

國立臺灣師範大學運動與休閒學院

體育與運動科學系

碩士論文

Department of Physical Education and Sport Sciences

College of Sports and Recreation

National Taiwan Normal University

Master's Thesis

前十字韌帶重建者單腳著地反彈跳之勁度與不對稱性分析

Analysis of single-leg drop jump stiffness and asymmetry in
anterior cruciate ligament reconstructed athletes

曾滄廷

Yu-Ting Tzeng

指導教授：李恆儒 博士

Advisor: Heng-Ju Lee, Ph.D.

中華民國 112 年 8 月

August 2023

謝辭

時光飛逝，轉眼間在師大待了兩年，碩班的這段日子真的學到很多，以前不曾想過當個研究生是什麼樣子，如今，自己也成為做過實驗的人，不能說完全明瞭做研究的一切，不過很開心有機會能在這個領域學習。

在學期間，謝謝李恆儒老師，指導做研究及寫論文，並讓我有機會做研究以外的事，帶訓練、復健及當課程的助教；謝謝黃昱倫老師，讓我擔任大學部 EMI 貼紮課的助教，學到如何從老師的角度給予學生幫助；也謝謝林建志老師對於論文的建議與協助。

研究所期間有一群陪伴我前進的同學及學姐，一起和 Megan、柏毅及佐融煩惱碩班的大小事，分享研究生日常遇到的趣事，也謝謝朱寧學姐這段期間幫助我很多，願意回答許多疑問和不解，因為有你們所以研究所的日子才能順利的度過；這段期間非常謝謝朋友們在心靈上的支持，不管是講電話陪伴我的映君、霈慈、鈺涵及書郁，或是讓我把群組電話當 podcast 收聽的威儒、佩雯、穎真和侑笙，及同樣在台北生活的雅貞和蘊勛會一起出門吃飯、逛街散心的朋友們，真的很謝謝大家陪我經歷碩班的一切。

最後謝謝家人的支持，尤其是媽媽給予我無限的後盾，支持我辭去工作重返校園讀書，相信我做的每個決定，讓我無憂的完成碩士學位，每次回到家都能好好休息、充滿能量再回學校，也謝謝我的表妹淑涵一起分享碩班的酸甜苦辣；真的非常謝謝家人們，有你們的陪伴、支持和照顧才能讓我完成這個碩士學位，完成了一項人生中想做的事。

2023.08

前十字韌帶重建者單腳著地反彈跳之勁度與不對稱性分析

2023 年 8 月

研究生:曾滄廷

指導教授:李恆儒

摘要

目的: 探討無重建運動員與前十字韌帶重建之運動員，進行單腳著地反彈跳時，其垂直勁度、髖、膝及踝關節勁度的不對稱性差異，及重建者健患側上述參數的差異。**方法:** 招募 10 名無重建與 10 名前十字韌帶重建的運動員；使用 10 部 Vicon 紅外線攝影機 (200Hz)，1 塊 Kistler 測力板 (1000Hz)；參與者從 30 公分高的木箱，進行 3 次成功的單腳著地反彈跳；計算第一次觸地至質心最低點的垂直勁度、髖關節勁度、膝關節勁度與踝關節勁度，再進行對稱性指數的計算；統計方法以獨立樣本 t 檢定進行組別分析，及皮爾森積差相關分析前十字韌帶重建者垂直勁度，分別與髖、膝及踝關節勁度的關係，再以成對樣本 t 檢定，分析重建者兩側垂直勁度與髖、膝及踝關節勁度的差異 ($\alpha = .05$)。**結果:** 無重建與重建者垂直勁度對稱性指數有達顯著差異 ($p = .041$)，對稱性指數分別為 108.2 ± 9.0 與 99.0 ± 8.6 ，而兩組人的髖關節勁度對稱性指數也達顯著差異 ($p = .011$)，對稱性指數分別為 72.3 ± 21.5 與 108.5 ± 32.7 ；重建者垂直勁度對稱性與下肢三關節勁度對稱性皆未達顯著相關 ($p < .05$)；重建者其非重建側與重建側之垂直勁度、三關節勁度皆未達顯著差異 ($p < .05$)。**結論:** 兩組人中非重建者對稱性較差，非慣用腳有較大的垂直勁度，與較小的髖關節勁度，如此落地模式可能會增加受傷的機率；重建者的三關節都是影響身體落地時受力的關鍵；重建者雙側的各個勁度數值沒有顯著差異，但膝蓋的角度及力矩顯著較小，此特性可能會增加前十字韌帶受傷的風險。

關鍵詞: 前十字韌帶傷害、重回運動場、勁度、雙側差異

Analysis of single-leg drop jump stiffness and asymmetry in anterior cruciate ligament reconstructed athletes

August, 2023

Author: TZENG, Yu-Ting

Advisor: LEE, Heng-Ju

Abstract

Purpose: This study aims to explore the disparities in vertical, hip, knee, and ankle stiffness between athletes who underwent anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) and those who did not, while also analyzing the variations in these parameters between the unaffected and affected sides of ACLR athletes. **Methods:** A total of ten non-reconstructed athletes and ten athletes with ACLR were enrolled for this investigation. Kinematic data were captured using ten VICON cameras (200Hz), while kinetic data were acquired through a Kistler force plate (1000Hz). The participants were instructed to execute three successful trials of single-leg drop jumps. The statistical analysis employed independent sample t-tests, Pearson's correlation coefficient, and paired sample t-tests with a significance level of $\alpha = .05$. **Results:** A statistically significant distinction ($p = 0.041$) emerged in the vertical stiffness LSI (limb symmetry index) between the non-reconstructed and ACLR groups. However, within the ACLR group, there was no noteworthy correlation observed between the vertical stiffness LSI and the stiffness of the three joints ($p < 0.05$). Moreover, no substantial differences were detected in vertical stiffness and joint stiffness across the two sides of the ACLR group ($p < 0.05$). **Conclusion:** The non-reconstructed group displayed higher vertical stiffness and decreased hip joint stiffness on their non-dominant side, potentially raising the susceptibility to injury. In the context of ACLR athletes, all three joints—hip, knee, and ankle—hold equal importance during landings. Notably, dissimilarities in knee angle and moment were found between both sides of ACLR group, indicating an elevated load on the reconstructed ACL and an increased likelihood of injury.

Key words: anterior cruciate ligament injury, return to sport, stiffness, bilateral discrepancy



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

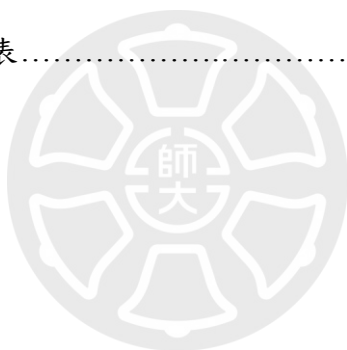
第一節 前言.....	1
第二節 問題背景.....	2
第三節 研究目的.....	3
第四節 研究假設.....	3
第五節 研究範圍與限制.....	3
第六節 名詞操作性定義.....	4

第貳章 文獻探討.....5

第一節 前十字韌帶重建者與不對稱性探討.....	5
第二節 不同落地測驗之動力學與運動學分析.....	6
第三節 勁度與表現及傷害的關係.....	8

第四節 文獻總結.....	9
第參章 研究方法.....	10
第一節 研究對象.....	10
第二節 研究設備及工具.....	10
第三節 實驗設計.....	12
第四節 實驗日期與地點.....	13
第五節 實驗流程.....	13
第六節 實驗方法與步驟.....	14
第七節 統計分析.....	17
第肆章 結果.....	19
第一節 受試者基本資料.....	19
第二節 垂直勁度與關節勁度之對稱性分析.....	19
第三節 重建者垂直勁度與三關節勁度之對稱性指數相關分析.....	20
第四節 重建者兩側勁度之特徵分析.....	21
第伍章 討論.....	24
第一節 垂直勁度與三關節勁度之對稱性差異.....	24
第二節 重建者垂直勁度與三關節勁度對稱性之相關探討.....	27
第三節 重建者兩側勁度之差異探討.....	27

第四節 結論.....	29
第五節 建議.....	30
參考文獻.....	31
附錄.....	37
附錄一 受試者實驗須知.....	37
附錄二 受試者同意書.....	38
附錄三 受試者基本資料表.....	39



表次

表 4-1	受試者基本資料.....	19
表 4-2	非重建者與重建者之垂直勁度與關節勁度之對稱性指數差異.....	20
表 4-3	非重建者兩側之垂直勁度與各關節勁度數值.....	20
表 4-4	重建者垂直勁度對稱性指數與三關節勁度對稱性指數之相關.....	21
表 4-5	重建者之非重建側與重建側之勁度差異.....	21
表 4-6	非重建者之非慣用側與慣用側運動學參數.....	22
表 4-7	非重建者之非慣用側與慣用側動力學參數.....	22
表 4-8	重建者之非重建側與重建側運動學參數.....	22
表 4-9	重建者之非重建側與重建側動力學參數.....	23



圖次

圖 3-1	反光求黏貼位置.....	11
圖 3-2	Single leg drop jump.....	15
圖 5-1	非重建者與重建者雙腳的地面反作用力.....	24
圖 5-2	非重建者與重建者的質心位移量.....	25
圖 5-3	非重建者與重建者的雙腳髖關節力矩變化量.....	26
圖 5-4	重建者髖、膝及踝關節力矩變化量.....	28
圖 5-5	重建者髖、膝及踝關節角度變化量.....	29



第壹章 緒論

第一節 前言

前十字韌帶 (anterior cruciate ligament, ACL) 斷裂人數不計其數，美國在過去二十年平均每十萬人就有 68.6 人 ACL 斷裂 (Sanders et al., 2016)，根據過去研究，因 ACL 斷裂而須進行前十字韌帶重建手術 (anterior cruciate ligament reconstruction, ACLR) 以運動員族群最多，占比達 65% (Gianotti et al., 2009)。然而，經歷重建後的運動員回場 (return to sport, RTS) 仍然發現運動學與動力學的差異。

選擇單雙腳落地方面，雙腳動作相較單腳，髌與膝的動作較少，單腳相較需要更多動作的需求 (Taylor et al., 2016; Hogg et al., 2020)，而讓 ACLR 者和無重建者進行不同落地測試，發現 ACLR 者相較無重建的垂直地面反作用力 (vertical ground reaction force, VGRF) 存在很大的不對稱 (King et al., 2019)，ACLR 者健患側比較，也發現在不同平面上關節活動度 (range of motion, ROM) 的不對稱，尤其垂直的跳躍高度上，執行單腳著地反彈跳 (single-leg drop jump, SLDJ) 的高度表現，更突顯出雙側的差異性 (Xergia et al., 2013; King et al., 2019); 這些不對稱的生物力學特徵，在兩年後依然可以在 ACLR 者身上發現 (Paterno et al., 2007; King et al., 2019)。ACLR 者肢體出現的不對稱，會影響受傷風險 (Kyritsis et al., 2016)，Grindem 等人 (2016) 的研究指出，股四頭肌肌力的肢體對稱性指數 (limb symmetry index, LSI) 大於等於 90% 會 12.5% 再次受傷，而小於 90% 有高達 33.3% 的二次傷害機率，由此可知，越不對稱的力學數值會有越高的二次傷害機率。

勁度 (stiffness) 將身體比擬為彈簧，當運動時身體受到力的作用而有形變，在儲存和釋放彈性能間不斷轉換 (Butler et al., 2003)，不同運動模式及速度皆會影響勁度的大小 (Butler et al., 2003; Almonroeder et al., 2020)，研究指出，過大的勁度和骨骼傷害有關，而過小的勁度和軟組織受損有關 (Butler et al., 2003)，比起過往傳統的柔軟度和關節活動度測量，勁度的大小和骨骼及軟組織傷害的相關性，可更具體的推測傷害情況

(Watsford et al., 2010)。

勁度垂直勁度 (vertical stiffness)、下肢勁度 (leg stiffness) 及關節勁度 (joint stiffness)，各有不同的使用情境及意義，垂直勁度將全身視為一個彈簧，在垂直跳躍動作最常使用，下肢勁度只考慮下肢變化，應用在有水平方向移動的跑步及走路，而關節勁度則針對關節計算，因此可運用在不同的情境下 (McMahon & Cheng, 1990; Farley, et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999; Lorimer et al., 2018)。在跳躍測試的研究表示，踝關節是影響垂直勁度的關鍵，相較之下，較不受膝與髌關節影響 (Farley & Morgenroth, 1999; Farley et al., 1998)，而 Maloney 等人 (2017) 在健康男性中發現單腳著地時，腳踝的關節勁度對垂直勁度的對稱性扮演重要的角色。

綜合上述，已知 ACLR 者肢段仍存在不對稱的生物力學特徵，如此不對稱的表現與傷害關係密切，而勁度與傷害也有關聯，在前述提及健康男性的踝關節為影響垂直勁度的關鍵，然而，重建過後的髌、膝或踝關節是影響身體整體的重點，在 ACLR 族群中尚未了解；因此本研究欲探討，ACLR 者在跳躍落地過程中，髌、膝或踝關節是影響垂直勁度對稱性的關鍵。

第二節 問題背景

許多運動員因為從事運動訓練而 ACL 斷裂，需進行 ACLR 並進行復健，儘管已回場參與訓練，仍在運動中發現力學的不對稱產生，而不對稱的產生和傷害密切相關，然而，對於 ACLR 者進行運動時，肢體出現的不對稱是髌、膝或踝所導致，仍然是未知，是第一時間接觸地面承受反作用力的踝關節，或是接受重建手術的膝關節，亦或是靠近質心的髌關節影響身體不對稱的原因較大，是本研究欲進行探討的。因此，本研究藉非重建者及 ACLR 者進行單腳著地反彈跳 (single-leg drop jump, SLDJ)，計算第一次落地至質心最低點，兩組人的垂直勁度與髌、膝及踝關節勁度不對稱之差異，ACLR 垂直勁度與其他三關節勁度之相關，及 ACLR 雙側間勁度的差異。

第三節 研究目的

本研究的主要目的：

- 一、針對非重建者與 ACLR 者，探討兩組人垂直勁度對稱性、髖、膝及踝關節勁度對稱性之差異。
- 二、探討 ACLR 者，其垂直勁度對稱性分別與髖、膝及踝關節勁度對稱性之相關性。
- 三、探討 ACLR 者雙側垂直勁度、髖、膝及踝關節勁度的差異。

第四節 研究假設

本研究之假設為：

- 一、ACLR 者的垂直勁度、髖、膝及踝關節勁度對稱性都顯著低於非重建者。
- 二、ACLR 者的垂直勁度對稱性與踝關節勁度對稱性有達顯著相關。
- 三、ACLR 者雙側的垂直勁度及踝關節勁度達顯著差異。

第五節 研究範圍與限制

一、受試對象

本研究對象為 18 至 30 歲有運動專項之非重建者及 ACLR 者，半年內無下肢手術史，半年內無下肢嚴重傷害而無法至場上運動，三個月內無下肢急性傷害。ACLR 者為單側重建，若伴隨半月板修復，其醫囑為限制負重六週內可納入受試者，不限韌帶移植物種類。由於受試者條件之限制，本研究所得之結果，只能推論到相同條件之受試者。

二、實驗室限制

本研究在實驗室進行，場地及環境無法與該運動員之運動專項相似。

第六節 名詞操作性定義

一、單腳著地反彈跳 (single leg drop jump, SLDJ)

受試者站於跳箱上，眼睛直視前方，雙腳腳尖與跳箱邊緣切齊，兩組人隨機選左或右側先測試，以單腳落下至力板，同腳再迅速垂直往上跳再落地。單腳落地時盡可能觸地時間短，並盡力跳高，動作全程手需至於髖上，若過程中手離開身體或非受測腳觸地，皆無法視為成功試驗。

二、垂直勁度 (vertical stiffness)

本實驗以 SLDJ 動作中第一次落地的最大垂直地面反作用力 (VGRF)，除以第一次落地至最低點的身體質心 (Center of mass, COM) 在垂直方向的位移量，再以體重標準化。

三、關節勁度 (joint stiffness)

本實驗在 SLDJ 動作中，觸地瞬間到該關節屈曲角度最大的期間，其矢狀面上淨關節力矩除以角度變化量。定義著地瞬間為 VGRF 大於 20 牛頓。

第貳章 文獻探討

本章主要針對前十字韌帶重建者、不同落地的動力學及運動學分析與勁度進行相關文獻探討。分為以下四個章節進行敘述：一、前十字韌帶重建者與不對稱性探討；二、不同落地測驗之動力學與運動學分析；三、勁度與表現及傷害的關係；四、文獻總結。

第一節 前十字韌帶重建者與不對稱性探討

在美國 1990 至 2010 年間，每十萬人就有 68.6 人 ACL 斷裂，發生斷裂機率最高的族群為大學生 (Sanders et al., 2016)，在英國近 20 年間，ACLR 者增加 12 倍之多，20 至 29 歲間是最常見進行 ACLR 的年齡層 (Abram et al., 2020)，根據過去研究，最常因為 ACL 受傷而需要進行重建手術的族群為運動員，占比 65% 之高 (Gianotti et al., 2009)。

運動中力學表現方面，ACLR 者和無重建者存在差異性。兩組人進行雙腳著地反彈跳 (double-leg drop jump, DLDJ)，ACLR 組雙腳 VGRF 呈現很大不對稱性，雖然在單腳向前跳 (single-leg hop for distance, SLHD) 方面，兩組人並沒有太大差別，但跳躍高度上也呈現很大的差異，而在跳躍測試中，以單腳著地反彈跳高度表現的不對稱性最大 (Xergia et al., 2013；King et al., 2019)。

ACLR 者在著地及推蹬期，健患側的關節角度在不同平面上存在差異。Xergia 等人 (2013) 發現著地期間，ACLR 側膝屈曲角度及踝背屈角度小於健側，推蹬期時，ACLR 側膝屈曲角度也小於健側；相似的結果也在 King 等人 (2019) 中發現到，ACLR 者進行 SLDJ 時，膝屈角度、伸膝力矩、踝直屈力矩及伸髖角度較有不對稱性；如此的結果，可能是為了代償股四頭肌無力、身體的保護機制或本體感覺的缺失及神經肌肉改變所致 (King et al., 2019)。

經歷 ACLR 後兩年，仍可發現與無重建者的差異。Paterno 等人 (2007) 在 ACLR

後兩年的運動表現中，發現深蹲時承重以健側腳為主，ACLR 側伸膝角度較小，單腳垂直跳方面，ACLR 側的伸膝力矩明顯比健側少；如前述 King 等人 (2019) 表示，單腳向前跳躍觀察不出 ACLR 者與無重建者差異，Paterno 等學者也認為向前跳躍測試時常高估回場能力，而目前健患側的不對稱指數 85%，是臨床能接受回場的數值。

ACLR 後肢體出現運動學及動力學的不對稱，可能會影響運動表現及受傷風險 (Kyritsis et al., 2016)。有研究發現，RTS 兩年後在高台著地 (drop-landing) 動作中，LSI 小於 85% 者相較 LSI 大於等於 90% 者，會有膝屈曲角度及峰值 VGRF 更大的不對稱性，ACLR 側皆有較小的膝屈曲角度及 VGRF (Ithurburn et al., 2021)；Grindem 等人 (2016) 研究發現，股四頭肌的肢體對稱指數 (limb symmetry index, LSI) 小於 90% 者，回場運動 (return-to-sport, RTS) 後會有 33.3% 再次受傷的機率，而 LSI 大於等於 90% 者，有 12.5% 會有二次傷害。

由上述文獻探討得知，前十字韌帶重建者數量不計其數，運動表現的動力學與運動學參數與無重建者甚至回場後比較，存在數值的不對稱，如此不對稱的表現，可能存在二次傷害的風險。

第二節 不同落地測驗之動力學與運動學分析

當前，已有許多研究利用不同的落地測驗，探討或評估 ACL 的負荷及損傷風險 (Hewett et al., 2005; Taylor et al., 2016; Hogg et al., 2020)。高機率 ACL 受傷的時刻，是非接觸性 (Agel, Arendt & Bershadsky, 2005) 且在落地後幾毫秒內所發生的 (Boden et al., 2009)，利用落地觀察下肢的運動學與動力學，可以幫助運動員避免在從事運動時，出現造成 ACL 受傷風險高的動作發生。

多數的 ACL 受傷，發生在矢狀面活動時單腳著地的期間 (Boden et al., 2009)。在落地動作中，若膝蓋呈現外翻、內轉及髓的內收、內轉，視為增加 ACL 受傷風險的動作 (Hewett et al., 2005; Boden et al., 2009)；在一些研究中，比較單、雙腳著地的動力學與運

動學，發現單腳著地下肢會有較多冠狀面的活動，有更多的膝外翻、髖內收角度，峰值角度分別大 2.0 度及 4.6 度，且膝內收及外翻力矩較大，而相較在雙腳落地動作中，髖與膝的動作較少，表示單腳比雙腳著地需要更多的動作需求，若單看雙腳落地的力學特點，無法預測單腳冠狀面上的生物力學特徵，因此單腳的落地測驗是較好的選擇 (Taylor et al., 2016;Hogg et al., 2020)。

除了單、雙腳落地測驗會有不同的力學特徵外，跳躍的方向也會影響。King 等人 (2018) 的研究指出，同為 ACLR 後 9 個月的人，ACLR 側的膝伸展力矩、VGRF 都較小，執行 SLHD 的 LSI 大於 90%，SLDJ 的 LSI 卻小於 80%，若以 SLHD 作為 RTS 的標準已可回場，表示水平方向跳躍的測試可能會高估回場能力；再者，Wren 等人 (2018) 認為跳躍的距離和等速肌力較有關，儘管水平跳躍距離 LSI 已達 85%，依然發現在 ACLR 側膝關節的 ROM 及力矩較低的情形發生，對於能達到水平跳躍距離較高的 LSI 者，作者認為是因為兩腳跳躍變保守，而因此達到較高的對稱性。由上述可知，SLHD 距離的對稱性較易達標準，需要其他生物力學參數為輔，才能了解膝關節恢復情形，因此相較之下 SLDJ 是 RTS 測試中較佳的跳躍測試。

Kotsifaki 等學者 (2022) 比較單腳垂直跳 (single-leg vertical jump, SLVJ) 和 SLDJ，兩者跳高高度的 LSI 分別為 83% 及 77%，跳高的表現和肌肉向心收縮的能力有關，能評估髖、膝及踝的能力，在這兩個動作的推進期中，ACLR 的膝做功較少，造成代價在髖而做更多動作，SLDJ 相較 SLVJ 更受膝蓋及腳踝的影響，而造成如此不對稱的結果，因此的選擇膝關節功能的測試時，SLDJ 相對較能呈現膝關節的情況。

在上述文獻探討中，可得知探討 ACLR 有許多不同的落地動作，不同的動作對各關節影響也各有不同，但多數動作中發現，ACLR 側的膝關節在矢狀面動作中的角度及力矩降低，而跳躍動作方向的選擇，水平方向的跳躍較易達回場標準，因此垂直方向較適合用來作為檢測的動作。

第三節 勁度與表現及傷害的關係

勁度 (stiffness) 是由虎克定律 (Hooke's law) 衍變而來，將身體視為一個彈簧質量系統 (spring – mass system)，當受到力的作用時會有形變產生，舉凡跑步、跳躍、步行時，身體為應變地面反作用力，而像彈簧般會在儲存及釋放彈性能之間不斷轉換 (Butler, Crowell, Davis, 2003)。性別、身體的組織、跳躍的高度、運動觸地的方式及運動的速度……等，都是影響勁度大小的原因 (Butler et al., 2003; Almonroeder et al., 2020)。

勁度分為垂直勁度 (vertical stiffness)、下肢勁度 (leg stiffness) 及關節勁度 (joint stiffness)，不同的勁度各有不同的意義及適合的情境。垂直勁度將身體視為一個彈簧整體，在觸地瞬間至質心最低點中的最大垂直地面反作用力，除以質心 (center of mass, COM) 在垂直方向上的位移量，常應用在跳躍或連續跳的動作中 (McMahon & Cheng, 1990; Farley et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999)；而有另一種勁度的算法，下肢勁度的應用只考慮下肢的影響，是 VGRF 與垂直方向上腳收縮的長度變化量關係，其算法需要考量水平方向的速度與觸地時間，通常應用在跑步及行走的計算 (McMahon & Cheng, 1990; Farley & Morgenroth, 1999)。關節勁度適用於任何運動情境，當需要觀察特定關節的勁度時，就可以利用關節勁度進行探討，在動作觸地瞬間到關節屈曲角度最大的期間，淨關節力矩除以角度變化量即為關節勁度 (Farley et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999; Lorimer et al., 2018)。

勁度和動作表現在一些研究中表示有相關。Butler 等人 (2003) 發現下肢勁度會隨著運動速度、跳躍頻率及跳躍高度增加而變大；且當跳躍的速度增加時，垂直勁度也隨之增加 (Farley et al., 1991)，然而，Laffaye 等人 (2005) 在跳高、手球、排球、跳高及籃球運動員的跳躍實驗中，發現下肢勁度不增反降，可能是動作所運行的時間過短，造成伸展縮短週期 (stretch shortening cycle, SSC) 無法適當發揮，而降低發揮動能的效果。

另一方面，在跳躍測試的許多研究中，表示踝關節是扮演調整下肢勁度的主要角色，膝關節及髖關節相對較不影響下肢勁度，Maloney 等人 (2017) 在健康男性中發現腳踝的關節勁度對垂直勁度的不對稱性扮演重要的角色；由於下肢的結構，足部較其它肢段

最接近水平地面，也是肢段的最遠端，地面反作用力的力臂在踝關節會最大，因此角位移和踝淨關節力矩的關聯較大於膝及髖關節 (Farley & Morgenroth, 1999; Farley et al., 1998)。

談到傷害與勁度，學者認為過大的勁度和骨骼傷害有關，過小的勁度和軟組織受傷有關 (Butler et al., 2003)，但目前仍未探討出最適當的勁度數值應介於哪個區間。研究人員針對澳洲足球員做賽前及賽後記錄，比起未受傷的運動員，受傷運動員傷前的下肢勁度高 5%，顯示下肢勁度較高之運動員遭受非接觸性的軟組織受傷機率似乎更高，比起過往傳統的柔軟度和關節活動度測量，勁度的大小可更具體的推測傷害的情況 (Watsford et al., 2010)。

由上述文獻探討得知，勁度不同的算法及應用，不同運動能藉由不同的勁度探討力量與身體反應的結果，進而了解對人體的影響及傷害的關係。



第四節 文獻總結

- 一、ACLR 者在進行單或雙腳及不同落地測試，和無重建者相比有較不對稱的生物力學特徵，儘管已回場兩年，仍可發現表現及力學參數的不對稱，且可能會造成二次傷害。
- 二、ACLR 者進行不同落地測試，會引發不同受傷風險的落地特徵，其中以單腳並垂直向上跳的動作，較能看出膝關節的情況。
- 三、勁度有不同算法及不同情境的使用，會受到運動方式的不同而改變，踝關節是影響垂直勁度的關鍵，過大或過小的勁度都和傷害有關。

第參章 研究方法

第一節 研究對象

本研究對象為，18 至 30 歲十名單側前十字韌帶重建現役專項運動員，及十名現役專項運動非重建者。ACL 重建手術若合併半月板縫合手術，其醫囑建議限制負重週數為六週內，韌帶移植物不拘。所有研究對象半年內雙側下肢沒有嚴重傷害以至於無法在場上運動，近三個月未有下肢急性傷害。實驗前會告知實驗流程及方法，並檢附「附錄一 受試者實驗須知」供受試者閱讀，待受試者願意參與研究後，填寫「附錄二 受試者同意書」及「附錄三 受試者基本資料」。

第二節 研究設備及工具

一、攝影機

使用 10 部紅外線攝影機 (Vicon, Oxford Metrics Ltd, Sampling frequency of 200 Hz)，搭配 Vicon Nexus 2.10 版影像擷取系統，收取運動學參數。

二、測力板

採用 Kistler 測力板 (Kistler 9827, Germany, Sampling Frequency of 1000 Hz)，得知 SLDJ 之垂直地面反作用力，與 Vicon 系統收取之運動學參數算出垂直勁度及關節勁度。

三、反光球

以 Plug-in Gait model 為模板，並增加大轉子 (Greater trochanter)、股骨內上髁 (Medial epicondyle of femur) 及內踝 (Medial malleolus) 黏貼，共 45 顆反光球。

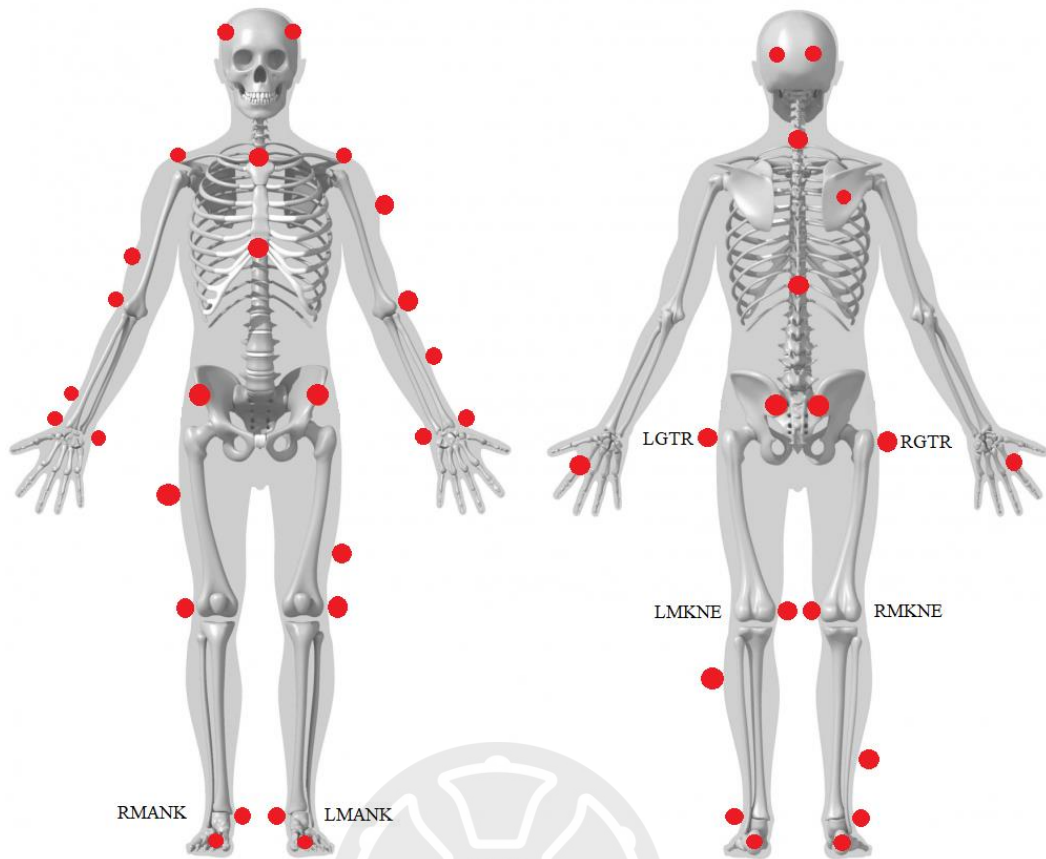


圖 3-1 反光球黏貼位置

四、Vicon Nexus 2.10 版影像擷取系統

紅外線攝影機收取之影像，藉由此系統紀錄運動時光點移動軌跡，並同時收取測力板資料，再利用系統中的特定慮波後匯出資料。

五、Visual3D 影像分析軟體 (Visual3D x64 Professional v2021.09.1)

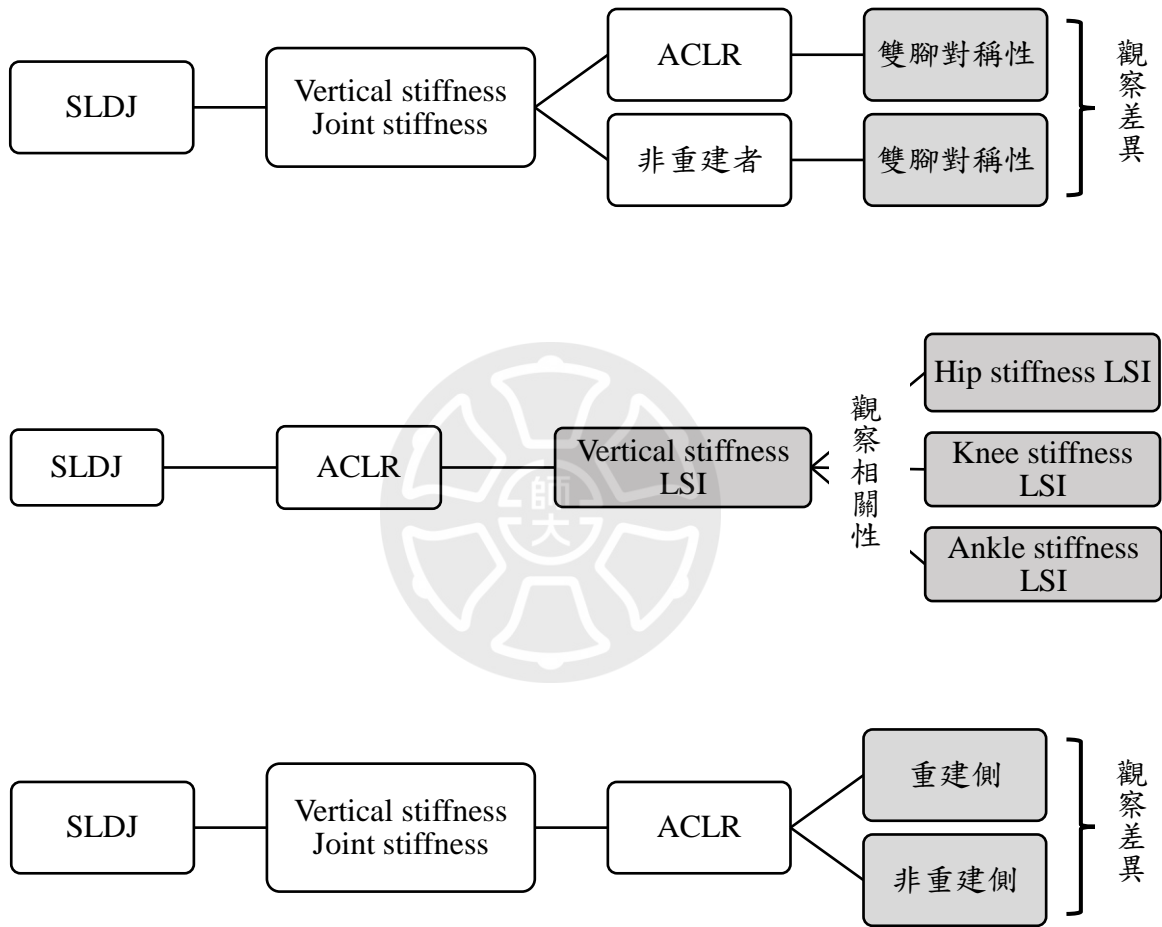
將 Vicon Nexus 的原始資料匯入此分析軟體，取得關節角度、力矩、質心位移量，以利計算關節勁度及垂直勁度。

六、跳箱

跳箱為 30 公分高，並置於離力板 15.24 公分處執行 SLDJ。

第三節 實驗設計

本實驗設計為，觀察前十字韌帶重建者與非重建者受試者之不對稱性差異，重建者垂直勁度不對稱性與下肢三關節不對稱性的相關，及前十字韌帶重建者健、重建側跳躍之勁度差異。



一、自變項

本實驗自變項為單腳著地反彈跳 (Single-leg drop jump, SLDJ)。

二、依變項

- (一)垂直勁度
- (二)關節勁度: 髖關節、膝關節與踝關節
- (三)對稱性指數

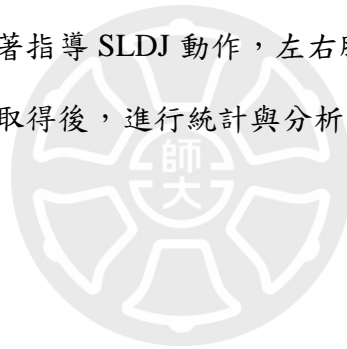
第四節 實驗日期與地點

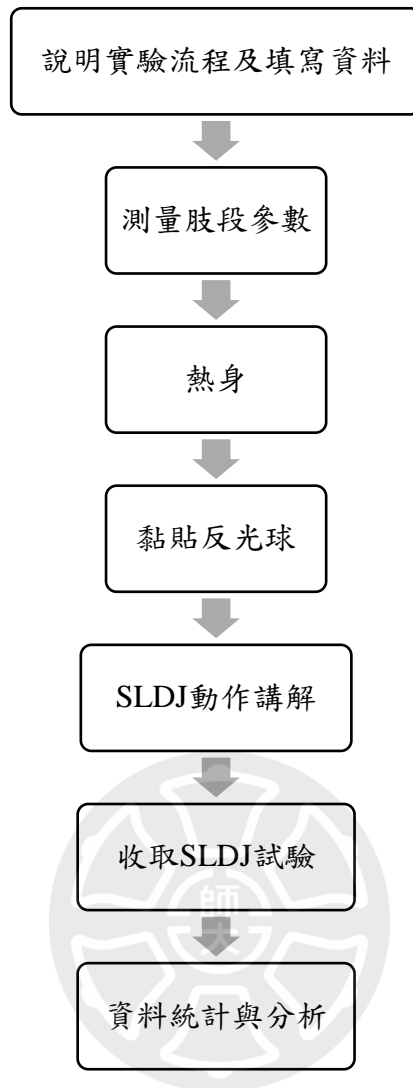
實驗日期:民國 111 年 8 月 1 日至民國 112 年 1 月 31 日

實驗地點:國立臺灣師範大學生物力學實驗室

第五節 實驗流程

本實驗流程圖如下所示，招募受試者後，說明實驗流程，受試者填寫同意書及基本資料。測量肢段參數後進行熱身，固定式腳踏車自選速度騎乘 10 分鐘，待熱身完畢，黏貼反光球於受試者身上，接著指導 SLDJ 動作，左右腳各收取三次成功的試驗，隨機選一側開始測試，待上述數據取得後，進行統計與分析。





第六節 實驗方法與步驟

一、實驗前準備階段

(一)儀器校正

1. Vicon 紅外線攝影機 (Oxford Metrics Ltd):

使用 Vicon Nexus 2.10 版影像擷取系統。進行校正時，先將數顆反光球放置測力板周圍，檢查電腦中各攝影機是否顯示正常，且影像中是否顯示相同顆數之反光球。接著，使用 T-wand 進行動態校正，手持 T-wand 對準各紅外線攝影機畫八字，待全數紅外線攝影機顯示綠燈後，即動態校正

完畢，再次使用 T-wand 放置實驗室一號測力板之邊角進行靜態校正，並查看影像中是否有相應之光點。

2. Kistler 測力板 (Kistler 9821, Germany) :

在 Vicon Nexus 2.10 版影像擷取系統中，左側的外接裝置中找尋力板選項，歸零所有力板，請人依序站至力板中央及四個角落，檢查上述五個點，力板呈現之數值是否正常。

(二)受試者準備與熟悉實驗

受試者了解實驗需知，並知悉實驗流程及目的，願意參與之實驗者，填寫同意書及基本資料後，即開始進行實驗。

受試者穿著貼身運動短袖上衣及短褲，進行固定式腳踏車自選速度騎乘 10 分鐘。熱身完畢後，請健康受試者雙腳站至跳箱，腳尖與跳箱邊緣切齊，雙手插腰，單腳自然落地三次，使用該側兩次定義為健康受試者之慣用腳。請受試者雙腳平均承重並與肩同寬站立，使用量尺及游標尺測量受試者肩寬、肘寬、腕寬、手掌厚度、腳長、股骨內外髁寬度、內外踝寬度，並輸入 Vicon Nexus 2.10 系統中。準備 45 顆反光球，黏貼於受試者全身骨突及肢段後，指導 SLDJ，受試者兩側腳尖同樣切齊跳箱邊緣，雙手於動作過程中需全程至於髖上，並注意不可遮蔽到反光球，雙側各練習三次及執行三次成功的正式試驗。

成功試驗為動作過程中，面朝前且手部沒有離開髖上，單腳跨出跳箱並使用同側腳落地再跳躍，對側腳皆不可觸地或靠在動作腳上，最後落地需保持穩定至少兩秒。



圖 3-2 Single leg drop jump

二、實驗處理

(一)Vicon 紅外線攝影機

實驗前，確認受試者身上衣物沒有反光材質，周遭環境是否有反光物品，若有則需使用透氣膠帶黏貼遮蔽，或移除反光物品，避免 Vicon 紅外線攝影機誤判為光點。

(二)反光球

確認受試者穿著是否貼身，且穿著短袖及短褲，以利肢段露出方便黏貼反光球。

三、資料分析

(一)垂直勁度 (vertical stiffness)

SLDJ 第一次落地至質心最低點，其最大之垂直地面反作用力 (F_{max}) 除以質心 (Center of mass, COM) 在第一次落地至最低點垂直方向的位移量 (Δy) (McMahon & Cheng, 1990)，再以體重 (kg) 標準化。

$$K_{vert} = \frac{F_{max}}{\Delta y}$$

(二)關節勁度 (joint stiffness)

膝關節及踝關節之勁度，依據先前研究 (Farley & Morgenroth, 1999)，在觸地瞬間至關節屈曲最大角度之間，矢狀面上之淨關節力矩 (ΔM_{joint}) 除以關節角度變化量 ($\Delta \theta_{joint}$)，再以體重 (kg) 標準化。

$$K_{joint} = \frac{\Delta M_{joint}}{\Delta \theta_{joint}}$$

(三)對稱性

本篇採用先前研究勁度的對稱性算法，為對稱性指數 (Limb symmetry index, LSI)。

非重建者的算法如下:

$$LSI = \frac{\text{非慣用腳 (NDL)}}{\text{慣用腳 (DL)}} \times 100\%$$

重建者的算法如下:

$$LSI = \frac{\text{重建側 (injured)}}{\text{非重建側 (uninjured)}} \times 100\%$$

四、資料處理

(一)運動學資料

本實驗運動學資料為質心之垂直位移量，及髖、膝及踝關節角度，使用 vicon nexus 擷取資料，濾波使用 Fourth Order Butterworth Low-pass 截止頻率為 6Hz，再經由 visual 3D 計算出上述資料，後續使用 Microsoft Excel 進行計算。

(二)動力學資料

本實驗之動力學參數為地面反作用力、關節力矩，分析受試者第一次落地之數據，並以體重進行標準化，而濾波使用 Fourth Order Butterworth Low-pass 截止頻率為 20Hz，再由 visual 3D 計算各關節之力矩，後續使用 Microsoft excel 進行計算。

第七節 統計分析

本研究將收取到之平均數值，以統計軟體 SPSS 23.0 版本 (IBM SPSS statistic for windows, version 23.0, SPSS Inc., U.S.) 進行統計分析。

一、受試者基本資料以描述性統計呈現 (平均值 ± 標準差)。

二、以獨立樣本 *t* 檢定 (Independent sample *t* test)，分析 ACLR 者與非重建者垂直勁度對稱指數的差異，兩者的髖關節勁度對稱指數、膝關節勁度對稱指數及踝關節勁度對稱性指數的差異。

- 三、以皮爾森積差相關 (Pearson's correlation coefficient)，分析 ACLR 者非重建側與重建側的垂直勁度對稱指數分別和髖關節勁度對稱指數、膝關節勁度對稱指數及踝關節勁度對稱性指數的相關。
- 四、以成對樣本 t 檢定 (Paired Sample t test)，分析非重建者的非慣用側與慣用側，及 ACLR 者非重建側與重建側的垂直勁度、髖關節勁度、膝關節勁度及踝關節勁度、地面反作用力、質心位移量、力矩變化量及角度變化量的差異。
- 五、本研究設定之統計顯著水準為 $\alpha = .05$ 。



第肆章 結果

第一節 受試者基本資料

本研究之受試者基本資料如表 4-1，非重建及重建受試者各有 10 名，運動專項有橄欖球、籃球、排球、足球、合球、羽球、手球、壘球、健美、拔河及飛盤，重建者會配對相同運動專項及性別的非重建者，每組人各有 2 名男性及 8 名女性，兩組人在年齡、身高及體重皆未達顯著差異 ($p > .05$)，重建者平均回至運動場上時間為 31.7 個月，重建者中有 5 名重建右側，而另 5 名重建左側，另一方面，非重建者之慣用腳皆為右側。

表 4-1

受試者基本資料表

項目 (單位)	非重建者 ($n = 10$)	重建者 ($n = 10$)	p
	$M \pm SD$	$M \pm SD$	
年齡 (years)	20.6 ± 2.2	22.3 ± 3.4	.186
身高 (cm)	164.4 ± 7.8	164.4 ± 9.1	.635
體重 (kg)	62.4 ± 11.0	63.4 ± 9.6	.539
回場時間 (months)	NA	31.7 ± 25.3	
重建者重建側 (左/右)	NA	5/5	
非重建者慣用側 (左/右)	0/10	NA	

第二節 垂直勁度與關節勁度之對稱性分析

非重建者與重建者的垂直勁度與關節勁度對稱性指數差異如下表 4-2，經獨立樣本 t 檢定分析後發現，兩組受試者在垂直勁度 ($p = .041$) 與髖關節勁度 ($p = .012$) 的對稱性上有顯著差異，以雙側對稱性 100% 為理想狀態來說，重建者的垂直勁度對稱性指數趨近於 100%，雙側差異較非重建者較小，髖關節勁度對稱性指數方面，重建者也相較非重建者數值接近 100%，表示重建者髖關節兩側差異較非重建者小；而在膝及踝關節

勁度方面，則未達顯著差異 ($p > .05$)。

表 4-2

非重建者與重建者之垂直勁度與關節勁度之對稱性指數差異

變項	非重建者	重建者	<i>p</i>
	<i>M ± SD</i>	<i>M ± SD</i>	
垂直勁度 LSI	108.2 ± 9.0	99.0 ± 8.6 ^a	.041
髖關節勁度 LSI	72.3 ± 21.5	108.5 ± 32.7 ^b	.011
膝關節勁度 LSI	95.0 ± 15.5	94.2 ± 13.5	.907
踝關節勁度 LSI	104.8 ± 16.2	97.6 ± 16.3	.353

註：^a 表示和非重建者的垂直勁度對稱性達顯著差異 ($p < .05$)

^b 表示和非重建者的髖關節勁度對稱性達顯著差異 ($p < .05$)

LSI = limb symmetry index

非重建者其非慣用側與慣用側的各個勁度數值如表 4-3，成對樣本 *t* 檢定後得知，其中非重建者的髖關節勁度兩側有達顯著差異 ($p = .04$)，垂直勁度、膝關節與踝關節兩側皆無明顯差異 ($p > .05$)。

表 4-3

非重建者兩側之垂直勁度與各關節勁度數值

變項	非慣用側	慣用側	<i>p</i>
	<i>M ± SD</i>	<i>M ± SD</i>	
垂直勁度(N/m/kg)	176.6 ± 57.97	161.6 ± 53.15	.075
髖關節勁度(N*m/deg/kg)	.050 ± .030	.068 ± .040 ^a	.040
膝關節勁度(N*m/deg/kg)	.045 ± .018	.041 ± .008	.484
踝關節勁度(N*m/deg/kg)	.047 ± .013	.042 ± .016	.170

註：^a 表示和非慣用側的髖關節勁度達顯著差異 ($p < .05$)

第三節 重建者垂直勁度與三關節勁度之對稱性指數相關分析

如表 4-4，呈現重建者其垂直勁度對稱性指數，與髖、膝及踝關節勁度對稱性指數的相關，以皮爾森積差相關分析，垂直勁度對稱性指數與髖 $r = .362$ ($p = .338$)、膝 $r = -.646$

($p = .172$)及踝 $r = .304$ ($p = .426$) 的關節勁度對稱性指數皆未達顯著水準 ($p > .05$)。

表 4-4

重建者垂直勁度對稱性指數與三關節勁度對稱性指數之相關

變項	1	2	3	4
1.垂直勁度 LSI	—	.362	-.646	.304
2.髖關節勁度 LSI		—	-.240	.300
3.膝關節勁度 LSI			—	-.011
4.踝關節勁度 LSI				—

註: LSI = limb symmetry index

第四節 重建者兩側勁度之特徵分析

重建者非重建側與重建側的勁度差異如表 4-5，經成對樣本 t 檢定分析後，發現非重建側與重建側的垂直勁度與各關節勁度，皆未達顯著差異 ($p > .05$)。

表 4-5

重建者之非重建側與重建側之勁度差異

變項	非重建側	重建側	p
	$M \pm SD$	$M \pm SD$	
垂直勁度 (N/m/kg)	139.5 \pm 37.6	139.3 \pm 39.7	.966
髖關節勁度 (N*m/deg/kg)	.066 \pm .038	.065 \pm .029	.936
膝關節勁度 (N*m/deg/kg)	.034 \pm .012	.032 \pm .010	.205
踝關節勁度 (N*m/deg/kg)	.034 \pm .007	.033 \pm .004	.665

如表 4-6 及 4-7 所呈現為，非重建者兩側運算勁度的運動學與動力學參數，並使用成對樣本 t 檢定，發現運動學參數的質心位移量及各關節角度變化量，兩側皆無顯著差異，而非重建者在動力學參數方面，如垂直地面反作用力 ($p = .040$)、髖關節力矩變量化 ($p = .025$) 及踝關節力矩變化量 ($p = .026$)，非慣用與慣用側有達到顯著差異。

表 4-6

非重建者之非慣用側與慣用側運動學參數

變項	非慣用側	慣用側	<i>p</i>
	<i>M</i> ± <i>SD</i>	<i>M</i> ± <i>SD</i>	
質心位移量 (cm/height)	.105 ± .016	.112 ± .020	.096
髖關節角度變化量 (deg)	20.5 ± 7.0	19.5 ± 6.3	.269
膝關節角度變化量 (deg)	45.7 ± 5.9	46.1 ± 6.4	.723
踝關節角度變化量 (deg)	45.7 ± 7.1	47.8 ± 7.3	.236

表 4-7

非重建者之非慣用側與慣用側動力學參數

變項	非慣用側	慣用側	<i>p</i>
	<i>M</i> ± <i>SD</i>	<i>M</i> ± <i>SD</i>	
垂直地面反作用力 (N/BW)	3.07 ± .53	2.97 ± .55 ^a	.040
髖關節力矩變化量 (N*m/kg)	1.00 ± .69	1.23 ± .75 ^b	.025
膝關節力矩變化量 (N*m/kg)	2.04 ± .96	1.93 ± .86	.574
踝關節力矩變化量 (N*m/kg)	2.10 ± .60	1.91 ± .60 ^c	.026

註：^a表示和非慣用側的垂直地面反作用力達顯著差異 ($p < .05$)^b表示和非慣用側的髖關節力矩變化量達顯著差異 ($p < .05$)^c表示和非慣用側的踝關節力矩變化量達顯著差異 ($p < .05$)

另一方面，重建者的運動學與動力學相關參數如下表 4-8 及 4-9，以成對樣本 *t* 檢定後發現，兩側僅有膝關節的角度變化量 ($p = .024$) 及力矩變化量 ($p = .019$) 有達到顯著差異，而質心位移量、地面反作用力、其他角度變化量及力矩變化量並未達顯著差異。

表 4-8

重建者之非重建側與重建側運動學參數

變項	非重建側	重建側	<i>p</i>
	<i>M</i> ± <i>SD</i>	<i>M</i> ± <i>SD</i>	
質心位移量 (cm/height)	.123 ± .011	.124 ± .020	.686
髖關節角度變化量 (deg)	23.1 ± 6.7	22.5 ± 6.2	.642
膝關節角度變化量 (deg)	48.4 ± 4.9	44.5 ± 5.6 ^a	.024
踝關節角度變化量 (deg)	49.8 ± 5.5	49.3 ± 4.2	.654

註：^a表示和非重建側的膝關節角度變化量達顯著差異 ($p < .05$)

表 4-9

重建者之非重建側與重建側動力學參數

變項	非重建側 $M \pm SD$	重建側 $M \pm SD$	P
垂直地面反作用力 (N/BW)	$2.92 \pm .46$	$2.80 \pm .34$.203
髖關節力矩變化量 (N*m/kg)	$1.31 \pm .52$	$1.26 \pm .36$.782
膝關節力矩變化量 (N*m/kg)	$1.48 \pm .50$	$1.32 \pm .50^a$.019
踝關節力矩變化量 (N*m/kg)	$1.70 \pm .52$	$1.64 \pm .48$.174

註：^a表示和非重建側的膝關節力矩變化量達顯著差異 ($p < .05$)



第五章 討論

本研究的目的是為，探討健康運動員與前十字韌帶重建運動員，其垂直勁度與髌、膝及踝關節勁度的對稱性差異，及重建者垂直勁度對稱性與下肢三個關節的關節勁度對稱性的相關，最後探討重建者兩側的垂直勁度、髌、膝及踝關節勁度差異，並分為以下幾個小節進行討論。

第一節 垂直勁度與三關節勁度之對稱性差異

根據本實驗結果發現，非重建者與重建者的垂直勁度對稱性與髌關節勁度對稱性，有顯著差異，非重建者相較於重建者雙側數值差異較大。非重建者的對稱性指數是由非慣用側除以慣用側，所以垂直勁度對稱性為 108.2 %，代表非重建者的非慣用側垂直勁度較大，而垂直勁度是由地面反作用力除以垂直方向上質心的位移量，進一步分析兩組人雙腳的地面反作用力（圖 5-1）與質心位移量（圖 5-2），發現僅有非重建者兩側的地面反作用力有顯著差異 ($p = .040$)。

圖 5-1

非重建者與重建者雙腳的地面反作用力

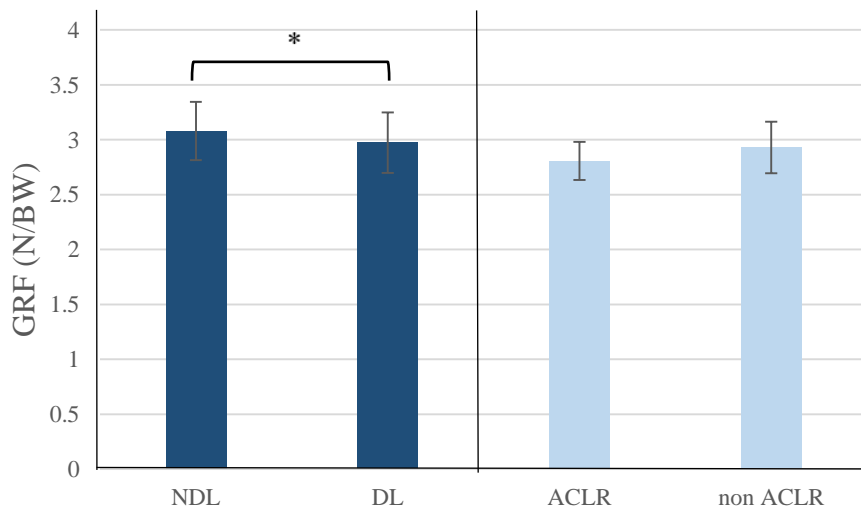
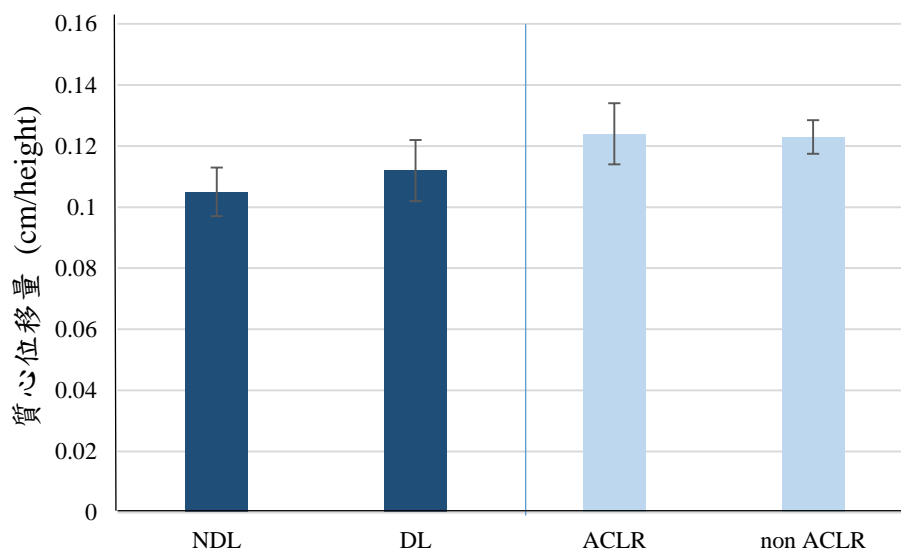


圖 5-2

非重建者與重建者雙腳的質心位移量



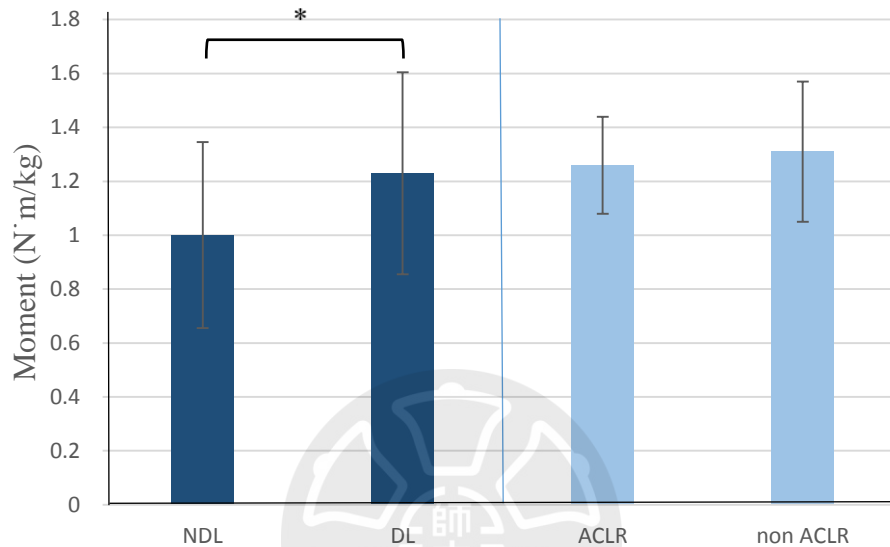
落地時，垂直地面反作用力的增加與下肢受傷風險的提高有關，觸地的力量至關重要，會直接影響下肢關節向上傳遞力量的結果 (Hewett et al., 1999；Hewett et al., 1996)，一研究以未參與神經肌肉訓練之女性運動員為例，發現她們更容易有膝蓋韌帶受傷的情形，可能是落地的力量大及股四頭肌和腿後肌不平衡所致 (Hewett, T. E., 1999)。而慣用與非慣用腳落地的模式也存在差異，籃球選手執行著地反彈跳 (Drop vertical jump, DVJ) 時，發現非慣用腳比慣用腳的地面反作用力峰值大 10.5% (Cowley et al., 2006)，然而，一項針對排球選手落地的研究，卻發現雙腳的地面反作用力沒有顯著差異 (Sinsurin et al., 2017)，如此不同的研究結果，可能是因為籃球與排球落地的運動模式截然不同，例如籃球場上籃後落地，相較排球攔網及跳發後落地，多數籃球選手明顯會出現腳落地的先後差異，因此，運動模式的不同，而造成了慣用與非慣用腳落地地面反作用力的差異。

髖關節勁度對稱性的差異方面，非重建者其對稱性指數 72.3% 低於重建者的 108.5%，數值遠低於 100% 表示雙腳差異更大，進一步分析，發現如此不對稱的情形，主要是由於髖關節力矩的差異所造成 (圖 5-3)，其中慣用腳力矩顯著高於非慣用腳 ($p = .025$)；Yeow 等學者 (2011) 指出，身體在落地時會透過下肢三個關節分散力量、消耗衝擊，在單腳著地中，矢狀面上以髖關節及踝關節為主要承受力量的關節，而本實驗結果顯示，

非重建的運動員雙腳比較之下，傾向慣用腳的髖關節來做為受力的部位，擁有較大的力矩表現，對於下肢來說是較好的，代表利用活動關節去承受多數的力量，不會造成其他軟組織過多的壓力。

圖 5-3

非重建者與重建者的雙側髖關節力矩變化量



綜觀來說，兩組人的垂直勁度及髖關節勁度對稱性都以健康組差異較大，過去許多學者建議雙側的生物力學參數差異小於 10 或 15%，是較安全的範圍 (Hetsroni et al., 2020; King et al., 2019; Grindem et al., 2016; Kyritsis et al., 2016; Paterno et al., 2007)，本實驗中 ACLR 者雙側對稱性高，可能是因為收納的受試者，皆經由專業的運動傷害防護員復健後才回場，並持續在運動隊伍中進行訓練，而能降低雙側的差異，然而，非重建者中垂直勁度及髖關節勁度和 ACLR 者相比都較不對稱，垂直勁度及髖關節勁度差異分別為 8% 及 27%，全身性的垂直勁度中觀察不出兩腳的差異，但單看髖關節的勁度，即發現超過過去學者們建議的安全範圍，因此本實驗的非重建者，應注意慣用與非慣用腳落地時，髖關節的運動狀態。

第二節 重建者垂直勁度與三關節勁度對稱性之相關探討

ACL R 者垂直勁度的對稱性分別與髌、膝及踝勁度對稱性的相關性皆未達顯著水準，顯示代表身體整體彈性位能的垂直勁度，對於 ACL R 的人來說，無法由下肢特定的一個關節來代表 ACL R 落地的模式，亦是下肢三個關節都是影響 ACL R 者落地的關鍵。

根據過往研究，在跳躍過程中踝關節是調節及影響整體勁度的關鍵，由於踝關節相較髌和膝關節更接近地面，是第一個面對地面反作用的地方，擁有較大的地面反作用力力臂，且相對其他肢段對於質心偏移會產生較大的影響 (Farley., 1998; Farley & Morgenroth., 1999; Kuitunen et al., 2011)。一研究利用健康男性進行著地反彈跳，發現其垂直勁度的對稱性與踝關節勁度的對稱性有相關，踝關節在調節垂直勁度時發揮重要的作用，與髌及膝關節相比因為地面反作用力力臂大，因此踝關節角位移也相對較大，進而成為影響垂直勁度的角色 (Maloney et al., 2017)，然而，本實驗是利用 ACL R 者進行研究，與前述研究對象為健康的受試者不同，而有不同的結果。

Yeow 等學者 (2011) 探討單、雙腳著地各關節的受力情形，單腳著地時，髌增加 42.9%、膝減少 11.4% 而踝增加 45.7% 的受力，反映了在單腳著地時，矢狀面上的活動以髌關節及踝關節承受力為主，單腳著地有相對大的地面反作用力，會增加髌屈曲力矩、踝背曲力矩，換句話說，髌及踝能做更多的功去承受變大的地面反作用力；然而，對於 ACL R 的人而言，落地受力的模式不像前述所言，因此沒有像過往研究發現的結果一樣，而是髌、膝及踝可能都是影響整體性垂直勁度的因素。

第三節 重建者兩側勁度之差異探討

ACL R 者兩側的各個勁度皆無顯著差異，然而更深一層探究地面反作用力、質心位移量、關節活動度與關節力矩，其雙腳的膝關節力矩與活動度有顯著差異，重建側的膝關節力矩 ($p = .019$) 及活動度皆小於非重建側 ($p = .024$) (圖 5-4、圖 5-5)。本實驗 ACL R 受試者平均回場時間為 2.5 年，儘管回場多年，依然可觀察到膝關節運動學與動力學雙

側的差異，諸多研究表示，ACLR 者回場數個月、一年甚至三年，依然可發現不對稱的著地表現 (Webster et al., 2021; King et al., 2019; Lepley et al., 2018; Pozzi et al., 2017; Xergia et al., 2013)，以矢狀面來說，皆觀察到重建側的膝關節屈曲角度變小及力矩變小，並代償使髖關節屈曲角度及力矩變大 (Webster et al., 2021; Lepley et al., 2018; Pozzi et al., 2017)，雖然本實驗並無觀察到髖關節兩側顯著的差異，但也同樣發現 ACLR 者膝關節角度及力矩有同樣變小的趨勢。

在著地階段，變小的膝關節屈曲角度及力矩，顯示 ACLR 膝關節股四頭肌無力或無法適時做離心收縮的代償結果，而無法有效吸收落地的衝擊，缺損的股四頭肌進而被認為會對膝關節產生負面的影響 (Pfeiffer et al., 2021; Kuenze et al., 2015; Xergia et al., 2013)，又或是心理因素及疼痛所致 (Ingersoll et al., 2008)，相對讓膝關節伸直的狀態下落地，也增加了 ACL 的負荷，因此又進而造成更大的受傷風險 (Leppänen et al., 2017)；如前所述，ACLR 回場多年後，依然可觀察到不對稱的力學表現，本實驗 ACLR 受試者在垂直勁度及下肢三個關節勁度，並沒有明顯的不對稱，膝關節屈曲角度及力矩雙側差異皆小於 15%，然而，若出現雙側差異大於 15%，造成下肢傷害的機率可能又會增加 (Hetsroni et al., 2020; King et al., 2019; Grindem et al., 2016; Kyritsis et al., 2016; Paterno et al., 2007)。

圖 5-4

重建者兩側髖、膝及踝關節力矩變化量

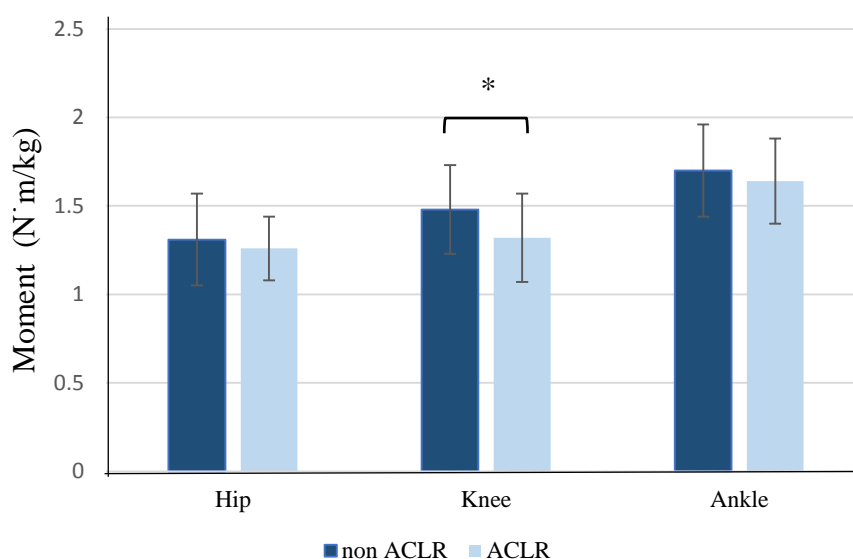
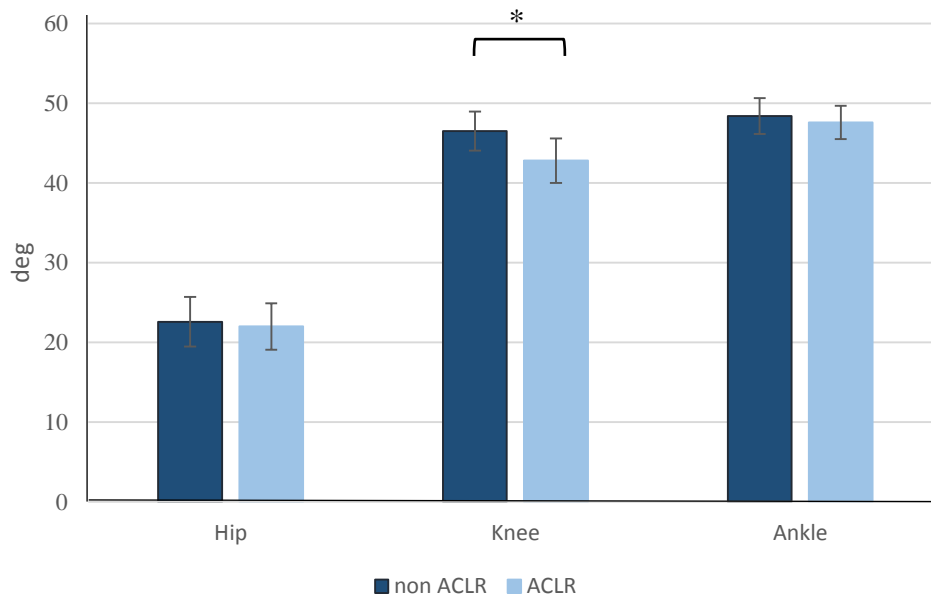


圖 5-5

重建者兩側髖、膝及踝關節角度變化量



第四節 結論

健康與 ACLR 者的垂直勁度及髖關節勁度的對稱性有差異，原因為非重建者的雙側差異大，其慣用與非慣用腳落地時地面反作用力及髖關節力矩差距大所造成，非慣用腳側的地面反作用力大，且髖關節力矩小，如此的落地模式及不對稱，可能會增加受傷的機率。而重建者的髖、膝及踝都是影響身體落地受力的關節，和非重建者不同，並不只有踝關節會影響落地力量的傳導。ACLR 者的雙側各個勁度數值並沒有顯著差異，然而其膝蓋的角度及力矩存在不對稱的表現，重建側的角度及力矩皆相對小，此特性會增加 ACL 的負荷，進而又再增加受傷的風險。

第五節 建議

經本研究的結果與討論，有下列建議：

- 一、本實驗受試者為不同專項之運動員，未來若繼續探討 ACLR 相關研究，可以針對特定運動項目或相同生理性別進行研究。
- 二、實驗進行時以口頭提醒受試者盡最大努力執行動作，未來可給予標的，確保受試者執行動作的品質。
- 三、勁度為矢狀面的運動學與動力學參數綜合而來，日後可以與冠狀面的力學相關參數進行探討，更全面性的解釋 ACLR 者的落地特性。



參考文獻

- Abram, S. G. F., Price, A. J., Judge, A., & Beard, D. J. (2020). Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction and meniscal repair rates have both increased in the past 20 years in England: hospital statistics from 1997 to 2017. *British journal of sports medicine*, 54(5), 286-291. doi:10.1136/bjsports-2018-100195
- Agel, J., Arendt, E. A., & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 524-530. doi:10.1177/0363546504269937
- Argyro Kotsifaki , 2 Sam Van Rossom ,2, Rod Whiteley , 3, Vasileios Korakakis , Roald Bahr , 5 Vasileios Sideris,1, & 2, I. J. (2022). Single leg vertical jump performance identifies knee function deficits at return to sport after ACL reconstruction in male athletes. *British journal of sports medicine*, 56(9), 490–498.
- Almonroeder, T. G., Jayawickrema, J., Richardson, C. T., & Mercker, K. L. (2020). THE INFLUENCE OF ATTENTIONAL FOCUS ON LANDING STIFFNESS IN FEMALE ATHLETES: A CROSS-SECTIONAL STUDY. *International journal of sports physical therapy*, 15(4), 510–518.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American journal of sports medicine*, 37(2), 252–259. doi:10.1177/0363546508328107
- Butler, R. J., Crowell, H. P., 3rd, & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(6), 511–517. doi:10.1016/s0268-0033(03)00071-8
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of athletic training*, 41(1), 67–73.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied*

- physiology (Bethesda, Md.:1985)*, 85(3), 1044–1055. doi:10.1152/jappl.1998.85.3.1044
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics*, 32(3), 267–273. doi:10.1016/s0021-9290(98)00170-5
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.:1985)*, 71(6), 2127–2132. doi:10.1152/jappl.1991.71.6.2127
- Gianotti, S. M., Marshall, S. W., Hume, P. A., & Bunt, L. (2009). Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *Journal of science and medicine in sport*, 12(6), 622–627. doi:10.1016/j.jsams.2008.07.005
- Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2016). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *British journal of sports medicine*, 50(13), 804–808. doi:10.1136/bjsports-2016-096031
- Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American journal of sports medicine*, 24(6), 765–773.
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *The American journal of sports medicine*, 27(6), 699–706.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., . . . Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492–501. doi:10.1177/0363546504269591
- Hetsroni, I., Wiener, Y., Ben-Sira, D., Iacono, A. D., Marom, N., van Stee, M., & Ayalon, M. (2020). Symmetries in Muscle Torque and Landing Kinematics Are Associated With Maintenance of Sports Participation at 5 to 10 Years After ACL Reconstruction in Young Men. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 8(6), 2325967120923267.

- Hogg, J. A., Vanrenterghem, J., Ackerman, T., Nguyen, A. D., Ross, S. E., Schmitz, R. J., & Shultz, S. J. (2020). Temporal kinematic differences throughout single and double-leg forward landings. *Journal of biomechanics*, *99*, 109559. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109559
- Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clinics in sports medicine*, *27*(3), 383–vii.
- King, E., Richter, C., Franklyn-Miller, A., Wadey, R., Moran, R., & Strike, S. (2019). Back to Normal Symmetry? Biomechanical Variables Remain More Asymmetrical Than Normal During Jump and Change-of-Direction Testing 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American journal of sports medicine*, *47*(5), 1175–1185. doi:10.1177/0363546519830656
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British journal of sports medicine*, *50*(15), 946–951. doi:10.1136/bjsports-2015-095908
- Kuenze, C. M., Foot, N., Saliba, S. A., & Hart, J. M. (2015). Drop-Landing Performance and Knee-Extension Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of athletic training*, *50*(6), 596–602.
- King, E., Richter, C., Franklyn-Miller, A., Daniels, K., Wadey, R., Moran, R., & Strike, S. (2018). Whole-body biomechanical differences between limbs exist 9 months after ACL reconstruction across jump/landing tasks. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *28*(12), 2567–2578. doi:10.1111/sms.13259
- Lepley, A. S., & Kuenze, C. M. (2018). Hip and Knee Kinematics and Kinetics During Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, *53*(2), 144–159.
- Lorimer, A. V., Keogh, J. W. L., & Hume, P. A. (2018). Using stiffness to assess injury risk: comparison of methods for quantifying stiffness and their reliability in triathletes. *PeerJ*, *6*, e5845. doi:10.7717/peerj.5845

- Leppänen, M., Pasanen, K., Krosshaug, T., Kannus, P., Vasankari, T., Kujala, U. M., Bahr, R., Perttunen, J., & Parkkari, J. (2017). Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 5(12), 2325967117745487.
- Laffaye, G., Bardy, B. G., & Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(4), 536–543. doi:10.1249/01.mss.0000158991.17211.13
- Maloney, S. J., Richards, J., Nixon, D. G. D., Harvey, L. J., & Fletcher, I. M. (2017). Vertical stiffness asymmetries during drop jumping are related to ankle stiffness asymmetries. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(6), 661–669. doi:10.1111/sms.12682
- Morishige, Y., Harato, K., Kobayashi, S., Niki, Y., Matsumoto, M., Nakamura, M., & Nagura, T. (2019). Difference in leg asymmetry between female collegiate athletes and recreational athletes during drop vertical jump. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 14(1), 424.
- Pfeiffer SJ, Spang JT, Nissman D, et al. Association of Jump-Landing Biomechanics With Tibiofemoral Articular Cartilage Composition 12 Months After ACL Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2021;9(7). doi:[10.1177/23259671211016424](https://doi.org/10.1177/23259671211016424)
- Pozzi, F., Di Stasi, S., Zeni, J. A., Jr, & Barrios, J. A. (2017). Single-limb drop landing biomechanics in active individuals with and without a history of anterior cruciate ligament reconstruction: A total support analysis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 43, 28–33.
- Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007). Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 17(4), 258–262. doi:10.1097/JSM.0b013e31804c77ea
- Sinsurin, K., Srisangboriboon, S., & Vachalathiti, R. (2017). Side-to-side differences in lower extremity biomechanics during multi-directional jump landing in volleyball athletes. *European journal of sport science*, 17(6), 699–709.

- Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., Larson, D. R., Dahm, D. L., Levy, B. A., . . . Krych, A. J. (2016). Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *The American journal of sports medicine*, 44(6), 1502–1507. doi:10.1177/0363546516629944
- Taylor, J. B., Ford, K. R., Nguyen, A. D., & Shultz, S. J. (2016). Biomechanical Comparison of Single- and Double-Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 4(6), 2325967116655158. doi:10.1177/2325967116655158
- Webster, K. E., Ristanis, S., & Feller, J. A. (2021). A longitudinal investigation of landing biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 50, 36–41.
- Wren, T. A. L., Mueske, N. M., Brophy, C. H., Pace, J. L., Katzel, M. J., Edison, B. R., . . . Zaslowsky, T. L. (2018). Hop Distance Symmetry Does Not Indicate Normal Landing Biomechanics in Adolescent Athletes With Recent Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 48(8), 622–629. doi:10.2519/jospt.2018.7817
- Watsford, M. L., Murphy, A. J., McLachlan, K. A., Bryant, A. L., Cameron, M. L., Crossley, K. M., & Makkid, M. (2010). A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *The American journal of sports medicine*, 38(10), 2058–2064. doi:10.1177/0363546510370197
- Xergia, S. A., Pappas, E., Zampeli, F., Georgiou, S., & Georgoulis, A. D. (2013). Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics, and isokinetic strength persist 6 to 9 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 43(3), 154–162. doi:10.2519/jospt.2013.3967
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human movement science*, 30(3), 624–635.
- Zouita Ben Moussa, A., Zouita, S., Dziri, C., & Ben Salah, F. Z. (2009). Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate

ligament reconstruction. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 52(6), 475–484. doi:10.1016/j.rehab.2009.02.006



附錄

附錄一 受試者實驗須知

感謝您參加本實驗，本實驗名稱為「前十字韌帶重建者單腳著地反彈跳之勁度與不對稱性分析」，目的為藉由單腳著地反彈跳，收取參數運算勁度與不對稱性指數，了解韌帶重建者下肢自身差異及與非重建者差異。

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、完整了解實驗流程與內容
- 三、實驗前進行完整暖身活動，避免運動傷害，由於實驗活動有跳躍動作，實驗前 30 分鐘勿過度飽食
- 四、請穿著運動短袖上衣及短褲，以利黏貼反光球

感謝您的配合及參與，使本研究得以順利完成。

國立臺灣師範大學體育與運動科學系碩士班 研究生 曾滄廷 敬上

附錄二 受試者同意書

本研究「前十字韌帶重建者單腳著地反彈跳之勁度與不對稱性分析」，目的在探討前十字韌帶重建與無重建者，進行動作勁度的不對稱性，及重建者健、患側的勁度差異。

受試者條件為，3 個月內無急性傷害，半年內無下肢傷害，重建者手術時間需為兩年內並已回場運動，且為單側重建，無重建者半年內無下肢手術史。

實驗方法與程序，進行 10 分鐘固定式腳踏車熱身，指導受試者進行單腳著地反彈跳後，開始正式實驗收取受試者兩腳各 3 次之成功試驗。本研究的風險很小，在過去經驗中，其受傷的發生率很低，若您在實驗進行中感到不舒服，請立即告知研究人員，便會立刻停止實驗。

為保護受試者權益，您可以隨時提出關於本研究之問題，研究人員皆會認真回答。您將具有隱私權及匿名權力，本實驗所得之資料及數據，僅供學術研究使用，絕不外流，將來發表研究結果時，您的身份將充分被保密。受試者有權改變參與意願，不須任何理由，可隨時向研究者提出退出實驗。

如您願意參與本研究，請在本同意書下方簽名欄中簽名，表示已完全了解「受試者須知」，並認同「受試者同意書」之內容，且願意在研究期間，盡全力配合及努力來完成此實驗。若有任何研究相關問題需要聯繫，請透過以下資訊聯繫。

研究單位:國立臺灣師範大學

研究生:曾滄廷

指導教授:李恆儒 博士

連絡電話:

E-mail:

受試者簽名:_____

填表日期:中華民國_____年_____月_____日

附錄三 受試者基本資料表

在您已瞭解且願意參與本實驗後，請填寫以下基本資料，讓研究者瞭解您的生理狀況及運動背景。您所填寫各項資料，將嚴格保密，不會有公開的風險。

基本資料：

姓名：_____

出生年月日：中華民國_____年_____月_____日

身高：_____公分

體重：_____公斤

運動專項：_____

從事專項運動：_____年

運動傷害史：

一、前十字韌帶重建手術患側：

左 右

二、重建手術是否合併半月軟骨修補？

否 是，修補_____針或修補後限制負重_____週

三、前十字韌帶重建手術日期：

_____年_____月_____日，至實驗當日已術後_____年_____個月

四、半年內下肢是否有運動傷害？

否 是，左 / 右側，部位：_____

五、目前下肢是否有急性傷害？

否 是，左 / 右側，部位：_____

六、是否有身體或心理相關疾病或症狀，不適進行此實驗的動作？

否 是，_____

