

大專男性不同蹲舉方式之膝關節力矩比較

李祥亮¹、林子鑑¹、陳佑²、張家豪¹、李佳融^{3*}

摘要

目的：探討不同蹲舉姿勢與不同負重之膝關節力矩差異。**方法：**經由動作擷取系統與測力板蒐集12位大專男（年齡： 20.91 ± 1.32 歲，體重： 70.83 ± 5.42 kg，身高： 177.85 ± 3.92 cm）1/2及1/3蹲舉不同荷重過程之動力學及運動學參數。以重複量數二因子變異數進行分析，以Fisher's least significant difference (LSD) 進行事後比較，顯著水準 $\alpha = .05$ 。**結果：**最大屈曲伸展力矩，1/2蹲舉為 0.98 ± 0.15 - 2.19 ± 0.27 Nm/kg，1/3為蹲舉 0.94 ± 0.19 - 2.23 ± 0.30 Nm/kg，蹲舉方式未達顯著差異，但較重負重有較大曲屈伸展力矩 ($p < .05$)。**結論：**兩種蹲舉姿勢適用於一般健康年輕族群；在內收外展與內外旋力矩方面，1/3方式會有較小的負荷，適合膝關節傷害復建與肌力較差之族群。

關鍵詞：重量訓練、舉重、膝關節負荷、運動表現

Comparison of Knee Joint Moments for Different Squat Postures in Collegiate Male

Xiang-Liang Li¹, Tzu-Chien Lin¹, Yo Chen², Jia-Hao Chang¹, Chia-Jung Lee^{3*}

Abstract

Purpose: To investigate the variation of different postures and loadings of barbell squats on knee joint force. **Methods:** The Vicon motion capture systems and Kistler force plate were used to acquire 12 male college students' (age 20.91 ± 1.32 yrs, weight 70.83 ± 5.42 kg, height 177.85 ± 3.92 cm) kinetic and kinematic data during 1/2 and 1/3 squats under different loadings. The selected variables were tested by two-way repeated ANOVA ($\alpha = .05$) and post hoc comparisons by Fisher's least significant difference (LSD). **Results:** The maximal moment of flexion/extension were 0.98 ± 0.15 - 2.19 ± 0.27 Nm/kg in 1/2 squats, and 0.938 ± 0.19 - 2.23 ± 0.295 Nm/kg in 1/3 squats. There was no significant difference between two types of barbell squats; nevertheless, flexion/extension moments of the knee joint were significantly greater for heavier loading than lighter loading. **Conclusion:** This research indicated that the two postures of loading are suitable for health young people; the 1/3 squat is more fit to knee injury and poor muscular fitness people, due to lower moments of knee adduction/abduction and knee internal/external rotation.

Keywords: weight training, lifting, joint loading, performance

Submitted for publication: 2017.4; Accepted for publication: 2017.5

1 國立臺灣師範大學體育學系；Department of Physical Education, National Taiwan Normal University

2 杭州師範大學體育與健康學院；College of Physical Education and Health, Hangzhou Normal University

3 國立臺灣師範大學運動競技學系；Department of Athletic Performance, National Taiwan Normal University

* Corresponding author: 李佳融 E-mail: tkd_1130@yahoo.com.tw

壹、問題背景

重量訓練 (weight training) 能增進肌力、雕塑體態、增加肌肉與減少肌肉流失、幫助體重控制，不僅是運動選手可以經由訓練增進運動表現，一般人也能經由重量訓練獲得好處 (Baechle & Earle, 2014)。重量訓練主要是以超載、漸增阻力、金字塔系統以及特殊性等原則，利用槓鈴、槓鈴片或其他重量訓練器械，對肌肉施以高強度的負荷訓練 (Pauletto, 1991)，重量訓練增加肌肉橫斷面積、改善神經肌肉的支配機能、使肌肉接受更高的神經刺激頻率、增進肌肉自身和肌肉間的協調能力以及使更多的運動單位參與收縮，進而增加其最大肌力、爆發力或肌耐力等運動表現 (Stone, 1982)。Ratamess (2012) 認為肌力訓練能增加骨質密度，強化結締組織，進而降低運動傷害發生的危險性。重量訓練的器材包含機械式的設備，以及自由重量 (free weight)，在強化下肢肌力訓練方法中，不管是運動員或一般民眾，甚至從事復健運動者，都經常使用蹲舉 (squat) 這種方式，蹲舉使用的下肢肌群較多，對肌力發展而言，比腿部推蹬運動更有效率；但對於有髌股骨不適者，則不適宜做蹲舉運動，蹲舉時依膝關節彎曲的程度可分為1/2蹲舉與1/3蹲舉，1/2蹲舉時，膝關節角度約為90度，1/3蹲舉約為60度，1/2蹲舉時身體位置較低，大腿呈現與地面平行的位置。蹲舉不僅是重量訓練，一些需要短時間瞬發力的運動員可經由蹲舉的方式熱身，達到活化增強 (post-activation potentiation) 的作用增進肌力表現 (Hodgson, Docherty, & Robbins, 2005)，肌力的重要性不僅在運動表現上，在傷害預防與復健中，肌力訓練也是常用的方式之一，Hewett, Stoupe, Namce, and Noyes (1996) 指出，受過肌力訓練的運動員，膝關節傷害的風險較低。Stuart, Meglan, Iutz, Growney, and An (1996) 認為跨步 (lunge) 動作在前腳股骨固定時，脛骨向後剪力 (posterior shear force) 大於蹲舉，因此相較於跨步動作，建議在前十韌帶重建手術後的早期復健以蹲舉為優先考量。

經由重量訓練可刺激關節間相連的韌帶組織以及肌肉與骨頭連接的肌腱，當肌肉組織受到相當程度的刺激時，它們會產生適應變化，而使其本身生理效能得到改善，能更容易適應較高的身體負荷 (Baechle & Earle, 2014)，使用蹲舉方式進行重量訓練雖然能提升肌力、幫助膝關節的穩定與降低運動傷害，但蹲舉動作產生的關節受力，容易導致膝關節受傷，膝關節為人體下肢中重要的關節，不論是站立、行走、上下階梯、跳躍等均會使用到膝關節。Kellis and Baltzopoulos (1996) 以等長收縮的測試方式探討關節角度對肌力的影響，結果指出在不同膝關節角度下，力矩會有所差異。肌肉長度、張力關係是導致肌力不同的因素，且肌力也會因負載情況及關節角度與最佳肌肉長度的共同關係等因素而改變 (Chang, Su, Wu, & An, 1999)。Belli et al. (2015) 研究指出，當膝關節屈曲90度時，股內側肌與股外側肌用力的程度相似，但膝關節於屈曲30度時，股內側肌用力較多。為瞭解不同膝關節位置蹲舉時的效果，並預防可能的傷害，同時提高訓練效果，本研究藉由動力學逆過程方程式，探討蹲舉動作時是否會隨著不同膝關節位置和蹲舉方式的不同，而產生膝關節不同的受力程度，量化淨關節肌肉力矩，依此瞭解動作過程中下肢關節受力的情形，目的是能預防蹲舉產生的膝關節運動傷害。本研究蒐集1/3蹲舉及1/2蹲舉的方式下，搭配負重0%、25%、50%及75% one-repetition maximum (1RM) 四種重量，共八個姿勢的運動學與動力學參數，探討蹲舉方式及負重影響膝關節負荷的情形。

貳、研究方法

一、受試者

本研究之受試者為健康的大專男性12名，平均年齡 20.9 ± 1.3 歲，身高 177.8 ± 3.9 cm，體重 70.8 ± 5.4 kg，一年內無下肢骨骼之傷害，一週有運動兩次以上習慣。本研究通過人體實驗倫理委員會審核，參加者皆自願

參加，實驗前告知實驗時流程、內容，受試者同意後簽署「受試者須知與同意書」。

二、器材

使用10台攝影機的動作擷取分析系統（Oxford Metrics Ltd., Vicon MX13+, England）以250 Hz擷取頻率蒐集蹲舉動作影像，以兩塊測力板（9187, 9287, Kistler Ltd., Switzerland）以1000 Hz擷取頻率蒐集地面反作用力資料。將46顆反光球以plug-in-gait的方式貼置於人體，重量設備為槓鈴兩支與槓片。

三、實驗流程

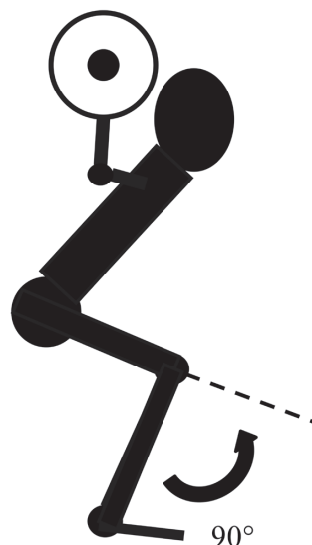
實驗之前皆先簽署受試者須知及同意書，並告知受試者實驗之相關流程，受試者在實驗前3-7天先進行蹲舉最大肌力測驗，以作為設定重量訓練強度的標準。受試者先以平時練習蹲舉的熱身習慣，進行重量漸增、反覆次數回合漸減，接著依據平日的練習記錄與受試者主觀判定，推估設定約略低於1RM最大肌力的重量，動作方法是兩足與肩同寬，將預定的槓鈴重量置於頸後肩上，雙手握槓，手腕與上半身保持直立，屈膝下蹲至夾角約90度的位置，然後恢復至直立姿勢。當受試者成功完成蹲舉的動作，接著在槓鈴左右各加1.25公斤，再進行試舉，以此方法直到受試者無法舉起，並記錄受試者最後一次舉起的重量。在進行最大肌力測驗過程中，槓鈴左右各站一位保護者，以保護受試者安全。

受試者抵達實驗地點後，在操場慢跑至身體發熱輕微流汗為止，接著進行伸展運動熱身。研究者示範說明如何在測力板上進行1/3及1/2蹲舉的正確動作，並將每位受試者兩種蹲舉角度設定完成。接著設定雙腳站立位置，雙腳相距與肩同寬，腳尖朝正前方，利用空槓試舉5下。角度設定：1/3蹲舉：以受試者進行1/3蹲舉訓練時習慣彎曲角度下蹲約60度（角度定義如圖一），實驗前讓受試者利用空槓試蹲至理想角度後開始實驗，並同步使用攝影機拍攝受試者關節角度和姿勢。1/2蹲舉：以受試者進行1/2蹲舉訓練時習慣彎曲

角度下蹲約90度，實驗前讓受試者利用空槓試蹲至理想角度後開始實驗，並同步使用攝影機拍攝受試者關節角度和姿勢。實驗開始前將反光球（14 mm）貼至於受試者身上，建立人體模型，以0負重、25% 1RM、50% 1RM、75% 1RM四種重量分別進行1/3蹲舉、1/2蹲舉各一次。利用先前的練習角度，左、右腳分開置於不同的兩塊測力板上，兩旁護槓者先協助受試者扛起預定的負荷，槓鈴置放在受試者的後肩上，做蹲舉的預備動作，上半身維持直立姿勢，調整雙腳擺放位置，雙腳相距與肩同寬，腳尖朝正前方，待受試者站穩後並以口頭回饋研究者，兩旁護槓者將手離開槓鈴，受試者即開始進行蹲舉。受試者負重下蹲至屈膝達先前所設定的關節角度位置再向心收縮至直膝位置時為1次。

四、資料處理

動作擷取系統蒐集反光球在空間中的位置座標，並傳送至電腦，再經由Nexus 1.4版軟體計算出各肢段的相對位置，以求得關節角度、人體質心位置。另外，以右膝關節外側反光球Y軸座標減去右腳跟反光球Y軸座標，除以右腳食趾反光球Y軸座標減去右腳跟反光球Y軸座標，再將其比值化成百分比，得



圖一 蹲舉動作與膝關節角度圖

到膝關節中心投影在腳掌上的位置（此處Y軸為矢狀軸，與額狀面垂直）。使用測力板蒐集受試者在測力板上進行蹲舉時的地面的反作用力。再經由逆動力學計算之後，得到膝關節分別在屈曲伸展、外展內收、內旋外旋三個軸向的力矩；質心位置與動力學資料分別以身高和體重進行標準化。

五、統計分析

本研究採用SPSS 21.0中文版統計套裝軟體進行統計分析，顯著水準定為 $\alpha = .05$ ，本實驗中的依變項在不同蹲舉方式及不同負重下所產生的差異，以2（蹲舉方式） \times 4（負重）的重複量數二因子變異數分析（repeat measures two-way ANOVA）對其顯著性進行檢定，並以Fisher's Least Significant Difference (LSD) 進行事後比較。

參、結果

表一為質心位移距離，以百分比的身高表示（% body height, % BH），受試者蹲舉方式，1/2大於1/3蹲舉方式（ $F = 116.63, p < .05$ ），當受試者以1/3蹲舉方式進行下蹲時，其質心最大位移介於 11.53 ± 1.90 至 $11.63 \pm 1.87\%$ BH。以1/2蹲舉方式時，質心最大位

移介於 16.91 ± 2.49 至 $18.43 \pm 3.15\%$ BH。在無負重的膝關節屈曲最大角度，與三種負重時膝關節屈曲最大角度比1/3蹲舉方式接近，但在膝關節屈曲最大角度發生時間則提早了許多。在自變項對膝關節下蹲最大角度的影響，蹲舉方式達顯著差異（ $F = 119.51, p < .05$ ），負重則無，而兩自變項之間則無交互作用。

1/2蹲舉方式下蹲最大角度大於1/3蹲舉（表一）。受試者在被要求執行1/3蹲舉方式時，其膝關節屈曲、伸展最大角度最小值為 83.93 ± 9.16 ，最大值為 87.78 ± 7.69 ，1/2蹲舉方式時，膝關節最大屈曲、伸展角度最小值為 104.34 ± 9.57 至最大值為 107.31 ± 7.97 。膝關節屈曲、伸展最大力矩發生，其膝關節中心的投影線段比值於負重達顯著差異（ $F = 10.19, p < .05$ ），蹲舉方式則無，而兩自變項之間並無交互作用。根據表二顯示，在同一蹲舉方式下，膝關節屈曲、伸展最大力矩發生時其膝關節中心的投影線段比值（表二），負重75% 1RM大於負重0% 1RM，負重50% 1RM大於負重0% 1RM。負重25% 1RM大於負重0% 1RM。負重25% 1RM，負重50% 1RM，負重75% 1RM，三種負重，彼此間並沒有差異。

膝關節屈曲、伸展最大角度發生時其膝

表一 質心位移與膝關節下蹲最大角度（°）

蹲舉方式*		負重 (% 1RM)			
		0	25	50	75
質心位移 (% BH)	1/3	11.63 ± 1.87	11.76 ± 2.62	11.90 ± 2.57	11.53 ± 1.90
	1/2	18.43 ± 3.15	18.07 ± 2.60	18.02 ± 2.85	16.91 ± 2.49
關節角度 (°)	1/3	83.93 ± 9.16	87.10 ± 8.68	87.64 ± 8.98	87.78 ± 7.69
	1/2	104.34 ± 9.57	105.97 ± 7.64	107.31 ± 7.97	104.43 ± 7.28

註：*1/2 > 1/3蹲舉， $p < .05$ 。

表二 膝關節屈曲、伸展最大力矩發生時其膝關節中心的投影線段比值（%腳掌長）

蹲舉方式	負重 (% 1RM)			
	0	25*	50*	75*
1/3	131.41 ± 15.43	144.07 ± 10.26	142.39 ± 11.91	142.32 ± 14.15
1/2	129.31 ± 13.32	139.52 ± 16.06	142.65 ± 11.93	137.65 ± 16.73
		25% > 0%*	50% > 0%*	75% > 0%*

註：*與0負重有差異， $p < .05$ 。

關節中心的投影，根據表三顯示，膝關節屈曲、伸展最大角度發生時其膝關節中心的投影，在兩種蹲舉方式下，膝關節中心位置，都超過了受試者腳尖，在1/3蹲舉方式時，膝關節平均超出腳尖，38-46%，1/2蹲舉方式時，膝關節平均超出腳尖31-45%。在同一蹲舉方式下，膝關節屈曲、伸展最大角度發生時其膝關節中心的投影線段比值，負重75% 1RM大於負重0% 1RM，負重50% 1RM大於負重0% 1RM。負重25% 1RM大於負重0% 1RM。負重25% 1RM，負重50% 1RM，負重75% 1RM，三種負重，彼此間並沒有差異。

在膝關節屈曲、伸展最大力矩發生時膝關節角度的影響中，蹲舉方式達顯著差異（ $F = 49.95, p < .05$ ），負重則無差異；1/3蹲舉之所有負重之角度皆小於1/2蹲舉所有負重。負重影響膝關節屈曲伸展最大力矩（ $F = 252.66, p < .05$ ），蹲舉方式則不影響膝關節屈曲伸展最大力矩（表四）。蹲舉方式（ $F = 10.96, p < .05$ ）與負重（ $F = 33.23, p < .05$ ）對膝關節內旋、外旋最大力矩皆達顯著差異（表四）。1/3蹲舉75% 負重的力矩與1/2蹲舉50%的力矩接近。蹲舉方式（ $F = 19.90, p < .05$ ）與負重（ $F = 54.62, p < .05$ ）對膝關節內旋、外旋最大力矩皆達顯著差異（表四）。

肆、討論

本研究探討負重方式與重量對下肢生物力學的影響，重量增加不影響質心位移的距離或減少質心的位移量，兩種蹲舉方式隨著負重的增加，下蹲到膝關節最大角度的百分比時間增加，膝關節屈曲、伸展最大力矩隨著重量的增加而增加，蹲舉時膝關節中心投影線位置皆超過腳尖，在1/3蹲舉過程中膝關節屈曲、伸展最大角度的發生時間，平均為59.85（% cycle time），1/2蹲舉過程中膝關節屈曲、伸展最大角度的發生時間，平均為59.75（% cycle time），即下蹲到膝關節最大角度的時間，占整個動作時間較大的百分比，相對的在最低點往上到動作結束的時間比較短。

Kellis, Arambatzi, and Papadopoulos（2005）研究指出，當負重增加蹲舉的總時間也會增加，本研究認為，受試者在負重越重的情況下蹲舉，必須要控制膝關節在最低點時維持穩定，所以下蹲的加速度較慢，下蹲時間相對增加，而在膝關節最低點上升到動作結束階段，受試者可以不用顧慮，定點穩定的因素，而且必須有更大的力量使槓鈴向上，所以上升的速度比較快，相對的作用

表三 膝關節屈曲、伸展最大角度發生時其膝關節中心的投影線段比值（%腳掌長）

蹲舉方式	負重（% 1RM）			
	0	25*	50*	75*
1/3	138.06 ± 12.38	146.80 ± 10.56	145.71 ± 11.65	131.17 ± 11.74
1/2	131.17 ± 11.74	142.34 ± 15.25	145.25 ± 11.65	145.91 ± 15.04

註：*與0負重有差異， $p < .05$ 。

表四 膝關節最大力矩（Nm/kg）

蹲舉方式		負重（% 1RM）*			
		0	25	50	75
屈曲、伸展	1/3	0.938 ± 0.197	1.387 ± 0.242	1.815 ± 0.243	2.231 ± 0.295
	1/2	0.987 ± 0.155	1.353 ± 0.257	1.771 ± 0.239	2.192 ± 0.279
內旋、外旋	1/3*	0.115 ± 0.018	0.131 ± 0.050	0.180 ± 0.055	0.210 ± 0.055
	1/2	0.128 ± 0.034	0.166 ± 0.056	0.212 ± 0.076	0.273 ± 0.997
外展、內收	1/3*	0.350 ± 0.232	0.431 ± 0.280	0.635 ± 0.340	0.769 ± 0.381
	1/2	0.362 ± 0.254	0.536 ± 0.285	0.709 ± 0.314	0.880 ± 0.372

註：*1/2 > 1/3蹲舉，負重0% < 25% < 50% < 75%， $p < .05$ 。

的時間比下蹲時間短。Marginson and Eston (2001) 研究指出，膝關節伸肌的最大力矩，會隨著屈曲角度變大而增大，而峰值大約出現在80-100左右，與本實驗1/3蹲舉和1/2蹲舉時，產生最大力矩時的角度接近。另外在兩蹲舉方式間有顯著的差異，推測原因可能因本研究限制受試者膝關節下蹲角度之關係，在1/3蹲舉的最大角度僅83.93-87.78°，1/2蹲舉的最大角度為104.34-107.31°，因此受測者達到最大屈曲角度才開始進行膝關節伸展，因此發生最大力矩的角度會有所差異。本實驗結果也發現當最大力矩產生時並非是膝關節最大之角度，此原因可能為關節角度造成肌肉長度的改變，必須達到一個最佳的肌肉長度，才會有較大的力矩產生，超過或低於最佳的範圍力矩則會減少 (Charteris & Goslin, 1986)，因此想要以蹲舉訓練股四頭肌最大肌力時，理想的角度可能介於在80-100°。

關於膝關節中心投影線段比值，Hirata and Duarte (2007) 以10位受測者進行不同膝關節投影位置之蹲舉研究，其結果顯示當膝蓋垂直線超過腳尖會產生較大的膝關節力矩，且較大的髕骨關節力量會產生傷害。Fry, Smith, and Schilling (2003) 進行槓鈴蹲舉研究，實驗者利用兩種蹲舉姿勢作為變項：下蹲時膝關節不超過腳尖與下蹲時膝關節超過腳尖，檢視不同姿勢負重蹲舉之膝關節力矩大小，其結果顯示在同樣負重情況下，未超過腳尖組明顯小於超過腳尖組。但從本研究膝關節中心投影的數據得知，所有受試者在1/3和1/2不同蹲舉姿勢操作下，膝關節皆超過腳尖，並無顯著的差異，且膝關節最大屈曲角度都達到能產生最大力矩的角度（80-100），此原因可能造成兩種蹲舉方式之最大力矩，並無顯著差異，本實驗膝關節屈曲、伸展最大角度發生時其膝關節中心的投影線段比值，不會因為兩種的蹲舉的方式而有所差異，且結果顯示本實驗受試者在進行蹲舉時，其膝關節中心投影都超過了腳尖，而有不同負重的膝關節中心投影線段比值與無負重有顯著的差異，也顯示出不論在什麼情況下蹲舉，其膝關節中心都超過腳尖，造成此

原因可能為增加負重時，受測者在負重的情況下，為避免身體向後倒，軀幹維持較少傾斜所導致。此種方式的蹲舉可能容易產生髕骨關節症候群 (Hirata & Duarte, 2007)，因此在進行蹲舉時，還是建議訓練者盡量保持膝關節中心投影位置在腳尖之內。

膝關節屈曲、伸展最大力矩隨著重量的增加而變大，此結果與實驗前之假設一樣；而兩種不同的蹲舉姿勢，膝關節最大力矩未達到顯著差異，應該是為了避免傷害發生。在比較的傷害研究報告中指出，膝關節韌帶是最常發生傷害的地方之一，因前十字韌帶提供膝蓋86%的向前的張力，後十字韌帶提供膝蓋95%向後的張力 (Butler, Noyes, & Grood, 1980)，這些韌帶對膝關節伸展和屈曲的力矩扮演重要的角色，而本研究結果顯示，最大膝關節屈曲、伸展力矩約為0.938-2.231 Nm/kg，比較Hwang, Kim, and Kim (2009) 的研究指出，當負重蹲舉時（5kg與10kg）產生的最大力矩大約在1.2-1.5 Nm/kg，與本研究25%負荷時之力矩接近。膝關節內收、外展與內旋、外旋提供了膝蓋在運動時穩定的作用，Escamilla (2001) 指出膝關節穩定度可增加運動員的表現與訓練，或是改善膝關節受傷之病患。本研究認為，當1/2蹲舉方式時，其受試者在進行下蹲至最低點動作時會有較不穩定之現象，因此造成較大的力矩。而在不同負荷中，也會隨著負荷增加而增加其力矩，在內旋、外旋部分，蹲舉角度越低造成較大的內外旋的力矩，且隨著負重增加，膝關節最大力矩明顯上升。當膝關節旋轉力矩過大時容易提高膝關節傷害的風險。因此本研究建議，如膝蓋有傷害之族群應避免會產生內收、外展和內旋、外旋較大力矩的動作，而運動員如想進行高強度的訓練，可選擇1/2的蹲舉的方式。Escamilla指出進行蹲舉訓練時的前後十字韌帶不太可能會超過其最大可承受的力量，所以蹲舉方式進行訓練，對於一般健康的年輕應不會造成任何的膝關節韌帶傷害。

本研究限制為蹲舉下蹲角度的控制，在實驗設計的膝關節屈曲、伸展最大下蹲角度，

設定值於1/3蹲舉時為60度，1/2蹲舉時為90度。在實驗進行中，告知並且讓實驗受試者簡單練習下蹲的動作，但受試者下蹲角度，並沒有硬性的規定，充分的讓受試者依照自己平時在做重量訓練時，以本體感覺去感受下蹲的角度，雖然比實驗設計所預計的角度大，在兩種蹲舉方式間因動作上的差異直接造成最大角度的不同，但在不同負重間，兩種蹲舉方式不會隨著負重改變而有所不同。相關研究結果也指出，閉鎖鏈模式之慣用膝關節主動角度配對誤差較開放鏈模式之配對誤差小（曾識喬、林千禾、詹美華，2002），本研究蹲舉方式屬於閉鎖鏈模式，所以在肢體的控制能力上表現較穩定的狀態。

伍、結論

從兩種蹲舉方式，膝關節屈曲、伸展最大力矩數據的呈現發現在負重的情形下，力矩的大小，並不隨下蹲時膝關節角度越大而力矩就越大。本研究結果指出膝關節最大力矩時的角度，日後進行蹲舉訓練時，膝關節有傷害者或肌肉適能較差的族群，應避免蹲到這個角度。實驗所用的兩種蹲舉方式之膝關節最大伸展、屈曲力矩，對於一般健康之年輕族群，是可以接受的訓練方式；在內收外展與內外旋力矩方面，1/3方式會有較小的負荷，也較適合膝關節傷害復建與肌肉適能較差之族群。此外本研究結果也顯示，兩種蹲舉方式下，膝關節中心投影的位置，都會超過腳尖的位置，在和國外學者研究做比較，膝關節未超過腳尖，比超過腳尖，膝關節承受較小的關節力矩，因此蹲舉訓練時，應多注意膝蓋之位置。

參考文獻

曾識喬、林千禾、詹美華（2002）。膝關節本體感覺功能之比較。《物理治療》，27（1），18-24。

Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2014). *Fitness*

weight training (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Belli, G., Vitali, L., Botteghi, M., Vittori, L. N., Petracci, E., & Maietta, L. P. (2015). Electromyographic analysis of leg extension exercise during different ankle and knee positions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(2), 1540037. doi: 10.1142/S0219519415400370

Butler, D. L., Noyes, F. L., & Grood, E. S. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 62(2), 259-270. doi: 10.2106/00004623-198062020-00013

Chang, Y. W., Su, F. C., Wu, H. W., & An, K. N. (1999). Optimum length of muscle contraction. *Clinical Biomechanics*, 14(8), 537-542. doi: 10.1016/S0268-0033(99)00014-5

Charteris, J., & Goslin, B. R. (1986). In vivo approximations of the classic in vitro length-tension relationship: An isokinetic evaluation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7(5), 222-231. doi: 10.2519/jospt.1986.7.5.222

Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141. doi: 10.1097/00005768-200101000-00020

Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 629-633. doi: 10.1519/00124278-200311000-00001

Hewett, E. T., Stoupe, A. L., Namce, T. A., & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female athletes: Decreased impact force and increase hamstring torques. *American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765-773. doi: 10.1177/036354659602400611

- Hirata, R. P., & Duarte, M. (2007). Effect of relative knee position on internal mechanical loading during squatting. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 11(2), 107-111. doi: 10.1590/S1413-35552007000200006
- Hodgson, M., Docherty, D., & Robbins, D. (2005). Post-activation potentiation. *Sports Medicine*, 35(7), 585-595. doi: 10.2165/00007256-200535070-00004
- Hwang, S., Kim, Y., & Kim, Y. (2009). Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 15. doi: 10.1186/1471-2474-10-15
- 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. doi: 10.1080/02640410400022094
- Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1996). Agonist and antagonist moment and EMG-angle relationship during eccentric and concentric exercise. *Isokinetic and Exercise Science*, 6(2), 79-87. doi: 10.3233/IES-1996-6202
- Marginson, V., & Eston, R. (2001). The relationship between torque and joint angle during knee extension in boys and men. *Journal of Sports Science*, 19(11), 875-880. doi: 10.1080/026404101753113822
- Pauletto, B. (1991). *Strength training for coaches*. Champaign, IL: Leisure.
- Ratamess, N. A. (2012). *ACSM's foundations of strength training and conditioning*. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Stone, M. H. (1982). Strength training modes free weight—Part II: Considerations in gaining a strength-power training effect (machines vs. free weights). *National Strength and Conditioning Association Journal*, 4(1), 22-24.
- 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 exercise. *American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 792-799. doi: 10.1177/036354659602400615