

國立臺灣體育學院

National Taiwan College of Physical Education

體育研究所碩士學位論文

不同技術蹲舉之下肢生物力學分析

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF LOWER LIMB

DURING SQUAT IN DIFFERENT TECHNIQUES



研 究 生：高家榆 撰

指導教授：吳鴻文 博士

中 華 民 國 100 年 7 月

論文名稱：不同技術蹲舉之下肢生物力學分析

總頁數：77 頁

院校組別：國立臺灣體育學院體育學系碩士班

畢業時間及提要別：九十九學年度第二學期碩士學位論文提要

指導教授：吳鴻文博士

研究生：高家榆

中文摘要

蹲舉為競技舉重輔助訓練的重要項目之一，過去文獻雖有許多文獻探討蹲舉動作變化及負荷對於下肢生物力學的影響，但少有注意到，反彈與無反彈技術對於下肢生物力學的影響，縱使在臥推的研究中已發現反彈技術可以產生更大的功率，不過反彈技術在蹲舉的效益仍是未知。除此之外，過去的文獻分析僅為蹲舉在矢狀面下關節的活動角度、力量與力矩。**研究目的：**本研究使用三維分析系統，分析反彈、無反彈技術蹲舉與三種不同重量負荷 60%、70%、80%(1RM)對下肢生物力學影響。**研究方法：**使用 8 台高速攝影機與 2 塊三維測力板收集蹲舉動作資料。受試者為 13 名競技舉重選手，分別執行反彈與無反彈兩種蹲舉技術變化與三種不同重量負荷。以成對樣本 t 檢定與重複量數單因子變異數分析不同技術與不同重量負荷對於執行蹲舉動作之下肢運動學與動力學的影響。**研究結果：**在關節力量部份，兩種技術相較之下，反彈技術會有較大的踝關節最大前側、內側與壓力力量、膝關節最大前側力量、髌關節最大後側力量。反彈技術於踝關節最大外旋力矩、膝關節最大伸展力矩與髌關節最大內旋力矩比無反彈技術大。在重量負荷部份，無反彈技術會有較

大的膝關節最大內側關節力量、髖關節最大前側與外側關節力量。反彈技術在受重量負荷影響會有較大的踝關節最大前側、內側、壓力關節力量、膝關節最大前側與壓力關節力量與髖關節最大前側、後側、外側與壓力關節力量。關節力矩受負荷影響較小，無反彈技術在膝關節屈曲力矩與髖關節內旋力矩有顯著差異，反彈技術在膝關節伸展力矩有顯著差異，其餘各方向力矩皆無顯著差異。**結論：**不同的技術會影響訓練的效益，建議競技舉重選手選擇反彈技術。初學者及傷後復健選手則建議選擇無反彈技術，以增強下肢肌力與減低傷害風險。

關鍵詞：競技舉重、蹲舉、反彈、關節力量、關節力矩

Kao, Jia-Yu(2011)Biomechanical analysis of lower limb during squat in different techniques.

Unpublished master thesis, National Taiwan College of Physical Education.

Abstract

Barbell squat is an important strength training to enhance muscle strength in weightlifters. Previous studies investigated different techniques and loadings in barbell squat; moreover, biomechanical evidences were proved in the sagittal plane. Besides, the previous researches also documented that it induced greater joint power throughout rebounding technique in bench press. However, the effect of rebounding technique which influences biomechanics of lower extremities is still unknown in barbell squat. **Objectives**-The purpose of this study was to estimate the full three-dimensional biomechanical parameters of lower limbs during a barbell squat with different techniques and loadings (60%, 70%, 80% of 1 RM). **Methods**-Thirteen male weightlifters (age: 20.0 ± 2 years old; body height: 170.7 ± 6.8 ; body weight: 88.8 ± 20 kgw) from college weightlifting team members were recruited in this study. VICON motion analysis system (VICON Motion System Ltd., UK) was used to collect the trajectories of the reflective markers at 250 Hz. Two force platforms (Kistler Instrumente AG, Switzerland) were synchronized with the motion analysis system to collect ground reaction forces and moments at 1000 Hz. Each subject was asked to perform the barbell squat using different weights (60%, 70%, 80% of 1 RM) combined with different rebounding skills (with/without rebounding). The paired-t test and repeated measure ANOVA were used to analyze the effects of different weights combined with different techniques in biomechanical data during barbell squat. **Results**-The peak anterior/compression/medial forces of ankle joint, the peak knee joint force toward anterior direction, and peak hip joint force toward posterior direction were significantly greater in barbell squat with rebounding comparing to the skill without rebounding. The peak medial force of knee joint and peak anterior/lateral forces of hip joint were increased with lifting weights in non-rebounding skill. There were peak anterior/medial/compression forces of ankle joint, peak anterior and compression forces of knee joint, and peak anterior/posterior/lateral/compression forces of hip joint increasing by rebounding skill with lifting weights. The knee flexor moment was

significantly increased with lifting weights both in rebounding and non-rebounding skills. **Conclusion-** These results suggest that knee flexor play an important role for generating power in barbell squat exercise. The adequate strength training is needed to enhance muscle strength in lower limbs in weightlifters.

Keywords-Weightlifting, Squat, Rebounding skill, Join force, Joint Moment

謝 誌

這本論文的誕生，我要感謝很多很多的人。首先，我要感謝指導教授吳鴻文博士，在這一年中，除上課業的很多很多的幫助，更支持我繼續訓練並參與比賽。再來，我想要感謝研究室的每一位夥伴們，凱涵、世緯、予藍、亭妤、毛巾、崇富、育澤、瑋琳、佳融、宥華，因為有你們，實驗才能夠順利收集完成。尤其是凱涵，謝謝你總不厭其煩的教我，很多知識。淑雅學姐，謝謝你這陣子以來的教導，總是不厭其煩的幫我，也讓我懂得很多寫作與報告上的技巧。還有秀美學姐、恬如、系辦與我的同學們，雅婷、小鬼、行不行、社長、沂欣、瑋珊、小寶、君晶…等，你們總是帶給我支持，就是因為有你們，在學校的三百多個日子裡，充滿歡笑。最後，我想感謝母親與小妹，這種感謝是言語無法形容的。

高家榆 謹誌

中華民國一百年七月二十二日

目錄

中文摘要·····	I
英文摘要·····	III
謝誌·····	V
目錄·····	VI
圖目錄·····	VIII
表目錄·····	IX
第一章 緒論·····	1
第一節 研究背景與動機·····	1
第二節 研究目的·····	3
第三節 範圍與限制·····	3
第四節 動作定義、名詞解釋·····	4
第二章 文獻探討·····	6
第一節 競技舉重運動·····	6
第二節 蹲舉之運動生物力學分析·····	10
第三節 文獻總結·····	20
第三章 研究方法與步驟·····	22
第一節 實驗受試者·····	22
第二節 實驗地點與時間·····	22
第三節 實驗儀器及設備·····	23
第四節 實驗流程·····	29
第四章 結果·····	33
第一節 反彈與無反彈技術之下肢生物力學分析·····	33
第二節 蹲舉不同負荷之下肢生物力學分析·····	45
第五章 討論·····	59
第一節 二維與三維之下肢運動力學參數·····	62

第二節 不同技術與不同負荷之討論·····	63
第三節 反彈技術蹲舉之討論·····	65
第四節 無反彈技術蹲舉之討論·····	66
第六章 結論·····	68
參考文獻·····	69
附錄 A 受試者基本資料·····	75
附錄 B 受試者同意書·····	77

圖目錄

圖2.1	抓舉動作分解·····	8
圖2.2	挺舉動作分解·····	9
圖2.3	蹲舉六個階段·····	10
圖3.1	實驗室佈置圖·····	24
圖3.2	VICON 高速攝影機·····	25
圖3.3	VICON NEXUS 系統軟體·····	25
圖3.4	三維測力板·····	26
圖3.5	受試者反光球·····	26
圖3.6	槓鈴反光球黏貼位置·····	27
圖3.7	重量器材 (a)槓片 (b)蹲舉架·····	28
圖3.8	實驗流程圖·····	29
圖4.1	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力量·····	34
圖4.2	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力量·····	35
圖4.3	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力量·····	35
圖4.4	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力量·····	36
圖4.5	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力量·····	36
圖4.6	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力量·····	37
圖4.7	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力量·····	38
圖4.8	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力量·····	38
圖4.9	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力量·····	39
圖4.10	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩·····	40
圖4.11	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力矩·····	40
圖4.12	蹲舉最大負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力矩·····	41
圖4.13	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩·····	42

圖4.14	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力矩·····	42
圖4.15	蹲舉最大負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力矩·····	43
圖4.16	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩·····	44
圖4.17	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力矩·····	44
圖4.18	蹲舉最大負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力矩·····	45
圖4.19	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節角度 活動範圍·····	46
圖4.20	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節角度 活動範圍·····	46
圖4.21	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髖關節關節角度 活動範圍·····	47
圖4.22	蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節角度活 動範圍·····	48
圖4.23	蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節角度活 動範圍·····	48
圖4.24	蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髖關節關節角度活 動範圍·····	49
圖4.25	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節 力量·····	50
圖4.26	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節關節 力量·····	50
圖4.27	蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髖關節關節關節 力量·····	51
圖4.28	蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節力 量·····	52
圖4.29	蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節關節力	

量·····	53
圖4.30 蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髖關節關節關節力	
量·····	54
圖4.31 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	55
圖4.32 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	55
圖4.33 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	56
圖4.34 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	57
圖4.35 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	57
圖4.36 蹲舉無反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節關節	
力矩·····	58

表目錄

表2-1	男子與女子舉重級別·····	7
表3-1	受試者基本資料·····	22
表3-2	反光球位置·····	27
表3-3	蹲舉動作次序·····	31
表5-1	反彈與無反彈效應·····	59
表5-2	重量負荷對反彈技術之影響·····	60
表5-3	重量負荷對無反彈技術之影響·····	61
表5-4	本研究與過去研究(矢狀面)比較·····	63

第一章 緒論

第一節 研究背景與動機

Chandler 與 Stone (1992)指出後蹲舉(back squat)對於運動員的身體發展是一個很重要的運動，因為它對於發展下肢的肌力與爆發力提供一個很好的訓練刺激強度。下肢肌力攸關著競技舉重動作中的第一次拉(first pull)、第二次拉(second pull)、接住階段(catch phase)。以現今的提鈴技術模式來說，腿部力量是越來越重要(王保成、楊漢雄，2001)。

在競技舉重訓練中，蹲舉是常見的訓練項目之一，用來發展下肢肌力與爆發力，在保加利亞高水準競技舉重運動員的訓練計畫中，於準備期時，蹲舉訓練項目就佔了大約 28%的訓練計畫，而在中國的競技舉重運動員訓練計劃中則是佔了 18%，這比例於訓練計畫中來說是相當高的(王保成、楊漢雄，2001)。林子堯 (2006)針對於高中競技舉重之男、女選手，探討肌力與成績相關的研究中也發現，腿部肌力和背部肌力與抓、挺舉成績是有高度相關性的，尤其是後蹲舉的成績與腿背肌力和背部肌力最為相關，其次為硬舉(deadlift)和前蹲舉(front squat)。

目前針對於競技舉重的研究還是主要探討在抓舉(snatch)和挺舉(clean & jerk)動作中槓鈴軌跡或是下肢運動學的探討 (Chiu, Wang, & Cheng, 2010 ; Comfort, & Kasim, 2011 ; Gourgoulis, Aggelousis, Mavromatis, & Garas, 2000 ; Gullett, Tillman, Gutierrez, & Chow, 2008 ; Kipp, Harris, & Sabick, 2011 ; Schilling, Stone, O'Bryant, Fry,

Coglianesi, & Pierce, 2002)。而針對蹲舉的研究不在少數，但主要是以健力(powerlifting)選手、其它運動項目的選手或是有參與重量訓練(weightlifting)的人員為主要研究對象，探討執行蹲舉動作過程中，槓鈴的速度、關節角度、關節力量與關節力矩與地面反作用力(Bentley, Amonette, De Witt, & Hagan, 2010 ; Comfort, & Kasim, 2007 ; Escamilla, Fleisig, Zheng, Barrentine, Wilk, & Andrews, 1998a ; Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001b ; Escamilla, Fleisig, Zheng, Lander, Barrentine, & Andrews, 2001c ; Gullett, Tillman, Gutierrez, & Chow, 2008 ; Hattin, Pierrynowski, & Ball, 1989 ; Kellis, Arambatzi, & Papadopoulos, 2005 ; McCaw, & Melrose, 1999 ; Schoenfeld, 2010 ; Zink, Perry, Robertson, Roach, & Signorile, 2006)，而與競技舉重之蹲舉相關的文獻卻是少之又少。在近幾年的文獻中，僅有 Wretenberg, Feng, 與 Arborelius (1996)，探討競技舉重和健力蹲舉技術不同對於下肢運動學與動力學的影響；Escamilla 等 (2001)在文獻回顧中提及，藉由槓鈴位置的高低為主要區分競技舉重與健力的蹲舉之方式。臥推的研究中已發現反彈技術能夠產生更大的功率(power)相較於無反彈的臥推技術(Cronin, McNair, & Marshall, 2003)。不過在蹲舉研究中，卻還未發現反彈與無反彈技術的對於下肢生物力學的影響，過去文獻還是以二維分析探討不同負荷或是動作變化對於下肢關節生物力學的影響。

第二節 研究目的

先前研究多以二維分析探討負荷對於下肢關節運動學與動力學的影響，所以本研究將以不同技術與三維分析來探討蹲舉之運動學與動力學，目的有以下幾點：

1. 探討在反彈技術下執行 60%、70%、80%(1RM)之不同重量負荷是否影響下肢關節運動學與動力學
2. 探討在無反彈技術下執行 60%、70%、80%(1RM)之不同重量負荷，是否影響下肢關節運動學與動力學
3. 比較在特定重量負荷下 60%、70%、80%(1RM)執行反彈和無反彈不同技術之下肢關節運動學與動力學是否有差異

第三節 範圍與限制

以非侵入性的表面標記記錄在不同負荷與不同技術時，其蹲舉動作之下肢的關節角度、關節力量與關節力矩。受試者為國立臺灣體育學院競技舉重專長選手，參與競技舉重運動五年以上，假定受試者具備能穩定執行蹲舉動作的能力，因此在本研究中受試者不使用護膝及腰帶，護膝及腰帶為競技舉重運動能配戴之配件，因此未配戴護膝及腰帶為本研究限制，但為了避免受試者在執行蹲舉動作上的不適應，影響收集的資料，並與訓練過程之動作不具一致性，所以，受試者可穿著平時習慣之專用訓練鞋，進行動態資料收集。

第四節 蹲舉動作定義、名詞解釋

一、蹲舉動作定義：

- (一)反彈技術：下蹲至膝關節最大屈曲角度至上舉動作間動作無停頓，且有加速度
- (二)無反彈技術：下蹲至膝關節最大屈曲角度至上舉動作間動作有停頓，且無加速度

二、名詞解釋：

- (一)競技舉重(olympic weightlifting)又分為抓舉(snatch)與挺舉(clean)兩個項目，每項目擁有三次試舉機會，由三位裁判判定成功與否，如有爭議時，五位審判委員多數通過，即可改判。
- (二)抓舉(snatch)：選手在平台上執行一個連續不斷的動作，將槓鈴舉過頭頂，至兩臂完全伸直，站起直立後，待裁判發出信號，選手再將槓鈴從前方放置平台上，再由三位裁判判定成功與否。
- (三)挺舉(clean & jerk)：挺舉由上膊(clean)和上挺(jerk)兩個動作組成，選手在平台上以一個連續不斷的動作，將槓鈴放至頸前，站起直立後，稍作停頓，再以一個連續不斷的動作將槓鈴舉至頭頂，至兩臂完全伸直，再將兩腳收至平行站立，待裁判發出信號，選手再將槓鈴從前方放置在平台上，再由三位裁判判定成功與否。
- (四)第一次拉(first pull)：槓鈴離地到第一次右膝最大伸展。
- (五)第二次拉(second pull)：從第一次右膝最大屈曲到第

二次右膝最大伸展。

- (六)接住階段(catch phase)：從槓鈴到達最大高度，到穩定於頭頂上方之接住位置，這時必須藉由下肢建造一個穩固的支撐面，讓上肢支撐時能夠更加穩固。
- (七)預蹲(pre-squatting)：利用腿部屈膝後迅速伸直之反彈性的爆發力，使槓鈴向上運動的速度達到最大。

第二章 文獻探討

第一節 競技舉重運動

透過各種方式舉起有重量的物品都算是舉重，因此起源的非常早，從人們為了鍛鍊體格、比拼力氣大等，例如：在中國古代朝廷將舉鼎用來比試力量到後來的朝代將競技舉重列入武考的科目；在古希臘，人們透過舉石頭來測驗人們的體力(盛繼賢、盛曉明，1997；王保成、楊漢雄，2001)。近代的競技舉重起源約 18 世紀末，最初盛行於歐洲；19 世紀時，人們開始將競技舉重列為正式的比賽項目。1896 年希臘舉辦，奧運會，這是競技舉重第一次正式的國際比賽。不過，這時的競技舉重比賽並未有體重級別，比賽項目為單手舉重和雙手舉重，並且分開計算成績，當時的單手舉冠軍為英國選手成績為 71 公斤，而雙手舉冠軍則是丹麥的選手，成績為 111.5 公斤，這兩個比賽的項目一直沿用至 1904 年。在 1908 年到 1912 年間，因為沒有完善的競技舉重規則導致比賽無法舉行，進而沒有選手參加奧運會，除此之外 1914 年爆發第一次世界大戰，之後的六年，沒有再舉行世界競技舉重比賽(盛繼賢、盛曉明，1997)。1920 年的奧運會正式恢復競技舉重比賽，這時首次出現以體重分級制度，比賽項目也更改為單手抓、挺舉、雙手挺舉，此後，體重分級制度與比賽項目不斷更改，1928 年，比賽項目又更改為雙手推舉、抓舉和挺舉，在 1973 年的奧運會上比賽項目正式更改為抓舉和挺舉，並沿用至今。而體重分級別制度則在 1998 年 1 月 1 日，由國際競技舉重總會(International weightlifting federation)宣佈改為

男子八個級別、女子七個級別(表 2-1)，此體重分級別制度沿用至今，而女子競技舉重也在 2000 年雪梨奧運會列入正式項目。競技舉重代表的不僅僅是力量，而是速度、力量與爆發力三者兼具的運動。競技舉重運動比賽項目從多樣化到簡單化(王保成、楊漢雄，2001)，因此競技舉重訓練的項目也越來越專項化與標準化，尤其是動作已成型的選手，訓練的項目更為集中，大致包括了抓舉、挺舉、前蹲、後蹲、寬拉、窄拉、高抓、高上膊、架上挺加上輔助等等十幾個。

依據國際競技舉重總會(IWF)的規則，比賽的順序為先抓舉後挺舉，動作及規則如下：

表 2-1 男子與女子舉重級別

級 別	男 子	女 子
第 一 級	56.00 以下	48.00 以下
第 二 級	56.01~62.00	48.01~53.00
第 三 級	62.01~69.00	53.01~58.00
第 四 級	69.01~77.00	58.01~63.00
第 五 級	77.01~85.00	63.01~69.00
第 六 級	85.01~94.00	69.01~75.00
第 七 級	94.01~105.00	75.01 以上
第 八 級	105.01 以上	

抓舉 (snatch)

選手在平台上執行一個連續不斷的動作，將槓鈴舉過頭頂，至兩臂完全伸展，站起直立後，待裁判發出信號，選手再將槓鈴從前方放置平台上，再由三位裁判判定成功與否(如圖 2.1)。



圖 2.1 抓舉動作分解

挺舉(clean & jerk)

挺舉是由上膊(clean)和上挺(jerk)兩個動作組成，選手在平台上以一個連續不斷的動作，將槓鈴放至頸前，站起直立後，稍作停頓，再以一個連續不斷的動作將槓鈴舉至頭頂，至兩臂完全伸直，再將兩腳收至平行站立待裁判發出信號，選手再將槓鈴從前方放置在平台上，再由三位裁判判定成功與否(如圖 2.2)。



圖 2.2 挺舉動作分解

下肢肌力的發展會影響舉重動作的成功與否。此外，Escamilla 等 (2001) 提出蹲舉動作的過程中，踝關節、膝關節和髖關節是會互相影響角速度，由此可見蹲舉也是需要下肢之間一種協同動作。

第二節 蹲舉之運動生物力學分析

過去的文獻中，將蹲舉分為下蹲時期與上舉時期 (Escamilla 等, 1998a, 2001bc; Gullett 等, 2008; McCaw 等, 1999)，共有六個階段來作為探討(圖 2.3)，如下：

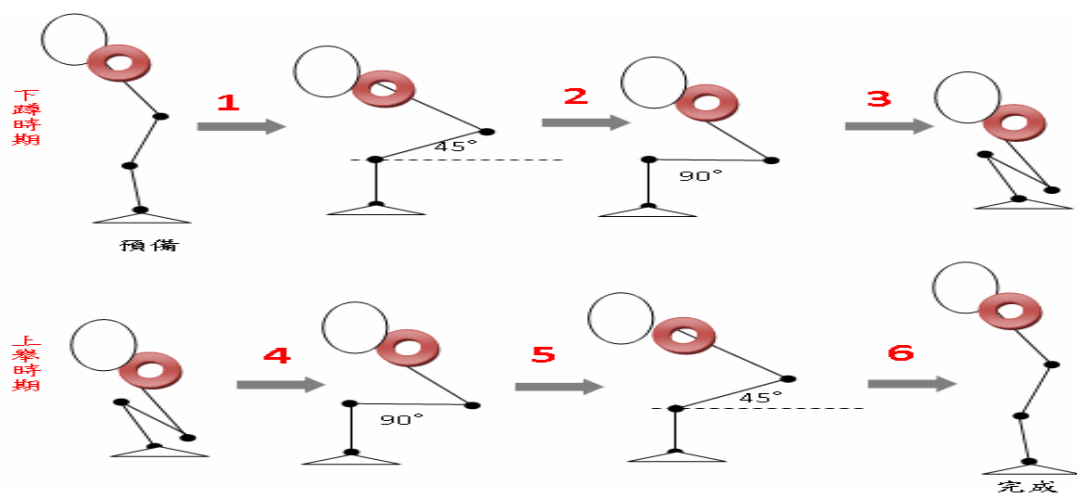


圖 2.3 蹲舉六個階段

第一階段為預備動作到膝關節屈曲 45°

第二階段為膝關節屈曲 45° 到 90°

第三階段膝關節屈曲 90° 到膝關節最大屈曲角度至上舉前

第四階段為膝關節最大屈曲角度上舉至膝關節屈曲 90°

第五階段為膝關節屈曲 90° 上舉至膝關節屈曲 45°

第六階段為膝關節屈曲 45° 上舉至完成動作

一、槓鈴蹲舉

蹲舉運動是一個訓練腰背和下肢肌力最常使用與重要的方法，許多的運動項目更是將其視為加強腿部肌力的最基本的訓練方式之一。蹲舉有很多技術上的變化，依槓鈴放置軀幹的前與後，可分為前蹲舉和後蹲舉。前蹲舉是將槓鈴放置於鎖骨及前三角肌上，胸腔受到的壓力較大；後蹲舉則將槓鈴放置於肩峰與第七頸椎的位置為“高槓蹲舉”或放置於肩峰下方 3-5 公分為“低槓蹲舉”(Escamilla 等, 2001; Gullett 等, 2008; 王保成、楊漢雄, 2001)。而關於前蹲舉的研究並不多，可能是因為前蹲舉的動作較為困難，也較容易受傷，其中有一篇研究探討前蹲舉和後蹲舉的方式對於關節負荷及肌肉活化有何差異，Gullett 等 (2008) 假設後蹲舉會導致增加膝關節的負荷，而前蹲舉會增加膝關節伸肌和減少背部伸肌的活動。後蹲舉的膝關節伸肌力矩和壓力較前蹲舉明顯提高，兩種蹲舉之間的膝關節剪力都很小。研究也發現槓鈴位置並不會影響肌肉的活化，但前蹲舉較能夠有效的招聘整體的肌肉，相較於後蹲舉有顯著減少伸肌的力矩與壓力。

競技舉重(olympic weightlifting)和健力(powerlifting)將蹲舉視為訓練計畫中的重要部份之一。蹲舉為健力的比賽項目之一。而在競技舉重比賽中，蹲舉雖然不是比賽項目，但是重要的輔助訓練之一。許多人容易將競技舉重的蹲舉訓練與健力的蹲舉比賽項目間混淆，除了先前提到槓鈴擺放的位置不同(Escamilla 等, 2001)，競技舉重與健力對於深蹲的定義並不相同。競技舉重將深蹲定義為腿後與小腿接觸，下蹲至膝關節屈曲約 130° 與 150° 間，之前的研究認為這是為了輔助挺舉(clean & jerk)中的上膊(clean)動作或是模擬更多關

於抓舉和挺舉動作。健力則將深蹲定義為下蹲至膝關節屈曲約 126° (Wretenberg 等, 1996)。

利用不同的步寬與踝關節外轉角度，是訓練常見的模式之一，有研究指出踝關節的外轉角度對於膝關節負荷並沒有顯著差異，且不會影響肌肉的活化程度 (Escamilla 等, 2001; McCaw 等, 1999)。McCaw 等 (1999) 使用窄步寬 (75% 肩寬) 和寬步寬 (140% 肩寬)，用 1RM 的 60% 和 75%。結果發現在股直肌、股內側和股外側肌，只有負荷上才有顯著差異。內收肌在步寬上和負荷有顯著影響。臀大肌的活化與步寬大小上有關。而步寬並不影響股四頭肌，但會影響大腿內收肌和臀大肌的活化。股二頭肌在上舉時期活化比下蹲時期較高。Escamilla 等 (1998) 指出，執行蹲舉過程中，膝關節小於或等於 50° – 60° 時，使用的是大腿腿伸肌群的力量，而當膝關節屈曲大於 60° 後是使用大腿屈肌群的力量。

蹲舉深度的不同，會依照運動項目需求而有所差異，但其訓練的目的都是為了增強腿部的肌力。在執行蹲舉過程中，膝關節小於或等於 50° – 60° 時，使用的是腿部伸肌群的力量，而當膝關節屈曲大於 60° 後是使用腿部屈肌群的力量。因此，許多的運動項目，像是球類、角力、徑賽選手，下蹲至膝關節屈曲 90° 的半蹲舉 (half squat) 是他們的首選，主要是這些動作下蹲起跳膝關節的屈曲角度並不會超過 90° 。而像是投擲、競技舉重與健力...等少數項目，他們經常在訓練計畫中出現下蹲至膝關節最大屈曲角度的深蹲舉 (deep squat)，則是因為他們的動作常需要下蹲至膝關節最大屈曲角度或是膝關節的屈曲角度較大，所以更需要腿部伸肌群的力量，此外，股二頭肌在上舉時期活化會比下蹲時期高

(Escamill 等, 1998; Wretenberg 等, 1996)。肌力和關節的穩定性，對於日常生活活動與運動員的活動有著不可或缺的作用，而踝關節、膝關節與髖關節的活動是會互相影響的。延續蹲舉深度的問題，踝關節、膝關節和髖關節在動作中，會因為蹲舉深度，造成這些關節力量與力矩的影響。Hattin 等 (1989) 執行半蹲舉且在不同蹲舉速度下，探討脛股骨負荷，結果發現最大的前側/後側剪力和壓力都發生在最低位置(約膝關節屈曲 90°) 的姿勢，而在蹲舉的週期中，內側/外側的峰值剪力和波度都很小，也發現節奏的快慢則會增加前側/後側的剪力 (50%) 和壓力 (28%)。競技舉重和健力兩種不同運動項目在執行蹲舉時

，髖關節和膝關節力矩的峰值是出現在下蹲時期。結果顯示，競技舉重選手在執行蹲舉上髖關節和膝關節負荷是差不多的，而健力選手髖關節的負荷較多，這可能是因為健力選手採用的是低槓蹲舉，軀幹較為前傾 (Wretenberg 等, 1996)。Escamilla 等 (2001) 在健力選手身上發現，如果在大腿碰觸小腿時且介於未上舉前，小腿有前傾的現象，這時候會促進剪力的提高。作者提出剪力可能是一個影響膝關節韌帶受傷的原因之一，在膝關節屈曲 $0-60^{\circ}$ 前，主要是透過前十字韌帶來承受剪力的負荷。而膝關節屈曲 60° 之後才是由後十字韌帶來承受負荷，當步寬越小，執行深蹲動作時，膝關節超過腳尖的距離就會越大，也就越容易造成小腿前傾的現象。

膝關節關節角度、關節力量與力矩的研究很多，但對於踝關節關節角度、關節力量與力矩的研究較少，Schoenfeld 等 (2010) 則指出過去文獻，執行蹲舉運動時，踝關節在蹲舉動作過程中扮演著支持和輔助的重要角色，正常的踝關節運

動在執行蹲舉時背屈約 20 度，蹠屈約 50 度，脛骨、腓骨和踝骨的關節內外轉約 5 度，同時發現執行蹲舉的過程中踝關節的力矩在下蹲時期有 50 - 300 牛頓，踝關節壓力大約是在足部中心點的位置。

Wretenbreg 等 (1996) 結果顯示，健力蹲舉的股四頭肌和大腿外側肌群的活化都比競技舉重的蹲舉肌肉活化來的高，可能由於健力的蹲舉技術會造成軀幹前傾角度較大，對於肌肉的活化也會有差異性，不過為了能夠順利地執行與完成蹲舉，會需要更大的膝關節伸肌群來執行上舉動作，因此強壯的股四頭肌是必要的。另外，有許多人認為下蹲時是離心收縮(eccentric contraction)，上舉時是向心收縮(concentric contraction)，不過由於腿後肌是跨越膝關節與髖關節兩個關節的肌肉，難以確定腿後肌在動作過程中是離心收縮還是向心收縮，因為有可能是腿後肌在下蹲上舉時，同時間的作用與拮抗。在蹲舉動作整個過程中，腓腸肌活化其值的變異並不大，最高峰的活化是在膝關節屈曲 60° - 90° (Escamilla 等, 1998；Wilk 等, 1996)。Schoenfeld 等, (2010) 指出腓腸肌和比目魚肌是主要負責進行動態踝關節運動的肌肉組織，向心收縮運動在踝關節蹠屈，離心收縮運動則在踝關節背屈，但極少數研究對於踝關節作為主要探討。

執行蹲舉動作時，當本身的重量加上槓鈴的負荷會給予地面一個作用的力量，同時地面也回饋一個相同大小的力量，但方向相反的力量。有學者就利用測力板來探討這種力量，Kellis 等 (2005)研究指出當外在負荷增加時，地面作反用力會從 1.67 ± 0.20 顯著增加到 3.21 ± 0.29 倍的體重，而髖關節、膝關節和踝關節的角度也會影響到地面反作用力；Attila

等 (2006)也指出高負荷會比低負荷產生更大的地面反作用力。Bentley 等 (2010)認為下蹲節奏為主要影響反作用力的因子，其研究顯示在下蹲過程中，更大的加速度將產生更大的慣性力，也就是下蹲節奏快可以導致更大的峰值地面反作用力，但沒有很明確指出下蹲的速度是如何影響地面反作用力，所以在此研究設計三種不同的蹲舉速度：快速度(fast Cadence)為下蹲一秒上舉一秒、中速度(medium Cadence)為下蹲三秒上舉一秒和慢速度(slow cadence)為下蹲四秒上舉二秒，槓鈴負荷為每位受試者的體重($88.8 \pm 13.3\text{kg}$)，結果表明地面反作用力在快速大於中速也大於慢速，節奏快可以造成更大的峰值地面反作用力。此外，下蹲速度比上升節奏更能影響地面反作用力的大小，作者也提出反作用力的大小可能是會受下蹲的節奏的快慢和韻律所影響，但也可能因為重力加速度的因素。

另外在槓鈴上加載彈力帶，先前研究指出能夠增強速度力量的發展與提高功率，Rhea 等 (2009)進行為期 12 週運動訓練研究，對於最大肌力和彈跳力進行訓練之前測和後測的比較，運動員被隨機分到三個訓練組，(1)較大的阻力與動作慢(heavy resistance/slow movement)、(2)較小的阻力與動作快(lighter resistance and fast movement)和(3)動作快與彈力帶(fast movements with accommodated resistance)，結果發現在動作快與彈力帶和較大的阻力與動作慢這兩組的訓練是可以提高肌力。而在提高峰值力量和峰值功率這部分則是動作快與彈力帶大於較小的阻力與動作快大於較大的阻力與動作慢。進而有研究將槓鈴加上彈力帶與槓鈴沒有加上彈力帶的方式執行蹲舉，並探討功率、速度和力量發展上的差異，發

現，槓鈴若加上彈力帶在離心階段/峰值速度和向心階段/力量速度發展是有顯著性差異；槓鈴沒使用彈力帶則是在向心階段/峰值速度和向心階段的平均速度比使用彈力帶的效果來的較好，研究結果表明使用彈力帶有助於速度力量的發展(Stevenson 等, 2010)。除了是上述在槓鈴上加戴彈力帶外，也有像是墊箱蹲舉(box squat)意指於執行蹲舉時在腳後跟處墊上板子，這在田徑運動項目的訓練計畫中，很早以前就已經存在，但有關於墊箱蹲舉(box squat)與一般蹲舉(squat)，教練們認為墊箱蹲舉可以訓練到更多的股四頭肌力量並提高爆發力，McBride 等 (2010)結果顯示，蹲舉和墊箱蹲舉之間的峰值力量和峰值功率相似。在肌肉的活化部分，蹲舉肌肉活化大於墊箱蹲舉的肌肉活化，這似乎跟教練們認知間有不一致的結果。

Comfort 等 (2007)指出，最佳的蹲舉技術是一種步寬大於或是等於肩寬，自然的踝關節外轉角度，膝關節不刻意完全伸展，視線保持向上或是向上凝視，在最自然的動作下執行蹲舉，或許這代表著，每個人不一定有著完全一致的動作，因此蹲舉動作的表現會依每個人的自然蹲舉動作而有所差異。

二、二維與三維分析

以往 2-D 與 3-D 的研究發現，當踝關節外轉角度越大時，下肢運動越容易偏離矢狀面(Escamilla, Francisco, Flesing, Barrentine, Welch, & Kayes, 2000)，是因為 2-D 主要利用矢狀面上的運動作為分析運動學與動力學的方法。Wretenberg 等 (1996)使用 2-D 研究健力與競技舉重蹲舉

時，髖關節最大屈曲角度在約 146° 與 125° 、膝關節最大屈曲角度約 126° 與 138° ，髖關節關節力矩約 $324(\text{N}\cdot\text{m})$ 與 $230(\text{N}\cdot\text{m})$ 、膝關節關節力矩約 $139(\text{N}\cdot\text{m})$ 與 $191(\text{N}\cdot\text{m})$ 。

Escamilla 等 (2001) 利用窄步寬約 40.9 公分、中步寬約 59.7 公分與寬步寬 69.6 公分，同時收集健力選手的蹲舉動作，並且比較 2-D 與 3-D 分析的比較，在軀幹的部份並無顯著上的差異，在 2-D 分析膝關節與髖關節關節角度為窄步寬約 $105\pm 9^{\circ}$ 、約 $103\pm 13^{\circ}$ ；中步寬約 $105\pm 11^{\circ}$ 、 $104\pm 13^{\circ}$ ；寬步寬約 $103\pm 12^{\circ}$ 、 $106\pm 12^{\circ}$ 。在 3-D 分析膝關節與髖關節關節角度為窄步寬 $106\pm 8^{\circ}$ 、 $107\pm 10^{\circ}$ ；中步寬為 $102\pm 7^{\circ}$ 、 $109\pm 8^{\circ}$ ；寬步寬為 $99\pm 10^{\circ}$ 、 $110\pm 7^{\circ}$ 。關節力矩部份踝關節為窄步寬 $272\pm 98(\text{N}\cdot\text{m})$ 、寬步寬 $305\pm 80(\text{N}\cdot\text{m})$ ，膝關節為窄步寬 $297\pm 97(\text{N}\cdot\text{m})$ 、寬步寬 $146\pm 75(\text{N}\cdot\text{m})$ ；3-D 膝關節關節力矩為窄步寬 $573\pm 179(\text{N}\cdot\text{m})$ 、寬步寬 $756\pm 235(\text{N}\cdot\text{m})$ 。造成這種差異的原因，除了兩個研究的步寬不同與分析方法不同外，是當步寬越大時，踝關節外轉的角度就越大，而踝關節外轉並不在 2-D 所能計算的範圍。力臂與力矩是有相關的，這也會因 2-D 與 3-D 的分析，造成計算後關節力矩上的差異。

三、機械器材蹲舉

越來越多的研究開始探討使用機械式器材執行蹲舉對於下肢關節的負荷影響，像是腿部推舉機和史密斯蹲舉，除了可以依個人條件調整，機器本身同時具有保護作用，重量也有針對非運動選手所設計，而腿部推舉機 (leg press) 與史密斯蹲舉 (Smith machine squat)，其上半身會藉由機器支撐放鬆，這種機械式的蹲舉方式對於脛股骨、膕股骨壓力 (compress)

與後十字韌帶拉力都比一般槓鈴蹲舉來的較小，對於初學者、球類運動項目的運動員而言或是女性運動員，是很好的訓練器材(Escamilla 等, 2001; Schwanbeck 等, 2009)。

腿部推舉機的不同步寬會影響膝關節的負荷，窄步寬相較於寬步寬，窄步寬會有較大的脛股骨和膕股骨的壓力。而寬步寬對於後十字韌帶(PCL)的張力相較於窄步寬會有大的數值。在股四頭肌與腿後肌活化的峰值都是發生在膝關節最大屈曲角度，腓腸肌活化的峰值則是在膝關節屈曲 25°，反之，腿後肌活化的峰值在蹲舉時是在膝關節屈曲 60°，而腓腸肌是在膝關節最大屈曲角度的時候。但是腿部推舉機與蹲舉相比較之下，關節的負荷與肌肉的活化，腿部推舉機是有較小的數值。Schwanbeck 等, (2009)探討槓鈴蹲舉和史密斯蹲舉在執行蹲舉時，其脛前肌、腓腸肌、股內側肌、股外側肌、股二頭肌、腰豎脊肌和腹直肌的肌肉活化情形。結果發現蹲舉時的腓腸肌、股二頭肌和股內側肌活化比史密斯蹲舉來的高，其餘無顯著差異，所以蹲舉可以加強踝關節蹠屈肌、膝關節屈肌與膝關節伸肌的發展。

四、槓鈴速度

蹲舉過程又分為三個槓鈴速度時期，從下蹲開始到第一高峰值速度(first peak velocity)，再減速到一個相對較小槓鈴速度(minimum bar velocity)，再加速到第二高峰值速度(second peak velocity)，再做一個減速，直到準備上舉。針對於上舉，又分為四個時期，為加速期(acceleration phase)、癡結期(sticking region)、最大力量期(maximum strength region)與減速期(deceleration phase)，作者指出蹲舉過程中

加速度和減速度階段持續時間很短，而相反的，堅持階段與最大力量階段持續時間都較長，這代表著蹲舉能否成功，重要的是在癥結期與最大力量期(Escamilla 等, 2001)。

Kellis 等, (2005) 指出當降低外在負荷時，槓鈴速度會顯著增加 0.54 ± 0.11 到 $2.50 \pm 0.50 \text{m/s}$ 。Attila 等, (2006) 研究結果表明高負荷也會產生較低的峰值速度，而低負荷可以產生較高的峰值速度。在這兩個研究中發現，槓鈴速度跟重量是有關係的，如果要發展較高的槓鈴速度或許教練們應該從低負荷訓練起，這對於初學者剛接觸蹲舉時，或許也是一個較好的訓練方式。

五、蹲舉對於運動表現

許多的研究指出蹲舉對於增強運動表現是有效，Jonathon 等 (2008) 指出爆發力，可以透過各種方式訓練，像是傳統的肌力訓練項目，蹲舉，對於發展爆發力同樣具有效果。但 Witmer 等 (2010) 探討男性和女性在執行蹲舉後對於垂直跳的表現，作者認為蹲舉和垂直跳表現只有小到中度的相關性，對於提高垂直跳表現的作用並不明顯，或許蹲舉是可以增強爆發力，但在動作上，蹲舉只有下蹲與上舉，沒有跳躍動作，所以對於增強垂直跳的運動表現是有限的。

Michael 等 (2005) 指出最大重覆次數蹲舉的成績和抓舉成績之間的相關係數為 0.84，與上膊的相關係數為 0.88，而後蹲舉的成績與抓舉和上膊成績最為相關。除了身高與體重是一個會影響競技舉重表現因素之外，最大肌力與舉重表現有密切關係，尤其是腿部肌力和背部肌力，肌力越大競技舉重的運動表現越好。不過舉重並非是個單純的力量運動，如何

在強度大且速度快的運動中產生一個高峰值功率是決定是否成功的主要因素之一，這會受到技術不同而有所影響，研究顯示最大肌力或是峰值功率和運動表現是比較相關的(林子堯，2006)。

Miletello 等 (2009)認為運動選手避免運動傷害，並取得最佳的訓練效果，提升技術是必須的。而初學者和有經驗的差別在於上舉階段，作者認為教練員應注意他們技術，尤其是下蹲後與上舉動作的連接要快，而非重視在於負荷的大小，因為對於初學者來說的這個階段的重要性是將技術提升，但如果只注重大負荷的訓練，這時更容易因為技術的不穩固造成傷害。

有許多教練認為蹲舉的成績和硬舉是有相關性的，也會利用蹲舉的訓練來提高硬舉的運動表現，研究結果顯示，後蹲舉屬於協同動作，而硬舉是連續或分段的運動，在運動學來說兩者是明顯的不同(Hales 等, 2009)。雖然兩者的動作有差異，且在運動學上有明顯的不同，卻不能夠代表，蹲舉不能夠增強硬舉的運動表現，如果以競技舉重提鈴模式來說，腿部的力量是非常重要的，同樣的硬舉也需要強大的下肢肌力(王保成、楊漢雄，2001)。

第三節 文獻總結

先前的研究，主要是以二維分析，只有分析單一方向的關節角度、關節力量與力矩。在每個運動項目所執行的蹲舉方式略有不同，對於競技舉重的蹲舉少有研究。並且先前研究，蹲舉技術的變化幾乎是踝關節外轉角度、步寬、蹲舉深

度及負荷是否影響下肢運動學與動力學。少有人注意到反彈與無反彈技術間有對於下肢的運動學與動力學有何影響？因此，使用三維分析不同技術蹲舉下肢運動學與動力學便成了最關鍵的主題。

第三章 研究方法與步驟

第一節 實驗受試者

本研究受試者為 13 名國立臺灣體育學院舉重隊男性選手，皆有參與舉重訓練 5 年以上的運動經歷，並能穩定的執行蹲舉(squat)動作。實驗正式開始前，告知受試者實驗之目的與流程，並請受試者填寫基本資料(附錄一)，其內容包含病史的詢問，以了解受試者本身沒有骨骼肌肉神經系統疾病或病變。受試者詳細閱讀實驗受試者同意書(附錄二)，並同意參與實驗流程之進行，直至整個實驗完成。以受試者病史之資料排除任何正在上、下肢傷害之恢復期或實驗前一年內接受過手術之選手，以排除任何上、下肢有肌肉骨骼神經系統受傷之可能性。

表 3-1 受試者基本資料

身高 (cm)	體重 (kg)	蹲舉重量 (kg)		
		60%	70%	80%
		(1RM)	(1RM)	(1RM)
170.7	88.9	118.0	137.7	156.2
±6.8	±13.2	±13.3	±13.0	±13.7

第二節 實驗地點與時間

一、實驗地點

本研究於國立臺灣體育學院生物力學實驗室教室進行蹲

舉動作的資料收集。

二、實驗時間

(一)實驗前測之研究時間：99年9月1日至1月1日正式實驗之前的量測，收集受試者蹲舉動作資料並進行分析，以瞭解實驗流程與設計是否需要進行部分調整或修正。

(二)正式實驗時間：100年2月1日至2月28日依據實驗前測之結果所調整後的實驗設計與流程，進行受試者進行蹲舉動作資料的收集，並分析生物力學資料。

第三節 實驗儀器及設備

主要使用動作分析系統、三維測力板系統，以及蹲舉所使用之槓鈴等設備；蹲舉動作資料收集之場地配置詳見圖3.1。

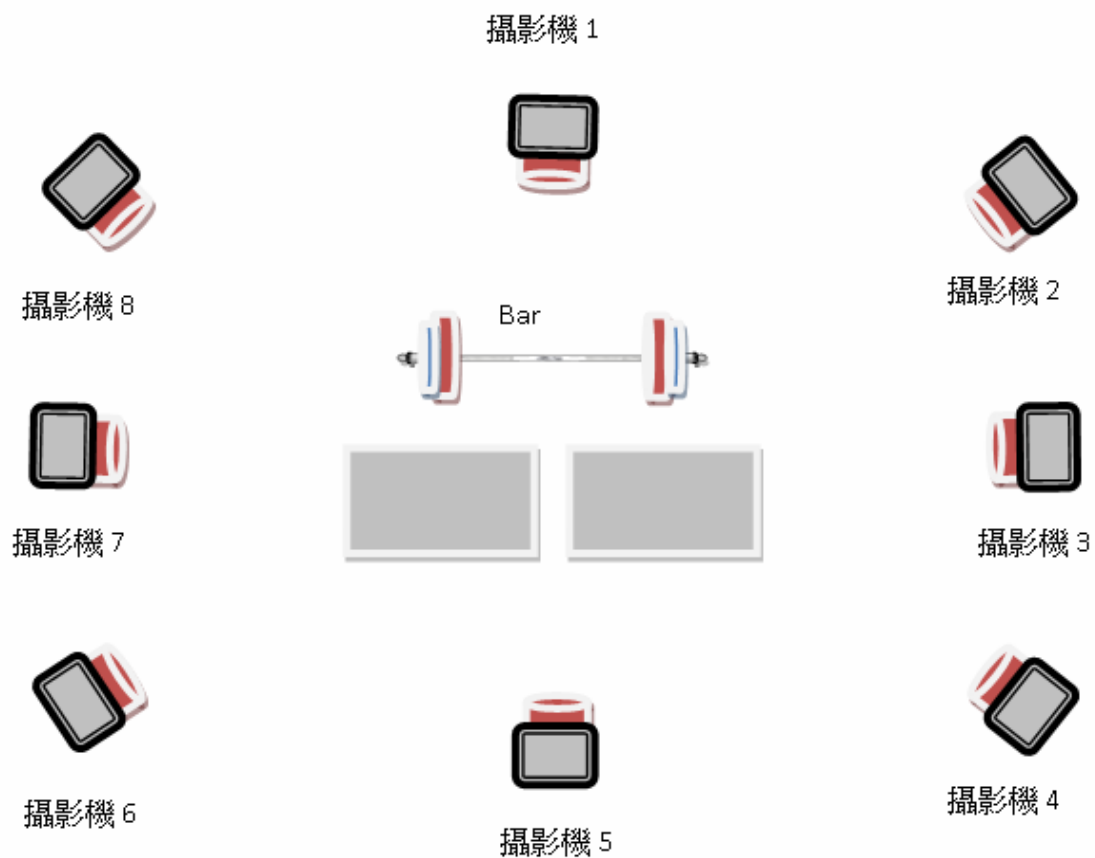


圖 3.1 實驗室佈置圖

一、VICON NEXUS 1.4.116 動作分析系統

本研究使用 VICON 公司之高速攝影機(圖 3.2)，並配合使用 VICON NEXUS 動作分析系統(VICON NEXUS motion analysis system, Oxford Metrics LID. UK)取得蹲舉的運動學資料，以 250 赫茲取樣頻率擷取反光標記於空間中運動之軌跡，經由 VICON NEXUS 系統軟體(圖 3.3)，依序標定(label)所收集之人體所貼反光標記(markers)，以獲得反光球標記在三維空間的座標數值。



圖 3.2 VICON 高速攝影機

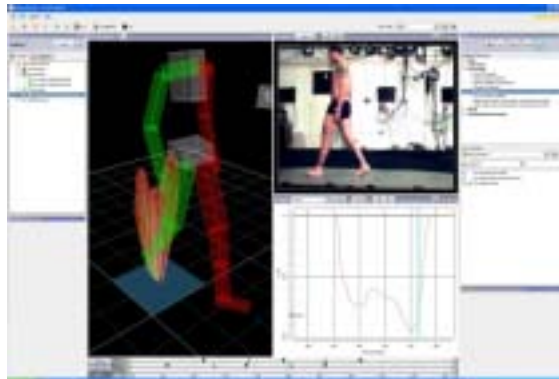


圖 3.3 VICON NEXUS 系統軟體

二、三維測力板

本研究使用 KISTLER 三維測力板(圖 3.4)系統(KISTLER force plate, Type 9260AA6)，以採樣頻率 1000 赫茲擷取受試者於蹲舉動作地面反作用力與力矩資料。藉由數位類比轉換器(A/D converter)與 VICON 動作分析系統進行同步的資料收集。配合人體肢段運動學參數進行運算，可得知蹲舉動作中下肢的關節力量和力矩等動力學參數。



圖 3.4 三維測力板

三、反光球標記

透過反光球的標記(marker)位置，高速攝影機可偵測出受試者各肢段在空間中的三維坐標(表 3-2)，於實驗過程中，受試者身上共黏貼 23 顆反光球(圖 3.5)，槓鈴左右兩側尾端共黏貼 2 顆反光球(圖 3.6)。

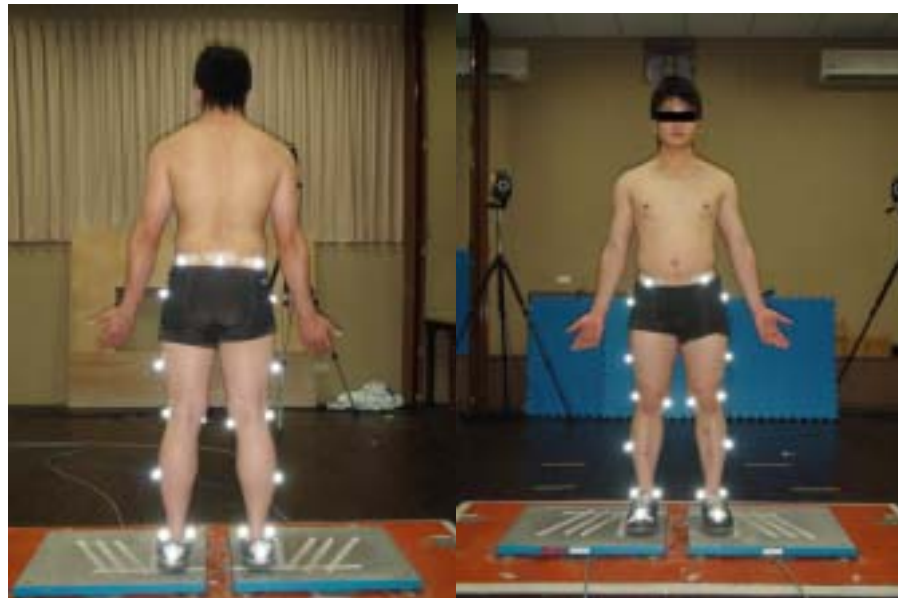


圖 3.5 受試者反光球黏貼位置



圖 3.6 槓鈴反光球黏貼位置

表 3-2 反光球位置

黏貼位置		左右側
骨 盆	髌前上棘	左、右
	髌後上棘	左、右
	薦骨突上緣	
下 肢	大轉子	左、右
	大腿	左、右
	股骨外上髁	左、右
	股骨內上髁	左、右
	小腿	左、右
	足部外踝	左、右
	足部內踝	左、右
	第二蹠趾關節	左、右
	腳跟(跟骨)	左、右

四、重量器材

使用國際舉重協會(IWF)認可之比賽男用槓鈴(20kg)與槓片 20、25、15、10、5、2.5 公斤，以及鎖片一組與蹲舉架一個(圖 3.7 重量器材)。



(a)



(b)

圖 3.7 重量器材 (a)槓片 (b)蹲舉架

第四節 實驗流程

為確保實驗順利，本實驗流程如下(圖 3.8)：

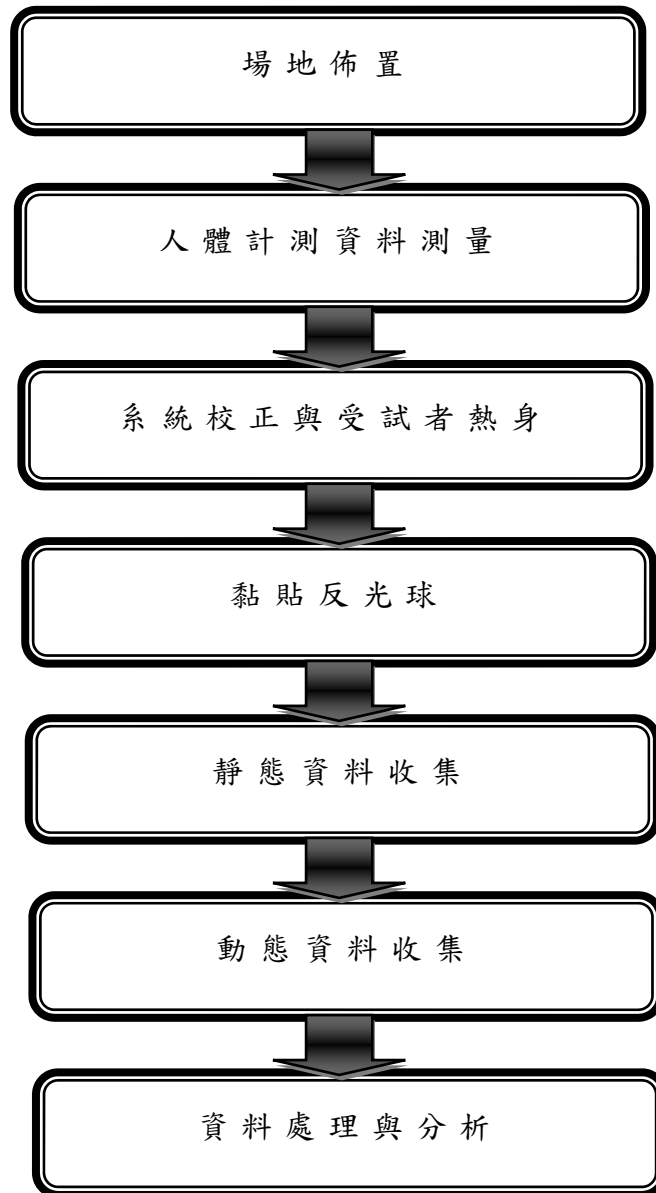


圖 3.8 實驗流程

一、場地佈置

場地中央放置兩塊力板且八台攝影機環繞在力板旁，並

且確定蹲舉動作過程中其受試者身上所黏貼之 23 顆反光球至少同時有 2 台攝影機記錄到。

二、人體計測資料測量

受試者填寫基本資料表後，量測肢段長度。由同一人測量，以免造成不同人測量產生誤差。資料包括：身高、體重、訓練年齡、大腿長、小腿長等……。

三、系統校正與受試者熱身

利用 L 型靜態校正器(L-frame)校正空間範圍，在用動態校正器(wand)確認測量的空間範圍，以確認攝影機之誤差在 Vicon motion 系統規定範圍內。並請受試者換裝後，進行伸展、熱身之運動，以減低進行實驗過程中受傷之可能性。

四、黏貼反光球

於受試者身上黏貼 23 顆反光球，之後槓把左右兩側各貼一顆反光球，以計算槓把中心位置，此實驗共有 25 顆反光球。

五、靜態資料收集

受試者以解剖姿勢站立，收集靜態資料作為受試者動態資料的基準。

六、動態資料收集

本研究收集兩種不同動作、3 個不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)之蹲舉，因蹲舉重量大，避免選手受傷，故無法使用隨機次序，技術先無反彈後反彈，重量由輕負荷到

重負荷的方式進行，需完成 6 次蹲舉變化。受試者以習慣之步寬與蹲舉節奏完成整個蹲舉動作，每個負荷及技術動作至少收集三筆資料(表 3-3)。每蹲舉次數 1 下，需執行 3 組，每組間休息至少 2 分鐘。其 1RM 是採用受試者近六個月內之最佳蹲舉成績，由於槓片重量的限制，計算出的百分比重量與實際蹲舉重量約 ± 5 公斤。

表 3-3 蹲舉動作次序

重量	無反彈	反彈
60%(1RM)	1	2
70%(1RM)	3	4
80%(1RM)	5	6

七、資料處理與分析

本研究主要分析下肢髖關節、膝關節及踝關節之關節角度、關節力量與力矩。因此藉由黏貼於受試者身上之反光球標記(marker)，使用 VICON NEXUS 系統軟體，收集動態與靜態資料。反光標記於空間座標系中位置，定義出各肢段座標系。反光球軌跡以 Butterworth 6 赫茲低通濾波(low pass filter)使資料平滑(smooth)，並過濾雜訊。且透過力板量測之地面反作用力，計算出蹲舉的運動學與動力學參數。

藉由黏貼於受試者身上之反光標記計算出各關節中心，配合使用人體計測資料再取得各肢段於實驗室座標系下的重心加速度及尤拉參數。以尤拉角(Euler angle)方式計算，求得關節角度，旋轉次序定義為屈曲/伸展(y)-外展/內收(x')-

內旋/外旋(z'')。使用 McConville (1980)整理之公式求得各肢段質量及質量中心之轉動慣量(I)。以逆向動力學(Inverse dynamics)之原理計算牛頓-尤拉平衡方程式(Newton-Euler equation)，求得關節力量與力矩。

八、統計分析

以套裝軟體 SPSS 12.0 進行統計分析，重複量數二因子變異數分析(two-way ANOVA)比較不同重量負荷在不同技術之蹲舉動作下運動學和動力學的影響，並將顯著水準設於 p 值 <0.05 。

經由描述性統計分析呈現關節角度、力量與力矩之平均值與標準差；對於反彈與無反彈之不同技術的關節力量與力矩差異性比較，則以成對樣本 t 檢定進行統計分析；再使用重複量數單因子變異數分析特定技術之不同負荷下關節角度、力量與力矩之差異性比較。

第四章 結果

本研究所計算之關節角度(ROM)是以將收集資料平均，再以活動範圍呈現，關節力量、力矩皆以受試者體重正規化，並以峰值(peak)數據呈現。下肢關節各個方向運動皆以人體解剖學，呈現矢狀面、前額面與水平面三個運動方向，我們假設在執行蹲舉動作，關節角度、力量與力矩，下肢左右對稱。

第一節 反彈與無反彈技術之下肢生物力學比較

此一相依樣本二因子變異數分析不論是在不同重量負荷與不同技術下之主要效果對於特定方向的踝關節、膝關節和髖關節的關節角度、關節力量、關節力矩均達顯著差異($p < .05$)，但所有方向的關節角度、關節力量、關節力矩交互效果並沒有達到顯著差異，此結果顯示所有方向的關節角度、關節力量、關節力矩未同時隨著不同重量負荷與不同技術關係而有所差異，不同重量負荷與不同技術間彼此獨立。

一、不同重量負荷下其有、無反彈技術下之踝關節、膝關節和髖關節力量

(一)蹲舉最大重量負荷的 60%下，在無反彈和反彈技術下之下肢的關節力量

無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和髖關節的關節力量，並無顯著性差異(圖 4.1、4.2、4.3)。

(二) 蹲舉最大重量負荷的 70% 下，在無反彈和反彈技術下之下肢的關節力量

圖呈現為受試者執行蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和髖關節的關節力量。兩個不同技術在踝關節(圖 4.4)前側力量、內側力量、踝關節壓力，反彈技術顯著大於($p < .05$)無反彈技術。反彈技術下膝關節(圖 4.5)前側力量，反彈技術優於($p < .05$)無反彈技術。其髖關節(圖 4.6)後側力量上反彈技術顯著性($p < .05$)大於無反彈技術。

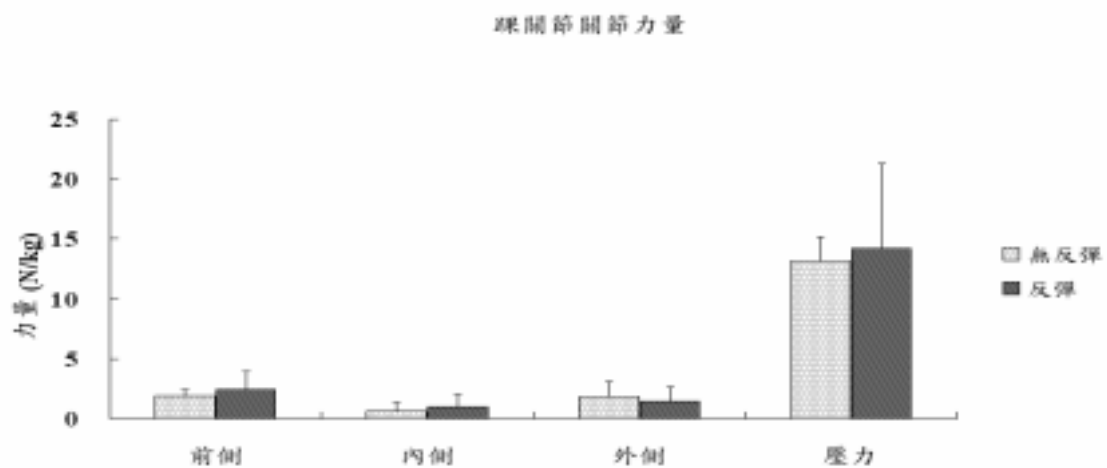


圖 4.1 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

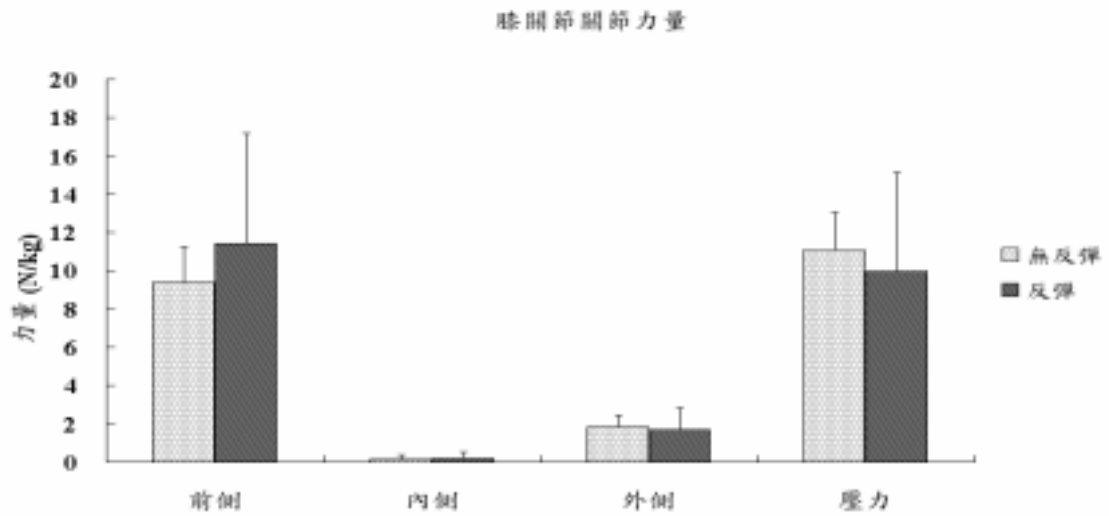


圖 4.2 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

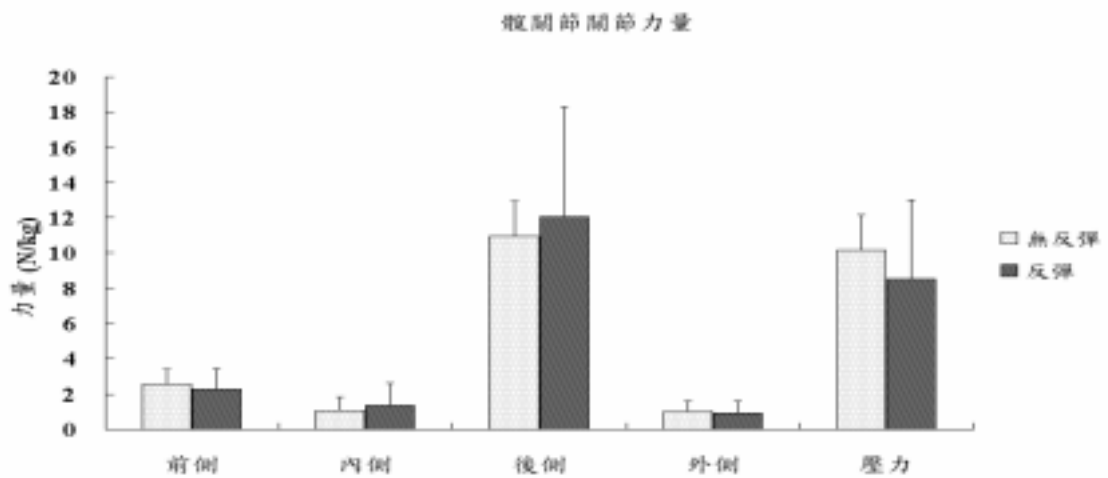


圖 4.3 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術髖關節關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

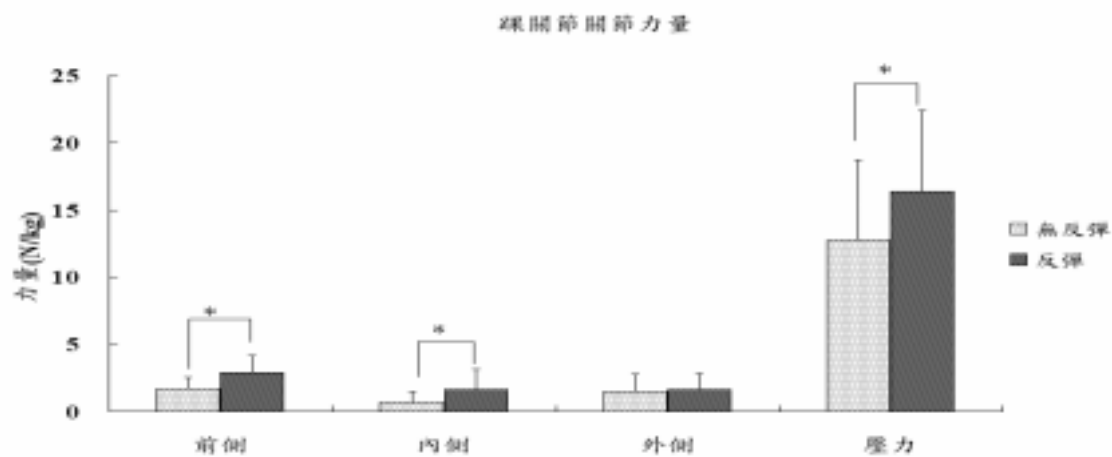


圖 4.4 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術
踝關節關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

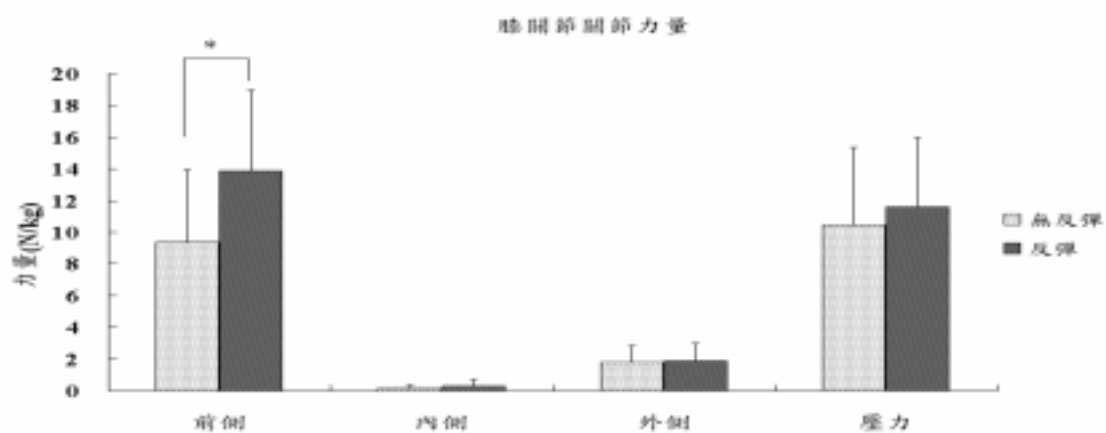


圖 4.5 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術
膝關節關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

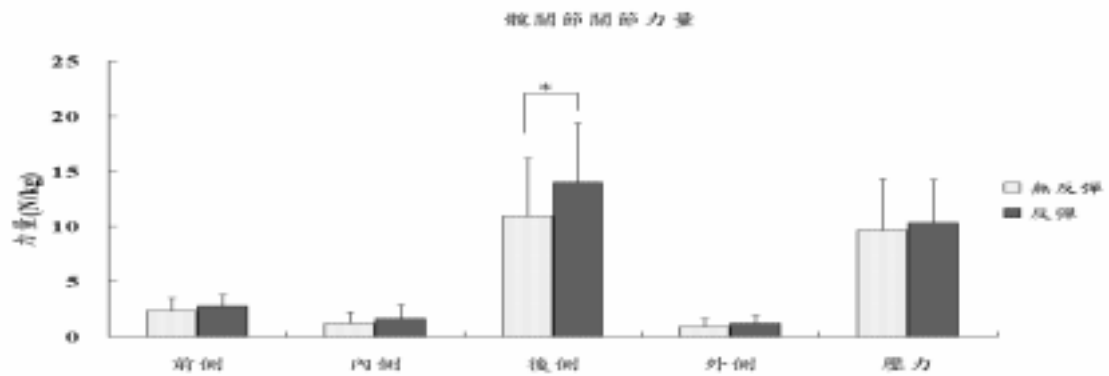


圖 4.6 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術腕關節關節力量，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

(三) 蹲舉最大重量負荷的 80% 下，在無反彈和反彈技術下之下肢的關節力量

圖呈現為受試者執行蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和腕關節的關節力量。兩個不同技術在踝關節 (圖 4.7) 壓力，反彈技術在踝關節壓力值顯著性大於 ($p < .05$) 無反彈技術。膝關節 (圖 4.8) 在前側力量，其反彈技術顯著大於 ($p < .05$) 無反彈技術。而腕關節 (圖 4.9) 在後側力量，反彈技術顯著大於 ($p < .05$) 無反彈技術。

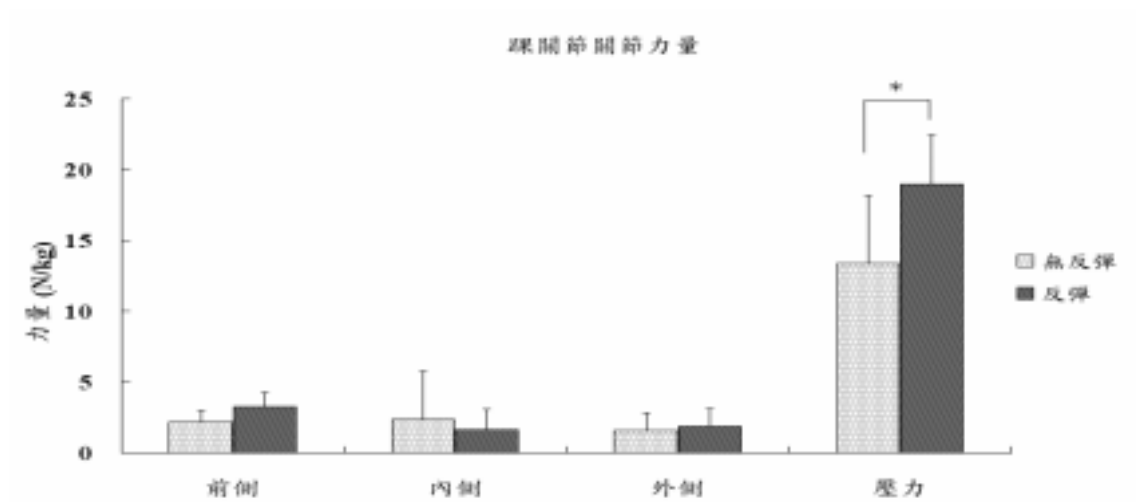


圖 4-7 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力量，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

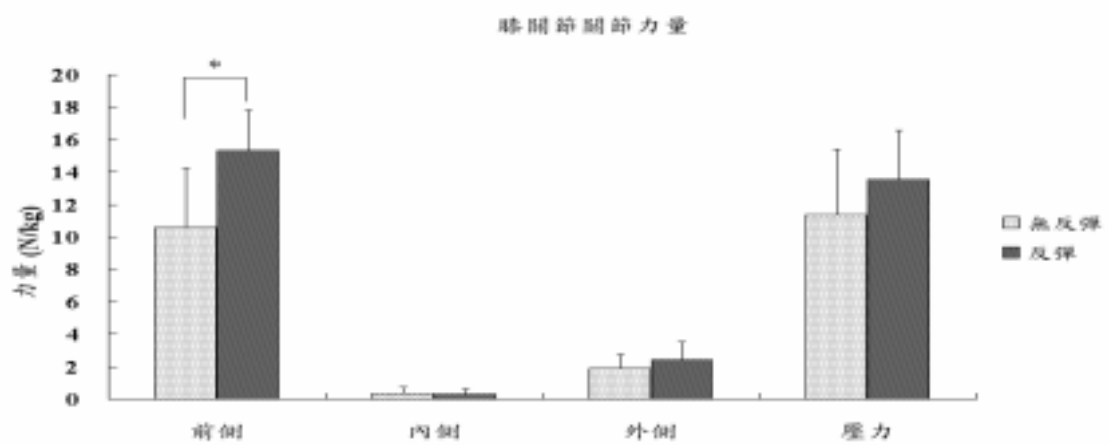


圖 4-8 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力量，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

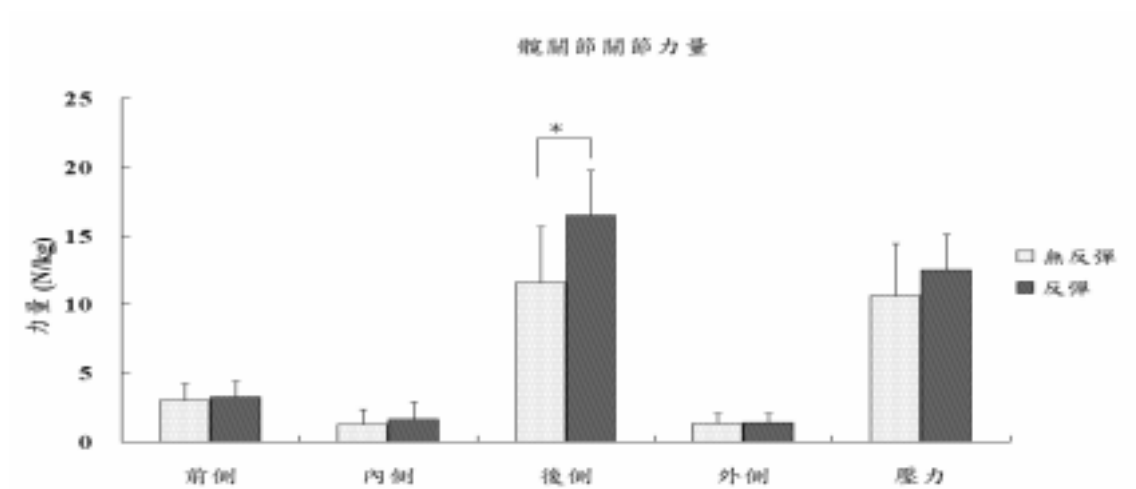


圖 4-9 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術髋關節力量，*顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

二、不同重量負荷下其有、無反彈技術下之踝關節、膝關節和髋關節力矩

(一) 蹲舉最大重量負荷的 60% 下，在無反彈和反彈技術下之下肢的關節力矩

圖呈現為受試者執行蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和髋關節的關節力矩。兩個不同技術在這個負荷下，踝關節、膝關節和髋關節的關節力矩並沒有顯著性差異 (圖 4.10、4.11、4.12)。

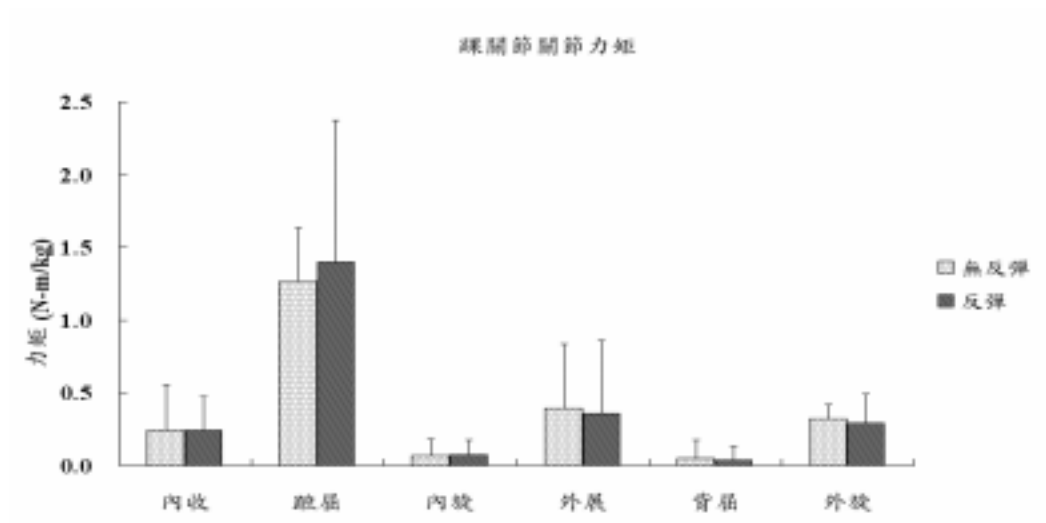


圖 4.10 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

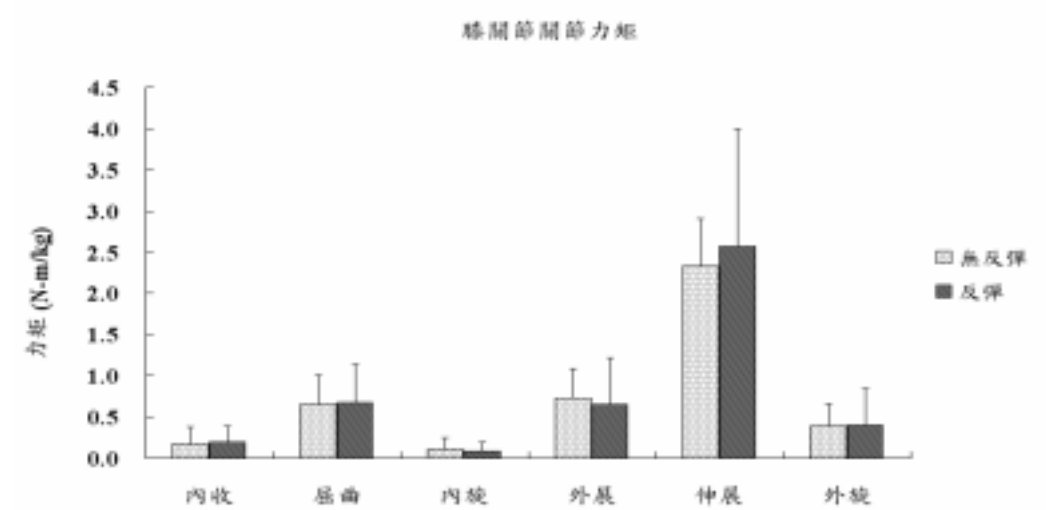


圖 4.11 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術膝關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

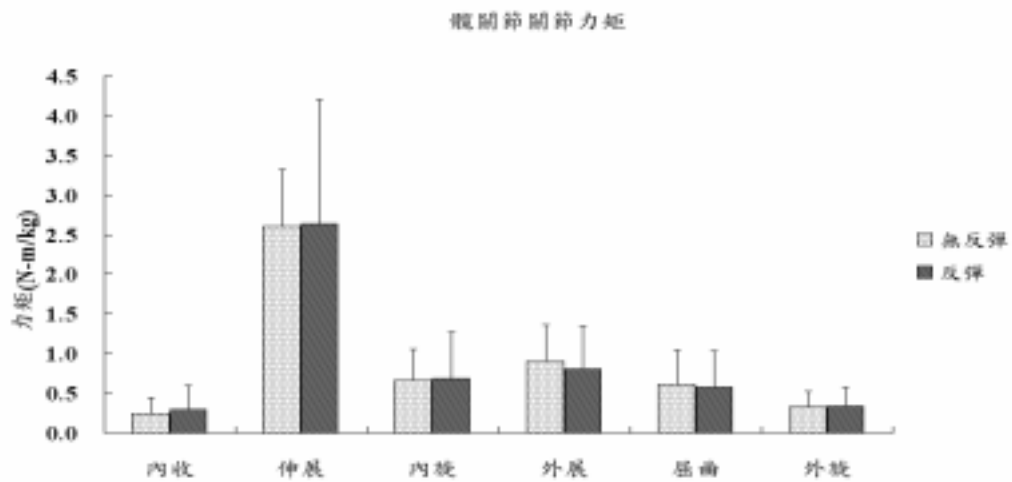


圖 4.12 蹲舉最大重量負荷的 60%，無反彈和反彈不同技術
髋關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

(二) 蹲舉最大重量負荷的 70% 下，在無反彈和反彈技術下之 下肢的關節力矩

圖呈現為受試者執行蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和髋關節的關節力矩。不同的技術下，踝關節外旋力矩 (圖 4.13) 有達到顯著性差異 ($p < .05$)，反彈技術大於無反彈技術。膝關節關節力矩 (圖 4.14) 在不同技術上，並沒有達到顯著差異 ($p < .05$)。髋關節內旋力矩 (圖 4.15)，反彈技術顯著大於 ($p < .05$) 無反彈技術。

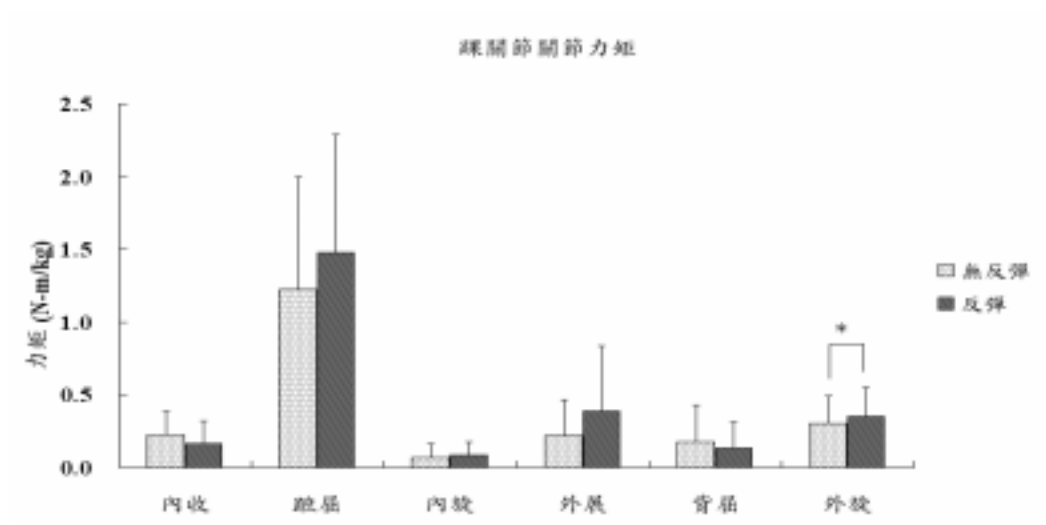


圖 4.13 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

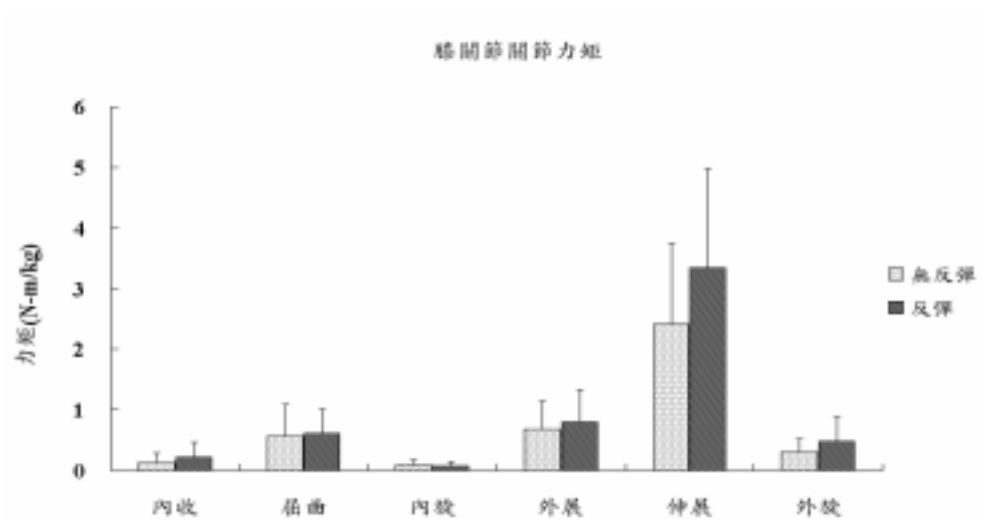


圖 4.14 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

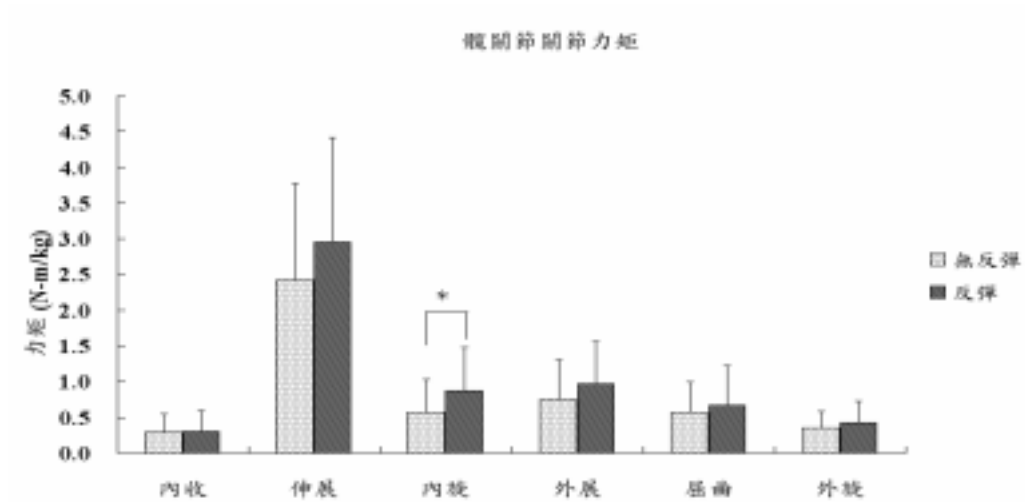


圖 4.15 蹲舉最大重量負荷的 70%，無反彈和反彈不同技術
髖關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

(三) 蹲舉最大重量負荷的 80% 下，在無反彈和反彈技術下之 下肢的關節力矩

圖呈現為受試者執行蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術下踝關節、膝關節和髖關節的關節力矩。不同技術下，踝關節關節力矩 (圖 4.16) 在各方向並無顯著性差異 ($p > .05$)。在膝關節 (圖 4.17) 伸展力矩，反彈技術顯著大於 ($p < .05$) 無反彈技術，髖關節 (圖 4.18) 在各方向關節力矩無顯著性差異 ($p > .05$)。

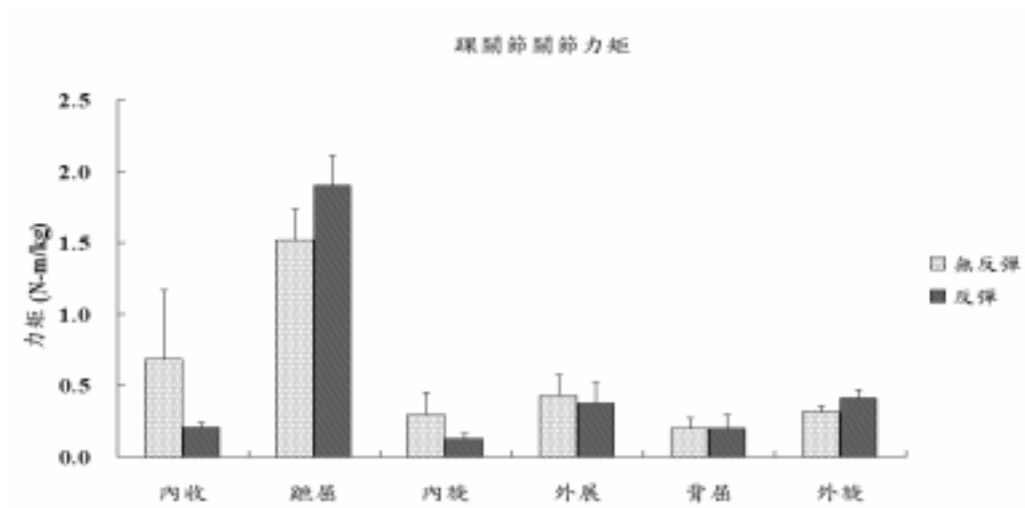


圖 4.16 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術踝關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

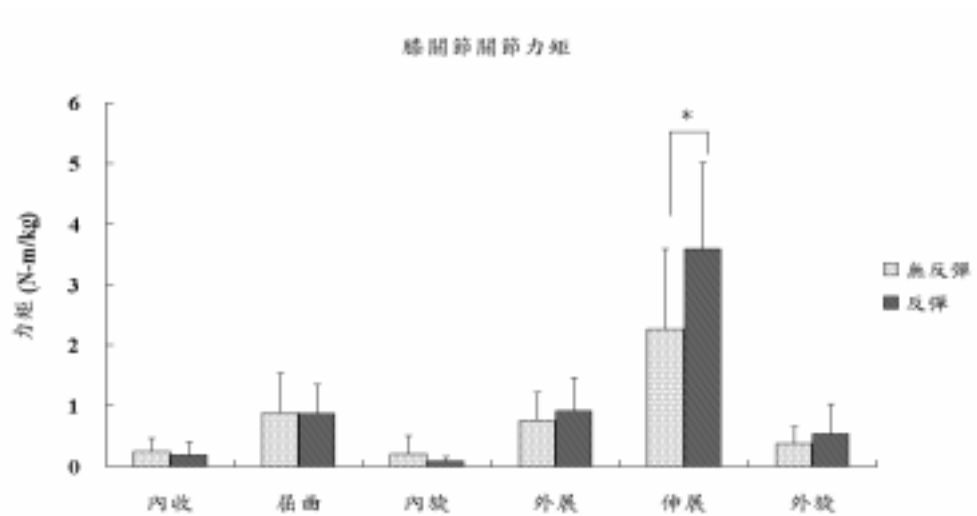


圖 4.17 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術膝關節關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

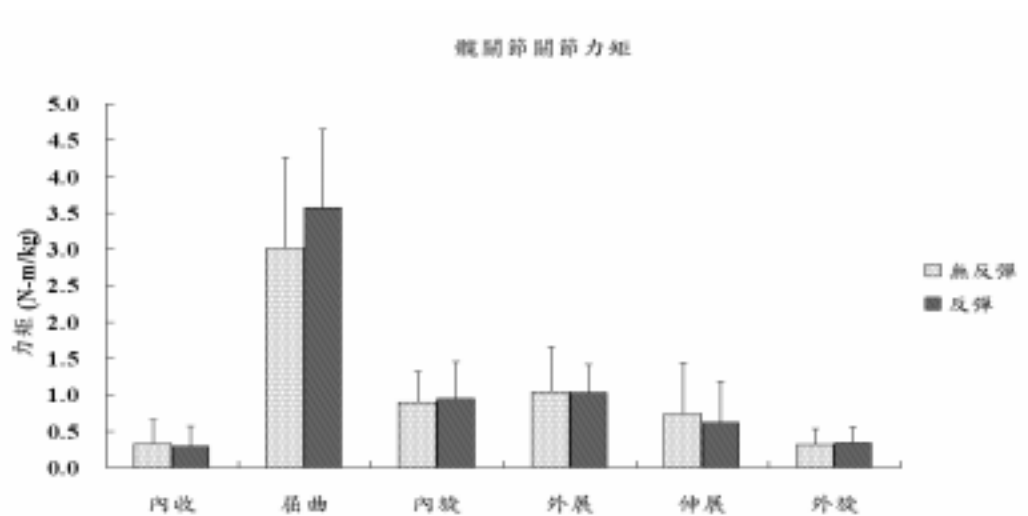


圖 4.18 蹲舉最大重量負荷的 80%，無反彈和反彈不同技術髋關節力矩，* 顯著水準 $p < .05$ (成對樣本 t 檢定)

第二節 蹲舉不同重量負荷下肢關節生物力學分析

一、在不同重量負荷下 (60%、70%、80% 1RM)，其下肢關節之關節角度活動範圍

(一) 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷下 (60%、70%、80% 1RM)，其下肢關節之關節角度活動範圍

圖呈現為蹲舉使用無反彈技術在不同的重量負荷下，踝關節、膝關節和髋關節的關節角度活動範圍，結果顯示，無反彈技術在關節角度活動範圍上 (圖 4.19、4.20、4.21)，並不會受到負荷的不同而有顯著差異 ($p > .05$)。

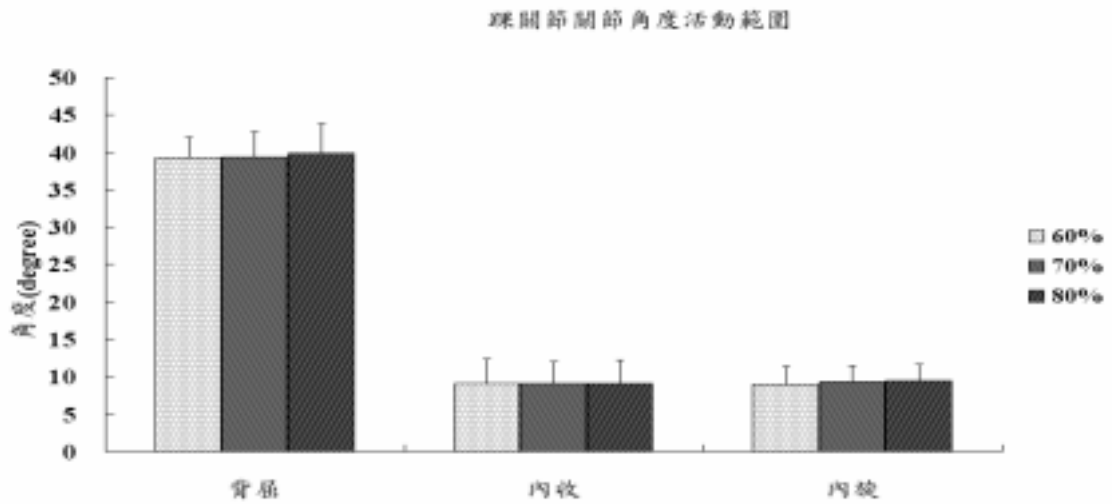


圖 4.19 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

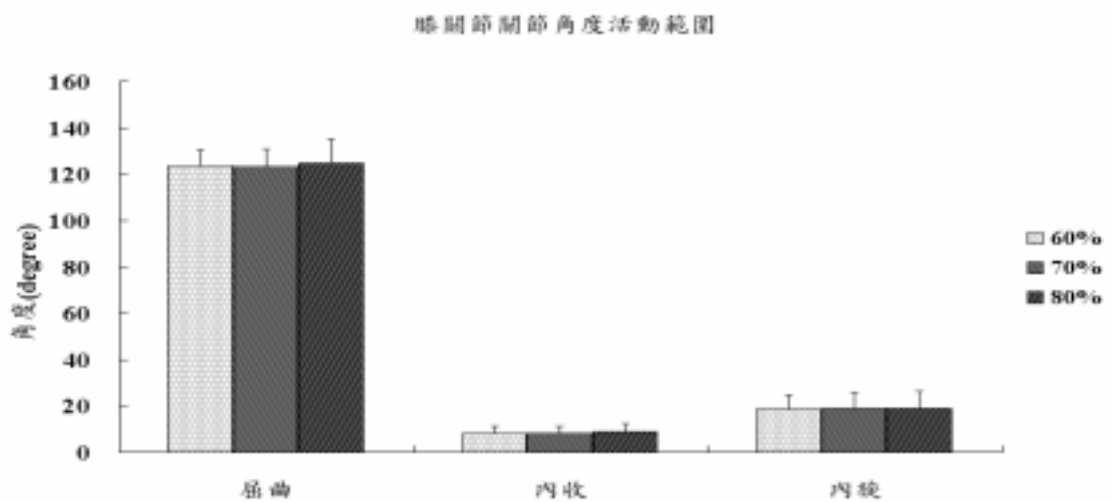


圖 4.20 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，膝關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

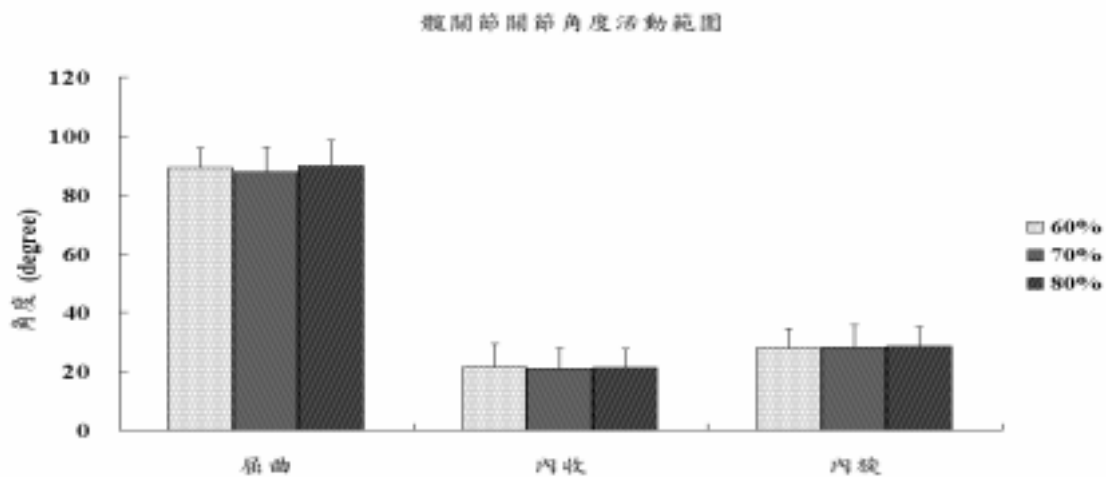


圖 4.21 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髋關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

(二)蹲舉反彈技術在不同重量負荷下(60%、70%、80% 1RM)，其下肢關節之關節角度活動範圍

圖呈現為反彈技術在不同重量負荷下，踝關節、膝關節和髋關節的關節角度活動範圍，結果顯示，在踝關節與膝關節的關節角度活動範圍，並不會受到負荷的不同而有顯著差異(圖 4.22、4.23)；反彈技術在髋關節內旋角度上(圖 4.24)，負荷 60%(1RM)與 80%(1RM)有顯著性差異($p < .05$)。

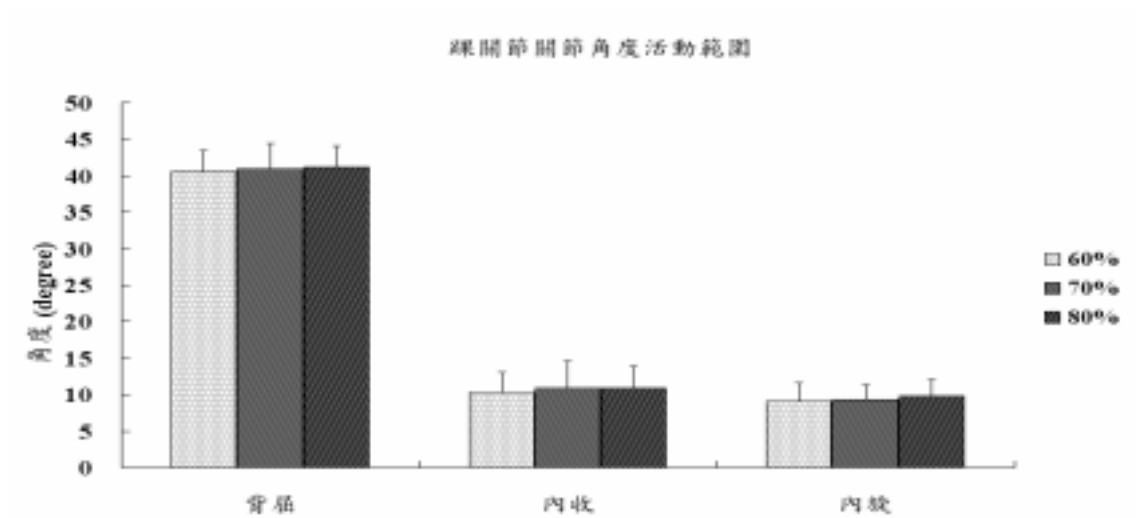


圖 4.22 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

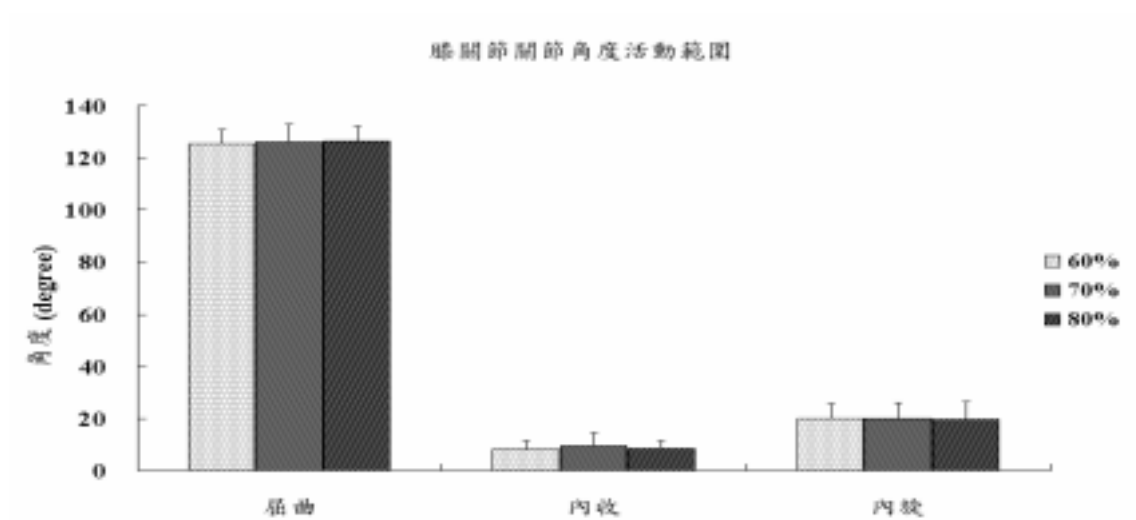


圖 4.23 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，膝關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

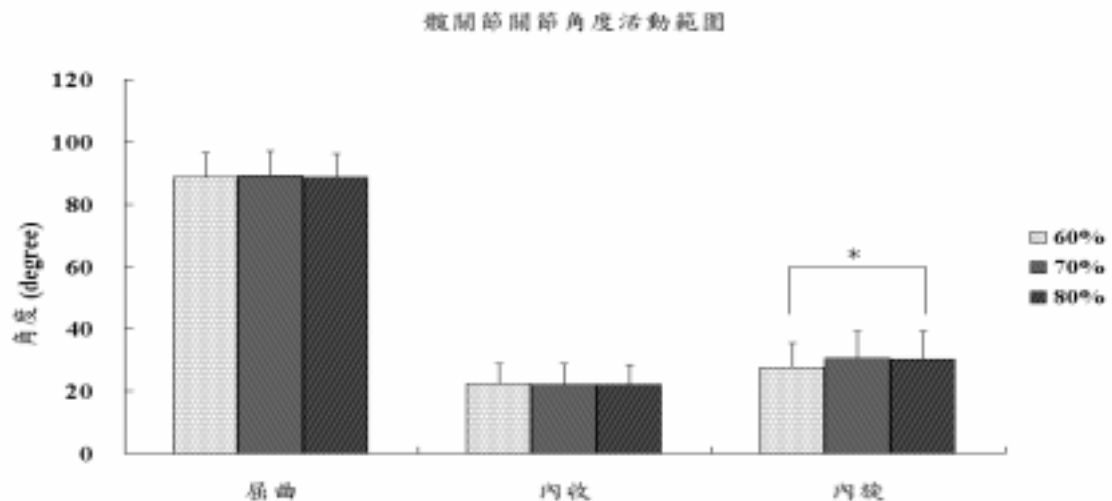


圖 4.24 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，腕關節關節角度活動範圍，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準

一、不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節、膝關節和腕關節之關節力量

(一) 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，其下肢關節之關節力量

圖呈現為受試者執行蹲舉無反彈技術不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節、膝關節和腕關節的關節力量。踝關節關節力量 (圖 4.25) 在不同重量負荷下，其各方向之關節力量值並無顯著差異。膝關節 (圖 4.26) 內側力量在蹲舉最大重量負荷的 60% 和 80% 有顯著性差異 ($p < .05$)。腕關節前側力量 (圖 4.27) 在最大重量負荷的 60% 和 80%；外側力量在最大重量負荷的 60% 和 80%，有顯著性差異 ($p < .05$)。

因此，在無反彈技術下，下肢關節力量，在最大重量負荷的60%與80%在膝關節內側與髌關節前側、外側之關節力量較有差異，而在60%與70%、70%與80%重量負荷下，則無顯著性差異。

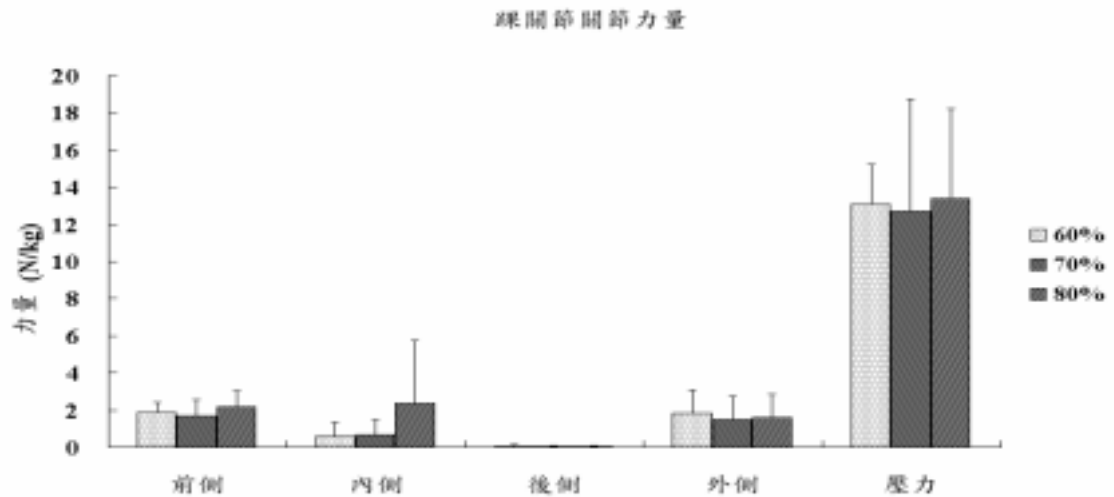


圖 4.25 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷下，踝關節關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

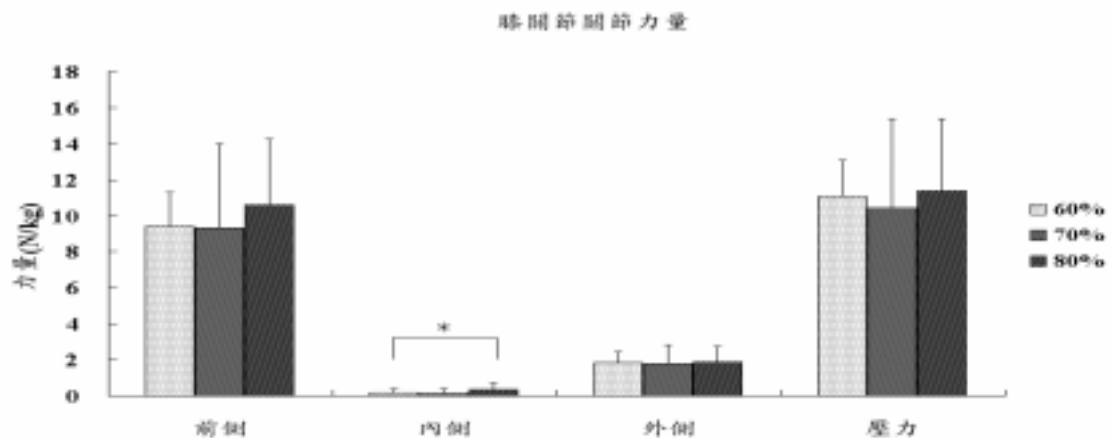


圖 4.26 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷下，膝關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與80%經由統計考驗，達顯著水準。

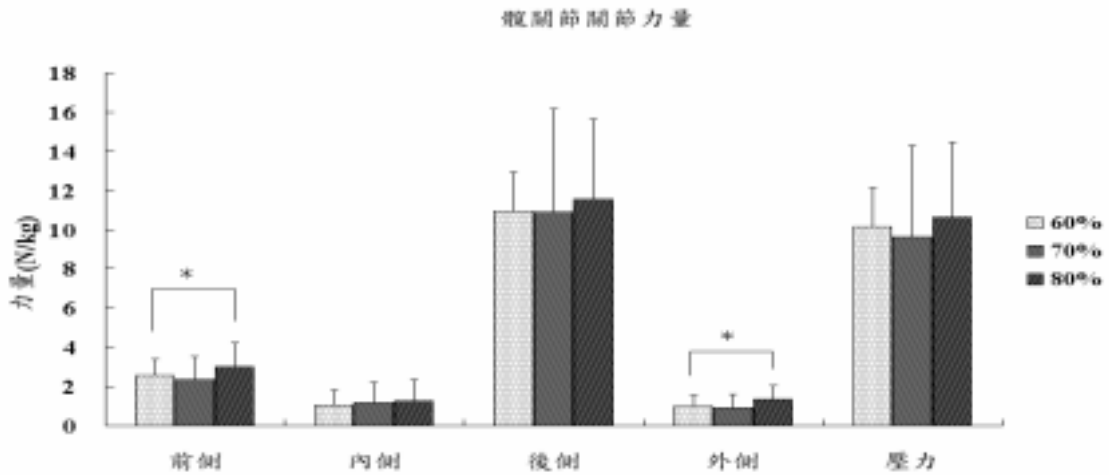


圖 4.27 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷下，髖關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準

(二) 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節、膝關節和髖關節的關節力量

圖呈現為受試者執行蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%與 80% 1RM) 下，踝關節、膝關節和髖關節的關節力量。反彈技術在不同重量負荷下，其踝關節 (圖 4.28) 的前側力量，在比較最大重量負荷 60%與 70%、60%與 80%之間有顯著性差異 ($p < .05$)；內側力量在 60%與 70%之間有顯著性差異 ($p < .05$)；後側力量在 60%與 70%、70%與 80%、60%和 80%之間，有顯著性差異 ($p < .05$)；另外，踝關節壓力在最大重量負荷 60%與 70%之間有顯著性差異 ($p < .05$)。膝關節 (圖 4.29) 前側力量在最大重量負荷 60%與 80%之間，有顯著差異 ($p < .05$)；後側力量則是 60%與 70%、60%與 80%，有

顯著性差異 ($p < .05$)。髁關節(圖 4.30)關節力量在前側力量最大重量負荷 60%與 80%、70%與 80%之間，有顯著性差異 ($p < .05$)。後側力量在 60%和 80%之間有顯著性差異 ($p < .05$)。外側力量在 60%和 80%之間有顯著性差異。壓力則在 60%與 80%、70%與 80%之間有顯著性差異。

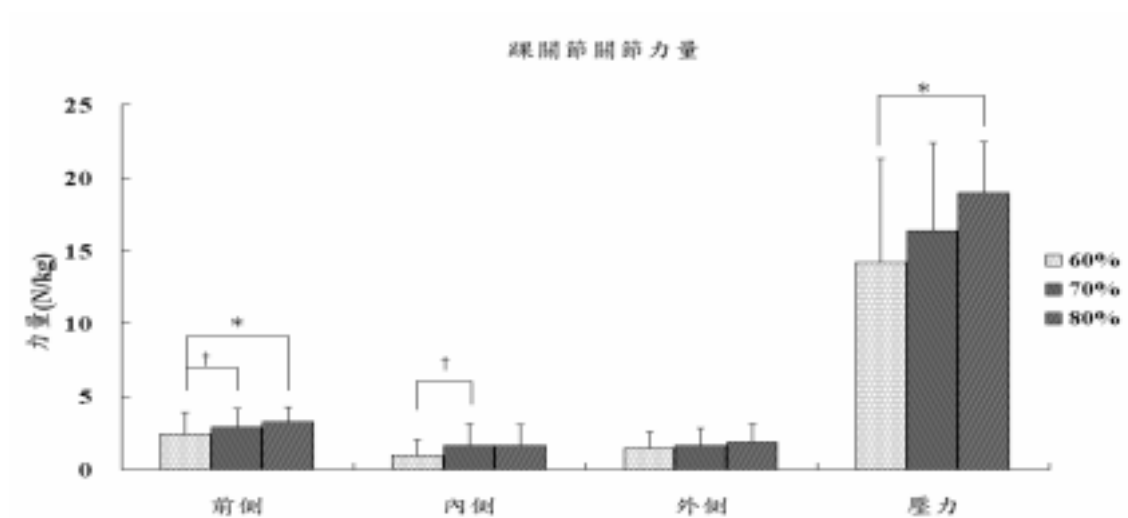


圖 4.28 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

† 60%與 70%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

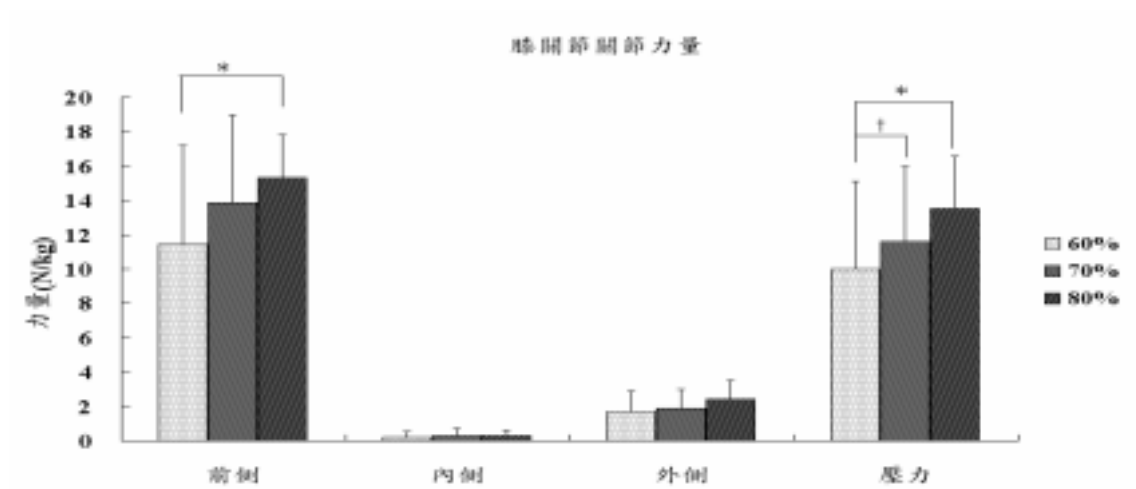


圖 4.29 蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

† 60%與 70%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

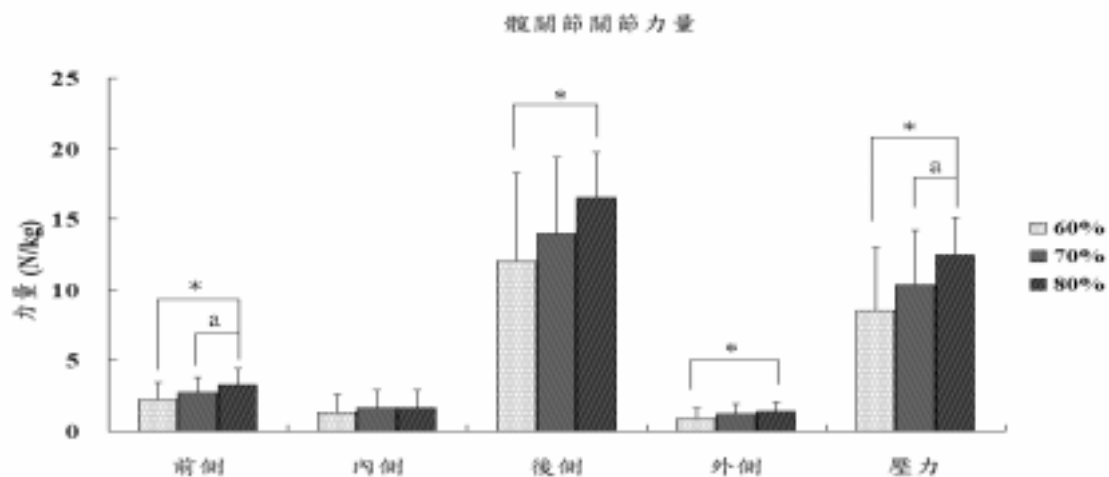


圖 4.30 蹲舉反彈技術在不同負荷(60%、70%、80% 1RM)下，髋關節力量，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

^a70%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

三、不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節、膝關節和髋關節力矩

(一)蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節、膝關節和髋關節的關節力矩

圖呈現為受試者執行蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%與 80%)下，踝關節、膝關節和髋關節的關節力矩。膝關節(圖 4.32)在屈曲力矩，其最大重量負荷的 70%與 80%之間有顯著性差異($p < .05$)。髋關節(圖 4.33)內旋力矩則在最大重量負荷的 70%與 80%之間有顯著性差異($p < .05$)。結果顯示，單純以無反彈技術在不同重量負荷下，踝關節關節力

矩(圖 4.31)沒有顯著性差異($p > .05$)。

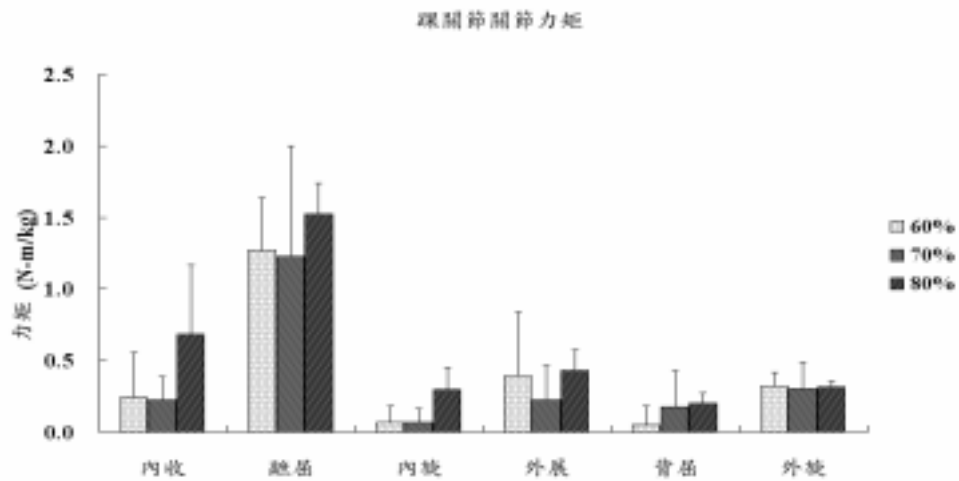


圖 4.31 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

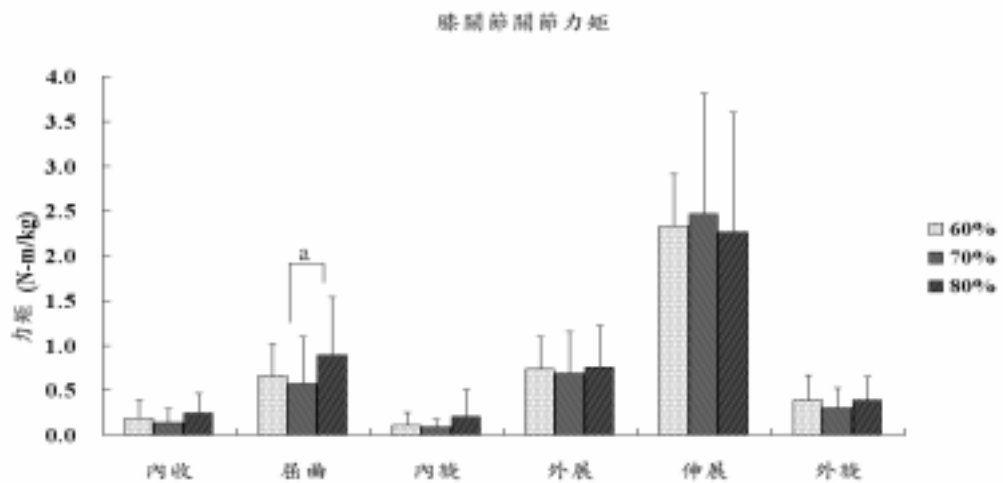


圖 4.32 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

^a70%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

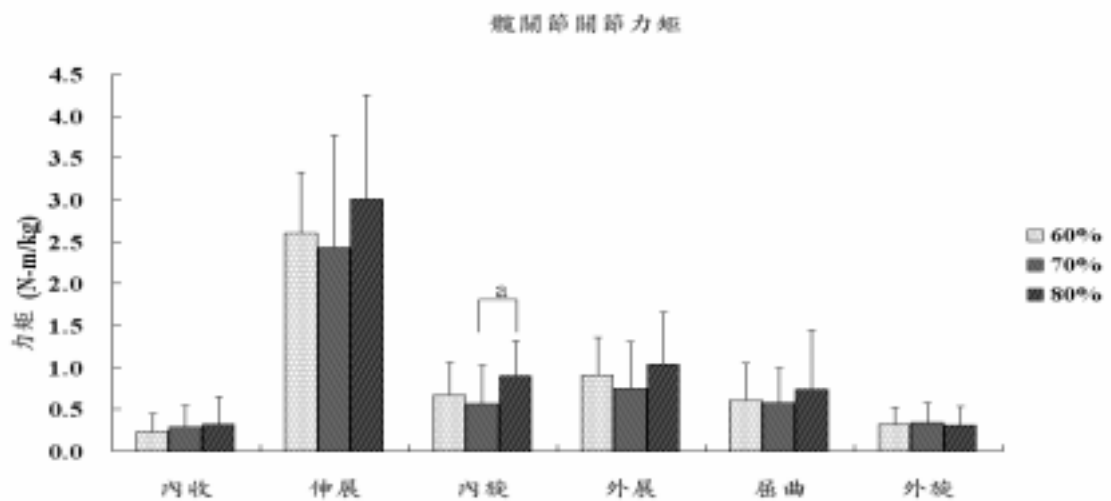


圖 4.33 蹲舉無反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，膝關節關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

^a70%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

(一)蹲舉反彈技術在不同重量負荷(60%、70%、80% 1RM)下，踝關節、膝關節和髖關節的關節力矩

圖呈現為受試者執行蹲舉反彈技術在不同重量負荷(60%、70%與 80% 1RM)下，踝關節、膝關節和髖關節的關節力矩。反彈技術的關節力矩在踝關節與髖關節(圖 4.34、36)不受到重量負荷的影響，除了膝關節伸展力矩(圖 4.35)，在 60%與 80%之間有顯著性差異($p < .05$)，其餘各方向關節力矩皆無顯著性差異。

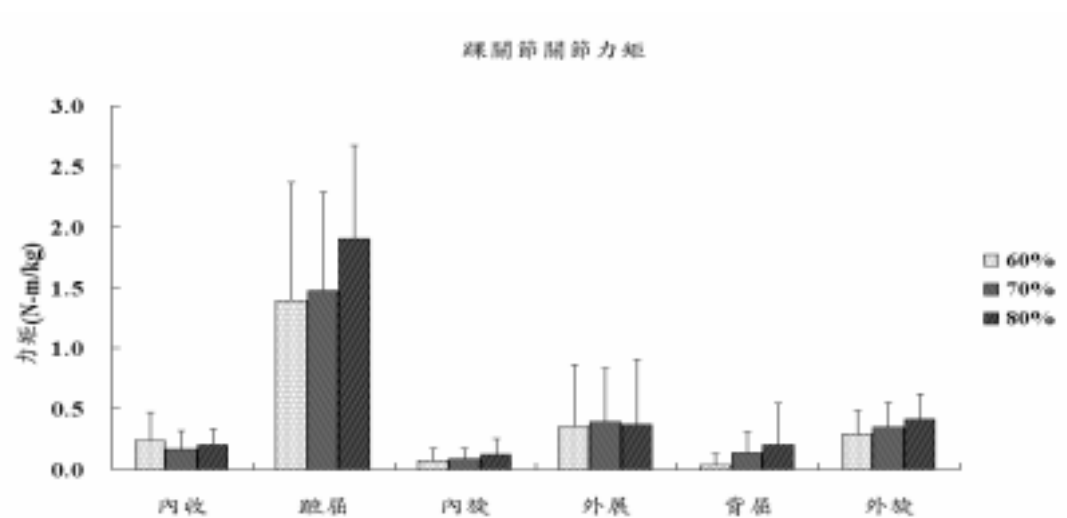


圖 4.34 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，踝關節關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

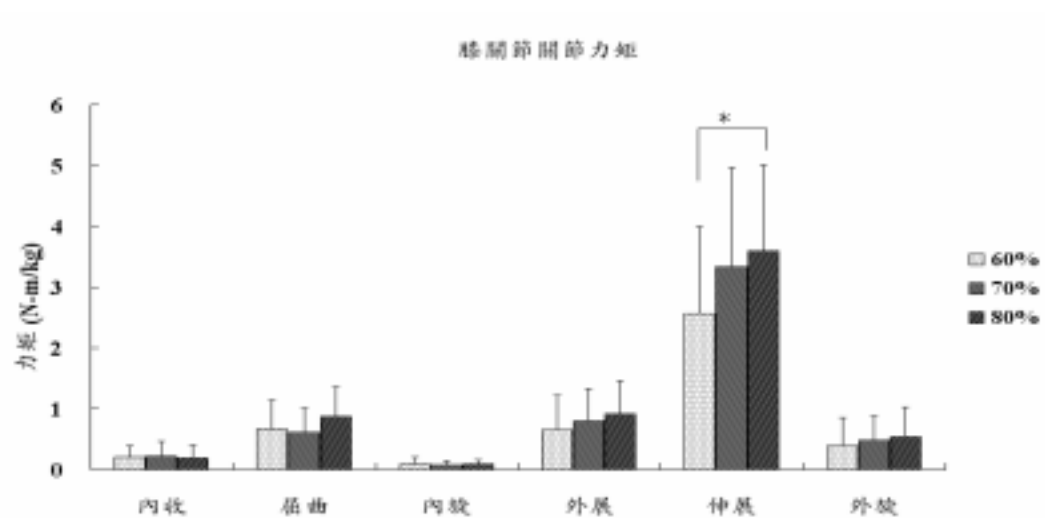


圖 4.35 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，膝關節關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

* 60%與 80%經由統計考驗，達顯著水準 $p < .05$

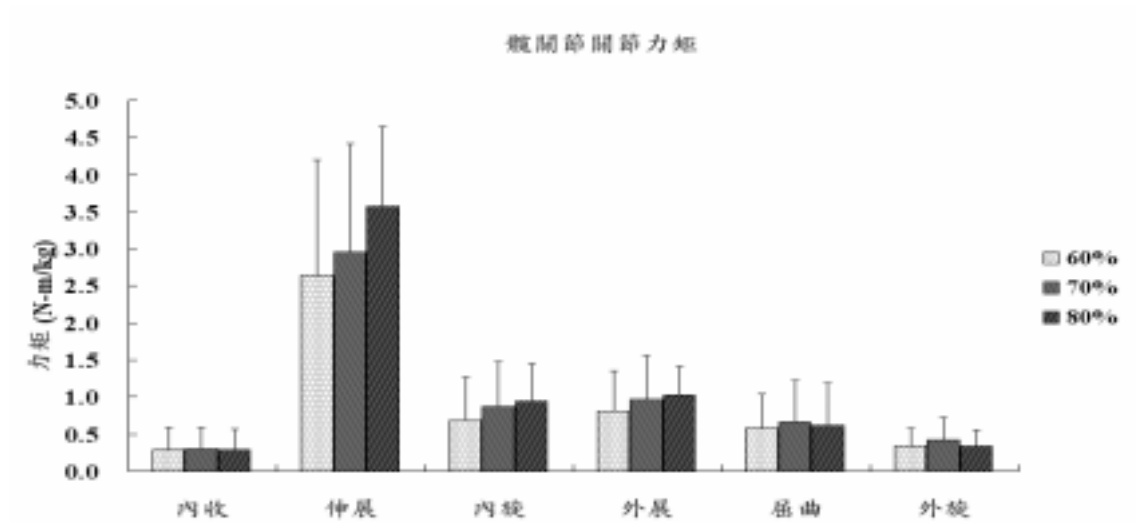


圖 4.36 蹲舉反彈技術在不同重量負荷 (60%、70%、80% 1RM) 下，腕關節力矩，顯著水準 $p < .05$ (重覆量數單因子變異數分析)

第五章 討論

本研究以競技舉重輔助項目—蹲舉，反彈技術與無反彈技術以及三種重量負荷(60%、70%、80%1RM)在關節角度活動範圍、關節力量與力矩的影響，及分析各個方向的關節力量與力矩(表 5-1、5-2、5-3)。

結果總表 5-1 反彈與無反彈效應			
	踝關節	膝關節	髖關節
關節力量			
前側	RB > NR [*]	RB > NR ^{*+}	
內側	RB > NR [*]		
後側			RB > NR ^{*+}
外側			
壓力	RB > NR ^{*+}		
關節力矩			
內收			
屈曲			
內旋			RB > NR [*]
外展			
伸展		RB > NR ⁺	
外旋	RB > NR [*]		

RB 為反彈技術；NR 為無反彈技術

* 70%有顯著差異

+ 80%有顯著差異

總表 5-2 重量負荷對反彈技術之影響			
	踝關節	膝關節	髖關節
關節角度活動範圍			
屈曲			
內收			
內旋			80% > 60%
關節力量			
前側	70% > 60% 80% > 60%	80% > 60%	80% > 60% 80% > 70%
內側	70% > 60%		
後側			80% > 60%
外側			80% > 60%
壓力	80% > 60%	70% > 60% 80% > 60%	80% > 60% 80% > 70%
關節力矩			
內收			
屈曲			
內旋			
外展			
伸展		80% > 60%	
外旋			

總表 5-3 重量負荷對無反彈技術之影響			
	踝關節	膝關節	髖關節
關節角度活動範圍			
屈曲			
內收			
內旋			
關節力量			
前側			80% > 60%
內側		80% > 60%	
後側			
外側			80% > 60%
壓力			
關節力矩			
內收			
屈曲		80% > 70%	
內旋			80% > 70%
外展			
伸展			
外旋			

但由於先前研究幾乎沒有對於競技舉重蹲舉的研究以及關節力量與力矩只有計算屈曲、伸展方向，故許多數據無法與先

前研究作討論。

第一節 二維與三維之下肢運動力學參數

許多的研究都指出，三維分析能夠更精準的計算出關節角度、關節力量與關節力矩，本研究結果與 Wretenberg 等 (1996) 競技舉重在蹲舉動作中的結果相比較 (表 5-4)，膝關節的角度是相近的，不過對於髖關節所計算出的角度卻相差近 57 度。是因為先前的研究計算髖關節角度是以軀幹與大腿的夾角，這個夾角受到軀幹的影響，當蹲舉深度越大，產生的差異就會越大，這也不真正髖關節屈曲的角度。過去研究只有踝關節背屈的角度被計算，踝關節角度的計算方法大多是以地面為 0° ，計算出踝關節的運動角度，但蹲舉動作不只有矢狀面上的運動。不過，本研究與 Escamilla 等 (2001) 的研究皆發現踝關節除了矢狀面的動作外，在水平面上也有運動。Wretwnberg 等 (1996) 計算膝關節力矩約 $191(\text{N}\cdot\text{m})$ 與髖關節力矩約 $230(\text{N}\cdot\text{m})$ ，本研究膝關節伸展力矩約 $2.26\text{--}3.59(\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg})$ ，髖關節伸展力矩約 $2.43\text{--}3.58(\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg})$ ，數值是較為相近的。

以往的研究，所計算出的關節角度、關節力矩只有屈曲與伸展這種矢狀面活動的關節角度與力矩，但蹲舉的動作並非只是矢狀面的運動，包括很多的運動項目也是如此，所以三維分析更為重要。過去研究關節受力主要是針對於膝關節，除此之外，本研究結果也發現在踝關節與髖關節的關節力量，是不容忽視的 (表 5-4)。尤其是在反彈技術，踝關節前側、內側與壓力力量，髖關節前側、後側與壓力力量都是受重量負荷影響有顯著差異。

表 5-4 本研究與過去研究(矢狀面)比較

	本 研 究	Wretwnberg 等 (1996)
關節角度°		
踝關節背屈	39-41	
膝關節屈曲	123-126	138
髖關節屈曲	87-89	146
關節力矩(N·m)		
踝關節	1.22-1.90 (N·m/kg)	
膝關節	2.26-3.59 (N·m/kg)	191
髖關節	2.43-3.58 (N·m/kg)	230
關節力量(N)		
踝關節	1.67-3.28 (N/kg)	
膝關節	9.14-15.29 (N/kg)	4700
髖關節	2.26-3.27 (N/kg)	

第二節 不同技術與不同負荷之討論

技術與負荷是會相互影響下肢關節執行蹲舉時，關節角

度的改變，這些關節角度上的改變進而影響關節力量與力矩的大小，結果顯示關節力量與力矩是會因為技術的不同(反彈、無反彈)而有所差異性。反彈技術與無反彈技術最大的差別在於踝關節前側、內側與壓力力量，膝關節前側力量，髖關節後側力量，這些都有顯著的差異，且反彈技術大於無反彈技術。Hattin 等 (1989)指出蹲舉節奏的快慢會增加關節前側力量與壓力，並且發生在膝關節最大屈曲的位置，可能又因為競技舉重在執行蹲舉的過程中，尤其是在最大膝關節屈曲角度時，膝關節會超過腳尖，反彈技術下蹲節奏又較無反彈技術快故產生一個較大的關節力量。

先前 Schoenfeld(2010)指出踝關節在蹲舉過程中扮演著支撐和輔助的重要角色且壓力中心點大約是在足部中心點的位置。但與先前研究不同的是，本研究發現競技舉重選手在執行蹲舉時，垂直方向的力通過在踝關節中心的前方，造成有前側力量的產生。

在關節力矩部份，有研究指出蹲舉的向心收縮運動在踝關節蹠屈、離心收縮運動則在踝關節背屈(Schoenfeld 等, 2010)，但一般計算踝關節力矩，是以踝關節蹠曲，本研究結果也發現踝關節蹠曲力矩是大於背屈力矩。反彈與無反彈技術踝關節內旋力矩與膝關節伸展力矩有明顯的差異。Gullett(2008)也提出後蹲舉的膝關節伸肌力矩會明顯提高與此研究反彈技術結果相符。Wretenbreg 等(1996)研究指出在蹲舉的過程中需要更大膝關節伸肌執行上舉動作，經由先前的研究，發現膝關節伸展力矩會影響上舉的動作，進而影響到這個蹲舉能否成功。而在 Miletello 等(2009)也認為初學者和有經驗的差別就在上舉時的動作，動作的流暢度與肌

肉能否發揮到最大的力量，這是一個技術的提升。

於不同負荷部份，無反彈技術中，結果發現膝關節內側力量、髌關節前側與後側力量受到負荷的影響有顯著差異，其餘關節力量則無顯著差異。反彈技術關節力量受到負荷的影響較為顯著，在踝關節前側、內側與壓力力量、膝關節前側與壓力力量、髌關節前側、後側、外側與壓力力量。結果表明，負荷在不同技術上所承受的關節力量並不相同。

關節力矩受到負荷的影響並不顯著，無反彈技術在膝關節屈曲力矩與髌關節內旋力矩有顯著差異，反彈技術在膝關節伸展力矩有顯著差異，其餘關節力矩則不受負荷的影響。蹲舉過程中股直肌、股內側肌和肌外側肌的活化會受到負荷的影響，本研究反彈技術結果與先前研究結果相符(McCAW等, 1999)。

第三節 反彈技術蹲舉之討論

Bentley 等 (2010)指出在下蹲過程中，更大的加速度將產生更大的慣性力，下蹲的速度攸關於地面反作用力的大小，因此，我們認為在本研究中使用反彈技術在執行蹲舉時，擁有較大的地面反作用力。

本研究關節力量以受試者體重正規化，結果中發現此技術下，幾乎所有的關節力量會隨著負荷越大而增加，並達到顯著性，最大的踝關節壓力會達到約 18 (N·m/kg)、膝關節前側力量達到約 15 (N·m/kg)，壓力約 13 (N·m/kg)、髌關節後側力量約 16 (N·m/kg)、壓力約 12 (N·m/kg)，這些力量幾乎每增加 10%(1RM)就會以約 2 (N·m/kg)增加。在關節力矩部

份，只有膝關節伸展力矩有顯著性的增加，其餘則無。至於關節力量受負荷影響增加，關節力矩卻不受負荷影響，這種差異性，還不清楚是何種原因造成。

先前抓舉或是挺舉的研究中，都曾提及要使爆發力與槓鈴峰值速度達到最佳都是需要藉由膝關節伸肌的力量 (Chiu, Schilling, Fry, & Salem, 2008 ; Gourgoulis, Aggelousis, Mavromatis, & Garas, 2000)。另外，Cronin, McNair, 與 Marshall (2003)研究臥推在不同技術下所產生的力量、速度時也發現，反彈技術可以產生更大的力量，因此本研究建議技術成熟的選手，使用此技術，能使肌群在短時間內發揮其最大力量，且因為用力的時間短，肌肉較不容易感到疲勞。技術再加上更大的爆發力有助於競技舉重的運動表現。

第四節 無反彈技術蹲舉之討論

於無反彈技術下膝關節外展力矩與髖關節內旋力矩會受到負荷的影響，當負荷越大時，力矩就會越大，這些除了可能與選手習慣的站姿及踝關節外轉角度有關外，還有此技術在下蹲的節奏較慢，如果以下蹲的節奏來說，不能夠產生一個較大的地面反作用力。因為此技術的下蹲節奏慢，故產生的關節力量較小，在負荷的影響下只有膝關節內側力量與髖關節前側、後側力量有顯著性的增加，其外並沒有顯著性的差異產生。力矩則在膝關節屈曲力矩與髖關節內旋力矩有顯著差異。

本研究認為此技術適用在初學者與運動員傷後復健的計畫中，主要是初學者剛接觸這項運動，肌群並未強化，若先

以增強肌群，再提升技術，有助於傷害避免。而運動員的傷後復健亦是如此。教練員可將此技術適時安排在訓練計畫，選手長期在同一技術模式中肌肉已適應其技術模式，難以在不同的負荷下，有其更大的訓練刺激，因此可以利用此技術增強與刺激其它肌群，以達到更大的訓練效果。但是，本研究並不建議未受傷或是技術成熟的選手將此技術套用在抓舉或是挺舉動作中，因為競技舉重是一項必須在短時間內將肌肉的力量發揮到最大。

綜合以上所有，一個技術的穩定度，是非常重要的，在反彈與無反彈的技術中，每個負荷間的關節角度幾乎沒有明顯的差異性。為了產生更大的力量，關節力量與力矩會受到反彈與無反彈技術的變化與負荷大小所影響，選手除了增強肌群外，也應當更加注意傷害的發生。未來的研究或許可以朝向探討抓舉與挺舉動作中，各方向的關節角度、力量與力矩，藉以使教練員更加了解蹲舉對於競技舉重運動表現的影響與進一步探討。

第六章 結論

反彈技術可能是競技舉重選手可以選擇的技術，間接也證實許多教練的說法。不過反彈技術踝關節、膝關節與髖關節的關節力量因為負荷越大而有顯著增加。無反彈技術下蹲節奏較慢，比較不易對於關節產生更大關節力量與壓力，適用在初學者及運動員的傷後復健，先以增強肌肉強度。不過，競技舉重選手一般至少有六年以上的訓練經驗或是十幾、二十幾年的訓練經驗且蹲舉訓練都是高負荷，這在長期訓練下，關節之間的軟骨可能因為過度使用而磨損或是造成肌腱發炎

，這是必須注意的。除了提升技術與增強肌肉力量外，也可以選擇使用護具來避免受傷。

以訓練肌群來說可利用 60%(1RM)訓練肌耐力，由於低負荷產生的關節力量較小，不容易造成傷害。使用 80%(1RM)以上增強肌力，高負荷關節力矩大，有助於肌群的增強，但要小心避免傷害的發生。不管是何種技術訓練下，負荷都應該循序漸進。可依照運動項目需求的不同，選擇反彈或無反彈技術，也可將其技術訓練納入投擲、短距離衝刺與健力…等訓練計畫中。

參考文獻

- 王保成、楊漢雄(2001)。《競技體育力量訓練指導》。北京:人民體育出版社。
- 盛繼賢、盛曉明(1997)。《舉重》。北京:人民體育出版社。
- 國際舉重總會(2011)。《舉重規則與演化》。2001年6月11日。
<http://www.iwf.net/>
- Berning, JM., Coker, CA., & Briggs, D. (2008). The biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the olympic clean. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 22(2), 390-395.
- Bentley, JR., Amonette, WE., De Witt, JK., & Hagan, RD. (2010). Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(5), 1414-1420.
- Cronin, JB., McNair, RJ. & Marshall, RN. (2003). Force-Velocity Analysis of Strength-Training Techniques and Load: Implications for Training Strategy and Research. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 17(1), 148-155.
- Comfort, P., & Kasim, P. (2007). Optimizing squat technique. *Strength & Conditioning Journal*. 29(6), 10-13.
- Chiu, LZ., Schilling, BK., Fry, AC & Salem, GJ. (2008). The influence of deformation on barbell mechanics

- during the clean pull. *Sports Biomechanics*. 7(2), 260–273.
- Chiu, HT., Wang, CH. & Cheng, KB. (2010). The Three-Dimensional Kinematics of a Barbell During the Snatch of Taiwanese Weightlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(6), 1520-1526.
- Escamilla, RF., Fleisig, GS., Zheng, N., Barrentine, SW., Wilk, KE. & Andrews, J. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 30(4), 556-559.
- Escamilla, RF., Francisco, AC., Flesig, GS., Barrentine, SW., Welch, CM. & Kayes, AV. et al. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 32(7), 1265-1275.
- Escamilla, RF. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 33(1), 127-141.
- Escamilla, RF., Fleisig, GS., Lowry, TM., Barrentine, SW., & Andrews, JR. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 33(6), 984-998.
- Escamilla, RF., Fleisig, GS., Zheng, N., Lander, JE. Barrentine, SW. & Andrews, JR. et al. (2001). Effects

- of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 33(9), 1552-1566.
- Ebben, WP., Kaufmann, CE., Fauth, ML. & Petushek, EJ. (2010). Kinetic analysis of concurrent activation potentiation during back squats and jump squats. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(6), 1515-1519.
- Gourgoulis, V., Aggelousis, N., Mavromatis, G & Garas, A. (2000). Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters. *Journal of Sports Sciences*. 18, 643-652.
- Gullett, JC., Tillman, MD., Gutierrez, GM. & Chow, JW. (2008). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 23(1), 284-292.
- Hattin, HC., Pierrynowski, MR., & Ball, KA. (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibiofemoral joint force during a half squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 21(5), 613-618.
- Hales, ME., Johnson, BF. & Johnson, JT. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts? *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 23(9). 2574-2580.

- Kellis, E., Arambatzi, F. & Papadopoulos, C. (2005). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of Sports Sciences*. 23(10), 1045-1055.
- Kipp, K., Harris, C. & Sabick, MB. (2011). Lower extremity biomechanics during weightlifting exercise vary across joint and load. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 25(5), 1299-1234.
- McCAW, ST., & Melrose, DR. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 31(3),428-436.
- Miletello, WM., Beam, JR., & Cooper, ZC. (2009). A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 23(5), 1611-1617.
- McBride, JM., Skinner, JW., Schafer, PC., Haines, TL., & Kirby, TJ. (2010). Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(12), 3195-3199.
- Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *The Journal of Strength &*

- Conditioning Research*. 23(1), 246-250.
- Rhea, MR., Kenn, JG. & Dermody, BM. (2009). Alterations in speed of squat movement and the use of accommodated resistance among college athletes training for power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 23(9), 2645-2650.
- Schilling, BK., Stone, MH., O'Bryant, HS., Fry, AC., Coglianesi, RH. & Pierce, KC. (2002). Snatch Technique of Collegiate National Level Weightlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 16(4), 551-555.
- Stone, MH., Sands, WA., Pierce, KC., Carlock, J., Cardinale, M., & Newton, RU. (2005). Relationship of Maximum Strength to Weightlifting Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 33(6), 1037-1043.
- Stevenson, MW., Warpeha, JM., Dietz, CC., Giveans, RM., & Erdman, AG. (2010). Acute effects of elastic bands during the free-weight barbell back squat exercise on velocity, power, and force production. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(11), 2944-2954.
- Schoenfeld, BJ. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(12), 3497-3506.
- Wretenberg, P., Feng, Y., & Arborelius, UP. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 28(2),

218-224.

Witmer, CA., Davis, SE. & Moir, GL. (2010). The acute effects of back squats on vertical jump performance in men and women. *Journal of Sports Science and Medicine*. 9, 206-213.

Zink, AJ., Perry, AC., Robertson, BL., Roach, KE., & Signorile, JF. (2006). Peak power, ground reaction forces, and velocity during the squat exercise performed at different loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 20(3), 658-664.

附 錄 A

Subject NO :

受 測 日 期 : 年 月 日

Squat study_受試者基本資料

姓 名		出 生 年 月 日	民 國 年 月 日	性 別	
最 佳 成 績	公 斤	舉 重 經 歷	年		
慣 用 手	☐ 右 ☐ 左	慣 用 腳	☐ 右 ☐ 左		
傷 害 史	是否曾經受傷？手術 否？				
	最近一次傷害時間？				
	受傷部位與原因？				
	有無接受治療？何種 治療？				
	是否影響運動表現或 練習？				
練 習 時 間 (或 課 表)					

人體計測資料

身 高	c m	體 重	k g				
Shoulder width	c m	Knee joint	R m m	L m m	Ankle joint	R m m	L m m
ASIS width	c m	腿 長	R c m	L c m	大 腿 長	R c m	L c m
腰 圍 (臍 上 一 吋)	c m	小 腿 長	R c m	L c m	足 長	R c m	L c m
腰 圍 (ASIS)	c m	大 腿 圍	R c m	L c m	小 腿 圍	R c m	L c m
臀 圍	c m	上 臂 圍	R c m	L c m	前 臂 圍	R c m	L c m

SQUAT 動作順序

順 序	無 反 彈	反 彈
60%		
70%		
80%		

附錄 B

受試者同意書

研究名稱：不同技術蹲舉之下肢生物力學分析

研究單位：國立台灣體育學院 體育學系碩士班

研究負責人：高家榆

聯絡電話：0918-104051

首先感謝您的參與，此研究主要是探討蹲舉反彈與無反彈技術之下肢關節運動學與動力學分析。過程中，受試者不使用護腰及護膝，並且會在受試者的身上貼上電極片及反光球，可能會有點不舒適，但不會影響蹲舉過程中的動作。在實驗開始前，會先請您做完熱身運動，開始後會需要您做出兩個動作，增加三種的重量，1rep/3set，在每組休息時間皆為三分鐘，減低因疲乏所產生的傷害風險與研究誤差。全程實驗時間約 2 小時，測驗結束後可能會有些許疲累的感覺。確認您已了解整個實驗的過程，也以閱讀過整個同意書的內容，並願意自願擔任受試者，擁有受試者的一切權利，此費用 500 元整，過程中有任何的不舒適皆可馬上退出，不會有任何的不愉快或是影響所應得之權利跟利益，所有受試者資料則使用匿名之方式，有任何的問題也可馬上連絡此研究的主持人。

自願受試者(或法定代理人)簽名：

日期：

聯絡地址：