Henning, E, M, & Lafortune, M, A, (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Applied Biomechanics*.7, 303-309

- Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigue muscle. *Journal of Biomechanics* 33, 1197–1206.
- Kuntze, G., Mansfield, N. & Sellers, W. (2010). A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of Sports Sciences*, 28(2), 183-191.
- Lees, A. and Hurley, C. (1994). Forces in a badminton lunge movement. *Science and racket sports* (pp. 249-256). E & FN Spon , London
- Munro, C, F, Miller, D, I, & Fuglevand, A, J, (1987). Ground reaction forces in running: reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20, 147-155.
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2, 367-379.
- Nigg, B. M, Bahlsen, H. A, Luethi, S. M, & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20, 951-959.
- Nigg, B. M, & Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and Science in sports and Exercise*. 24 (5) ,595-602.
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2007). Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*, 22, 827-833.
- Snel, J. G, Delleman, N. J, Heerkens, Y. F, & Schenau, G. J. (1985). Shock-absorbing characteristics of running shoes during actual running. *Biomechanics IX-B*, 133-137.
- Stefanyshyn, D. J, Nigg, B. M, Fisher, V, O'flynn, B, & Liu, W. (2000).The Influence EMG of High Heeled Shoes on Kinematics, Kinetics, and Muscle EMG of Normal Female Gait. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 309-319.
- Stodden, Fleisig, McLean, Lyman, & Andrews (2001). Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity: Within pitcher variation. *Journal of applied biomechanics* , 21, 44-56
- Winter, D. A. (1983). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 91-97.
- Winter, D. A. (2004). *Biomechanics and motor control of human movement*. (3th ed.). New York: John Wiley & Sons.

附錄一、實驗參加者需知及參與同意書

研究題目：羽球正拍上網步法之生物力學分析

本研究主要之目的在探討正拍上網步法過程中，下肢運動學及動力學參數的變化。每位實驗參加者將以正拍上網步法方式，往右前方方向，以二步及三步步法，盡最大能力完成。

依實驗研究之規定，研究者應將研究的過程向實驗參加者說明清楚，且應盡其所能保護實驗參加者之健康與權益，並隨時回答實驗參加者的問題。實驗參加者於實驗過程若有任何不適，可隨時要求終止實驗。

我了解以上有關事項，也自願同意參加此項研究

實驗參加者：_____ (簽名)

連絡電話：_____

通訊地址：_____

國立臺灣師範大學體育學系

研究者：林恆雯

指導教授：蔡虔祿老師

連絡電話：0970-041023