

國立臺灣體育學院
National Taiwan College of Physical Education
運動健康科學學系碩士班
碩士學位論文

啞鈴蹲舉之不同站姿步寬、踝關節外轉角度
與重量負荷對於下肢生物力學的影響
THE EFFECT OF STANCE WIDTH, FOOT ANGLE, AND LOAD
ON THE BIOMECHANICS OF LOWER LIMBS
DURING DUMBBELL SQUAT



研究生：梁凱涵

指導教授：吳鴻文 博士

中華民國 100 年 7 月

論文名稱：啞鈴蹲舉之不同站姿步寬、踝關節外轉角度與重量負荷對於下肢生物力學的影響

總頁數：96 頁

院所組別：國立台灣體育學院運動健康科學學系碩士班

畢業時間及提要別：九十九學年度第二學期碩士論文提要

研究生：梁凱涵

指導教授：吳鴻文博士

中文摘要

蹲舉為常見的下肢肌力訓練動作，過去已有許多文獻探討蹲舉動作變化對下肢生物力學的影響，但僅分析二維矢狀面關節活動角度、力量與力矩。**研究目的**：本研究使用動作分析系統分析啞鈴蹲舉之三維下肢生物力學參數，分析重量負荷與四種蹲舉步寬對下肢生物力學的影響。**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 11 名男性舉重選手，分別執行四種蹲舉步寬和三種啞鈴重量的蹲舉動作變化。以二因子變異數分析蹲舉步寬與重量負荷對於執行蹲舉動作時之下肢運動學與動力學的影響。**研究結果**：在步寬部分，執行寬步寬蹲舉會產生較大的髌關節向後、向內剪力和關節壓力，膝關節會有較大的最大向內剪力和關節壓力，踝關節會有較大的最大向前和向內剪力；執行窄步寬蹲舉會產生較大的髌關節向外剪力。在踝關節外轉角度部分，執行蹲舉時腳尖外轉會產生較大的髌關節最大關節壓力和踝關節最大向前剪力。在啞鈴重量部分，啞鈴重量愈重，髌關節最大向前、向後、向內剪力和關節壓力愈大，膝關節最大向前剪力和關節壓力愈大，踝關節最大向前、向內剪力和關節壓力愈大。且蹲舉步寬、踝關節外轉角度與啞鈴重量皆會影響蹲舉的最大關節力矩。**結論**：蹲舉步寬、踝關節外轉角度與重量負荷會影響下肢肌群的訓練效益與傷害風險。建議初學者或復健患者先以肩寬之步寬站姿執行蹲舉動作，以達下肢肌力訓練效果與減低傷害風險。

關鍵詞：蹲舉、關節力量、關節力矩、站姿步寬、肌力訓練

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to quantify biomechanical parameters of lower limbs during the dumbbell squat with varying stance widths and dumbbell load using three-dimensional motion analysis system. **Methods:** VICON motion analysis system with eight cameras and two Kistler force-plates were used to record kinematic and kinetic data during squat. Eleven college team members in weightlifting were recruited in this study. Each subject was asked to perform squat at four different stance widths (narrow stance with 107% shoulder width; narrow stance with toe-out 20°; medium stance with 142% shoulder width and toe-out 23°; wide stance with 169% shoulder width and toe-out 26°). The effects of three different resistances (held one dumbbell, 10 kgw or 20 kgw, in each hand and without dumbbell). **Results:** Most joint forces were increased with stance width, except hip joint lateral shear force. The range of motion of ankle joint external rotation (toe-out angle), peak hip compress force and peak ankle anterior shear force were increased with toe-out angle. The ankle, knee, and hip joint forces were increased with resistance. **Conclusions:** The peak joint forces and peak joint moments that were produced by muscle forces were affected by stance width, toe-out angle and resistance. We recommend that the squat exercise in narrow stance with 107% shoulder width is the best choice for the beginners or the patients in rehabilitation.

Key words: Squat, Joint force, Joint moment, Stance width, Muscle training

誌謝

在還沒踏進研究生的生活前，就知道踏進來可以學到很多，但在研究生活中所經歷的與學習到的，卻不是原本所想的那麼簡單，因為想知道而學習，在學習過程中卻也發現還有更多從前沒想過的問題，只能說可以將所知道的學問以簡單的方式呈現，但它背後總有更多的學問等著我們去了解。在此，特別感謝我的指導教授吳鴻文老師，在研究過程中，不論是研究理論、資料處理，亦或是論文的撰寫，老師總能適時的給予協助與方向，讓我不只完成了碩士論文，還學到了很多，謝謝老師。同時感謝許弘昌主任、吳錫昆老師與張怡雯老師提供寶貴的建議，讓我能以更多的面向去思考結果的意義與其所能給予的貢獻。

另外，本研究能順利的完成要感謝王信淵老師與其所指導的舉重隊選手們，謝謝你們，你們辛苦了，你們是最棒的受試者。而在實驗與撰寫過程中，也特別感謝實驗室的學姐、同學，以及學弟妹們。秀美學姊、琪雅學姊謝謝妳們的引領，讓我找到撰寫論文的方向，也感謝淑雅學姐的建議，讓我看得更廣。我的實驗好夥伴一世緯、家榆和瑋琳，有你們一起實驗，一起寫論文，一起畢業，真好！實驗室可愛的學弟妹們一予藍、亭妤、榕津、崇富、彥妃、毓哲、佳融、宥華，謝謝你們的幫忙，總是讓人覺得貼心又可愛，有你們的實驗室生活日誌，每天都很歡樂。另外，實驗室的大姊姊一恬如姊姊，在你身上我學到了要如何開心過日子！最後，感謝我的父母與妹妹們，謝謝你們的包容與支持，使我能走到今天。這段時間謝謝大家，此文獻給我最感謝的你們。

梁凱涵 謹誌

中華民國 100 年 7 月

目 錄

中文摘要	I
Abstract	II
誌 謝	III
目 錄	IV
表 目 錄	VI
圖 目 錄	VIII
第 壹 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 研究假定	3
第四節 操作性定義	4
第 貳 章 文 獻 探 討	7
第一節 蹲舉動作的分類	7
第二節 蹲舉動作之肌肉活化	8
第三節 蹲舉動作之下肢關節受力	11
第四節 不同的蹲舉節奏(cadence)變化	13
第五節 不同的槓鈴蹲舉之槓把位置	14
第六節 蹲舉之站姿步寬與踝關節外轉角度變	15
第七節 不同蹲舉訓練之變化—機器式蹲舉	18
第八節 文獻總結	19
第 參 章 研 究 方 法 與 步 驟	20
第一節 實驗受試者條件	20
第二節 實驗地點與時間	20
第三節 實驗儀器及設備	21
第四節 實驗流程與步驟	24
第 肆 章 結 果	33
第一節 受試者基本資料	33
第二節 不同蹲舉動作之運動學與動力學曲線	34
第三節 不同蹲舉動作之關節受力曲線	41
第四節 蹲舉動作的關節活動範圍	46

第五節	蹲舉動作的最大關節受力	50
第六節	蹲舉動作的最大關節力矩	55
第伍章	討論	64
第一節	蹲舉動作的運動角度與關節力矩	64
第二節	蹲舉動作的下肢關節受力	65
第三節	蹲舉的生物力學參數與蹲舉節奏的影	66
第四節	蹲舉步寬變化的影響	67
第五節	蹲舉重量負荷變化的影響	70
第六節	蹲舉動作於二維與三維分析之比較	73
第七節	研究限制	75
第陸章	結論與建議	76
第一節	結論	76
第二節	建議	78
參考文獻	79
附錄 A	: 受試者基本資料表	86
附錄 B	: 受試者同意書	88
附錄 C	: 各種蹲舉變化的關節活動範圍比較總表	90
附錄 D	: 各種蹲舉變化的關節受力比較總表	91
附錄 E	: 各種蹲舉變化的關節力矩比較總表	92
附錄 F	: 蹲舉步寬對下肢生物力學的影響總表	94
附錄 G	: 蹲舉踝關節外轉角度對下肢生物力學的影響總表	95
附錄 H	: 蹲舉啞鈴重量對下肢生物力學的影響總表	96

表目錄

表 2.1	： 各文獻對蹲舉節奏之定義	13
表 2.2	： 各文獻對站姿步寬與踝關節外轉角度之定義	17
表 3.1	： 反光標記黏貼位置	28
表 4.1	： 受試者基本資料	33
表 4.2	： 受試者舉重項目之最佳成績	33
表 4.3	： 受試者肩寬與蹲舉步寬資料	34
表 4.4	： 不同蹲舉步寬和啞鈴重量的下肢關節活動範圍之 二因子重複測量變異數分析摘要表	46
表 4.5	： 不同蹲舉步寬和啞鈴重量的下肢關節活動範圍之 比較	49
表 4.6	： 髖關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	50
表 4.7	： 膝關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	51
表 4.8	： 踝關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	51
表 4.9	： 關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之比較	54
表 4.10	： 髖關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	55
表 4.11	： 膝關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	56
表 4.12	： 踝關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子 重複測量變異數分析摘要表	56
表 4.13	： 蹲舉步寬和啞鈴重量間交互作用之關節力矩在各 啞鈴重量不同蹲舉步寬之比較	61
表 4.14	： 蹲舉步寬和啞鈴重量間交互作用之關節力矩在各 蹲舉步寬不同啞鈴重量之比較	62
表 4.15	： 蹲舉步寬和啞鈴重量無交互作用之關節力矩在不 同蹲舉步寬和不同啞鈴重量之比較	63
表 5.1	： 與蹲舉節奏相關文獻之對照表	66

表 5.2	：	與步寬相關文獻之關節受力對照表	68
表 5.3	：	與步寬相關文獻之關節力矩對照表	69
表 5.4	：	與重量負荷相關文獻之關節活動範圍對照表	71
表 5.5	：	與重量負荷相關文獻之關節受力對照表	72
表 5.6	：	與其他三維分析文獻之關節力矩對照表	74

圖目錄

圖 1.1	: 黏貼於力板上之站姿步寬與踝外轉標線	5
圖 3.1	: 實驗室場地配置	21
圖 3.2	: VICON 高速攝影機	22
圖 3.3	: VICON NEXUS 系統軟體	22
圖 3.4	: KISTLER 三維測力板	23
圖 3.5	: 實驗流程圖	24
圖 3.6	: 動態校正器	25
圖 3.7	: L 型靜態校正器	26
圖 3.8	: 反光標記黏貼位置	27
圖 3.9	: 蹲舉步寬變化	30
圖 3.10	: 蹲舉之下蹲深度(受試者側面動作圖)	31
圖 4.1	: NS 蹲舉動作的髖關節運動角度和力矩	35
圖 4.2	: NS 蹲舉動作的膝關節運動角度和力矩	35
圖 4.3	: NS 蹲舉動作的踝關節運動角度和力矩	36
圖 4.4	: NST 蹲舉動作的髖關節運動角度和力矩	36
圖 4.5	: NST 蹲舉動作的膝關節運動角度和力矩	37
圖 4.6	: NST 蹲舉動作的踝關節運動角度和力矩	37
圖 4.7	: MST 蹲舉動作的髖關節運動角度和力矩	38
圖 4.8	: MST 蹲舉動作的膝關節運動角度和力矩	38
圖 4.9	: MST 蹲舉動作的踝關節運動角度和力矩	39
圖 4.10	: WST 蹲舉動作的髖關節運動角度和力矩	39
圖 4.11	: WST 蹲舉動作的膝關節運動角度和力矩	40
圖 4.12	: WST 蹲舉動作的踝關節運動角度和力矩	40
圖 4.13	: NS 蹲舉動作的髖關節、膝關節和踝關節受力	42
圖 4.14	: NST 蹲舉動作的髖關節、膝關節和踝關節受力	43
圖 4.15	: MST 蹲舉動作的髖關節、膝關節和踝關節受力	44
圖 4.16	: WST 蹲舉動作的髖關節、膝關節和踝關節受力	45
圖 4.17	: 不同蹲舉步寬的下肢關節活動範圍	47
圖 4.18	: 不同啞鈴重量的下肢關節活動範圍	48
圖 4.19	: 不同蹲舉步寬的下肢關節最大關節受力	52

圖 4.20 :	不同啞鈴重量的下肢關節最大關節受力	53
圖 4.21 :	不同蹲舉步寬在各負荷的下肢最大關節力矩	57
圖 4.22 :	不同啞鈴重量在各步寬的下肢最大關節力矩	58
圖 4.23 :	不同蹲舉步寬的下肢關節最大關節力矩	59
圖 4.24 :	不同啞鈴重量的下肢關節最大關節力矩	60

第壹章 緒論

第一節 研究背景與動機

蹲舉為常見的下肢肌力訓練動作，適用於一般健身運動訓練和促進競技運動表現，也廣泛應用於運動傷害之復健，像是前十字韌帶損傷之術後復建。過去研究針對不同下蹲角度、步寬、坡度等動作變化進行分析，以了解動作變化差異所產生之不同效益 (Dahlkvist, Mayo, & Seedhom, 1982; Escamilla et al., 1998; Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001^a)。在蹲舉的重量負荷選擇方面，大部分文獻選擇身體負荷或槓鈴負荷進行蹲舉動作的分析，少部分則比較肌力訓練機器—腿部推舉機 (leg press) 與槓鈴蹲舉之關節負荷差異 (Escamilla et al., 2001^b)。可發現幾乎沒有選擇啞鈴負荷之蹲舉文獻；但有別於競技運動訓練使用槓鈴增加訓練強度，在一般人的健身運動訓練，啞鈴其實是較安全且具訓練效益的選擇。

肌肉力量對於選手運動表現扮演重要角色，運動員依訓練目的選擇使用不同的蹲舉動作變化進行訓練，例如：站姿步寬及踝關節外轉角度之變化，但步寬和踝關節外轉角度差異對於下肢關節受力、肌肉活化，以及訓練效益差異仍需更多研究證實。

目前已有許多文獻探討蹲舉動作於不同站姿步寬與踝關節外轉角度對下肢肌肉活化情形與下肢關節角度及力矩的影響 (Hsieh & Walker, 1976; Markolf, Bargar, Shoemaker, & Amstutz, 1981; Yack, Washco, & Whieldon, 1994; Escamilla

et al., 1997; Escamilla et al., 2001^b), 但多數研究僅使用二維動作分析系統來分析矢狀面(sagittal plane)之關節活動與受力情形, 較少著墨於三維運動平面之生物力學參數分析。但根據先前研究針對站姿步寬與踝關節外轉角度探討(Escamilla et al., 2001^a), 可知蹲舉動作同時包含下肢三個關節與三個運動平面—矢狀面、前額面(frontal plane)與水平面(horizontal plane)之活動。

綜合以上文獻可知, 以三維動作分析系統探討不同站姿步寬、踝關節外轉角度與重量負荷之啞鈴蹲舉動作是一值得研究的議題, 此類研究結果可應用於初學者與術後復健之下肢肌力訓練, 以了解不同蹲舉動作變化其訓練效果差異, 及其對於下肢關節受力的影響, 作為選擇訓練動作之參考, 減低因訓練所造成之傷害風險。

第二節 研究目的

許多文獻研究蹲舉動作之下肢關節角度、關節受力與肌肉活化，以及探討蹲舉對於競技選手之運動表現、復健的影響。Escamilla 等人(2001^a) 提出蹲舉動作中，下肢關節角度變化與關節受力不只侷限於矢狀面，尤其是於執行寬站姿步寬之蹲舉動作的時候，然而過去蹲舉之相關生物力學文獻多以二維矢狀面分析為主。另外，也發現過去蹲舉之相關文獻以無負重蹲舉與槓鈴蹲舉居多，鮮少有啞鈴蹲舉之研究。但其實啞鈴蹲舉較適合應用於一般初學者與術後復健患者訓練之用，因此值得我們進一步研究與探討。

因此，本研究主要研究目的為：

1. 使用三維動作分析系統分析啞鈴蹲舉之下肢生物力學參數，包括運動學(下肢關節角度)與動力學(下肢關節力量和力矩)參數。
2. 分析不同重量負荷之啞鈴蹲舉對於下肢生物力學參數的影響。
3. 分析不同站姿步寬與踝關節外轉角度變化之啞鈴蹲舉對於下肢生物力學參數的影響。

第三節 研究假定

本研究將人體肢段視為剛體結構，同一肢段上的各點之間不會有相對位移；以及將反光標記和皮膚視為同一剛體，反光標記與皮膚間無相對位移。

第四節 操作性定義

依據 Escamilla 等人(2001^a) 所測得之站姿步寬與踝關節外轉角度，本研究定義四種不同站姿步寬與踝關節外轉變化之蹲舉動作，並於力板黏貼站姿步寬與踝外轉標線(圖 1.1)：

1. 基準線(baseline)：為受試者站立位置之基礎標線，於執行所有變化之蹲舉動作時，受試者的雙腳足跟皆需切齊此標線。
2. 足部長軸：定義足部長軸為第二腳趾與足跟連線。
3. 踝外轉：足跟不動，腳尖外轉之動作。
4. 肩寬：左、右側肩峰之水平距離。
5. 虛擬標線：與基準線垂直之參考線。
6. 標線 1：間距為肩寬之 1.07 倍，與基準線垂直。
7. 標線 2：間距為肩寬之 1.07 倍，與標線 1 夾角 20 度。
8. 標線 3：間距為肩寬之 1.42 倍，與虛擬標線夾角 23 度。
9. 標線 4：間距為肩寬之 1.69 倍，與虛擬標線夾角 26 度。
10. 窄步寬(narrow stance, NS)：足跟切齊基準線，足部長軸對齊標線 1 之動作定位。
11. 踝外轉之窄步寬(narrow stance squat & toe-out, NST)：足跟切齊基準線，足部長軸對齊標線 2 之動作定位。
12. 踝外轉之中步寬(medium stance squat & toe-out, MST)：足跟切齊基準線，足部長軸對齊標線 3 之動作定位。
13. 踝外轉之寬步寬(wide stance squat & toe-out, WST)：足跟切齊基準線，足部長軸對齊標線 4 之動作定位。

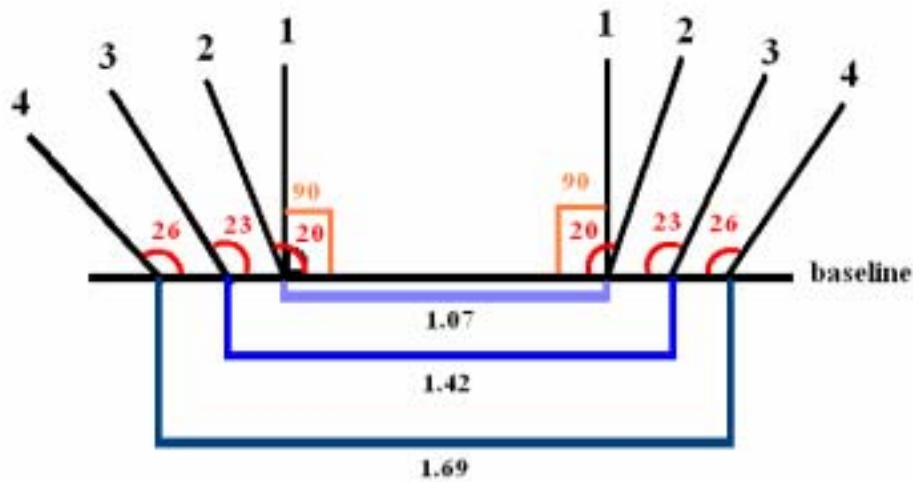


圖 1.1：黏貼於力板上之站姿步寬與踝外轉標線

依據中華民國舉重協會網頁（民 98）與中華民國健力協會網頁（民 96），可了解舉重與健力皆屬於肌力型態之運動競賽。以下簡單介紹此兩項運動，及其比賽項目：

1. 舉重 (weightlifting)：比賽項目為抓舉 (snatch) 與挺舉 (clean and jerk)，而挺舉又可分為上擄 (clean) 和上挺 (jerk) 兩個部分。比賽項目中包含連續動作轉換，因此選手除了需具備極大肌肉力量外，動作技巧與肌肉爆發力也是選手平時訓練的要點。
 - A. 抓舉 (snatch)：選手以一個連續不斷的動作，將槓鈴高舉過頭，直到兩臂完全伸直，即為抓舉完成動作。
 - B. 挺舉 (clean & jerk)：選手以一個連續不斷的動作，將槓鈴放至頸前。站起直立後，再以一個連續不斷的動作將槓鈴舉至頭頂，直到兩臂完全伸直，即為挺舉之完成動作。
 - C. 上擄 (clean)：以一個連續不斷的動作將槓鈴放置頸前

之動作。

2. 健力 (powerlifting)：健力比賽項目為蹲舉 (squat)、臥推 (bench press) 和硬舉 (deadlift)，是一項需要極大肌肉力量的競技運動。
 - A. 蹲舉 (squat)：選手將槓鈴從蹲舉架上抬起，以一個連續不斷的動作，下蹲至膝關節大於 90 度位置，再上舉至軀幹直立，直到兩腿完全伸直之動作，即為蹲舉之完成動作。
 - B. 臥推 (bench press)：選手將槓鈴從臥舉架上移至胸前，再將槓鈴垂直向下移動至碰觸到胸大肌，再以連續不斷的動作，上舉至兩臂完全伸直，即為臥推之完成動作。
 - C. 硬舉 (deadlift)：選手以一個連續不斷的動作，將槓鈴從平台向上拉，拉至身體直立，膝關節與髖關節完全伸展，肩關節向後 (肩胛內收) 之動作，即為硬舉之完成動作。

第貳章 文獻探討

第一節 蹲舉動作的分類

蹲舉(squat)動作主要可訓練下肢與軀幹的肌肉力量，普遍運用於一般健身運動與競技運動訓練，甚至也使用於復健運動。常見之蹲舉訓練可依使用器材的不同而分為無負重蹲舉(body weight squat)、自由重訓蹲舉(squat with free weight)與肌力訓練機器蹲舉(machine squat)。

無負重蹲舉(body weight squat, BW squat)的動作，其負荷除了身體之體重外，不再額外增加負荷。基礎動作執行為雙腳與肩同寬，腳尖稍微自然向外，肩膀放鬆，保持身體直立，雙手自然置於身體兩側，眼睛平視前方，而後臀部向後推，雙腳下蹲，膝蓋移動方向與腳尖方向相同，注意膝關節切勿超過腳尖，想像自己正要坐向位於身體後方的椅子(YMCA, 2005)。而依據蹲舉動作之下蹲膝關節角度差異，可將蹲舉動作分為1/2蹲舉(half squat)與深蹲(full squat)兩個部分：一般定義下蹲至膝關節屈曲60-100度之蹲舉動作為1/2蹲舉，而下蹲角度大於膝關節屈曲100度，相當於大腿後側貼住小腿後側之蹲舉動作定義為深蹲(Escamilla, 2001)。

由於負重的選擇不同，可將自由重訓蹲舉(squat with free weight)又分為槓鈴蹲舉(barbell squat)與啞鈴蹲舉(dumbbell squat)兩種，目前研究以槓鈴蹲舉居多(Dahlkvist et al., 1982; Escamilla et al., 1998 & 2001^{a, b})。因槓把位置高度差異又可分為高槓蹲舉(high bar squat)與低槓蹲舉(low bar squat)。除負重選擇之差異外，其下肢的蹲舉動作與無負

重蹲舉之原則相同。

肌力訓練機器蹲舉(machine squat)動作與無負重蹲舉之相似。依照肌力訓練機器蹲舉可分為坐姿或臥姿之蹲舉，例如：腿部推舉機(leg press machine)，訓練機器可依個人體型調整，上半身由機器支撐可完全放鬆，將訓練效果集中於下肢肌群。

第二節 蹲舉動作之肌肉活化

透過肌電訊號(electromyographic, EMG)的研究可知執行蹲舉動作時的活化肌群、肌群活化次序及相對肌肉活化強度。目前許多研究已量化動態蹲舉動作之下肢肌群活化情形，其中包括無負重蹲舉(Blanpied, 1999)及槓鈴蹲舉(Dahlkvist et al., 1982; Escamilla et al., 1998)等蹲舉動作分析，並提出於執行蹲舉動作時股四頭肌、腿後肌群與腓腸肌的協同收縮可增加膝關節的穩定性(Draganich, Jaeger, & Kralj, 1989; Li et al., 1999)。

在動態蹲舉動作中股四頭肌、腿後肌與腓腸肌的肌肉活化研究，結果顯示股四頭肌活化程度會隨著下蹲與上舉時膝關節角度變化而改變，膝關節屈曲(flexion)角度增加股四頭肌活化相對增加，且於膝關節屈曲角度 80-90 度時肌肉活化最大(Escamilla et al., 1998; Isear, Erickson, & Worrell, 1997; Signorile et al., 1994)，當下蹲角度大於膝關節屈曲 90 度後，股四頭肌活化則沒有持續增加的情形。

部分文獻以蹲舉時的股四頭肌活化作為研究主軸，發現於蹲舉動作中股外側肌(vastus lateralis)與股內側肌(vastus

medialis)之相對肌肉活化大於股直肌(rectus femoris)，其原因可能是由於股直肌為跨雙關節肌肉，同時具有髁屈肌與膝伸肌之功能(Escamilla et al., 1998; Wretenberg, Feng, & Arborelius, 1996)。股直肌活化增加，髁關節屈肌力矩即增加，因應於髁關節屈肌力矩增加，腿後肌、臀大肌與內收大肌需收縮，以增加髁關節伸肌力矩，則髁關節伸展。由此反推可知於進行動態蹲舉時，軀幹直立可提升股直肌之相對活化，但軀幹之前傾角度並不會影響股外側肌與股內側肌之活化(Wilk et al., 1996; Signorile et al., 1994)。

腿後肌活化部份，研究發現於動態蹲舉上舉時期，腿後肌群之相對活化最大，外側腿後肌(lateral hamstrings)相對活化大於內側腿後肌(medial hamstrings)，於膝關節屈曲 50-70 度時腿後肌群相對活化最大，約 30-80% MVC (Escamilla et al., 1998; Wilk et al., 1996)。但部分文獻顯示於膝關節屈曲 10-60 度時，腿後肌群相對活化最大，約 12% MVC 與 15% MVC (Isear et al., 1997; Ninos, Irrgang, Burdett, & Weiss, 1997)。由以上文獻可發現蹲舉時外加負荷(例如：槓鈴)愈重，腿後肌群相對活化可能也愈大。

另有部分文獻分別探討下蹲與上舉兩個時期的腿後肌群活化差異(Escamilla et al., 1998; Isear et al., 1997; McCaw, & Melrose, 1999)。腿後肌群為跨雙關節肌肉，無法使用一般的方式來判定下蹲時腿後肌群為離心收縮，上舉時腿後肌群為向心收縮，因此以肌肉長度變化來探討：下蹲時膝關節屈曲使腿後肌群縮短，同時髁關節屈曲又使腿後肌群拉長，上舉時膝關節伸展使腿後肌群拉長，同時髁關節伸展又使腿後肌群縮短。由此可推測於下蹲時期和上舉時期腿後肌群的作

用是相同的。由 Komi、Kaneko 與 Aura (1987) 的肌電訊號研究結果可解釋：下蹲時腿後肌群為離心收縮，而上舉時腿後肌群為向心收縮。但仍不可否認於蹲舉動作中，腿後肌群之肌肉長度-肌肉力量關係 (length-force relationship) 的影響 (Escamilla et al., 2001^b)。

腓腸肌於蹲舉動作中的肌肉活化隨著膝關節屈曲角度增加而增加，最大腓腸肌活化發生於膝關節屈曲角度 60-90 度間 (Escamilla et al., 1998; Isear et al., 1997)。下蹲時踝關節背屈，上舉時踝關節跖屈，下蹲時腓腸肌離心收縮，協助控制踝關節背屈，上舉時向心收縮協助踝關節跖屈。但腓腸肌為跨雙關節肌肉，因此在蹲舉動作中腓腸肌肌肉長度同樣不會有太大的改變 (Escamilla et al., 2001^b)。

部分研究探討性別對於蹲舉之肌肉活化的影響，Youdas、Hollman、Hitchcock、Hoyme 與 Johnsen (2007) 發現在穩定平面上進行上舉動作時，女性之股四頭肌肌肉相對活化大於男性，而在不穩定平面上進行上舉動作時，男性之腿後肌群肌肉相對活化則大於女性。此外，Youdas 等人亦發現在不穩定平面上進行單腳蹲舉時，男性與女性之腿後肌群肌肉相對活化皆有增加之情形。應用於臨床上，可發現臨床上常以訓練腿後肌群之肌肉力量來保護前十字韌帶，由以上文獻可知使用不平穩平面進行蹲舉訓練，可達較佳之復健效果，且男性之復健效果可能優於女性，但實際成效仍需更多研究證實。

第三節 蹲舉動作之下肢關節負荷

目前蹲舉動作之動力學文獻多著重於膝關節受力之分析居多，可透過力板所測得動作時地面反作用力，再以逆向動力學原理計算出下肢關節受力。除使用力板外，大部分文獻也會同時使用攝影機收集蹲舉動作時關節角度變化，並探討關節角度與關節受力之相關性。

相關文獻探討於下蹲時膝關節角度與關節剪力 (shear force) 變化之相關性，Ariel (1974) 提出於下蹲的過程中，膝關節屈曲達 60 度時之關節剪力最大 (peak shear force)，於下蹲之最低點位置 (最大膝關節屈曲位置) 上舉瞬間之關節剪力最小。因此於下蹲時，膝關節向前位移距離愈多所產生關節剪力愈大。而下蹲角度大於膝關節屈曲 90 度，也會增加關節剪力，可能會影響膝關節周圍韌帶，增加運動傷害的風險。(Stuart, Meglan, Lutz, Growney, & An, 1996)。

另有文獻研究無負重蹲舉之膝關節壓力負荷 (compressive force)，發現關節壓力與剪力會隨著膝關節屈曲角度變化而改變，於下蹲至最大膝關節屈曲角度時產生一最大關節壓力負荷 (Reilly & Martens, 1972; Dahlkvist et al., 1982)。在槓鈴蹲舉之膝關節負荷研究中，也發現於下蹲至最大膝關節屈曲角度時與上舉的瞬間，此兩個時間點之膝關節壓力負荷最大 (Nisell & Ekholm, 1986; Escamilla et al., 1997; Escamilla et al., 1998; Dahlkvist et al., 1982)。將受試者體重與所舉之重量進行標準化，可發現無負荷蹲舉標準化後之平均最大膝關節壓力負荷 (mean peak compressive force) 為槓鈴蹲舉標準化後之平均最大膝關節壓力負荷的四倍

(Escamilla, 2001)。

部分研究則分別探討下蹲時期與上舉時期之膝關節負荷差異，發現上舉時期，於膝關節屈曲 130-60 度間，股四頭肌肌腱負荷 (quadriceps tendon force, QTF) 與脛骨股骨關節壓力負荷 (tibiofemoral compressive force, TFCF) 之曲線相似，於膝關節屈曲 130 度時 QTF 與 TFCF 最大，隨著膝關節屈曲的角度減少，QTF 與 TFCF 逐漸下降 (Nisell & Ekholm, 1986)。在髕腱負荷 (patellar tendon force, PTF) 部分，膝關節屈曲 130 度時 PTF 最大，隨著膝關節屈曲角度減少 PTF 下降 (Nisell & Ekholm, 1986)。但仍有部分文獻顯示於膝關節屈曲 60 度時 PTF 最大 (van Eijden, Weijs, Kouwenhoven, & Verburg, 1987)。

而蹲舉動作時所產生十字韌帶負荷 (cruciate ligament forces) 也是一項值得探討的議題，Escamilla 等人 (1997) 發現蹲舉動作於膝關節屈曲 27-95 度間，上舉時之後十字韌帶負荷 (PCL force) 大於下蹲時，上舉期間之最大 PCL 負荷約大於下蹲期間最大 PCL 負荷的 30-40%。下蹲與上舉時期膝關節屈曲角度增加皆會增加 PCL 負荷。於下蹲和上舉時期，膝關節屈曲角度於 0-40 度間有 100N 以上的 PCL 負荷，隨著角度增加至 40-60 度間 PCL 負荷以倍數增加，於 60-100 度間 PCL 負荷以線性增加。因此以蹲舉作為後十字韌帶之復健運動時，膝關節屈曲角度不宜超過 40 度 (Toutoungi, Lu, Leardini, Catani, & O'Connor, 2000)。而蹲舉時之前十字韌帶負荷 (ACL force) 相較於 PCL 負荷是可忽略的，因此大部分文獻皆認為蹲舉適合運用於前十字韌帶的復健課程 (Stuart et al., 1996; Toutoungi et al., 2000)。

第四節 不同的蹲舉節奏(cadence)變化

Dahlkvist 等人(1982) 分析深蹲動作之速度節奏，發現相較於上舉動作，下蹲之動作速度有明顯減速的情形，同時測得下蹲時期具較大之髕韌帶負荷。Dahlkvist 等人也發現不論速度節奏之快慢，下蹲動作所產生之關節壓力與剪力皆大於上舉動作，因此認為無負重深蹲之速度節奏快慢並不會影響關節壓力與剪力。

過去文獻針對不同速度之蹲舉節奏變化進行研究(表 2.1)。於槓鈴蹲舉研究中發現於較快之節奏執行蹲舉時所產生之關節壓力與剪力較大，蹲舉節奏會影響關節負荷(Hattin, Pierrynowski, & Ball, 1989; Andrews, Hay, & Vaughan, 1983)。Bentley、Amonette、Witt、De 與 Hagan (2010)也證實快節奏蹲舉所產生之最大地面反作用力(peak ground reaction force)明顯大於中速節奏與慢節奏蹲舉。由此可推測，蹲舉節奏也是影響下肢關節受力的因素之一。

表 2.1：各文獻對蹲舉節奏(cadence)之定義

作者(年代)	蹲舉節奏
Bentley 等人 (2010)	快節奏：下蹲 1 秒 / 上舉 1 秒 中速節奏：下蹲 3 秒 / 上舉 1 秒 慢節奏：下蹲 4 秒 / 上舉 2 秒
Andrews 等人 (1983)	快節奏：下蹲 2 秒 / 上舉 1 秒 慢節奏：下蹲 2 秒 / 上舉 3 秒
Hattin 等人 (1989)	快節奏：下蹲 1 秒 / 上舉 1 秒 慢節奏：下蹲 2 秒 / 上舉 2 秒

第五節 不同的槓鈴蹲舉之槓把位置

Wretenberg 等人(1996) 比較舉重選手(weightlifters)與健力選手(powerlifters)槓鈴蹲舉動作之差異，可發現舉重選手習慣執行高槓蹲舉(high bar squat)，將槓把放置於肩峰(acromion)位置，而健力選手則習慣執行低槓蹲舉(low bar squat)，將槓把置於肩峰下 3-5 公分處。舉重選手與健力選手除了技巧上的差異外，於蹲舉動作中所產生的膝關節壓力負荷(compressive force)也有明顯的不同。

許多運動選手皆會使用蹲舉進行肌力與爆發力的訓練，Wretenberg 等人(1996) 研究發現使用低槓蹲舉於動作中會有較大的腿後肌活化、較小的股四頭肌活化與較大的軀幹前傾，主要可訓練髖關節與軀幹周圍伸肌群，且此蹲舉動作可降低前十字韌帶扭傷(ACL strain)的可能性，適用於運動訓練和復健時，其所產生的髖骨股骨關節壓力負荷較小。而高槓蹲舉主要訓練股四頭肌，髖關節與軀幹伸肌之肌肉活化較少，且此動作與舉重比賽項目中的挺舉(clean and jerk)動作相似(Wretenberg et al., 1996)。

另外應用於一般健身運動可發現在執行蹲舉動作時，讓學員的軀幹前傾除了可降低作用於前十字韌帶上的壓力(ACL stress)外，較大角度的軀幹前傾也會減少膝關節前移的情形，同時增加膝關節剪力(Ariel, 1974)。但需注意蹲舉時軀幹前傾可能會增加背部肌肉與韌帶結構損傷的風險。

第六節 蹲舉之站姿步寬與踝關節外轉角度變化

目前不同站姿步寬之蹲舉研究對於不同步寬之定義各異(表 2.2)，可見各文獻以髌前上棘距離、大轉子距離或肩寬距離之百分比定義窄步寬、中間步寬與寬步寬。

Escamilla 等人(1997 & 2001^b)即以肩寬之百分比定義不同步寬，並將蹲舉動作分為膝屈曲期(knee flexing phase)和膝伸展期(knee extending phase)，發現於窄步寬與寬步寬蹲舉動作其膝伸展期時之股直肌、腿後肌和腓腸肌肌肉活化皆大於膝屈曲期時。比較不同步寬之差異，可發現寬步寬蹲舉所產生之脛股(tibiofemoral)與髌股(patellofemoral)關節壓力負荷(compressive forces)，及後十字韌帶張力負荷(PCL tensile forces)皆大於窄步寬蹲舉動作，於不同步寬蹲舉皆無產生明顯前十字韌帶張力負荷(ACL tensile forces)。而在不同步寬之肌肉活化差異，反而是窄步寬蹲舉之腓腸肌活化大於寬步寬蹲舉。其他研究(Hsieh & Walker, 1976; Markolf et al., 1981; Yack et al., 1994)也有相似之研究論點，認為於寬步寬蹲舉動作(包含下蹲與上舉時期)中，較大之關節壓力負荷可能擁有減緩過多關節剪力之保護作用。

綜合上述文獻可知目前大部分研究皆認為於寬步寬蹲舉其膝關節壓力負荷大於窄步寬蹲舉，而踝關節外轉角度不會直接影響關節壓力負荷。在膝關節十字韌帶部分，多數研究認為蹲舉動作不會因站姿步寬的改變而產生前十字韌帶壓力負荷，但不同站姿步寬與踝關節外轉角度是否直接影響後十字韌帶負荷仍需更多研究證實。

Escamilla 等人(2001^a)不同於以往使用二維(two-

dimensional)分析方式探討站姿步寬與踝關節外轉角度對於蹲舉的影響，以三維(three-dimensional)動作分析方式探討三種不同站姿步寬於進行蹲舉時對下肢關節角度與力矩，並比較蹲舉動作使用二維與三維動作分析方式所得結果之差異。關節力矩部分，發現踝關節蹠屈肌於窄步寬蹲舉時所產生之力矩較大，而踝關節背屈肌於中間步寬蹲舉及寬步寬蹲舉時所產生之力矩較大。蹲舉時膝關節與髖關節力矩則是站姿步寬愈大其所產生之力矩愈大。在二維與三維之分析差異部分，發現於蹲舉動作時受試者之站姿會有些許的踝關節外轉，表示蹲舉之動作不只侷限於二維矢狀面(sagittal plane)活動。且發現寬步寬蹲舉於二維與三維間的差異大於窄步寬蹲舉，作者認為可能與踝關節外轉角度有關，亦發現寬步寬蹲舉之踝關節外轉角度大於窄步寬蹲舉。

但 Escamilla 等人(2001^a)所使用之三維分析方法與現今常見的三維分析方法有所不同，Escamilla 等人計算關節重心至槓鈴重心(或系統重心)之水平距離作為關節力臂(joint moment arm)，以此再進一步計算關節力矩(joint moment)。此方法與一般使用測力板(force plate)測量地面反作用力，使用逆向動力學原理計算關節力量、力矩之方式不同。且 Escamilla 等人所探討之關節角度與力矩，也仍著重於下肢關節屈曲與伸展之矢狀面動作，於研究結果中仍未顯示前額面與水平面之關節角度與力矩，與以尤拉-牛頓方程式所計算之三維運動學、動力學參數有所不同。

近期，Paoli、Marcolin 與 Petrone (2009) 探討三種步寬與三種重量負荷之蹲舉動作，其下肢八條大腿表面肌群(股中間肌、股外側肌、股內側肌、股直肌、半腱肌、股二頭肌、

臀大肌、臀中肌與內收大肌)活化之差異。發現於不同步寬與重量中，臀大肌在各重量負荷中於寬步寬蹲舉之活化皆明顯大於其他兩種步寬，顯示於寬步寬蹲舉動作表現中，臀大肌之肌力具有一定的重要性。

表 2.2：各文獻對站姿步寬與踝關節外轉角度之定義

作者(年代)	站姿步寬	踝關節外轉角度
Escamilla 等人 (2001 ^b)	100% 髌前上棘距離(窄步寬)	7.7± 7.6° (窄步寬)
	200% 髌前上棘距離(寬步寬)	36.6± 8.6° (寬步寬)
Escamilla 等人 (2001 ^a)	107± 10% 肩寬(窄步寬)	20± 5° (窄步寬)
	142± 12% 肩寬(中間步寬)	23± 3° (中間步寬)
	169± 12% 肩寬(寬步寬)	26± 4° (寬步寬)
McCaw & Melrose (1999)	75% 肩寬(窄步寬)	
	100% 肩寬(中間步寬)	-
	140% 肩寬(寬步寬)	
Paoli 等人 (2009)	100% 大轉子距離(窄步寬)	
	150% 大轉子距離(中間步寬)	-
	200% 大轉子距離(寬步寬)	

第七節 不同蹲舉訓練之變化—機械式蹲舉

一般除了自由重訓蹲舉(槓鈴、啞鈴蹲舉)，使用機器進行蹲舉之肌力訓練也是一項熱門的選擇。Andrews 等人(1983)比較槓鈴蹲舉與機械式蹲舉(machine squat)之膝關節剪力，發現槓鈴蹲舉與機械式蹲舉其最大剪力(peak shear force)皆發生於蹲舉動作中之最低點(最大膝關節屈曲角度)。兩種蹲舉動作之剪力曲線相似，但機械式蹲舉動作於持續產生最大剪力的時間較槓鈴蹲舉長。不論是槓鈴蹲舉，或是機械式蹲舉動作於快節奏蹲舉所產生之剪力皆大於慢速節奏蹲舉，此結果與 Hattin 等人(1989)之研究結果相同。由此可知，機械式蹲舉與快節奏之蹲舉動作皆可能有較大的膝關節傷害風險。

另外，Escamilla 等人(1997 & 2001^b)也同樣探討槓鈴蹲舉與機械式蹲舉之膝關節生物力學差異，並進一步探討使用機器進行蹲舉時，不同的足部擺位與步寬是否會影響膝關節生物力學參數。肌肉活化部份，於槓鈴蹲舉動作時，股四頭肌與腿後肌群之肌肉活化大於機械式蹲舉時之肌肉活化。且於機械式蹲舉中，寬步寬機械式蹲舉之腿後肌活化大於窄步寬。膝關節受力部分，槓鈴蹲舉所產生之脛股(tibiofemoral)與髌股(patellofemoral)關節壓力負荷(compressive forces)，及後十字韌帶張力負荷(PCL tensile forces)皆大於機械式蹲舉。而於機械式蹲舉中，足部高擺位與低擺位之差異，不會影響膝關節受力，但窄步寬所產生之脛股與髌股關節壓力負荷大於寬步寬之機械式蹲舉。

第八節 文獻總結

綜合過去文獻的探討，可知蹲舉可用來增進髖部、大腿和背部的肌群，也可用來進行膝關節的復健，例如：前十字韌帶的復健。且大部分研究皆認為蹲舉是鍛鍊下肢肌群的主要訓練方法，不論是在競技訓練、健身運動或復健運動，蹲舉都是一項很好的選擇。

在動作分析方面，過去文獻大多著重於蹲舉動作矢狀面的分析；但其實已有相關文獻(Escamilla et al., 2001^a)提及蹲舉動作之關節活動與受力不只侷限於矢狀面，尤其是於進行寬站姿步寬蹲舉的時候。

因此，本文之主要研究目的為使用三維動作分析系統與測力板，分析踝關節、膝關節和髖關節於四種不同的站姿步寬蹲舉之下肢關節運動角度、關節受力與力矩。研究成果將可作為未來復健處方及運動訓練設計之良好指標。

第參章 研究方法與步驟

第一節 實驗受試者條件

本研究受試者為 11 名男性校隊級舉重專長選手，選手皆具有參與舉重訓練 3 年以上的運動經歷，能穩定的執行蹲舉(squat)動作。實驗正式開始前，請受試者填寫基本資料(附錄 A)，並接受病史的詢問(沒有骨骼肌肉神經性疾病或病變)。受試者詳細閱讀「受試者同意書」(附錄 B)，內附受試者實驗須知與簡單實驗流程；了解其內容，簽署後，才可正式開始進行實驗。

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進行蹲舉動作的資料收集。

二、實驗時間

(一) 實驗前研究時間：99 年 6 月 1 日至 12 月 31 日

為正式實驗前的實驗前測，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) 預計正式實驗時間：100 年 1 月 1 日至 1 月 31 日

依據實驗前測之結果，調整實驗設計與流程，進行受試者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，以及蹲舉用啞鈴等設備。動作資料收集之實驗室場地配置詳見圖 3.1。

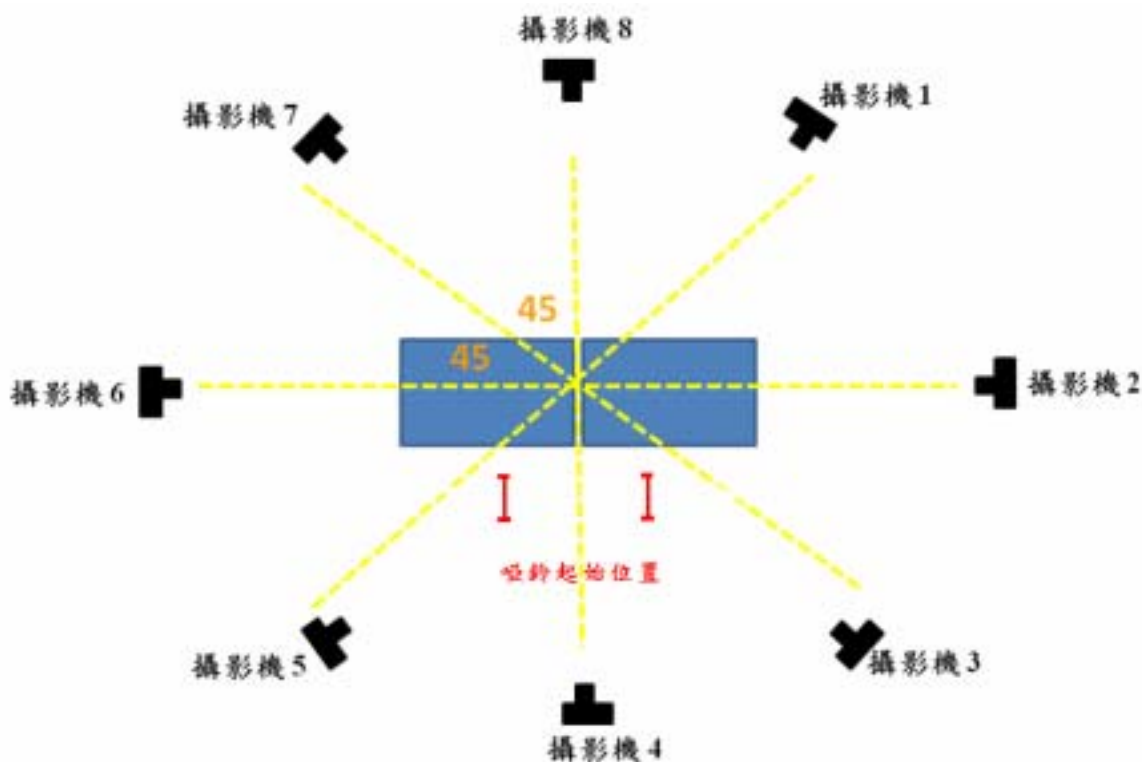


圖 3.1：實驗室場地配置

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)取得運動學資料，以 100 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)名稱位置，完成原始的資料處理並輸出。



圖 3.2：VICON 高速攝影機

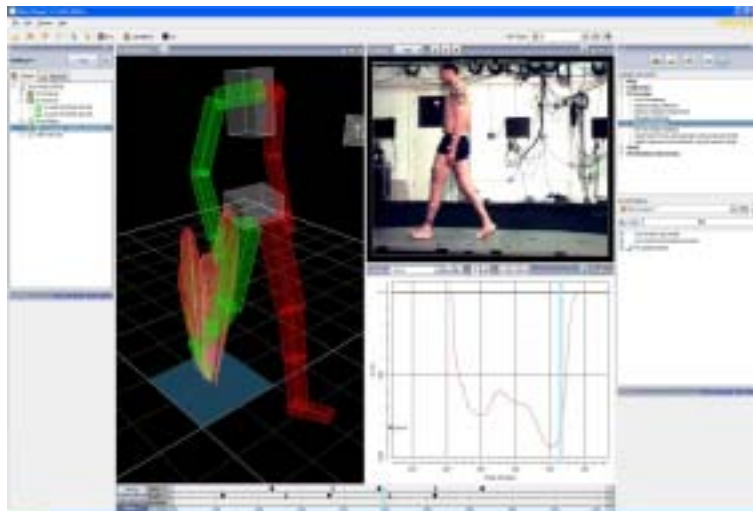


圖 3.3：VICON NEXUS 系統軟體

二、三維測力板

本研究使用 KISTLER 三維測力板系統 (KISTLER force plate, Type 9260AA6)，將兩塊 KISTLER 測力板 (圖 3.4) 鑲嵌於模擬之舉重平台內，以採樣頻率 1000 赫茲擷取受試者於蹲舉動作中的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。而後，配合運動學參數進行運算，可得蹲舉動作中下肢的關節力量和力矩等動力學參數。



圖 3.4：KISTLER 三維測力板

三、啞鈴與節拍器

本研究使用一般自由重訓使用之啞鈴，重量 (含啞鈴握把) 分別為 10 公斤和 20 公斤。量測不同重量負荷對生物力學參數之影響。受試者依據每分鐘 60 拍的節奏執行蹲舉動作，以維持下蹲期與上舉期各兩秒的蹲舉節奏。

第四節 實驗流程與步驟

本實驗流程包括儀器架設、系統校正、受試者基本資料與人體計測資料的填寫與測量。開始進行靜態與動態資料收集前，請受試者預先熱身，再黏貼反光標記。最後進行資料處理與結果分析(實驗流程圖詳見圖 3.5)。

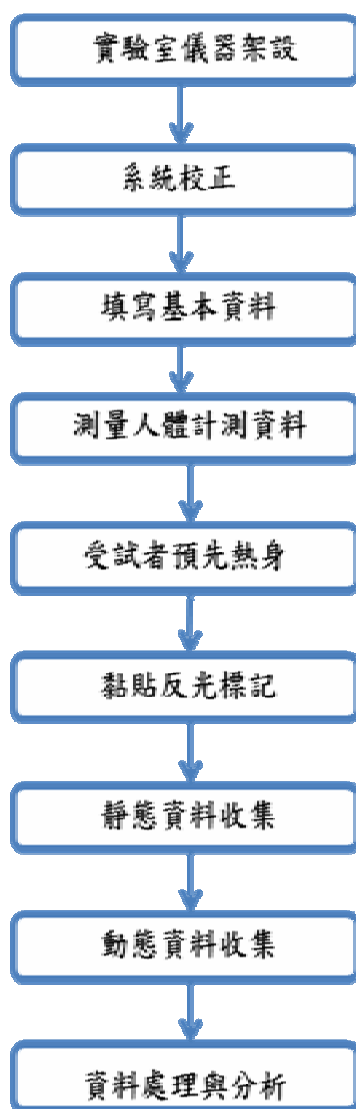


圖 3.5：實驗流程圖

一、實驗室場地配置(儀器架設)

於兩塊 KISTLER 力板周圍架設八台 VICON 高速攝影機，調整攝影機位置與視角，使所有反光標記皆能至少被兩台攝影機擷取到。

二、系統校正

將攝影機所擷取之二維影像重建於三維空間中之位置，須先進行系統之校正。系統校正分為兩個部份：首先，使用動態校正器(wand，圖 3.6)於量測空間中移動，校正各攝影機擷取之可能影像誤差，再以 L 型靜態校正器(L-frame，圖 3.7)定義實驗室座標系。經正確的系統校正，才能夠確保實驗資料收集的精確度。



圖 3.6：動態校正器(wand)



圖 3.7：L 型靜態校正器 (L-frame)，至於右側力板上，將實驗室座標系原點定義於力板右下角

三、測量人體計測資料

於實驗開始前，量測受試者之身高、體重等人體計測資料 (arthropometry)，並量測大腿、小腿、上臂、前臂等肢段周徑，以作為實驗後資料分析之使用。

四、受試者預先熱身

每位受試者於進行肌力訓練前需先進行 5-10 分鐘之暖身運動 (心肺運動或伸展運動)，以減低因肌力訓練所產生之運動傷害風險。

五、黏貼反光標記

使用球型被動式反光標記，攝影機藉由黏貼於身體特定位置之反光標記所反射的紅光記錄身體肢段於三維空間中的運動軌跡。本研究參考 Helen Hayes 下肢反光標記之配置，於受試者全身 21 個身體特定位置黏貼反光標記 (圖 3.8 和表 3.1)，並於啞鈴握把前後兩端各黏貼一顆反光標記，總計共使用 25 顆球型被動式反光標記。

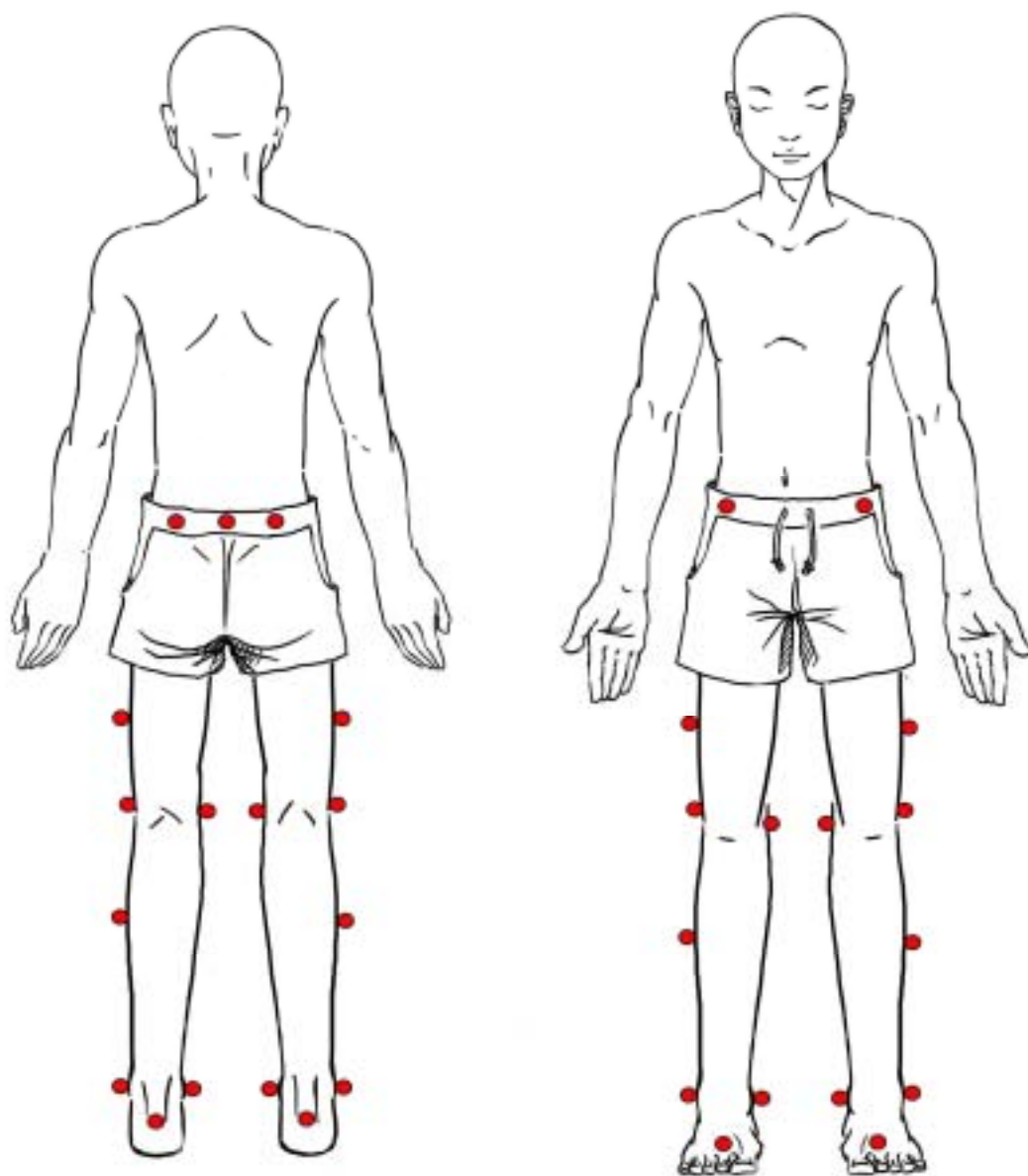


圖 3.8：反光標記黏貼位置

表 3.1：反光標記黏貼位置

黏貼位置	左右側	備註
骨 髌前上棘	左、右	
盆 髌後上棘	左、右	用於校正髌前上棘位置
薦骨突上方		與髌前上棘及髌後上棘共平面
下 大腿	左、右	與股骨大轉子及股骨外上髁共平
肢 股骨外上髁	左、右	面
股骨內上髁	左、右	用於修正膝關節中心
小腿	左、右	與股骨外上髁及足部外踝共平面
足部外踝	左、右	
足部內踝	左、右	用於修正踝關節中心
第二蹠趾關節	左、右	
腳跟(跟骨)	左、右	第二蹠趾關節及腳跟之連線與地
		面平行

六、靜態資料收集

攝影機擷取靜態解剖學姿勢資料，取得各肢段反光標記間的相對位置及各關節中心，可計算出受試者各關節的起始角度(關節零度位置)，以作為動態資料分析之基準。

七、動態資料收集

本研究所進行之蹲舉動作參考 Escamilla 等人(2001^a) 文獻，共設計三種不同重量負荷，以及四種不同站姿步寬與踝關節外轉角度之蹲舉動作組合。每位受試者皆須以隨機順序完成十二種蹲舉之組合變化，每組以下蹲和上舉各兩秒的節奏反覆執行 8-12 次的蹲舉動作。

三種不同重量負荷，以隨機順序執行無重量負荷蹲舉 (body weight squat)、左右兩側各 10 公斤與 20 公斤之啞鈴蹲舉 (dumbbell squat)。

四種不同站姿步寬與踝關節外轉角度變化的蹲舉動作 (圖 3.9) 分別為窄站姿步寬 (Narrow stance, NS)、踝外轉之窄站姿步寬 (Narrow stance & toe-out, NST)、踝外轉之中站姿步寬 (Medium stance & toe-out, MST) 與踝外轉之寬站姿步寬 (Wide stance & toe-out, WST)，同樣以隨機方式決定動作順序。所有蹲舉變化動作之下蹲深度 (圖 3.10)，接下蹲至膝關節屈曲 90 度 (大腿與地面平行) 即可。

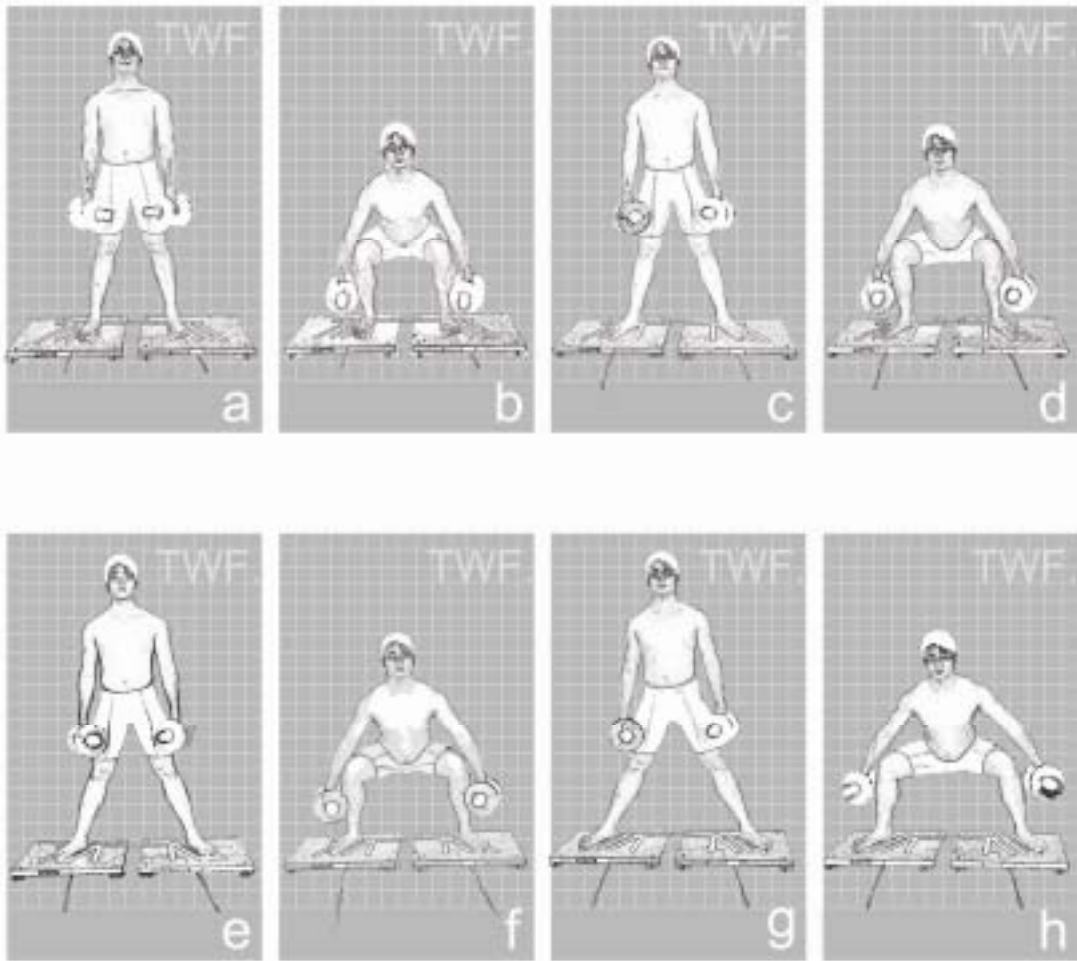


圖 3.9：蹲舉步寬變化

(a)&(b) 為 NS 蹲舉動作，(c)&(d) 為 NST 蹲舉動作，(e)&(f) 為 MST 蹲舉動作，(g)&(h) 為 WST 蹲舉動作

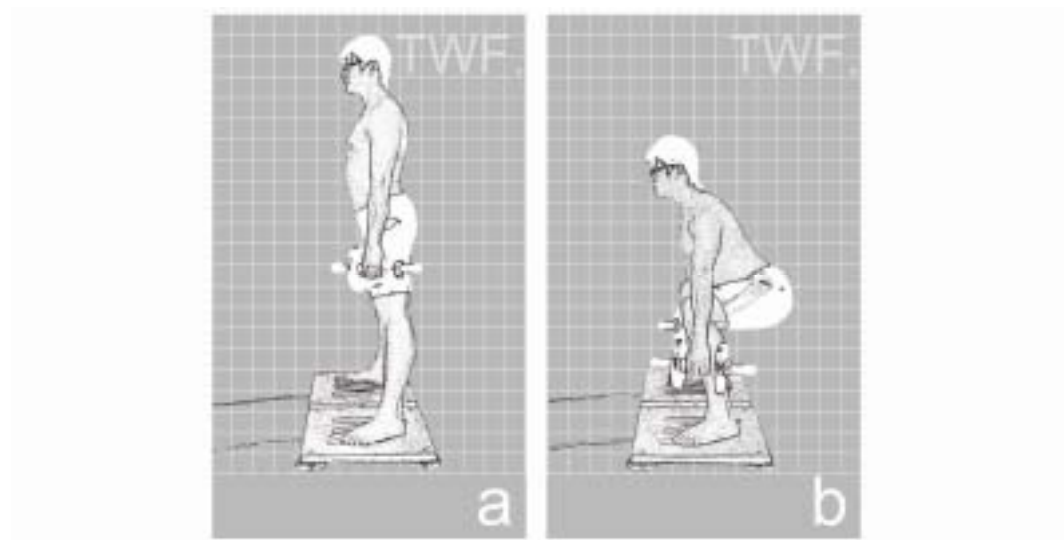


圖 3.10：蹲舉之下蹲深度(受試者側面動作圖)

(a) 蹲舉動作的起始位置與結束位置，(b) 下蹲至約膝關節屈曲 90 度位置

八、資料處理與分析

本研究假設人體為剛性多體系統，使用攝影機擷取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。

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及 de Leva (1996) 提出之各肢段質量中心相對位置，求得各肢段質量中心實際位置，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，並以受試者體重執行正規化 (normalize)。

本研究結果主要分析下肢髋關節、膝關節及踝關節之關節運動角度、關節力量與力矩。統計分析以平均值±標準差呈現，使用套裝統計軟體 SPSS 12.0 進行統計分析。以二因子變異數分析 (two-way ANOVA) 比較站姿步寬與重量負荷對於不同蹲舉變化的運動學與動力學參數之影響，如交互作用顯著，則以單因子重複測量變異數分析 (one-way ANOVA) 檢定站姿步寬與重量負荷的單純主要效果，使用 LSD 事後檢定，定義 $p < 0.05$ 達顯著水準。

第肆章 結果

本研究假設蹲舉為左右對稱之動作，於執行蹲舉時下肢關節活動範圍(range of motion, ROM)、關節受力和力矩左、右兩側沒有顯著差異，故以下皆只呈現右腳(慣用腳)進行各項生物力參數之分析。

第一節 受試者基本資料

本研究受試者為 11 名校隊級舉重選手，皆具足夠的舉重經歷(受試者基本資料，詳見表 4.1)與優異的舉重成績(受試者舉重項目之最佳成績，詳見表 4.2)。選手們皆能穩定執行本研究所要求之蹲舉動作，蹲舉動作之站姿步寬變化以選手個別之肩寬分別標記定位(受試者肩寬與蹲舉步寬資料，詳見表 4.3)。

表 4.1：受試者基本資料(平均值±標準差)

年齡 (歲)	身高 (公分)	體重 (公斤)	舉重經歷 (年)
21±1	172±6	91±14	6±2

表 4.2：受試者舉重項目之最佳成績(平均值±標準差)

最佳成績 (公斤)	抓舉	挺舉	蹲舉
277±25	123±13	154±14	205±19

最佳成績為抓舉與挺舉的公斤數總和

表 4.3：受試者肩寬與蹲舉步寬資料(平均值±標準差)

	肩寬	ASIS 距離	1.07SW	1.42SW	1.69SW
(公分)	38±5	26±3	40±5	53±6	63±8

窄步寬(NS & NST)，1.07SW：1.07 倍肩寬(shoulders width, SW)；中步寬(MST)，1.42SW：1.42 倍肩寬；寬步寬(WST)，1.69SW：1.69 倍肩寬

第二節 不同蹲舉動作之運動學與動力學曲線

圖 4.1-12 為四種不同蹲舉步寬變化的下肢運動學和動力學曲線結果，曲線圖呈現單一次完整蹲舉動作的下肢關節運動角度和關節力矩。完整的蹲舉動作包括下蹲期和上舉期兩個部分，以膝關節最大屈曲角度發生的時間點作為下蹲期和上舉期的區隔時間點。本研究所執行的蹲舉動作統一要求受試者下蹲至膝關節屈曲角度 90 度為止，並要求受試者以下蹲和上舉各 2 秒的節奏執行蹲舉動作，由圖 4.2、圖 4.5、圖 4.8 和圖 4.11 四種步寬的膝關節運動角度，可看出膝關節最大屈曲角度皆發生在整個動作週期的 50% 左右。

以 NS 為例，將整個蹲舉動作週期分為下蹲期和上舉期兩部分，下蹲期髋關節屈曲，上舉期髋關節伸展，髋關節伸肌為主要作用肌群(圖 4.1)。膝關節部分，下蹲期膝關節屈曲，上舉期膝關節伸展，膝關節伸肌為主要作用肌群(圖 4.2)。踝關節部分，下蹲期踝關節背屈，上舉期踝關節跖屈，踝關節作用肌群為踝跖屈肌(圖 4.3)。不同步寬之蹲舉動作(NST, MST & WST)的下肢關節運動角度變化和作用肌群皆與 NS 蹲舉相同(圖 4.4-12)。

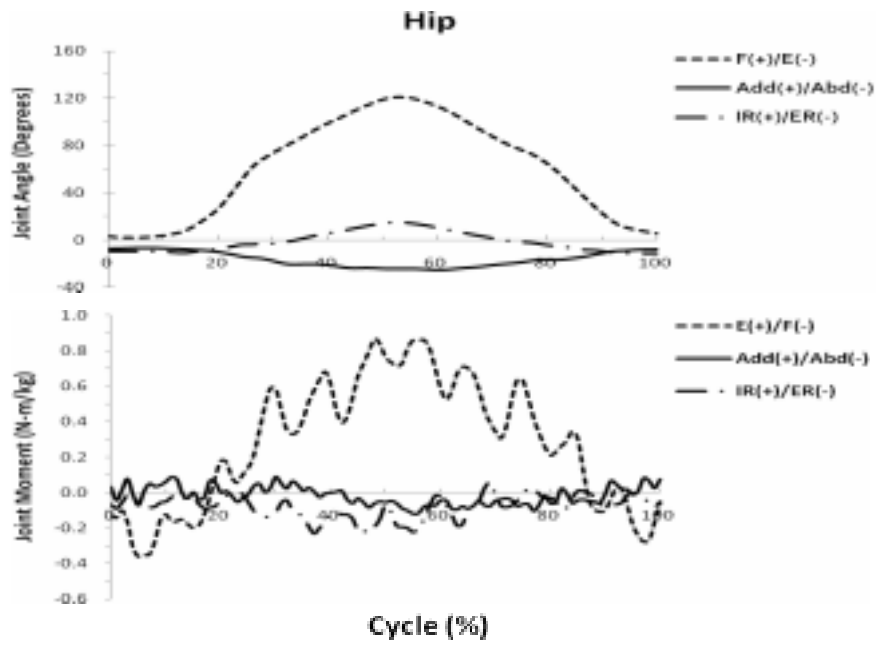


圖 4.1：NS 蹲舉動作的髖關節運動角度(上) 和力矩(下)

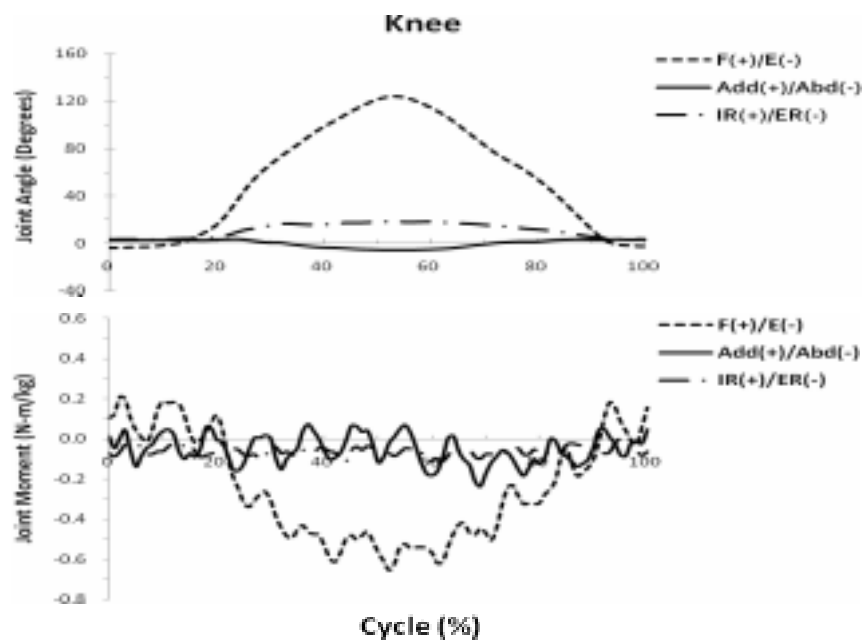


圖 4.2：NS 蹲舉動作的膝關節運動角度(上) 和力矩(下)

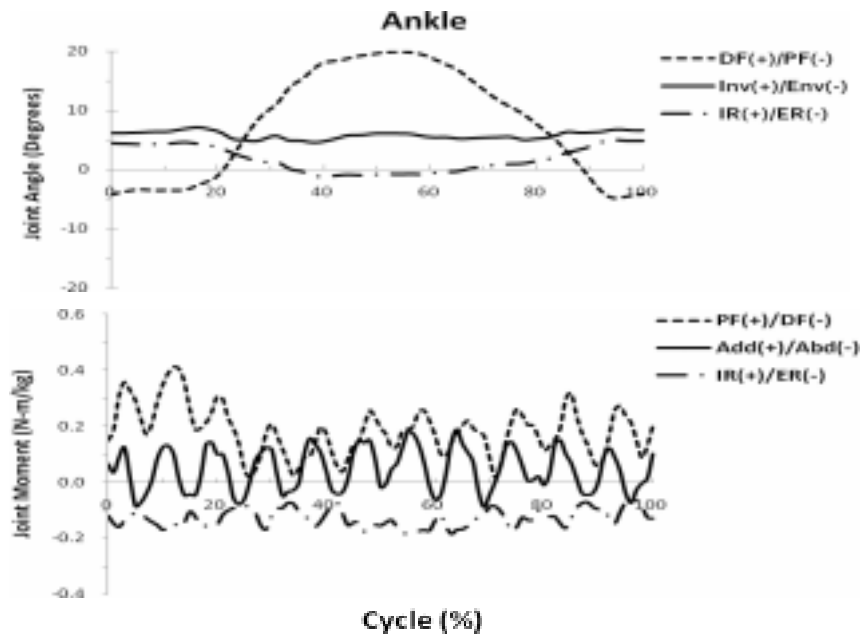


圖 4.3：NS 蹲舉動作的踝關節運動角度(上)和力矩(下)

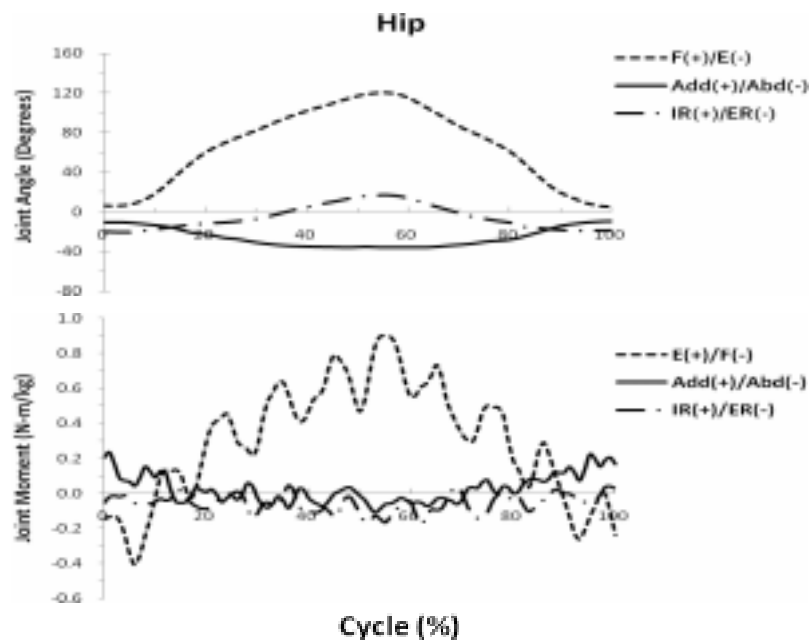


圖 4.4：NST 蹲舉動作的髖關節運動角度(上)和力矩(下)

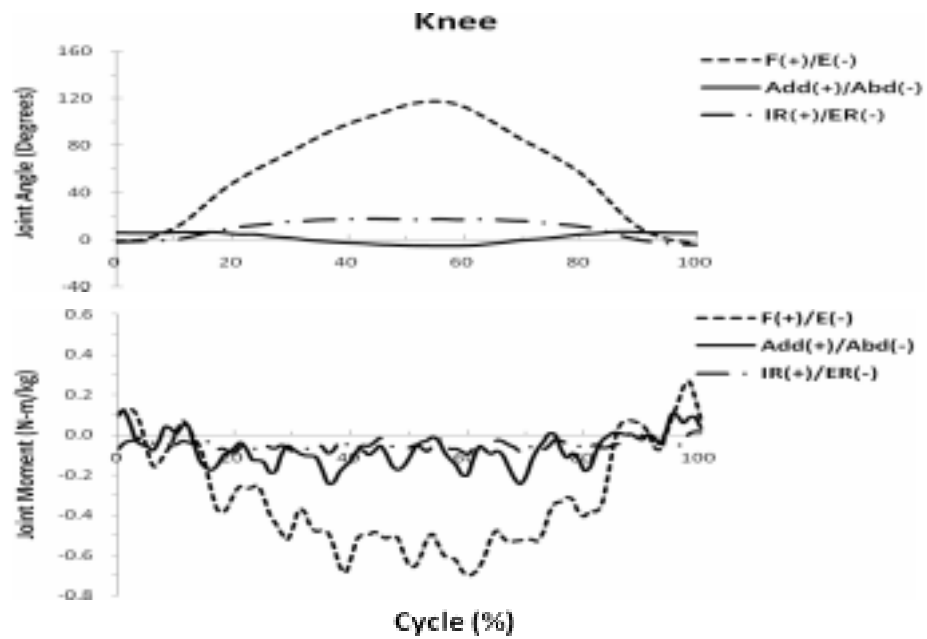


圖 4.5：NST 蹲舉動作的膝關節運動角度(上)和力矩(下)

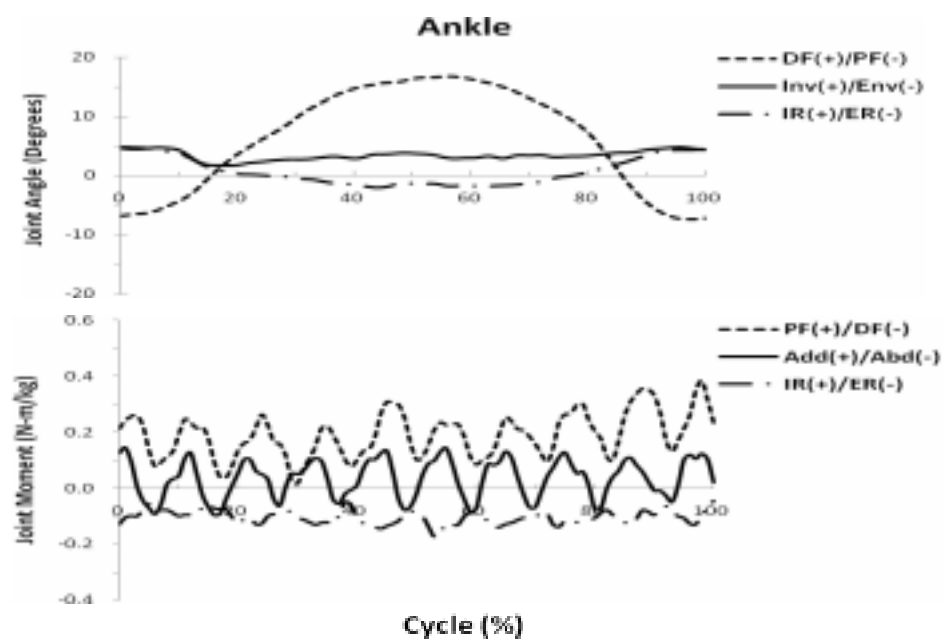


圖 4.6：NST 蹲舉動作的踝關節運動角度(上)和力矩(下)

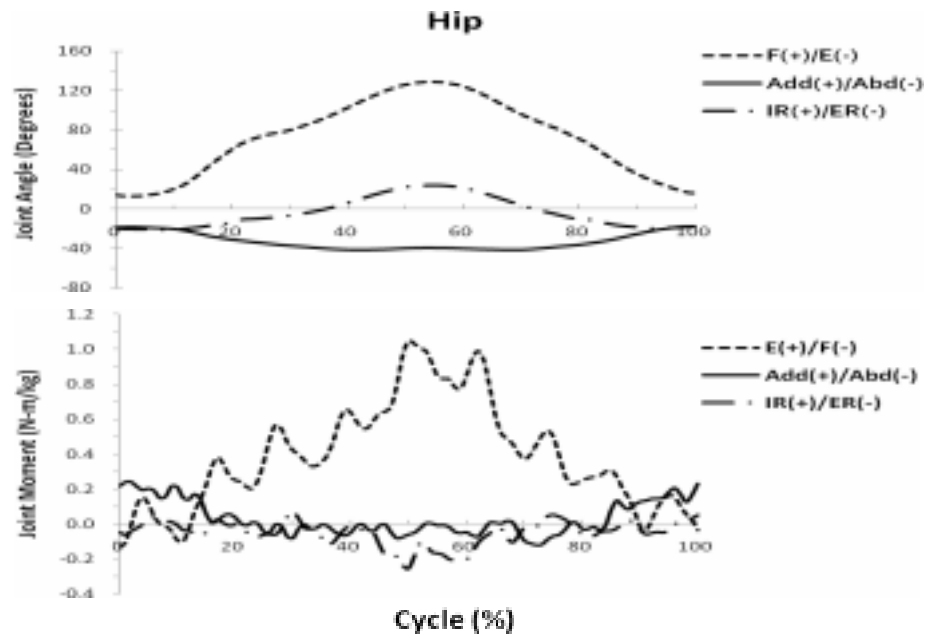


圖 4.7：MST 蹲舉動作的髖關節運動角度(上)和力矩(下)

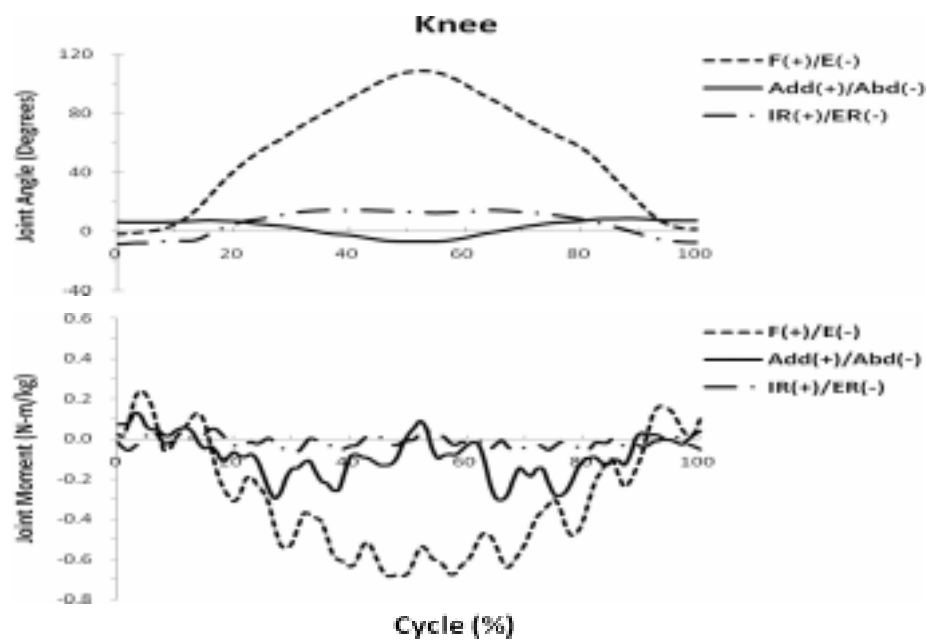


圖 4.8：MST 蹲舉動作的膝關節運動角度(上)和力矩(下)

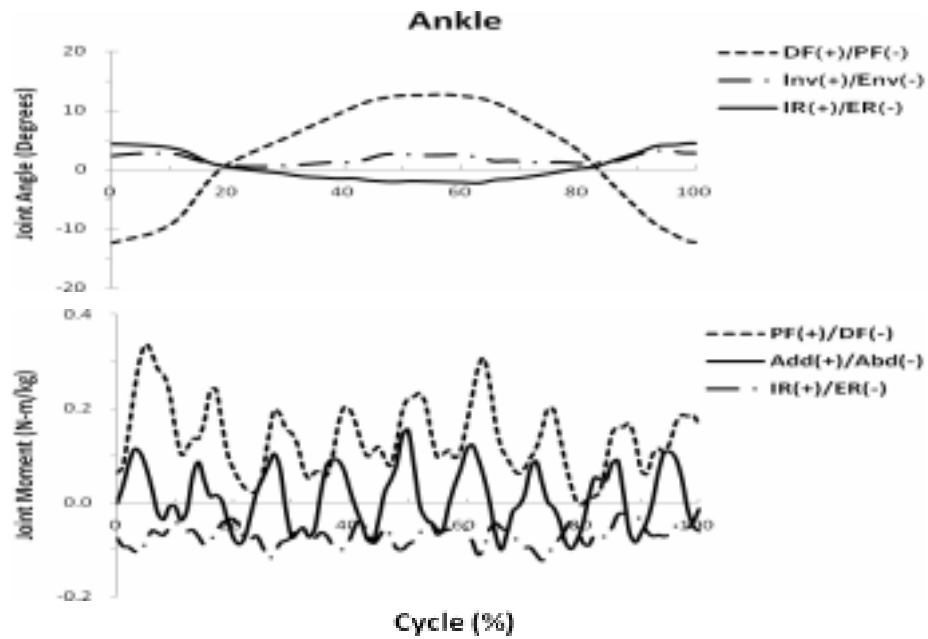


圖 4.9：MST 蹲舉動作的踝關節運動角度(上)和力矩(下)

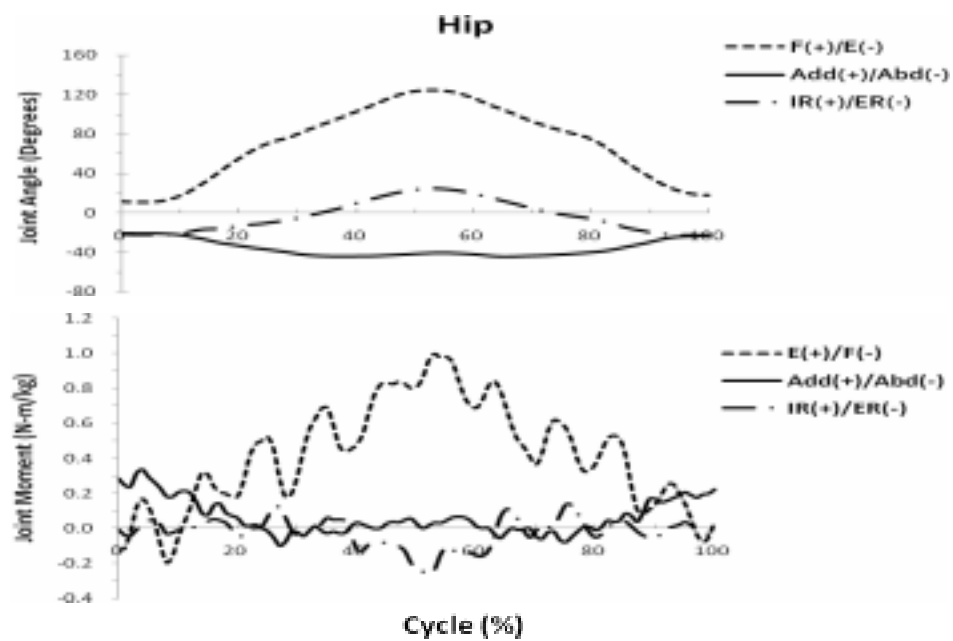


圖 4.10：WST 蹲舉動作的髖關節運動角度(上)和力矩(下)

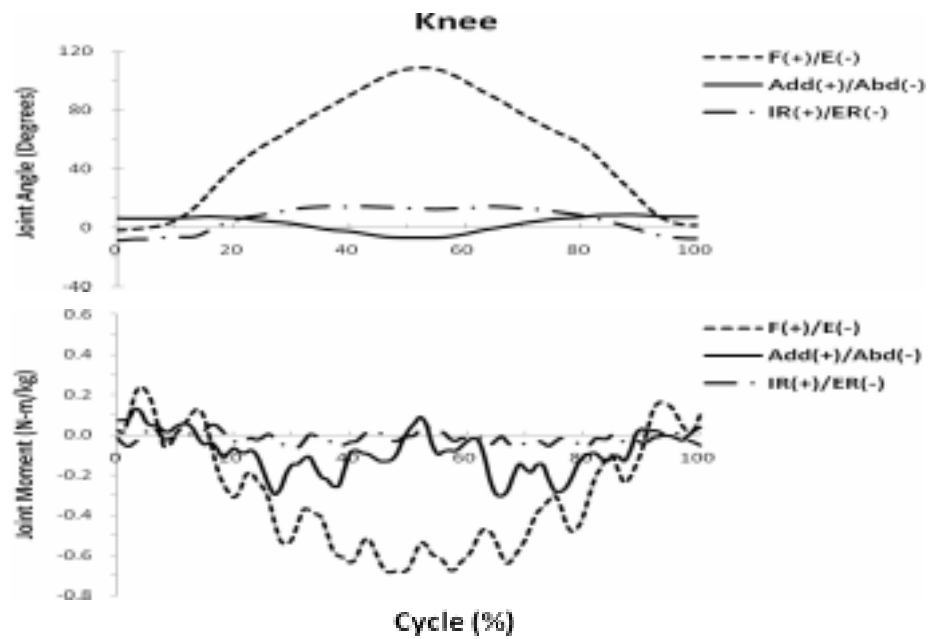


圖 4.11：WST 蹲舉動作的膝關節運動角度(上)和力矩(下)

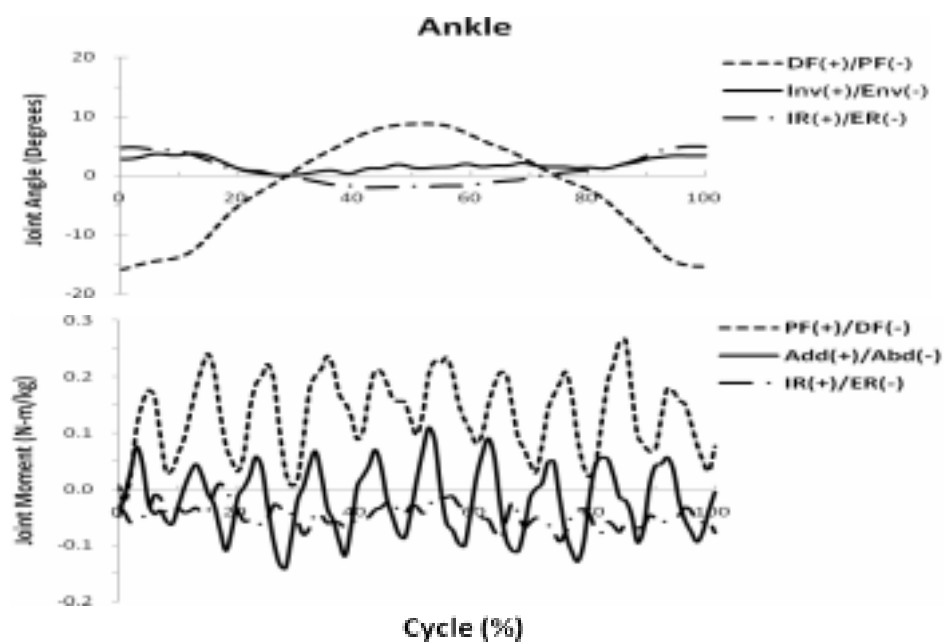


圖 4.12：WST 蹲舉動作的踝關節運動角度(上)和力矩(下)

第三節 不同蹲舉動作之關節受力曲線

不同蹲舉動作變化的下肢關節受力曲線結果，曲線圖呈現下肢關節於三軸六個方向的關節受力，以 NS 蹲舉動作為例，髋關節屈曲角度愈大，髋關節向後剪力愈大，而隨著髋關節屈曲角度的增加，髋關節壓力反而減少(圖 4.13)。膝關節與踝關節部分，膝關節向前剪力與膝關節屈曲角度成正相關，膝關節壓力、踝關節向外剪力與壓力固定，不受關節角度變化影響(圖 4.13)。

於不同步寬的蹲舉動作變化，NST 蹲舉、MST 蹲舉和 WST 蹲舉的下肢關節受力變化皆與 NS 蹲舉相同(圖 4.14-16)。

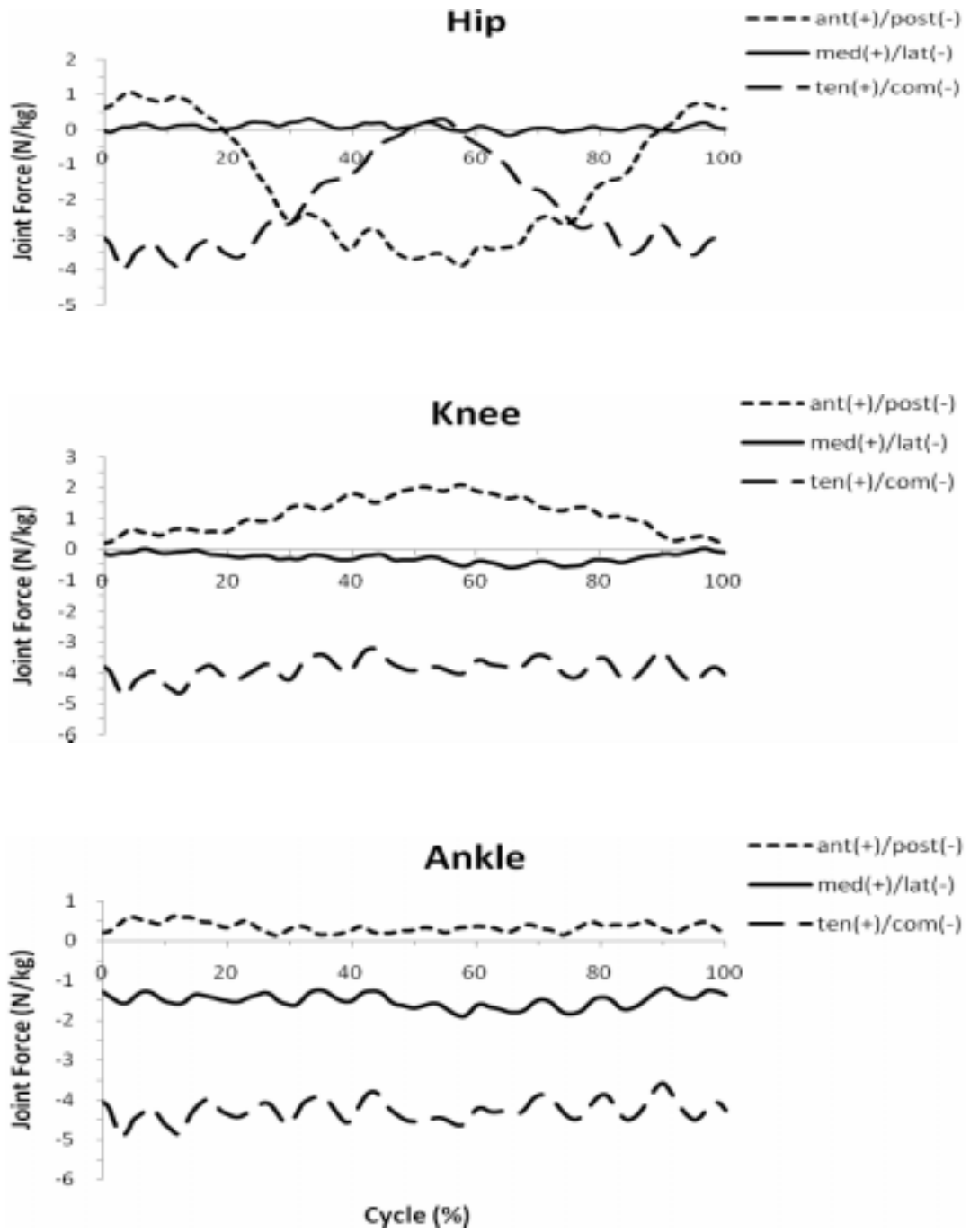


圖 4.13: NS 蹲舉動作的髖關節(上)、膝關節(中)和踝關節(下) 受力

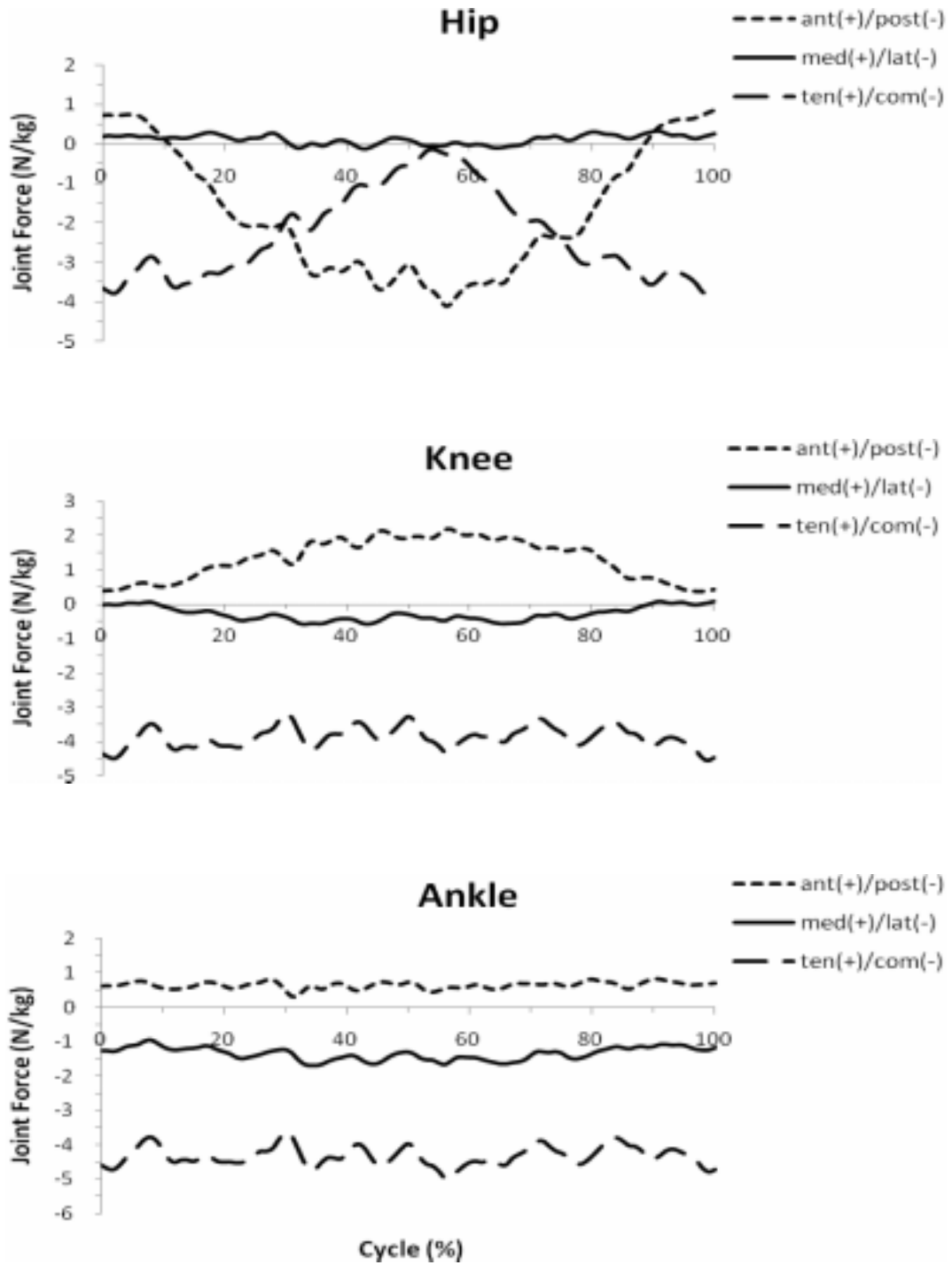


圖 4.14: NST 蹲舉動作的髖關節(上)、膝關節(中)和踝關節(下) 受力

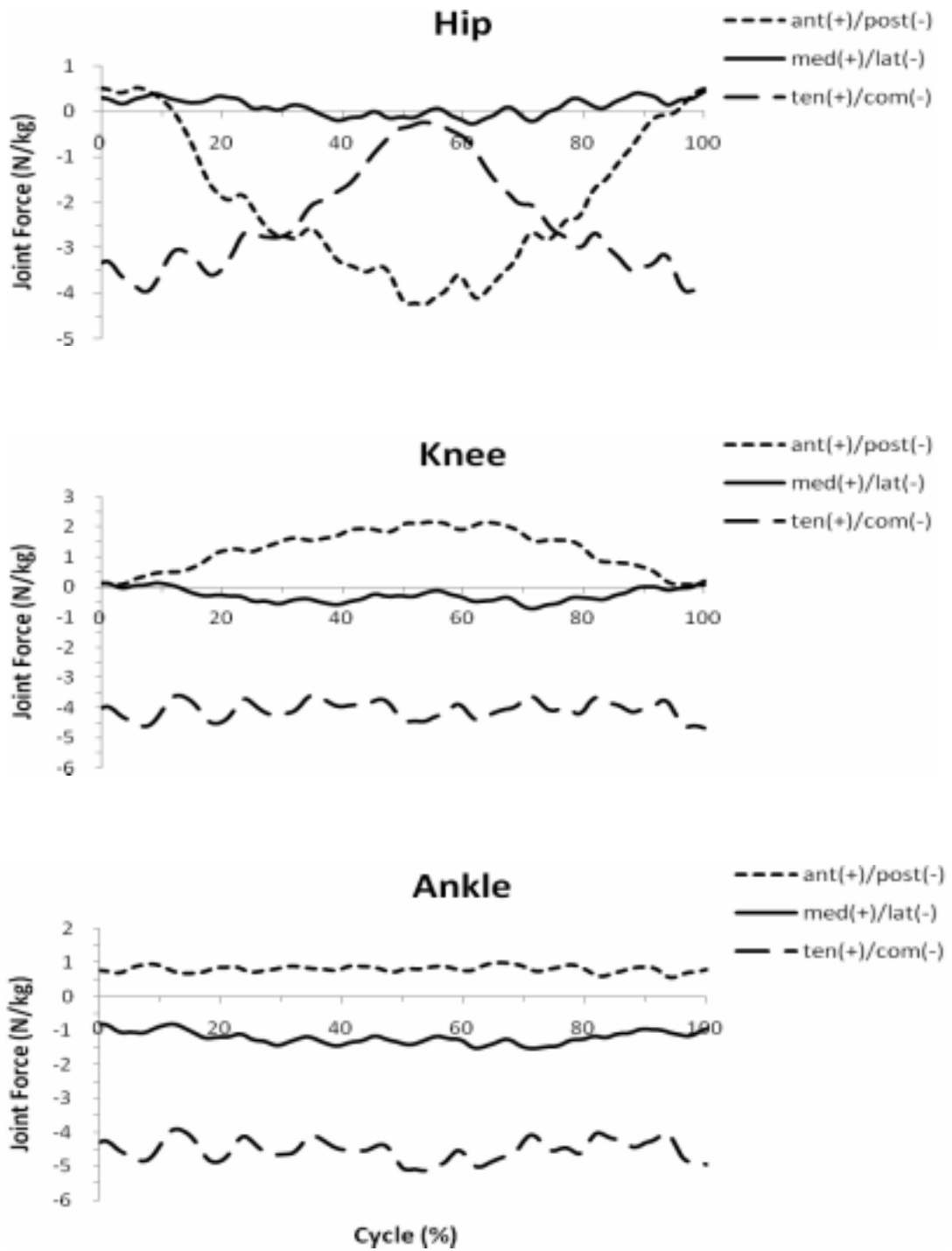


圖 4.15: MST 蹲舉動作的髖關節(上)、膝關節(中)和踝關節(下) 受力

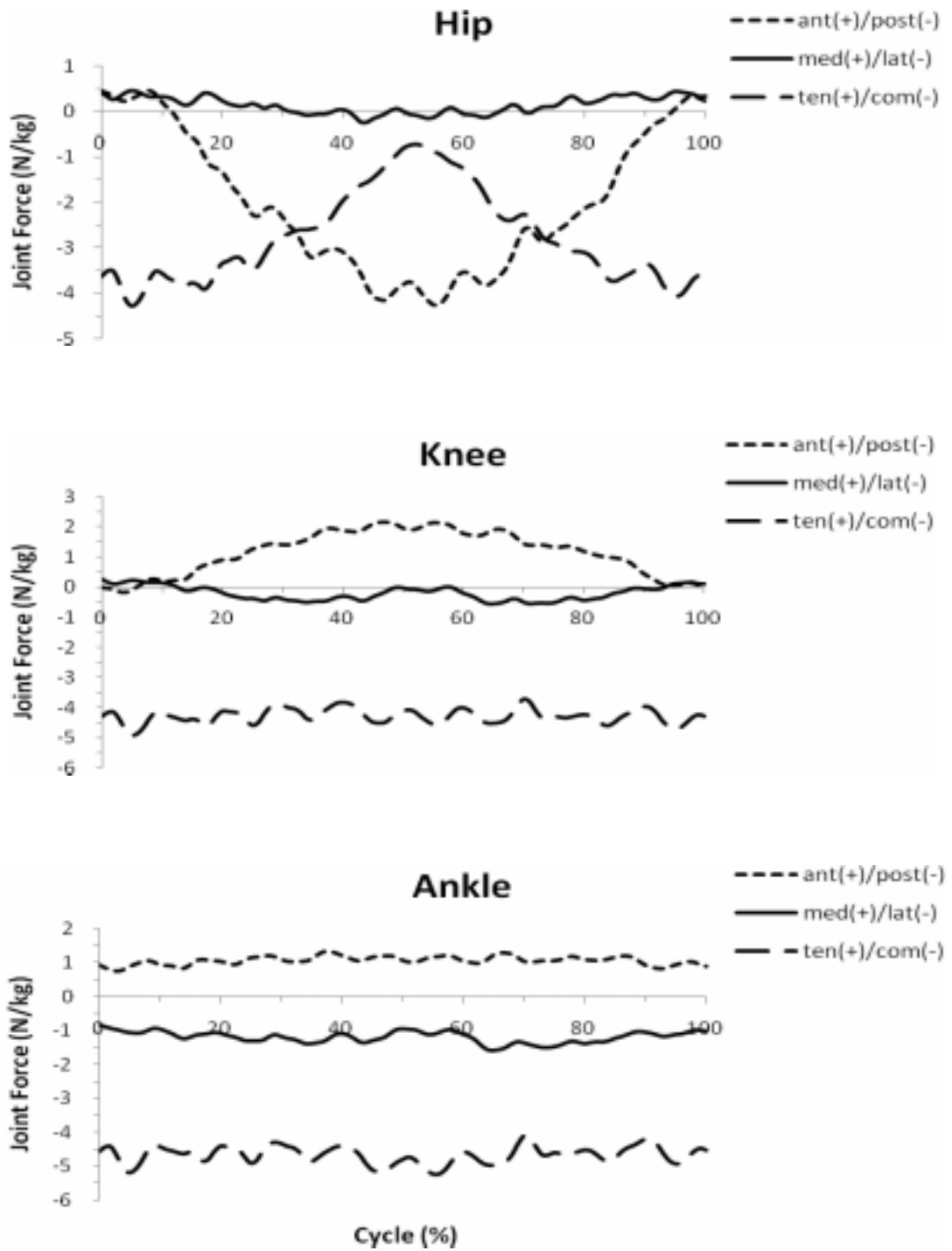


圖 4.16: WST 蹲舉動作的髖關節(上)、膝關節(中)和踝關節(下) 受力

第四節 蹲舉動作的關節活動範圍

不同蹲舉動作其蹲舉步寬和啞鈴重量變化對於下肢關節最大運動角度不會產生交互作用的影響(表 4.4)。不同蹲舉步寬則會影響到蹲舉時最大髖關節屈曲、內收和內轉角度、膝關節最大內轉和踝關節最大背屈角度(表 4.4 和圖 4.17)。不同啞鈴重量則會影響到蹲舉時最大髖關節內收角度(表 4.4 和圖 4.18)。

表 4.4：不同蹲舉步寬和啞鈴重量的下肢關節活動範圍之二
因子重複測量變異數分析摘要表

	變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
Hip	F/E	.037*	.651	.330
	Add/Abd	.001*	.026*	.889
	IR/ER	.000*	.203	.170
Knee	F/E	.194	.275	.058
	Add/Abd	.130	.348	.516
	IR/ER	.000*	.454	.444
Ankle	DF/PF	.022*	.106	.173
	Inv/Env	.902	.583	.335
	IR/ER	.794	.322	.787

*表示 $p < 0.05$ 。F/E：屈曲/伸展；Add/Abd：內收/外展；IR/ER：內旋/外旋；Inv/Env：內翻/外翻

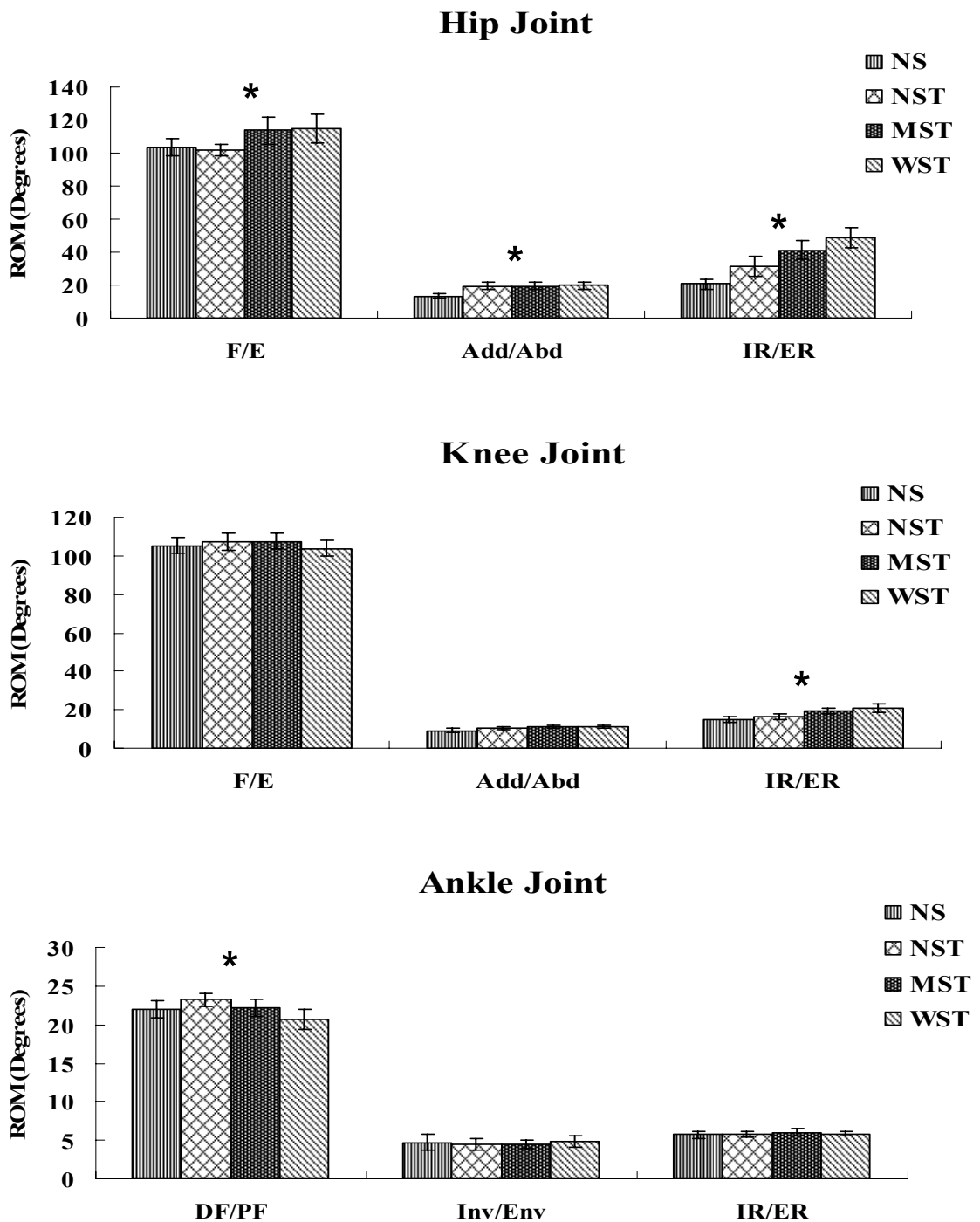


圖 4.17：不同蹲舉步寬的下肢關節活動範圍

*表示 $p < 0.05$ 。ROM：range of motion

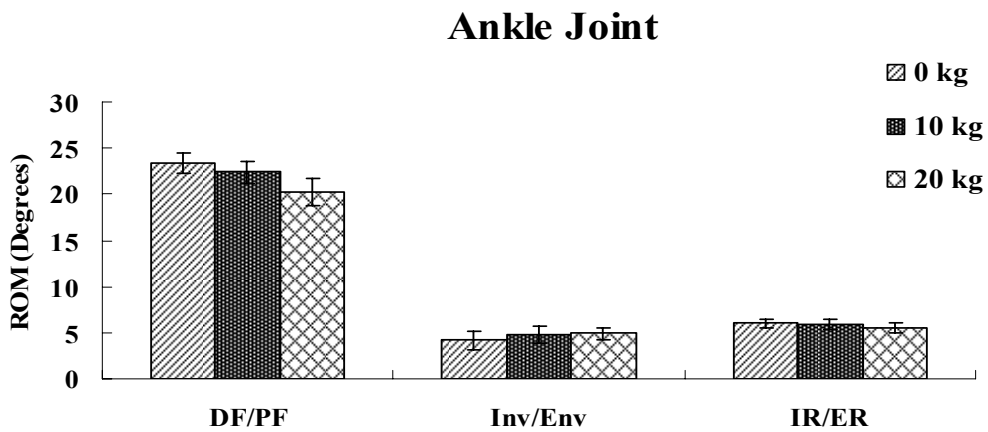
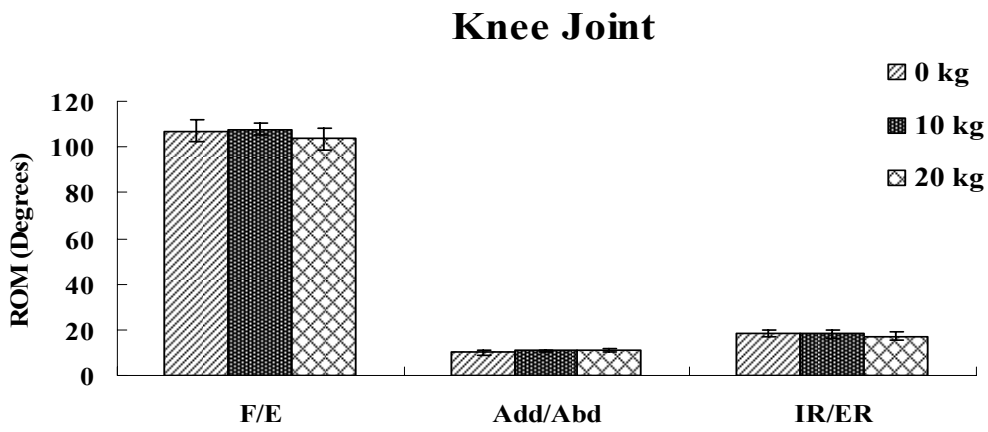
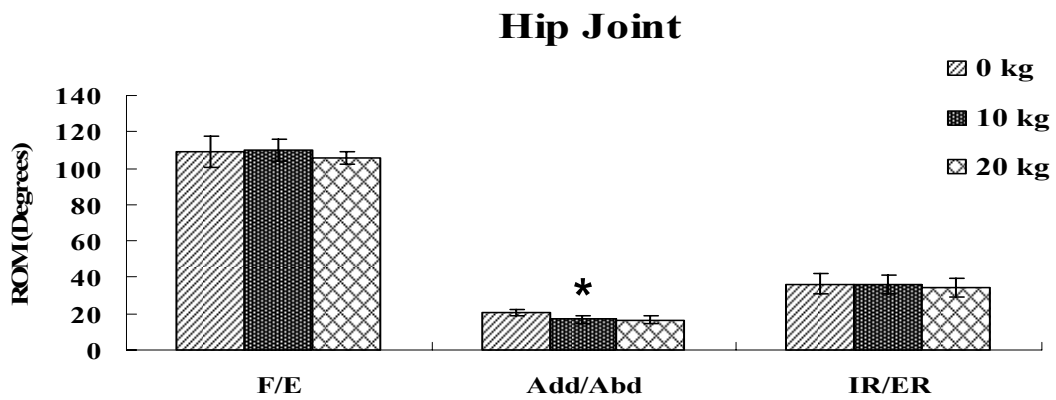


圖 4.18：不同啞鈴重量的下肢關節活動範圍

*表示 $p < 0.05$ 。ROM：range of motion

表 4.5：不同蹲舉步寬和啞鈴重量的下肢關節活動範圍之比較

變項		蹲舉步寬	啞鈴重量
Hip	F/E	1 < (3,4)	NS
	Add/Abd	1 < (2,3,4)	1 > 2
	IR/ER	1 < 2 < 3 < 4	NS
Knee	F/E	NS	NS
	Add/Abd	NS	NS
	IR/ER	(1,2) < (3,4)	NS
Ankle	DF/PF	2 > 4	NS
	Inv/Env	NS	NS
	IR/ER	NS	NS

NS 表示無顯著差異。以編號表示蹲舉步寬與啞鈴重量，四種蹲舉步寬分別為：NS(1)、NST(2)、MST(3)和 WST(4)，三種啞鈴重量分別為：0kg(1)、10kg(2)和 20kg(3)

第五節 蹲舉動作的最大關節受力

不同蹲舉動作其蹲舉步寬和啞鈴重量變化對於下肢關節(髖關節和膝關節)最大關節受力不會產生交互作用的影響(表 4.6-8)。不同蹲舉步寬對於下肢關節受力之大小也不盡相同，可發現 WST 蹲舉相對於其他步寬蹲舉，其在髖關節向內剪力、膝關節向內剪力和壓力，以及踝關節向前和向內剪力都是最大的，在髖關節向外剪力則為最小(圖 4.19)。於不同啞鈴重量的蹲舉變化則發現除了下肢各關節的向下關節壓力外，髖關節向前和向後剪力、膝關節向前剪力，以及踝關節向前和向內剪力，也會因啞鈴重量負荷的增加而增加(圖 4.20)。

表 4.6：髖關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
向前剪力 (Ant F)	.298	.001*	.833
向後剪力 (Post F)	.002*	.000*	.396
向內剪力 (Med F)	.000*	.025*	.901
向外剪力 (Lat F)	.016*	.523	.070
壓力 (Com F)	.001*	.000*	.998

*表示 $p < 0.05$

表 4.7：膝關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重
複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
向前剪力 (Ant F)	.118	.001*	.414
向後剪力 (Post F)	.941	.486	.321
向內剪力 (Med F)	.000*	.098	.105
向外剪力 (Lat F)	.226	.729	.160
壓力 (Com F)	.003*	.000*	.648

*表示 $p < 0.05$

表 4.8：踝關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重
複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
向前剪力 (Ant F)	.000*	.000*	.014*
向後剪力 (Post F)	.169	.7517	.585
向內剪力 (Med F)	.006*	.017*	.469
向外剪力 (Lat F)	.169	.860	.779
壓力 (Com F)	.020*	.000*	.595

*表示 $p < 0.05$

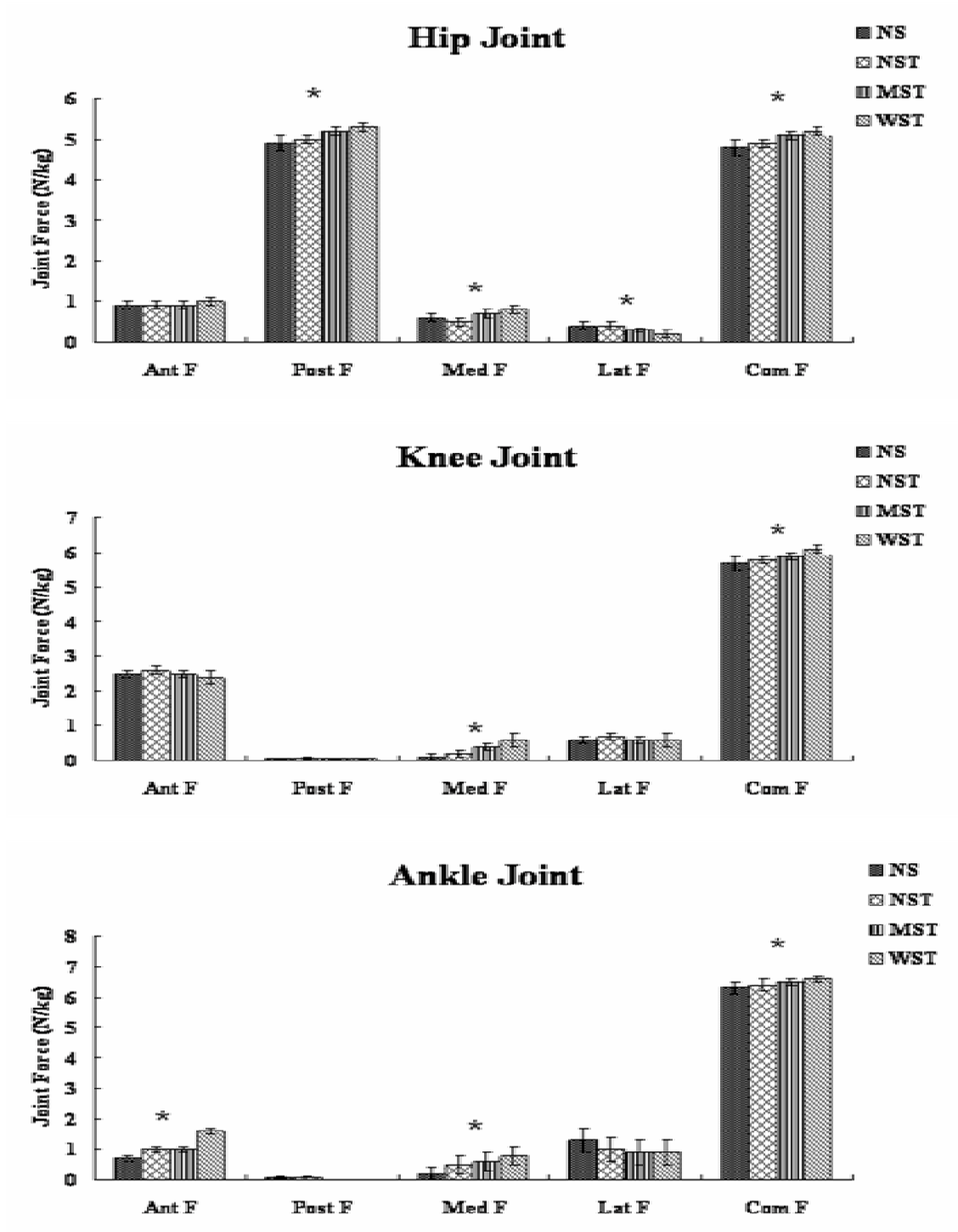


圖 4.19：不同蹲舉步寬的下肢關節最大關節受力
*表示 $p < 0.05$

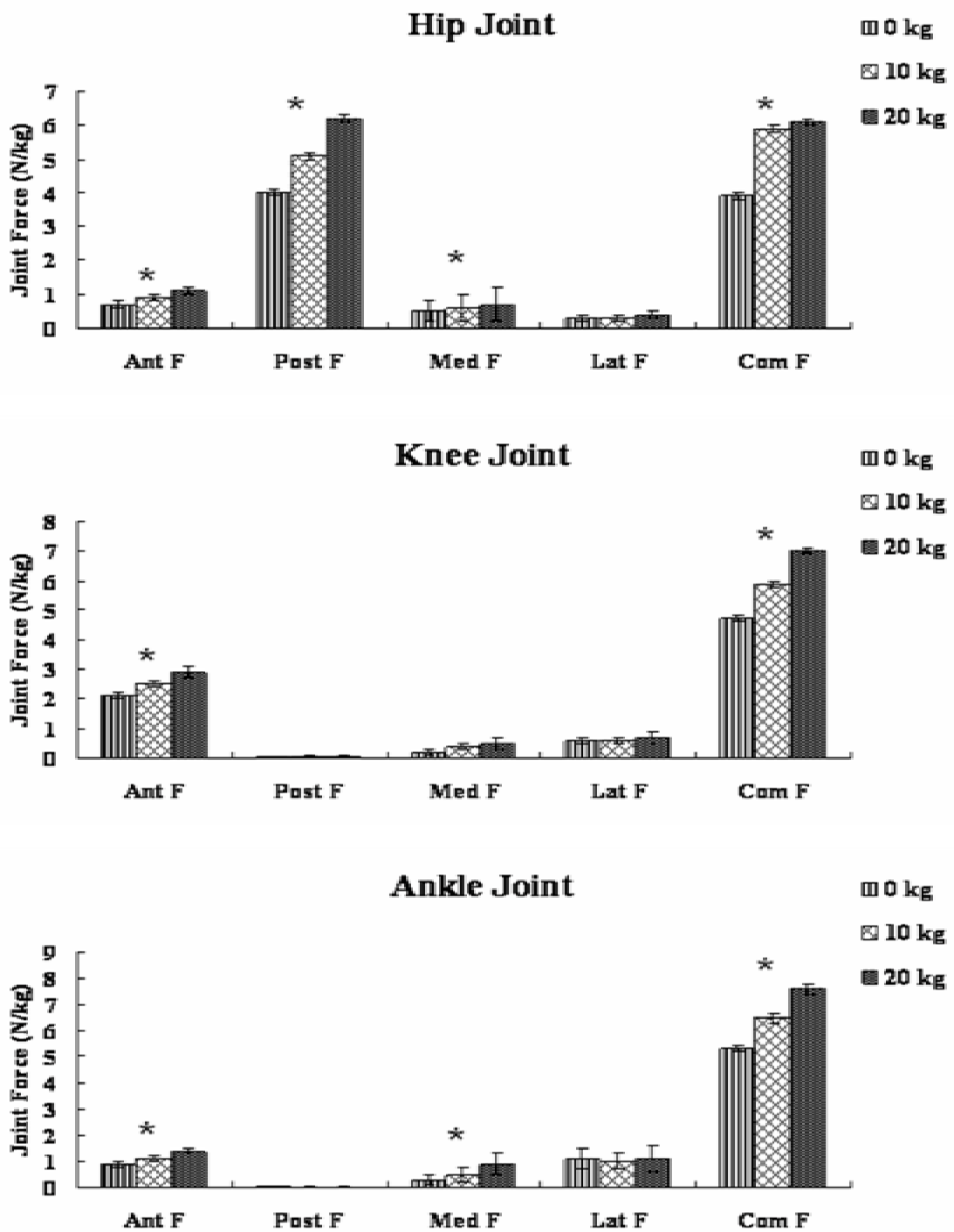


圖 4.20：不同啞鈴重量的下肢關節最大關節受力

*表示 $p < 0.05$

表 4.9：關節受力在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之比較

	蹲舉步寬	啞鈴重量
髖關節		
向前剪力 (Ant F)	NS	1 < (2,3)
向後剪力 (Post F)	(1,2) < (3,4)	1 < 2 < 3
向內剪力 (Med F)	(1,2) < 3 < 4	(1,2) < 3
向外剪力 (Lat F)	(1,2,3) > 4	NS
壓力 (Com F)	1 < (2,3) < 4	1 < 2 < 3
膝關節		
向前剪力 (Ant F)	NS	1 < (2,3)
向後剪力 (Post F)	NS	NS
向內剪力 (Med F)	(1,2) < 3 < 4	NS
向外剪力 (Lat F)	NS	NS
壓力 (Com F)	(1,2) < 4	1 < 2 < 3
踝關節		
向前剪力 (Ant F)	1 < 2 < 3 < 4	1 < 2 < 3
向後剪力 (Post F)	NS	NS
向內剪力 (Med F)	(1,2) < (3,4)	(1,2) < 3
向外剪力 (Lat F)	NS	NS
壓力 (Com F)	NS	1 < 2 < 3

NS 表示無顯著差異。以編號表示蹲舉步寬與啞鈴重量，四種蹲舉步寬分別為：NS(1)、NST(2)、MST(3)和 WST(4)，三種啞鈴重量分別為：0kg(1)、10kg(2)和 20kg(3)

第六節 蹲舉動作的最大關節力矩

不同蹲舉動作其蹲舉步寬和啞鈴重量變化對於下肢最大關節力矩的影響，於髖關節內收及外轉、膝關節伸展和踝關節外展力矩具交互作用(表 4.10-12)。結果顯示在無啞鈴重量負荷和 10 公斤啞鈴重量負荷下 WST 蹲舉相較於其他蹲舉動作有較大的髖關節內收、外轉和踝關節外翻力矩(圖 4.21 和表 4.13)。在不同啞鈴重量下，NST、MST 和 WST 蹲舉的啞鈴重量與踝關節外翻力矩成正比，且 NST 蹲舉的啞鈴重量與膝關節伸展和踝關節外翻力矩成正比(圖 4.22 和表 4.14)。

在蹲舉步寬和啞鈴重量無交互作用影響部分，相較於其他步寬，WST 蹲舉髖關節外展力矩最小，NS 蹲舉髖關節內轉力矩最小，但踝關節外轉力矩最大(圖 4.23 和表 4.15)。於啞鈴重量部分，也可發現髖關節、膝關節和踝關節屈曲力矩皆與重量負荷成正比(圖 4.24 和表 4.15)。

表 4.10：髖關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
內收 (Add M)	-	-	.009*
外展 (Abd M)	.002*	.234	.293
屈曲 (Flex M)	.293	.594	.314
伸展 (Ext M)	.013*	.000*	.845
內轉 (IR M)	.001*	.104	.616
外轉 (ER M)	-	-	.006*

*表示 $p < 0.05$

表 4.11：膝關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重
複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
內收 (Add M)	.017*	.300	.315
外展 (Abd M)	.133	.307	.743
屈曲 (Flex M)	.009*	.005*	.604
伸展 (Ext M)	-	-	.011*
內轉 (IR M)	.000*	.676	.253
外轉 (ER M)	.000*	.292	.237

*表示 $p < 0.05$

表 4.12：踝關節力矩在不同蹲舉步寬和啞鈴重量之二因子重
複測量變異數分析摘要表

變項	蹲舉步寬	啞鈴重量	交互作用
內翻 (Inv M)	.000*	.175	.222
外翻 (Env M)	-	-	.013*
背屈 (DF M)	.861	.115	.334
蹠屈 (PF M)	.064	.000*	.490
內轉 (IR M)	.003*	.058	.294
外轉 (ER M)	.000*	.689	.171

*表示 $p < 0.05$

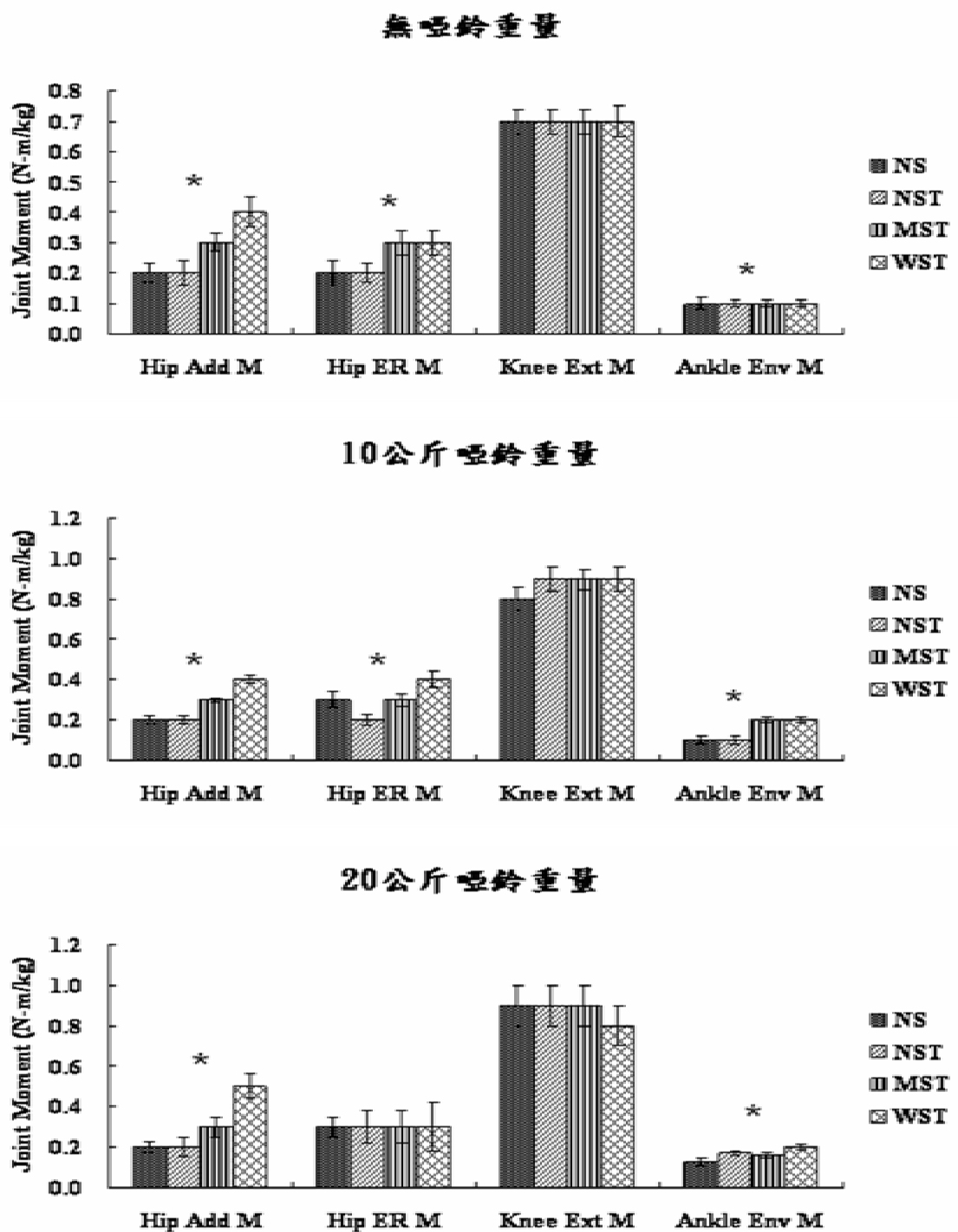


圖 4.21：不同蹲舉步寬在各負荷的下肢最大關節力矩

*表示 $p < 0.05$

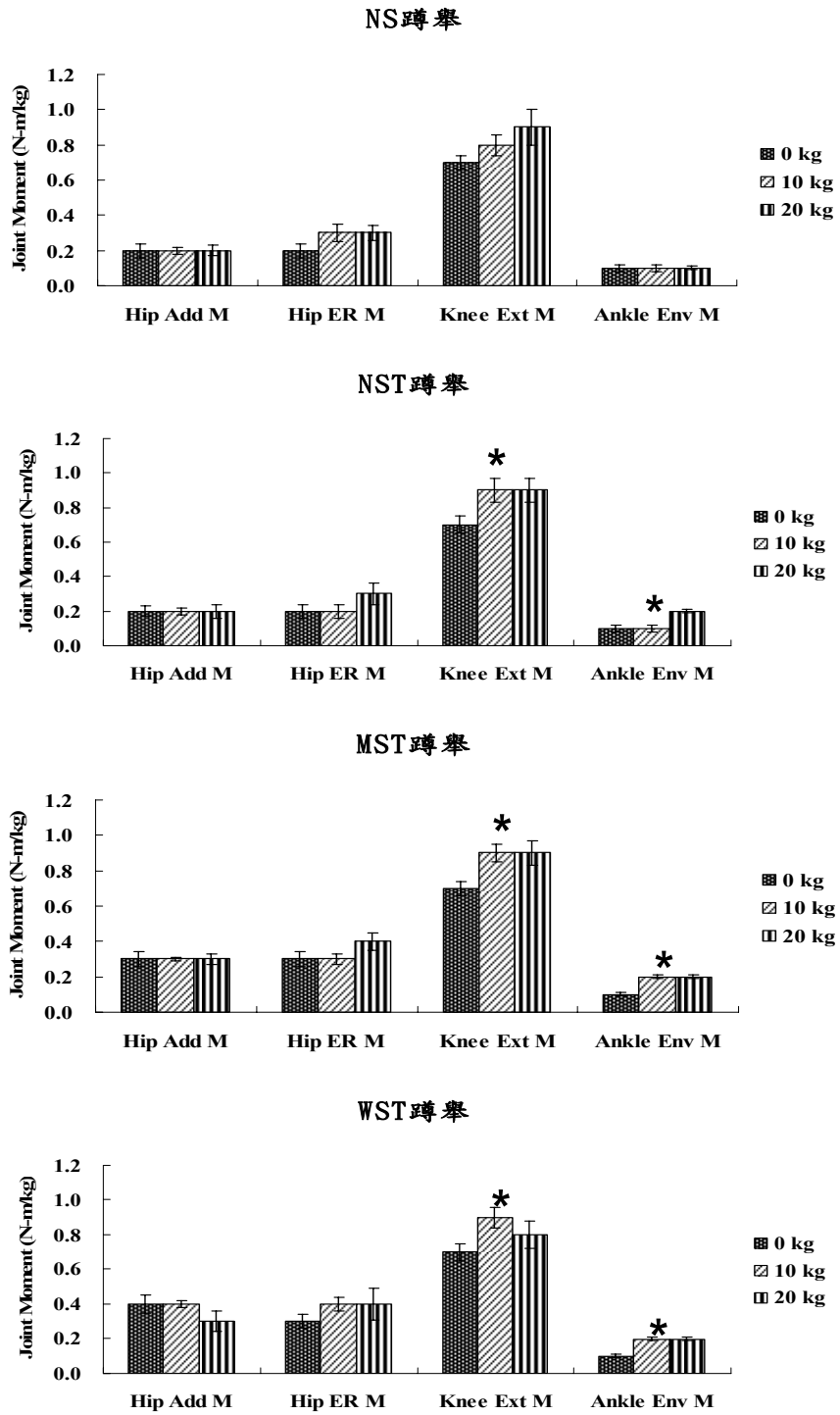


圖 4.22：不同啞鈴重量在各步寬的下肢最大關節力矩
*表示 $p < 0.05$

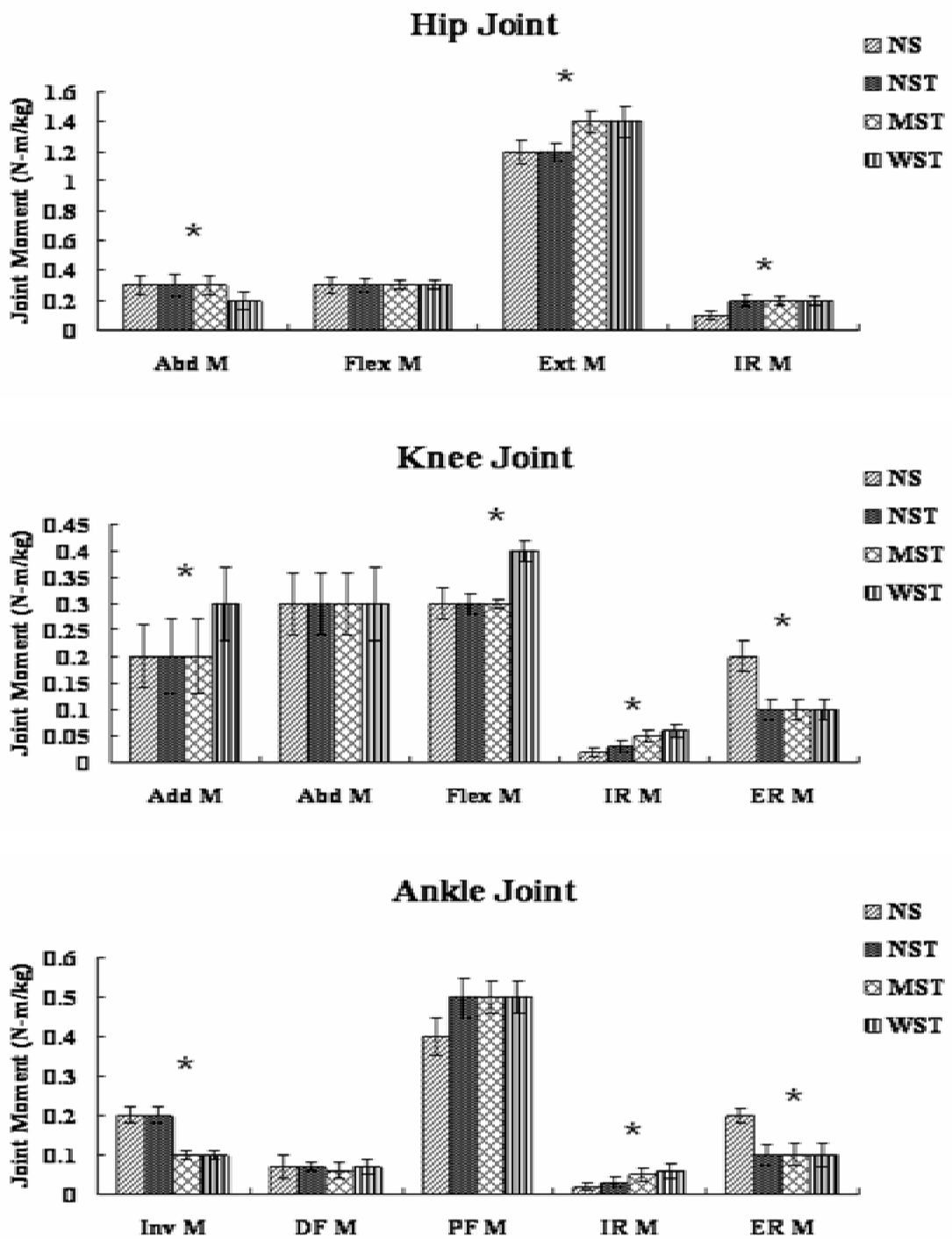


圖 4.23：不同蹲舉步寬的下肢關節最大關節力矩

*表示 $p < 0.05$

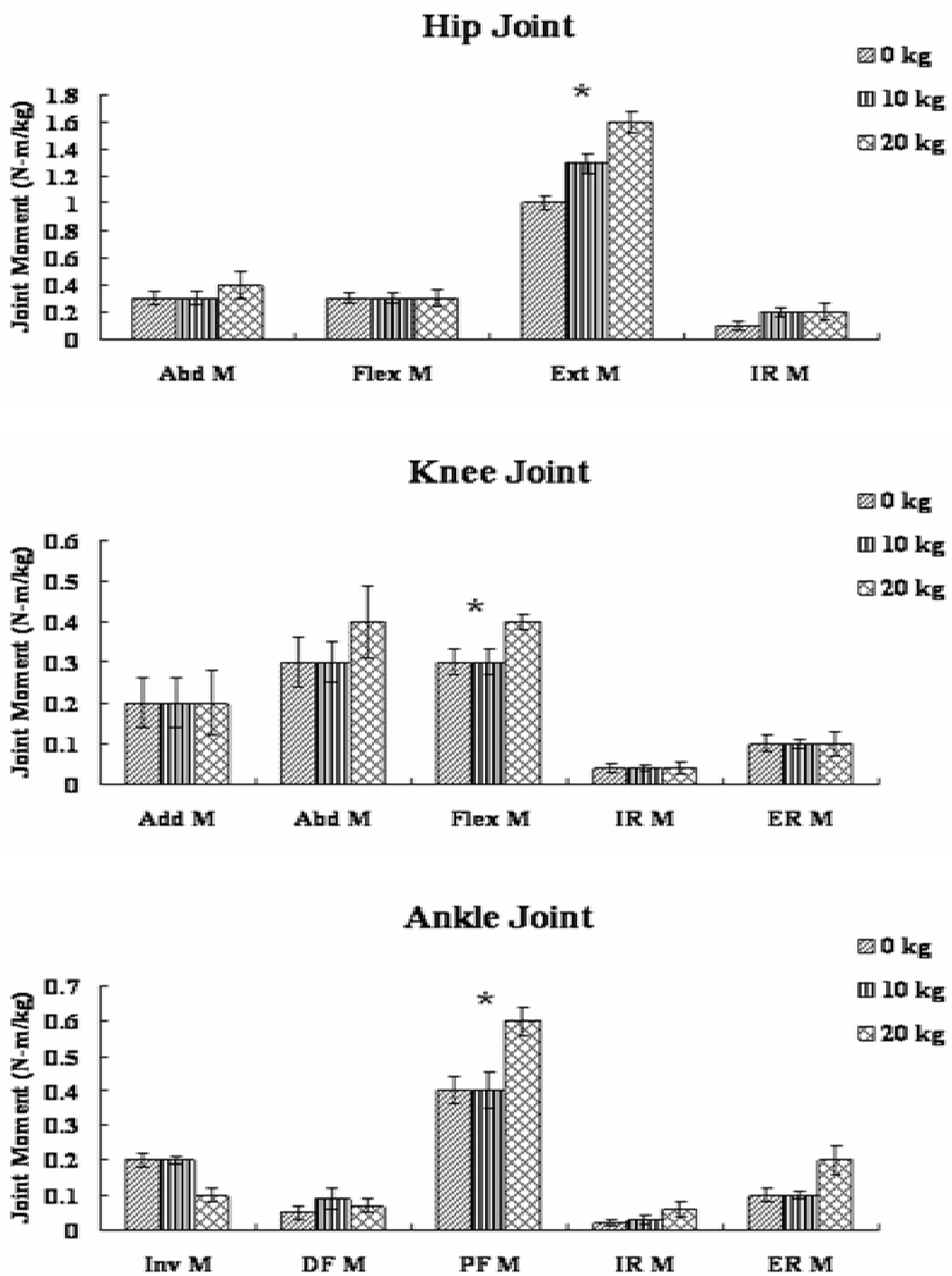


圖 4.24：不同啞鈴重量的下肢關節最大關節力矩

*表示 $p < 0.05$

表 4.13：蹲舉步寬和啞鈴重量間交互作用之關節受力在各啞鈴重量不同蹲舉步寬之比較

	蹲舉步寬
無啞鈴重量	
髖關節 Add M	(1,2) < 3 < 4
髖關節 ER M	(1,2) < 3 < 4
膝關節 Ext M	NS
踝關節 Env M	(2,3) < 4
10 公斤啞鈴重量	
髖關節 Add M	(1,2) < 3 < 4
髖關節 ER M	(1,2) < 3 < 4
膝關節 Ext M	NS
踝關節 Env M	(1,2) < 3 < 4
20 公斤啞鈴重量	
髖關節 Add M	(1,2) < 3 < 4
髖關節 ER M	NS
膝關節 Ext M	NS
踝關節 Env M	(1,2,3) < 4

NS 表示無顯著差異。以編號表示蹲舉步寬，四種蹲舉步寬分別為：NS(1)、NST(2)、MST(3)和 WST(4)

表 4.14：蹲舉步寬和啞鈴重量間交互作用之關節受力在各蹲舉步寬不同啞鈴重量之比較

		啞鈴重量
NS 蹲舉		
髖關節	Add M	NS
髖關節	ER M	NS
膝關節	Ext M	NS
踝關節	Env M	NS
NST 蹲舉		
髖關節	Add M	NS
髖關節	ER M	NS
膝關節	Ext M	1 < 2 < 3
踝關節	Env M	1 < 2 < 3
MST 蹲舉		
髖關節	Add M	NS
髖關節	ER M	NS
膝關節	Ext M	1 < 2 < 3
踝關節	Env M	1 < 2 < 3
WST 蹲舉		
髖關節	Add M	NS
髖關節	ER M	NS
膝關節	Ext M	1 < 2
踝關節	Env M	1 < 2 < 3

NS 表示無顯著差異。以編號表示啞鈴重量，三種啞鈴重量分別為：0kg(1)、10kg(2)和 20kg(3)

表 4.15：蹲舉步寬和啞鈴重量無交互作用之關節受力在不同
蹲舉步寬和不同啞鈴重量之比較

	蹲舉步寬	啞鈴重量
髖關節		
外展 (Abd M)	(1,2,3) > 4	NS
屈曲 (Flex M)	NS	NS
伸展 (Ext M)	(1,2) < (3,4)	1 < 2 < 3
內轉 (IR M)	1 < (2,3) < 4	NS
膝關節		
內收 (Add M)	2 < 4	NS
外展 (Abd M)	NS	NS
屈曲 (Flex M)	1 < 4	(1,2) < (3,4)
內轉 (IR M)	1 < 2 < 3 < 4	NS
外轉 (ER M)	1 > 2 > (3,4)	NS
踝關節		
內翻 (Inv M)	1 > 2 > 3 > 4	NS
背屈 (DF M)	NS	NS
蹠屈 (PF M)	NS	(1,2) < 3
內轉 (IR M)	(1,2) < 4	NS
外轉 (ER M)	1 > 2 > (3,4)	NS

NS 表示無顯著差異。以編號表示蹲舉步寬與啞鈴重量，四種蹲舉步寬分別為：NS(1)、NST(2)、MST(3)和 WST(4)，三種啞鈴重量分別為：0kg(1)、10kg(2)和 20kg(3)

第五章 討論

第一節 蹲舉動作的運動角度與關節力矩

圖 4.1-12 為不同蹲舉步寬於無啞鈴重量的下肢關節運動角度和關節力矩曲線圖。運動角度部分，在下蹲期髖關節屈曲、外展與內轉，膝關節屈曲，踝關節屈曲與些許外轉，於上舉期髖關節伸展、內收與外轉，膝關節伸展，踝關節伸展與些許內轉。關節力矩部分，可看出髖關節屈肌、膝關節伸肌及踝屈肌和外轉肌群為執行蹲舉動作的主要作用肌群。且對應關節運動角度與關節力矩曲線圖，髖關節屈曲角度增加髖關節力矩增加，膝關節屈曲角度增加膝關節伸肌力矩增加，可知關節運動角度會影響關節力矩與肌肉收縮相對強度，此結果與過去文獻相同(Escamilla et al., 1998; Isear et al., 1997; Signorile et al., 1994)。

Escamilla 等人(1998)發現於蹲舉動作中腓腸肌的肌肉活化會因膝關節屈曲角度增加而增加，且最大腓腸肌活化發生於膝關節屈曲角度 60-90 度間，與本研究於踝關節力矩結果相同。於關節運動角度部分，Escamilla 等人(2001^b)表示下蹲期踝關節背屈，上舉期踝關節蹠屈，下蹲時腓腸肌離心收縮，協助控制踝關節背屈，上舉時向心收縮協助踝關節蹠屈，此踝關節運動角度變化與本研究相同。

第二節 蹲舉動作的下肢關節受力

圖 4.13-16 為不同蹲舉步寬的下肢關節受力曲線圖。研究結果顯示，髌關節屈曲角度愈大，髌關節向後剪力愈大，而隨著髌關節屈曲角度的增加，髌關節壓力反而減少；膝關節與踝關節部分，膝關節向前剪力與膝關節屈曲角度成正向相關，膝關節壓力、踝關節向外剪力與壓力固定，不受關節角度變化影響。

此結果與 Dahlkvist 等人(1982) 深蹲研究所提出的膝關節壓力與剪力變化不同。Dahlkvist 等人提出關節壓力與剪力會隨著膝關節屈曲角度變化而改變，於下蹲至最大膝關節屈曲角度時會產生一最大關節壓力負荷。但本研究結果曲線圖顯示，於關節壓力部分，只有髌關節壓力負荷會隨關節屈曲角度而改變，且髌關節屈曲至最大角度時，膝關節同樣於此時屈曲至最大角度，此時髌關節壓力負荷最小，而膝關節與踝關節壓力負荷，則不受關節角度變化影響。由此，本研究推測造成此結果差異的因素，可能為下蹲角度之差異所造成。執行深蹲時會下蹲至膝關節屈曲 135 度左右，而本研究僅執行 1/2 蹲舉，下蹲只膝關節屈曲約 90-100 度左右。與 Stuart 等人(1996) 提出下蹲時膝關節屈曲大與 90 度會增加關節壓力負荷之研究結果相同。關節剪力部分，本研究發現膝關節向前剪力會隨著關節屈曲角度增加，增加後十字韌帶(PCL)負荷。此結果與 Escamilla 等人(1997) 研究結果相同。

第三節 蹲舉的生物力學參數與蹲舉節奏的影響

許多文獻定義不同速度之蹲舉節奏，且於槓鈴蹲舉研究中發現快節奏蹲舉產生的關節壓力與剪力較大，蹲舉節奏會影響關節負荷(Hattin et al., 1989; Andrews et al., 1983)。Bentley 等人(2010)也證實快節奏蹲舉時所產生之最大地面反作用力明顯大於中速節奏與慢節奏蹲舉。因此，本研究統一選用中速節奏(下蹲與上舉各兩秒的速度)進行不同步寬之蹲舉動作變化研究，以排除因蹲舉節奏所造成的關節受力的差異。表 5.1 為本研究無啞鈴負重 NS 蹲舉的膝關節受力和蹲舉節奏相關文獻受力結果之對照表。

表 5.1：與蹲舉節奏相關文獻之對照表

受力 (N/kg)	蹲舉節奏相關文獻					本研究
	Hattin 等人 (1989) (Tibio-femoral joint)		Bentley 等人 (2010)			無啞鈴負重 NS 蹲舉 (Knee joint)
	FC	SC	FC	MC	SC	-
D:A (秒)	1:1	2:2	1:1	3:1	4:2	2:2
GRF	-	-	2.6	2.4	2.3	-
Ant/Post	1.0	1.2	-	-	-	2.0/0.1
Com	6.5	6.7	-	-	-	4.6
Med/Lat	0.1	0.1	-	-	-	0.3/0.5

D:A 表示下蹲與上舉的時間，以秒(s)表示。GRF(Ground reaction force): 地面反作用力，FC(fast cadence): 快節奏，MC(medium cadence): 中速節奏，SC(slow cadence): 慢節奏

第四節 蹲舉步寬變化的影響

本研究結果發現蹲舉步寬的差異，會影響下肢關節受力的大小，表 4.9 顯示蹲舉步寬大小與髌關節向後、向內剪力和壓力、膝關節向內剪力和壓力，以及踝關節向前和向內剪力成正相關，與髌關節向外剪力成負相關。此結果與 Escamilla 等人(2001^b) 所提出的寬步寬蹲舉所產生之脛股(tibiofemoral)與髌股(patellofemoral)關節壓力負荷(compressive forces)，及後十字韌帶張力負荷(PCL tensile forces)皆大於窄步寬蹲舉的結果相似。但因研究方法與關節受力計算方式差異，本研究無法直接以數值對照結果(詳見表 5.2)。

關節力矩部分，發現 WST 蹲舉髌關節外展力矩最小，執行 NS 與 NST 蹲舉會產生較大膝關節外展力矩，此外 NS 蹲舉髌關節內轉力矩最小，但踝關節外轉力矩最小；輕負荷(無啞鈴負重和 10 公斤啞鈴負荷)WST 蹲舉相較於其他蹲舉動作有較大的踝關節外展力矩。此結果與 Escamilla 等人(2001^a) 研究觀點略有不同(詳見表 5.3)。

表 5.2：與步寬相關文獻之關節受力對照表

關節受力	步寬相關文獻		本研究			
	Escamilla 等人 (2001 ^b)		無啞鈴重量負荷			
	(N)		(N/kg)			
	NS	WS	NS	NST	MST	WST
TFCF: D/A	3009/2 944	3414/ 3428	-	-	-	-
PCLTF: D/A	1469/2 066	1710/ 2212	-	-	-	-
PFCF: D/A	4246/3 958	4674/ 4313	-	-	-	-
Knee joint						
Ant/ Post	-	-	1.99/ 0.09	2.13/ 0.14	1.99/ 0.25	1.95/ 0.29
Med/ Lat	-	-	0.30/ 0.46	0.34/ 0.50	0.54/ 0.50	0.75/ 0.45
Com	-	-	4.57	4.52	4.79	4.89

TFCF (Tibiofemoral compressive force), PCLTF (PCL tensile force), PFCF (Patellofemoral compressive force), D/A(descend/ascent)

表 5.3：與步寬相關文獻之關節力矩對照表

Joint Moment		步寬相關文獻			本研究			
		Escamilla 等人			無啞鈴重量負荷			
		(2001 ^a)						
		(N-m)			(N-m/kg)			
		NST	MST	WST	NS	NST	MST	WST
Ankle	DF	51	-47	-242	0.07	0.06	0.04	0.03
	PF	-	-	-	0.35	0.40	0.41	0.44
	Inv	-	-	-	0.53	0.45	0.29	0.16
	Env	-	-	-	0.12	0.10	0.11	0.13
	IR	-	-	-	0.03	0.08	0.10	0.12
	ER	-	-	-	0.19	0.13	0.09	0.09
Knee	Flex	-573	-627	-756	0.37	0.49	0.53	0.49
	Ext	-	-	-	0.55	0.58	0.57	0.60
	Add	-	-	-	0.53	0.45	0.39	0.37
	Abd	-	-	-	0.19	0.19	0.22	0.22
	IR	-	-	-	0.12	0.12	0.12	0.13
	ER	-	-	-	0.13	0.07	0.06	0.05
Hip	Flex	547	498	516	0.32	0.33	0.27	0.23
	Ext	-	-	-	0.92	0.94	1.07	1.15
	Add	-	-	-	0.58	0.58	0.62	0.63
	Abd	-	-	-	0.23	0.22	0.22	0.16
	IR	-	-	-	0.21	0.24	0.27	0.25
	ER	-	-	-	0.24	0.23	0.28	0.32

第五節 蹲舉重量負荷變化的影響

本研究結果顯示不同啞鈴重量僅會影響到蹲舉時最大髋關節內收角度，與過去文獻結果有異(對照表詳見表 5.4)。McKean、Dunn 與 Burkett (2010) 蹲舉研究表示負重會影響執行蹲舉時的髋關節與膝關節屈曲角度。判斷造成此不同結果原因有二，一為分析方法的差異所造成，McKean 等人是以二維平面空間的概念計算人體矢狀面關節屈曲角度，與本研究三維空間的角度計算概念有所不同。二為重量選擇與受試者肌肉力量大小的關係，受試者可能因肌力不足或疲勞導致蹲舉動作的改變。

關節受力部分，Zink、Perry、Robertson、Roach 與 Signorile (2006) 結果顯示最大地面反作用力與槓鈴蹲舉負重成正比，但未清楚區別作用力之方向性。而本研究發現除了下肢各關節的向下關節壓力與重量負荷成正相關外，髋關節向前、向後和向內剪力、膝關節向前剪力，以及踝關節向前和向內剪力，也會因啞鈴重量負荷的增加而增加(對照表詳見表 5.5)。

表 5.4：與重量負荷相關文獻之關節活動範圍對照表

最大 關節角度	重量負荷相關文獻				
	McKean 等人 (2010)		本研究		
	2D		3D		
	BW	BW+50%BW	BW	BW+20kg	BW+40kg
Hip					
Flex/Ext	77.5	73.6	107.9	107.0	90.9
Add/Abd	-	-	21.0	18.5	18.3
IR/ER	-	-	31.4	33.3	29.3
Knee					
Flex/Ext	64.6	59.2	109.3	109.8	103.8
Add/Abd	-	-	8.9	10.9	12.0
IR/ER	-	-	17.0	17.3	15.4
Ankle					
DF/PF	-	-	24.4	24.0	21.0
Inv/Env	-	-	3.9	5.0	4.6
IR/ER	-	-	5.9	6.2	5.2

BW(body weight)：以身體體重作為蹲舉負荷，BW+50%BW：除體重外，另加 50%體重的槓鈴負荷，BW+20kg：除體重外，另加左右各 10 公斤的啞鈴負荷，BW+40kg：除體重外，另加左右各 20 公斤的啞鈴負荷

表 5.5：與重量負荷相關文獻之關節受力對照表

重量負荷相關文獻									
受力	Zink 等人								
	(2006)								
(% of 1RM)	20	30	40	50	60	70	80	90	
Peak GRF	0.66	0.70	0.75	0.78	0.81	0.85	0.94	1.00	
Joint	本研究								
Force	NST								
(N/kg)	Ankle			Knee			Hip		
(kg)	0	10	20	0	10	20	0	10	20
Ant F	0.8	0.9	1.2	2.1	2.5	2.8	0.6	0.8	1.0
Post F	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.3	3.9	5.1	6.1
Med F	0.4	0.7	1.1	0.3	0.5	0.7	0.6	0.8	1.0
Lat F	1.1	1.0	1.1	0.5	0.5	0.6	0.3	0.3	0.4
Ten F	-	-	-	-	-	-	0.0	0.1	0.1
Com F	5.2	6.5	7.6	4.5	5.8	6.8	3.8	4.9	6.0

第六節 蹲舉動作於二維與三維分析之比較

本研究以三維分析方式計算蹲舉時下肢關節於三個運動平面的關節運動角度，於 2001 年 Escamilla 等人即提出蹲舉動作不只侷限於二維矢狀面的概念，並比較蹲舉動作使用二維與三維動作分析方式所得結果之差異，發現受試者於執行蹲舉動作時站姿會有些許的踝關節外轉，研究結果也顯示寬步寬蹲舉於二維與三維間的差異又更甚於窄步寬。但 Escamilla 等人是以關節重心至槓鈴重心(或系統重心)之水平距離作為關節力臂(joint moment arm)，再以此計算關節力矩(joint moment)，所使用方法與本研究不同。且 Escamilla 等人於結果所探討之關節角度與力矩，也仍只呈現矢狀面關節力矩。(對照表詳見表 5.6)

表 5.6：與其他三維分析文獻之關節力矩對照表

Joint Moment		相關文獻					
		Escamilla 等人 (2001 ^a)				本研究	
		(N-m)				無啞鈴重量負荷	
		2D		3D		3D	
		NST	WST	NST	WST	NST	WST
Ankle	DF	272	305	51	-242	0.07	0.03
	PF	-	-	-	-	0.35	0.44
	Inv	-	-	-	-	0.45	0.16
	Env	-	-	-	-	0.10	0.13
	IR	-	-	-	-	0.08	0.12
	ER	-	-	-	-	0.13	0.09
Knee	Flx	-297	-146	-573	-756	0.49	0.49
	Ext	-	-	-	-	0.58	0.60
	Add	-	-	-	-	0.45	0.37
	Abd	-	-	-	-	0.19	0.22
	IR	-	-	-	-	0.12	0.13
	ER	-	-	-	-	0.07	0.05
Hip	Flx	-	-	547	516	0.32	0.23
	Ext	-	-	-	-	0.92	1.15
	Add	-	-	-	-	0.58	0.63
	Abd	-	-	-	-	0.22	0.16
	IR	-	-	-	-	0.24	0.25
	ER	-	-	-	-	0.23	0.32

第七節 研究限制

本研究於實驗室進行，所有受試者於執行蹲舉動作時皆沒有穿著運動鞋，使反光標記可直接黏貼於受試者皮膚，以排除鞋子與足部間滑動所造成的誤差，也可直接測量足部與地面間的作用力，進而向上推算各關節受力和關節力矩。因此，以上結果均假設受試者服裝與場地對於動作的執行不具有顯著的影響。

另外，由於受試者下肢兩側皆有黏貼反光標記，因此受試者於執行啞鈴蹲舉時無法像如平時一樣將啞鈴貼於身側，肩關節需稍微外展以避免於動作中撞擊反光標記，此動作會使受測者強烈感受到三角肌的疲乏。實驗過程中，皆給予受測者足夠的休息，但仍須考慮上肢三角肌的疲乏，可能間接影響下肢蹲舉動作的執行或受試者心理。

第陸章 結論與建議

第一節 結論

本研究綜合以上各蹲舉變化之下肢生物力學分析，可歸納出以下結論：

- 一、所有步寬蹲舉動作變化於下蹲期髌關節屈曲、膝關節屈曲、踝關節屈曲。上舉期髌關節伸展、膝關節伸展、踝關節伸展。主要作用肌群髌關節伸肌、膝關節伸肌和踝關節踝蹠屈肌。
- 二、所有步寬蹲舉動作變化，於執行蹲舉動作時髌關節屈曲角度愈大，髌關節向後剪力愈大，髌關節壓力愈小。膝關節向前剪力與膝關節屈曲角度成正相關。而膝關節壓力、踝關節向外剪力與壓力，則不受關節角度變化影響。
- 三、執行寬步寬蹲舉時有較大的最大髌關節屈曲、內收和內轉角度，與較大的膝關節最大內轉角度，以及較小的踝關節最大背屈角度。
- 四、相較於外加啞鈴負重之蹲舉動作，以身體體重作為重量負荷之蹲舉其可能會有較大的最大髌關節內收角度。
- 五、執行寬步寬蹲舉時有較大的髌關節、膝關節向內剪力和膝關節壓力，以及踝關節向前、向內剪力，與較小的髌關節向外剪力。
- 六、執行較輕重量負荷之蹲舉可降低因動作所產生的關節壓力，與髌關節向前、向後剪力和膝關節向前剪力，以及踝關節向前和向內剪力。

- 七、執行寬步寬蹲舉時產生較小的髖關節外展和膝關節、踝關節外轉力矩。蹲舉步寬動作的踝關節外轉角度與髖關節內轉力矩成正比。
- 八、相較於外加啞鈴負重之蹲舉動作，以身體體重作為重量負荷之蹲舉其所產生的髖關節、膝關節屈曲和踝關節背屈力矩皆較小。

第二節 建議

針對本研究結果，提供以下建議以作為蹲舉訓練與未來研究方向之參考：

- 一、執行寬步寬蹲舉所產生之下肢關節受力較大，建議初學者或復健患者先以肩寬之步寬站姿執行蹲舉動作，以達下肢肌力訓練效果與減低可能的運動傷害。
- 二、除膝關節傷後復建患者外，膝關節與踝關節傷後復建患者於執行蹲舉時同樣需特別注意二次傷害問題。同樣建議以肩寬之步寬站姿執行蹲舉，以減少因寬站姿所造成的髖關節向內剪力與踝關節向前、向內剪力。
- 三、執行蹲舉時重量負荷的增加，會提高下肢關節受力，建議以漸進的方式增加蹲舉的重量負荷。
- 四、如欲增加髖關節外展肌群、膝關節外轉肌群與踝關節外翻、外轉肌群，以肩寬之步寬站姿執行蹲舉訓練，效果可能優於寬步寬蹲舉。
- 五、於執行蹲舉動作時，具踝關節外轉之站立姿勢，可提升髖關節內轉肌群之訓練效果。
- 六、由於本研究對象為校隊級舉重選手且無比較性別之差異，仍需更多研究證實不同運動習慣族群或性別是否也具有相同結果。未來研究如能將三維運動學、動力學參數與肌電訊號同步，將更能證實蹲舉動作變化所產生的肌肉訓練效益。

參考文獻

- Andrews, J. G., Hay, J. G., & Vaughan, C. L. (1983). *Knee shear forces during a squat exercise using a barbell and a weight machine*. In: Biomechanics VIII-B, H. Matsui and K. Kobayashi (Eds.). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Ariel, B.G. (1974). Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with a heavy load. *Biomechanics*, *IV(1)*, 44-52.
- Bentley J. R., Amonette, W. E., Witt, De, J. K., & Hagan, R.D. (2010). Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *24(5)*, 1414-1420.
- Blanpied, P. R. (1999). Changes in muscle activation during wall slides and squat-machine exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, *8*, 123-134.
- Dahlkvist, N. J., Mayo, P., & Seedhom, B. B. (1982). Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engineering in Medicine*, *11(2)*, 69-76.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky- Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, *29(9)*, 1223-1230.
- Draganich, L. F., Jaeger, R. J., & Kralj, A. R. (1989). Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *The Journal of Bone and Joint*

- Surgery [Am.]*, 71, 1075-1081.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001^a). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984-998.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 556-569.
- Escamilla R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W., & Moorman, C. T. (2001^b). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(9), 1552-1566.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W., & Moorman, C. T. (1997). The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(5), S156.

- Hattin, H. C., Pierrynowski, M. R., & Ball, K. A. (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21, 613-618.
- Hsieh, H. H., & Walker, P. S. (1976). Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am.]*, 58, 87-93.
- Isear, J. A., Erickson, J. C., & Worrell, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29, 532-539.
- Komi, P. V., Kaneko, M., & Aura, O. (1987). EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (suppl.), 22-29.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S. L.Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstrings muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32, 395-400.
- Markolf, K. L., Bargar, W. L., Shoemaker, S. C., & Amstutz, H. C. (1981). The role of joint load in knee stability. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am.]*, 63, 570-585.
- McCaw, S. T., & Melrose, D. R. (1999). Stance width and bar

load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 428-436.

McConville, J. T. (1980). *Technical report AFARML-TR-80-119*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(6), 1671-1679.

Ninos, J. C., Irrgang, J. J., Burdett, R., & Weiss, J. R. (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25, 307-315.

Nisell, R., & Ekholm, J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8(2), 63-70.

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. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 246-250.

Reilly, D. T., & Martens, M. (1972). Experimental analysis of

the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43, 126-137.

Signorile, J. F., Weber, B., Roll, B., Caruso, J. F., Lowensteyn, I., & Perry, A. C. (1994). An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 8, 178-183.

Stuart, M. J., Meglan, D. A., Lutz, G. E., Growney, E. S., & An, K. N. (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 24, 792-799.

Toutoungi, D. E., Lu, T. W., Leardini, A., Catani, F., & O'Connor, J. J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15, 176-187.

van Eijden, T. M., Weijs, W. A., Kouwenhoven, E., & Verburg, J. (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anatomica*, 129, 310-314.

Wilk, K. E., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., & Boyd, M. L. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic

- activity during open and closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 24, 518-527.
- Wretenberg, P., Feng, Y., & Arborelius, U. P. (1996). High-and lowbar squatting techniques during weight-training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 218-224.
- Yack, H. J., Washco, L. A., & Whieldon, T. (1994). Compressive forces as a limiting factor of anterior tibial translation in the ACL deficient knee. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4, 233-239.
- YMCA (2005). *YMCA personal training manual (2nd Ed.)*. USA: Kinetics publishers Inc.
- Youdas, J. W., Hollman, J. H., Hitchcock, J. R., Hoyme, G. J., & Johnsen, J. J. (2007). Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a sing-limb squat on both a stable and labile surface. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 105-111.
- Zink, A. J., Perry, A. C., Robertson, B. L., Roach, K. E., & Signorile, J. F. (2006). Peak power, ground reaction forces, and velocity during the squat exercise performed at different loads. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(3), 658-664.
- 中華民國舉重協會(民 98 年 4 月)。2009~2012 技術及比賽規則。民 100 年 7 月 10 日，取自：http://www.ctwa.org.tw/message/message_03.asp

中華民國健力協會(民 96 年 3 月 20 日)。健力運動。民 100
年 7 月 10 日，取自：[http://ww2.anjh.tn.edu.tw/
3trans/teachers/yps111/yps111/C.T.P.A/powerlifting/top
mov.htm](http://ww2.anjh.tn.edu.tw/3trans/teachers/yps111/yps111/C.T.P.A/powerlifting/topmov.htm)

附錄 A

Squat study_受試者基本資料

Subject NO. _____

受測日期：_____

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	<input type="checkbox"/> 右 <input type="checkbox"/> 左	慣用腳	<input type="checkbox"/> 右 <input type="checkbox"/> 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？				
練習 時間 (課表)	是否影響運動表現或練習？				

人體計測資料

身高	cm	體重	kg				
Shoulder width	cm	Knee joint	R mm	L mm	Ankle joint	R mm	L mm
ASIS width	cm	腿長	R cm	L cm	大腿長	R cm	L cm
腰圍(臍上 一寸)	cm	小腿長	R cm	L cm	足長	R cm	L cm

腰圍 (ASIS)	cm	大腿圍	R cm	L cm	小腿圍	R cm	L cm
臀圍	cm	上臂圍	R cm	L cm	前臂圍	R cm	L cm

Stance Width

	shoulder width	
Narrow stance	107%	cm
Medium stance	142%	cm
Wide stance	169%	cm

SQUAT 動作順序

隨機 順序	Narrow stance & toe-out 0 °		Narrow stance & toe-out 20 °		Medium stance & toe-out 23 °		Wide stance & toe-out 26 °	
BW		NS		NST		MST		WST
10KG		NS10		NST10		MST10		WST10
20KG		NS20		NST20		MST20		WST20

附錄 B

受試者同意書

研究名稱：啞鈴蹲舉之不同站姿步寬、踝關節外轉角度與重量負荷對於下肢生物力學的影響(The effect of stance width, foot angle, and load on the biomechanics of lower limbs during dumbbell squat)

研究單位：國立台灣體育學院

運動健康科學學系暨碩士班

研究負責人：梁凱涵

聯絡電話：0936-1669388

我了解此研究之研究的目，測驗結果將運用統計方法加以比較，以提供運動健身教練及一般體適能運動者了解蹲舉動作之特性，及不同動作變化之差異性，以作為實際運動或訓練時，指導及修正動作的參考依據。

接受測驗時我的身體與四肢沒有任何肌肉、骨骼及神經方面的疾病，了解測驗內容為蹲舉動作之資料收集，且知道測驗時需穿著運動短褲，男性需赤裸上半身，測驗中會盡力做出實驗內容所要求的動作。

蹲舉動作之資料收集會於身上黏貼 21 顆反光標誌，這可能會使身體感覺到不太自在，但不會影響蹲舉動作的進行。測試中共有八台高速攝影機拍攝我在進行蹲舉時的動作；實驗開始前會先進行熱身運動，接著依照指示進行 12 組(12 reps/ set)不同的蹲舉動作，動作以隨機的方式執行，其中包含四種站姿步寬與三種重量負荷；每組 12 下的動作完成後，

皆給予充足的休息時間(至少 3 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。

研究人員已經向我充分說明整個研究計劃的過程，我將可在測驗過程中維護應得之權益；在測驗過程中可隨時撤回同意並退出試驗，且無須提出任何理由，不會引起任何不愉快，不會遭受處罰或損失應得之利益。所有我的測驗資料將絕對保密，會以一個研究號碼取代我的姓名；測驗所得資料可能發表於學術性雜誌，但我的姓名將不會公布，我的隱私將絕對保密；除了有關機構依法調查外，研究人員將會盡力維護我的隱私。另外，參加本測驗不須繳交任何額外的費用。

我已經詳細閱讀以上資料，研究人員也已經對我詳細解釋內容，並回答我所有的疑問；我已經了解且同意參與此項研究計畫，自願擔任受試者，並同意本計畫研究人員使用我的資料進行分析。如果我以後有問題，我可以與研究主持人聯絡，日後如果受試者同意書內容有任何更新，或有新資訊可能影響受試者參與試驗之意願，我將隨時收到更新後的內容。

自願受試者(或法定代理人)簽名：

日期：

聯絡地址：

附錄 C

各種蹲舉變化的關節活動範圍比較總表

	Stance width	Toe-out	Dumbbell load
Hip			
F/E	NS	*, a	NS
Add/Abd	NS	*, a	*, b
IR/ER	*, a	*, a	NS
Knee			
F/E	NS	NS	NS
Add/Abd	NS	NS	NS
IR/ER	*, a	NS	NS
Ankle			
DP/PF	*, b	NS	NS
Inv/Env	NS	NS	NS
IR/ER	NS	NS	NS

*p<.05；a 表示成正向關係；b 表示成負向關係；NS 表示無顯著差異

附錄 D

各種蹲舉變化的關節受力比較總表

	Stance width	Toe-out	Dumbbell load
Hip			
Ant F	NS	NS	*, a
Post F	*, a	NS	*, a
Med F	*, a	NS	*, a
Lat F	*, b	NS	NS
Com F	*, a	*, a	*, a
Knee			
Ant F	NS	NS	*, a
Post F	NS	NS	NS
Med F	*, a	NS	NS
Lat F	NS	NS	NS
Com F	*, a	NS	*, a
Ankle			
Ant F	*, a	*, a	*, a
Post F	NS	NS	NS
Med F	*, a	NS	*, a
Lat F	NS	NS	NS
Com F	NS	NS	*, a

*p<.05；a 表示成正向關係；b 表示成負向關係；NS 表示無顯著差異

附錄 E

各種蹲舉變化的關節力矩比較總表

	Stance width	Toe-out	Dumbbell load
Hip			
Add M	c	c	c
Abd M	*, b	NS	NS
Flex M	NS	NS	NS
Ext M	*, a	NS	*, a
IR M	*, a	*, a	NS
ER M	c	c	c
Knee			
Add M	*, a	NS	NS
Abd M	NS	NS	NS
Flex M	*, a	NS	*, a
Ext M	c	c	c
IR M	*, a	*, a	NS
ER M	*, b	*, b	NS

*p<.05；a 表示成正向關係；b 表示成負向關係；c 表示蹲舉步寬與啞鈴重量具交互作用；NS 表示無顯著差異

各種蹲舉變化的關節力矩比較總表(續)

	Stance width	Toe-out	Dumbbell load
Ankle			
Inv M	*, b	*, b	NS
Env M	c	c	c
DF M	NS	NS	NS
PF M	NS	NS	*, a
IR M	*, a	NS	NS
ER M	*, b	*, b	NS

*p<.05；a 表示成正向關係；b 表示成負向關係；c 表示蹲舉步寬與啞鈴重量具交互作用；NS 表示無顯著差異

附錄 F

蹲舉步寬對下肢生物力學的影響總表

	Joint	正向關係	負向關係
ROM	Hip	IR/ER	
	Knee	IR/ER	
	Ankle		DF/PF
Force	Hip	Post Med Com	Lat
	Knee	Med Com	
	Ankle	Ant Med	
Moment	Hip	Ext IR	Add
	Knee	Add Flex	ER
	Ankle	IR	Inv ER

附錄 G

蹲舉踝關節外轉角度對下肢生物力學的影響總表

	Joint	正向關係	負向關係
ROM	Hip	Flex/Ext	
		Add/Abd	
		IR/ER	
Force	Hip	Com	
	Ankle	Ant	
Moment	Hip	IR	
	Knee	IR	ER
	Ankle		Inv ER

附錄 H

蹲舉啞鈴重量對下肢生物力學的影響總表

	Joint	正向關係	負向關係	
ROM	Hip		Add/Abd	
Force	Hip	Ant		
		Post		
		Med		
	Knee	Com		
		Ant		
		Com		
Ankle	Ant			
	Med			
	Com			
Moment	Hip	Ext		
	Knee	Flex		
	Ankle	PF		