

國立臺灣體育運動大學
National Taiwan University of Physical Education and Sport
體育研究所碩士學位論文

跳深高度對肌肉預收縮與勁度的影響
Effects of the Height of Drop Jump
on Muscle Pre-stretch and Stiffness



研究生：林建志 撰
指導教授：陳重佑 博士

中華民國 102 年 7 月

論文名稱：跳深高度對肌肉預收縮與勁度的影響

總頁數：98 頁

院校所組別：國立臺灣體育運動大學體育研究所自然組

畢業及提要別：101 學年度第 2 學期碩士學位論文題要

研究生：林建志

指導教授：陳重佑博士

中文摘要

本研究的主要目的係以彈簧質量模型，探討連續直膝跳與跳深動作對關節勁度、垂直勁度與肌肉預收縮的影響。研究以 20 名健康男性（年齡 23.0 ± 2.4 歲、平均身高 169.7 ± 4.3 公分、體重 67.7 ± 6.6 公斤）為實驗的自願參與者，隨機要求實驗參與者執行連續直膝跳、20、40、60、80 與 100 公分跳深動作，並使用 2 塊 Kistler 測力板（9260AA6, 1000 Hz）、8 台 Vicon 紅外線攝影機（MXF-40, 250 Hz）與 4 組 Noraxon 無線肌肉電訊號（TeleMyo DTS, 3000 Hz），分別同步收集地面反作用力、運動學與肌肉工作（股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌）等資料。重複量數單因子變異數分析、HSD 法事後比較與趨向分析（ $\alpha = .05$ ）等方法，則用以檢定不同跳躍高度的各項力學參數。結果顯示，肌肉預收縮工作時間隨著跳深高度提升而增加，但是，腓腸肌在著地瞬間的電訊號活動出現抑制作用，形成自我保護機制（ $ps < .05$ ）。下肢伸肌在著地後被拉長的離心工作，顯示股內側肌的電訊號變化隨高度增加成二次趨向關係，而腓腸肌電訊號活動則隨高度增加成線性趨向關係降低（ $ps < .05$ ）。重複量數變異數分析顯示離心工作階段的垂直勁度、髖關節、膝關節與踝關節勁度並沒有隨著跳深高度增加而有顯著差異（ $ps > .05$ ）。研究發現肌腱-肌肉系統的勁度調控，以適應多種與多變負荷情境的肌肉內與肌肉間協調作用，而伸肌勁度的調控現象主要為穩定著地動作，並以接續性反應動作的跳躍表現作準備。

關鍵詞：著地、牽張縮短循環、生物力學

Effects of the Height of Drop Jump on Muscle Pre-stretch and Stiffness

Lin, Jian-Zhi

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the influences of joint stiffness, vertical stiffness, and muscle pre-stretch activity during hop and drop jumps with the spring-mass model. Twenty health men (age 23.0 ± 2.4 year, height 169.7 ± 4.3 cm, body mass 67.7 ± 6.6 kg, mean \pm SD) volunteered to take part in the present study. Participants were asked to perform continual hop and drop jump under the conditions of 20, 40, 60, 80, and 100 cm in random order. Two Kistler force platforms (9260AA6, 1000 Hz), eight Vicon infrared video cameras (MXF-40, 250 Hz), and four wireless Noraxon EMG sensors (TeleMyo DTS, 3000 Hz) were synchronized to acquire the ground reaction force, kinematic data, and EMG activity of various muscles (rectus femoris, vastus medialis, gastrocnemius, soleus) during jumps respectively. The repeated measures one way ANOVA with HSD post-hoc and the trend analysis were used to define the statistical differences among the six levels of the jump factor ($\alpha = .05$). The results showed the duration of prestretch increased following the height of drop jump, but the EMG activity of gastrocnemius was inhibitory in order to serve as a protection system at the instant of the first contact ground. After the first contact that lower extremity extensor be lengthened of eccentric action, the EMG activity of vastus medialis was change in the quadratic trend and the EMG activity of gastrocnemius was reduced in the linear trend following the enhancement of drop height. The repeated measures ANOVA showed no significant difference in vertical stiffness, hip joint stiffness, knee joint stiffness, and ankle joint stiffness as a function of drop height during the stage of eccentric action ($p > .05$). These findings indicated that the stiffness of the tendomuscular system were regulative to adapt various and varying loads in the intramuscular and intermuscular coordination. The phenomena of the regulation of the extensors stiffness were mainly to stabilize the landing action and to prepare the jump performance of the reactive movement contiguously.

Key words: landing, stretch-shortening cycle, biomechanics

目錄

摘要	I
謝誌	III
目錄	IV
表目錄	VI
圖目錄	VII
第壹章、緒論	1
第一節、問題背景	1
第二節、研究目的	6
第三節、研究範圍與限制	6
第四節、名詞解釋與操作性定義	7
第五節、研究的重要性	9
第貳章、文獻探討	11
第一節、牽張縮短循環的工作特徵	11
第二節、著地工作的下肢勁度調控	15
第三節、本章總結	19
第參章、研究方法與步驟	20
第一節、實驗參與者	20
第二節、實驗儀器與器材	21
第三節、實驗程序	24
第四節、資料處理與分析	27

第肆章、結果與討論	28
第一節、動作過程的運動學特徵	28
第二節、著地階段的動力學分析	39
第三節、著地階段的肌肉工作情形	50
第四節、綜合討論	71
第伍章、結論與建議	80
第一節、結論	80
第二節、建議	81
參考文獻	82
中文部分	82
外文部分	83
附錄	
附錄一、實驗參與者同意書	92

表目錄

表 1：實驗參與者基本資料表-----	20
表 2：Plugingait Fullbody Model (SACR) 反光球放置表-----	23
表 3：著地階段關節角度平均數與標準差-----	36
表 4：提升高度與下蹲距離變異數分析摘要與事後比較--	37
表 5：著地瞬間下肢關節變異數分析摘要與事後比較-----	37
表 6：下蹲最低點與下蹲關節屈曲角度變異數分析摘要--	38
表 7：下蹲階段下肢關節力矩平均數與標準差-----	46
表 8：下蹲階段關節力矩變異數分析摘要與事後比較-----	47
表 9：關節勁度平均數與標準差-----	48
表 10：關節勁度變異數分析摘要與事後比較-----	48
表 11：第二峰值與垂直勁度平均數與標準差-----	49
表 12：垂直勁度與第二峰值變異數分析摘要與事後比較-	49
表 13：著地前 EMGrms 平均數與標準差-----	59
表 14：著地前 IEMG 平均數與標準差-----	59
表 15：著地瞬間 EMG 值平均數與標準差-----	60
表 16：著地前肌肉工作時間平均數與標準差-----	60
表 17：著地前 100 ms 肌肉工作的趨向分析摘要-----	61
表 18：著地前 EMGrms 肌肉工作變異數分析摘要-----	62
表 19：肌肉工作時間與著地瞬間變異數分析摘要-----	63
表 20：著地後 EMGrms 平均數與標準差-----	69
表 21：著地後 100ms 腓腸肌與股內側肌的趨向分析摘要-	69
表 22：著地後與離心工作 EMGrms 變異數分析摘要-----	70

圖目錄

圖 1：Vicon Plugingait Model 反光球黏貼位置參照圖 ---	23
圖 2：不同跳深高度下蹲距離與提升高度 -----	30
圖 3：不同跳深高度著地階段髖關節角度 -----	34
圖 4：不同跳深高度著地階段膝關節角度 -----	35
圖 5：不同跳深高度著地階段踝關節角度 -----	35
圖 6：不同跳深高度關節勁度 -----	44
圖 7：不同跳深高度著地階段髖關節力矩 -----	44
圖 8：不同跳深高度著地階段膝關節力矩 -----	45
圖 9：不同跳深高度著地階段踝關節力矩 -----	45
圖 10：不同跳深高度腓腸肌肌肉工作 -----	57
圖 11：不同跳深高度比目魚肌與踝關節力矩作用 -----	58
圖 12：不同跳深高度股直肌肌肉工作 -----	67
圖 13：不同跳深高度股內側肌與膝關節力矩作用 -----	68
圖 14：不同跳深高度著地前後階段 EMGrms -----	73

第壹章 緒論

第一節 問題背景

動物為一種天生具有跳躍於各種環境，且能優雅維持肢體動作的本能，相對於人體運動而言，跳躍亦是不可或缺的運動技術，如籃球的搶籃板球、羽球的跳躍殺球、排球的封網、急行跳遠或跳高的起跳工作等，說明跳躍能力是運動場上影響勝負的關鍵因素，更是肢體動作中最基本的運動本能，因此，人體無論跳躍於何種環境或表面，將不斷改變適應能力以反應外在環境所造成的影響，其主要工作效益屏除骨骼關節支持作用外，關鍵為勁度（stiffness）的動態調控與肌肉工作效益（Günther & Blickhan, 2002; Ruan & Li, 2008）。當人體欲達成工作目標的完成，均須通過內力與外力的相互作用結合，促使人體系統因應外界環境產生相對性的運動狀態改變，此時肌肉力量的產生無疑是肢體運動中，最有效的能量系統來源，通過人體骨骼肌肉系統產生主動收縮，以及韌帶、肌腱、周圍軟骨組織和關節摩擦力的被動作用所產生力量（陳重佑，2001），提供人體於運動狀態下維持流暢的肢體動作。

以肌肉工作而言，可分為離心工作（eccentric）、向心工作（concentric）、牽張縮短循環（stretch-shortening cycle，SSC）、牽張反射（stretch reflect）等肌肉工作，而不同的肌肉工作形式應用於不同動作需求，其產生的工作效益也有所差別，最終目的在於提供人體有更好的運動表現。人體運動中最有效率的肌肉工作方式為牽張縮短循環效應，通過離心

收縮與向心收縮間的相互牽拉引起一種特殊運動機制以提升運動表現 (Gollhofer, Komi, Miyashita, & Aura, 1987; Norman & Komi, 1979)。以跳深動作屬於典型的反射性運動 (reaction movement)，因著地後立即執行反向垂直跳動作，此動作機制在著地後的下蹲階段肌肉被牽拉產生離心收縮，至準備蹬伸階段轉換為向心收縮，(Bosco, Ito, Komi, Luhtanen, Rahkila, & Rusko, 1982)，通過牽張縮短循環影響動作表現因素在於牽張速度 (stretch velocity) 越快、延遲時間越短則表示越能有效率的運用肌肉彈性位能 (Lin, 2008)。Komi 與 Gollhofer (1997) 認為一個有效率的牽張縮短循環需滿足三個工作階段，分別為離心期、償還期 (amortization) 與向心期，離心期是著地後的下蹲階段肌肉被動拉長產生離心收縮，Komi (1984) 指出欲產生強而有力的向心收縮則需在離心階段盡可能快速伸展，因此，離心期以急促且短暫的肌肉收縮達到最佳的工作狀態；接續為償還期係指離心收縮結束準備進入向心收縮的開始，動作型態為肢體克服著地瞬間的地面反作用力至準備推蹬向上階段，此階段所作用的時間稱為偶聯時間 (coupling time)，而偶聯時間越短則越能有效將離心收縮的工作效益連結至下個階段；向心期則為下肢開始蹬伸向上階段，通過肌肉主動向心收縮使牽拉效果與能量儲存釋放，將前兩個工作階段效果運用於向心期產生爆發性的肌肉力量 (Bosco, Komi, & Ito, 1981)。許多研究焦點往往放在牽張縮短循環的工作特性，關心離心收縮與向心收縮間的有效轉換 (Ruan & Li, 2008)，忽略著地前騰空階段肌肉工作意義為動作控制的前饋機制 (feedforward)，此機制作用為給予著地技術、跳深高度、著地界面的不同提供動作控制回

饋 (Santelo, McDonagh, & Chalilis, 2001)，也就是說前饋機制概念在肌肉工作中的作用為肌肉預收縮，從跳深的動作特性中，屬於著地前肌肉會先累積適當肌肉張力 (Horita, Komi, Nicol, & Kyrolainen, 2002)，目的為因應著地時的衝擊負荷，避免個體因地面反作用力的影響引發下肢運動傷害。肌肉預收縮除了提供肢體因應著地時的衝擊外，更有增進運動表現的作用意義 (Komi, 1992)，因肌肉預收縮能提早累積肌肉張力，使肌肉維持最佳的收縮狀態，提供著地瞬間離心收縮與向心收縮轉換的前饋機制，如同暖身運動般的效果，促進牽拉的效果與能量儲存釋放有更好的工作效率 (Ruan & Li, 2008)。

從著地工作的動作型態中，人體下肢的肌肉工作除了需仰賴牽張縮短循環效應外，更需配合勁度的有效調控，而勁度一詞早在1989年Blickhan以彈簧質量模型 (spring - mass model) 將下肢比擬為一個相對簡單的彈簧結構，以探討下肢動態過程的生物力學特徵，而彈簧質量模型係通過人體骨骼肌肉系統中的韌帶、肌腱、肌肉、軟骨與骨骼的相互作用形成一種彈簧結構，並輔以虎克定律 (Hooke's law) 概念以物體或肢體受外力影響，抵抗外力所產生的力量長度比，建構出簡單的線性彈簧特徵 (Butler, Crowell, & Davis, 2003)，而彈簧質量模型中的彈性係數則以勁度表示，以描述地面反作用力或力矩作用對於抵抗位移改變的能力 (Brughelli & Cronin, 2008)。從彈簧質量模型來描述勁度作用意義，可剖析生物活體系統的功能與結構，尤以人體下肢工作的相關研究能有更進一步的深度與精度，此外，勁度的大小與強度可準確的預測許多力學參數的相互關係 (Brughelli & Cronin,

2008)。

從個體中的相關勁度可區分為韌帶勁度 (tendon stiffness)、肌腱勁度 (ligament stiffness)、骨骼勁度 (bone stiffness)、肌肉勁度 (muscular stiffness) 與其他肌肉與骨骼所組成的整體骨骼肌肉系統所扮演的彈簧結構模型 (Blickhan, 1989)，而垂直勁度 (vertical stiffness)、下肢勁度 (leg stiffness) 與關節勁度 (joint stiffness) 是人體跳躍條件中可直接被計算的勁度模式，有關勁度測量研究中，垂直勁度是普遍採用的方法，應用於測量肢體垂直位移對於地面反作用力的影響 (Morin, Dalleau, Kyröläinen, Jeannin, & Belli, 2005)，而下肢勁度則應用於評估腿部長度改變，對於肢段內部或外部力量關係，以抵抗關節角位移的屈伸作用與關節旋轉力矩應用而來 (Butler, Crowell, & Davis, 2003)，而關節勁度則為下肢各關節角度影響，以動作過程中的地面反作用力大小與下肢關節力矩變化有關聯。因此，關節勁度的調控對於垂直勁度與下肢勁度具有相當程度的影響。研究指出下肢髖、膝、踝關節勁度會隨著動作型態的不同而受到影響，說明運動過程中的動作技術改變促使勁度將適度調整，以利運動表現提升 (Kuitunen, Kyröläinen, Avela, & Komi, 2007)。以跑步而言，速度與動作特性因素與勁度調控有關，研究發現隨著跑速逐漸提升腿部勁度與膝關節勁度將增加，因此，跑者如具有適度的下肢勁度有利於跑速的提升 (Clark, 2009)，以100公尺衝刺跑的前、中與後期各階段速度的不同下肢勁度將隨之改變 (Avogadro, Kyröläinen, & Belli, 2004)，運動員跑速從慢至快的速度增加時，期間動作速度越快，作用時間則越短，垂直勁度與關節勁度將大幅提升 (Farley,

Glasheen, & McMahon, 1993), 其勁度增加的因素來自於著地後的向心收縮階段, 將大幅提升推蹬發力率以抵抗著地階段地面所給予的外在衝擊 (Cavagna, Heglund, & Willems, 2005)。

綜合以上論述, 勁度大小的調控係經由肌肉特性與神經調節機制所衍生而出, 在運動狀態下有外力或內在因素影響, 肢體的穩定機制如受到干擾或失衡時, 神經肌肉是主導協調與穩定控制的主要系統, 會在第一時間啟動介入以維持肢體穩定平衡, 因此, 勁度是動作調節的第一個穩定機制 (許太彥, 2003), 如勁度無法有效的調整或轉移運動狀態所產生的衝擊與影響, 將降低運動表現甚至運動傷害的發生 (Flanagan & Harrison, 2007)。過去下肢勁度的研究偏向於單純探討勁度對於跑走的工作效益, 鮮少以牽張縮短循環效應的肌肉工作特徵為出發點連結下肢勁度關係, 因此, 本研究通過跳深動作可漸進式的控制著地速度與力量的操弄, 以探討垂直方向的下肢勁度與肌肉工作特徵, 利用跳深動作從高處落下的著地瞬間, 須以快速且最大力量進行反彈跳的動作特性, 隨著高度越高垂直作用力自然增加, 而運動員是否能在著地期間自行調整勁度與肌肉工作改變, 以避著作地時對運動員產生衝擊傷害, 藉此剖析下肢工作的力學機制, 將會如何因應地面反作用力所造成影響就顯的格外重要, 為往後研究提出一個具體方向, 以增進科學訓練方式與運動傷害預防注入新的思維。

第二節 研究目的

本研究主要是以生物力學分析方法，探討跳深動作是否隨著高度的操弄，影響下肢肌肉工作改變。針對本研究所設計以連續直膝跳動為基礎與 5 種跳深高度進行下肢關節的運動學與動力學參數比較，觀察人體著地支撐階段的下肢肌肉工作特徵與勁度調控影響。

第三節 研究範圍與限制

本研究對象以 20 名健康男性進行動作測驗，以祈將實驗工作表現差異增加到最大，對於實驗高度的選擇上以連續直膝跳與 20 cm、40 cm、60 cm、80 cm 與 100 cm 等 5 種不同高度，實施跳深前的實驗處理要求參與者了解動作的設計後，為避免運動傷害的發生與安全性的考量，嚴格要求參與者具備蹲舉自身體重 1.5 倍以上的肌肉力量，並在執行跳深動作過程須穿著專業運動鞋以及進行充分的暖身與動作的試作練習，而實驗測試的動作也均為參與者的日常身體活動經常出現的動作負荷，在平日的操課訓練已具備高水平的下肢肌力，所以對實驗工作要求不會產生測驗動作困難的疑慮。

人體運動為一個多面向且複雜的機械工作，而本研究為探討勁度大小對下肢著地工作的影響，以著地後最大力量值作為主要計算參數，將最大力量假想為一個彈簧處於穩定或固定長度，當一物體撞擊彈簧時，其力量作用將隨著彈簧收縮，而逐漸吸收力量直到速度為零後儲存能量再彈出去，將

彈簧瞬間碰撞力量處理至最小所產生的位移量成為一個比值，而這段力量與位移量的比值稱為勁度，說明勁度為因應下肢彈簧結構能量吸收的動態過程，以彈簧質量模型表達著地工作的整體勁度作用，因此，為了配合研究的簡化，假定人體下肢為一個相對單純的彈簧質量模型以計算垂直勁度，以彈性限度的概念來了解下肢肌肉骨骼系統的機械行為。此外，其勁度的計算並不考慮肌肉骨骼系統，本身的肌腱、韌帶與軟骨等組織所具有的彈性與黏滯性機制（Kuitunen, Komi, & Kyrolainen, 2002），將此條件所求得的勁度稱為準勁度（quasi-stiffness）（Latash & Zatsiorsky, 1993）。最後，假定實驗資料收集的過程，每位實驗參與者將會盡最大自主能力，參與實驗要求之工作，並對跳深高度的負荷與次數未達疲勞程度。

第四節 名詞解釋與操作性定義

1. 跳深（drop jump）

跳深為本研究特殊工作要求，其動作執行方式為實驗參與者由高台垂直落下，動作要求在著地後盡可能以最快速執行反向垂直跳動作，而成功且標準的短暫接觸著地方式將產生較佳的跳躍表現能力（Mrdakovic et al., 2008）。

2. 跳深高度（drop height）

實施跳深動作時，高台平面相對於地面的垂直高度，本研究所選擇跳深高度為 20 公分、40 公分、60 公分、80 公分與 100 公分（Ambegaonkar et al., 2011）。

3. 預收縮 (pre-stretch)

肌肉為了增加彈性能而預先牽張肌肉，稱為預收縮 (pre-stretch)，經由預收縮使肌肉達到最佳的收縮狀態，藉此累積肌肉張力，使肌肉猶如提早準備工作以因應著地時的作用力 (Horita et al., 2002)。

4. 牽張縮短循環 (stretch-shortening cycle)

牽張縮短循環通常伴隨著反向動作而產生，在動作過程中，肌肉工作會先進行離心收縮，接著立即產生向心收縮，這樣的工作形式促使肌肉工作交替於離心收縮與向心收縮，產生了一種自然機制稱為牽張縮短循環 (Komi, 1992)。

5. 勁度 (stiffness)

彈簧處於一個穩定或固定長度時，當一物體撞擊彈簧其力量作用將隨著彈簧的收縮量，而逐漸吸收力量直到速度為零後儲存力量再彈出去，其彈簧將瞬間碰撞力量處理至最小所產生的位移量成為一個比值，而這段力量與位移量的比值稱之為勁度，說明勁度為因應下肢彈簧結構的能量吸收之動態過程。

6. 垂直勁度 (vertical stiffness)

著地緩衝時，垂直方向地面反作用力的最大值與身體重心下降至最低點，重心變化量之間的比值，以 $K_{\text{vert}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta y}$ 表示 (McMahan & Cheng, 1990)。

7. 關節勁度 (joints stiffness)

以著地工作中，著地時地面反作用力產生瞬間，至關節屈曲最大值之淨關節肌肉力距 (net muscle joint moment) 的比值，以 $K_{\text{joint}} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta}$ 表示。

8. 重心位移量 (distance of centre of mass)

以垂直方向地面反作用力出現力量值瞬間，定義為下肢著地瞬間之重心，以及著地後重心最低點之間的比值，視為重心位移量。

9. 下蹲階段關節屈曲活動角度 (range of motion)

以地面反作用力出現力量值瞬間，定義為下肢著地瞬間之關節角度與著地後屈曲最大角度之差距。

10. 垂直方向地面反作用力第二峰值 (active force peak)

測力板所測得垂直方向反作用力-時間曲線圖，所產生的最大力量峰值，其第二峰值為肌肉活動控制人體運動產生的力量值，稱為主動力量值 (Nigg, 2007)。

第五節 研究的重要性

跳深的動作機制經常被模擬為跑走型態的著地工作，通過跳台高度可漸進式控制著地速度與力量，藉此剖析垂直方向的下肢勁度與肌肉工作特徵，而跳深動作的意義係經由著

地碰撞所產生的外力，對肌肉與骨骼系統產生神經肌肉刺激，使肌肉活化程度增加，達到肌肉肥大與骨質密度增加的目的。由此，刺激神經肌肉活化成為跳深動作的工作特徵之一，但跳深高度的過度增加，可能導致運動員須承受相當的外力衝擊，促使運動傷害發生的可能，即便跳深動作可能為運動員帶來威脅性的傷害，但為增進運動表現，跳深動作依舊被教練員視為強化下肢肌力的訓練內容。由於跳深動作下肢須承受相當的地面反作用力，因此，運動員在著地階段為緩解此作用力的衝擊，藉由延長作用時間，以適時調整下肢勁度與肌肉工作來避免傷害發生。而下肢勁度概念可分析人體動作改變的特徵，以過去下肢勁度的研究偏向於單純探討勁度對於跑走工作效益，鮮少結合肌肉工作意義，因此，本研究於實驗環境下進行不同跳深高度，隨著高度越高，垂直作用力自然會增加，而運動員在著地期間將如何調整下肢勁度與肌肉工作改變，以避著地時對下肢產生衝擊性傷害，以及探討下肢主作用肌肉在著地各階段的工作時序與功能意義，將如何產生有效的著地反彈跳，使運動表現達到最佳？因此，以肌肉工作與勁度的連結，觀察人體著地碰撞的影響因素為何就顯得格外重要。

運動生物力學是競技運動訓練的重點項目，而評量與診斷是強化訓練工作的主要目的，因此，通過簡單的跳深動作來觀察人體下肢肌肉工作表現，藉由操弄不同高度了解下肢肌肉工作機制與勁度調控關係，對於人體著地工作與外力衝擊能有深入剖析，以增進往後對於肌力訓練方針、動作技術修正、運動表現提升與傷害預防效果有更深層的思維。

第貳章 文獻探討

本章節主要依據過去對於跳深研究中，著地動作的肌肉工作對於跳深表現影響與改變效應詳加闡述，經由不同跳深高度觀察著地時下肢肌肉工作變化，嘗試不同高度的改變剖析肌肉工作特徵，以應用於往後教練員與運動員的訓練參考，對於肌力訓練執行與傷害的預防具有重要意義。因此，本章節分為下列三節進行討論：一、牽張縮短循環的工作特徵；二、著地工作的下肢勁度調控；三、本章總結。

第一節 牽張縮短循環的工作特徵

人體動作包含投、擲、跑與跳等四大運動型式，以走路、跑步、跳躍是日常生活中習以為常的動作，而運動過程中無論何種動作的執行，除了人體骨骼結構支撐外更需要強而有力的力量來源，因此，肌肉工作是肢體運動產生力量最直接的來源之一，而力量的產生可分為內力與外力，作用於人體內部相互作用的力量視為內力（internal force），而外力是經由外界環境因素與物質產生對於人體作用的力量稱為外力（external force）（陳重佑，2001）。運動狀態下人體系統均會對外界環境產生相對的運動狀態改變，通過骨骼肌的主動收縮以及韌帶、肌腱、周圍軟骨組織和關節摩擦力的被動作用，為一種肌肉工作適時的收縮與伸展產生相互結抗，此時肌肉力量產生無疑是肢體運動最有效的系統工作來源，以維持運動過程所受到的外在影響。了解肌肉工作的目的為產生力量作用，其力量來源的形式分為離心工作（eccentric）、向

心工作(concentric)、等長工作(isometric)、牽張反射(stretch reflex) 以及牽張縮短循環(stretch-shortening cycle, SSC) 等, 不同的肌肉工作形式有其特殊工作意義, 最終目的在於提供人體有更好的運動表現, 回顧過去許多研究指出肌肉工作確實能提升跳躍能力的效益, 不同的跳躍動作其運動表現能力亦有所差異, 過去學者比較不同跳躍類型優劣的結果指出, 跳深動作(drop jump, DJ) 具有最佳的跳躍表現、其次為下蹲跳、最後為蹲踞跳(Jacob, William, Robert, Brett, Maren, Dunn-Lewis, Solomon-Hill, Zachary, Matthew, Jeff, Craig, Keijo, & Carl, 2010)。

不同的肌肉工作形式應用於不同動作需求, 其產生的工作效益亦有所差別, 以牽張縮短循環屬於一種特殊的肌肉工作特徵, 通過主要工作肌群被牽拉後所產生離心收縮與再縮短的向心收縮, 經由相互牽拉引起一種特殊運動機制(Bosco et al., 1982; Gollhofer et al., 1987; Komi, 1984; Norman & Komi, 1979), 從現實運動情境中肌肉工作很少進行單一或獨立工作模式, 因肌肉工作常伴隨著相互作用的方式以獲取最佳運動表現, SSC效應則是肢體運動中最常被運用的肌肉工作, 以跳深動作的SSC效應表示肌肉工作在著地瞬間產生離心與向心間的相互轉換(Komi, 1984), 致使適當的肌肉勁度調整以因應外部環境所造成的影響(Kyrolainen, Finni, Avela, & Komi, 2003)。研究指出SSC效應確實能提高肢體動作的工作表現(Nuzzo, McBride, Cormie, & McCaulley, 2008; Ruan & Li, 2008), Lin (2008) 認為SSC影響動作表現關鍵在於牽張速度(stretch velocity) 越快、延遲時間越短則表

示越能有效率的運用肌肉彈性位能。對於人體下肢相關研究認為彈性能的儲存與釋放具有影響動作表現因素，利用彈性能的特質增強肌肉的牽張效提高肌肉活性（Bosco, Ito, Komi, Luhtanen, Rahkila, & Rusko, 1982），如作用肌群在離心收縮後有更快速產生向心收縮的工作能力，則能有效的提升SSC效應工作表現，說明肌肉工作的牽張縮短循環為離心收縮與向心收縮在極短時間內進行交替運用，其爆發性的肌力基礎來自於神經肌肉支配能力，此觀點為跳深動作在肌力訓練方法上扮演重要角色（McBride, Triplett-McBride, Davie, & Netwon, 2002）。

從SSC效應中即涵蓋牽張反射工作，以跳深動作（drop jump, DJ）屬於典型的反射性運動（reaction movement），因著地後立即執行反向垂直跳動作，引起肌肉執行最純粹的牽張反射工作，此種跳躍形式的肌肉工作為著地瞬間執行離心工作儲存能量接續向心工作，將前一階段所累積的能量在著地瞬間釋放，產生強而有力的反射運動（reaction movement），以提升跳躍表現（Moritz & Farley, 2005），此種肌肉工作形式是最符合牽張縮短循環工作效應。Komi與Gollhofer（1997）認為一個有效率的SSC需滿足三個工作階段分別為離心期、償還期（amortization）與向心期，離心期是著地後的下蹲階段肌肉被動拉長產生離心收縮，Komi（1984）指出欲產生強而有力的向心收縮則需在離心階段盡可能快速伸展，因此，離心期以急促且短暫的肌肉收縮達到最佳的工作狀態；接續為償還期係指離心收縮結束準備進入向心收縮的開始，動作型態為肢體克服著地瞬間的地面反作用力至準備推蹬

向上階段，此階段所作用的時間稱為偶聯時間(coupling time)，而偶聯時間越短則越能有效將離心收縮的工作效益連結至下個階段；向心期則為下肢開始蹬伸向上階段，通過肌肉主動向心收縮使牽拉效果與能量儲存釋放，將前兩個工作階段效果運用於向心期產生爆發性的肌肉力量(Bosco, Komi, & Ito, 1981)。

許多研究焦點以SSC工作特性，包含離心收縮與向心收縮間的有效轉換，忽略著地前騰空階段的肌肉工作具有預收縮(pre-stretch)特徵，從著地前的肌肉工作意義為動作控制前饋機制(feedforward)，此機制作用意義在於給予著地技術、跳深高度、著地界面的不同所提供動作控制回饋(Santelo, McDonagh, & Chalilis, 2001)，也就是說前饋機制在肌肉工作的作用稱為肌肉預收縮，從著地前的騰空階段肌肉工作，視外在環境改變以維持適度肌肉張力(Horita, Komi, Nicol, & Kyrolainen, 2002)，目的為因應著地時的瞬間衝擊力，避免地面反作用力影響產生傷害，預收縮概念可解釋為進可攻退可守的肌肉工作效益，進可以為人體跳躍表現能力提升，退可以為肢體受外力衝擊保護，保護肢體免於外在環境的衝擊(Komi, 1992; Mrdakovic et al., 2008)。綜合以上論述，通過不同的肌肉工作形式以支持人體運動，了解肌肉工作為提供人體作用力量的系統來源，剖析肌肉工作不僅是單一或獨立工作模式，經由離心收縮與向心收縮間的有效利用，作為SSC效應增進動態運動表現提升，而肌肉預收縮的工作效益更可具有多重功能，因此，如能有效運用肌肉工作效益則有助於人體運動的提升。

第二節 著地工作的下肢勁度調控

著地工作為跳躍能力必備的運動技術，對於理想的運動表現具有重要意義，因跳躍動作中的著地技術，提供個體對於地面反作用力具有吸收（absorb）與分配（distribute）身體各肢段的衝擊負荷（Leukel, Gollhofer, Keller, & Taube, 2008），因此，跳躍能力好壞的關鍵為肌肉牽張縮短循環效應外，更有著地時個体外在的動作控制能力，與肢體內在的勁度調控影響。近年運動傷害相關研究逐漸以地面反作用力大小，對於運動表現與傷害預防的關係（Butler, Crowell, & Davis, 2003），探討勁度與傷害間的影響，而勁度大小的調控係經由肌肉特性與神經調節機制所衍生而出，也就是說隨著外在環境改變，下肢會改變肌肉勁度致使個體姿勢穩定平衡，以利著地的地面反作用力衝擊，因此，下肢動作的調控可通過下肢勁度與各關節勁度的研究中探討（Farley & Morgenroth, 1999）。

勁度定義的概念來自於虎克定律，說明其物體或肢體受外力影響抵抗外力所產生的力量長度比，（Butler et al., 2003），而勁度為一種假定人體或人體肢段中以韌帶、肌腱、肌肉、軟骨與骨骼的相互作用形成一種彈簧結構（Butler et al., 2003），以此結構將下肢工作特徵，視為一種自然擺動頻率的彈簧質量系統，而彈簧的力量作用是需要受到擠壓，或反彈後所產生一種線性彈簧特徵，並遵守虎克定律作用而來（Blickhan, 1989），通過簡單無重量的虎克型彈簧 $F = -Kx$ ， x 是彈簧被拉長的距離， F 是施加力量後彈簧恢復係數， K 是彈簧的勁度係數，而負號為表示施加力量使彈簧產生正向位移

，當彈簧沒有被壓縮時，代表沒有能量的儲存與零力量的生成，當彈簧被壓縮時，向下的位移被計量為 x 與向下的質量垂直速度為 V ，當彈簧質量模型被壓縮彈離地面後，此階段的動作將被劃分為接觸時間 t_c 與騰空時間 t_a ，換句話說，一個彈簧產生力量是經由位移與長度變化成比例關係，將此階段視為線性彈簧模型，以描述地面反作用力或力矩作用時抵抗位移改變的能力 (Brughelli & Cronin, 2008)。因此，彈簧質量模型作為調控下肢勁度的作用意義，從個體中的相關勁度可區分為韌帶勁度 (tendon stiffness)、肌腱勁度 (ligament stiffness)、骨骼勁度 (bone stiffness)、肌肉勁度 (muscular stiffness) 與其他肌肉與骨骼，所組成的整體骨骼肌肉系統所扮演的彈簧結構模型 (Blickhan, 1989)，而垂直勁度 (vertical stiffness)、下肢勁度 (leg stiffness) 與關節勁度 (joint stiffness) 是人體跳躍條件中可直接被計算的勁度模式。有關測量勁度的發展模式中，垂直勁度是普遍所採用的模式 (Morin, Dalleau, Kyröläinen, Jeannin, & Belli, 2005)，垂直勁度應用於測量肢體的垂直位移對於地面反作用力作用 (Brughelli & Cronin, 2008)，而下肢勁度是應用於評估腿部長度改變，對於肢段內部或外部力量關係，作為抵抗關節角位移屈伸作用與關節旋轉力矩的應用而來 (Butler et al., 2003)。研究指出下肢髖、膝、踝關節的勁度會隨著動作型態的不同而受到影響 (Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999)，Fukashiro 與 Komi (1987) 認為踝關節對於跳躍表現產生垂直推進能量扮演重要的角色，以跳深動作的動作特性是從高台垂直落下著地後立即執行反彈跳，此時膝關節的屈伸作用亦具有控制跳躍表現優劣，因著地時的關節角度位移

量，具有影響力矩臂的距離與地面反作用力的參數變化（Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998），致使關節勁度得以適時調控。

許多研究認為跑走表現的有效提升取決於垂直勁度與關節勁度的增加，其作用因素為著地後的向心收縮階段，將大幅提升推蹬發力率以抵抗著地階段地面所給予的外在衝擊（Morin, Dalleau, Kyröläinen, Jeannin, & Belli, 2005），隨著跑步的各工作階段不同，下肢勁度將適時改變以維持較佳的運動表現，以 100 公尺衝刺跑的速度變化而言，其前、中、後期各階段速度的不同下肢勁度將隨之改變（Avogadro, Kyrolainen, & Belli, 2004），以運動員將跑速從慢至適當速度的增加時，期間動作速度越快，作用時間則越短，垂直勁度將大幅提升（Farley, Glasheen, & McMahon, 1993; Morin et al., 2005）。從另一角度而言，多數研究將勁度的主要貢獻因素源自於肌肉預收縮的機制（Kuitunen, Komi, & Kyrolainen, 2002; Müller, Grimmer, & Blickhan, 2010），以及被動的機械式反應工作對於勁度改變具有重要影響（Moritz & Farley, 2005），說明下肢勁度的調控除了以關節角度變化為調控的因素之一，其肌肉工作的影響更具有重要的影響關係，Komi（1992）說明肌肉力量的輸出以及彈性能的有效儲存與利用將助於下肢勁度的提升，以著地後的踝關節勁度控制，是由肌肉預收縮與著地後的肌肉活動，如腿後肌群的牽張反射等肌肉工作特徵（Hobara, Kanosue, & Suzuki, 2007），使踝關節的勁度大小為影響整體下肢勁度的關鍵因素（Arampatzis et al., 2001）。

回顧過去許多研究可知，下肢勁度的變化具有減緩下肢

避震、增加作用力量峰值、減少關節負荷率以及減輕下肢的著地衝擊 (Hennig & Lafortune, 1991)，以人體下肢彈簧結構不同於機械彈簧結構的特徵，為人體可藉由化學能量促使肌肉系統有較好的效能與運用。了解人體下肢為一種相對複雜的力學作用機制，經由下肢勁度概念與意義來探討人體跳躍中的著地工作，對於肢體所帶來的影響與改變為何？通過下肢著地工作來了解勁度與傷害關係，經由彈簧質量模型來描述人體下肢為單一彈簧結構，以剖析下肢肌肉骨骼系統的機械行為，以此為前提之下，而不考慮肌肉骨骼系統本身的肌腱、韌帶與軟骨等組織所具有的彈性與黏滯性機制 (Kuitunen et al., 2002)，將此條件所求得的勁度稱為準勁度 (quasi-stiffness) (Latash & Zatsiorsky, 1993)，為了配合研究的簡化，研究者假定人體下肢為一個相對單純的彈簧質量模型以計算下肢勁度。

第三節 本章總結

簡單的跳深動作涵蓋著肌肉、骨骼、勁度等複雜系統相互作用，促使個體衍生出理想的著地方式，以適應外在環境改變，看似簡單的跳躍動作卻須經歷有效率的 SSC 工作、適當關節角度變化以及下肢勁度有效調控，才得以有體操選手般的矯健與舞蹈家的優雅動作。跳深動作長久以來對於肌力訓練的執行與傷害預防均是熱門研究課題，研究常以著地方式、著地表面、著地技巧、跳台高度、鞋子材質等實驗操弄來分析下肢著地與地面反作用力的影響。

學者陳定雄曾言：知識的源起，非新非悟，在於觀點。綜合上述文獻以肌肉工作特徵與下肢勁度的調控為基礎下，探討人體運動過程中對於碰撞傷害的觀點有更深層剖析，藉由 SSC 的工作特徵來了解勁度調控作用意義、運動環境影響（不同介面）、運動過程中動力學參數（地面反作用力：髖關節、膝關節與踝關節的勁度與力矩）、運動學參數（重心位移量：著地時間與頻率、髖關節、膝關節與踝關節的角位移與角速度）與個體間協同肌與拮抗肌的肌肉骨骼系統所造成的改變因素。過去研究指出 SSC 的有效利用與下肢勁度適當調控可增加運動表現、提升運動技術、促使運動能力增強，進而避免傷害的產生，以此為前提之下，探討著地工作的碰撞階段對於運動表現影響，當跳深高度逐漸增加下肢著地工作的力學機制將會如何改變也就有待深入探討。

第參章 研究方法

本研究通過 Vicon 3D 三度空間影像擷取系統、Noraxon 無線肌肉電訊號擷取系統與 Kistler 測力板同步收集運動學與動力學參數資料，經 Nexus、Polygon、Myo Research XP 與 Acknowledge 軟體分析計算關節與肌肉參數，探討不同高度跳深動作的下肢肌肉工作特徵與動作表現影響。本章內容將依序分為：第一節、實驗參與者；第二節、實驗儀器與器材；第三節、實驗程序；第四節、資料處理與分析。

第一節 實驗參與者

本研究的實驗參與者為國立臺灣體育運動大學 20 名健康男性，其平均年齡為 23.0 ± 2.4 歲、平均身高 169.7 ± 4.3 公分、體重 67.7 ± 6.6 公斤。所有實驗參與者均應確實了解實驗工作並填寫研究同意書，並且在實驗工作進行中盡力達到研究所要求目標。本實驗工作通過中區區域性研究倫理委員會計畫 cRREC-101-048 核准通過，以確保實驗參與者的安全與保障。

表 1：實驗參與者基本資料

項目	M	SD	max	min
年齡 (years)	23.0	2.4	27.0	20.1
身高 (cm)	169.7	4.3	163.0	177.0
體重 (kg)	67.7	6.6	58.5	82.0

註：M 為平均數、SD 為標準差。

第二節 實驗儀器與器材

本研究為收集實驗參與者進行不同高度跳深動作的運動學與動力學參數資料，使用之相關實驗器材與分析軟體，茲陳述如下：

一、儀器設備

1. 測力板 2 塊 (Kistler 9260AA6)
2. 紅外線高速攝影機 8 台 (MX-F40)。
3. 無線肌肉電訊號擷取系統 (Noraxon TeleMyo DTS)。
4. 64 通道數位訊號轉換盒 1 台 (訊號同步接收)。
5. 自製訊號傳輸線 1 條。
6. 馬丁尺 1 組。
7. 木箱高台 20 公分、40 公分、60 公分、80 公分與 100 公分。

二、資料處理相關軟體

1. Vicon Polygon 3.5.1 資料分析軟體。
2. Vicon Nexus 1.8.2 影像系統資料分析軟體。
3. Myo Research XP 資料收集軟體。
4. Acqknowledge 4.0 資料分析軟體。
5. Microsoft Excel 2007 中文版試算分析軟體。
6. SPSS 18.0 統計分析軟體。
7. Origin Pro 7.03 版繪圖軟體。

本研究以無線肌肉電訊號擷取系統收集下肢肌肉工作，地面反作用力儀器為 Kistler 測力板，運動學資料資料使用 Vicon 三度空間影像擷取系統，使用 Nexus 軟體內建

Plugingait Fullbody (SACR) Model 進行參數資料的收集，實驗進行前先以馬丁尺量測各關節肢段維度資料，再以 8 台紅外線攝影機（包含 4 台廣角鏡頭、2 台長鏡頭與 2 台一般鏡頭），收集實驗參與者反光球點之運動學資料，各肢段反光球置放點如表 1 所示，下肢主要放置於足尖 (TOE)、跟 (HEE)、髌 (ANK)、小腿 (TIB)、膝關節 (KNE)、大腿 (THI) 與髂前上脊 (ASI)，位置如圖 1 所示，再以測力板訊號同步接收盒，通過 Nexus 軟體進行影像資料與地面反作用力資料同步收集與計算。實驗儀器同步過程以 Bioware 訊號盒通過測力板所獲得之參數，經由力板傳輸線連結至 Vicon 64 通道數位轉接盒，將訊號傳輸至 Vicon Nexus 軟體，而無線肌肉電訊號則以 TeleMyo DTS mini receiver 外接插入一條按鍵 (trigger)，再將 trigger 訊號分送至 64 通道的集線盒，當按下 trigger 的瞬間，Nexus 與 Myo Research XP 軟體均會出現一個波形以進行影像資料、無線肌肉電訊號與地面反作用力資料同步收集的時點，以上為多機同步收集方法。

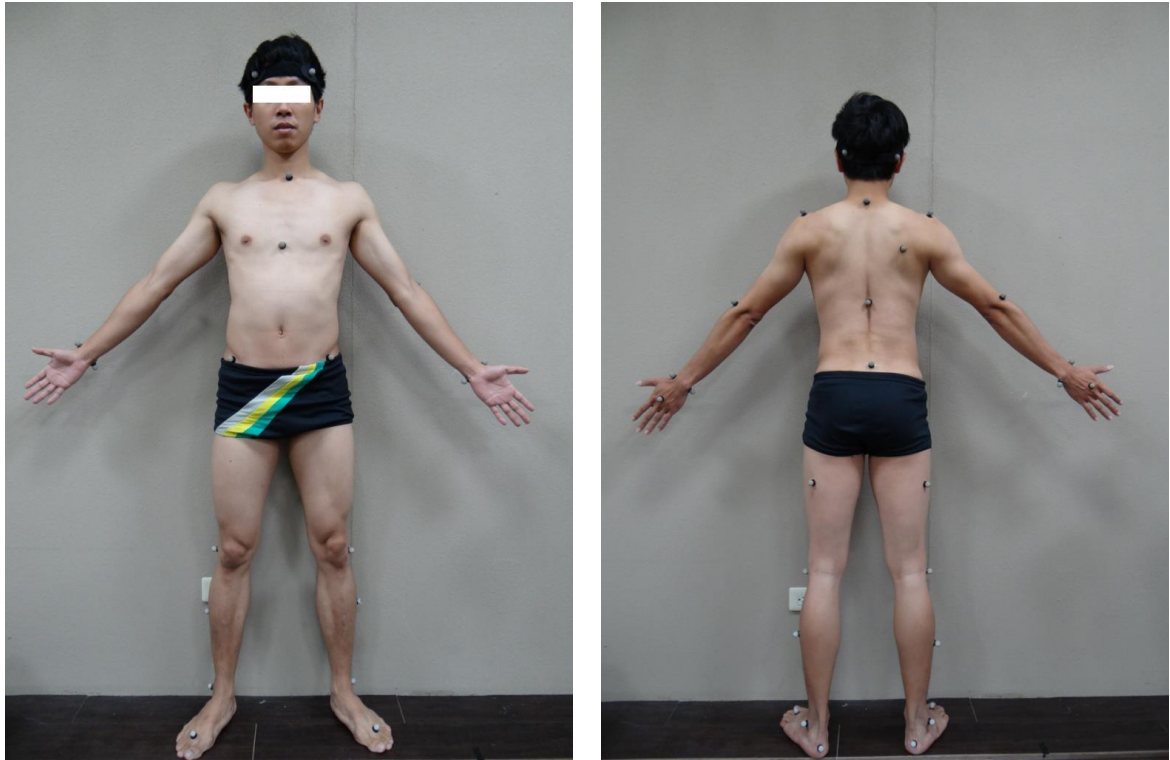


圖 1：Vicon Plugingait Model 反光球黏貼位置參照圖。

表 2：Plugingait Fullbody Model (SACR) 反光球放置表

肢段	位置
頭部	RFHD、LFHD、RBHD、LBHD
軀幹	C7、T10、CLAV、STRN、RBAK
右手臂	RSHO、RELB、RWRA、RWRB、RFIN
左手臂	LSHO、LELB、LWRA、LWRB、LFIN
髖部	LASI、RASI、SACR
左下肢	LTHI、LKNE、LTIB、LANK、LHEE、LTOE
右下肢	RTHI、RKNE、RTIB、RANK、RHEE、RTOE

第三節 實驗過程

本實驗進行過程如下：

(一) 實驗參與者簽署「實驗參與者同意書」

研究者為實驗參與者說明本研究動作要求，以及目的與相關時程後，填寫實驗參與者同意書。待填寫完同意書後，進行實驗參與者的基本身體肢段參數測量以及反光球點與肌肉電訊號接收器放置，為了使用 Vicon Nexus 軟體計算下肢力矩，因此在反光球位置的選擇上必須依循其規定，於本實驗以內建 Plugingait Fullbody Model 輸入人體測量學參數後計算其力矩。

(二) 實驗流程與動作說明

本研究對象以國立臺灣體育運動大學體育專修生進行動作的測驗，在高度選擇上以連續直膝跳、20 公分、40 公分、60 公分、80 公分與 100 公分（以 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 表示之）等 5 種不同高度，實驗開始進行前，先以馬丁尺量測人體肢段參數與維度資料，接續詢問實驗參與者下肢慣用腳，應先將皮膚進行清潔，再以醫療用紗布輕刮皮膚表面至發紅或剃毛處理，最後以酒精擦拭，減少皮膚表面髒汙或毛髮所產生的雜訊，接續在欲測量的肌腹上黏貼電極貼片後，以 Noraxon 無線肌肉電訊號擷取系統收集該腳之股直肌、股內側肌、內側腓腸肌與比目魚肌，並檢查 EMG 訊號是否正常，執行簡單的測試包括下蹲跳或直膝跳等動作，接續收集實驗參與者最大自主收縮（MVC）；完成肌肉工作測試後，接續利用 2 塊測力板（Kistler 9260AA6）收

集地面反作用力參數，向實驗參與者說明動作要領並進行動作試跳試作，依動作的特性設定採樣頻率、取樣時間，每次實驗參與者進入測力板前應先進行 Bioware 力板控制感應器 reset，避免電壓累積，以及使用 Vicon 三度空間影像擷取系統（Nexus 1.8.2）通過 8 台紅外線攝影機（MX-F40）擷取實驗參與者肢段所黏貼反光球以收集運動學資料參數，其反光球位置參照 Nexus 軟體內建 Plugingait Fullbody（SACR）Model。所有實驗參與者進行每種動作 3 次施測，間隔休息 1 min。本研究施測前進行動作教學與說明，並要求參與者了解動作的設計，而執行跳深動作的過程必須穿著專業運動鞋，以及進行 5 分鐘時間暖身與動作試作練習。

（三）正式施測

正式實驗時，實驗參與者以 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等高度以隨機編排（擲骰子），其跳深動作試作過程要求參加者站上高台後，將主要施測腳（慣用腳）放鬆懸空在不受外力干擾下，在實驗過程中待研究者告知開始後，要求實驗參與者由高台垂直落下，且在著地後盡全力快速的執行反向垂直跳動作。

（四）確保實驗參與者安全所採取的預防措施

每次實驗進行時，研究者先協助實驗參加者填寫實驗同意書與基本資料表，實驗開始收集前，統一由計畫主持人講解動作過程的要求與技巧，接續給予實驗參與者有充分的練習與試作，其動作練習的強度，會以漸進式的強度由 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 依序增加，使實驗參

與者能由低而高逐漸增進掌握高度所給帶來的碰撞衝擊力，待實驗參與者認為已可充分掌握其跳深高度的熟悉與適應，方可執行實驗工作的收集，如過程中實驗參與者自覺可能無法接受跳深高度所給予的衝擊則立即停止實驗的參與。

本實驗工作是將 6 種跳深高度以隨機分派方式進行，其工作是由高台垂直落下，著地時會隨著高度的影響而主動屈膝著地後再執行反向垂直跳，是一種不完全直膝著地的工作，主要量測著地瞬間碰撞對於下肢勁度與肌肉影響，而實驗工作的環境設計是運動中常見的碰撞衝擊，如跑步的著地為自身體重的 2-4 倍或跳遠的起跳工作其著地碰撞力量是自身體重的 10-12 倍 (Nigg, 2007)，以本實驗較高的跳深高度著地碰撞力量在先前的研究中顯示為自身體重的 4-6 倍，以跳高與跳遠的起跳工作相比為低衝擊的著地工作，但為避免實驗參與者可能發生下肢碰撞傷害，因此，實驗參與者的運動背景有其特殊的要求與條件，實驗參與者須為大專體育專修生外，以及需具備蹲舉自身體重的 1.5 倍以上力量，並從事運動項目的主要工作須為日常練習中經常性的反覆相關跳躍工作，如舞龍舞獅、武術、體操、排球、跳高、跳遠等運動，以上項目對於跳躍碰撞的承受力均具有相當程度的熟悉與適應能力，實驗工作的主要風險為跳深高度 DJ 80 與 DJ 100，實驗參與者可能因高度的影響而有陌生或不熟悉感，導致著地碰撞時有較大的撞擊，因此，為減少相關的疼痛傷害，要求實驗參與者穿著本實驗所提供的專業武術運動鞋，藉此減輕下肢相關碰撞所產生疼痛與不舒適感，並將增加更多的間隔休息，延長間隔休息時間至 5 分鐘再接續動作的資料收集，以避免實驗參與者置身於潛在性的傷害風險。

第四節 資料處理與分析

本實驗資料收集以測力板 (1000 Hz)、無線肌肉電訊號 (3000 Hz) 與 Vicon 三度空間影像擷取系統 (250 Hz)，同步收集運動學與動力學參數，以 Vicon Polygon 3.5.1 與 Nexus 1.8.2 資料分析軟體參照 Dempster (1955) 提出的人體肢段參數計算下肢各關節角度、力矩、力量等運動學與動力學參數。影片分析的數位化處理以零相位移四階數位濾波法 (Butterworth Fourth-Order Zero Lag Digital Filter) 進行平滑 (smoothing) 處理，截止頻率為 8Hz；測力板的原始力量經過 100 Hz 的低通濾波處理後計算力量、力矩等參數；無線肌肉電訊號系統所獲的資料參數資料以 Acknowledge 4.0 資料分析軟體，將原始肌電資料以 band pass (20-450 Hz) 修勻後，再取絕對值上翻處理 (full-wave rectification) 後，接續以 low pass (10 Hz) 線性封波 (linear envelope) 後，將所獲得的肌電振幅平方相加開根號求得均方根肌電振幅 (root mean square，以 EMGrms 表示之) 與抓取著地前與後 100 ms 的面積計算積分肌肉電訊號 (integrated electromyography，以 IEMG 表示之) 等資料分析處理。上述各參數資料的輸出使用 Origin Pro 7.0 版繪圖軟體作圖呈現結果，最後以 SPSS 18.0 版軟體將運動學與動力學參數進行統計分析，6 種高度的跳躍分析使用重覆量數單因子變異數分析，統計若達顯著差異，則以 HSD 法進行事後比較的處理。本研究自變項與依變項的關聯強度 η^2 而言，Kirk (1995) 認為 $.059 > \eta^2 \geq .01$ 即表示低關聯強度， $.138 > \eta^2 \geq .059$ 為中關聯強度， $\eta^2 \geq .138$ 則為有較高關聯強度，統計的顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。

第肆章 結果與討論

本研究主要以跳深動作為基礎，觀察跳躍表現、下肢髖關節、膝關節和踝關節之運動學與動力學參數變化，探討不同的工作要求下進行跳深動作的下肢勁度調控機制與肌肉工作間所產生的影響。將實驗所得數據分析處理後，將本章分為下列四節加以闡述：第一節、動作過程的運動學特徵；第二節、著地階段的動力學分析；第三節、著地階段的肌肉工作變化；第四節、綜合討論。

第一節 動作過程的運動學特徵

本研究探討不同高度跳深動作的下肢勁度調控與肌肉工作影響，以 20 名男性實驗參與者施作跳深動作，以隨機分派方式執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種高度工作，以獲著作地階段之運動學參數資料。研究將下肢觸碰到測力板瞬間訊號出現為正值時界定為著地瞬間，以區別跳深動作著地前後階段的工作時序，而下肢各關節角度的 0 度定義為人體立正站立於地面時之解剖姿勢，髖關節與膝關節角度為正值時，代表關節為屈曲狀態，若為負值時，則代表關節為伸展狀態，而踝關節角度為正數時，代表踝關節為背屈（dorsiflexion）狀態，若為負值時則表示為跖屈（plantar flexion）狀態。本節分別就跳躍表現、著地階段的髖關節、膝關節和踝關節角度等運動學參數結果加以說明。

一、跳躍表現

就完整的跳深動作特徵而言，其動作分期過程從高台落下至著地瞬間，接續立即推蹬向上執行反向垂直跳動作，因此，重心高度變化對於跳躍表現的判定是一個簡易觀察個體跳躍能力提升的明顯參數。通過不同高度比較個體在跳深動作差異，是否能有效利用高度改變以增強下肢對於跳躍表現提升，觀察後續的反向垂直跳動作能否有較佳的表現。本研究以 20 名實驗參與者進行探討 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作對於跳躍表現影響，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析後（表 4），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .18 ($\chi^2 = 28.6, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著水準， $F(2.7, 52.8) = 31.24, p < .01, \eta^2 = .62, \text{power} = 1.00$ 。研究則進一步以 HSD 法分析發現，hop ($0.24 \pm 0.07 \text{ m}$) 的跳躍高度顯著低於 DJ 20 ($0.36 \pm 0.05 \text{ m}$)、DJ 40 ($0.38 \pm 0.05 \text{ m}$)、DJ 60 ($0.36 \pm 0.05 \text{ m}$)、DJ 80 ($0.38 \pm 0.05 \text{ m}$) 與 DJ 100 ($0.37 \pm 0.06 \text{ m}$)；在不同跳深高度的下蹲距離，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析後（表 4），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 36.81, p < .01, \eta^2 = .66, \text{power} = 1.00$ 。因此，研究則進一步以 HSD 法進行事後比較得知，hop ($0.12 \pm 0.02 \text{ m}$) 的下蹲距離顯著低於 DJ 20 ($0.17 \pm 0.06 \text{ m}$)、DJ 40 ($0.19 \pm 0.06 \text{ m}$)、DJ 60 ($0.21 \pm 0.07 \text{ m}$) DJ 80 ($0.26 \pm 0.07 \text{ m}$) 與 DJ 100 ($0.30 \pm 0.05 \text{ m}$)，DJ 20、DJ 40 與 DJ 60 顯著低於 DJ 80 與 DJ 100，DJ 20 顯著低於 DJ 60，顯示隨著跳深高度改變，著地後下蹲距離與高度提升均具有相當程度影響。

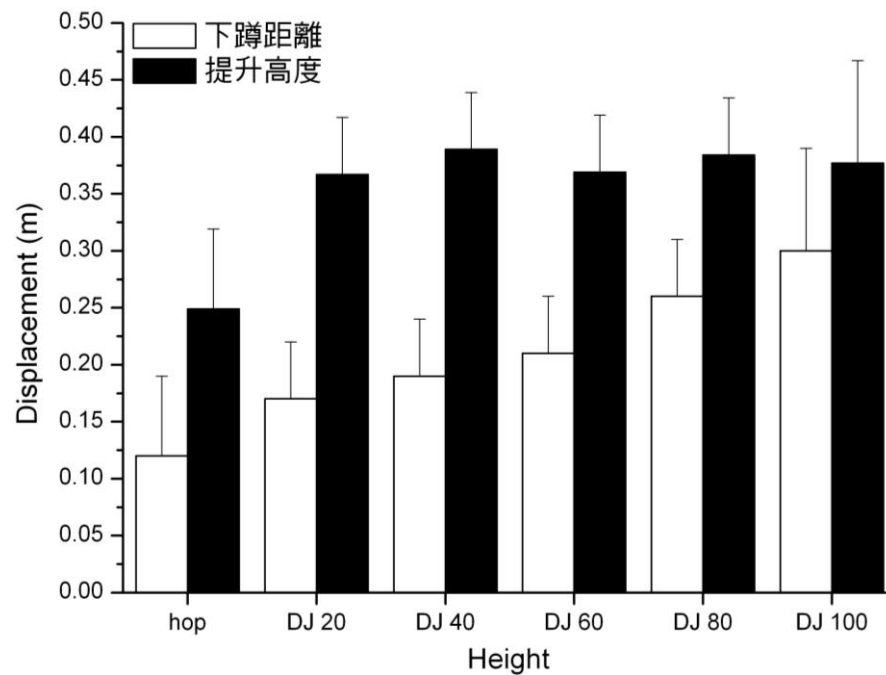


圖 2：不同跳深高度下蹲距離與提升高度。

由圖 2 觀察 hop 與 5 種不同跳深高度下蹲距離與提升高度關係，從 hop 顯示下蹲距離的工作範圍隨著高度提升有增加下蹲距離的趨勢，當跳深高度增加時，跳躍表現均高於 hop，說明本研究利用高度改變可有效刺激下肢對於跳躍表現提升。

二、著地瞬間關節角度統計分析

著地瞬間定義為實驗參與者從高台垂直落下時，下肢關節觸及測力板瞬間的髖、膝與踝關節角度。表 3 為 6 種跳深高度著地瞬間的下肢關節角度平均數與標準差，表 5 為髖關節、膝關節與踝關節變異數分析摘要表。著地瞬間髖關節角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，再經重複量數單因子變異數分析後（表 4），發現 Mauchly's W 球形檢定

達顯著，係數為 .14 ($\chi^2 = 33.5, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果達顯著差異， $F(2.7, 51.7) = 12.7, p < .01, \eta^2 = .40, power = 1.00$ 。研究則進一步以 HSD 法分析比較，顯示 hop ($17.6 \pm 7.8 \text{ deg}$) 的著地瞬間角度顯著低於 DJ 20 ($29.5 \pm 9.5 \text{ deg}$)、DJ 40 ($27.1 \pm 7.2 \text{ deg}$)、DJ 60 ($24.9 \pm 6.8 \text{ deg}$)、DJ 80 ($27.8 \pm 6.5 \text{ deg}$) 與 DJ 100 ($27.8 \pm 5.7 \text{ deg}$)；而著地瞬間膝關節角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，再經重複量數單因子變異數分析(表 5)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .06 ($\chi^2 = 46.7, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示未達顯著差異， $F(2.5, 48.6) = 1.01, p > .05$ ；而著地瞬間踝關節角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析(表 5)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .22 ($\chi^2 = 25.4, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(3.1, 59.1) = 7.63, p < .01, \eta^2 = .28, power = .99$ ，進一步以 HSD 法進行事後比較，hop ($27.9 \pm 5.5 \text{ deg}$) 的著地瞬間角度顯著低於 DJ 60 ($26.2 \pm 4.6 \text{ deg}$) 與 DJ 80 ($27.6 \pm 5.9 \text{ deg}$)，DJ 20 ($29.7 \pm 10.2 \text{ deg}$) 的著地瞬間角度顯著低於 DJ 40 ($27.1 \pm 7.2 \text{ deg}$)、DJ 60 與 DJ 80，DJ 40 的著地瞬間角度顯著低於 DJ 80。

三、下蹲最低點關節角度統計分析

為了探討 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種高度工作對於下蹲最低點關節角度差異，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析後(表 6)，結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 66.50, p < .01$,

$\eta^2 = .77$, power = 1.00。經 HSD 事後比較得知，hop(22.5 ± 8.9 deg) 的下蹲最低點關節角度顯著低於 DJ 20 (48.7 ± 16.4 deg)、DJ 40 (50.4 ± 14.4 deg)、DJ 60 (53.5 ± 18.5 deg)、DJ 80 (64.3 ± 18.7 deg) 與 DJ 100 (73.1 ± 11.6 deg)，DJ 20、DJ 40 與 DJ 60 的下蹲最低點關節角度顯著低於 DJ 80 與 DJ 100；在下蹲最低點膝關節角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析後（表 6），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .13 ($\chi^2 = 33.7$, $p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.8, 54.6) = 49.81$, $p < .01$, $\eta^2 = .72$, power = 1.00。經 HSD 事後比較得知，hop (45.9 ± 9.2 deg) 的下蹲最低點關節角度顯著低於 DJ 20 (70.7 ± 16.1 deg)、DJ 40 (74.3 ± 13.9 deg)、DJ 60 (78.5 ± 20.6 deg)、DJ 80 (88.8 ± 19.0 deg) 與 DJ 100 (97.3 ± 13.9 deg)，DJ 20、DJ 40 與 DJ 60 的下蹲最低點關節角度顯著低於 DJ 80 與 DJ 100；在下蹲最低點踝關節角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，經重複量數單因子變異數分析後（表 6），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .14 ($\chi^2 = 33.3$, $p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.7, 51.8) = 5.94$, $p < .01$, $\eta^2 = .23$, power = .99。進一步經 HSD 事後比較得知，hop (33.0 ± 8.9 deg) 的下蹲最低點的關節角度顯著低於 DJ 20 (37.2 ± 6.8 deg)、DJ 40 (37.5 ± 5.7 deg)、DJ 60 (38.7 ± 8.8 deg)、DJ 80 (39.8 ± 7.0 deg) 與 DJ 100 (40.1 ± 7.5 deg)。

四、下蹲階段關節屈曲活動角度

本研究關節屈曲活動角度計算方式，以實驗參與者下蹲最低點關節角度減去著地時關節角度。以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，分別計算關節屈曲活動角度，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，再經重複量數單因子變異數分析後（表 6），結果顯示不同跳深高度時，關節屈曲活動角度在髖關節部分，結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 54.68, p < .01, \eta^2 = .74, power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，hop ($4.8 \pm 3.5 \text{ deg}$) 的關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 20 ($19.1 \pm 13.2 \text{ deg}$)、DJ 40 ($23.3 \pm 13.7 \text{ deg}$)、DJ 60 ($28.6 \pm 14.1 \text{ deg}$)、DJ 80 ($36.5 \pm 13.9 \text{ deg}$) 與 DJ 100 ($45.2 \pm 10.3 \text{ deg}$)，DJ 20、DJ 40 與 DJ 60 的關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 80 與 DJ 100；關節屈曲角度在膝關節部分，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，再經重複量數單因子變異數分析（表 6），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .14 ($\chi^2 = 33.3, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(3.2, 62.4) = 45.62, p < .05, \eta^2 = .70, power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，hop ($18.0 \pm 5.9 \text{ deg}$) 的關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 20 ($40.9 \pm 18.1 \text{ deg}$)、DJ 40 ($45.2 \pm 16.0 \text{ deg}$)、DJ 60 ($52.3 \pm 20.6 \text{ deg}$)、DJ 80 ($61.1 \pm 17.8 \text{ deg}$) 與 DJ 100 ($68.7 \pm 13.6 \text{ deg}$)，DJ 20 的關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 60 與 DJ 80，DJ 60 關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 80；關節屈曲活動角度在踝關節部分，將所測得的數據進行描述統計分析如表 3，再經重複量數單因子變異數分析（表 6），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .13 ($\chi^2 = 37.2, p < .01$)，需要使用

修正後的自由度，結果達顯著差異， $F(3.1, 58.9) = 10.95$, $p < .01$, $\eta^2 = .36$, $power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，hop ($39.8 \pm 8.6 \text{ deg}$)、DJ 20 ($41.7 \pm 12.1 \text{ deg}$)、DJ 40 ($45.6 \pm 13.5 \text{ deg}$) 的關節屈曲活動角度顯著低於 DJ 60 ($52.3 \pm 11.7 \text{ deg}$)、DJ 80 ($54.7 \pm 9.5 \text{ deg}$) 與 DJ 100 ($53.1 \pm 13.4 \text{ deg}$)。

圖 3 至圖 5 分別為下肢髖關節、膝關節與踝關節在不同跳深高度著地階段的角度曲線變化，著地前的踝關節隨著高度提升蹠屈角度越趨明顯，膝關節與髖關節則以站立伸展作用，顯示著地前的下肢曲線變化，會隨著高度影響產生不同著地型態，作為下肢碰撞前的引導工作；著地瞬間開始的曲線變化，則隨著高度提升髖關節與膝關節的下蹲工作範圍有增加趨勢，而關節工作峰值因高度負荷影響，使關節工作時間增加，致使下蹲角度越趨明顯。

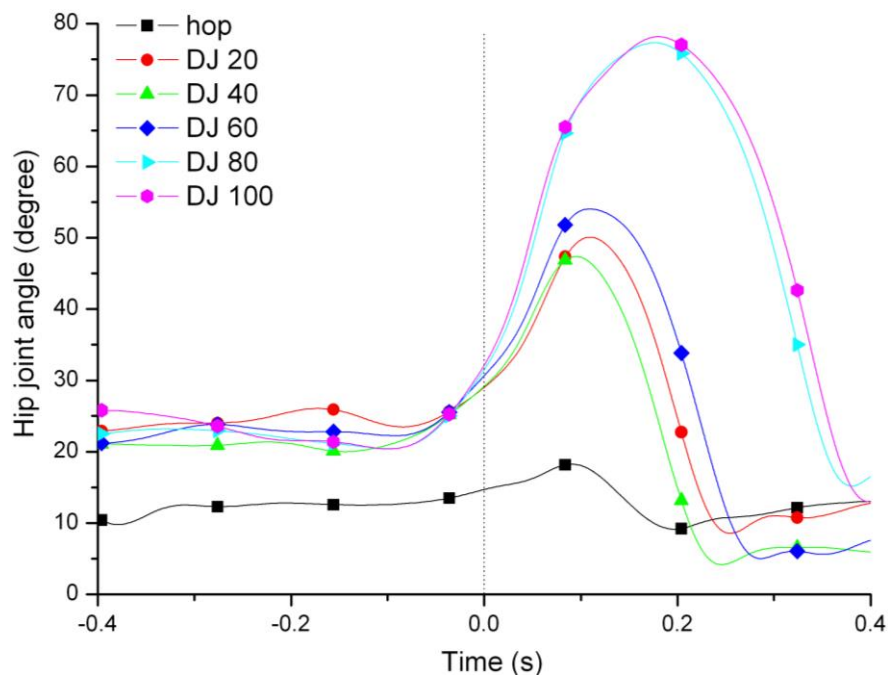


圖 3：不同跳深高度著地階段髖關節角度。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

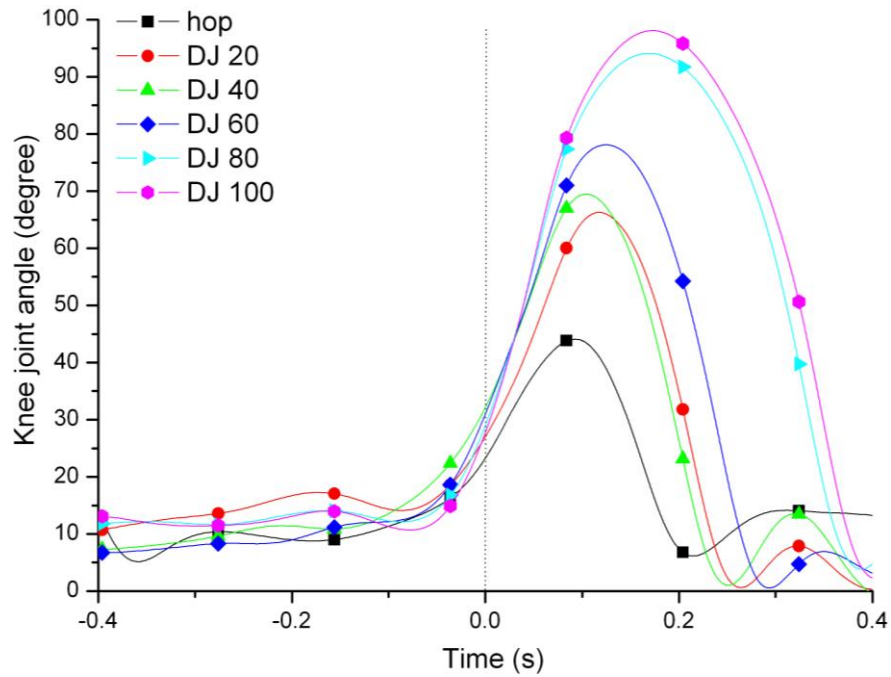


圖 4：不同跳深高度著地階段膝關節角度。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

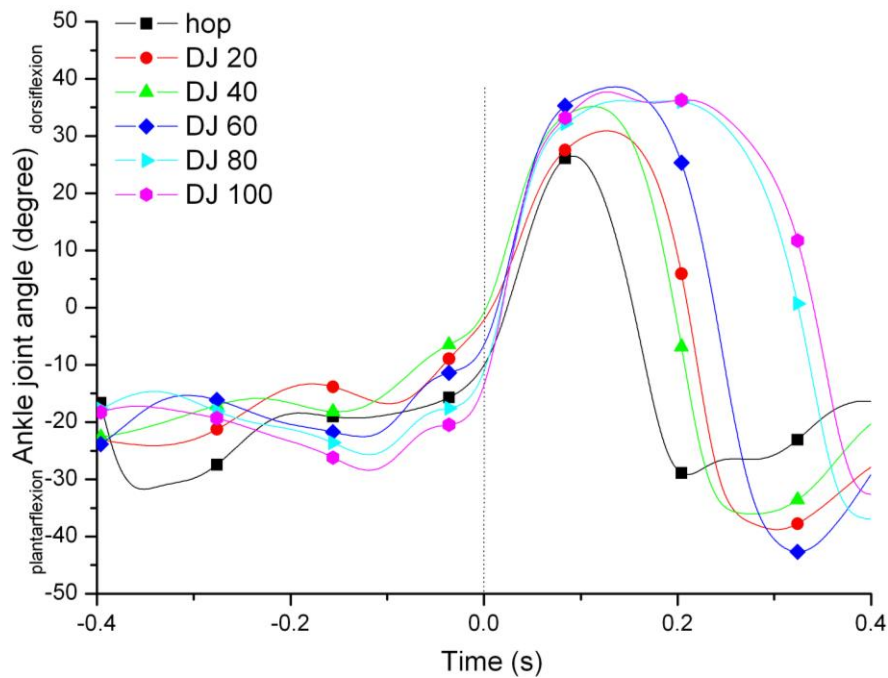


圖 5：不同跳深高度著地階段踝關節角度。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

表 3：著地階段關節角度平均數與標準差（單位：deg）

N = 20 工作	髖		膝		踝	
	M	SD	M	SD	M	SD
著地瞬間關節角度						
hop	17.6	7.8	27.9	5.5	-6.7	7.7
DJ 20	29.5	9.5	29.7	10.2	-4.5	11.7
DJ 40	27.1	7.2	29.0	7.5	-8.0	12.9
DJ 60	24.9	6.8	26.2	4.6	-13.5	7.6
DJ 80	27.8	6.5	27.6	5.9	-14.9	8.2
DJ 100	27.8	5.7	28.6	3.7	-12.9	11.1
下蹲最低點關節角度						
hop	22.5	8.9	45.9	9.2	33.0	6.4
DJ 20	48.7	16.4	70.7	16.1	37.2	6.8
DJ 40	50.4	14.4	74.3	13.9	37.5	5.7
DJ 60	53.5	18.5	78.5	20.6	38.7	8.8
DJ 80	64.3	18.7	88.8	19.0	39.8	7.0
DJ 100	73.1	11.6	97.3	13.9	40.1	7.5
關節屈曲活動角度						
hop	4.8	3.5	18.0	5.9	39.8	8.6
DJ 20	19.1	13.2	40.9	18.1	41.7	12.1
DJ 40	23.3	13.7	45.2	16.0	45.6	13.5
DJ 60	28.6	14.1	52.3	20.6	52.3	11.7
DJ 80	36.5	13.9	61.1	17.8	54.7	9.5
DJ 100	45.2	10.3	68.7	13.6	53.1	13.4

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 4：提升高度與下蹲距離變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
提升高度							
高度	2.7	0.05	31.24	.01	.62	1.00	A < B, C, D, E, F
殘差	52.8	0.02					
下蹲距離							
高度	5	0.08	36.81	.01	.66	1.00	A < B, C, D, E, F ; B, C, D < E, F ; B < D
殘差	95	0.00					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

表 5：著地瞬間下肢關節變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
腕關節							
高度	2.7	366.80	12.73	.01	.40	1.00	A < B, C, D, E, F
殘差	51.7	28.81					
膝關節							
高度	2.5	30.81	1.01	.41	.05	.34	
殘差	48.6	30.31					
踝關節							
高度	3.1	358.82	23.41	.01	.28	.99	A < D, E ; B < D, E, F ; C < E
殘差	59.1	46.97	7.63				

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

表 6：下蹲最低點與下蹲關節屈曲活動角度變異數分析摘要
與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
下蹲最低點							
腕關節							
高度	5	5940.93	66.50	.01	.77	1.00	A < B, C, D, E, F; B, C, D < E, F
殘差	95	89.32					
膝關節							
高度	2.8	6235.46	49.91	.01	.72	1.00	A < B, C, D, E, F; B, C, D < E, F
殘差	54.6	125.16					
踝關節							
高度	2.7	132.43	5.94	.01	.23	.99	A < B, C, D, E, F
殘差	51.8	22.28					
下蹲關節屈曲活動角度							
腕關節							
高度	5	3950.81	54.68	.01	.74	1.00	A < B, C, D, E, F; B, C, D < E, F
殘差	95	72.24					
膝關節							
高度	3.2	6310.16	45.62	.01	.70	1.00	A < B, C, D, E, F; B, C < E, F; D < F; B < D
殘差	62.4	138.30					
踝關節							
高度	3.1	802.80	10.95	.01	.36	1.00	A, B, C < D, E, F
殘差	58.9	73.25					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

第二節 著地階段的動力學分析

一、下蹲階段關節力矩峰值

本研究下蹲階段關節力矩峰值，定義為下蹲階段的力矩最大值，以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討下蹲階段髖關節力矩峰值差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析（表 8），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .21 ($\chi^2 = 26.3, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(3.2, 61.0) = 45.85, p < .01, \eta^2 = .70, power = 1.00$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($75.2 \pm 55.4 \text{ Nm}$) 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 20 ($173.5 \pm 84.9 \text{ Nm}$)、DJ 40 ($176.3 \pm 55.7 \text{ Nm}$)、DJ 60 ($231.7 \pm 71.6 \text{ Nm}$)、DJ 80 ($281.9 \pm 65.0 \text{ Nm}$) 與 DJ 100 ($351.5 \pm 90.0 \text{ Nm}$)，DJ 20、DJ 40、DJ 60 與 DJ 80 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 100，DJ 20 與 DJ 40 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 80；在膝關節下蹲階段力矩峰值部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析後（表 8），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .08 ($\chi^2 = 42.6, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.9, 56.3) = 11.24, p < .01, \eta^2 = .37, power = 1.00$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($204.7 \pm 55.4 \text{ Nm}$) 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 60 ($285.3 \pm 95.6 \text{ Nm}$)、DJ 80 ($315.0 \pm 136.3 \text{ Nm}$) 與 DJ 100 ($370.5 \pm 135.1 \text{ Nm}$)，DJ 40 ($260.8 \pm 97.6 \text{ Nm}$) 與 DJ 60 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 100，DJ 20 的關節力矩峰值顯著低於 DJ 80；在踝關節下蹲階段力矩峰值部分

，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析（表 8），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .13 ($\chi^2 = 34.7, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.9, 55.9) = 5.22, p < .01, \eta^2 = .21, power = .98$ 。經 HSD 法事後比較顯示，DJ 20 ($177.7 \pm 40.6 \text{ Nm}$)、DJ 40 ($187.2 \pm 42.6 \text{ Nm}$)、DJ 60 ($185.4 \pm 38.8 \text{ Nm}$)、DJ 80 ($179.4 \pm 46.4 \text{ Nm}$) 與 DJ 100 ($176.5 \pm 46.4 \text{ Nm}$) 的關節力矩峰值顯著低於 hop ($220.9 \pm 46.4 \text{ Nm}$)。

二、下蹲階段關節力矩變化

本研究計算下蹲階段關節力矩變化方式，以實驗參與者下蹲階段的關節力矩最大值，減去著地瞬間的關節力矩值為下蹲階段關節力矩變化。本研究以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討髖關節下蹲階段關節力矩變化差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析後（表 8），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .11 ($\chi^2 = 37.6, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.7, 52.8) = 5.55, p < .01, \eta^2 = .22, power = .98$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($74.9 \pm 65.7 \text{ Nm}$) 下蹲階段關節力矩變化顯著低於 DJ 40 ($217.2 \pm 55.7 \text{ Nm}$)、DJ 60 ($221.6 \pm 51.1 \text{ Nm}$)、DJ 80 ($202.9 \pm 51.4 \text{ Nm}$) 與 DJ 100 ($191.3 \pm 42.9 \text{ Nm}$)；在膝關節下蹲階段關節力矩變化部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析（表 8），結果顯示未達顯著差異， $F(5, 95) = 2.25, p > .05$ ；在踝關節下蹲階段關節力矩變化部分，將所測得數

據先進行描述統計分析後如表 7，再經重複量數單因子變異數分析後（表 8），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 15.21$, $p < .01$, $\eta^2 = .44$, $power = 1.00$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop（ 225.3 ± 44.2 Nm）下蹲階段關節力矩變化顯著低於 DJ 20（ 164.2 ± 47.4 Nm）、DJ 40（ 181.8 ± 48.6 Nm）、DJ 60（ 174.0 ± 47.6 Nm）、DJ 80（ 152.5 ± 38.7 Nm）與 DJ 100（ 135.1 ± 35.1 Nm），DJ 40 與 DJ 60 下蹲階段關節力矩變化顯著低於 DJ 100。

三、關節勁度統計分析

本研究關節勁度計算方式，以下蹲階段關節力矩變化與關節屈曲活動角度之比值，本研究以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作探討關節勁度差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 9，再經重複量數單因子變異數分析（表 10），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .04（ $\chi^2 = 52.6$, $p < .01$ ），需要使用修正後的自由度，結果顯示不同跳深高度，髕關節勁度部分未達顯著差異， $F(2.7, 51.8) = 1.45$, $p > .05$ ；在膝關節勁度部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 9，再經重複量數單因子變異數分析（表 10），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .03（ $\chi^2 = 59.3$, $p < .01$ ），需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.0, 38.5) = 10.61$, $p < .01$, $\eta^2 = .35$, $power = 1.00$ 。進一步以 HSD 法進行事後比較發現，DJ 20（ 7.7 ± 6.1 Nm · deg⁻¹）、DJ 40（ 7.2 ± 3.8 Nm · deg⁻¹）、DJ 60（ 6.3 ± 2.3 Nm · deg⁻¹）、DJ 80（ 5.9 ± 3.0 Nm · deg⁻¹）與 DJ 100（ 5.9 ± 2.1 Nm · deg⁻¹）的關節勁

度顯著低於 hop ($13.4 \pm 7.1 \text{ Nm} \cdot \text{deg}^{-1}$)；在踝關節勁度部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 9，再經重複量數單因子變異數分析（表 10），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .05 ($\chi^2 = 49.7, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.8, 53.4) = 6.29, p < .01, \eta^2 = .24, \text{power} = .99$ 。進一步以 HSD 法進行事後比較發現，DJ 60 ($3.8 \pm 1.2 \text{ Nm} \cdot \text{deg}^{-1}$)、DJ 80 ($3.4 \pm 1.0 \text{ Nm} \cdot \text{deg}^{-1}$) 與 DJ 100 ($3.7 \pm 1.9 \text{ Nm} \cdot \text{deg}^{-1}$) 的關節勁度顯著低於 hop ($5.8 \pm 1.7 \text{ Nm} \cdot \text{deg}^{-1}$)。

四、垂直勁度統計分析

本研究以測力板出現垂直方向作用力最大力量值為第二峰值，垂直方向作用力的第二峰值之大小，根據垂直勁度計算公式，說明此參數大小直接影響垂直勁度結果。研究以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討垂直勁度參數差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 11，再經重複量數單因子變異數分析（表 12），結果顯示第二峰值達顯著差異， $F(5, 95) = 36.21, p < .01, \eta^2 = .65, \text{power} = 1.00$ 。因此，研究則進一步以 HSD 法進行事後比較得知，hop ($2.7 \pm 0.6 \text{ BW}$)、DJ 20 ($2.5 \pm 0.6 \text{ BW}$)、DJ 40 ($3.0 \pm 1.1 \text{ BW}$) 第二峰值顯著低於 DJ 60 ($4.0 \pm 1.0 \text{ BW}$)、DJ 80 ($4.7 \pm 1.0 \text{ BW}$) 與 DJ 100 ($5.5 \pm 1.4 \text{ BW}$)，DJ 60 第二峰值顯著低於 DJ 100。在不同跳深高度，垂直勁度未達顯著差異， $F(5, 95) = 2.03, p > .05$ 。顯示不同跳深高度對於垂直勁度的參數改變沒有影響。

圖 6 為不同跳深高度下肢關節勁度平均數與標準差，勁度作用概念，是將人體下肢比擬為一個相對簡單的彈簧質量模型，由圖 6 顯示跳深高度從 DJ 20 開始，關節勁度調控以髁關節高於膝關節高於踝關節，說明踝關節為人體下肢接觸地面的第一碰撞部位，因此，關節勁度的調控與髁及膝關節相比，須以較低勁度來因應著地瞬間的衝擊負荷，充分扮演彈簧結構作為避震效果，以緩和著地碰撞所產生的影響，而膝關節與髁關節則具有較高的勁度，其作用為維持個體著地後的穩定平衡機制。

從圖 7 至圖 9 為 hop 與 5 種跳深高度著地階段髁關節、膝關節與踝關節力矩曲線變化，以連續直膝跳動作特性作為力矩變化的基礎曲線，以比較不同跳深高度的力矩變化，在不同跳深高度的髁、膝與踝關節力矩變化具有相似曲線特徵，其下肢關節所作用的力矩以伸肌力矩為主；著地瞬間 0.5 秒內的力矩曲線變異性較大，需在著地第一碰撞峰值後才趨於穩定，而踝關節為下肢著地碰撞的第一部位，曲線顯示伸肌力矩隨著高度提升有增加的趨勢；跳深高度從 DJ 60 開始，著地後的髁、膝與踝關節力矩作用明顯提高，而力矩作用時間亦增加。

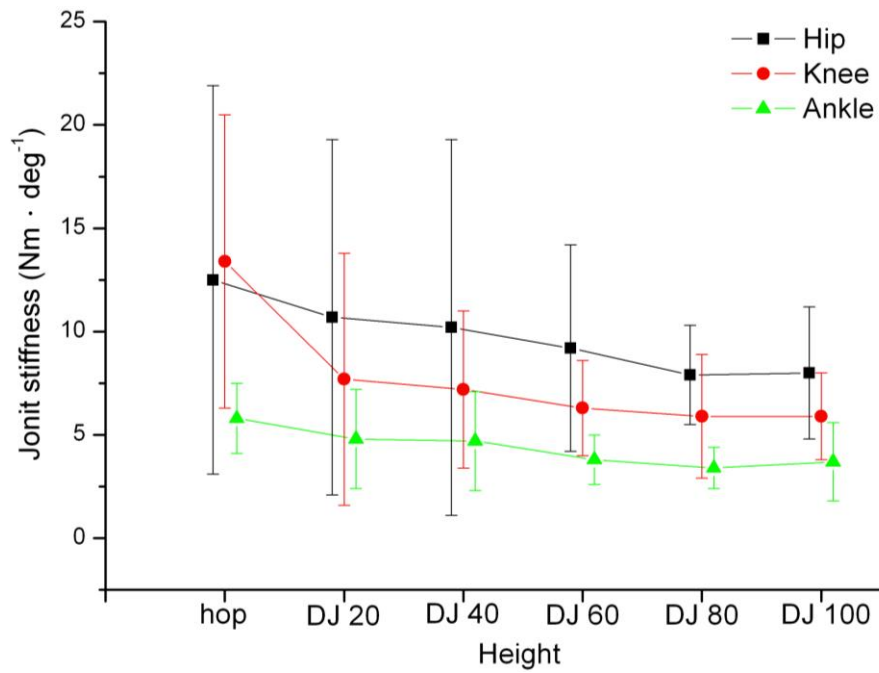


圖 6：不同跳深高度關節勁度。

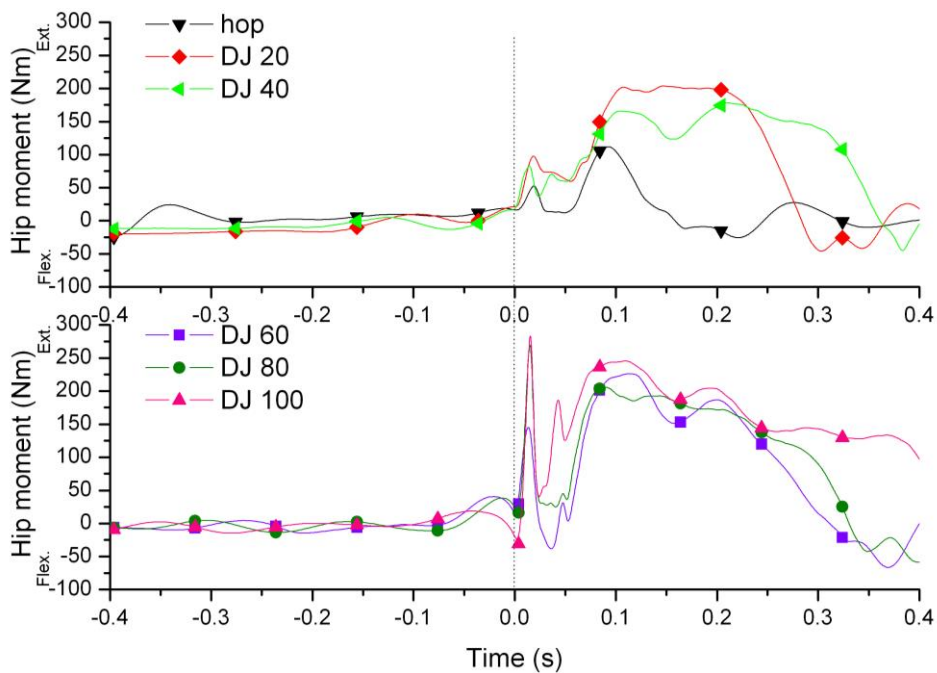


圖 7：不同跳深高度著地階段髖關節力矩。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

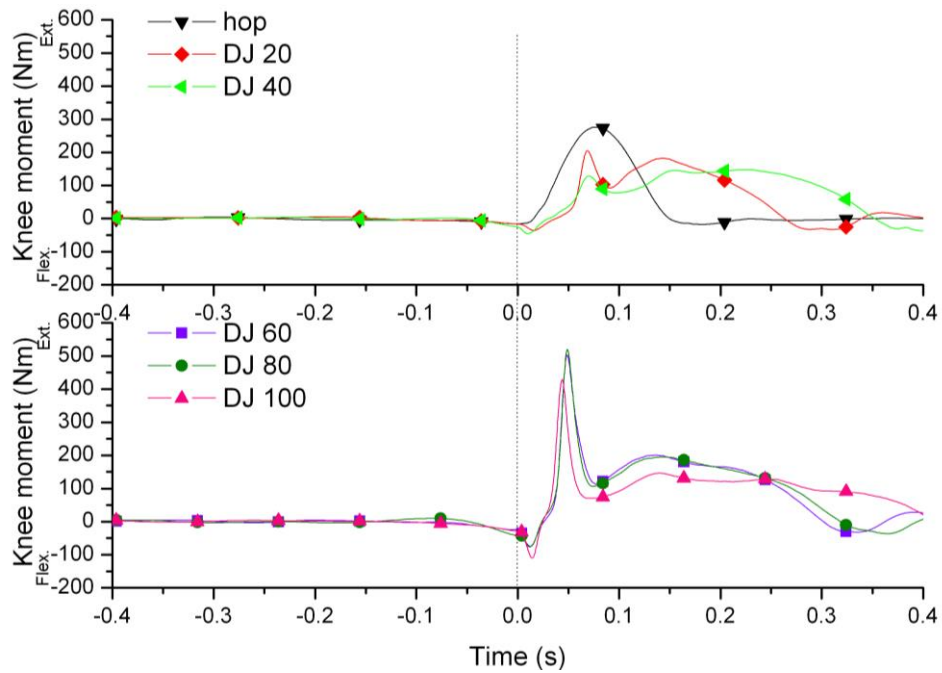


圖 8：不同跳深高度著地階段膝關節力矩。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

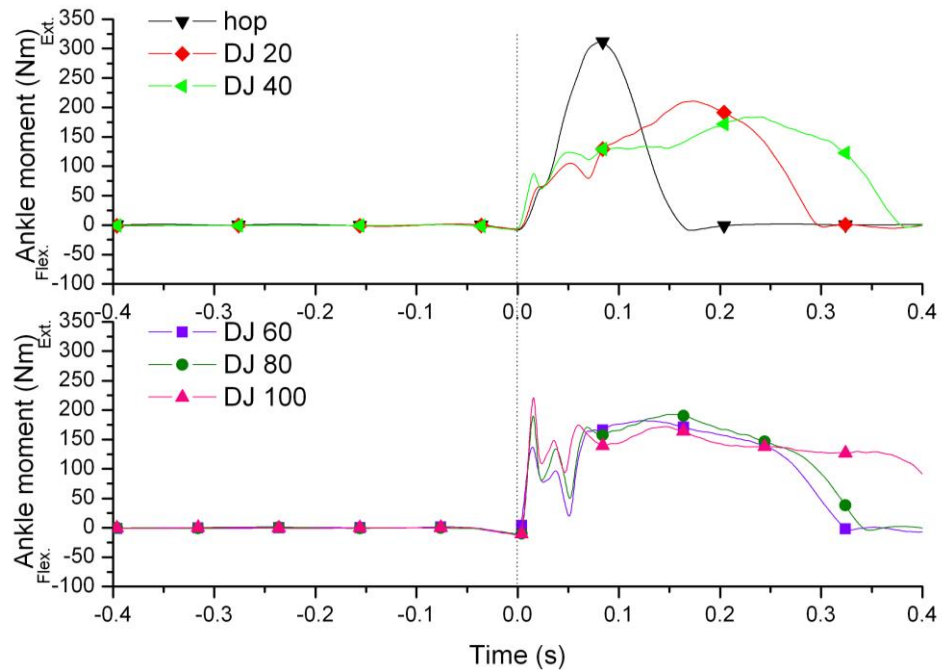


圖 9：不同跳深高度著地階段踝關節力矩。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

表 7：下蹲階段關節力矩平均數與標準差（單位：Nm）

N = 20 工作	髖		膝		踝	
	M	SD	M	SD	M	SD
關節力矩峰值						
hop	75.2	55.4	204.7	61.6	220.9	46.4
DJ 20	173.5	84.9	218.4	60.6	177.7	40.6
DJ 40	176.3	55.7	260.8	97.6	187.2	42.6
DJ 60	231.7	71.6	285.3	95.6	185.4	38.8
DJ 80	281.9	65.0	315.0	136.3	179.4	46.4
DJ 100	351.5	90.0	370.5	135.1	176.5	41.7
關節力矩變化						
hop	74.9	51.1	221.8	65.7	225.3	44.2
DJ 20	112.5	73.5	209.9	58.5	164.2	47.4
DJ 40	131.9	78.4	217.1	55.7	181.8	48.6
DJ 60	125.8	75.9	221.6	51.1	174.0	47.6
DJ 80	141.9	63.0	202.9	51.4	152.5	38.7
DJ 100	145.8	68.4	191.3	42.9	135.1	35.1

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 8：下蹲階段關節力矩變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
關節力矩峰值							
腕關節							
高度	3.2	184520.66	45.85	.01	.70	1.00	A < B, C, D, E, F ; B, C, D, E < F ; ; B, C < E
殘差	61.0	4023.77					
膝關節							
高度	2.9	76724.97	11.24	.01	.37	1.00	A < D, E, F ; C, D < F ; B < E
殘差	56.3	6825.73					
踝關節							
高度	2.9	5601.57	5.22	.01	.21	.98	B, C, D, E, F < A
殘差	55.9	1072.31					
關節力矩變化							
腕關節							
高度	2.7	13533.46	5.55	.01	.22	.98	A < C, D, E, F
殘差	82.8	2434.67					
膝關節							
高度	5	2886.41	2.25	.06	.10	.71	
殘差	95	4279.36					
踝關節							
高度	5	18965.60	15.21	.01	.44	1.00	A < B, C, D, E, F ; C, D < F
殘差	95	1246.22					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

表 9：關節勁度平均數與標準差（單位：Nm · deg⁻¹）

N = 20 工作	腕		膝		踝	
	M	SD	M	SD	M	SD
關節勁度						
hop	12.5	9.4	13.4	7.1	5.8	1.7
DJ 20	10.7	8.6	7.7	6.1	4.8	2.4
DJ 40	10.2	9.1	7.2	3.8	4.7	2.4
DJ 60	9.2	5.0	6.3	2.3	3.8	1.2
DJ 80	7.9	2.4	5.9	3.0	3.4	1.0
DJ 100	8.0	3.2	5.9	2.1	3.7	1.9

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 10：關節勁度變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η ²	power	Post hoc
腕關節							
高度	2.7	62.38	1.45	.07	.21	.49	
殘差	51.8	42.93					
膝關節							
高度	2.0	166.42	10.61	.01	.35	1.00	B, C, D, E, F < A
殘差	38.5	15.68					
踝關節							
高度	2.8	16.99	6.29	.01	.24	.99	D, E, F < A
殘差	53.4	2.69					

註：η² = 處理效果（effect size）

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

表 11：第二峰值與垂直勁度平均數與標準差

N = 20 工作	第二峰值 (BW)		垂直勁度 (BW · m ⁻¹)	
	M	SD	M	SD
	hop	2.7	0.6	23.8
DJ 20	2.5	0.6	17.9	10.9
DJ 40	3.0	1.1	17.6	9.7
DJ 60	4.0	1.0	20.5	8.9
DJ 80	4.7	1.0	19.3	7.2
DJ 100	5.5	1.4	19.6	8.7

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 12：垂直勁度與第二峰值變異數分析摘要與事後比較

變異 來源	df	MS	F	p	η ²	power	Post hoc
第二峰值							
高度	5	28.96	36.21	.01	.65	1.00	A, B, C < D, E, F ; D < F
殘差	95	0.80					
垂直勁度							
高度	5	100.15	2.03	.08	.09	.65	
殘差	95	49.25					

註：η² = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

第三節 著地階段的肌肉工作變化

一、著地前 EMGrms

本研究的 EMGrms 定義為實驗參與者下肢接觸測力板，產生垂直方向作用力瞬間前 100 ms 與後 100 ms 的肌肉工作。研究以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討著地前股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌的 EMGrms 差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 13，再經重複量數單因子變異數分析（表 18），結果顯示著地前股直肌 EMGrms 達顯著差異， $F(5, 95) = 6.16$, $p < .01$, $\eta^2 = .24$, $power = .99$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($59.1 \pm 25.9 \mu v$)、DJ 20 ($59.7 \pm 53.9 \mu v$)、DJ 40 ($78.2 \pm 44.6 \mu v$)、DJ 60 ($75.5 \pm 50.7 \mu v$) 與 DJ 80 ($92.2 \pm 32.3 \mu v$) 著地前股直肌 EMGrms 顯著低於 DJ 100 ($119.1 \pm 52.1 \mu v$)。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表 17）考驗趨向關係，結果顯示著地前股直肌肌肉工作達統計差異成線性趨向， $F(1, 19) = 14.40$, $p < .01$, $\eta^2 = .43$, $power = .94$ ；著地前股內側肌 EMGrms 肌肉工作，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 13，再經重複量數單因子變異數分析（表 18），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 3.51$, $p < .01$, $\eta^2 = .15$, $power = .90$ 。進一步以 HSD 法事後比較顯示，hop ($106.5 \pm 59.3 \mu v$) 與 DJ 20 ($107.0 \pm 88.6 \mu v$) 著地前股內側肌 EMGrms 顯著低於 DJ 100 ($167.3 \pm 83.4 \mu v$)。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表 17）考驗趨向關係，結果顯示著地前股內側肌肌肉工作達統計差異成線性趨向， $F(1, 19) = 11.04$, $p < .01$, $\eta^2 = .36$, $power$

= .88；在著地前腓腸肌 EMGrms 肌肉工作，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 13，經重複量數單因子變異數分析（表 18），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 17.38, p < .01, \eta^2 = .47, power = 1.00$ 。因此，進一步以 HSD 法事後比較顯示，hop ($202.9 \pm 80.7 \mu v$)、DJ 20 ($228.3 \pm 105.0 \mu v$) 與 DJ 40 ($257.3 \pm 92.2 \mu v$) 著地前腓腸肌 EMGrms 顯著低於 DJ 60 ($323.3 \pm 116.4 \mu v$)、DJ 80 ($329.2 \pm 109.2 \mu v$) 與 DJ 100 ($362.3 \pm 164.3 \mu v$)。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表 17）考驗趨向關係，結果顯示著地前腓腸肌肌肉工作達統計差異成線性趨向， $F(1, 19) = 69.11, p < .01, \eta^2 = .44, power = 1.00$ ；著地前比目魚肌 EMGrms 肌肉工作，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 13，經重複量數單因子變異數分析（表 18），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .11 ($\chi^2 = 36.45, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 10.63, p < .01, \eta^2 = .35, power = 1.00$ 。進一步以 HSD 法事後比較顯示，hop ($59.3 \pm 34.3 \mu v$)、DJ 20 ($77.5 \pm 66.2 \mu v$) 與 DJ 40 ($90.3 \pm 35.8 \mu v$) 著地前比目魚肌 EMGrms 顯著低於 DJ 80 ($128.64 \pm 43.6 \mu v$) 與 DJ 100 ($134.61 \pm 42.0 \mu v$)，hop 著地前比目魚肌 EMGrms 顯著低於 DJ 60 ($115.1 \pm 54.1 \mu v$)。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表 17）考驗趨向關係，結果顯示著地前比目魚肌肌肉工作達統計差異成線性趨向， $F(1, 19) = 12.31, p < .01, \eta^2 = .39, power = .91$ 。

二、著地前 IEMG

本研究的 IEMG 定義為實驗參與者下肢接觸測力板，產生垂直方向作用力瞬間前 100 ms 與後 100 ms 面積積分值。以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討著地前股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌的 IEMG 差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 14，再經重複量數單因子變異數分析（表 18），結果顯示股直肌 IEMG 達顯著差異， $F(5, 95) = 7.71, p < .01, \eta^2 = .28, \text{power} = .99$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($3.6 \pm 1.5 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)、DJ 20 ($4.3 \pm 3.2 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 與 DJ 40 ($5.2 \pm 3.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 與 DJ 60 ($5.7 \pm 4.9 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 的著地前股直肌 IEMG 顯著低於 DJ 100 ($9.6 \pm 4.9 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)，hop 的著地前股直肌 IEMG 顯著低於 DJ 80；著地前股內側肌 IEMG 部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 14，再經重複量數單因子變異數分析（表 18），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 5.20, p < .01, \eta^2 = .21, \text{power} = .98$ 。經 HSD 法事後比較顯示，hop ($7.6 \pm 4.1 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 與 DJ 20 ($7.7 \pm 5.9 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 的著地前股內側肌 IEMG 顯著低於 DJ 100 ($13.9 \pm 6.7 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)；著地前腓腸肌 IEMG 部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 14，再經重複量數單因子變異數分析（表 18），發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .14 ($\chi^2 = 32.65, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(3.0, 57.1) = 14.70, p < .01, \eta^2 = .43, \text{power} = 1.00$ ，經 HSD 法事後比較顯示，hop ($20.0 \pm 10.4 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)、DJ 20 ($21.8 \pm 9.6 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 與 40 ($25.0 \pm 8.9 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 的著地前腓腸肌 IEMG 顯著低於 DJ 80 ($31.9 \pm 10.7 \mu\text{v} \cdot \text{s}$) 與

DJ 100 ($34.9 \pm 15.7 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)，DJ 20的著地前IEMG顯著低於DJ 60 ($31.1 \pm 11.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)；著地前比目魚肌IEMG參數，將所測得數據先進行描述統計分析後如表14，再經重複量數單因子變異數分析(表18)，發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.12 ($\chi^2 = 36.08, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.9, 55.4) = 12.32, p < .01, \eta^2 = .39, \text{power} = 1.00$ 。進一步以HSD法事後比較顯示，hop ($5.4 \pm 3.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)、DJ 20 ($7.8 \pm 6.6 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)與40 ($8.2 \pm 3.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)的著地前比目魚肌IEMG顯著低於DJ 80 ($12.3 \pm 4.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)與DJ 100 ($13.0 \pm 4.2 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)，hop的著地前比目魚肌IEMG顯著低於DJ 60 ($10.9 \pm 5.3 \mu\text{v} \cdot \text{s}$)。

三、著地瞬間的自我保護機制

自我保護機制定義為下肢接觸測力板，產生垂直方向作用力瞬間的肌肉工作值，表示為著地瞬間肌肉工作量。本研究以實驗參與者執行hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80與DJ 100等6種跳深工作，探討著地瞬間股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌的EMG值差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表15，再經重複量數單因子變異數分析(表19)，發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.08 ($\chi^2 = 42.3, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示著地瞬間腓腸肌EMG值達顯著差異， $F(2.5, 48.6) = 6.41, p < .01, \eta^2 = .25, \text{power} = .99$ 。進一步以HSD法事後比較顯示，hop ($302.3 \pm 97.6 \mu\text{v}$)著地瞬間腓腸肌EMG值顯著高於DJ 20 ($208.4 \pm 126.1 \mu\text{v}$)

)、DJ 80 ($183.1 \pm 80.2 \mu v$) 與 DJ 100 ($155.8 \pm 60.2 \mu v$)，DJ 60 ($243.0 \pm 151.1 \mu v$) 著地瞬間腓腸肌EMG值顯著低於DJ 100；在著地瞬間比目魚肌EMG值部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 15，再經重複量數單因子變異數分析 (表 19)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .10 ($\chi^2 = 39.4, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果未達顯著差異， $F(2.8, 53.6) = 0.84, p > .05$ ；在著地瞬間股直肌EMG值部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 15，再經重複量數單因子變異數分析 (表 19)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .16 ($\chi^2 = 31.0, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示未達顯著差異， $F(3.2, 61.1) = 2.35, p > .05$ ；在著地瞬間股內側肌EMG值部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 15，再經重複量數單因子變異數分析 (表 19)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .19 ($\chi^2 = 27.9, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示未達顯著差異， $F(3.3, 63.7) = 1.21, p > .05$ 。

四、著地前肌肉工作時間

著地前肌肉工作時間是以實驗參與者，從高台垂直落下的騰空階段，肌肉開始工作到著地瞬間過程的作用時間，定義為肌肉工作時間，作為檢視肌肉工作是否隨著高度提升而提前工作。研究以 20 名實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等 6 種跳深工作，探討著地前肌肉作用時間變化，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 16，

再經重複量數單因子變異數分析(表19),著地前腓腸肌作用時間,發現Mauchly's W球形檢定達顯著,係數為.10($\chi^2 = 37.85, p < .01$),需要使用修正後的自由度,結果顯示達顯著差異, $F(2.9, 56.4) = 16.11, p < .01, \eta^2 = .45, power = 1.00$ 。經HSD法事後比較顯示,hop(105.9 ± 41.4 ms)、DJ 20(131.1 ± 36.8 ms)、DJ 40(134.4 ± 27.5 ms)與DJ 60(155.4 ± 42.2 ms)著地前腓腸肌肌肉工作時間顯著低於DJ 80(195.6 ± 76.2 ms)與DJ 100(197.5 ± 61.5 ms);著地前比目魚肌作用時間部份,將所測得數據先進行描述統計分析後如表16,再經重複量數單因子變異數分析(表19),發現Mauchly's W球形檢定達顯著,係數為.20($\chi^2 = 27.20, p < .01$),需要使用修正後的自由度,結果顯示達顯著差異, $F(3.0, 57.8) = 7.76, p < .01, \eta^2 = .29, power = .99$ 。進一步經HSD法事後比較顯示,hop(40.4 ± 41.3 ms)、DJ 20(41.2 ± 46.3 ms)與DJ 40(57.9 ± 38.9 ms)著地前比目魚肌肌肉工作時間顯著低於DJ 80(100.0 ± 52.1 ms) DJ 100(111.6 ± 49.7 ms), 60(65.6 ± 91.6 ms)著地前肌肉工作時間顯著低於DJ 100;著地前股直肌作用時間,將所測得數據先進行描述統計分析後如表16,再經重複量數單因子變異數分析(表19),發現Mauchly's W球形檢定達顯著,係數為.02($\chi^2 = 105.86, p < .01$),需要使用修正後的自由度,結果顯示未達顯著差異, $F(1.3, 25.5) = 0.30, p > .05$;著地前股內側肌作用時間,將所測得數據先進行描述統計分析後如表16,再經重複量數單因子變異數分析(表19),發現Mauchly's W球形檢定達顯著,係數為.24($\chi^2 = 24.37, p < .01$),需要使用修正後的自由度,結果顯示達顯著差異, $F(3.1, 60.0) = 8.81, p < .01, \eta^2 = .31,$

power = 1.00。進一步經HSD法事後比較顯示，hop(30.9 ± 14.0 ms)、DJ 20 (26.3 ± 22.9 ms)、DJ 40 (37.2 ± 21.2 ms) 與DJ 80 (49.2 ± 20.9 ms) 著地前股內側肌肌肉工作時間顯著低於DJ 100 (62.8 ± 37.1 ms)，hop與20 DJ著地前股內側肌肌肉工作時間顯著低於DJ 80。

本研究以hop的肌肉工作為標準振幅，比較5種跳深高度的肌肉工作情形，以圖10描述不同跳深高度腓腸肌的肌肉預收縮現象，將著地瞬間前騰空階段的肌肉工作視為肌肉預收縮，顯示隨著跳深高度增加，肌肉預收縮特徵越趨明顯，當高度提升至DJ 100時，肌肉預收縮出現的時宜與hop相比提早工作約92 ms，由此，合理推論下肢肌肉工作，將隨著高度的增加而大幅提高肌肉工作量，以因應著地時外界環境所給予的影響；圖11為比目魚肌與踝關節力矩作用曲線特徵，對照肌肉工作與力矩變化，顯示著地後的比目魚肌肌肉工作時間略為接近踝關節力矩作用時間，因此，推論踝關節力矩作用時宜與大小，顯示比目魚肌肌肉工作具有相當重要的影響機制。

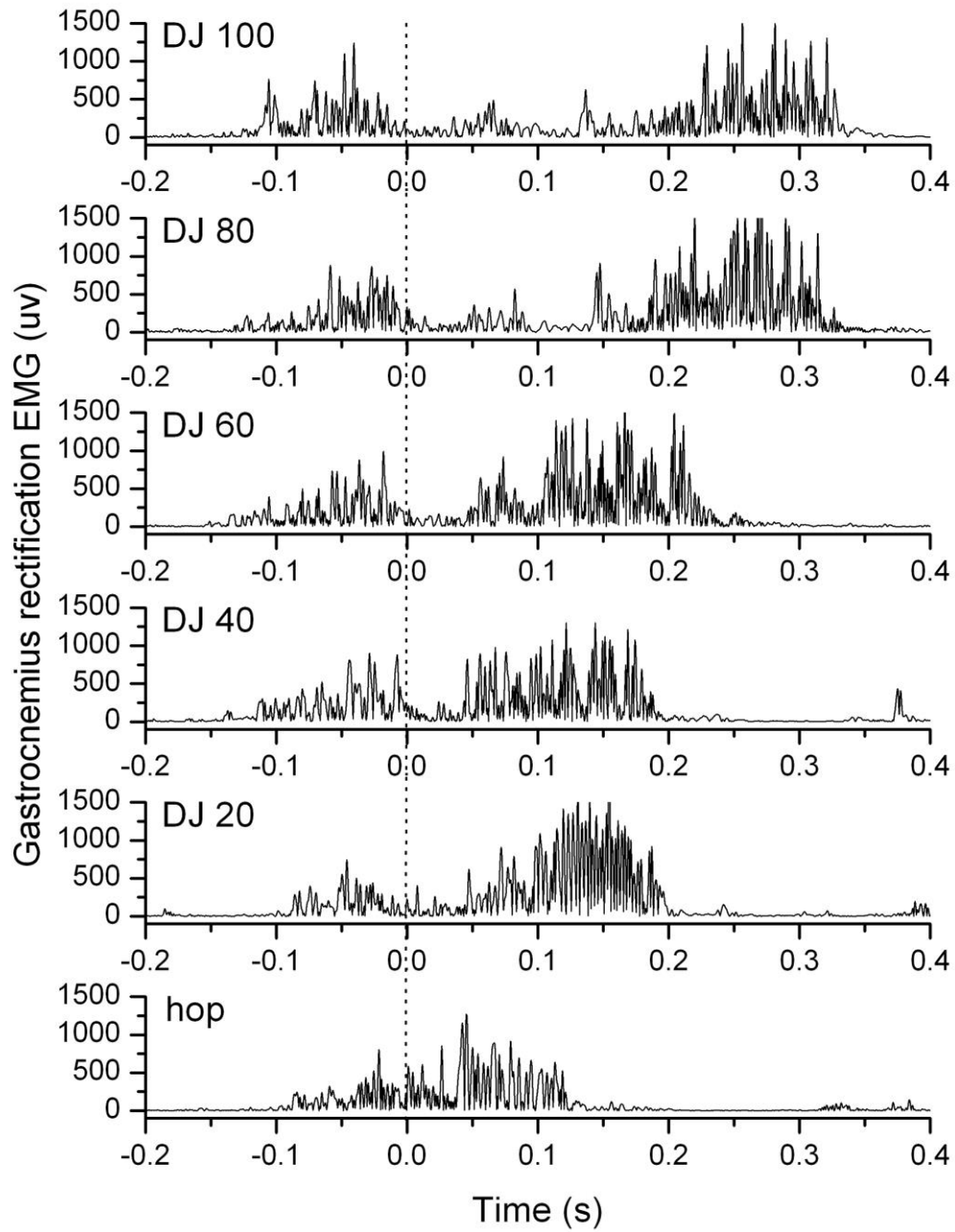


圖 10：不同跳深高度腓腸肌肌肉工作。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

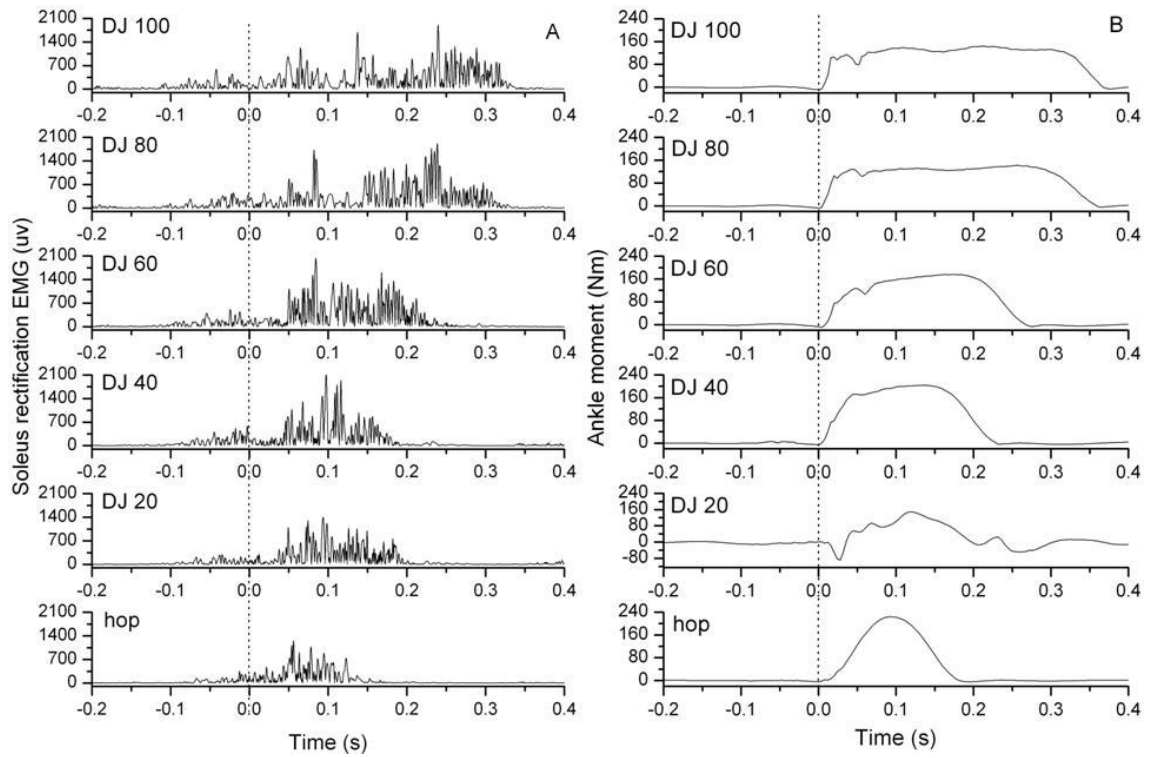


圖 11：不同高度比目魚肌（A）與踝關節力矩作用（B）。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

表 13：著地前 EMGrms 平均數與標準差（單位： μv ）

N = 20 工作	股直肌		股內側肌		腓腸肌		比目魚肌	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
hop	59	25	106	59	202	80	59	34
DJ 20	59	53	107	88	228	105	77	66
DJ 40	78	44	131	94	257	92	90	35
DJ 60	75	50	125	76	323	116	115	54
DJ 80	92	32	158	71	329	109	128	43
DJ 100	119	52	167	83	362	164	134	42

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 14：著地前 IEMG 平均數與標準差（單位： $\mu\text{v} \cdot \text{s}$ ）

N = 20 工作	股直肌		股內側肌		腓腸肌		比目魚肌	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
hop	3.6	1.5	7.6	4.1	20.0	10.4	5.4	3.3
DJ 20	4.3	3.2	7.7	5.9	21.8	9.6	7.8	6.6
DJ 40	5.2	3.3	9.4	7.1	25.0	8.9	8.2	3.3
DJ 60	5.7	4.9	9.4	6.4	31.1	11.3	10.9	5.3
DJ 80	6.9	2.6	12.3	5.3	31.9	10.7	12.3	4.3
DJ 100	9.6	4.9	13.9	6.7	34.9	15.7	13.0	4.2

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 15：著地瞬間 EMG 值平均數與標準差（單位： μv ）

N = 20 工作	股直肌		股內側肌		腓腸肌		比目魚肌	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
hop	167	72	283	147	302	97	116	65
DJ 20	153	150	264	216	208	126	125	135
DJ 40	200	114	320	193	235	150	140	65
DJ 60	193	97	287	149	243	151	145	74
DJ 80	233	115	345	152	183	80	160	75
DJ 100	231	88	330	161	155	60	151	66

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 16：著地前肌肉工作時間平均數與標準差（單位：ms）

N = 20 工作	股直肌		股內側肌		腓腸肌		比目魚肌	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
hop	21	19	30	14	105	41	40	41
DJ 20	24	28	26	22	131	36	41	46
DJ 40	29	23	37	21	134	27	57	38
DJ 60	31	35	36	17	155	42	65	91
DJ 80	38	26	49	20	195	76	100	52
DJ 100	37	28	62	37	197	61	111	49

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 17：著地前 100 ms 肌肉工作趨向分析變異數分析摘要

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power
股直肌						
線性	1	35347.94	14.40	.01	.43	.94
殘差	19	2454.08				
二次	1	1896.39	1.19	.28	.05	.17
殘差	19	1591.61				
三次	1	1905.66	2.57	.12	.12	.33
殘差	19	740.48				
股內側肌						
線性	1	43519.87	11.04	.01	.36	.88
殘差	19	3939.26				
二次	1	70.37	0.02	.88	.00	.05
殘差	19	3507.16				
三次	1	75.95	0.03	.85	.00	.05
殘差	19	2285.01				
腓腸肌						
線性	1	231091.21	69.11	.01	.44	1.00
殘差	19	3343.53				
二次	1	3849.79	0.68	.41	.00	.12
殘差	19	5622.10				
三次	1	186.43	0.10	.75	.01	.06
殘差	19	1837.29				
比目魚肌						
線性	1	46456.09	12.31	.01	.39	.91
殘差	19	3771.23				
二次	1	892.53	0.66	.42	.03	.12
殘差	19	1344.19				
三次	1	767.73	1.29	.27	.06	.19
殘差	19	595.07				

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

表 18：著地前 EMGrms 與 IEMG 變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
著地前 EMGrms							
股直肌							
高度	5	10186.20	6.16	.01	.24	.99	A, B, C, D < F
殘差	95	1653.50					
股內側肌							
高度	5	13070.57	3.51	.01	.15	.90	A, B < F
殘差	95	3715.09					
腓腸肌							
高度	3.0	80442.76	17.38	.01	.47	1.00	A, B, C < D, E, F
殘差	58.1	4627.13					
比目魚肌							
高度	2.7	87760.26	32.88	.01	.63	1.00	A, B, C < E, F; A < E
殘差	52.8	2668.47					
著地前 IEMG							
股直肌							
高度	5	93.06	7.71	.01	.28	.99	A, B, C, D < F; A < E
殘差	95	12.06					
股內側肌							
高度	5	126.10	5.20	.01	.21	.98	A, B < F
殘差	95	24.23					
腓腸肌							
高度	3.0	736.00	14.70	.01	.43	1.00	A, B, C, D < E, F
殘差	57.1	50.05					
比目魚肌							
高度	2.9	173.96	12.32	.01	.39	1.00	A, B, C < E, F; A < D
殘差	55.4	14.11					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

表 19：肌肉工作時間與著地瞬間變異數分析摘要與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
著地前肌肉工作時間							
股直肌							
高度	2.9	0.09	0.30	.90	.01	.12	
殘差	56.4	0.30					
股內側肌							
高度	3.1	0.35	8.81	.01	.31	1.00	A, B, C, D < F; A, B < E
殘差	60.0	0.04					
腓腸肌							
高度	2.9	2.72	16.11	.01	.45	1.00	A, B, C, D < E, F
殘差	56.4	0.16					
比目魚肌							
高度	3.0	1.79	7.76	.01	.29	.99	A, B, C < E, F; D < F
殘差	57.8	0.23					
著地瞬間							
股直肌							
高度	3.2	21208.78	2.35	.07	.11	.73	
殘差	61.1	8994.59					
股內側肌							
高度	3.3	19712.84	1.21	.31	.06	.41	
殘差	63.7	16296.00					
腓腸肌							
高度	2.5	52587.71	6.41	.01	.25	.99	A > B, E, F; D > F
殘差	48.6	8200.76					
比目魚肌							
高度	2.8	5354.88	0.84	.47	.04	.21	
殘差	53.6	6348.92					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

五、著地後 EMGrms

本研究以實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80與 DJ 100等6種跳深工作，探討著地瞬間後100 ms股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌的EMGrms差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表20，再經重複量數單因子變異數分析（表22），發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.12 ($\chi^2 = 35.7, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示著地後的股直肌EMGrms未達顯著差異， $F(2.8, 53.6) = 1.23, p > .05$ ；著地後EMGrms股內側肌部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表20，再經重複量數單因子變異數分析（表22），發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.10 ($\chi^2 = 39.4, p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.5, 47.5) = 3.09, p < .01, \eta^2 = .14, power = .85$ 。經HSD法事後比較顯示，hop ($482.2 \pm 217.8 \mu v$)著地後股內側肌EMGrms顯著高於DJ 60 ($669.5 \pm 375.1 \mu v$)。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表21）考驗趨向關係，結果顯示著地後股內側肌肌肉工作達統計差異成二次趨向關係， $F(1, 19) = 9.57, p < .01, \eta^2 = .33, power = .83$ ；著地後腓腸肌EMGrms部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表20，再經重複量數單因子變異數分析（表22），結果顯示達顯著差異， $F(5, 95) = 13.48, p < .01, \eta^2 = .41, power = 1.00$ 。經HSD法事後比較顯示，DJ 20 ($228.3 \pm 105.0 \mu v$)、DJ 40 ($257.3 \pm 92.2 \mu v$)、DJ 60 ($323.3 \pm 116.4 \mu v$)、DJ 80 ($329.2 \pm 109.25 \mu v$)與DJ 100 ($362.3 \pm 164.3 \mu v$)著地後腓腸肌EMGrms顯著低於hop ($202.9 \pm 80.7 \mu v$)，DJ

80與DJ 100顯著低於hop。當整體性變異數分析達顯著水準時，研究則以事後趨向分析（表21）考驗趨向關係，結果顯示著地後腓腸肌肌肉工作達統計差異成線性趨向關係， $F(1, 19) = 15.23$, $p < .01$, $\eta^2 = .44$, $power = .95$ ；著地後的比目魚肌EMGrms部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表20，再經重複量數單因子變異數分析（表22），發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.16（ $\chi^2 = 30.5$, $p < .01$ ），需要使用修正後的自由度，結果顯示未達顯著差異， $F(3.4, 66.0) = 0.86$, $p > .05$ 。

六、著地階段離心肌肉工作

著地階段離心工作定義為下肢接觸測力板，產生垂直方向作用力瞬間至膝關節角速度為零，作為股直肌與股內側肌離心工作階段；著地瞬間至踝關節角速度為零，作為腓腸肌與比目魚肌離心工作階段，計算此期間的肌肉工作量。本研究以實驗參與者執行hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80與DJ 100等6種跳深工作，探討踝關節離心工作的腓腸肌與比目魚肌EMGrms差異，將所測得數據先進行描述統計分析後如表20，再經重複量數單因子變異數分析（表22），發現Mauchly's W球形檢定達顯著，係數為.04（ $\chi^2 = 35.7$, $p < .01$ ），需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.7, 53.1) = 14.2$, $p < .01$, $\eta^2 = .42$, $power = 1.00$ 。進一步經HSD法事後比較顯示，hop（ $405.5 \pm 121.0 \mu v$ ）著地階段離心工作顯著高於DJ 40（ $271.6 \pm 169.9 \mu v$ ）、DJ 60（ $268.6 \pm 161.3 \mu v$ ）與

DJ 80 ($205.7 \pm 93.6 \mu\text{v}$)；在踝關節比目魚肌部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 20，再經重複量數單因子變異數分析(表 22)，結果顯示未達顯著差異， $F(5, 95) = 1.27$, $p > .05$ ；在膝關節離心工作的股內側肌部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 20，再經重複量數單因子變異數分析(表 22)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .05 ($\chi^2 = 51.0$, $p < .01$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示達顯著差異， $F(2.2, 42.7) = 4.33$, $p < .01$, $\eta^2 = .18$, $\text{power} = .95$ 。進一步經 HSD 法事後比較顯示，hop ($490.1 \pm 218.0 \mu\text{v}$) 著地階段離心工作顯著高於 DJ 20 ($605.7 \pm 301.4 \mu\text{v}$)、DJ 40 ($699.0 \pm 323.5 \mu\text{v}$)、DJ 60 ($713.6 \pm 396.2 \mu\text{v}$)、DJ 80 ($666.2 \pm 272.5 \mu\text{v}$) 與 DJ 100 ($571.9 \pm 205.0 \mu\text{v}$)，hop 著地階段離心工作顯著高於 DJ 80 與 DJ 100；在膝關節離心工作的股直肌部分，將所測得數據先進行描述統計分析後如表 20，再經重複量數單因子變異數分析(表 22)，發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .04 ($\chi^2 = 51.4$, $p < .05$)，需要使用修正後的自由度，結果顯示未達顯著差異， $F(2.2, 42.6) = 2.64$, $p > .05$ 。

由圖 12 與圖 13 分別為股直肌與股內側肌肌肉工作情形，顯示股直肌與股內側肌為著地後的作用肌群，隨著高度逐漸提升，著地後的肌肉工作亦大幅增加，而 DJ 100 肌肉工作時宜與 hop 肌肉工作持續作用約 200 ms；對於膝關節力矩作用而言，股直肌與股內側肌為膝關節的伸肌，而著地階段膝關節的伸肌力矩作用來自於股直肌與股內側肌，但以肌肉工作時間相比，股內側肌的肌肉工作時宜與膝關節力矩作用時

間略為接近，由此，推論膝關節力矩作用主要來自於股內側肌肌肉工作。

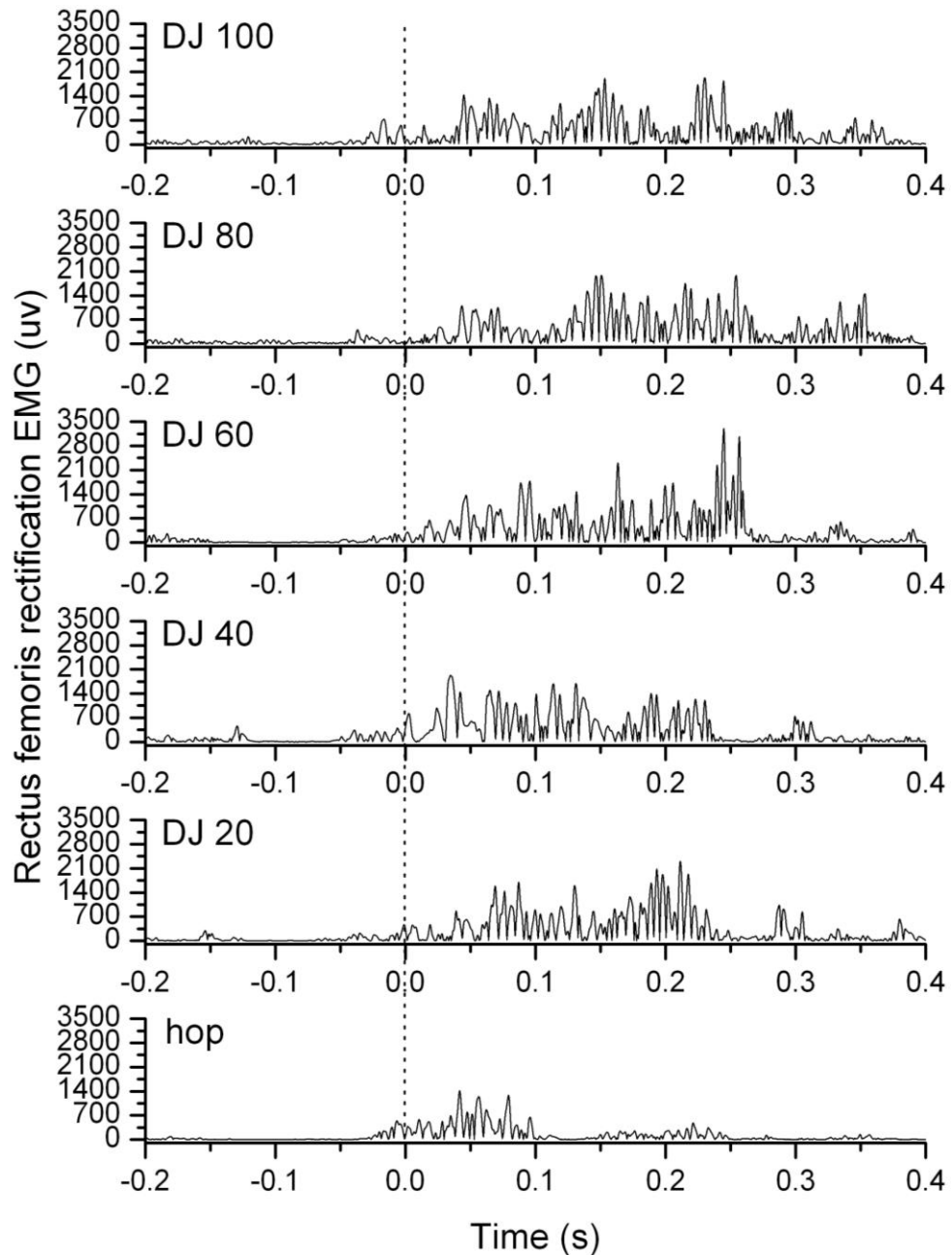


圖 12：不同跳深高度股直肌肌肉工作。
註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

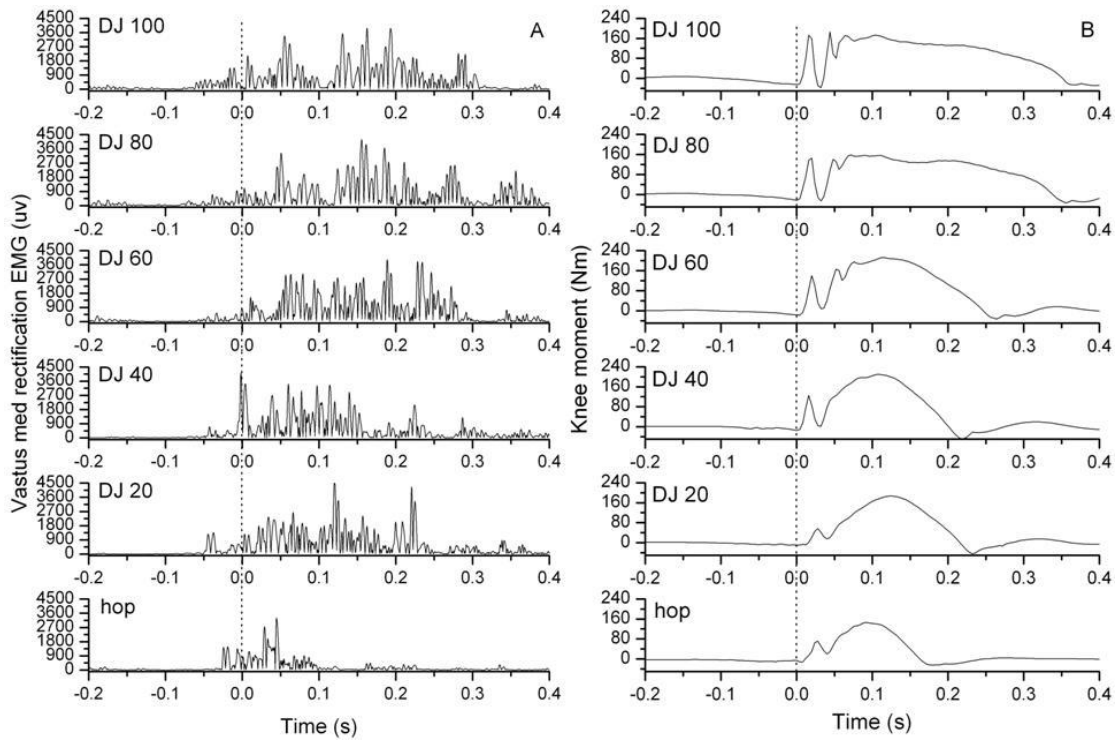


圖 13：股內側肌肌肉工作（A）與膝關節力矩作用（B）。

註：圖中虛線為著地瞬間時間為 0。

表 20：著地後 EMGrms 平均數與標準差（單位： μv ）

N = 20 工作	股直肌		股內側肌		腓腸肌		比目魚肌	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
著地後 100 ms								
hop	379	173	482	217	403	117	393	132
DJ 20	424	206	571	313	291	126	364	145
DJ 40	432	233	657	331	261	179	348	147
DJ 60	466	219	669	375	264	169	317	147
DJ 80	445	162	637	249	193	86	339	137
DJ 100	383	132	522	217	193	121	329	192
離心工作								
hop	385	165	490	218	405	121	387	117
DJ 20	457	204	605	301	317	118	448	217
DJ 40	465	222	699	323	271	169	370	142
DJ 60	501	195	713	396	268	161	380	147
DJ 80	463	165	665	272	205	93	350	154
DJ 100	406	111	571	205	185	119	355	196

註：M 為平均數、SD 為標準差。

表 21：著地後 100 ms 腓腸肌與股內側肌的趨向分析摘要

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power
腓腸肌						
線性	1	140849.90	15.23	.01	.44	.95
殘差	19	9243.44				
二次	1	324.60	0.06	.80	.00	.57
殘差	19	5026.45				
三次	1	2760.46	0.28	.60	.01	.80
殘差	19	9779.59				
股內側肌						
線性	1	27683.98	0.75	.39	.03	.13
殘差	19	36555.38				
二次	1	284321.19	9.57	.01	.33	.83
殘差	19	29681.60				
三次	1	192.21	0.04	.90	.00	.05
殘差	19	13925.04				

註： η^2 = 處理效果（effect size）

表 22：著地後 100 ms 與離心工作 EMGrms 變異數分析摘要
與事後比較

變異來源	df	MS	F	p	η^2	power	Post hoc
著地後 100 ms							
股直肌							
高度	2.8	23982.70	1.23	.29	.06	.42	
殘差	53.6	19432.47					
股內側肌							
高度	2.5	118582.26	3.09	.01	.14	.85	A < D
殘差	47.5	38343.59					
腓腸肌							
高度	5	119921.02	13.48	.01	.41	1.00	B, C, D, E, F < A; E, F < B
殘差	95	8894.70					
比目魚肌							
高度	3.4	14756.94	0.86	.50	.04	.29	
殘差	66.0	17003.68					
離心工作							
股直肌							
高度	2.2	36438.21	2.64	.07	.12	.52	
殘差	42.6	13757.79					
股內側肌							
高度	2.2	145303.53	4.33	.01	.18	.95	A < C, D, E
殘差	42.7	33520.79					
腓腸肌							
高度	2.7	127155.29	14.23	.01	.42	1.00	B, C, D, E, F < A; E, F < B
殘差	53.1	8930.15					
比目魚肌							
高度	5	25137.98	1.27	.06	.28	.43	
殘差	95	19762.36					

註： η^2 = 處理效果 (effect size)

A = hop, B = DJ 20, C = DJ 40, D = DJ 60, E = DJ 80, F = DJ 100

第四節 綜合討論

跳深動作機制經常被模擬為跑走型態的著地工作，因此，著地階段的下肢動態過程改變，對於運動技術與傷害預防有著深遠影響，過去關於下肢勁度研究以著地階段的關節角度改變（Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998）、下肢位移量大小（Hortobágyi & DeVita, 1999）、著地時間長短（Arampatzis, Brüggemann, & Klapsing, 2001）與地面反作用力大小（Granata, Padua, & Wilson, 2002）均會影響勁度參數變化，本研究通過跳台高度可漸進式的控制著地速度與力量，從運動學與動力學角度剖析不同高度著地的下肢動態改變。研究以 20 名實驗參與者進行 hop 與 5 種跳深高度，探討跳深動作肌肉預收縮與勁度的影響，以下肢位移量、髌、膝與踝關節角度、力矩、垂直反作用力第二峰值、各關節勁度與肌肉工作等參數，將各項生物力學參數經統計分析比較後，顯示下肢會在著地各階段採取不同的著地策略；其各階段分期為著地前、著地瞬間、著地後力量吸收階段與推蹬反跳等四個工作階段。肌肉工作將在各階段分別執行著地前的肌肉預收縮，著地瞬間的自我保護機制，以及著地後下蹲反跳的牽張反射等神經肌肉間（inter）或肌肉內（intra）的協調作用（Ruan & Li, 2008; Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982; Mrdakovic et al., 2008），並配合下肢髌、膝與踝關節活動與勁度調控來完成著地動作。

跳深動作屬於典型的反射性運動，因著地後立即執行反向垂直跳動作，因此，動作特性為主要工作肌群被牽拉後，產生離心收縮與再縮短的向心工作牽拉，引起一種特殊運動

機制稱為牽張縮短循環效應 (Bosco et al., 1982; Gollhofer et al., 1987)，而牽張縮短循環影響動作表現因素，在於牽張速度越快、延遲時間越短，則越能有效率的運用肌肉彈性能 (Lin, 2008)。Schmidtbleicher 與 Gollhofer (1982) 以跳深動作測量下肢肌肉工作特徵，發現神經肌肉系統可通過視覺調節的感覺系統連結牽張負荷大小，引發下肢肌肉在著地前出現預收縮現象，在一定範圍內隨著高度越高負荷越大，牽張收縮強度則越強。本研究下肢肌肉工作主要以踝關節伸肌的腓腸肌與比目魚肌，以及膝關節伸肌的股直肌與股內側肌，探討著地前後階段的肌肉工作特徵，由圖 14 顯示跳深動作著地前的騰空階段，下肢會執行肌肉預收縮工作機制，著地前 EMGrms 的股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌預收縮現象達統計差異 ($p < .05$)，說明跳深高度逐漸提升，肌肉預收縮確實會增加工作量，其中以腓腸肌預收縮現象最明顯，研究進一步以趨向分析 (trend analysis) 發現著地前股直肌、股內側肌、腓腸肌與比目魚肌肌肉工作成線性趨向關係 ($p < .05$)，符合 Mrdakovic et al. (2008) 認為著地前的肌肉工作將隨著高度影響出現線性成長，說明騰空階段的肌肉預收縮為下肢著地工作的前饋機制。以跳深的動作特性而言，著地前的肌肉工作會先累積適當肌肉張力 (Horita, Komi, Nicol, & Kyrolainen, 2002)，此作用如同肌肉在無外力影響下執行等長工作，提供著地瞬間能充分活化離心工作與向心工作間的轉換 (Bosco et al., 1982)，以利於牽張縮短循環的工作效率提升 (Ruan & Li, 2008)。Wolf, Ammerman 與 Jann (1998) 指出腓腸肌的功能著重於著地瞬間的反彈跳作用；比目魚肌則有利於著地後站立維持踝關節穩定平衡，而跳深

動作特徵屬於下肢關節位置快速移動，致使膝關節前十字韌帶易出現高負荷影響（Griffin, Agel, & Albohm, 2000），因此，肌肉預收縮機制對於關節結構的傷害預防扮演重要角色（Elias, Faust, Yung-Hua, Chao, & Cosgarea, 2003），更可進一步提供下肢因應外在環境的著地衝擊負荷（Mrdakovic et al., 2008）。

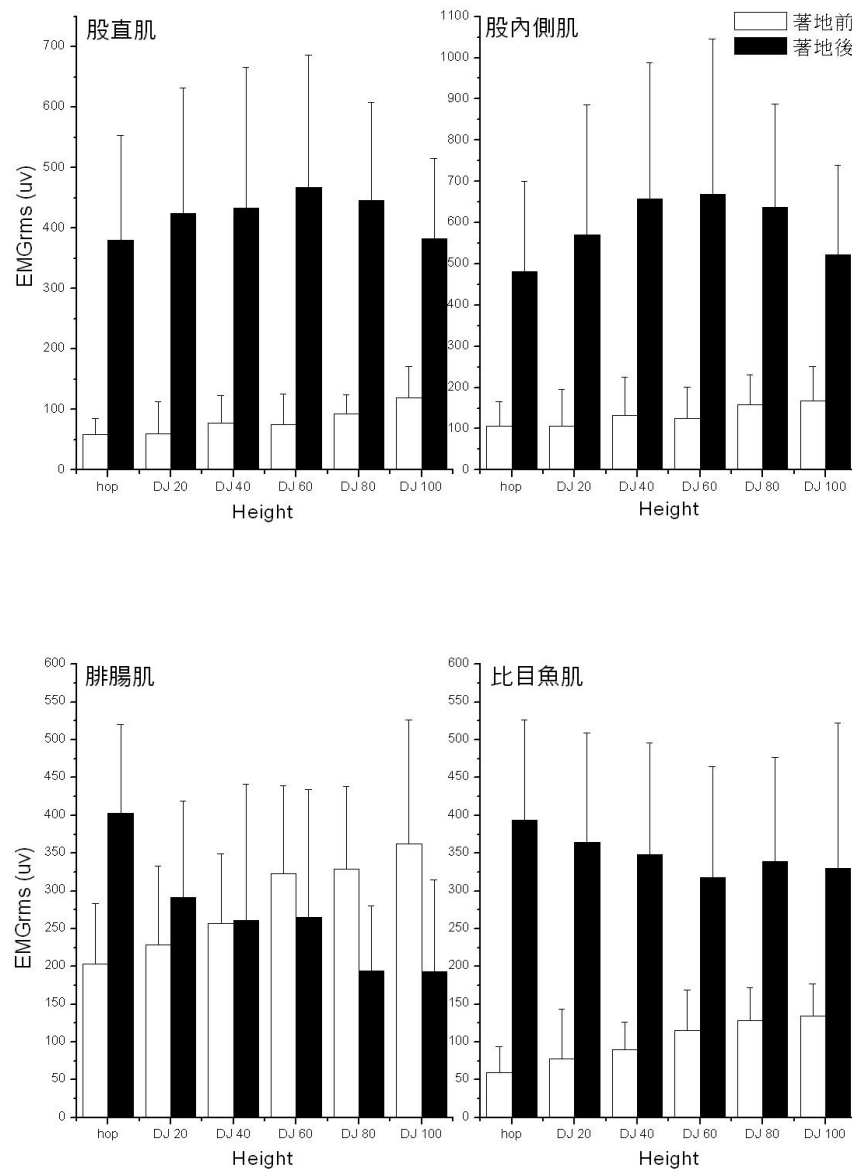


圖 14：不同跳深高度著地前後階段 EMGrms。

跳深動作著地前的工作機制以肌肉預收縮為主，著地瞬間後接續推蹬反跳階段，除了有自我保護機制與牽張反射等肌肉工作機制外，更介入勁度的動態調控，首先，觀察肌肉預收縮與自我保護機制出現時宜，Komi (1986)、Schmidtbleicher 與 Buehrle (1987) 研究指出肌肉預收縮現象為著地前 100-150 ms 間，自我保護機制出現的時宜為著地瞬間前後 40 ms 內，從圖 10 腓腸肌肌肉工作情形，可驗證過去研究結果所說明的現象與特徵。隨著高度逐漸提升，預收縮工作機制在著地前產生高度肌肉張力，為避免著地瞬間因肌肉過於僵硬所帶來的肌肉損傷，因此，腓腸肌會在著地瞬間立即降低肌肉張力，其實務工作為緩衝著地瞬間碰撞所引起的肌肉傷害，此作用則為著地瞬間的人體自我保護機制，對於著地工作具有重要意義。對於下肢著地工作次序為踝關節、膝關節與髖關節，作為緩衝與吸收地面反作用力的重要關節部位，Devita 與 Skelly (1992) 研究指出輕柔 (soft) 與僵直 (stiff) 等兩種不同著地工作，輕柔著地工作的碰撞力量主要由髖關節與膝關節作用來吸收，而僵直著地工作則依賴踝關節作用來吸收，在下肢骨骼肌肉系統作功效能而言，輕柔著地比硬式著地多作用 19%，以踝關節作用 44% 為主要的緩衝關節，其次為膝關節 34% 與髖關節 22%。由圖 3 至圖 5 觀察著地階段的髖、膝與踝關節角度曲線變化，顯示下肢關節在著地前的曲線變化，隨著高度提升踝關節蹠屈角度則越趨明顯，其蹠屈作用來自於腓腸肌的預收縮機制，因著地前的踝關節伸肌在沒有外力影響下，肌肉工作產生一定張力，為蹠屈作用明顯的原因之一，說明著地瞬間踝關節以蹠屈方式著地，接續轉換成背屈角度，其踝關節蹠屈與背屈轉

換過程，作為吸收部分的碰撞力量 (Devita & Skelly, 1992)，而膝關節與髖關節則以屈曲作用為主，就髖關節屈曲活動角度，DJ 20、DJ 40 與 DJ 60 等高度均低於 DJ 80 與 DJ 100 等高度；膝關節角度在 DJ 20 與 DJ 40 等高度均低於 DJ 80 與 DJ 100 等高度；踝關節角度在 hop、DJ 20 與 DJ 40 等高度低於 DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 等高度 ($p < .05$)，顯示在 5 種跳深高度的髖、膝與踝關節屈曲角度將區分為兩組不同工作型態，說明下肢為了因應不同著地負荷，著地前的角度曲線變化具有引導作用，作為下肢著地碰撞的準備工作。

著地後的力量吸收階段，由圖 7 至圖 9 顯示下肢關節所作用的力矩以伸肌力矩為主，以踝關節為著地瞬間的第一碰撞部位，曲線顯示伸肌力矩隨著高度提升有增加的趨勢。著地瞬間膝關節與髖關節出現部分屈肌力矩，推論膝與髖關節在著地瞬間的力矩作用以部分主動下蹲，接續主動推蹬的伸肌力矩，通過屈肌力矩來緩衝著地瞬間的碰撞負荷，來穩定肢體軀幹的平衡效果，接續以伸肌力矩抵抗肢體慣性向下的力量影響，才得以完成整個推蹬反跳工作。進一步比較髖、膝與踝關節力矩曲線變化，顯示伸肌力矩作用無法在著地瞬間 50 毫秒內穩定力矩作用，而造成力矩曲線變異大，推論為著地碰撞的 50 毫秒內為碰撞力量峰值 (impact force peak)，而此作用時間內是人體無法由動作改變或意識控制所影響 (Nigg, 2007)，因此，伸肌力矩作用無法在著地碰撞的第一時間有效執行，而產生曲線變異較大的主因。圖 14 顯示股直肌與股內側肌，主要作用於著地後膝關節離心工作階段，說明股直肌與股內側肌離心工作目的，為著地後平衡穩定作用與肌肉彈性能的有效儲存過程，以提供爆發性的肌肉力量於

推蹬反跳階段。對於牽張反射的肌肉工作特徵，隨著高度由 hop 至 DJ 100 逐漸提升，顯示肌肉工作量將大幅增加，此現象符合 Ruan 與 Lee (2008) 認為牽張負荷越大，則肌肉收縮強度越強，因此，由 hop 至 DJ 60 股直肌與股內側肌均有此現象的產生，尤以股內側肌特別明顯，而股內側肌在著地後 EMGrms 達顯著差異 ($p < .05$)，證明此現象支持過去研究結果。而牽張反射的工作階段，以踝關節工作完成後，接續為膝關節與髖關節以屈曲方式緩衝著地，結果顯示踝、膝與髖關節下蹲關節屈曲活動角度達顯著差異 ($ps < .05$)，而跳深動作著地後的下肢關節改變與力矩變化，對於勁度調控有關聯，Carter, Crago, 與 Keith (1990) 指出關節勁度的動態調控對於垂直勁度改變有關，研究更進一步指出踝關節勁度對於整體勁度的調控具有重要影響 (Farley et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999)。隨著高度的增加，膝關節與踝關節在著地階段具有較高的力矩作用，而個體為了緩和著地所產生的衝擊，會以較多的關節工作範圍來減少碰撞力量，根據不同跳深高度的踝關節與膝關節勁度達顯著差異 ($ps < .05$)，而髖關節勁度未達顯著差異 ($p > .05$) 的原因，可能為著地過程髖關節的工作範圍最小，關節力矩峰值僅次於膝關節，造成髖關節勁度的調控無法由關節工作範圍有效調節，進而產生較高的關節勁度。Granata et al. (2002) 指出過高的下肢勁度可能導致骨骼受到傷害；過低的下肢勁度可能造成關節連結軟組織受傷。從著地工作次序觀察，踝關節為著地碰撞的第一關節位置，對於碰撞力量接觸最為直接，因此，踝關節勁度相對較小，膝關節與髖關節次之，顯示下肢對於著地碰撞力量的勁度調控策略，為踝關節、膝關節至髖關節勁

度的遞增，因著地過程踝關節的勁度大小，尤如一個彈簧結構的避震作用，須以較低的勁度來緩和碰撞力量，接續膝關節與髖關節則以較高的關節勁度，以維持整體的平衡穩定功能，說明人體下肢勁度的動態調控具有傷害預防與穩定平衡機制（Butler et al., 2003; Williams et al., 2001, 2004）。

由此可知，牽張反射肌肉工作與關節勁度，對於著地後的力量吸收階段具有直接影響，因勁度的動態調控是受到力矩作用大小所影響；而力矩變化則與肌肉工作有關連，而股直肌與股內側肌為膝關節離心階段的工作肌群，Komi（1986）指出當牽張負荷過大，將會造成神經支配阻滯現象出現，進而喪失牽張反射能力。當跳深高度從 DJ 60 至 DJ 100 著地後的股內側肌開始出現降低趨勢，顯示牽張反射的肌肉工作特徵確實會隨著高度提升，以招募更多的肌肉工作參與，促使肌肉收縮強度增加，但達到一定負荷後則喪失牽張反射能力，導致神經肌肉阻滯現象，促使肌肉收縮強度降低，避免著地後的肌肉損傷，更有可能降低運動表現，因此，減少肌肉工作量作為一種著地後降低收縮強度的保護機制，此特徵類似於腓腸肌的自我保護機制，主要的差異為腓腸肌自我保護機制作用於著地瞬間的前後 40 ms 內，而股內側肌自我保護機制作用於著地後牽張負荷過大時。推論股內側肌的自我保護機制在 DJ 60 至 DJ 100 時，促使肌肉工作的收縮強度降低，影響肌肉工作所產生的膝關節力矩作用大小，導致膝關節勁度在 5 種不同跳深高度未達統計差異（ $p > .05$ ）。

垂直勁度大小是根據垂直方向地面反作用力峰值與重心位移量之間的比值而來，從不同跳深高度垂直方向地面反作用力峰值、力矩變化量與關節力矩峰值達顯著差異（ $ps < .05$ ）。

)，說明隨著高度逐漸提升，下肢關節受力情況確實會大幅增加，將結果連結至垂直勁度與關節勁度時，則發現垂直勁度未達顯著差異 ($p > .05$)，研究指出以較僵硬方式著地，伴隨著較高的垂直勁度，將導致垂直方向的地面反作用力峰值增加，造成作用峰值提早發生，增加下肢負荷率提高 (Devita & Skelly, 1992)。因此，隨著跳深高度提升，垂直方向的地面反作用力則會增加，人體下肢會自行調節降低勁度大小，利用下肢髌、膝與踝關節角度工作範圍，影響重心位移量改變達顯著差異 ($p < .05$)，進而有限度的調整垂直勁度，但高度如果持續增加，將導致著地衝擊力過大則無法再調節垂直勁度降低 (Hortobágyi & DeVita, 1999)，也就是說，垂直勁度改變是根據垂直方向作用力峰值與重心位移量的比值而來，當高度持續增加，重心位移量所能緩衝的工作範圍達到極值時，則無法持續調整垂直勁度大小，因此，垂直勁度的調控是有限度的範圍內才得以有效作用。

從著地前的預收縮、著地瞬間的自我保護機制與著地後力量吸收階段的牽張反射與勁度調控，均是為了有效率達成推蹬反跳的工作階段，而跳躍表現的判定是一個簡易觀察個體跳躍能力提升的明顯參數，Moran 與 Wallace (2007) 研究指出膝關節離心工作活動範圍與肌肉載荷，對於跳躍表現有著密切關係，而本研究結果對於不同高度著地後的跳躍表現達顯著差異 ($p < .05$)，從運動學的結果得知膝關節離心工作時間，與著地階段的髌、膝與踝關節角位移量均達顯著差異 ($p_s < .05$)，動力學則以膝關節離心工作的股內側肌與踝關節離心工作的腓腸肌達顯著差異 ($p_s < .05$)，說明跳深高度的提升，將影響關節工作範圍，以增加離心工作時間，促使

更多的肌肉工作參與，以利跳躍表現的有效提升。

根據上述結果，通過不同跳深高度的實驗工作，可剖析運動學與動力學參數對於人體著地工作的作用意義，此實驗工作的動作特性屬於反射性運動，以著地後立即執行反向垂直跳動作，將動作過程分割為著地前、著地瞬間與著地後力量吸收階段與推蹬反跳等四個工作階段。著地前肌肉工作是最早開始運作的工作機制，而肌肉工作是肢體產生力量最直接的來源之一，以肌肉預收縮使肌肉累積適度張力，提供著地瞬間牽張縮短循環的離心收縮與向心收縮效益提高，有效因應著地的衝擊碰撞外，更可增加運動表現提升，由此可知，預收縮的肌肉工作效益與自我保護機制對著地工作具有相當重要的意義，而著地後的工作機制則介入骨骼肌肉系統影響，增加垂直勁度與關節勁度的調控以維持個體平衡穩定機制，本研究結果顯示關節角度位移量確實能緩解關節勁度大小，而肌肉工作意義則能有效的應用於著地階段，幫助下肢面臨著地碰撞影響減輕工作負荷。

綜合以上論述，通過牽張縮短循環工作特性，可更真確的了解肌肉預收縮與勁度調控意義，以幫助人體運動技術的增進與保護，藉此，將已知訊息轉移概念至競技運動訓練上，提供增強式訓練有更佳的訓練方針，以利運動技術有更好的發展，以及對於運動傷害預防有更深層的思維。

第五章 結論與建議

本研究以運動生物力學方法，探討跳深高度對肌肉預收縮與勁度影響，以不同高度的實驗設計，了解下肢關節的運動學與動力學參數改變，試著解釋改變著地工作控制因子。以下根據實驗的結果與討論，總結研究發現；並且對於本研究課題的後續研究與發展提供可行建議。

第一節 結論

本研究的主要目的係以彈簧質量模型，探討連續直膝跳與跳深動作對關節勁度、垂直勁度與肌肉預收縮的影響。研究以 20 名健康男性為實驗的自願參與者，隨機要求實驗參與者執行 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80 與 DJ 100 跳深動作，再以垂直勁度與關節勁度公式計算下肢勁度參數，經重複量數單因子變異數分析、趨向分析與 HSD 法事後比較後 ($\alpha = .05$) 等方法，綜合各種結果與討論得知，人體從高處落下時，肌肉預收縮將提早開始運作，使肌肉預收縮工作量隨之提升，藉此提高肌肉工作效率。而髖、膝與踝關節角度曲線會在著地各階段產生不同的工作型態，作為下肢碰撞前的引導準備工作。但是，腓腸肌在著地瞬間的電訊號活動出現抑制作用，由腓腸肌電訊號活動成線性趨向關係降低，說明著地前肌肉均會維持一定張力，作為緩衝著地瞬間的衝擊影響，但為避免肌肉在著地瞬間過於僵硬造成肌肉損傷，將會在著地瞬間前後 40 ms 內降低肌肉張力，形成自我保護機制。著地後的力量吸收階段力矩曲線變化以伸肌力矩，通過主動

推蹬以抵抗著地瞬間肢體向下的慣性力量，此階段的肌肉工作以牽張反射的股內側肌為主，當跳深高度負荷過大時，則會出現神經阻滯現象，而股內側肌的電訊號變化隨高度增加成二次趨向關係，說明股內側肌具有與腓腸肌不同形式的自我保護特徵，如能有效運用自我保護機制可防止下肢著地碰撞影響。離心工作階段的垂直勁度、髖關節、膝關節與踝關節勁度並沒有隨著跳深高度增加而有顯著差異。研究發現肌腱-肌肉系統的勁度調控，以適應多種與多變負荷情境的肌肉內與肌肉間協調作用，而伸肌勁度的調控現象主要為穩定著地動作，並以接續性反應動作的跳躍表現作準備。

第二節 建議

本研究結果討論後，有些許建議供未來研究之參考，本研究實驗參與者若加以操弄至疲勞狀態，是否會有不同的動作或調控機制產生，或者實驗設計於負重狀態下進行不同高度跳深，可進一步探討下肢工作特徵；過去有關著地碰撞常以勁度參數為探討運動傷害與運動表現的指標，往後可結合有效作用質量（effective mass）的概念作為比較，針對下肢著地工作能有更深層的剖析。

參考文獻

一、中文部分

許太彥(2003)。國小學童不同軟硬表面著地下肢勁度調節之機轉及其影響。未出版博士論文，國立臺灣師範大學，臺北市。

陳重佑(2001)。外力作用下的運動行為。2001年國際運動教練科學研討會暨大專院校體育學術研討會講師論文集(pp. 138-146)。2001年11月16日-18日，於臺中市，國立臺灣體育學院。

二、英文部分

- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Klapsing, G. M. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 923-931.
- Avogadro, P., Kyröläinen, H., & Belli, A. (2004). Influence of mechanical and metabolic strain on the oxygen consumption slow component during forward pulled running. *European Journal of Applied Physiology*, 93(1-2), 203-209.
- Ambegaonkar, J. P., Shultz, S. J., & Perrin, D. H. (2011). A subsequent movement alters lower extremity muscle activity and kinetics in drop jumps vs drop landing. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2781-2788.
- Bosco, C., Komi, P. V., & Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 111(4), 135-140.
- Bosco, C., Ito, A., Komi, P. V., Luhtanen, P., Rahkila, P., & Rusko, H. V. (1982). Neuromuscular function and mechanical efficiency of the human leg extensor

- muscles during jumping exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 114, 543-550.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12), 1217-1227.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-517.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical leg and joint stiffness: Modeling and recommendations for future research. *Sports Medicine*, 38(8), 647-657.
- Carter, R. R., Crago, P. E., & Keith, M. W. (1990). Stiffness regulation by reflex action in the normal human hand. *Journal of Neurophysiology*, 64 (1), 105-118.
- Clark, R., A. (2009). The effect of training status on inter-limb joint stiffness regulation during repeated maximal sprints. *Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(3), 406-410.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Willems, P. A. (2005). Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. *The Journal of Experimental Biology*, 208(12), 2333-2346.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1),

- 108-115.
- Elias, J. J., Faust, A. F., Yung-Hua, C., Chao, E. Y., & Cosgarea, A. J. (2003). The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 241-246.
- Fukashiro, S., & Komi, P. V. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 1, 15-21.
- Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running spring: Speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*, 185, 71-86.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 1044-1055.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-273.
- Flanagan, E. P., & Harrison, A. J. (2007). Muscle dynamics differences between legs in healthy adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 67-72.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M., & Aura, O. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 7,

71-78.

- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., ... Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150.
- Günther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*, 35, 1459-1474.
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-135.
- Hortobágyi, T., & DeVita, P. (1999). Altered movement strategy increases lower extremity stiffness during stepping down in the aged. *The Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(2), 63-70.
- Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C., & Kyrolainen, H. (2002). Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: Implication to performance. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 76-84.

- Hobara, H., Kanosue, K., & Suzuki, S. (2007). Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neuroscience Letters*, *418*(1), 55-59.
- Jacob, E. E., William, J. K., Robert, U. N., Brett, A. C., Maren, S. F., Dunn-Lewis, C., ... Carl, M. M. (2010). Lower body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(3), 722-729.
- Komi, P. V., & Bosco, C. (1987). Utilization of elastic energy in jumping and its relation to skeletal muscle fiber composition in man. In E. Asmussen & K. Jørgensen (Eds.), *Biomechanics VI-A: Proceedings of the Sixth International Congress of Biomechanics, Copenhagen, Denmark* (pp. 78-85). Baltimore, MD: University Park Press.
- Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Review*, *12*, 81-121.
- Komi, P. V. (1986). The stretch shortening cycle and human power output. In L. Jones, N. McCartney, & A. McComas (Eds.), *Human muscle power* (pp. 27-42). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Komi, P. V. (1992). Stretch-shortening cycle. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport* (pp. 169-179). Oxford, England: Blackwell Scientific.
- Komi, P. V., & Gollhofer, A. (1997). Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC-exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, *13*, 451-460.
- Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(1), 166-173.
- Kyrolainen, H., Finni, T., Avela, J., & Komi, P. V. (2003). Neuromuscular behavior of the triceps surae muscle tendon complex during running and jumping. *International Journal of Sports Medicine*, *24*(3), 153-155.
- Kuitunen, S., Kyrolainen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2007). Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *17*(1), 67-75.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, *12*, 653-692.
- Leukel, C., Gollhofer, A., Keller, M., & Taube, W. (2008). Phase and task specific modulation of soleus H-reflexes during drop jumps and landing. *Experimental Brain Research*, *190*(1), 71-79.

- Lin, J. D., Liu, Y., Lin, J. C., Tsai, F. J., & Chao, C. Y. (2008). The effects of different stretch amplitudes on electromyographic activity during drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 32-39.
- McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 1, 65-78.
- McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, A., & Netwon, R. U. (2002). The effect of heavy & light-load jump squat on the development of strength, power, and speed. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(1), 75-82.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2), 167-180.
- Moritz, C. T., & Farley, C. T. (2005). Human hopping on very soft elastic surface: Implication for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 208(5), 939-949.
- Mrdakovic, V., Ilic, D. B., Jankovic, N., Rajkovic, Z., & Stefanvoic, D. (2008). Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7, 269-278.
- Müller, R., Grimmer, S., & Blickhan, R. (2010). Running on

- uneven ground: Leg adjustments by muscle pre-activation control. *Human Movement Science*, 29(2), 299-310.
- Norman, R. W., & Komi, P. V. (1979). Electromyographic delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 106, 241-248.
- Nigg, B. M. (2007). Force. In B. M. Nigg & W. Herzog (Eds.), *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (3rd ed., pp. 311-333). West Sussex, England: John Wiley.
- Nuzzo, J., McBride, J., Cormie, P., & McCaulley, G. (2008). Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 699-707.
- Ruan, M., & Li, L. (2008). Influence of a horizontal approach on the mechanical output during drop jumps. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77, 1-9.
- Schmidtbleicher, D., & Buehrle, M. (1987). Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. In B. Jonsson (Eds.), *Biomechanics XB* (pp. 615-620). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Santelo, M., McDonagh, M. J. N., & Chalilis, J. H. (2001). Visual and non-visual control of landing movements in

- humans. *Journal of Physiology*, 537(1), 313.
- Wolf, S. L., Ammerman, J., & Jann, B. (1998). Organization of responses in human lateral gastrocnemius muscle to specified body perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 11-21.

實驗參與者同意書

引言

您被邀請參與此研究計畫。此文件稱為參與研究同意書，目的是要提供您本計畫之相關資訊，以便決定是否參加本研究。計畫主持人或其指定之研究說明者會為您說明研究內容並回答您的任何疑問。您可以提出任何和此研究有關的問題，在您的問題尚未獲得滿意的答覆之前，請不要同意參與此研究。如果您決定參與本研究，此文件將作為您的同意紀錄。即使您同意後，仍可不具任何理由隨時退出。

(此同意書一式兩份，一份由參與者持有，一份由計畫主持人持有)

* 研究計畫簡介

1. 計畫名稱：跳深高度對肌肉預收縮與勁度影響
2. 研究目的：就生物力學的研究手段檢測我本人跳深動作的下肢肌肉工作表現，並即時收集動作技術資訊，以作為往後教練員與運動員運動訓練的參考，對於肌力訓練的執行與傷害的預防具有重要意義。
3. 研究參與者之招募條件：無過去下肢相關病史或傷害以及運動項目需為舞龍舞獅、武術、體操、排球、跳高、跳遠等運動項目。
4. 研究過程：將接受實驗進行連續直膝跳與 5 種不同高度 (DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80、DJ 100) 跳深動作以隨機

次序分配，測量內側腓腸肌、比目魚肌、股直肌與股內側肌，4條下肢著地時作用肌。實驗開始之前測量實驗參與者最大肌力（MVC），接續進行每種跳深高度施測3次，每次間隔休息1分鐘。本研究施測前進行動作教學與說明，並且給予5分鐘時間進行暖身以及動作練習，其跳深動作試作過程要求參加者站上高台後，將主要施測腳（左腳）放鬆懸空在不受外力干擾下；在實驗過程中待研究者告知開始後，要求實驗參與者由高台垂直跳下，且在著地後盡全力並快速的反向執行垂直跳動作。

5. 本研究實驗工作由高台上垂直落下時，其著地方式為不完全直膝著地接續反向垂直跳，因此，相對於碰撞力量大小會因屈膝較多而減輕著地衝擊。

6. 實驗工作的環境設計是運動中常見的碰撞衝擊，如跑步的著地或是跳高與跳遠的起跳工作其著地碰撞力量是自身體重的10-12倍，而跳深工作（DJ 80與DJ 100）的著地碰撞力量與跳高與跳遠的起跳工作相比是較為低衝擊的工作。

*** 機密性**

本計畫依法把任何可辨識您的身分之紀錄與您的個人隱私資料視為機密來處理，不會公開，也不會向與本研究不相關的人員透露。本計畫的研究人員、研究倫理委員會的成員以及委託單位皆有法定的權利檢閱您的研究紀錄並確定研究者所進行的研究是否恰當和是否已充分保障您作為研究參與者的權利，但在正常的情況下只有本計畫的研究人員可檢閱可識別您身分的資料，如非必要，研究人員將不會將

這些資料向其他單位呈報，而且上述所有人員皆承諾絕不違反您的身分之機密性。

如果發表或出版研究結果，您的身分仍將保密。您的回應將加以編號，而連結您的姓名與此編號文件之編碼將分別儲存並保密。所有研究紀錄將妥善儲存並保密（如果有錄音或錄影的紀錄，請註明可取用者的姓名，是否將用作教學用途，以及保留的期限）。在研究過程中，若有新資訊將可能影響您是否繼續參與本計畫，計畫主持人將特別通知。

*** 參與研究可能遭遇之不適、不便或傷害及處置方法**

- 在研究中所討論的某些問題可能會使您感到不適或困擾，但您隨時可以拒絕回答任何問題或隨時退出討論。
- 為避免實驗資料收集的過程，出現參與者因下肢肌肉疲勞而導致傷害的產生，本研究的實驗安排將以衝擊較高的負荷高度（DJ 80、DJ 100），將會增加更多的間隔休息，延長間隔休息時間至 5 分鐘再接續動作的資料收集，以避免實驗參與者置身於潛在性的傷害風險。
- 每次實驗進行時，研究者先協助實驗參加者填寫實驗同意書與基本資料表。測試的動作也均為參與者的日常身體活動參與，經常出現的動作負荷，研究者也會要求並協助實驗參加者做好暖身運動，也會要求實驗參與者對每個高度負荷進行試作練習，再進行實驗的正式收集，當執行跳深動作的過程中，參與者如感到不適或下肢疼痛等情況則會立即中止實驗收集。本實驗的主要工作是以隨機分派方式從 6 種高度進行跳深動作，其實驗工作

是由高台垂直落下，著地時會隨著高度的影響而主動屈膝著地後再執行反向垂直跳，是一種不完全直膝著地的工作，主要量測著地瞬間的碰撞對於下肢勁度與肌肉影響，而實驗工作的環境設計是運動中常見的碰撞衝擊，如跑步的著地為自身體重的 2-4 倍或是跳遠的起跳工作其著地碰撞力量是自身體重的 10-12 倍 (Nigg, 2007)，而較高的跳深高度著地碰撞力量在先前的研究中顯示為自身體重的 4-6 倍，相對於跳高與跳遠的起跳工作是較為低衝擊的著地工作，為了避免實驗參與者可能發生下肢碰撞衝擊性傷害，因此，實驗參與者的運動背景有其特殊的要求與條件，其實驗參與者除了須為大專體育專修生外，以及需具備能夠蹲舉自身體重的 1.5 倍以上力量，其從事的運動項目主要工作須為日常練習中經常性的反覆相關跳躍工作類型，如舞龍舞獅、武術、體操、排球、跳高、跳遠等運動，以上項目對於跳躍碰撞的承受力均具有相當程度的熟悉與適應能力，雖實驗的跳深工作從 DJ 20 至 DJ 100 均可能出現下肢的碰撞傷害，藉此避免實驗參與者在實驗過程出現下肢相關傷害。

- 本實驗工作的主要風險係在於跳深高度在 DJ 80 與 DJ 100 時，實驗參與者可能會因為高度的影響而有陌生與不熟悉感，進而導致著地碰撞時有較大的撞擊，可能出現些微的疼痛感，因此，為減少相關的疼痛傷害，實驗內容要求實驗參與者穿著本實驗所提供的武術專業運動鞋，藉此減輕下肢的相關碰撞疼痛之不舒適感，在實驗開始收集前，統一由計畫主持人講解動作過程的要求與

技巧，接續給予實驗參與者有充分的練習與試作，其動作練習的強度，會以漸進式的強度由 hop、DJ 20、DJ 40、DJ 60、DJ 80、DJ 100 依序增加使實驗參與者能由低而高逐漸增進掌握高度所給帶來的碰撞衝擊適應力，待實驗參與者認為已可充分掌握其跳深高度的熟悉與適應，方可執行實驗工作的收集，如過程中實驗參與者自覺可能無法接受跳深高度所給予的衝擊則立即停止實驗的參與。

- 本研究在實驗收集過程中，將額外安排一名專業運動傷害防護員，以利隨時提供實驗參與者在實驗內容收集中有相關的疑慮或不舒適感出現能有立即性的處理與照護，以及每個跳深高度執行的前與後，均會安排運動傷害防護員給予適切性的評估與建議，藉此提供計畫主持人考量實驗終止與繼續的選擇。本研究中為確保實驗參與者安全所採取的預防如上，藉此將實驗過程中可能發生的傷害減至最低。

補助

若您決定參與本計畫，將不獲支付任何費用或補助。

補償

若您因參與本計畫而發生不良反應，本計畫願意提供免費的專業心理諮詢／醫療服務，請電：林建志先生聯絡，電話：0933-702847。

賠償

1. 若您因參與本計畫而發生不良反應造成傷害，陳重佑將

依法負賠償責任。

2. 您不會因為簽署本同意書，而喪失在法律上的任何權利。

*** 預期效益**

參與本計畫將不會為您帶來直接的利益。然而，您的參與將有助於人體運動科學對本計畫所研究的主題之了解。

*** 研究之參與、中止及退出**

您可自由決定是否參加本計畫；研究過程中也可不需任何理由隨時撤銷同意、退出計畫，且不會引起任何不愉快、或有任何附加的懲罰，或影響到您任何其他方面的權益（例如：工作／醫療照護／學校成績）。

*** 聯絡資訊**

如果您對本計畫有任何問題，請與計畫主持人：國立臺灣體育運動大學 體育研究所 林建志 聯絡（電話：0933-702847、04-22213108 轉 2097；電郵：fossil7412@yahoo.com.tw）。

如果您對本計畫的執行有任何不滿，或對於本計畫所採取的程序、風險和利益或您作為研究參與者的權益有任何疑慮和申訴，請與中區之研究倫理委員會聯絡（電話：04-22053366 轉 2271；電郵：rrec@mail.cmu.edu.tw）

簽章（此同意書一式兩份，一份由參與者持有，一份由計畫主持人持有）

（一） 研究說明者已詳細解釋有關本研究計畫中上述研究

方法的性質與目的，及可能產生的危險與利益。

研究說明者正楷姓名：林建志 簽名：_____

簽署日期：西元 _____年 _____月 _____日

(二) 研究參與者已詳細瞭解上述研究方法及其所可能產生的危險與利益，有關本研究計畫的疑問，業經計畫主持人或指定研究說明者詳細予以解釋。本人同意接受為此研究計畫的自願研究參與者。

研究參與者正楷姓名：_____ 簽名：_____

簽署日期：西元 _____年 _____月 _____日

(三) 計畫主持人

計畫主持人正楷姓名：林建志 簽名：_____

簽署日期：西元 _____年 _____月 _____日