

羽球正拍上網步法分析之淺論

林恆雯

摘 要

本文主要探討羽球兩種正拍網前挑球步法，在移位過程中，下肢運動學及動力學參數之現象。由 8 名大專組男子甲組羽球選手為實驗參加者，使用 8 台 Vicon 紅外線攝影機（300Hz），擷取羽球正拍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，再透過 Vicon Nexus1.8 版軟體與 Visual 3D 軟體進行資料計算與分析，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 $\alpha = .05$ 。

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。

希望藉此實驗了解不同羽球步法之特性，提供教練選手訓練的參考。

關鍵詞：正拍網前挑球步法、羽球步法、動力學參數

壹、前言

羽球比賽是雙方運動員在本方場區約 20 多平方米的面積內奔跑，在球落地前擊球過網，因此步法關係到能否打到球與能否主動回擊進攻球，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）。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）。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 2）。

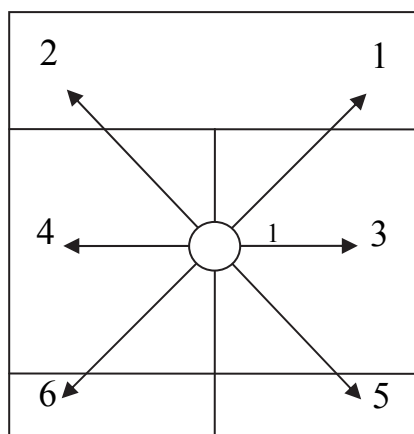


圖 1 全場步法示意圖

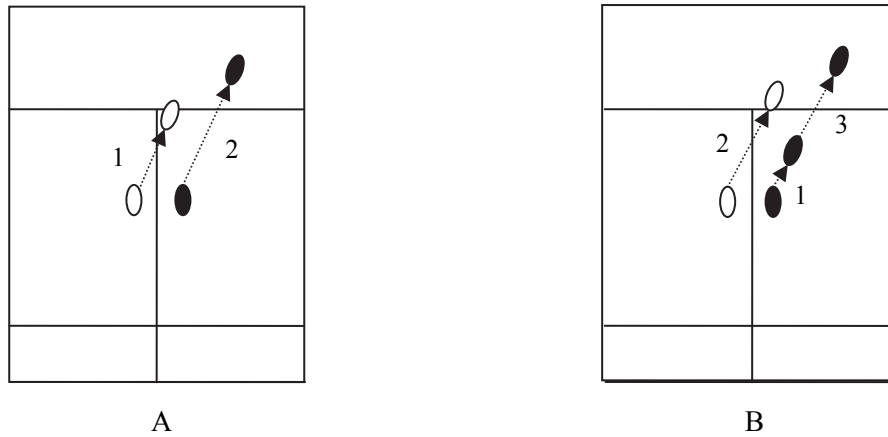


圖 2 前場步法示意圖，A：二步步法，B：三步步法

貳、研究目的、方法與步驟

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、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，其基本資料如表 1

表 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

三、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。

四、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。

五、實驗器材與設備

- (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。

六、場地佈置與儀器架設

場地佈置及攝影機配置如圖 3，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緣算起標誌 60 公分，為送球者切球範圍。

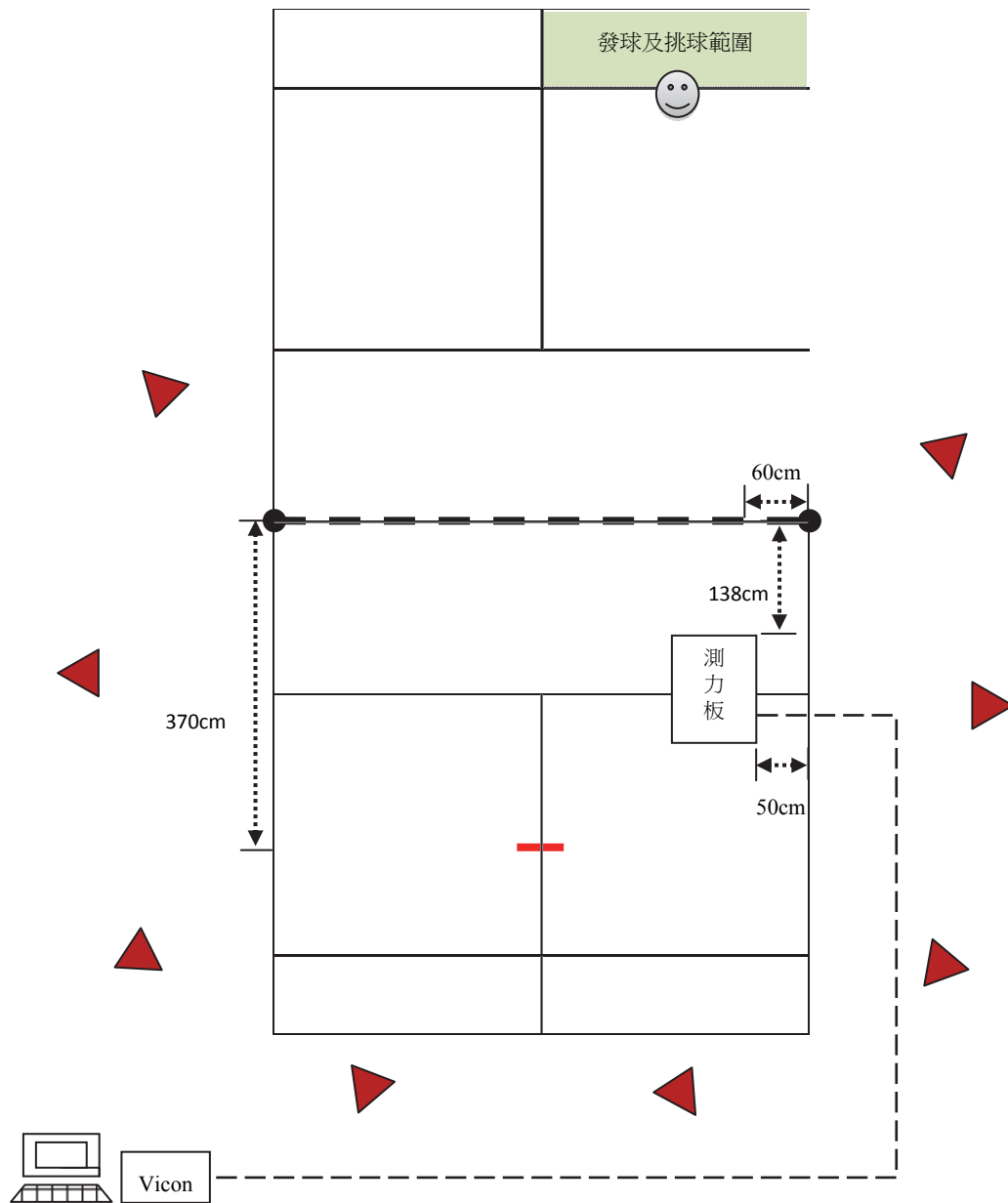


圖 3 場地佈置及攝影機配置圖

七、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（雙腳與肩同寬、雙手平舉、掌心朝下、上身挺直）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：
 - 1. 實驗參加者，等待口令。
 - 2. 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。
 - 3. 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。
 - 4. 每完成一次動作，讓實驗參加者休息 3~5 分鐘。
 - 5. 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。

八、實驗流程資料處理

(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 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 4。

表 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	左第二蹠骨前端
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	右第二蹠骨前端
18	RWRB	右外側莖狀突			

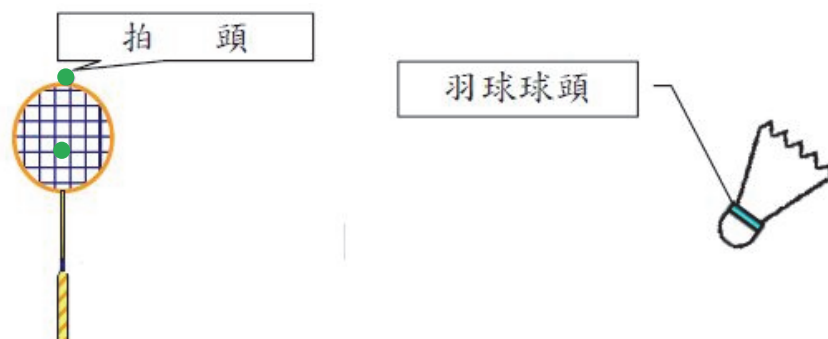


圖 4 球拍及羽球反光標記位置圖

(二) 人體肢段之定義

1. 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

1. 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。

2. 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，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 Nexus1.8 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：

1. 每個肢段的質量是固定不變的，而且集中在質心一點上。
2. 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。
3. 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：

1. 髖關節：正值表示屈曲，負值表示伸展。
2. 膝關節：正值表示伸展，負值表示屈曲。
3. 踝關節：正值表示背屈，負值表示跖屈。

參、實驗結果

本研究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 $\alpha = .05$ 。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。

一、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。

時間參數：

表 3 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 3 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	

* $p < .05$

二、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。

關節角度參數：

表 4 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 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 5 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，在髖關節、膝關節與踝關節部分，二步與三步均未達顯著差異。在髖關節與膝關節部分，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 5~7 則為髖關節、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 8~10 則為髖關節、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 5 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
腕關節	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	

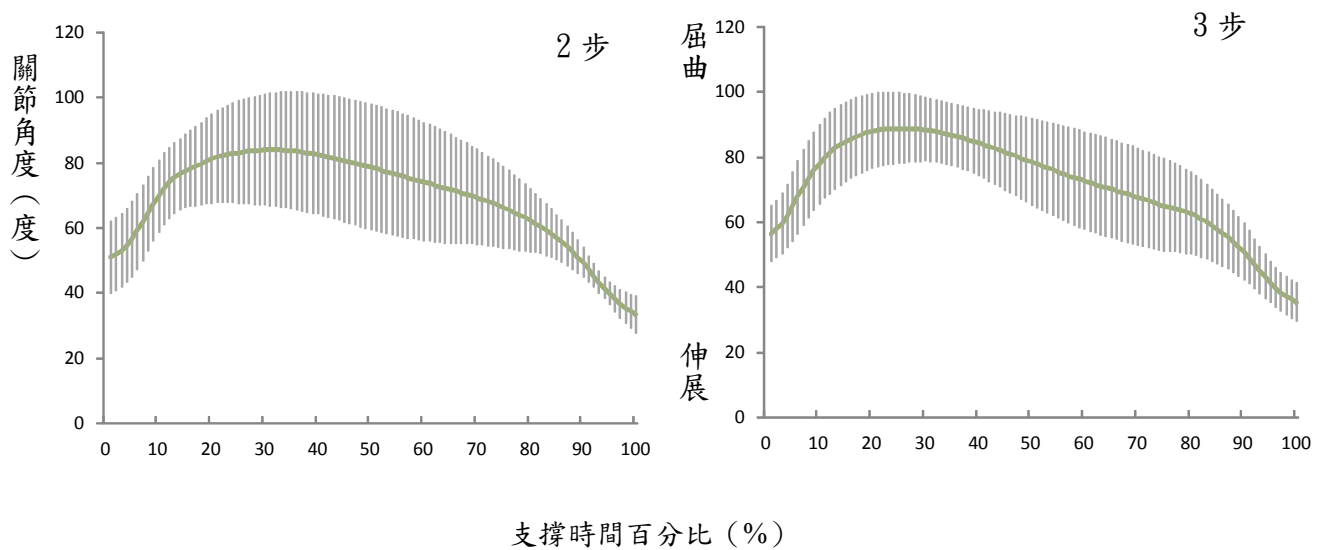
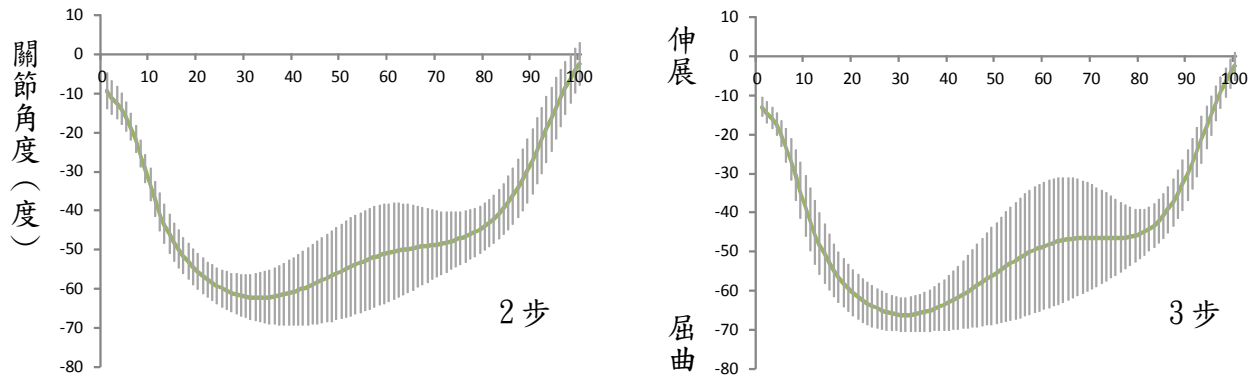
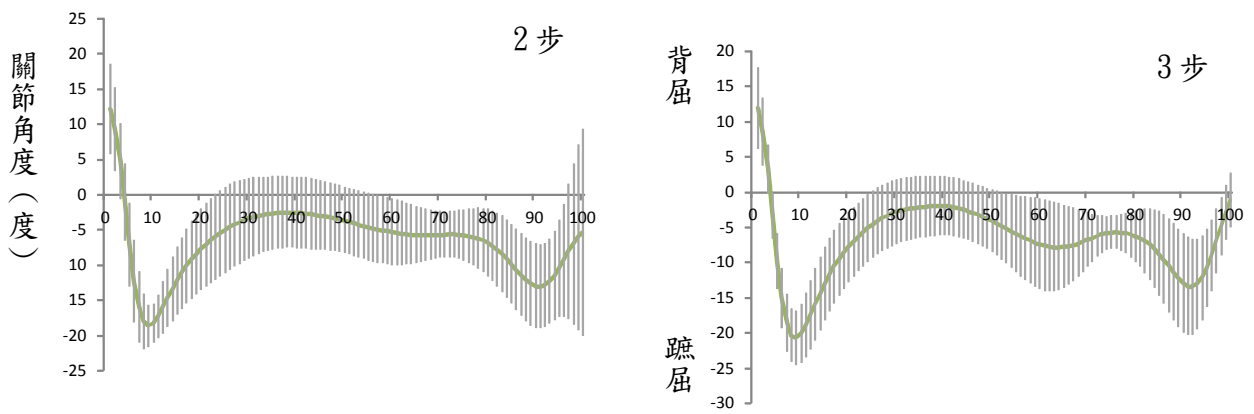


圖 5 腕關節支撐期在 X 軸向角度變化



支撐時間百分比 (%)

圖 6 膝關節支撐期在 X 軸向角度變化



支撐時間百分比 (%)

圖 7 踝關節支撐期在 X 軸向角度變化

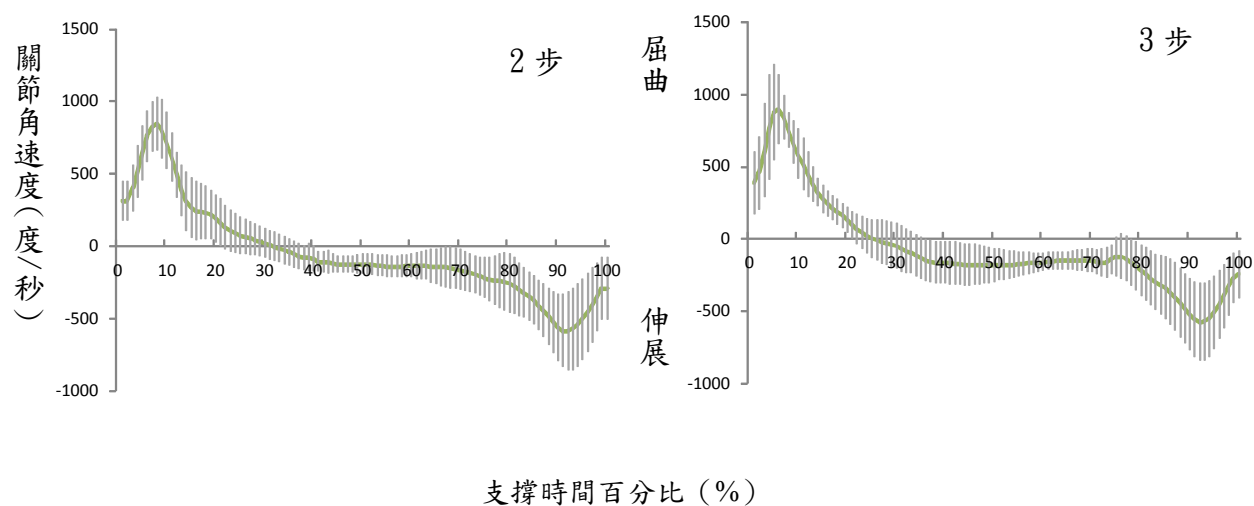


圖 8 腕關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

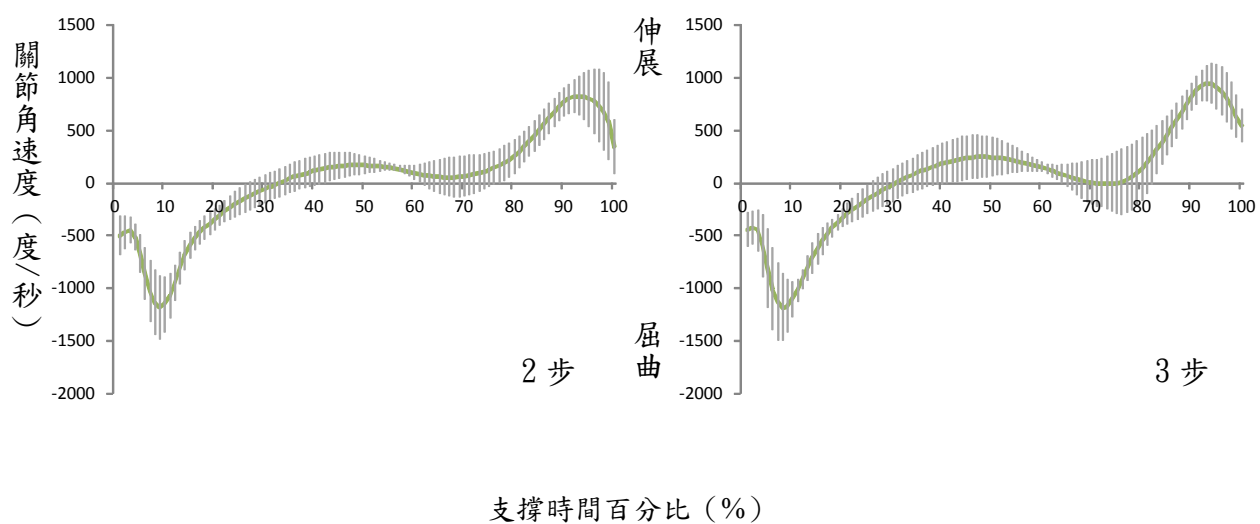


圖 9 膝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

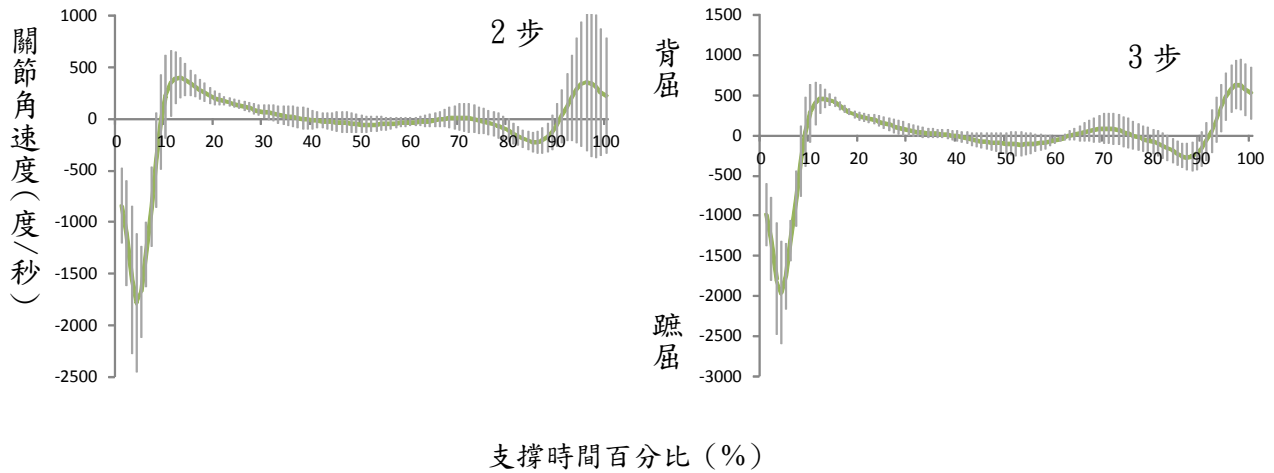


圖 10 踝關節支撐期在 X 軸向關節角速度變化

三、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 6 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 11~13 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 6 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	二步	1.85	0.19	-2.028*
第一峰值	三步	2.10	0.41	
Z 軸向	二步	2.00	0.15	-0.140
第二峰值	三步	2.01	0.21	

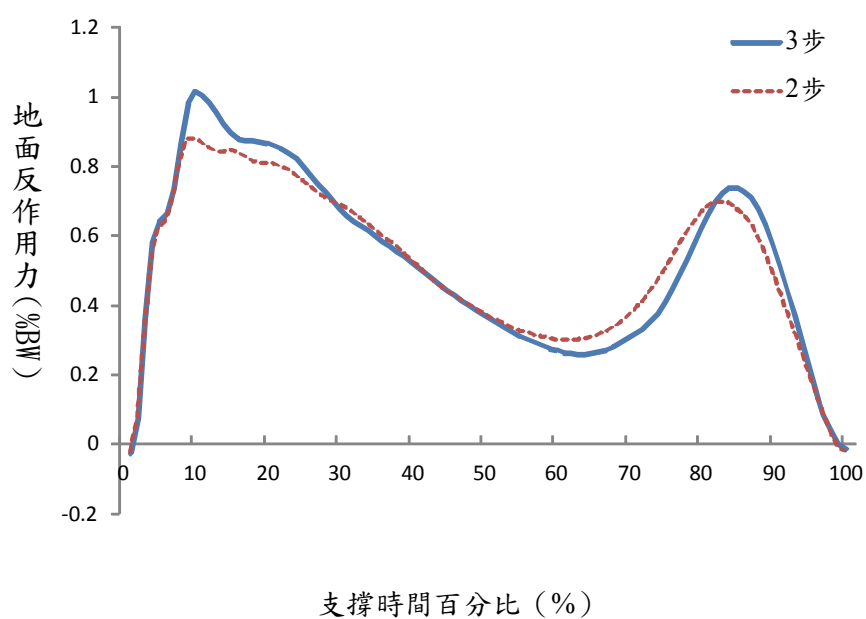
* $p < .05$ 

圖 11 測力板 X 軸向地面反作用力

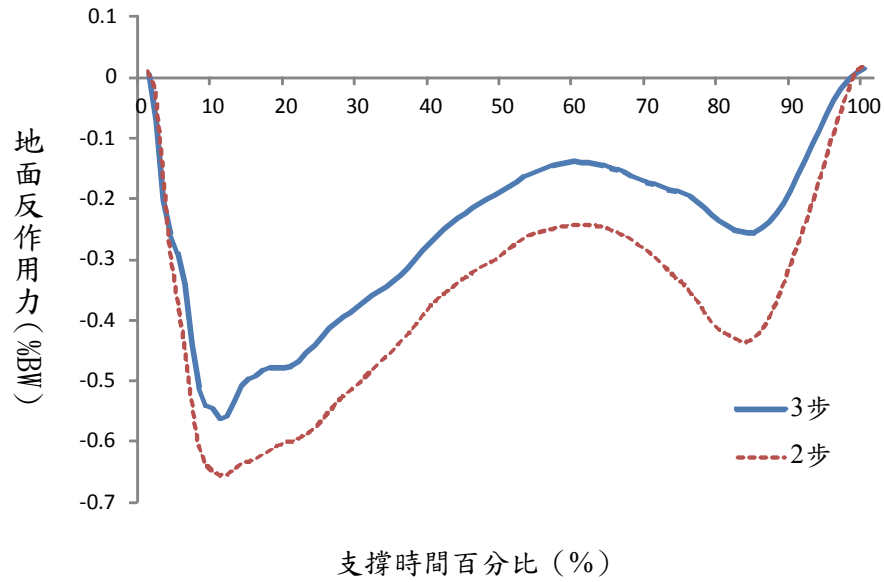


圖 12 測力板 Y 軸向地面反作用力

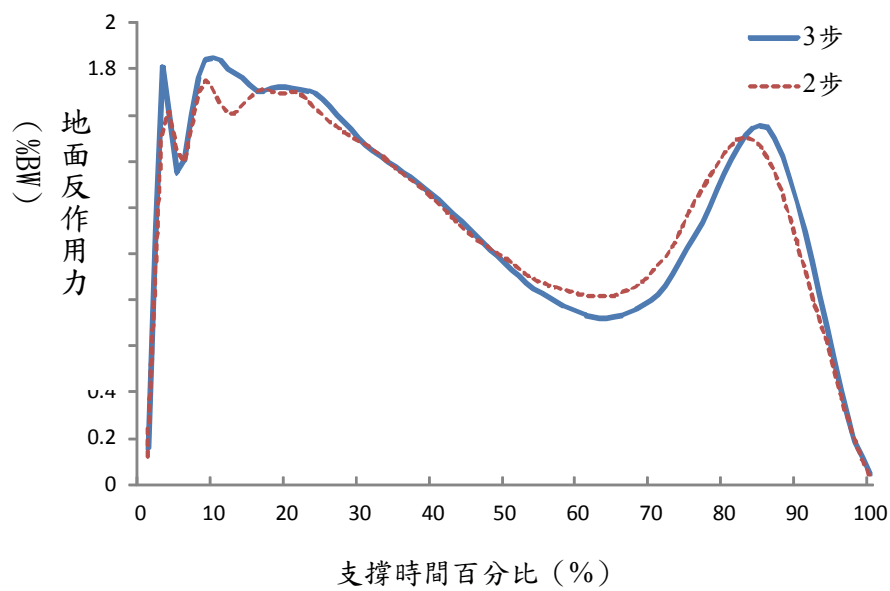


圖 13 測力板 Z 軸向地面反作用力

(二) 關節肌肉力矩

表 7 為二步與三步最大關節肌肉力矩數值的比較資料，其中在髁關節 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 14~16 則為在支撐階段，將時間標準化（將資料分為 101 點）後，髁、膝及踝關節力矩呈現的變化資料。

表 7 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
髁關節	二步	-3.60	1.16	-0.840
X 軸向	三步	-4.19	1.11	
髁關節	二步	3.06	0.99	-2.240*
Y 軸向	三步	4.20	1.40	
膝關節	二步	2.33	0.47	-0.840
X 軸向	三步	2.42	0.47	
膝關節	二步	-1.12	0.32	-0.631
Y 軸向	三步	-1.19	0.45	
踝關節	二步	-1.21	0.24	-0.491
X 軸向	三步	-1.28	0.38	
踝關節	二步	0.17	0.13	-0.421
Y 軸向	三步	0.17	0.09	

* $p < .05$

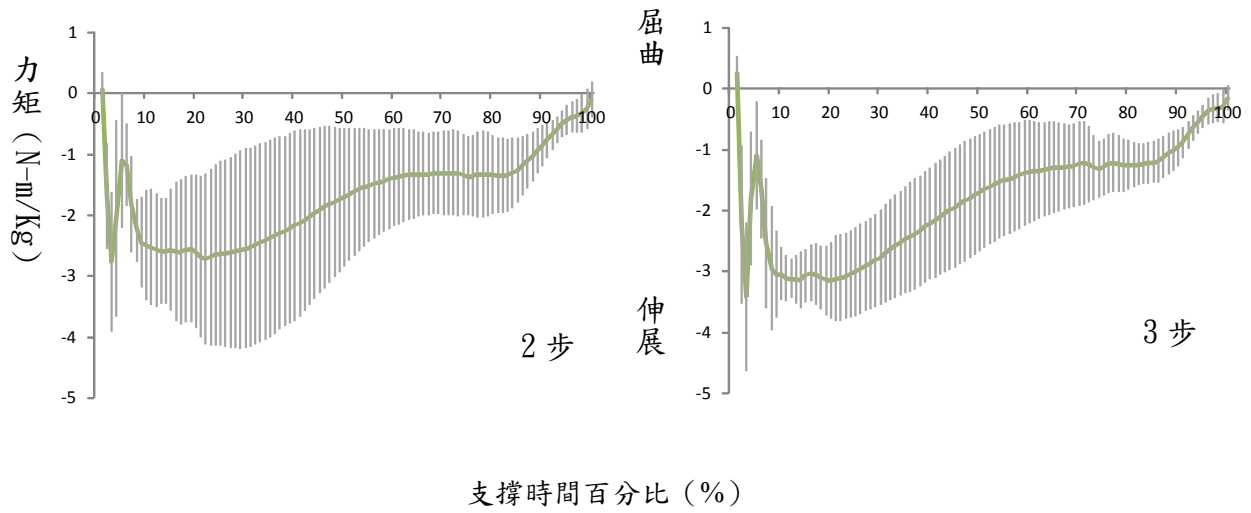


圖 14 髖關節支撐期在 X 軸向力矩變化

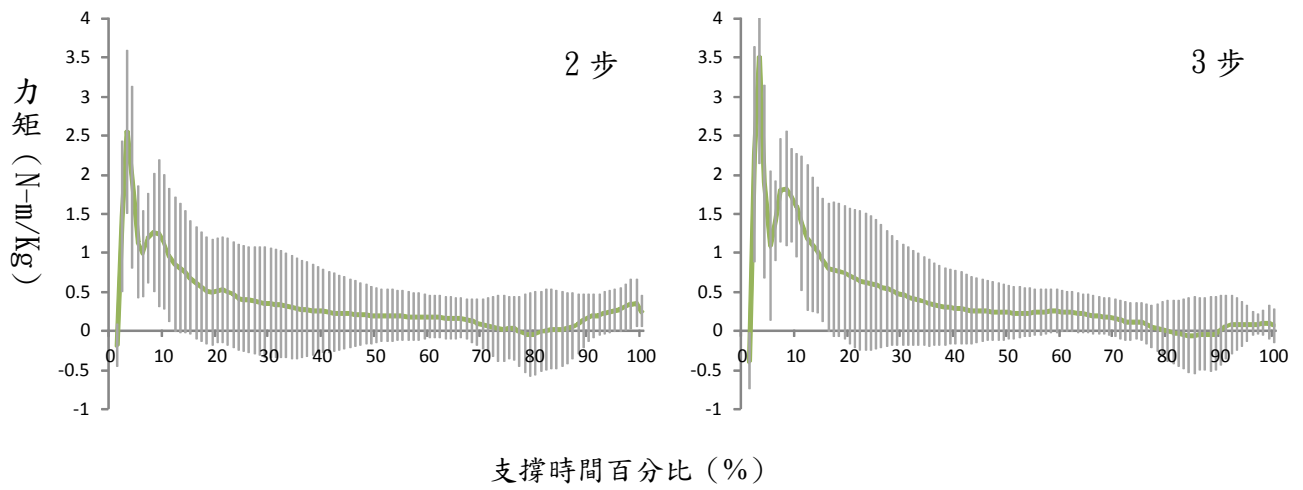


圖 15 髖關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

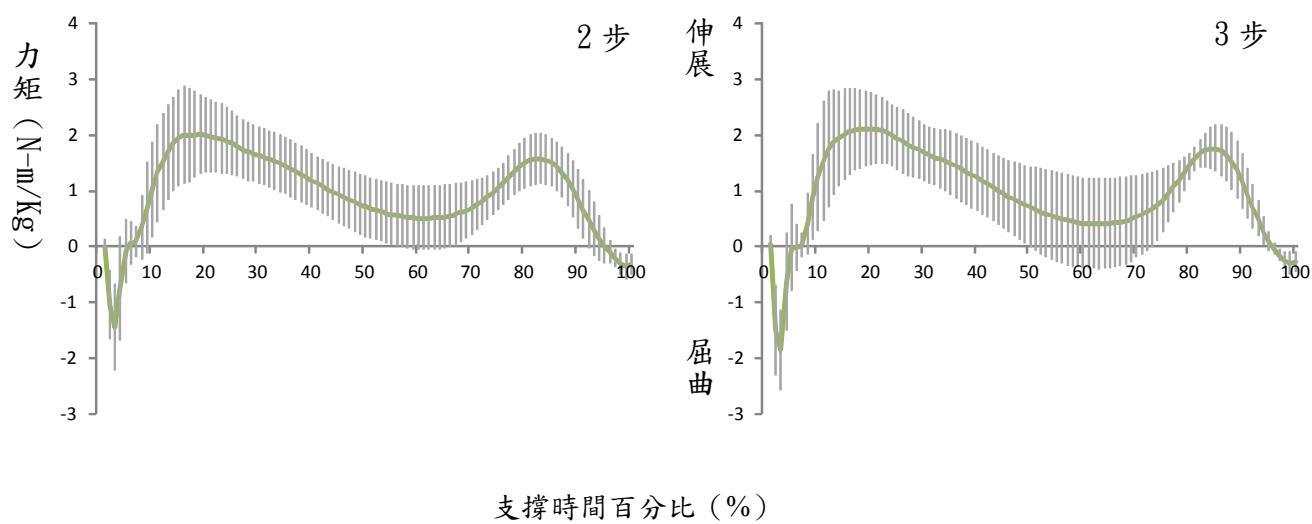


圖 16 膝關節支撐期在 X 軸向力矩變化

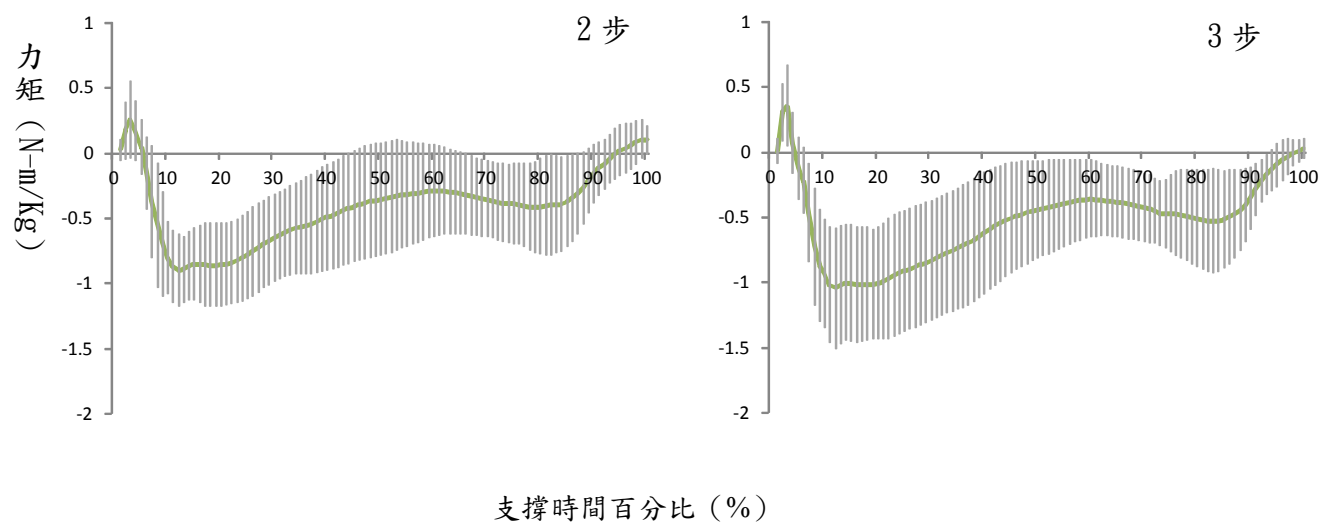


圖 17 膝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

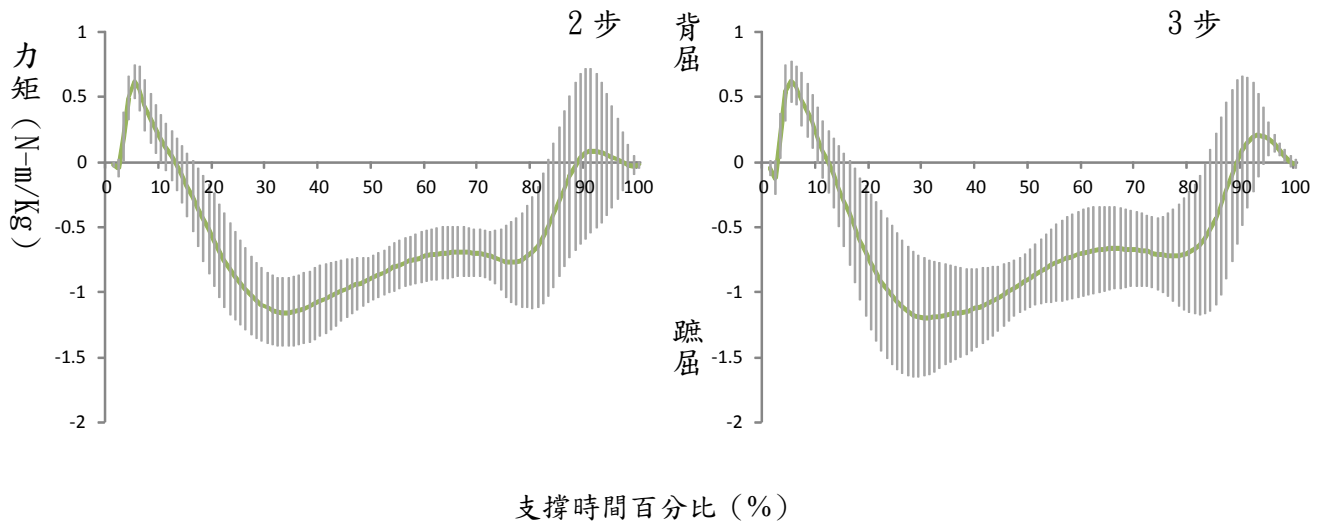


圖 18 踝關節支撐期在 X 軸向力矩變化

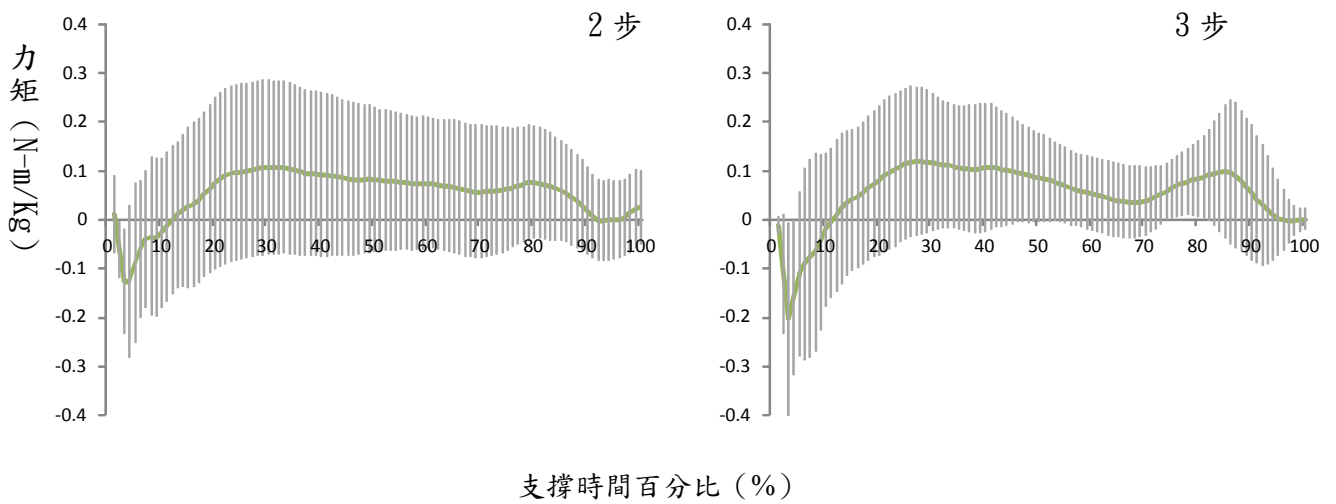


圖 19 踝關節支撐期在 Y 軸向力矩變化

四、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 8 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，髁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 8 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

	髁關節著地	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 9 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 9 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

	髁關節著地	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*

* $p < .05$

肆、結語

在動作形態上，二步與三步雖然是不同的動作，但由表 4 及表 5 的資料發現，從著地瞬間及支撐階段的變化並沒有差異，而圖 5~7 可發現到動作形態是類似的，亦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 11~13 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。此外，觀察關節角速度（圖 5~7）及關節肌肉力矩的資料部分（圖 14~19），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 3 可知，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）。

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 5、圖 8 與圖 14，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 6、圖 9 與圖 16，在支撐前期部分，刚开始膝關節逐漸屈曲，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 7、圖 9 及圖 18，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 8 相關參數部分，二步的髌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 9 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，建議用較大的髌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。

伍、參考文獻

- 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。
- 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。
- 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 (2007)。羽球運動—教學與訓練。臺北市：品度股份有限公司。
- 許樹淵 (1997)。運動生物力學。臺北市，合記圖書出版社。
- 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。
- 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。

- Bartonietz, K. E. (1994). Rotational shot put technique: biomechanic findings and recommendations for training. *Track and Field quarterly Review*, 94 (3), 18-29
- Frederick, E. C., & Hagy, J. L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2, 41-49.
- 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
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2, 367-379.
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2007). Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*, 22, 827-833.
- 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：_____

研究者：林恆雯

