國立臺灣師範大學運動與休閒學院體育學系

博士論文

Department of Physical Education

College of Sports and Recreation

National Taiwan Normal University

Doctoral Dissertation

應用慣性感測器及無線足壓鞋墊對羽球步伐之探討

Using inertial measurement unit and wireless foot plantar pressure insoles to measure the footwork of badminton.

劉宗翰

Liu, Tsung-Han

指導教授：相子元 博士

Advisor: Shiang, Tzyy-Yuang, Ph.D.

中華民國 110 年 7 月

July 2021

謝辭

在從事研發工作多年以後，還是難以忘卻心中就讀博士的夢想，讓我重拾書本再次踏入學術的殿堂，但也讓我在六年多的求學歲月，經歷工作、家庭、學業的難以兼顧的忙碌生活，過程中都有些挫折及萌生放棄的念頭，但好在一路上有師長、研究夥伴、工作同仁及家人的陪伴及鼓勵下，才能繼續朝著既定的目標步步邁進，回想求學過程的甘苦，要感謝的人很多，謝謝你(妳)們的支持，我才能夠順利完成我的博士學位及論文。

深感榮幸及衷心感謝指導教授 相子元博士，展現對於學術研究及產業應用的前瞻思維及開闊視野，高效率的時間管理及認真的做事態度，讓我效法學習吸取豐富的養分及知識，再次感謝。同時，也感謝口試委員 何金山教授兼所長、 許維君教授、 翁梓林教授兼院長及 劉強教授等師長，對於論文給予許多寶貴的建議，使得論文的內容得以更加完整與豐富，在此謹獻上誠摯的謝意。

感謝 TY Lab 及台科大的研究夥伴們，感謝周奕呈學弟、楊珮瑜學妹、楊琇甯學妹、趙家佑學弟、唐彥珊學妹、方麒堯學弟、姜俊瑋學弟、黃冠勛學弟、謝長欣學妹等協助論文/投稿實驗數據蒐集及分析工作，感謝優秀的學弟們 李尹鑫博士、 陳韋翰博士、陳家祥博士在統計數據分析及論文/投稿撰寫方向提供不錯的建議，感謝陳伊蘋學妹協助處理學校的相關行政流程及資料，也感謝一起努力打拼 林羿志博士，相互鼓勵打氣一起完成博士學業，誠摯感謝海洋大學 張少遜學長及台科大 陳儷今教練，動員學生參與研究。

感謝勝利公司的 黃建峯協理及 陳庶榮總經理，在工作中給予我最大的彈性及協助，讓我可兼顧工作及學業。感謝一路上灌溉我學術養分的啟蒙 邱奕志教授、 吳四印教授在宜蘭大學期間幫我打下的學術研究基礎。感謝宜蘭大學 鄧正忠教授，指引朝向運動生物力學領域發展，才能造就完成博士學位的我。

感謝支持我的家人，謝謝父親 劉長樹先生及母親 石雪英女士的支持與教導，叔叔劉長政教授一直是我學習效仿的榜樣，妹 劉怡青小姐及弟 劉治宏先生對於家庭的相互包容及協助，及最感謝妻子 黃心穎小姐，兒 承宇及承熙的體諒及支持，讓我可以任性地去追逐我的博士夢。最後，歷經 12 年的積累，終於完成博士的夢想，送給自己「不惑之年」的生日禮物，也呈獻給我最深愛的祖母 劉戴順妹女士，今日終於達成祖孫的約定。

劉宗翰

謹誌於 宜蘭 2021.07

應用慣性感測器及無線足壓鞋墊對羽球步伐之探討

2021 年 7 月

研 究 生：劉宗翰
指導教授：相子元

摘要

前言：過去量化羽球步伐下肢動力學參數，普遍是在實驗室的情境下利用測力板進行實驗，但最近穿戴裝置蓬勃發展具價格便宜、體積小、減少身體的干擾等優勢，逐漸廣泛應用於運動量測。目前許多研究利用慣性感測器及無線足壓系統來測量運動的負荷、動作的辨識及下肢動力學等應用。**目的**：應用慣性感測器及無線足壓鞋墊，了解不同羽球步伐動作的下肢動力學參數、加速度參數及動作差異，作為未來發展智慧羽球鞋參考依據。**方法**：招募 15 名大專男子羽球選手進行實驗，進行羽球步伐訓練動作，同時量測雙腳的垂直地面作用力(Vertical ground reaction force, VGRF)、壓力中心(Center of pressure, COP)軌跡及加速度峰值等指標。**結果**：在 11 個羽球步伐訓練的慣用腳及非慣用腳呈現顯著性差異，證明羽球運動的雙腳是非對稱性；IMU 的加速度峰值可以分辨不同的羽球動作在垂直、左右及前後方向的貢獻度皆有不同，IMU 可以用來量化羽球步伐特徵；COP 軌跡能辨識步伐間的差異，可以做為羽球步伐動作之參考。**結論**：VGRF、COP 軌跡及加速度峰值可以用來評估羽球專項動作特徵，無線足壓系統的 VGRF 與 COP 軌跡資料，可以應用於羽球專項訓練，做為了解下肢動力學的參數依據。

關鍵字: 慣性感測器、足底壓力鞋墊、羽球、步伐

Using inertial measurement unit and wireless foot plantar pressure insoles to measure the footwork of badminton

July, 2021

Author: Tsung-Han Liu
Advisor: Tzyy-Yuang Shiang

Abstract

Experiments to quantify the kinetic parameters of the lower limb of a badminton footwork were generally carried out in a laboratory setting using force plates. Recently, wearable devices have been developed to be cheaper, smaller and less physically intrusive, and increasingly used for sports measurement. Many current studies use inertial measurement unit (IMU) and wireless plantar pressure insoles for applications such as load measurement, movement recognition and lower limb kinetic parameters. **Object:** To quantify the lower limb kinetic parameters, acceleration parameters and movement differences in footwork movements using IMU and wireless foot pressure insoles, which will serve as references for the future development of smart badminton shoes. **Methods:** Fifteen college badminton players were recruited, the vertical ground reaction force (VGRF), center of pressure (COP) trajectory and peak acceleration of the feet were measured. **Results:** Significant differences were found between the racket-side and non-racket-side feet in footwork training. The acceleration peaks can distinguish between the vertical, medial-lateral, and anterior-posterior contributions of different footwork movements, and the IMU can be used to quantify footwork characteristics. The COP trajectory identifies the difference of footwork and can be used as references for the footwork movement. **Conclusion:** The VGRF, COP trajectory and acceleration peaks can be used to assess footwork movement characteristics in badminton. The VGRF and COP trajectory data from the wireless plantar pressure system can be applied to badminton footwork training as a parameter for understanding lower limb kinetic parameters.

Keywords: Inertial measurement unit, Plantar pressure insole, Badminton, Footwork.

目　次

謝辭……i

中文摘要……ii

英文摘要……iii

目次……v

表次……viii

圖次……ix

第壹章　緒論……1

第一節　前言……1

第二節　問題背景……3

第三節　研究目的……3

第四節　研究假設……4

第五節　研究範圍與限制……4

第六節　名詞操作定義……5

第七節　研究之重要性……5

第貳章　文獻探討……6

第一節　羽球運動之相關研究……6

第二節　羽球步伐與跳躍之相關研究……7

第三節　足底壓力鞋墊系統之相關研究……8

第四節　慣性感測器之相關研究……11

第五節　文獻總結.....14

第參章　實驗方法.....15

第一節　研究對象.....15

第二節　測量儀器與設備.....15

第三節　實驗流程.....17

第四節　資料收集與分析.....19

第五節　統計方法.....22

第肆章　結果.....23

第一節 VGRF 結果.....23

第二節 IMU 各軸加速度峰值結果.....30

第三節 COP 軌跡結果.....34

第伍章　討論.....40

第一節 羽球步伐之 VGRF 的探討.....40

第二節 羽球步伐之 IMU 的探討.....44

第三節 COP 軌跡的應用.....46

第四節 結論與建議.....48

第陸章　參考文獻.....50

附錄一　實驗受試者須知.....57

附錄二　實驗受試者同意書.....58

附錄三　實驗受試者基本資料表.....59

表　次

表 3-1　受試者基本資料…….....15

表 4-1　11 個專項動作的慣用腳與非慣用腳 VGRF 數據結果.....25

表 4-2　11 個羽球專項動作之雙腳 VGRF 對稱性分析.....26

表 4-3　VGRF 與 IMU 各軸向之相關性……30

表 4-4　11 個專項動作的 VGRF 與 IMU 各軸向數據結果……31

表 4-5　三軸合加速度與垂直、左右及前後軸向的相關性分析…….33

圖　次

圖 2-1　pedar®壓力鞋墊系統……9

圖 2-2　ARION 智慧鞋墊……...9

圖 2-3　Loadsol® 無線足壓鞋墊系統……10

圖 2-4　Lisole 無線足壓鞋墊系統……10

圖 3-1　Capture. U IMU 裝置.....16

圖 3-2　Lisole 無線足壓鞋墊.....16

圖 3-3　Ipad 7 平板.....16

圖 3-4　P7810 實驗鞋.....16

圖 3-5　實驗流程圖……..18

圖 3-6　實驗方法……19

圖 3-7　Lisole Full Insterller 1.4.1 軟體介面……20

圖 3-8　Vicon Capture.U Desktop 1.3 軟體介面……..21

圖 3-9　擷取各軸加速度峰值……..21

圖 4-1　不同步伐地面反作用力與步態週期的關係.....24

圖 4-2　不同跳躍地面反作用力與步態週期的關係……..24

圖 4-3　11 個專項動作慣用腳與非慣用腳 VGRF 數值.....27

圖 4-4　步伐非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖.....27

圖 4-5　步伐慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖……28

圖 4-6　跳躍非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖.....28

圖 4-7　跳躍慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖.....29

圖 4-8　步伐與跳躍的雙腳 VGRF 分佈情況.....29

圖 4-9　11 個專項動作的 IMU 加速度峰值資料.....32

圖 4-10　步伐訓練-IMU 各軸貢獻度(%)……32

圖 4-11 跳躍訓練-IMU 各軸貢獻度(%)……..……33

圖 4-12 右前步伐 COP 軌跡圖……..……35

圖 4-13 正前步伐 COP 軌跡圖……..……35

圖 4-14 左前步伐 COP 軌跡圖……..……36

圖 4-15 三個上網步伐的 COP 軌跡圖……36

圖 4-16 右側步伐 COP 軌跡圖……37

圖 4-17 左側步伐 COP 軌跡圖……37

圖 4-18 兩側步伐的 COP 軌跡圖……38

圖 4-19 五種步伐的 COP 軌跡圖彙整……39

第壹章　緒論

第一節　前言

羽球運動是世界上風行的運動之一(Kwan, Cheng, Tang, & Rasmussen, 2010)，尤其以亞洲地區最為興盛，幾個亞洲國家如馬來西亞、印尼等，更將羽球運動視為國球來發展。羽球是我國運動人口非常多的球類項目之一，根據教育部體育署統計，從事羽毛球運動人口高達 3 百萬人，為最多人接觸之運動。顯示羽球運動在台灣的盛行程度。台灣羽球運動的發展分運動休閒及專業競技等兩個方向，在運動休閒方面，我國每年舉辦的清晨盃業餘羽球比賽，參賽人數可達 5 千人的參與，參賽人員遍及六大洲，可謂國際級羽球業餘比賽的盛事；另外運動競技方面，台灣羽球競技成績也相當優異，中華台北羽球代表隊在 2017 年臺北世界大學運動會奪下 5 金 3 銅佳績，也在 2018 年雅加達亞運會中勇奪女單金牌 (戴資穎)、男單銀牌 (周天成)、男雙銅牌 (李洋、李哲輝)、男子團體銅牌等佳績，同時我國好手戴姿穎選手(女子單打)，周天成及王子維選手(男子單打)，李洋與王齊麟選手(男子雙打)也取得 2021 年東京奧運會羽球參賽資格，顯示台灣在競技羽球運動發展上具有相當的優勢與前景。

羽球是一項高強度的運動，包括跳躍、跨步和改變方向等運動模式(Kimura, Ishibashi, Tsuda, Yamamoto, Tsukada, & Toh, 2010 ; Shariff, George, & Ramlan, 2009)。羽球跨步落地的動作使用的機率佔單打比賽 15% (Kuntze, Mansfield, & Sellers, 2010)，羽球運動模式的訓練主要集中在上網跨步的動作(Alcock & Cable, 2009; Kuntze et al., 2010; Fu, Ren, & Baker, 2017)。羽球是慣用手擊球的運動，不同方向擊球的跨步落地策略也會不同(Hung, Hung, Chang, Wang, Ho, & Lin, 2020)。探討羽

球跨步落地的動力學和運動學可以為提高運動成績提供生物力學資訊，並為教練和球員提供在訓練和比賽中預防受傷的參考(Hu, Li, Hong, & Wang, 2015)。

穿戴技術的進步使得在臨床或“現場 ”環境中量化動力學參數成為可能，但對 VGRF 的估計還沒有接近實驗室的黃金標準測量。已有穿戴設備如壓力鞋墊逐漸被使用來測量 VGRF (Jiang, Napier, Hannigan, Eng, & Menon, 2020)。透過 Pedar 足壓系統，蒐集羽球跨步動作的 VGRF ，平均壓力及接觸面積等足部受力參數(Hong, Wang, Lam, & Cheung, 2014 ; Hu et al, 2015)，近年來 Novel Loadsol 無線足壓系統是一個有效的、準確可靠的工具，可用於跳躍、行走和跑步的無線地面反作用力測量(Burns, Zendler, & Zernicke, 2019 ; Renner, Williams, & Queen, 2019)。Loadsol 裝置具有不錯的信效度，可用於評估著地過程中動力學的工具(Peebles, Maguire, Renner, & Queen, 2018)。然而目前市售已有穿戴式裝置是將 IMU 與無線足壓系統做結合，如智慧鞋 (小米智能鞋、NIKE 智慧鞋)，此做法不僅增加便利性，也減少量測時的外在干擾因子。

慣性量測感測器 (inertial measurement units, IMU) 是目前廣為使用的感測器，其中包含加速規 (Accelerometer) 及陀螺儀 (Gyroscope)，是利用壓電晶片來感測運動學中之加速度與角加速度參數，以輸出之電壓值表示測得之數據 (Khoshnoud & De Silva, 2012)。目前許多研究或穿戴產品是透過將 IMU 放置於手腕、腰上或鞋子上來進行動作偵測。使用 IMU 判斷跑步落地的觸地角度的結果呈現 0.99 的高度相關(Shiang, Hsieh, Lee, Wu, Yu, Mei, & Tai, 2016)，研究結果顯示 IMU 可以區分出走、跑、跳的差異及高、低強度的差異(Lee, Ho, Shih, Chang, Robert, & Shiang, 2015)，另外在網球領域有研究應用 3 個 IMU，透過演算法的計算，已經能分辨出步伐動作的辨識率達 76%，準確率達 95% (Büthe, Blanke, Capkevics, & Tröster, 2016)。目前羽球相關的 IMU 研究使用 IMU 和影像分析針對後場繞頭擊球動作，並確定繞頭擊球導致較高的受傷風險(Sasaki, Nagano, & Ichikawa, 2018)。使用 11 個 IMU 測

量與 3D 動作分析比對並探討跨步落地的運動學及動力學參數的相關性(Bessone, Petrat, & Schwirtz, 2019)。以及使用 IMU 和 3D 影像，跳殺動作的下肢受力情況及 ACL 受傷的探討分析(Kimura et al., 2010; Kimura, Ishibashi, Tsuda, Yamamoto, Hayashi, & Sato, 2012)。

羽球運動有許多的足部步伐移動及跳躍動作，也是影響下肢運動負荷的主要因子，因此透過 IMU 與無線足壓系統來量測運動時的足部動作情形，藉此推估下肢動力學參數應該是預期可行的。

第二節　問題背景

羽球運動是非常仰賴步伐移動擊球的能力，訓練的重點涵蓋了步伐及跳躍等專項動作。隨著感測技術與設備的發展，IMU 感測器及無線足壓鞋墊的量測數據，對於羽球的專項動作研究具有成本效益、便利性，客觀地評估羽球步伐及跳躍的下肢動力學參數，可作為羽球訓練之參考。

第三節　研究目的

一、了解羽球步伐及跳躍的慣用腳與非慣用腳 VGRF 參數。

二、探討羽球步伐及跳躍在各軸向 IMU 加速度峰值。

三、足底壓力鞋墊的 COP 軌跡，是否能辨識不同步伐動作的差異。

四、VGRF、COP 軌跡及加速度峰值是否能做為下肢動力學參考數據。

第四節　研究假設

一、VGRF 與垂直方向的加速度峰值呈現高度相關。

二、以無線足壓系統提供 VGRF 與 COP 等資料，可以做為羽球步伐運動的下肢受力的參考依據。

三、以 IMU 的三軸合加速度峰值為效標，確認並量化不同羽球動作下相對應的各軸加速度資料，提供將來羽球訓練上的 IMU 演算法理論基礎。

四、IMU 與 VGRF 資料可評估羽球專項動作的特徵。

第五節　研究範圍與限制

一、本實驗針對大專男子羽球選手，因此無法適用於不同族群進行推論。

二、受試者能力經兩位大學羽球教練確認能勝任本研究的 11 個專項訓練。

三、由於受試者腳尺碼不同，使用同型號不同尺碼的羽球鞋做為測試鞋。

四、本研究安排餵球員發球讓受試者移動擊球，場邊由教練確認選手的擊球的位置及方向，視為成功的擊球動作。

五、本研究採取連續擊球 5 次的動作過程與真實比賽情境仍有落差。

六、足壓鞋墊放置於羽球鞋內，IMU 放置於後跟位置，減少受試者的動作時的干擾或影響。

七、本研究無線足壓設備無法提供足壓分布的壓力參數資料輸出，因此無法提供足壓變化受力分析圖。

八、本研究無線足壓設備僅透過足壓墊測量壓力及接觸面積計算出地面反作用力，所以地面反作用力發生的位置及接觸地面的位置皆與過往測力板測量的條件略有不同。

第六節　名詞操作定義

一、步伐：將右前、正前及左前的三個方向為上網步伐、左右兩側移動步伐為兩側步伐、左右後場兩側移動步伐為後退步伐，這七個方向的移動步伐綜合訓練的項目，定義為步伐。

二、跳躍:將右側跳躍、左側跳躍、單腳跳躍及雙腳跳躍等四種跳躍擊球動作定義為跳躍。

三、慣用腳:為著地動作過程中負責主要著地的腳(main landing foot) (Nadzalan, Azmi, Mohamad, Lee, Tan, & Chinnasee, 2018; Lee, & Loh, 2019)。

第七節　研究之重要性

一、透過無線足壓系統的量測，可以記錄羽球步伐及跳躍動作過程，垂直方向的地面反作用力及COP軌跡等資料，可以做為辨識羽球步伐的參數。

二、以IMU效標，確認並量化羽球步伐動作，透過各軸向的峰值及貢獻度，提供羽球步伐的特徵資料。

三、提供羽球步伐及跳躍的下肢動力學參考依據，協助教練有系統性規劃訓練週期，減少運動傷害的風險。

四、透過羽球步伐及跳躍的下肢動力學參數，亦可提供羽球鞋功能性設計之參考。

第貳章　文獻探討

過往羽球專項訓練的下肢動力學研究多是以測力板作為量化下肢訓練負荷的方式，現今隨著穿戴科技的蓬勃發展已有許多文獻是以 IMU 裝置及無線足壓鞋墊系統的量化方式，證實能提供選手及教練作為了解下肢動力學參數的依據。本章節從 IMU 與足壓鞋墊等相關文獻中提出量化羽球專項動作的下肢動力學參數及對應的特徵，並確認 IMU 及無線足壓鞋墊能量化羽球運動訓練下肢負荷的參數。

第一節　羽球運動之相關研究

羽球是世界上最為普遍與風行的運動之一 (Kwan et al., 2010)全球大約有2億的運動人口(Phomsoupha & Laffaye, 2015)。羽球適合於各個年齡層的人，再加上一般的羽球運動並不受性別、場地及技術上的限制，因此這項運動普遍見於俱樂部或學校以及公園等地方。羽球也是我國運動人口非常多的球類項目之一，根據教育部中華民國106年運動現況調查顯示，國內約有100萬羽球運動人口，最近體育署的統計資料更顯示出國內羽球人口已經達300萬，創下歷史的新高。羽球運動是一項富有趣味、多變性及具有挑戰性的活動。它可以是激烈的競技運動，也可以是適合各種年齡層的休閒運動，作為競技羽球運動的目的是追求最佳表現，而休閒羽球運動則是以健康為導向。一般的民眾在從事羽球運動時，不論大小都可以盡情的享受打球的樂趣與成就感，其運動量也可以隨著個人的年齡及身體狀況，做適度的調整(王春貴、林瑞興，2010)。然而不論是休閒或競技羽球運動，運動強度的掌控都是值得注意的，因為過度運動強度容易導致傷害的發生，而過低的運動強度則無助健康或運動表現的增益。根據研究統計羽球受傷在所有運動傷害中排名第六，近一半

的羽球運動傷害發生在下肢(Phomsoupha & Laffaye, 2020)。羽球運動中最常見的受傷原因是轉彎的動作（即轉彎、改變方向、轉移重心或扭轉）（佔34.4%），其次是一般動作（即跑步、移動側面或後退（佔22.5%），跳躍或跳躍落地(佔18.2%) (Reeves, Hume, Gianotti, Wilson, & Ikeda, 2015)。所以羽球運動傷害與步伐或跳躍造成的下肢受力情況息息相關。

第二節　羽球步伐與跳躍之相關研究

羽球運動俗話說:「七分在腳，三分在手」說明了羽球運動步伐移動的重要性，許多研究探討羽球是一項高強度的運動，包括跳躍、跨步和改變方向等運動模式(Kimura et al., 2010; Shariff et al., 2009)。然而羽球步伐的專項動作訓練包括很多急轉急停、前進後退、左右折返、跨步落地、跳躍擊球等動作型態，對於雙腳的負荷是很高的，而且根據實際的經驗也可以觀察了解在步伐移動的過程中會有慣用腳與非慣用腳存在著不同的動作型態。過往相關探討羽球步伐的下肢動力學研究發現，跨步落地的VGRF得知右前步伐為2.21±0.45 BW，左前步伐為2.34±0.52 BW，右後步伐為2.06±0.60 BW，左右步伐為1.78±0.44 BW (Hung et al., 2014)，彙整相關跨步落地的研究結果約為2.5 BW (Phomsoupha & Laffaye, 2015)。之前研究針對19位馬來西亞羽球專業選手進行跳殺動作的研究，跳躍落地的VGRF為 3.1±0.3 BW (Ramasamy, Usman, Sundar, Towler & King, 2021)。另外，針對羽球步伐動作使用機率的研究，羽球跨步落地的動作使用的機率佔單打比賽15% (Kuntze et al., 2010)，針對世界頂尖的選手作為研究對象，透過賽事影像分析整理使用步伐機率，研究結果在女單項目跨步落地佔12%，男子單打跨步落地佔27% (杜冠樺、黃淑玲、劉宗翰、黃建峯、許維君與相子元，2014)，顯示跨步落地是羽球專項動作中使用機率相當高的技術，羽球運動模式的訓練主要集中在上網跨步落地的步伐動作(Alcock

& Cable, 2009; Kuntze et al., 2010; Fu et al., 2017)。羽球是慣用手擊球的運動，不同方向擊球的跨步落地策略也會不同(Hung et al., 2020)。步伐動作通常是在揮動球拍的情況下進行的，沒有實際擊球會發現揮拍和步法之間的落點策略有差異，訓練的效果可能會降低 (Hung et al., 2020)，跨步落地動作可能導致肌肉疲勞、不適、疼痛及受傷的情況(Hu et al., 2015)。然而，羽球訓練計畫也應特別注重後退步法動作，研究顯示核心肌力能提供軀幹有用的控制能力。(Huang, Lee, Lin, Tsai, & Liao, 2014)，另外在做跨步步伐的動作時，伸膝的動作和軀幹的控制會提供更好的平衡控制和重心轉移能力(Huang et al., 2014)。因此探討羽球跨步落地的動力學和運動學可以為提高運動成績提供生物力學資訊，並為教練和球員提供在訓練和比賽中預防受傷的參考(Hu et al., 2015)。

第三節　足底壓力鞋墊系統之相關研究

足底壓力感測裝置早期是應用於糖尿病足的偵測，糖尿病患者因為末梢神經的病變，造成病患無法感受到足部受傷所產生的疼痛，使傷口容易惡化或潰瘍，透過觀察患者的足底壓力分佈，了解是否有壓力過於集中或特定部位壓力過大情形，能避免糖尿病足的發生，不過隨著足底壓力測量技術的發展漸漸成熟，足底壓力感測裝置也被應用於鞋子相關研究與日常生活監控。Novel pedar®壓力鞋墊系統是一款國際研究常用的產品，能準確地描繪出動作過程中，雙腳的足底壓力的輪廓與身體重心的位移，常被應用於學術研究與醫療復健領域；然而 pedar®在高感測器數量與高擷取頻率的需求下，使其成本相當高，且為了傳輸大量數據，穿戴時需額外於腰上放置傳輸器，實際應用也就只侷限於學術研究單位與專業醫療中心。過去也已經透過 Pedar 足壓系統，蒐集羽球跨步動作的 VGRF、平均壓力及接觸面積等足部受力參數(Hong et al., 2014; Hu et al., 2015)。

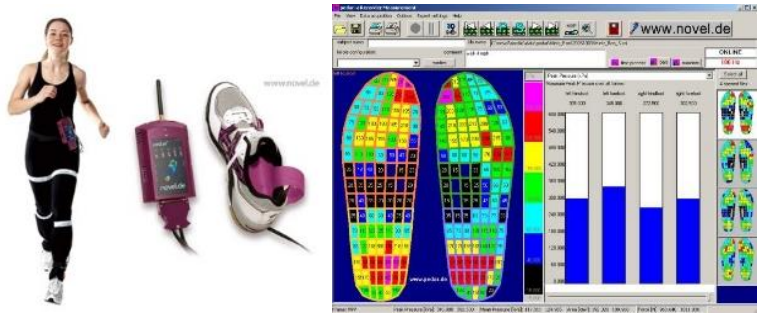

圖 2-1 pedar®壓力鞋墊系統

荷蘭公司推出的「ARION」智慧鞋墊就是將壓力感測器結合了加速規、陀螺儀、GPS，透過一雙智能鞋墊，記錄你的跑步路徑、步頻、步長、平衡、穩定等參數，並提供即時的語音提醒，根據訓練的情況調整課表及菜單，成為你的專屬電子教練，而開發團隊 ATO-GEAR 持續透過壓力感測器與慣性感測器所擷取的大量數據，未來繼續開發更多功能與應用可能性，讓使用者體會到運動科學與智慧穿戴科技對於運動的創新價值。

圖 2-2 ARION 智慧鞋墊

Novel Loadsol® 系統是一個有效的、準確可靠的工具，取樣頻率可達 100-200 Hz，足壓鞋墊產生壓感訊號透過資料暫存盒處理，以藍芽傳輸至平板的 app 程式，即可完成資料的蒐集且因為是無線的裝置也減少使用時的干擾及不便。目前已經逐漸廣泛應用於跳躍、行走和跑步的無線地面反作用力測量。(Burns et al., 2019; Renner et al., 2019)。Loadsol 裝置具有不錯的信效度，可用於評估著地過程中動力學的工具。(Peebles et al., 2018)。

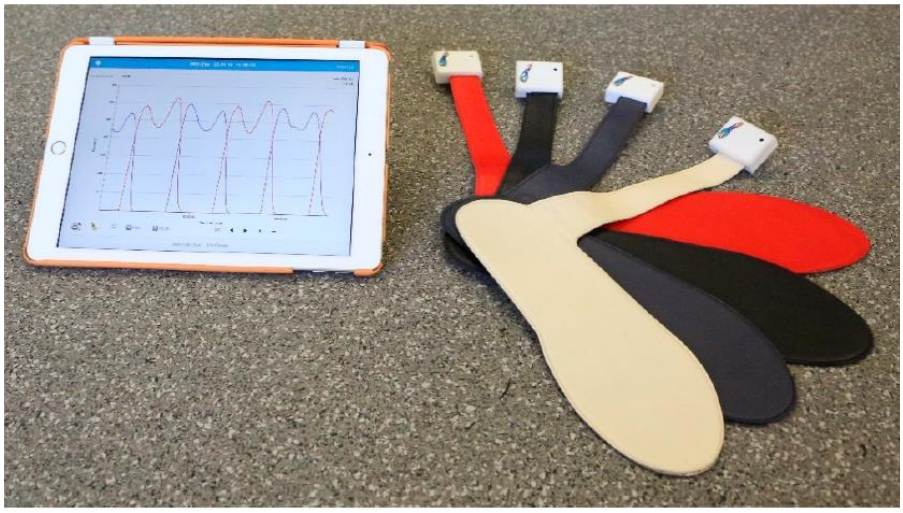

圖 2-3 Loadsol® 無線足壓鞋墊系統

目前國內廠商也有推出 Lisole 無線足壓系統，經過與 Pedar-X 有線足壓系統的比對研究，在行走或跑步時兩者的地面反作用力呈現高度相關性，證實 Lisole 具有不錯的量測效度(楊珮渝、唐晏珊與相子元，2020)。隨著穿戴技術的進步使得在臨床或“現場 ”環境中量化動力學參數成為可能，目前已經有研究使用足底壓力鞋墊來測量 VGRF (Jiang et al., 2020)。

圖 2-4 Lisole 無線足壓鞋墊系統

第四節　慣性感測器之相關研究

近年來隨著微機電系統 (Micro Electro Mechanical System, MEMS) 發展成熟，由於感測器日漸精準且體積更加小巧、便於攜帶，使得感測技術於運動科學之應用與運動生物力學之動作偵測變得普遍且容易。慣性量測感測器 (Inertial Measurement units, IMU) 是目前廣為使用的感測器，其中包含加速規 (Accelerometer) 及陀螺儀 (Gyroscope) 兩種感測器，是利用壓電晶片來感測運動學中之加速度與角加速度參數，以輸出之電壓值表示測得之數據 (Khoshnoud & De Silva, 2012)。因為其體積小、價格合理、對身體活動干擾少，所以在很多步行或跑步的研究中常用到 (Lee et al., 2015)，近幾年來也利用三軸加速規製成的攜帶式身體活動量檢測儀 (如：Caltrac、ActiGraph、Tritrac R3D、RT3) 結合了垂直、水平和橫向軸向的動作資料，能夠長時間、準確地提供身體活動消耗量。由於陀螺儀測得的是物體轉動的角速度，經常應用於人體動作分析與關節活動角度相關的研究，更進一步延伸應用到跑步運動傷害之預防，利用陀螺儀偵測長時間跑步時足部內旋動作的變化，作為足部疲勞之依據，提供跑者因運動學上異常而可能造成傷害之相關訊息，或是不同步態的足部動作特徵(Lee et al., 2015; Shih, Ho, & Shiang, 2014)，市面上也推出了應用此概念的產品(Runscribe)，可以監控跑步時足部的動作特徵，包含著地策略、著地衝擊以及內旋角度...等。

垂直地面反作用力(VGRF) 是行走過程中地面反作用力的最大組成部分。在行走過程中，導致每一步的力量大於一個體重(BW) (Jiang et al., 2020)，在生物力學領域，測量GRF的黃金標準是使用測力板方式。但測量技術僅限於實驗室環境，經過校準的測力平臺系統精確測量VGRF，但這限制了相關結果的適用性(Guo, Storm, Zhao, Billings, Pavic, Mazzà, & Guo, 2017)。公認的標準動作捕捉系統大多是基於室內實驗室的設備設置，這限制了對室外比賽環境和潛在的運動員表現的模擬

(Lapinski, Brum Medeiros, Moxley Scarborough, Berkson, Gill, Kepple, & Paradiso, 2019)。過往VGRF的測量需要一個力板、內嵌力板的跑步機或是將力板嵌入到地面的走道。這種測量方法的缺點包括設備成本、空間要求，以及在實驗室環境中測試的局限性，而不是在自然（"野外"）環境中。(Jiang et al., 2020)。現今幾乎所有穿戴裝置都變得更小、更便宜，使感測器能夠無縫結合所有的東西進行相關的量測(Lapinski et al., 2019)。IMU是用來研究量化運動資料的工具，可以簡單的方式提供有價值的資料(Bessone et al., 2019)。雖然目前已經成功地將這些小型可穿戴設備放在運動員身上，並將運動員從實驗室環境中轉移出來，但運動領域的資料應用仍然受到範圍和取樣速率的限制(Lapinski et al., 2019)。研究指出雖然IMU裝置可以在實際的運動環境下蒐集位置，但不如3D運動捕捉系統獲得的位置準確(Lapinski et al., 2019)。現今市面上的已經有許多設備都可以連接安裝置於球鞋。(Cheung, Zhang, Chan, An, Au, MacPhail, & Davis, 2019; Tan, Strout, & Shull, 2020)。IMU的位置越靠近地面，在落地及推蹬的過程，角速度或加速度的峰值更容易被了解和檢測。(Panebianco, Bisi, Stagni, & Fantozzi, 2018)。過去研究放置於腳上的IMU與測力板測量VGRF的平均相關係數為0.91 (Tan et al., 2020)。最近研究指出單個IMU能有效準確估計行走中VGRF峰值的大小和時間，可使用單個IMU替代測力板測量VGRF的方法(Jiang et al., 2020)。近期研究將IMU裝在球鞋上使用AI演算法來估計跑步時的VGRF (Ngoh, Gouwanda, Gopalai, & Chong, 2018)。過往相關文獻證實，使用單個的IMU進行VGRF計算是一個強有力的替代力板測量的方法(Guo et al., 2017; Ngoh et al., 2018)。另外，使用不同跳躍著地方式探討IMU與測力板透過演算法推估的地面反作用力的相關性研究，研究結果顯示用IMU推估的VGRF與測力板測得的VGRF相關性達0.93~0.96高度相關性(Setuain, Martinikorena, Gonzalez-Izal, Martinez-Ramirez, Gómez, Alfaro-Adrian, & Izquierdo, 2016)。之前研究確認以單個IMU低成本的測量方法，就能準確預測VGRF (Guo et al., 2017)。讓IMU裝置作為步

態實驗室之外可以評估行走過程中的運動學的應用(Karatsidis, Bellusci, Schepers, De Zee, Andersen, & Veltink, 2017)。Shiang等人 (2016) 使用IMU的數據與Vicon 3D動作分析數據比較判斷跑步落地的觸地角度的結果呈現0.99的高度相關；過往研究探討脛骨的加速度值與測力板的VGRF數據結果也呈現0.87的高度相關(Raper, Witchalls, Philips, Knight, Drew, & Waddington, 2018)；Lee等人 (2015) 在鞋子的後跟外側設置IMU，測量走、跑、跳三種動作在高低運動強度資料，結果顯示IMU可以區分出走、跑、跳的差異及高、低強度的差異；也有研究探討擊劍運動的跨步分析使用IMU透過資料庫的能識別高度動態及類似的動作(Malawski & Kwolek, 2016)，由於IMU裝置具有體積小、無線、方便使用，有很多研究已經開始使用IMU與實驗室設備的數據進行比較，探討使用IMU來量測、動作分析及強度的可行性，過往相關的步伐動作分析都須要在實驗室的環境下或是受限於相關設備的測量方式，造成與真實的訓練或比賽情境差異頗大，因此使用IMU裝置才能有效量化步伐的訓練數據。過去羽球相關的IMU研究範圍相當廣泛圍，Sasaki等人(2018) 針對羽球後場繞頭擊球動作，使用IMU和影像分析，並確定反手擊球導致較高的受傷風險。也有相關研究利用IMU裝置內的加速規與陀螺儀計算肘關節在羽球運動中運動學參數分析 (Jacob, Zakaria, & Tomari, 2016)。Bessone et al. (2019)使用11個IMU測量與3D動作分析比對，並探討跨步落地的運動學及動力學參數的相關性。之前研究已經驗證IMU擺放位置是有慣用手與非慣用手的差異(Wong, Ma, Liu, Chung, Bae, Fong, Ganesan, & Wang, 2019)。探討羽球的反手發球、網前球、米字步伐、跳殺等四個專項動作的內在與外在訓練負荷及IMU適合擺放的位置，結果顯示軀幹及慣用手是羽球運動適合IMU擺放位置(Liu, Chen, Shih, Lin, Yu, & Shiang, 2021)，以及B¨uthe 等人(2016)透過3個IMU裝置，能辨識揮拍及步伐等動作差異。

第五節　文獻總結

從以上文獻可知，羽球運動有許多的足部移動，特別是步伐與跳躍等專項動作，著地的衝擊及力量也是影響下肢運動負荷的主要因子，透過無線足壓設備可以走出實驗室的環境進入實際的訓練場域，融入日常訓練時量測蒐集VGRF或相關的足壓資訊，藉由IMU裝置具有體積小、無線、方便使用，能有效量化步伐的訓練數據，目前已知IMU廣為應用在羽球運動感測，其中包含加速規感測器，三軸加速規結合了垂直、水平和橫向軸向的動作資料，能夠長時間、準確地提供身體活動量，可以監控運動時足部的動作特徵，包含著地策略、著地衝擊...等。雖然目前並未有研究針對羽球運動專項訓練結合IMU及無線足壓系統來量測並了解足部動作特徵、著地策略、著地衝擊等重要參數，過往羽球跨步研究僅局限於慣用腳的分析且在實驗室的測力板的條件下才能進行實驗，但隨著無線足壓系統的進步，除了提供過往的足壓分布及壓力面積等參數，也可以提供VGRF及COP軌跡等資料，便可以解決過往研究的限制且補足之前沒有同時了解慣用腳與非慣用腳的足部動力學相關參數，因此透過IMU與無線足壓系統來量測運動時的足部動作情形，藉此推估下肢動力學參數應該是預期可行的。

第參章　實驗方法

第一節　研究對象

本研究招募 15 名大專男子羽球選手進行實驗，基本資料（年齡: 21.53 ± 1.80 歲、身高: 175.66 ± 7.29 公分、體重: 69.46 ± 9.14 公斤、球齡: 7.8 ± 3.19），半年內無四肢骨骼、肌肉、神經系統等傷害與相關疾病，每位受試者參與本實驗之前，予以告知及說明研究內容、步驟及注意事項，之後詳閱受試者須知，瞭解實驗內容後簽署受試者同意書，同意參與本實驗。

表 3-1 受試者基本資料 (n=15)

	平均數 ± 標準差
年齡 (yr)	21.53 ± 1.8
身高 (cm)	175.66 ± 7.29
體重 (kg)	69.46 ± 9.14
球鞋尺寸(cm)	27.76 ± 0.86
專項訓練時間 (yr)	7.8 ± 3.19

第二節　測量儀器與設備

一、IMU 穿戴裝置 (Capture.U, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK):

以透氣膠布將加速規黏貼在雙腳後跟位置的加速度值，擷取頻率為 1600 Hz，加速度收取範圍±200 g。

二、 無線足壓系統 (Lisole 智能感壓鞋墊，百醫醫材科技股份有限公司，台中市，台灣) ：

足底壓力鞋墊放置於雙腳的鞋內，擷取頻率 20 Hz，本研究使用軟體百醫 APP 軟體進行資料蒐集,並將原始資料匯出，進行實驗所得心跳與時間之運算。

三、Ipad 7 (iOS 13.3.1, Apple Inc., CA, USA):

開啟 Lisole app 程式，進行足壓資料的蒐集，同步錄製實驗動作的過程影像動作資料作為判斷動作分期特徵的參考，取樣頻率 30 Hz。

四、羽球鞋(P7810，勝利體育事業股份有限公司，台北市，台灣):由於受試者腳尺寸介於 265mm-300mm，特別準備同型號不同尺寸的實驗鞋進行測試。

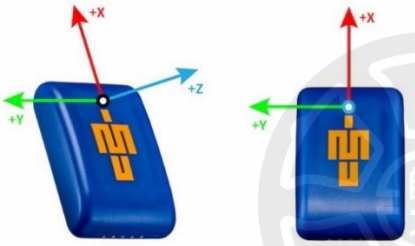

圖 3-1 Capture. U IMU 裝置

圖 3-2 Lisole 無線足壓鞋墊

圖 3-3 Ipad 7 平板

圖 3-4 P7810 實驗鞋

第三節　實驗流程

一、配戴位置

(一) 足壓鞋墊：將足壓鞋墊放置於雙腳鞋內，透過藍芽連接檢查裝置是否量測到足壓變化，取樣頻率 20 Hz。

(二) IMU：配戴於左右腳羽球鞋的後跟位置(Cheung et al., 2019; Hindle, Keogh, & Lorimer, 2020)，將 IMU 擷取頻率設定為 1600 Hz。

二、正式實驗

本研究實驗步驟(圖 3-5)開始時先請受試者穿上對應尺寸的實驗鞋，實驗鞋會先安裝好無線足壓鞋墊 (Lisole 智能感壓鞋墊，百醫醫材科技股份有限公司，台中市，台灣)，請受試者先試穿確認長度及尺寸，並於實驗鞋分別於兩腳後跟位置安置 IMU 感測器 (Capture.U, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK)，該儀器包含三軸加速規晶片、三軸陀螺儀晶片及三軸磁力計，資料擷取頻率設定為 1600 Hz，加速度測量範圍為±200g。開啟 Ipad 7 的 Lisole app 程式透過藍芽連線雙腳的足壓鞋墊並同步擷取動作過程中的影像資料(30 Hz)作為動作特徵分期的參考，完成實驗設備的設置，請受試者進行 10 分鐘暖身動作(Hong et al., 2014) 並確認 IMU 設置是考量不會影響受試者做動作的後跟位置，並確認鞋墊是可以進行羽球步伐的實驗動作。

受試者進行依序進行步伐及跳躍(圖 3-6)，每次動作開始前給予受試者感覺合適的動作頻率，並要求過程中盡量保持同頻率以完成動作，每種動作連續執行 5 次成功的擊球動作(Fu, Liu, & Wei, 2009)，實驗進行過程中同時收取 IMU、足壓資料及影像等資料。

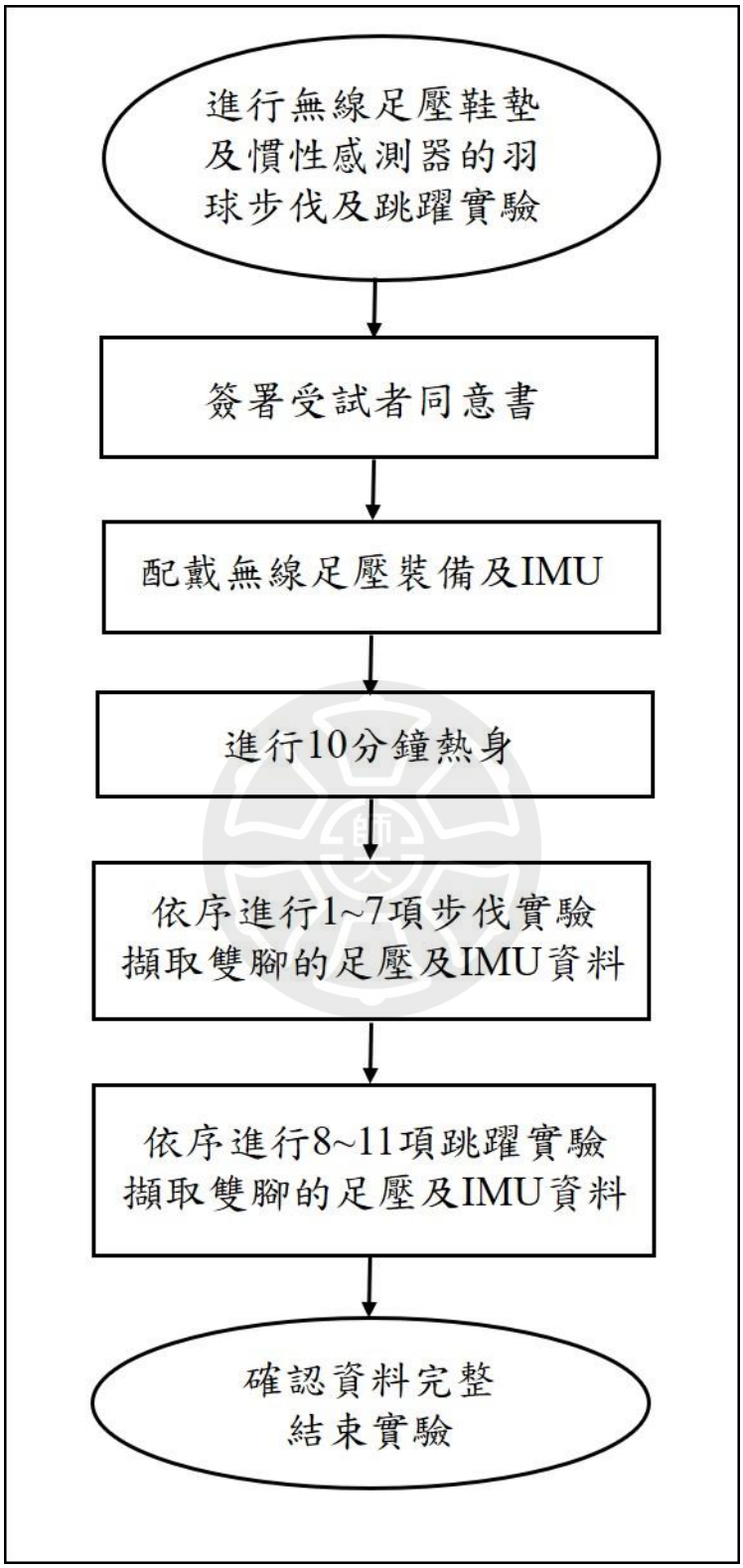
進行無線足壓鞋墊
及慣性感測器的羽
球步伐及跳躍實驗
簽署受試者同意書
配戴無線足壓裝備及IMU
進行10分鐘熱身
依序進行1~7項步伐實驗
擷取雙腳的足壓及IMU資料
依序進行8~11項跳躍實驗
擷取雙腳的足壓及IMU資料
確認資料完整
結束實驗

圖 3-5 實驗流程圖

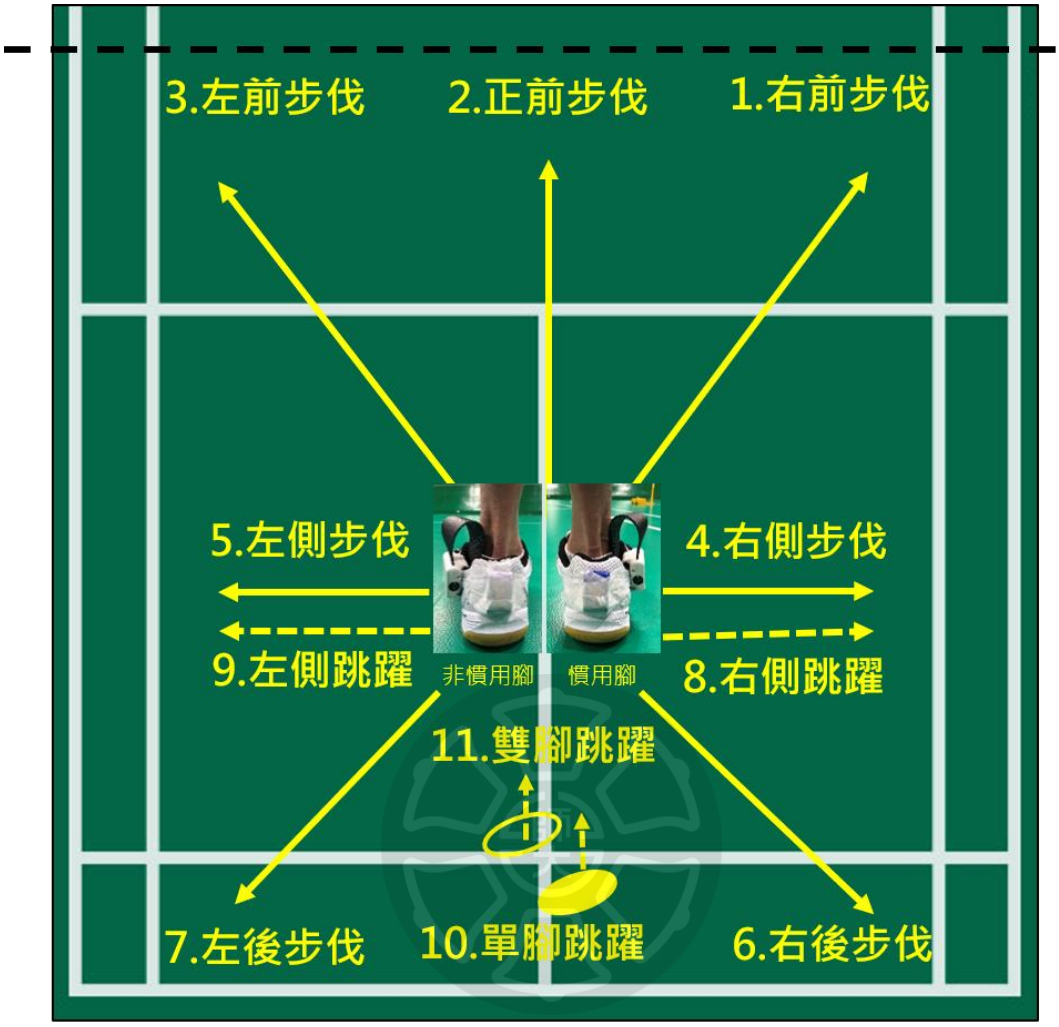

圖 3-6 實驗方法

第四節　資料收集與分析

一、足壓系統分析

本研究使用 Lisole Full Insterller 1.4.1 軟體，進行足壓訊號的擷取及匯出 VGRF 與 COP 數值，Excel 2019 以站立姿態的雙腳 VGRF 加總作為體重標準化(1BW)之依據，資料以慣用腳及非慣用腳的著地步態週期(單腳觸地到另一隻腳離地的過程)分期，VGRF 是擷取雙腳著地的第一峰值，COP 則是擷取每隻腳的後跟著地到前掌離地的過程資料。

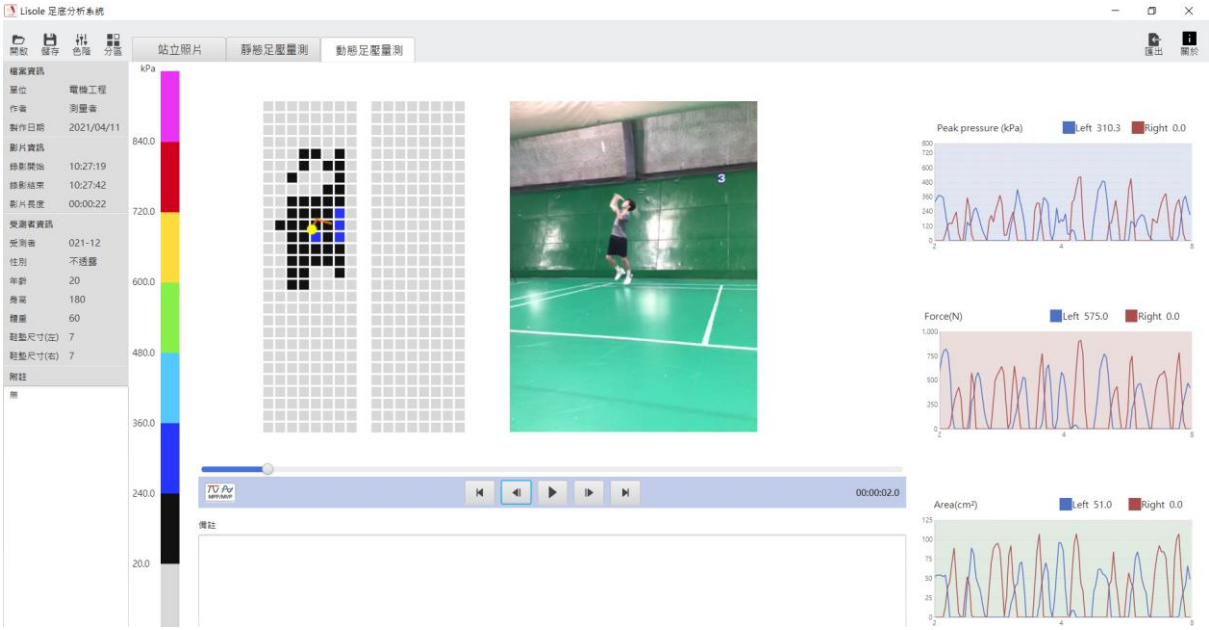

圖 3-7 Lisole Full Insterller 1.4.1 軟體介面

二、慣性感測器分析

利用 Vicon Capture.U Desktop 1.3 分析軟體匯出加速規原始訊號經過 AcqKnowledge 4.1 軟體，進行 IMU 各軸的訊號平滑化處理(smoothing)採用 mean value (windows 3/samples)進行訊號處理及絕對值處理並擷取各軸的加速度峰值資料，Excel 2019 進行後續數據分析計算三軸合加速度公式如下 (Liu, Li, Xu, & Zhang, 2020):

$$Sum = \sqrt{(VA)^2 + (ML)^2 + (AP)^2}$$

註:Sum 為三軸合加速度值;VA 為垂直方向加速度值;ML 為左右兩側方向的加速度值;AP 為前後方向的加速度值。

圖 3-8 Vicon Capture.U Desktop 1.3 軟體介面

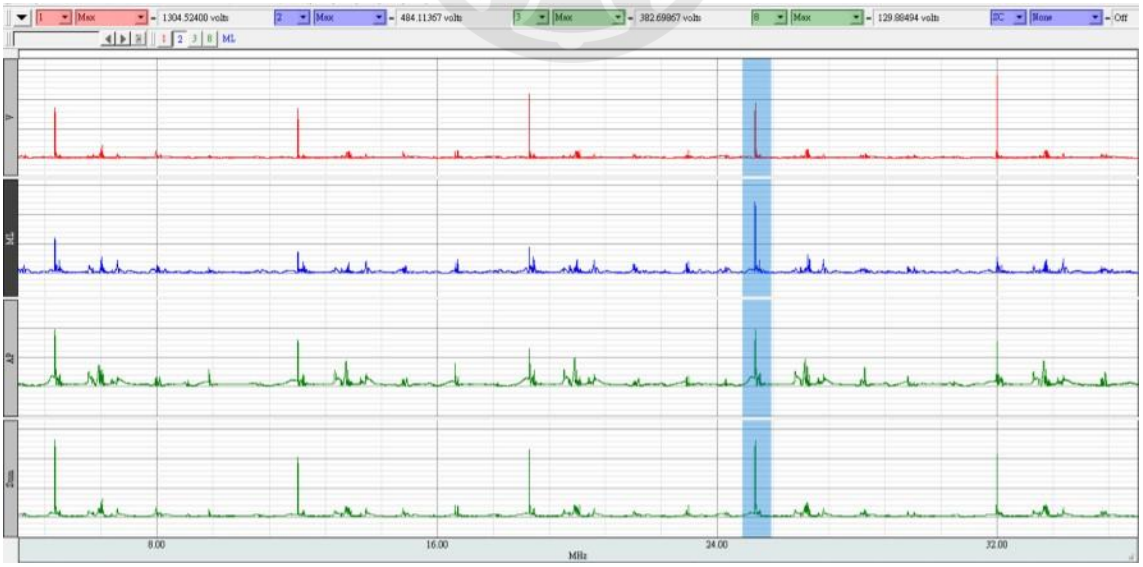

圖 3-9 擷取各軸加速度峰值

第五節　統計方法

實驗結果以使用IBM SPSS 23.0軟體，進行皮爾森積差相關 (Pearson's product-moment correlation) 分析在羽球步伐訓練下，IMU與VGRF 之間的相關性，並探討羽球運動IMU各軸加速度峰值與足底壓力峰值之間的相關性，顯著水準定為α=.05。根據以下標準評估相關程度：無：0-0.10，低度：0.11-0.3，中度：0.31-0.50，中高度：0.51-0.70，高度：0.71-0.90，完全：0.91- 1.00 (Hopkins, Marshall, Batterham & Hanin, 2009)。針對慣用腳及非慣用腳的VGRF進行成對樣本T檢定，探討雙腳的對稱性，顯著水準定為α=.05。另外，計算變異係數(coefficient of variation, CV) 以確定受試者之間IMU及加速度峰值資料的變異性(Hopkins, 2000; Ward, Evenson, Vaughn, Rodgers, & Troiano, 2005; Lam, Ding, & Qu, 2017)。變異性很低（CV<0.2），變異性小到中等（CV<0.4）(Bańkosz, & Winiarski, 2020)。

第肆章　結果

第一節　VGRF 結果

15 位受試者依序完成 11 個羽球專項訓練，呈現專項動作的慣用腳與非慣用腳 VGRF 數據結果如表 4-1 所示。根據實驗的數據顯示上網步伐的 VGRF 約 1.43 BW，跳躍的 VGRF 約 2.16 BW。此外，探討 11 個專項動作雙腳的對稱性分析(表 4-2)，可以發現慣用腳與非慣用腳的 VGRF，呈現顯著差異($P < 0.01$)，說明慣用腳與非慣用腳在羽球步伐中各自扮演不同的功能及作用。圖 4-1 為不同步伐地面反作用力與步態週期的關係，圖 4-2 為不同跳躍地面反作用力與步態週期的關係，圖 4-3 為 11 個專項動作慣用腳與非慣用腳 VGRF 數值，圖 4-4 為步伐非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，圖 4-5 為步伐慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，圖 4-6 為跳躍非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，圖 4-7 為跳躍慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，圖 4-8 步伐與跳躍的雙腳 VGRF 分佈情況，表 4-3 VGRF 與 IMU 各軸向之相關性，從表中可以看出，VGRF 與垂直、左右、前後及三軸加速度呈現低度相關($r = 0.194, p < 0.01$; $r = 0.239, p < 0.01$；$r = 0.229, p < 0.01$; $r = 0.224, p < 0.01$)。

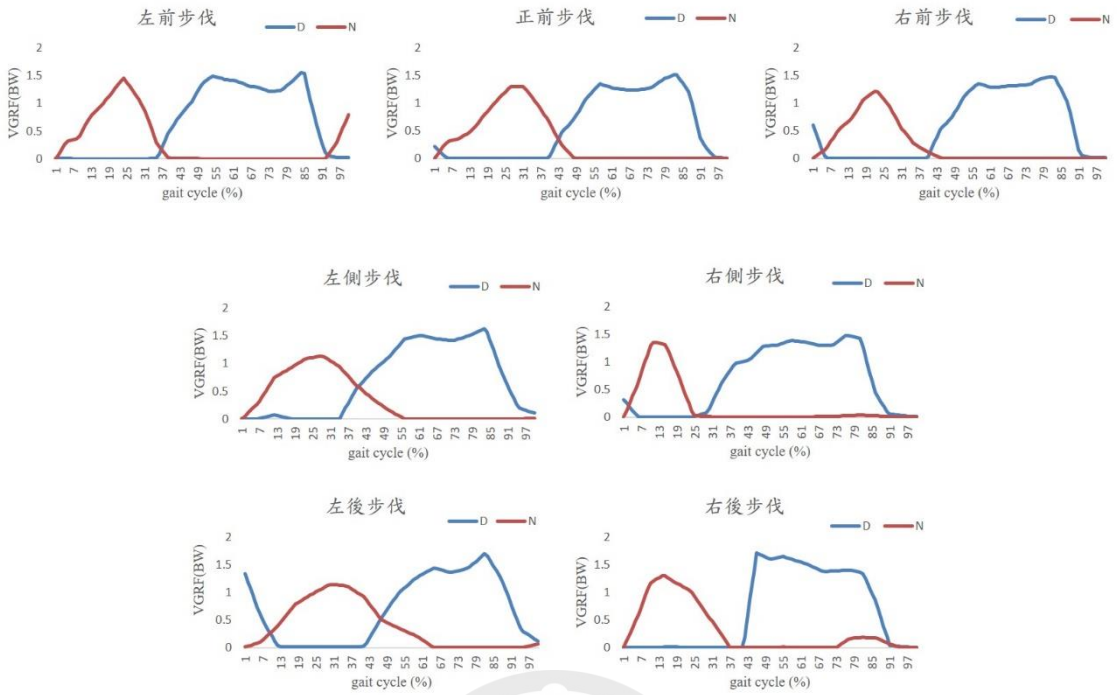

圖 4-1 不同步伐地面反作用力與步態週期的關係

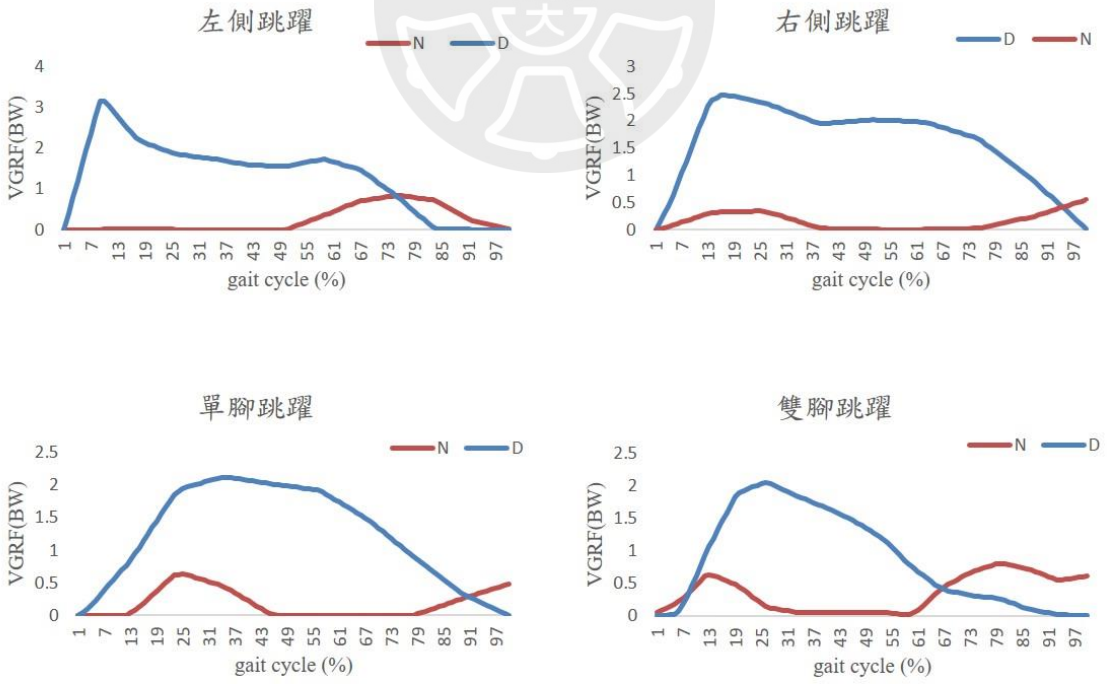

圖 4-2 不同跳躍地面反作用力與步態週期的關係

表 4-1 11 個專項動作的慣用腳與非慣用腳 VGRF 數據結果 (n=15)

動作		VGRF(BW)		
		Avg.	SD	CV
右前步伐	D	1.37	0.21	0.16
	N	1.23	0.24	0.20
正前步伐	D	1.39	0.22	0.16
	N	1.24	0.30	0.24
左前步伐	D	1.40	0.19	0.14
	N	1.25	0.24	0.19
右側步伐	D	1.43	0.28	0.20
	N	1.17	0.28	0.24
左側步伐	D	1.46	0.25	0.17
	N	1.07	0.23	0.21
右後步伐	D	1.61	0.34	0.21
	N	1.38	0.28	0.20
左後步伐	D	2.06	0.46	0.18
	N	1.08	0.29	0.17
右側跳躍	D	2.06	0.46	0.22
	N	1.08	0.29	0.27
左側跳躍	D	2.16	0.48	0.22
	N	1.14	0.27	0.23
單腳跳躍	D	1.82	0.31	0.17
	N	1.14	0.27	0.23

雙腳跳躍	D	2.12	0.39	0.19
	N	1.20	0.38	0.32

註：D 為慣用腳，N 為非慣用腳，Avg.為平均值， SD 為標準差，CV 為變異率。

表 4-2 11 個羽球專項動作之雙腳 VGRF 對稱性分析 (n=15)

動作	D (BW) Average ± SD	N (BW) Average ± SD	D-N SD	D-N T 值
右前步伐	1.37 ±0.22	1.23 ±0.24	0.27	4.47**
正前步伐	1.39 ±0.22	1.24 ±0.30	0.26	4.70**
左前步伐	1.39 ±0.19	1.25 ±0.24	0.26	4.71**
右側步伐	1.43 ±0.28	1.17 ±0.28	0.42	5.48**
左側步伐	1.46 ±0.25	1.07 ±0.23	0.29	11.53**
右後步伐	1.61 ±0.34	1.38 ±0.28	0.31	6.28**
左後步伐	1.50 ±0.26	1.17 ±0.20	0.31	9.28**
右側跳躍	2.06 ±0.46	1.07 ±0.29	0.60	14.15**
左側跳躍	2.16 ±0.48	0.97 ±0.26	0.53	19.60**
單腳跳躍	1.82 ±0.30	1.14 ±0.27	0.42	14.22**
雙腳跳躍	2.11 ±0.39	1.20 ±0.39	0.30	12.36**

註：** p <.01，D 為慣用腳，N 為非慣用腳。

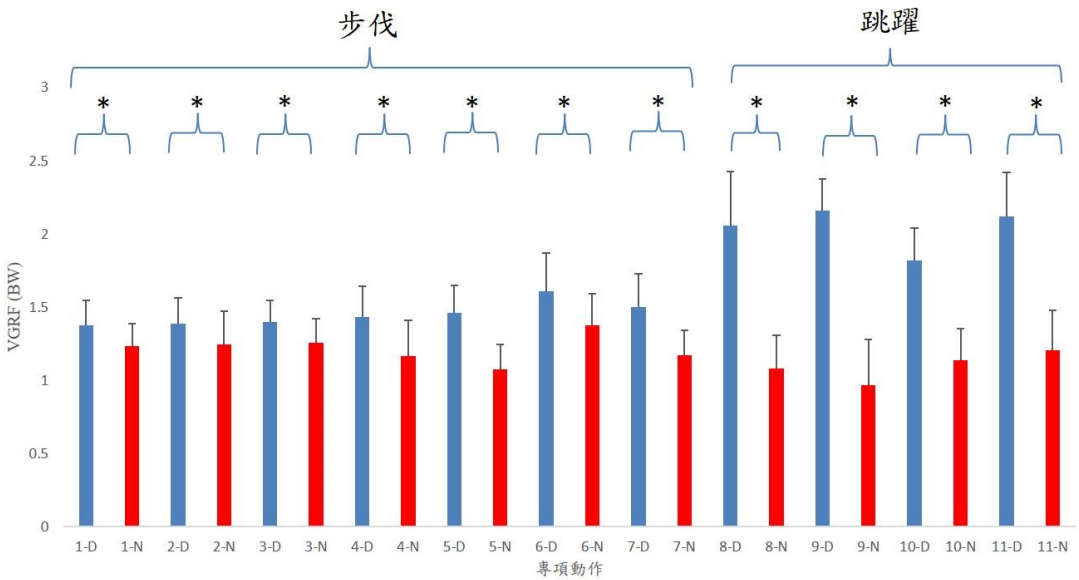

圖 4-3 11 個專項動作慣用腳與非慣用腳 VGRF 數值

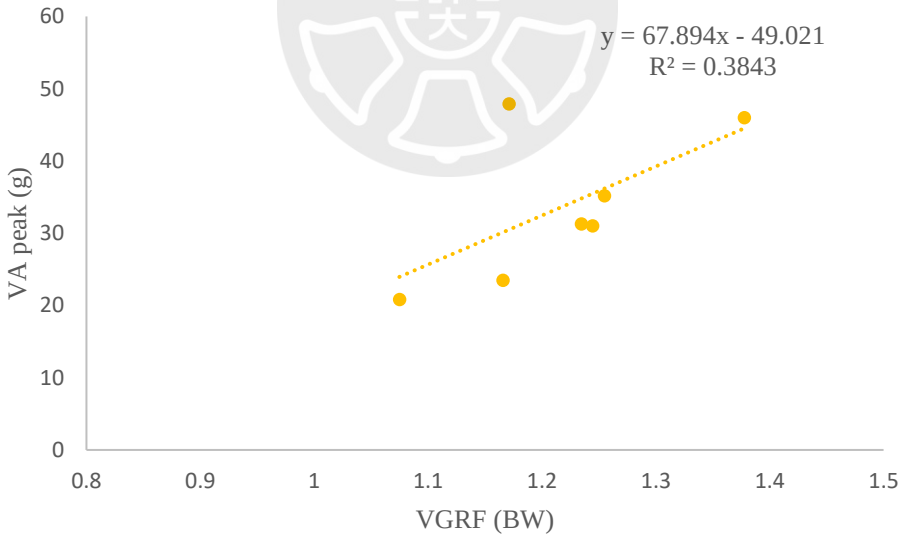

圖 4-4 步伐非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖

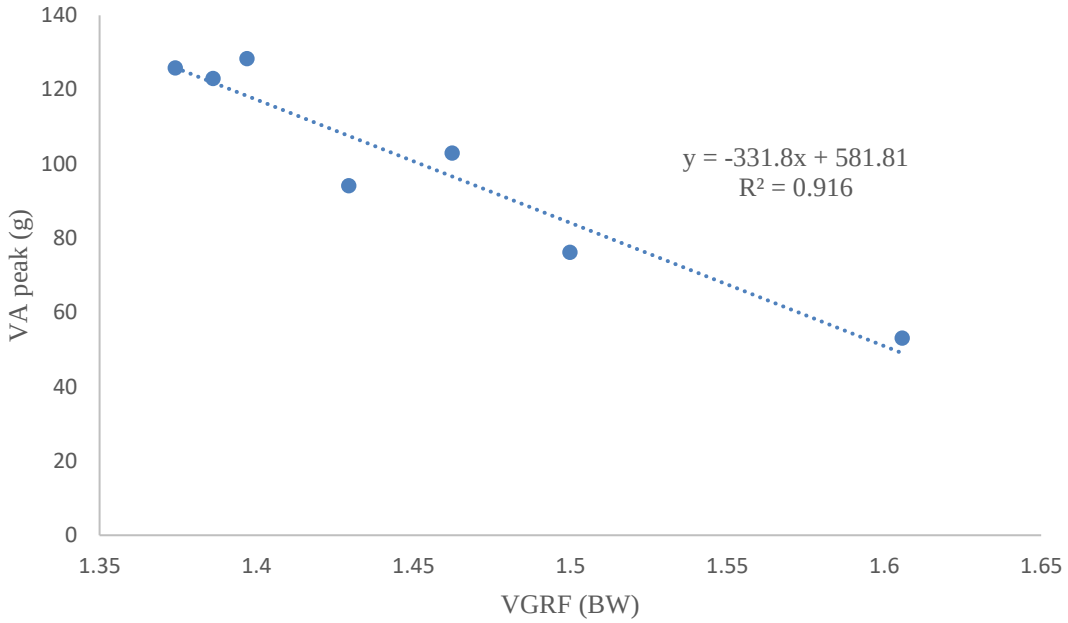

圖 4-5 步伐慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖

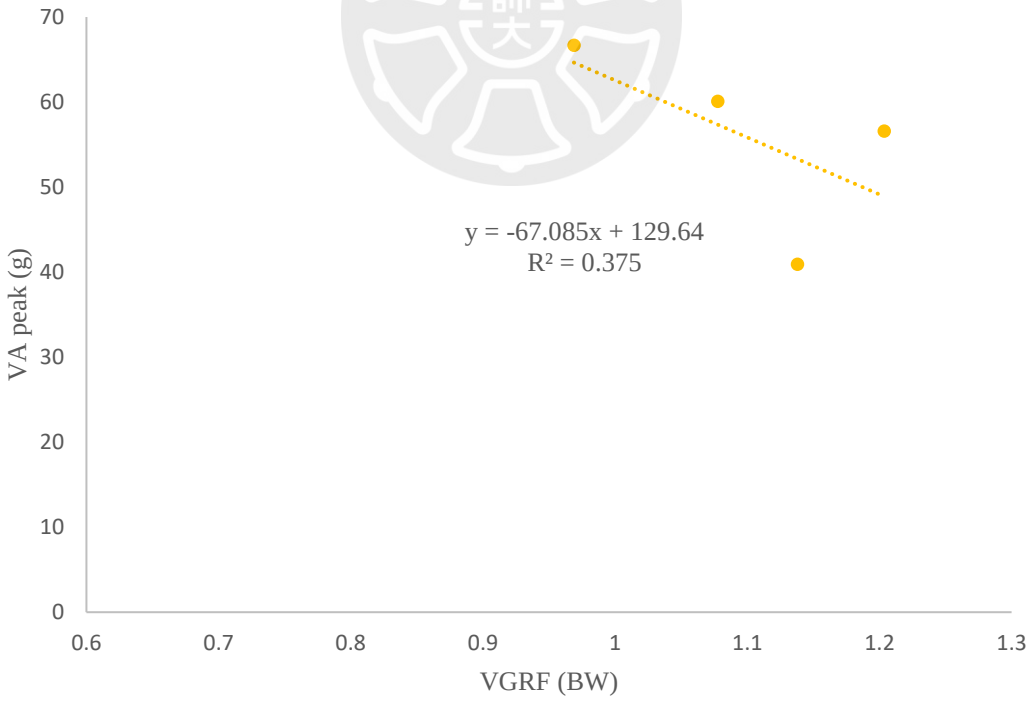

圖 4-6 跳躍非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖

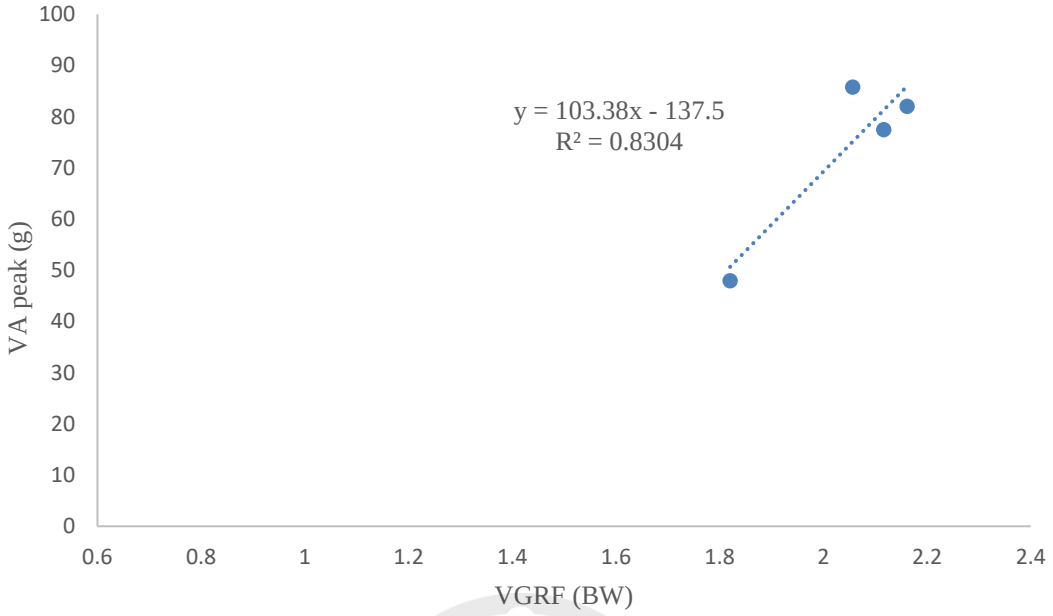

圖 4-7 跳躍慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖

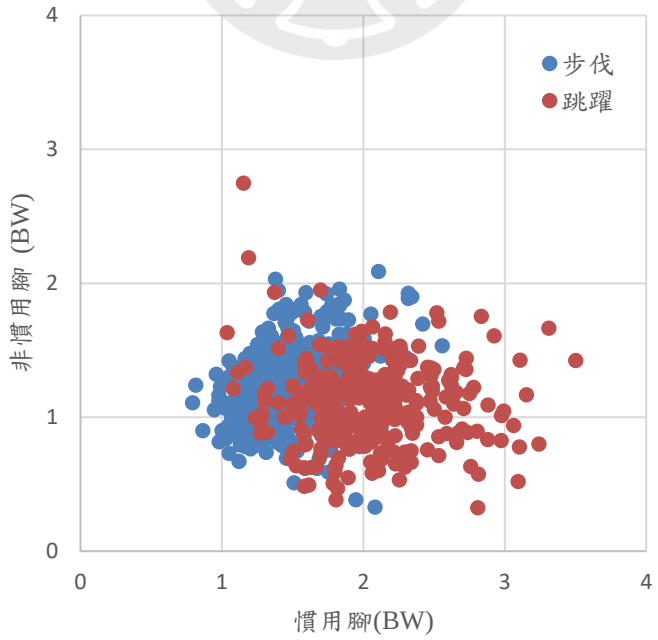

圖 4-8 步伐與跳躍的雙腳 VGRF 分佈情況

表 4-3 VGRF 與 IMU 各軸向之相關性

		VA peak	ML peak	AP peak	Sum peak
VGRF	r	0.194**	0.239**	0.229**	0.224**
	p	0.000	0.000	0.000	0.000

** *p* <.01 ， r = Pearson coefficient，VA 為重直方向(vertical axis)，ML 為左右方向(medial-lateral)，AP 為前後方向(anterior-posterior)，Sum 為三軸合加速度。

第二節 IMU 各軸加速度峰值結果

本研究呈現 11 個專項訓練的著地撞擊峰值資料(表 4-4)，圖 4-9 為 IMU 的各軸向及三軸合加速度峰值，透過資料呈現羽球專項訓練的著地撞擊峰值均大於 16 g，圖 4-10 為步伐 IMU 各軸貢獻度(%)，圖 4-11 為跳躍 IMU 各軸貢獻度(%)，表 4-5 為三軸合加速度與垂直、左右及前後軸向的相關性分析結果，從表中可以看出，步伐訓練的垂直軸向呈現中度-完全相關(r = 0.441~0.958, p < 0.01)，在左右軸向呈現中度-完全相關(r = 0.456~0.978, p < 0.01)，在前後軸向呈現中度-高度相關性(r = 0.416~0.862, p < 0.01)，在跳躍訓練的垂直軸向呈現中高度-高度相關(r = 0.517~0.885, p < 0.01)，在左右軸向呈現中高度-完全相關(r = 0.696~0.921, p < 0.01)，在前後軸向呈現中高度-高度相關性(r = 0.523~0.883, p < 0.01)。

表 4-4 11 個專項動作的 VGRF 與 IMU 各軸向數據結果 (n=15)

		VA peak (g)		ML peak (g)		AP peak (g)		Sum peak(g)	
動作		Avg. ± SD	CV	Avg. ± SD	CV	Avg.± SD	CV	Avg.± SD	CV
右前	D	125.80±48.75	0.39	52.48±47.72	0.91	65.64±27.12	0.41	150.14±53.07	0.35
步伐	N	31.24±20.46	0.65	27.86±33.75	1.21	22.78±15.28	0.67	44.38±36.43	0.82
正前	D	123.00±46.68	0.38	45.13±39.32	0.87	60.04±23.31	0.39	141.23±50.19	0.36
步伐	N	31.00±31.37	1.01	19.96±18.15	0.91	21.92±21.73	0.99	39.67±38.94	0.98
左前	D	128.38±39.21	0.31	59.49±46.21	0.78	66.09±31.68	0.48	150.67±47.30	0.31
步伐	N	35.14±23.46	0.67	21.31±19.48	0.91	24.29±17.46	0.72	42.69±25.99	0.61
右側	D	94.08±48.14	0.51	43.04±40.70	0.95	55.62±28.44	0.51	114.22±57.75	0.51
步伐	N	23.44±14.39	0.61	44.37±39.47	0.89	21.82±11.46	0.53	51.05±38.58	0.76
左側	D	102.89±44.40	0.43	49.08±42.88	0.87	53.78±25.72	0.48	120.24±51.65	0.43
步伐	N	20.81±13.43	0.65	18.16±15.65	0.86	16.12±9.60	0.60	29.64±18.30	0.62
右後	D	53.13±35.17	0.66	36.62±31.14	0.85	36.56±30.19	0.83	71.14±46.89	0.66
步伐	N	45.98±36.00	0.78	52.44±57.13	1.09	28.18±20.04	0.71	77.98±57.73	0.74
左後	D	76.22±42.77	0.56	35.73±28.65	0.80	48.52±32.87	0.68	91.68±52.52	0.57
步伐	N	47.89±30.09	0.63	39.35±43.04	1.09	29.61±15.98	0.54	67.26±41.98	0.62
右側	D	85.77±38.11	0.44	70.78±48.70	0.69	55.84±30.50	0.55	109.49±50.58	0.46
跳躍	N	60.07±45.04	0.75	113.83±74.09	0.65	52.76±49.15	0.93	134.16±75.38	0.56
左側	D	82.01±37.36	0.46	123.33±63.49	0.51	82.69±49.65	0.60	147.68±57.52	0.39
跳躍	N	66.65±39.04	0.59	71.27±52.15	0.73	55.26±41.24	0.75	101.00±67.72	0.67
單腳	D	47.91±28.07	0.59	64.59±66.29	1.03	36.17±28.60	0.79	82.09±61.80	0.75
跳躍	N	40.91±32.44	0.79	27.52±24.32	0.88	29.73±24.30	0.82	53.71±40.90	0.76

雙腳	D	56.67±36.18	0.64	37.51±32.85	0.88	39.46±26.22	0.66	72.24±43.70	0.60
跳躍	N	77.47±40.32	0.52	71.10±53.68	0.76	50.37±29.47	0.59	105.93±54.38	0.51

註: D為慣用腳，N為非慣用腳，Avg. 為平均值， SD為標準差，CV為變異率，VA為重直方向(vertical axis)，ML為左右方向(medial-lateral)，AP為前後方向(anterior-posterior)，Sum 為三軸合加速度。

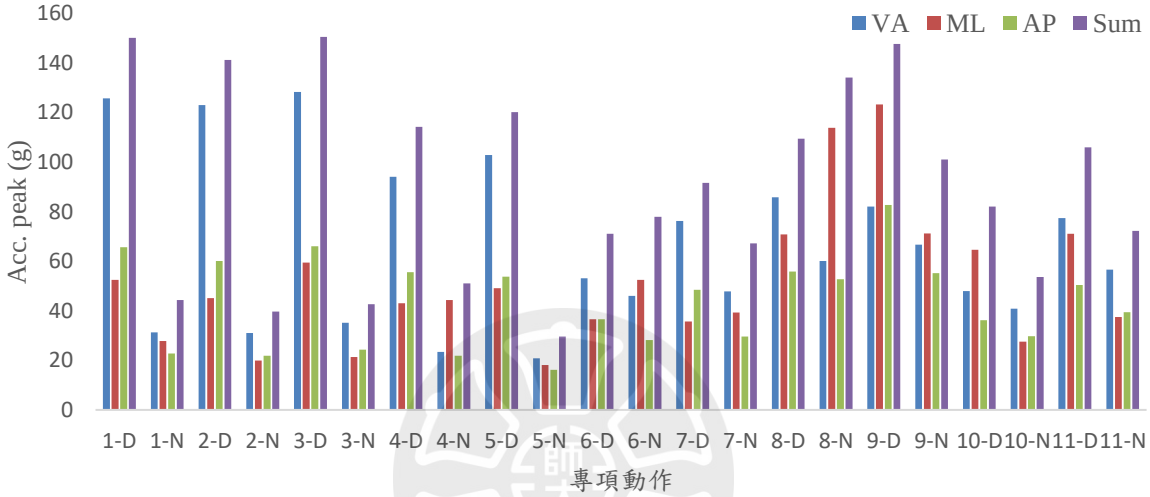

圖 4-9 11 個專項動作的 IMU 加速度峰值資料

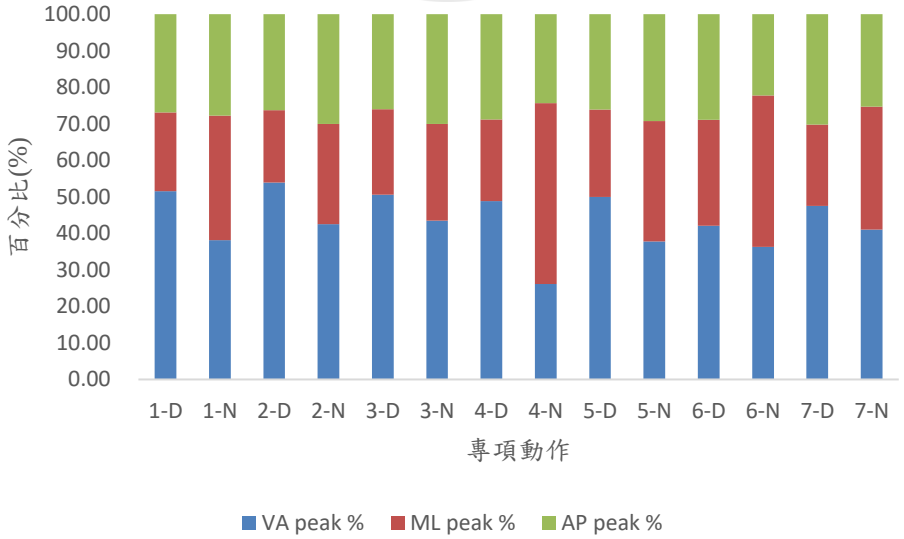

圖 4-10 步伐 IMU 各軸貢獻度(%)

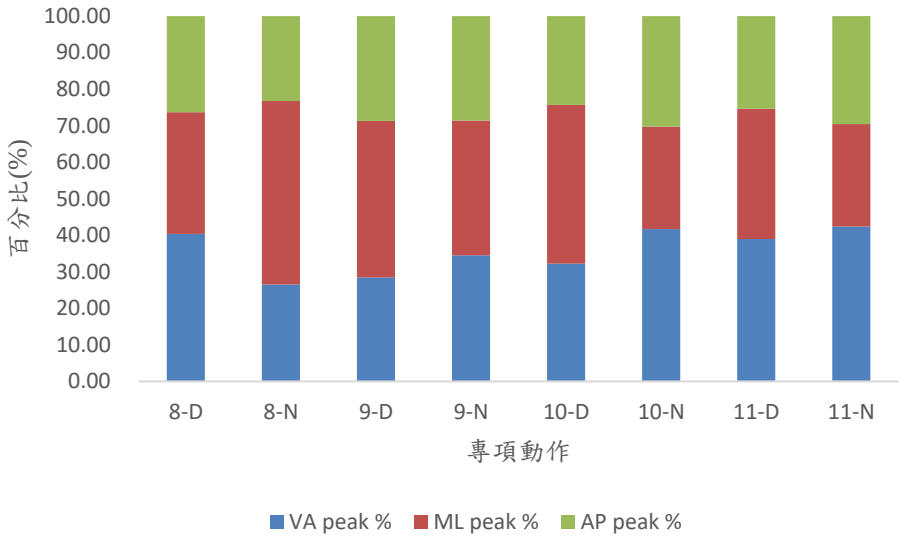

圖 4-11 跳躍 IMU 各軸貢獻度(%)

表 4-5 三軸合加速度與垂直、左右及前後軸向的相關性分析 (n=15)

專項動作		VA peak	ML peak	AP peak
		r	r	r
右前步伐	D	0.817**	0.578**	0.701**
	N	0.708**	0.874**	0.739**
正前步伐	D	0.931**	0.456**	0.672**
	N	0.936**	0.807**	0.771**
左前步伐	D	0.873**	0.619**	0.692**
	N	0.869**	0.735**	0.748**
右側步伐	D	0.866**	0.702**	0.729**
	N	0.441**	0.978**	0.582**
左側步伐	D	0.932**	0.623**	0.683**
	N	0.805**	0.784**	0.680**
右後步伐	D	0.839**	0.643**	0.703**

	N	0.544**	0.813**	0.416**
左後步伐	D	0.958**	0.699**	0.862**
	N	0.726**	0.806**	0.516**
右側跳躍	D	0.794**	0.802**	0.720**
	N	0.556**	0.919**	0.591**
左側跳躍	D	0.517**	0.873**	0.559**
	N	0.879**	0.857**	0.883**
單腳跳躍	D	0.588**	0.921**	0.620**
	N	0.863**	0.744**	0.822**
雙腳跳躍	D	0.766**	0.750**	0.523**
	N	0.885**	0.696**	0.801**

** p <.01 ，r = Pearson coefficient，VA為重直方向(vertical axis)，ML為左右方向(medial-lateral)，AP為前後方向(anterior-posterior)，Sum 為三軸合加速度，D為慣用腳，N為非慣用腳。

第三節　COP 軌跡結果

本研究蒐集 15 位受試者的 5 個專項步伐訓練雙腳 COP 軌跡資料進行整理分析，圖 4-12 為右前步伐的 COP 軌跡圖，圖 4-13 為正前步伐的 COP 軌跡圖，圖 4-14 維左前步伐的 COP 軌跡圖，圖 4-15 為同時探討右前步伐、正前步伐及左前步伐等三個上網步伐 COP 軌跡圖的差異，圖 4-16 為右側步伐 COP 軌跡圖，圖 4-17 為左側步伐的 COP 軌跡圖，圖 4-18 為同時比較右側步伐及左側步伐 COP 軌跡圖的差異，圖 4-19 為彙整 5 個專項訓練的 COP 軌跡資料，可以比較 COP 軌跡發生的位置及方向的差異。

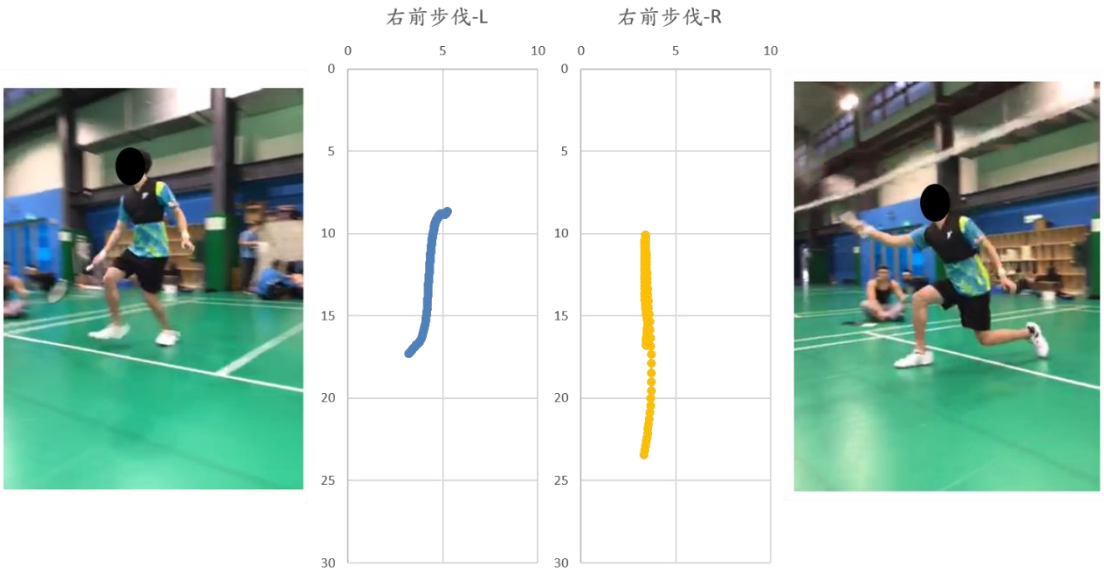

圖 4-12 右前步伐 COP 軌跡圖

圖 4-13 正前步伐 COP 軌跡圖

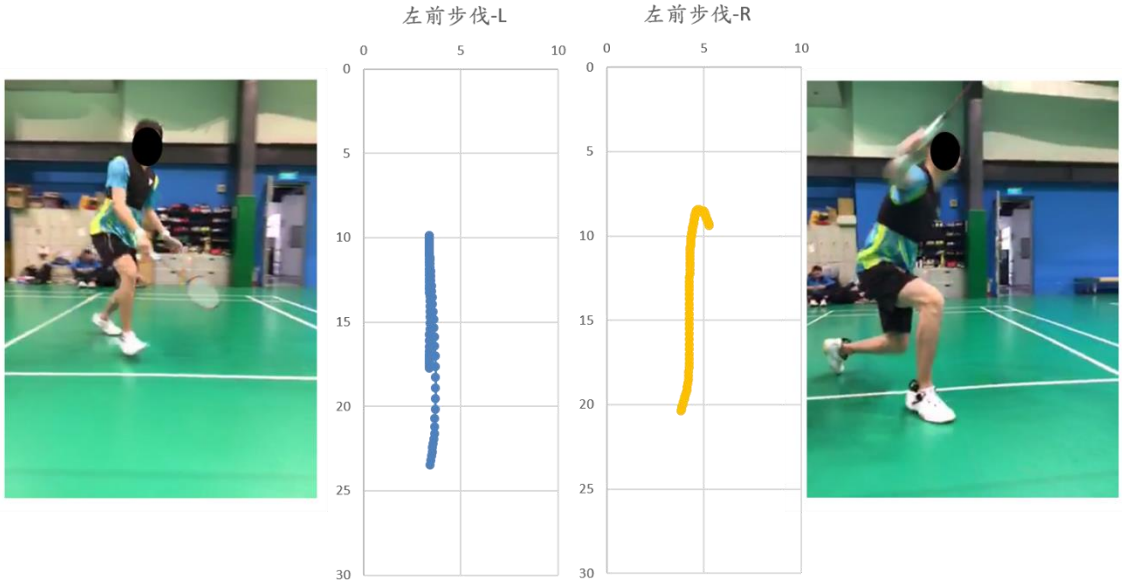

圖 4-14 左前步伐 COP 軌跡圖

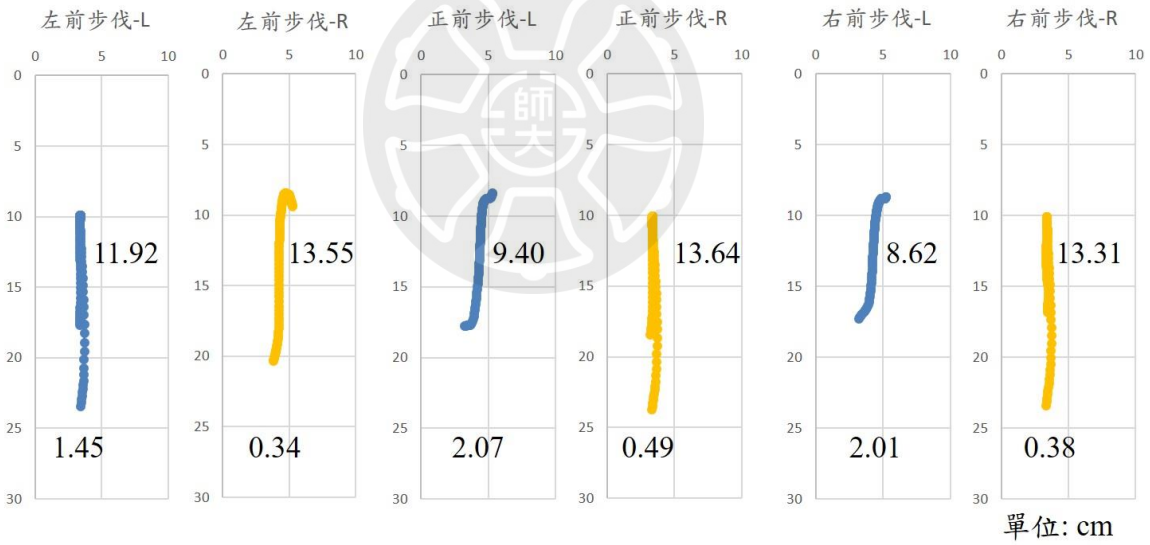

圖 4-15 三個上網步伐的 COP 軌跡圖

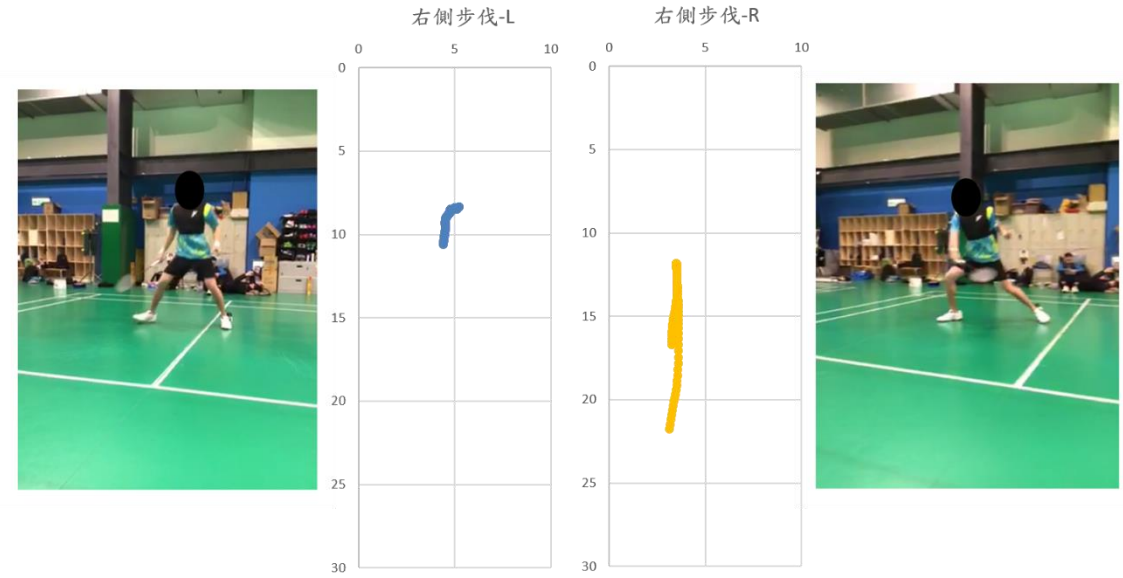

圖 4-16 右側步伐 COP 軌跡圖

圖 4-17 左側步伐 COP 軌跡圖

圖 4-18 兩側步伐的 COP 軌跡圖

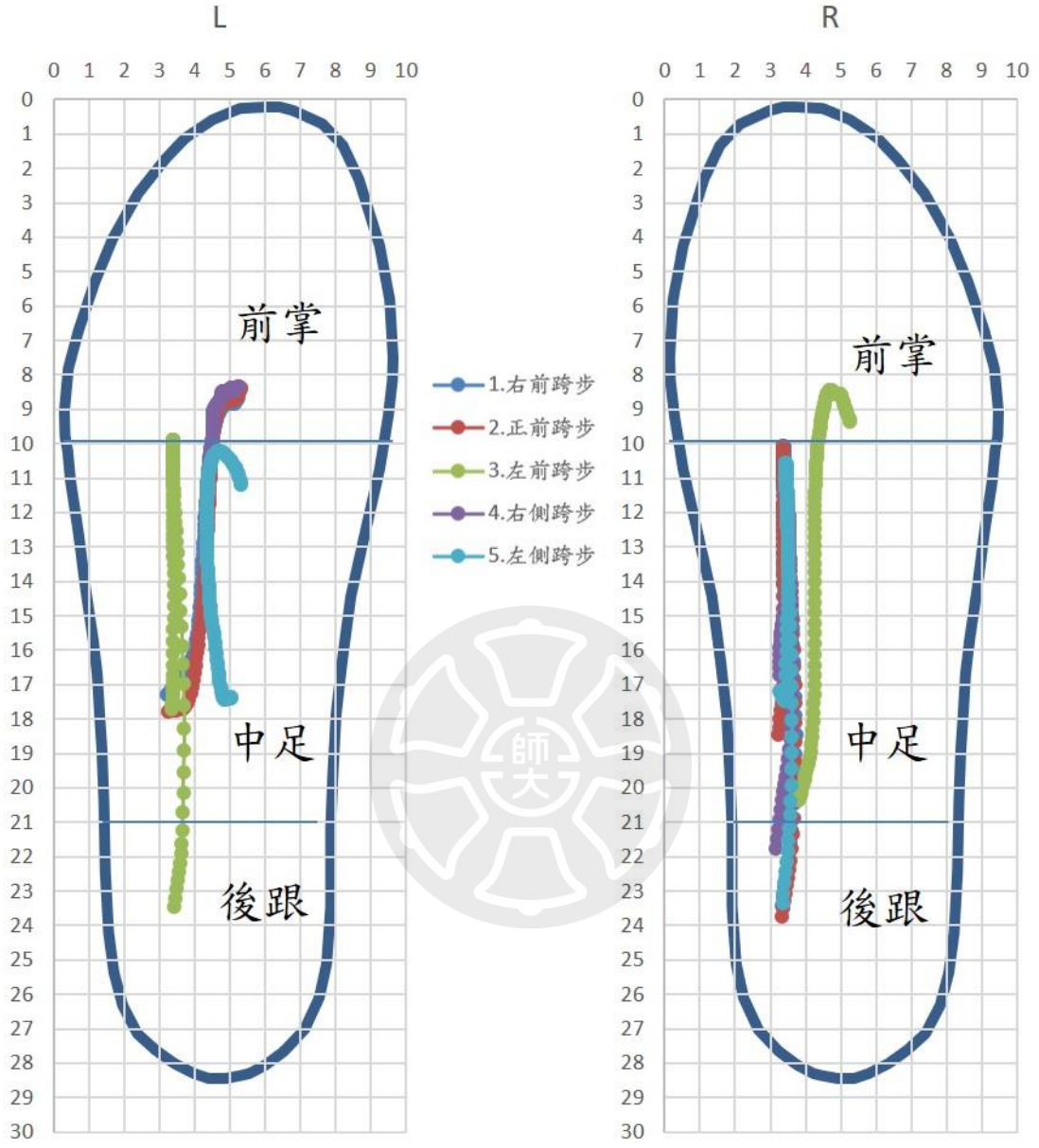

圖 4-19 五種步伐的 COP 軌跡圖彙整

第伍章　討論

由本研究結果得知，羽球專項訓練運動中使用 VGRF(足底壓力峰值)與 IMU 資料(加速度峰值)可以用來評估羽球專項動作特徵，COP 軌跡能夠作為動作判斷的依據，無線足壓系統 VGRF 及 COP 軌跡資料，可以應用於羽球訓練做為了解下肢動力學的參考依據。

第一節　羽球步伐之 VGRF 的探討

羽球運動俗話說:「七分在腳，三分在手」說明了羽球運動步伐移動的重要性，然而米字步伐的基本動作訓練卻包括很多急轉急停、前進後退、左右折返、跨步落地等動作型態，對於雙腳的負荷是很高的，而且根據實際的經驗也可以觀察了解在步伐移動的過程中會有慣用腳與非慣用腳存在著不同的動作型態。過往相關探討羽球步伐的下肢動力學研究發現，跨步落地的VGRF得知右前步伐為2.21±0.45 BW，左前步伐為2.34±0.52 BW，右後步伐為2.06±0.60 BW，左右步伐為1.78±0.44 BW (Hung et al., 2014)。之前研究針對19位馬來西亞羽球專業選手進行跳殺動作的研究，跳躍落地的VGRF為 3.1±0.3 BW (Ramasamy et al., 2021)。本研究15位受試者依據完成11個羽球專項訓練，呈現專項動作的慣用腳與非慣用腳VGRF數據結果如表4-1、表4-2及圖4-3所示。根據實驗的數據顯示上網步伐的右前步伐的VGRF慣用腳為1.37±0.22 BW，非慣用腳為1.23±0.24 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.27，T值為4.47**，$p<0.01$)，正前步伐的VGRF慣用腳為1.39±0.22 BW，非慣用腳為1.24±0.30 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.26，T值為4.70**，$p<0.01$)，左前步伐的VGRF慣用腳為1.39±0.19 BW，非慣用腳為1.25±0.24BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.26，T值為4.71**，$p<0.01$)，

兩側步伐的右側步伐的VGRF慣用腳為1.43±0.28 BW，非慣用腳為1.17±0.28 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.42，T值為5.48**，p<0.01)，左側步伐的VGRF慣用腳為1.46±0.25 BW，非慣用腳為1.07±0.23 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.29，T值為11.53**，p<0.01)，後退步伐的右後步伐的VGRF慣用腳為1.61±0.34 BW，非慣用腳為1.38±0.28 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.31，T值為6.28**，p<0.01)，左後步伐的VGRF慣用腳為1.50±0.26 BW，非慣用腳為1.17±0.20 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.31，T值為9.28**，p<0.01)，總和上述7個方向的步伐動作的VGRF結果均是慣用腳明顯比非慣用腳大且呈現顯著差異，說明在羽球步伐動作慣用腳承受較大的VGRF，本研究結果三種上網步伐中左前步伐的慣用腳地面反作用力較大，與過往學者研究結果一致(Hong et al., 2014)；在跳躍的VGRF結果右側跳躍的VGRF慣用腳為2.06±0.46 BW，非慣用腳為1.07±0.29 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.60，T值為14.15**，p<0.01)，左側跳躍的VGRF慣用腳為2.16±0.48 BW，非慣用腳為0.97±0.26 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.53，T值為19.60**，p<0.01)，單腳跳躍的VGRF慣用腳為1.82±0.30 BW，非慣用腳為1.14±0.27 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.42，T值為14.22**，p<0.01)，雙腳跳躍的VGRF慣用腳為2.11±0.39 BW，非慣用腳為1.20±0.39 BW(慣用腳-非慣用腳SD為0.30，T值為12.36**，p<0.01)，整理4個跳躍的右側跳躍、左側跳躍、單腳跳躍、雙腳跳躍都是慣用腳承受較大的VGRF且明顯大於非慣用腳的VGRF呈現顯著差異，11個專項動作的VGRF變異率分析介於0.14~0.32(CV)屬於中低的變異率。此外，探討11個專項動作雙腳的對稱性，可以發現慣用腳與非慣用腳的VGRF，呈現顯著差異(p < 0.01)，說明慣用腳與非慣用腳在羽球步伐中各自扮演不同的功能及作用，先前研究得知右前和左前步伐及單步跳之間的足底壓力不同，因此羽球鞋的重要功能設計應該著重於預防、性能和舒適等特點 (Wong, Chamari, Chaouachi, Wisløff, & Hong, 2007; Fu et al., 2009; Phomsoupha & Laffaye, 2015)。圖4-4 為步伐非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，相關係數R^2=0.38，呈現

中度相關，圖4-5 為步伐慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，相關係數R^2=0.92，呈現高度相關，說明在慣用腳垂直方向的加速度峰值與VGRF呈現高度正相關。圖4-6 為跳躍非慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，相關係數R^2=0.38，呈現中度相關，圖4-7 為跳躍慣用腳垂直方向加速度與垂直地面反作用力的關係圖，相關係數R^2=0.83，呈現高度相關。圖4-8 步伐與跳躍的雙腳VGRF分佈情況，可以透過散佈圖的資料發現，步伐的慣用腳與非慣用腳較為集中，但是在跳躍的慣用腳與非慣用腳，因為動作的差異性與跳躍的VGRF較大等因素影響呈現往兩側分散的狀況。表4-3 彙整11個專項動作的VGRF與IMU各軸向之相關性，從表中可以看出，VGRF與垂直、左右、前後及三軸加速度呈現低度相關($r = 0.194, p < 0.01; r = 0.239, p < 0.01$；$r = 0.229, p < 0.01; r = 0.224, p < 0.01$)。

本研究透過無線足壓系統所量測步伐慣用腳的VGRF介於1.37~1.61 BW與過往相關研究(Hung et al., 2014; Phomsoupha & Laffaye, 2015; Lam et al., 2017; Nielsen, Lund, Lam, & Kersting, 2020; Huang, Fu, Zhang, Fekete, Ren, & Gu, 2019)的數值介於1.78~2.51 BW相對小許多，跳躍慣用腳的VGRF介於1.82~2.16 BW的範圍，也比過往文獻(Ramasamy et al., 2021)結果約3 BW明顯較小，推論其原因為過往研究均是在實驗室的環境下使用測力板(Gold standard)方式直接測量VGRF (Jiang et al., 2020)，但本研究是在鞋內放置足壓鞋墊進行測量地面反作用力，可能是羽球鞋中底及大底的緩震材質設計，導致在落地撞擊的過程中分散損失能量，而造成足壓系統所量測的數值偏小，但還是可以透過無線足壓系統所測得的VGRF能區別專項動作步伐或跳躍的差異，之前研究也指出，當使用loadsol無線足壓設備在取樣頻率為100 Hz，在兩種跳躍動作檢測到衝擊力峰值的偏差值介於-0.46 ~0.36 BW和取樣頻率為200 Hz時為0.35~0.37 BW。整體而言無線足壓設備與測力板存在約0.4 BW的差異(Peebles et al., 2018; Bessone et al., 2019)。無線足壓系統較低的取樣頻率可能影響了所收集的結果(Bessone et al., 2019)，本研究的無線足壓設備取樣頻率僅20 Hz，

因此推論較低的取樣頻率也是影響足壓系統所測得VGRF 較過往測力板低的原因。過往的研究也提出運動表面的影響（有或沒有羽球地墊）都是造成VGRF 比較小的原因 (Lam et al., 2017)，相關研究已經證實鞋類的設計是關鍵影響跨步落地的運動生物力學(Lam, Wong, & Lee, 2020)，因此可能與技術、材料和設置問題都會造成VGRF數值偏低 (Bessone et al., 2019)。另外，也有相關研究提到足壓系統與測力板資料相比，鞋墊感測的落地和推蹬動作有訊號延遲反應的情況 (Martini, Fiumalbi, Dell'Agnello, Ivanić, Munih, Vitiello, & Crea, 2020)。由於減少鞋墊的感測器數量而導致感應到的腳底面積有限的影響，造成足壓鞋墊VGRF的時間曲線，比測力平臺的數值小 (Martini et al., 2020)，整合上述相關的研究說明採用無線足壓設備所測量的VGRF會比測力板裝置所測得的值相對較小，但考量無線足壓設備的使用便利性及可實際在場上訓練使用，無線足壓設備仍是相當適合用來了解羽球步伐及跳躍動作的動力學參數資料。

羽球米字步伐訓練過程中，需要快速前後、橫向位移，造成慣用腳與非慣用腳的VGRF也呈現顯著差異，說明羽球運動是非對稱性的持拍運動，除了有慣用手及非慣用手的差異(Wong et al., 2019)，慣用腳與非慣用腳的VGRF著地峰值呈現顯著差異，說明在下肢步伐的動力學參數上明顯差異，根據研究結果建議未來或許羽球鞋設計也要有對應慣用腳與非慣用腳的差異化設計。在步伐及跳躍的慣用腳VGRF與垂直方向加速度峰值呈現高度相關性(R^2=0.92與0.83)，此結果與本研究假設相符。但整體VGRF與IMU各軸加速度峰值呈現顯著低相關性，推論是IMU加速度峰值的變異率(coefficient of variation, CV)較大(表4-4)影響相關性的結果。

第二節　羽球步伐之 IMU 的探討

過去羽球相關的IMU研究範圍相當廣泛，Sasaki等人(2018) 針對羽球後場繞頭擊球動作，使用IMU和影像分析，並確定反手擊球導致較高的受傷風險。也有相關研究利用IMU裝置內的加速規與陀螺儀計算肘關節在羽球運動中運動學參數分析(Jacob et al., 2016)。Wong等人(2019)研究驗證IMU擺放位置是有慣用手與非慣用手的差異。探討羽球的四個專項動作的內在與外在訓練負荷及IMU適合擺放的位置(Liu et al., 2021)，以及B¨uthe 等人(2016)透過3個IMU裝置，能辨識揮拍及步伐等動作差異。透過IMU裝置放置於羽球鞋後跟位置，紀錄11個羽球專項動作過程著地的衝擊加速度峰值及各軸加速度的變異率(CV)(表4-4)，能了解各軸向的加速度訊號及峰值，了解羽球下肢動力學特徵參數，本研究加速度峰值的數據進行變異率探討，發現幾乎全部各軸加速度峰值的變異率介於0.31~1.21之間，說明IMU加速度峰值的變異程度很大，或許不是適合直接使用加速度峰值作為動作判斷的方式，過往相關研究說明，加速度峰值的振幅會隨著運動類型的變化而改變，很難可靠地檢測出一定的峰值閾值(Liu, Li, Xu, & Zhang, 2020)，峰值檢測演算法(peak detection algorithm)是廣泛於用於量化分級(step detection)，根據IMU資料的峰值數量來計算分級(Liu et al., 2020)。或許未來應該將各軸加速度訊號透過演算法(Setuain, et al., 2016)來整理分析作為預測推估VGRF的方法。

本研究結果呈現11個專項訓練的著地撞擊峰值資料，圖4-9為IMU的各軸向及三軸合加速度峰值，透過資料呈現羽球專項訓練的著地撞擊峰值均大於16 g，三個軸向加速度峰值測量範圍介於16.12~128.38 g，說明如果要能夠準確量測羽球著地衝擊的行為是需要使用±200 g的IMU裝置。圖4-10為步伐IMU各軸貢獻度(%)，將垂直、左右及前後三個方向的加速度峰值加總作為100%(標準化)，分別計算出各軸向加速度的佔比(%)，作為描述各軸向的貢獻度情況，從垂直方向慣用腳的貢獻度介

於42.06%~53.91%，而非慣用腳則為26.16%~43.52%，從左右方向慣用腳的貢獻度介於19.78%~28.99%，而非慣用腳則為27.39%~49.50%，從前後方向慣用腳的貢獻度介於26.14%~30.24%而非慣用腳則為22.26%~30.08%，說明在步伐動作慣用腳的垂直方向的加速度貢獻度高，所承受的負荷也較大，但也觀察到在右側步伐及右後步伐的非慣用腳則是呈現左右方向的貢獻度大於垂直方向的情況。圖4-11為跳躍IMU各軸貢獻度(%)，從垂直方向慣用腳的貢獻度介於28.47%~40.38%，而非慣用腳則為28.47%~42.36%，從左右方向慣用腳的貢獻度介於33.32%~43.45%，而非慣用腳則為28.04%~50.22%，從前後方向慣用腳的貢獻度介於24.33%~28.71%而非慣用腳則為23.28%~30.28%，說明在跳躍動作慣用腳的垂直方向還是相對比其他軸向貢獻度高，所承受的負荷也較大，但也在觀察到在右側跳躍、左側跳躍的非慣用腳在左右方向的貢獻度大於垂直方向，左側跳躍及單腳跳躍慣用腳在左右方向的貢獻大於垂直方向。表 4-5為三軸合加速度與垂直、左右及前後軸向的相關性分析結果，從表中可以看出，步伐動作的垂直軸向呈現中度-完全相關($r = 0.441$~0.958, $p < 0.01$)，在左右軸向呈現中度-完全相關($r = 0.456$~0.978, $p < 0.01$)，在前後軸向呈現中度-高度相關性($r = 0.416$~0.862, $p < 0.01$)，多數步伐動作的慣用腳在垂直方向的相關性都呈現高度-完全相關，只有在右前步伐、右側步伐、右後步伐及左後步伐的非慣用腳的相關性是左右方向大於垂直方向，推論是因為非慣用腳扮演身體轉向擔任前導腳移動，相對比慣用腳多左右方向的加速度，而慣用腳則是負責落地支撐維持身體穩定及平衡，所以垂直方向的加速度較為明顯。在跳躍動作的垂直軸向呈現中高度-高度相關($r = 0.517$~0.885, $p < 0.01$)，在左右軸向呈現中高度-完全相關($r = 0.696$~0.921, $p < 0.01$)，在前後軸向呈現中高度-高度相關性($r = 0.523$~0.883, $p < 0.01$)。在跳躍動作的相關性分析也可以歸納出，右側跳躍動作明顯慣用腳及非慣用腳著重在左右方向的移動加速度，左側跳躍及單腳跳躍則是慣用腳左右方向的移動大於垂直方向，雙腳跳躍則慣用腳與非慣用腳皆是垂直方向相對較大，根據各

軸的貢獻度及相關性資料，本研究證實在不同方向的步伐及跳躍動作多數慣用腳與非慣用腳均是承受較大的垂直軸向著地加速度峰值，但也發現在左側跳躍及單腳跳躍的慣用腳，反而是承受較大的左右方向著地加速度峰值，且在右前步伐、右側步伐、右後步伐、右側跳躍及左側跳躍的非慣用腳也是承受較大的左右方向的著地加速度峰值，著地過程中左右方向的加速度有可能會跟下肢運動傷害有關(Reeves et al., 2015; Sasaki et al., 2018; Phomsoupha & Laffaye, 2020)，因此透過各軸向IMU峰值資料可以明確分辨不同的羽球步伐動作，其垂直、左右及前後方向的貢獻度都會不同，IMU是可以用來量化羽球步伐及跳躍動作的特徵。

第三節　COP 軌跡的應用

之前的研究指出專業選手與業餘愛好者在羽球跨步動作的足壓分布及 COP 軌跡有明顯的差異，主要發生在內側前掌位置(medial forefoot, ML)及大拇指區域(big toe, BT)是有助於維持平衡及控制能力(Mei, Chong, Gu, Zheng, & Fernandez, 2017)。過去也有相關研究探討羽球右前步伐、右後步伐、左前步伐及左後步伐的 COP 軌跡位移，而 COP 軌跡在前後方向的位移介於 3.41±0.82cm; 4.82±1.14cm; 9.78±5.4cm 的範圍(Huang et al., 2014 ; Lin, Hua, Huang, Lee, & Liao, 2015)。本次 5 項羽球步伐試驗結果中，可分為上網步伐-分別為右前跨步、正前跨步與左前步伐等三個方向，以及兩側步伐-為左側步伐及右側步伐等兩個方向。圖 4-12 為右前步伐的 COP 軌跡圖，可從軌跡圖中發現非慣用腳的位移較短(前後 COP 為 8.62 cm;左右 COP 為 2.01 cm)主要是因為非慣用腳是以墊步的方式著地，支撐期時間也較短，而慣用腳是後跟著地到前掌推蹬往後離地的步態過程，支撐期較長，所產生的 COP 軌跡也較長(前後 COP 為 13.31 cm;左右 COP 為 0.38 cm)，能提供較好的平衡及控制的能力。圖 4-13 為正前步伐的 COP 軌跡圖，發現非慣用腳的位移較短(前後 COP 為

9.40 cm;左右 COP 為 2.07 cm)主要是因為非慣用腳是以中足及前掌位置著地，支撐期時間也較短，而慣用腳是後跟著地到前掌推蹬往後離地的步態過程，支撐期較長，所產生的 COP 軌跡也較長(前後 COP 為 13.64 cm;左右 COP 為 0.49 cm)。圖 4-14 為左前步伐的 COP 軌跡圖，非慣用腳是先移動轉向，接著後跟落地到前掌離地的過程，支撐期較長(前後 COP 為 11.92 cm;左右 COP 為 1.45 cm)，擔任主要維持身體平衡穩定的功能，且在慣用腳隨之落地完成擊球動作後折返(前後 COP 為 13.55 cm;左右 COP 為 0.34 cm)，非慣用腳才推蹬返回離地。圖 4-15 為同時探討右前步伐、正前步伐及左前步伐等三個上網步伐 COP 軌跡圖的差異，可以發現右前跨步與正前跨步的 COP 軌跡較為類似，與左前跨步的 COP 軌跡明顯不同，主要的推論為非慣用腳動作的時序都是早於慣用腳，且非慣用腳有一個重要的導引身體面向朝擊球位置的先導功能，慣用腳隨之跨出維持擊球動作的平衡及穩定性，且因為左前步伐的方向為非慣用側方向，非慣用腳反而扮演重要維持平衡及穩定的功能。圖 4-16 為右側步伐 COP 軌跡圖，可以觀察非慣用腳主要是用前掌墊步的方式移動，支撐期較短，COP 軌跡也較短(前後 COP 為 2.28 cm;左右 COP 為 0.84 cm)，而慣用腳因為也是需要完成後跟落地到前掌蹬回的動作，支撐期較長，COP 軌跡範圍分布較長(前後 COP 為 9.94 cm;左右 COP 為 0.47 cm)。圖 4-17 為左側步伐的 COP 軌跡圖，非慣用腳是用中足及前掌位置著地(前後 COP 為 7.24 cm;左右 COP 為 0.99 cm)，慣用腳支撐期動作(前後 COP 為 12.81 cm;左右 COP 為 0.34 cm)仍是後跟到前掌折返的形式。圖 4-18 為同時比較右側步伐及左側步伐 COP 軌跡圖的差異，發現主要的差異在於右側步伐及左側步伐非慣用腳的著地形態及位置的不同，慣用腳都是相似的著地形態。圖 4-19 為彙整 5 個專項訓練的 COP 軌跡資料，探討過往研究結果力量發生是慣用腳的前掌和前掌外側，及非慣用腳則是在的外側和後跟外側部位(Phomsoupha & Laffaye, 2015)；左前步伐時外側中足的最大力（MF）低於前側步伐，與右前和左前步伐相比，正前步伐顯示大腳趾區域的足底負荷較低，這

些研究證明羽球選手的慣用腳大拇指區域，在左前、右前及正前步伐會產生較大的足底負荷(Hu et al., 2015)，就整個腳部和腳跟區域而言，左前步伐比右前步伐具有更大的腳底壓力。(Hong et al., 2014)。本研究結果可以了解非慣用腳及慣用腳會因為擊球的方向改變著地的型態，推論非慣用腳在羽球步伐所扮演的角色是帶動身體的移動面向往擊球的位置前進與轉向的功能，而慣用腳負責落地支撐維持身體的平衡及穩定功能，不同步伐方向的足底負荷的差異可能是羽毛球運動員下肢受傷的潛在風險(Hu et al., 2015)。另外，比較 COP 軌跡發生的著地位置及方向的差異，上網步伐-右前跨步與正前跨步的 COP 軌跡較為類似，與左前跨步的 COP 軌跡明顯不同，兩側步伐-發現右側步伐及左側步伐的 COP 軌跡有明顯差異，因此推論可以用 COP 軌跡作為羽球步伐動作判斷的參考。

第四節 結論與建議

羽球步伐動作過程中，需要快速前後、橫向位移，造成慣用腳與非慣用腳的VGRF呈現顯著差異，驗證羽球運動是非對稱性的持拍運動，除了有慣用手及非慣用手的差異，在下肢步伐也存在慣用腳與非慣用腳的明顯差異，量化步伐的差異和不對稱性可以預防運動過程中的傷害(Bessone et al., 2019)。非慣用腳造成身體必須多核心的轉向動作，且過往研究缺少左右兩側步伐、兩側跳躍及垂直方向跳躍的研究，本研究恰好可以補足這些領域的缺少。不同方向的步伐及跳躍動作多數慣用腳與非慣用腳均是承受較大的垂直軸向著地加速度峰值，目前市售不同品牌的羽球鞋針對垂直方向著地衝擊提供類似的減震效果(Hu et al., 2015)，但本研究結果發現著地過程中左右方向的加速度有可能增加下肢運動傷害的風險(Sasaki et al., 2018)，亦可參考做為羽球鞋功能性設計的重點。根據本研究的結果推論更加清楚的了解羽球步伐及跳躍的下肢動力學參數，建議可以使用無線足壓設備進行的VGRF及

COP軌跡的量測用來量化羽球專項訓練的下肢動力學參數，而同時可使用IMU有助於了解訓練過程中較為細膩的動作差異及情況，因此建議VGRF(足底壓力峰值)與IMU資料(加速度峰值)可以用來評估羽球專項動作特徵且COP軌跡能夠做為動作判斷的依據，無線足壓系統的VGRF及COP軌跡資料，可以應用於羽球訓練做為了解下肢動力學的參考依據，本研究結果可提供給教練與選手更多下肢動力學相關的資訊及依據，預防運動傷害的發生，也可作為羽球鞋功能設計的參考。

第陸章　參考文獻

王春貴、林瑞興(2010)。羽球運動之介紹與生理探討。*屏教大體育*，(13)，21-25。

杜冠樺、黃淑玲、劉宗翰、黃建峯、許維君與相子元(2014)。羽球步伐分析。*華人運動生物力學期刊*，(10)，24-29。

楊珮瑜、唐晏珊與相子元(2020)。以無線式鞋內足壓系統量測垂直地面反作用力之效度分析。*臺灣運動生物力學年會暨運動科學研討會發表之論文*，國立體育大學，臺灣。

Alcock, A., & Cable, N. T. (2009). A comparison of singles and doubles badminton: heart rate response, player profiles and game characteristics. *International Journal of Performance Analysis of Sport*, *9*, 228-237.

Bańkosz, Z., & Winiarski, S. (2020). Using wearable inertial sensors to estimate kinematic parameters and variability in the table tennis topspin forehand stroke. *Applied Bionics and Biomechanics, 2020*.

Bessone, V., Petrat, J., & Schwirtz, A. (2019). Ground reaction forces and kinematics of ski jump landing using wearable sensors. *Sensors*, *19*(9), 2011.

Burns, G. T., Zendler, J.D., & Zernicke, R. F. (2019). Validation of a wireless shoe insole for ground reaction force measurement. *Journal of Sports Sciences*, *37*(10), 1129-1138.

Büthe, L., Blanke, U., Capkevics, H., & Tröster, G. (2016). A wearable sensing system for timing analysis in tennis. In *2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)* (pp. 43-48). IEEE.

Fu, L., Ren, F., & Baker, J. S. (2017). Comparison of joint loading in badminton lunging between professional and amateur badminton players. *Applied Bionics and Biomechanics, 2017*.

Fu, W. J., Liu, Y., & Wei, Y. (2009). The characteristics of plantar pressure in typical footwork of badminton. *Footwear Science*, 1(S1), 113-115.

Guo, Y., Storm, F., Zhao, Y., Billings, S. A., Pavic, A., Mazzà, C., & Guo, L. Z. (2017). A new proxy measurement algorithm with application to the estimation of vertical ground reaction forces using wearable sensors. *Sensors*, *17*(10), 2181.

Hindle, B. R., Keogh, J. W., & Lorimer, A. V. (2020). Validation of spatiotemporal and kinematic measures in functional exercises using a minimal modeling inertial sensor methodology. *Sensors*, *20*(16), 4586.

Hong, Y., Wang, S. J., Lam, W.K., & Cheung, J.T-M. (2014). Kinetics of badminton lunges in four directions. *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 113-118.

Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine* & *Science* in *Sports* & *Exercise*, *41*(1), 3-12.

Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, *30*(1), 1-15.

Hu, X., Li, J.X., Hong, Y., & Wang, L. (2015). Characteristics of plantar loads in maximum forward lunge tasks in badminton. *PLOS ONE*, 10, e0137558.

Huang, M. T., Lee, H. H., Lin, C. F., Tsai, Y. J., & Liao, J. C. (2014). How does knee pain affect trunk and knee motion during badminton forehand lunges? *Journal of Sports Sciences*, *32*(7), 690-700.

Huang, P., Fu, L., Zhang, Y., Fekete, G., Ren, F., Gu, Y. (2019). Biomechanical analysis methods to assess professional badminton players' lunge performance. *Journal of Visualized Experiments.* (148), e58842, doi:10.3791/58842.

Hung, C. L., Hung, M. H., Chang, C. Y., Wang, H. H., Ho, C. S., & Lin, K. C. (2020). Influences of lateral jump smash actions in different situations on the lower

extremity load of badminton players. *Journal of Sports Science & Medicine*, *19*(2), 264–270.

Jacob, A., Zakaria, W. N. W., & Tomari, M. R. B. M. (2016). Implementation of IMU sensor for elbow movement measurement of badminton players. Paper presented at the *2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (ROMA)*.

Jiang, X., Napier, C., Hannigan, B., Eng, J. J., & Menon, C. (2020). Estimating vertical ground reaction force during walking using a single inertial sensor. *Sensors*, *20*(15), 4345.

Karatsidis, A., Bellusci, G., Schepers, H. M., De Zee, M., Andersen, M. S., & Veltink, P. H. (2017). Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. *Sensors*, *17*(1), 75.

Khoshnoud, F., & De Silva, C. W. (2012). Recent advances in MEMS sensor technology-mechanical applications. *Instrumentation and Measurement Magazine, IEEE*, *15*(2), 14-24. doi:10.1109/MIM.2012.6174574

Kimura, Y., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Tsukada, H. & Toh, S. (2010). Mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in badminton. *British Journal of Sports Medicine*, 44(15), 1124-1127.

Kimura, Y., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Hayashi, Y. & Sato, S. (2012) Increased knee valgus alignment and moment during single-leg landing after overhead stroke as a potential risk factor of anterior cruciate ligament injury in badminton. *British Journal of Sports Medicine*, 46(3), 207-213.

Kuntze, G., Mansfield, N., & Sellers, W. (2010). A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of Sports Sciences*, 28, 183-191.

Kwan, M., Cheng, C. L., Tang, W. T., & Rasmussen, J. (2010). Measurement of badminton racket deflection during a stroke. *Sports Engineering*, *12*(3), 143-153.

Lam, W.K., Ding, R., & Qu, Y. (2017). Ground reaction forces and knee kinetics during single and repeated badminton lunges. *Journal of Sports Sciences*, 35, 587-592.

Lam, W. K., Wong, D. W. C., & Lee, W. C. C. (2020). Biomechanics of lower limb in badminton lunge: a systematic scoping review. *PeerJ*, *8*, e10300.

Lapinski, M., Brum Medeiros, C., Moxley Scarborough, D., Berkson, E., Gill, T. J., Kepple, T., & Paradiso, J. A. (2019). A wide-range, wireless wearable inertial motion sensing system for capturing fast athletic biomechanics in overhead pitching. *Sensors*, *19*(17), 3637.

Lee, Y. S., Ho, C. S., Shih, Y., Chang, S. Y., Robert, F. J., & Shiang, T. Y. (2015). Assessment of walking, running, and jumping movement features by using the inertial measurement unit. *Gait and Posture*, *41*(4), 877-881. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.007

Lee, J. J. J., & Loh, W. P. (2019). A state-of-the-art review on badminton lunge attributes. *Computers in Biology and Medicine*, *108*, 213-222.

Lin, C. F., Hua, S. H., Huang, M. T., Lee, H. H., & Liao, J. C. (2015). Biomechanical analysis of knee and trunk in badminton players with and without knee pain during backhand diagonal lunges. *Journal of Sports Sciences*, *33*(14), 1429-1439.

Liu, T. H., Chen, W. H., Shih, Y., Lin, Y. C., Yu, C. & Shiang, T.Y. (2021). Better position for the wearable sensor to monitor badminton sport training loads. *Sports Biomechanics*, DOI: 10.1080/14763141.2021.1875033

Liu, X., Li, N., Xu, G., & Zhang, Y. (2020). A Novel Robust Step Detection Algorithm for Foot-mounted IMU. *IEEE Sensors Journal*.

Malawski, F., & Kwolek, B. (2016, September). Classification of basic footwork in fencing using accelerometer. In *2016 Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)* (pp. 51-55). IEEE.

Martini, E., Fiumalbi, T., Dell'Agnello, F., Ivanić, Z., Munih, M., Vitiello, N., & Crea, S. (2020). Pressure-sensitive insoles for real-time gait-related applications. *Sensors*, *20*(5), 1448.

Mei. Q., Gu, Y., Fu, F., Fernandez, J. (2017). A biomechanical investigation of right-forward lunging step among badminton players. *Journal of Sports Sciences*, 35,457-462.

Nadzalan, A. M., Azmi, S. H., Mohamad, N. I., Lee, J. L. F., Tan, K., & Chinnasee, C. (2018). Kinematics analysis of dominant and non-dominant lower limb during step and jump forward lunge in badminton. *Journal of Fundamental and Applied Sciences*, *10*(3S), 232-242.

Ngoh, K. J. H., Gouwanda, D., Gopalai, A. A., & Chong, Y. Z. (2018). Estimation of vertical ground reaction force during running using neural network model and uniaxial accelerometer. *Journal of Biomechanics*, *76*, 269-273.

Nielsen, M.H., Lund, J. H., Lam, W. K., & Kersting, U. G. (2020). Differences in impact characteristics, joint kinetics and measurement reliability between forehand and backhand forward badminton lunges, *Sports Biomechanics*, 19(4), 547-560.

Panebianco, G. P., Bisi, M. C., Stagni, R., & Fantozzi, S. (2018). Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review: Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements. *Gait & posture*, *66*, 76-82.

Peebles, A. T., Maguire, L. A., Renner, K. E., & Queen, R. M. (2018). Validity and repeatability of single-sensor loadsol insoles during landing. *Sensors*, *18*(12), 4082.

Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2015). The science of badminton: game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports Medicine*, *45*(4), 473-495.

Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2020). Injuries in badminton: a review. *Science & Sports*, *35*(4), 189-199.

Ramasamy, Y., Usman, J., Sundar, V., Towler, H. & King, M. (2021). Kinetic and kinematic determinants of shuttlecock speed in the forehand jump smash performed by elite male Malaysian badminton players, *Sports Biomechanics*, DOI: 10.1080/14763141.2021.1877336.

Raper, D. P., Witchalls, J., Philips, E. J., Knight, E., Drew, M. K., & Waddington, G. (2018). Use of a tibial accelerometer to measure ground reaction force in running: A reliability and validity comparison with force plates. *Journal of Science and Medicine in Sport, 21*(1), 84-88.

Reeves, J., Hume, P. A., Gianotti, S., Wilson, B., & Ikeda, E. (2015). A retrospective review from 2006 to 2011 of lower extremity injuries in badminton in New Zealand. *Sports*, *3*(2), 77-86.

Renner, K. E., Williams, D. S., & Queen, R. M. (2019). The reliability and validity of the Loadsol® under various walking and running conditions. *Sensors*, *19*(2), 265.

Sasaki, S., Nagano, Y., & Ichikawa, H. (2018). Loading differences in single-leg landing in the forehand-and backhand-side courts after an overhead stroke in badminton: A novel tri-axial accelerometer research. *Journal of Sports Sciences*, *36*(24), 2794-2801.

Setuain, I., Martinikorena, J., Gonzalez-Izal, M., Martinez-Ramirez, A., Gómez, M., Alfaro-Adrian, J., & Izquierdo, M. (2016). Vertical jumping biomechanical evaluation through the use of an inertial sensor-based technology. *Journal of Sports Sciences*, *34*(9), 843-851.

Shariff. A., George, J., & Ramlan, A. (2009). Musculoskeletal injuries among Malaysian badminton players. *Singapore Medical Journal*, 50, 1095-1097.

Shiang, T. Y., Hsieh, T. Y., Lee, Y. S., Wu, C. C., Yu, M. C., Mei, C. H. and Tai, I. H. (2016). Determine the Foot Strike Pattern Using Inertial Sensors. *Journal of Sensors*.

Shih, Y., Ho, C. S., & Shiang, T. Y. (2014). Measuring kinematic changes of the foot using a gyro sensor during intense running. *Journal of Sports Sciences, 32*(6), 550-556. doi: 10.1080/02640414.2013.843013

Tan, T., Strout, Z. A., & Shull, P. B. (2020). Accurate impact loading rate estimation during running via a subject-independent convolutional neural network model and optimal IMU placement. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*.

Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 37*(11 Suppl), S582-8.

Wong, P. L., Chamari, K., Chaouachi, A., Wisløff, U., & Hong, Y. (2007). Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *British Journal of Sports Medicine, 41*(2), 84-92.

Wong, T. K., Ma, A. W., Liu, K. P., Chung, L. M., Bae, Y.-H., Fong, S. S., Ganesan, B. & Wang, H.-K. (2019). Balance control, agility, eye–hand coordination, and sport performance of amateur badminton players: A cross-sectional study. *Medicine, 98*(2).

附錄一：實驗受試者須知

感謝您參加本項研究，題目為：「應用慣性感測器及無線足壓鞋墊對羽球步伐之探討」，目的主要在探討描述應用慣性感測器及無線足壓鞋墊是否可以作為量化羽球步伐的動作特徵的工具。

為避免其他因素的影響，使實驗得以順利進行，敬請遵守下列事項：

一、 請據實填寫基本資料。

二、 事先了解實驗流程。

三、 在實驗進行前，做好暖身活動，避免受傷。

四、 請穿著輕便的衣物與運動鞋，以方便運動為主。

五、 實驗時，受試者會進行羽球步伐及跳躍動作，每個動作收取 5 次成功的數據。同時記錄受試者雙腳的 VGRF 與 IMU 數值，作為量化羽球步伐與跳躍的下肢動力學參考依據。

再次感謝您的熱情參與合作！

附錄二、實驗受試者同意書

本人已詳細閱讀實驗受試者須知內容，且經過研究者解說後，已完全了解實驗內容、步驟，以及實驗期間可能發生的狀況。本人同意參加此實驗「應用慣性感測器及無線足壓鞋墊對羽球步伐之探討」，且在實驗期間會全力配合，並盡自己最大努力來完成此實驗。

實驗名稱：應用慣性感測器及無線足壓鞋墊對羽球步伐之探討

受試者保護說明

一、 您將具有隱私權和匿名的權力。

二、 實驗者在實驗內容和實驗目的有告知您的責任。

三、 您可以隨時要求解答有關實驗的各種問題。

受試者：_____(簽名)

日　期：_____

因為您的熱情協助，使本研究得以順利完成，且對運動生物力學領域有所貢獻，誠摯感謝您的支持與配合！

國立臺灣師範大學 體育學系　博士生　劉宗翰 敬上

附錄三、實驗受試者基本資料表

在您瞭解本實驗並且願意參與本實驗後，請填寫下列各項基本資料，讓實驗者瞭解您的生理狀況以及運動背景，讓實驗可以順利進行。而您所填寫的各項資料將會受到嚴格保密，不會有公開的危險。

受試者姓名：_____

出生日期　：_____

身高：_____公分

體重：_____公斤

近六個月內，是否有肌肉、骨骼、肌腱、韌帶的運動傷害：

□是　　□否

如受過傷，受傷部位：_____

是否痊癒：□是　　□否

謝謝您如實的填寫！

國立臺灣師範大學 體育學系　博士生　劉宗翰 敬上