

國立臺灣體育學院
National Taiwan College of Physical Education
體育研究所碩士學位論文

跳深碰撞階段的腿部有效質量
EFFECTIVE FOOT MASS DURING IMPACT LOADING
OF DROP JUMP



研究生：簡慶宏 撰
指導教授：陳重佑 博士

中華民國 100 年 7 月

誌謝

從國立臺灣體育學院競技運動學系畢業之後，感謝母校的栽培讓我得以在實習結束後順利考上教職，在 4 年的教學過程中，總是覺得學習不應該劃下句點，於是再次重返母校懷抱，再次體驗學生生活。兩年的學習期間，隨著學分修畢、投稿予以刊登、兩次 Seminar 的洗禮以及論文順利的完成，忙碌的生活也將告一段落。在此，我要感謝我的指導教授陳重佑博士，感謝老師在忙碌之餘，仍然給予知識與研究上的啟迪，讓我收穫滿滿，而您的敬業態度，更是讓我敬佩不已，也是我最需要學習的精神，感謝有您，您辛苦了。另外，也要感謝國立臺灣體育學院體育學系的學弟們，有你們的協助，才讓實驗得以順利進行，其中更要感謝偉勳，感謝你在實驗過程的鼎力相助以及數據的導讀，讓我能夠順利進行數據分析，祝福你未來博士生涯順利，更期勉你未來在學術路上能像重佑老師一樣，為體育界的莘莘學子點盞明燈。

也謝謝我的家人，假日進行課程學習以及論文撰寫，使得兩年來回家不到十次，感謝你們對我的包容，未來我將付出更多時間來陪伴您們。

最後，感謝小狐與小二，感謝小二在我撰寫論文精神不濟之時，你的耍憨模樣以及睡覺的可愛姿態，都是讓我得以振奮精神的動力。感謝小狐，你的陪伴是我最大的精神支柱，對你的感謝盡在不言中，感謝你，有你真好。

簡慶宏 謹誌 中華民國 100 年 7 月

論文名稱：跳深碰撞階段的腿部有效質量

總頁數：60 頁

院校所組別：國立臺灣體育學院體育研究所體育組

畢業及提要別：99 學年度第 2 學期碩士學位論文提要

研究生：簡慶宏

指導教授：陳重佑博士

摘要

本研究的目的是在探討不同跳深高度，在著地階段對腿部有效質量的改變特徵，並分析跳深動作各階段動力學及運動學等參數的變化情形。研究以體育專修的大學生為實驗對象（平均身高 167.3 ± 5.5 cm、平均體重 65.1 ± 5.5 kg、平均年齡 21.7 ± 1.9 歲），隨機要求實驗參與者執行 20cm、40cm 及 60cm 高度的跳深動作，並使用 Kistler 9260AA6 測力板（1000Hz）及 Vicon MXF-40 紅外線攝影機（200Hz）同步收集動力學及運動學參數，再以衝量-動量方法計算實驗參與者的腿部有效質量。經重複量數單因子變異數分析與 HSD 法事後比較後（ $\alpha = .05$ ），結果顯示腿部有效質量在跳深高度 60cm（ 1.11 ± 0.41 %BW）時，顯著高於 20cm（ 0.72 ± 0.51 %BW）、40cm（ 0.87 ± 0.29 %BW）（ $p < .05$ ），而第一峰值的碰撞力量、衝量及下肢勁度在 60cm 時，也都有顯著較高。就第一峰值碰撞力量、衝量與腿部有效質量達顯著相關（ $p < .05$ ）的結果說明了，跳深高度增加到本研究設定的 60cm 時，腿部有效質量致使較高的碰撞性傷害因素。

關鍵詞：跳深、腿部有效質量、勁度

Jian, Ching-Hung (2011). *The Effect of Drop Jump Altitude on Effective Foot Mass*.
Unpublished master thesis, National Taiwan College of Physical Education.

ABSTRACT

The main purpose of this study is to discuss the variable traits of effective foot mass during loading phase at different drop jump height, and to analyze the variation of kinetic and kinematic parameters at each phases of drop jump. The subjects of this study are college students majoring in physical education (average height 167.3 ± 5.4 cm, average weight 65.1 ± 5.5 kg, average age 21.7 ± 1.9 yrs), and were requested to drop jump at the height of 20cm, 40cm, 60cm, using Kistler 9260AA6 forceplate (1000Hz) and Vicon MXF-40 infrared video camera (200Hz) to collect kinetic and kinematic parameters simultaneously and to calculate the effective foot mass of the subjects with impulse momentum method (IMM). Through one-way ANOVA, repeated measures and HSD post-hoc test ($\alpha = .05$), the result shows that when the drop jump is at the height of 60cm (1.11 ± 0.41 %BW) , the effective foot mass is obviously higher than 20cm (0.72 ± 0.51 %BW), 40cm (0.87 ± 0.29 %BW) ($P < .05$), and when the impact force, impulse, and lower extremity stiffness of the first peak value is at the height of 60cm, it is also obviously higher. The result shows that the impact force, impulse, effective foot mass of the first peak value reaches high correlation, when the drop jump height increases to 60cm, which was set by this study, the effective foot mass causes higher impact injury.

Key words: drop jump, effective foot mass, stiffness

目錄

中文摘要	-----	
英文摘要	-----	
目錄	-----	
表目錄	-----	
圖目錄	-----	
第一章	緒論	-----1
第一節	問題背景	-----1
第二節	研究目的	-----4
第三節	研究範圍與限制	-----4
第四節	名詞解釋與操作型定義	-----5
第五節	研究的重要性	-----7
第二章	文獻探討	-----8
第一節	碰撞對人體的影響	-----8
第二節	碰撞之後的運動表現	-----11
第三節	結語	-----17
第三章	研究方法	-----18
第一節	實驗參與者	-----18
第二節	實驗器材與軟體	-----18
第三節	實驗程序	-----20
第四節	資料處理與分析	-----21
第四章	結果與討論	-----22
第一節	運動學參數結果	-----22
第二節	動力學參數結果	-----34
第三節	勁度與腿部有效質量結果	-----42

第四節	綜合討論	-----	48
第五章	結論與建議	-----	55
第一節	結論	-----	55
第二節	建議	-----	56
引用文獻		-----	57
中文部分		-----	57
外文部分		-----	58
附錄一	實驗參與者同意書	-----	60

表目錄

表 3-1	實驗參與者基本資料-----	18
表 4-1	著地瞬間下肢關節角度的平均數與標準差-----	23
表 4-2	著地瞬間下肢關節角度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	23
表 4-3	重心最低時下肢關節角度的平均數與標準差-----	25
表 4-4	重心最低時下肢關節角度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	25
表 4-5	緩衝期下肢關節角位移的平均數與標準差-----	26
表 4-6	緩衝期下肢關節角位移變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	27
表 4-7	緩衝期下肢關節最大角速度的平均數與標準差-----	29
表 4-8	緩衝期下肢關節最大角速度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	29
表 4-9	蹬伸期下肢關節最大角速度的平均數與標準差-----	31
表 4-10	蹬伸期下肢關節最大角速度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	31
表 4-11	重心位置的平均數與標準差-----	32
表 4-12	重心位置變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	33
表 4-13	垂直反作用力第一峰值發生時動力學參數的平均數與標準差-----	34
表 4-14	第一峰值發生時參數變異數分析及 HSD 事後比較摘要表-----	35
表 4-15	垂直反作用力第二峰值發生時動力學參數的平均數與標準差-----	37

表 4-16	第二峰值發生時參數變異數分析及 HSD 事後比較摘要表	39
表 4-17	下肢關節最大力矩的平均數與標準差	40
表 4-18	下肢關節最大力矩變異數分析及 HSD 事後比較摘要表	41
表 4-19	下肢關節勁度的平均數與標準差	42
表 4-20	下肢關節勁度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表	43
表 4-21	下肢勁度相關參數的平均數與標準差	45
表 4-22	下肢勁度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表	45
表 4-23	腿部有效質量變異數分析及 HSD 事後比較摘要表	47
表 4-24	20cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的關係	50
表 4-25	40cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的關係	51
表 4-26	60cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的關係	51
表 4-27	腿部有效質量與第一峰值碰撞力量、衝量的相關	53

圖目錄

圖 3-1	反光球黏貼位置圖	-----19
圖 4-1	不同跳深高度的腿部有效質量直方圖	-----47
圖 4-2	60cm 跳深下肢關節最大角速度直方圖	-----52

第一章 緒論

第一節 問題背景

人體系統在肌肉單獨工作時產生的內力並無法使人體系統發生運動狀態的改變，但透過肌肉工作讓身體與地面發生碰撞後，會產生一個地面反作用力稱之為外力，而此外力才是促使人體系統產生運動狀態改變的根源。根據牛頓第三運動定律，人體與地面發生碰撞時，會產生一個大小相同、方向相反的地面反作用力於人體上，使人體系統得以產生跑、跳的運動狀態改變（Hall, 2007），因此若是沒有地面反作用力，則人體動作的型態、節奏及身體的延伸性即無法進行。

長期在環境外力的衝擊下，會使身體型態產生改變，根據沃夫定律（Wolff's law），透過身體與地面產生的衝擊會促使骨骼肥大，骨骼的密度、大小及方向會依人體系統與地面產生碰撞時的作用力大小、方向及頻率而有所差異，所以外力衝擊能促進骨骼生長，對於骨質密度亦有提升的助益（Anderson & Cohn, 1985；Cassell, Benedict, & Specker, 1996；Huwyler, 1989；Voloshin, 2000；Witzke & Snow, 2000）。

但是，反覆的外力衝擊對人體系統也會造成發生運動傷害的隱憂，Nigg（1986）指出慢跑時身體每一次與地面的碰撞，必須反覆承受約體重 1.5-3 倍的垂直地面反作用力，而根據過去研究發現，長期使身體與地面發生反覆性的碰撞，會發生反覆負荷的運動傷害情形（Hall, 2007；黃淑貞, 1994；羅慶儒, 2008）。因此，外力不僅是使人體產生運動狀態改

變的根源，運動時身體與地面產生的衝擊，對骨骼與肌肉系統更同時具有建設性的增生與破壞性的傷害等雙重機能。

為了減少運動傷害的發生率，在著地時延長作用力的時間，可以降低碰撞衝擊對人體所產生的負荷，而慢跑鞋足跟墊的功用即是延長作用力的時間，以降低第一峰值對人體造成衝擊性的傷害（Nigg, 1986）。然而，運用下肢關節調整下肢勁度（stiffness）亦能在人體與地面發生碰撞時延長作用力時間，過去研究為了瞭解在著地時不同的下肢勁度對人體負荷率的差異，因此使用動量-衝量方法（impulse-momentum method, IMM）去計算人體在不同步態時的腿部有效質量（effective foot mass, M_{eff} ）；以彈簧-質量模型（spring-mass model）在壓縮與反彈間的觀點來看，腿部有效質量越小，表示下肢關節在支撐壓縮階段吸收了較多的衝擊力量（Chi & Daniel, 2005；Daniel et al., 2010），促使傷害的發生率降低。

儘管外力可能會造成運動傷害的發生，但是沒有外力，人體的運動狀態就無法改變，因此，地面反作用力另一個機轉，即是促進運動表現，而如何提升運動表現，一直以來都是教練員與運動員共同努力的目標。根據動量-衝量定理（impulse-momentum relationship），力量越大、速度越快，則衝量越大。因此，要觀察運動表現的優劣，衝量是值得關注的指標，以水平衝量的角度來說明短跑表現時，如何減少減速衝量，增加加速衝量，是影響速度表現的重要關鍵（Hamill & Knutzen, 2009）；而對強調垂直高度的跳高運動員而言，增加垂直衝量亦是提升跳高表現的重要因素（張志銘，1993）。另外，腿部有效質量為衝量與動量變化量的比

值，因此，衝量大小亦會影響腿部有效質量，而且在過去研究發現，跑者的下肢勁度下降時，跑者的速度與步頻也隨之下降（Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour, 2002；Dutto & Smith, 2002），因此下肢勁度與腿部有效質量亦是影響運動表現的重要因素。

根據上述，降低下肢勁度得以延長作用力時間，亦會降低跑者步頻與速度的說法，下肢勁度同時影響了運動傷害的發生率與運動表現的能力，然而，下肢勁度太大或太小皆無法作用出有效力量，因此計算腿部有效質量、尋求最佳的下肢勁度，使運動表現達到最佳並降低傷害的發生率，也就成為需要深入探討的議題。於是本研究利用跳深（drop jump）動作從高處落下在著地緩衝後需以最大力量迅速反彈跳的動作特性，來探討在不同的跳深高度中腿部有效質量的差異。

跳深動作是增強式訓練（plyometrics）的一環，增強式訓練是一種有效提升下肢肌肉爆發力的訓練方式，利用牽張-縮短循環的訓練型態，肌肉從離心收縮轉換為向心收縮，主要的訓練方式為跳躍動作，如半蹲跳（counter-movement jump）、蹲踞跳（squat jump）及跳深等是最常使用的訓練方法。在跳深動作中，跳深高度為可選擇的訓練強度。蔡豐任、蔡崇濱與劉宇（2002）建議，在實施跳深訓練之前，運動員蹲舉動作必須具備承受自身體重 1.5 倍以上的肌肉力量，且最佳的跳台負荷高度為 40-72cm，以避免運動傷害的發生。所以實施跳深動作時，對人體具有傷害性的風險，因此為避免運動傷害發生，人體會自動調整下肢勁度，以降低著地時身體重心的位置，來減緩著地時的負荷。在過去研究中只有探討在水平方向以不同的步態（走路、跑步、蹲走；

前著地、後著地)對下肢勁度與腿部有效質量的影響(Chi & Daniel, 2005; Daniel et al., 2010),未有垂直方向作用力對下肢勁度與腿部有效質量的相關研究。因此,隨著跳深高度的不同,在著地時動力學與運動學的參數是否會有差異?將是本研究探討的議題。

第二節 研究目的

本研究的旨在探討不同跳深高度對於人體著地支撐階段的運動學與動力學參數變化情況,並研究在不同的跳深高度時,腿部有效質量的變化特徵。

第三節 研究範圍與限制

為了探討跳深高度在著地反彈跳時對腿部有效質量的影響,本研究以20cm、40cm及60cm等不同的平台高度作為跳深高度,由於蔡豐任、蔡崇濱與劉宇(2002)建議,在實施跳深訓練之前,運動員蹲舉動作必須具備承受自身體重1.5倍以上的肌肉力量,且最佳的跳台負荷高度為40-72cm,因此,除了在高度選擇符合過去的研究建議外,為了避免在實驗操弄時,使實驗參與者發生運動傷害的現象,因此實驗參與者以大學體育系的學生為對象,以具備實驗所需的基礎肌力。另外,為解釋人體在著地時的下肢支撐過程,本研究以彈簧-質量模式假定人體在碰撞時支撐階段的力量吸收處理過程。而為避免運動傷害發生,未能選擇60cm以上的平台高度來進行實驗亦為本研究之限制。

第四節 名詞解釋與操作型定義

壹、跳深

本研究實驗參與者以雙手插腰姿勢，站在高於地平面的高臺上，雙腳離開高臺後受到地心引力影響使身體自然下落，隨後身體與地面產生碰撞，下肢關節進行緩衝動作後，再以最快、最大力量使身體向上跳躍，操作期間雙手不離開腰部。

貳、跳深高度

實施跳深動作時，高臺平面相對於地面的垂直高度，本研究所選擇的跳深高度為 20cm、40cm 及 60cm。

參、跳深後重心高度

實施跳深動作後，身體反彈離地時重心最高點相對於地平面的垂直距離。

肆、第一峰值

測力板所測得的垂直方向之反作用力-時間曲線圖上所產生的第一個波峰值，為著地時腳尖著地瞬間所產生。

伍、著地時間 (T)

在反作用力-時間曲線圖上，測力板收到反作用力訊號的瞬間與第一峰值發生瞬間之間的時間差。

陸、著地速度 (v_{foot})

腳掌著地瞬間重心相對於地面的速度。

柒、下肢勁度

著地緩衝時，垂直方向反作用力的最大值與身體重心下降至最低點時的下肢長度變化量之間的比值，以 $K = F / L$ 來表示。

捌、腿部有效質量

第一峰值發生時，衝量與身體動量變化量之間的比值，公式及公式符號表示如下：

$$M_{eff} = \frac{\int_{0^-}^T F(t) dt}{-v_{foot} + gT}$$

$F(t) dt$ ：碰撞時地面反作用力對時間的積分，即為衝量。

0^- ：測力板收到反作用力訊號的瞬間。

T ：測力板收到反作用力訊號的瞬間與第一峰值發生瞬間之間的時間差。

$-v_{foot}$ ：腳掌著地瞬間重心相對於地面的速度。

g ：重力加速度。

第五節 研究的重要性

實施跳深動作，是為了使運動員在著地期間與地面發生碰撞時，讓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，而達到肌肉肥大與骨質密度增加的目的，但為了達到較大的神經肌肉刺激，一昧的增加跳深高度，使運動員承受無法承擔的外力衝擊，而發生運動傷害，是一件非常可惜的事情。但儘管跳深動作對於運動員有威脅性的傷害，為增進運動表現，教練員時常會以跳深動作來強化運動員的下肢肌力，由於跳深動作的著地期間會使運動員的下肢承受巨大的反作用力，為緩解此作用力，延長作用時間，運動員會降低腿部有效質量的作用以避免傷害發生。

腿部有效質量的概念可以分析人體動作改變的特徵，而過去對於腿部有效質量的研究偏向於水平方向的跑走型態，因此本研究以跳深動作探討垂直方向的腿部有效質量，跳深動作可以漸進式的控制著地速度與力量，而動作機制也被模擬成跑走型態的著地動作，本研究於實驗環境下進行，在不同的跳深高度，隨著高度越高，垂直作用力自然會增加，而運動員是否能在著地期間自行調整腿部有效質量，以避免著地時對運動員產生衝擊性的傷害，並能在緩衝後產生有效的著地反彈跳使運動表現達到最佳？因此探討不同的跳深高度對於腿部有效質量是否會有差異，就顯的格外重要。

第二章 文獻探討

第一節 碰撞對人體的影響

人體產生運動的根源來自於力量，而力量可以分為「內力」與「外力」。當以人體當作一個系統時，此人體系統內的肌肉因工作而產生的力量即稱為內力，內力只對人體系統本身產生作用，並不引發人體系統運動狀態的改變。透過內力作用影響人體系統時，再使人體系統與系統之外的環境產生互動時，即可引發外力，而外力才是使人體系統產生運動狀態改變的根源。在自然環境下，對人體系統而言，外力即為地面反作用力（ground reaction force, GRF）、摩擦力、地心引力及空氣等等。因此，當人體系統在陸上從事運動與地面發生碰撞後，即產生地面反作用力，此地面反作用力即是促使人體產生運動狀態改變的根源，因為沒有地面反作用力，人體的運動狀態就無法改變。

外力經常是人體系統內力產生作用而引發，而環境的外力也經常對人體產生負荷與衝擊，造成身體型態的轉變、運動傷害的發生及影響整體的運動結果。然而，骨骼與肌肉是透過運動使身體與地面產生衝擊，進而刺激生長，根據沃夫定律，骨骼對訓練的反應如同肌肉一樣會造成骨骼肥大，骨骼的密度、大小、方向及形狀會依據作用力的力量大小及方向而有所不同。增加外力衝擊會增加成骨細胞的活動以建造骨質；相反的，減少外力衝擊則會增加蝕骨細胞的活動以吸收骨質（Voloshin, 2000）。Huwyler（1989）研究發現職業舞蹈者，有54%的人第二趾骨骨質密度較高，原因來自於舞蹈

者在進行 1/2 與 3/4 支撐時，受力最大的足部位置即為第二趾骨。Witzke 與 Snow(2000)以青春期的女性為研究對象，實施 9 個月的中高強度增強式訓練，訓練內容以原地跳躍 (static jump)、階梯跳躍 (stair jump) 及跳深為主，每週 3 天，每天 30-45 分鐘，結果發現實施增強式訓練的實驗組，在全身的骨質密度都有增加的趨勢，而實驗組比起維持正常身體活動的控制組，在股骨大轉子的骨質密度較高並達顯著差異。Cassell, Benedict, 與 Specker (1996) 以 7-9 歲的女性體操運動員及游泳運動員為研究對象來測量其骨質密度，發現體操運動員的骨質密度高於游泳運動員，而運動員的體重與骨質密度也成正相關，結果證實高衝擊的運動對於骨質密度提升有實質助益。另外，Anderson 與 Cohn (1985) 發現無重力的空間裡，骨質密度明顯降低。由以上研究顯示運動中的動態負荷對於維持骨質密度來說是相當重要的。

然而，運動固然可以提升骨質密度、增進心肺耐力及肌肉適能，但運動時不斷的與地面碰撞卻是運動傷害產生的隱憂，人體與地面碰撞後所產生的負荷力量可分為急性負荷與反覆負荷，急性負荷是一次強大外力介入使身體產生受傷的情況；反覆負荷是指低衝擊的力量長期反覆不斷的與身體產生衝擊而造成的傷害 (Hall, 2007)。Nigg (1986) 指出慢跑時身體每一次與地面的碰撞，必須反覆承受地面的垂直反作用力，瞬間的垂直反作用力約 1.5-3 倍的身體體重 (body weights, BW) 的重量，而這樣的反覆負荷力量可能造成運動傷害的發生。黃淑貞 (1994) 對不同等級的女子競技體操運動員做運動傷害調查研究中指出，有 95.1% 的運動員有受傷經驗，其中踝關節受傷比例為 24.9% 最高，而最常發生傷害

的項目為地板動作 52.1%。羅慶儒（2008）對臺北縣市大學生做地板街舞運動傷害的現況調查研究中發現，以腳踝 34.7% 最多，其次是手腕 24.6%，而手腕受傷原因是來自高度運用手倒立支撐起身體，將全身力量集中在手腕上，使手腕受傷的機會大增。由上述研究發現，人體運動與地面碰撞所產生的地面反作用力，無論是急性負荷或反覆負荷，對人體會造成威脅性的傷害。

而藉由外力對人體產生作用時，會造成人體運動狀態的改變，進而展現各種運動種類的動作特性。根據牛頓第三運動定律，當第一物體施力於第二物體一個作用力時，第二物體會產生一個大小相同、方向相反的反作用力給第一物體，即稱為反作用定律（law of reaction）（Hall, 2007）。由牛頓第三運動定律推論得知，當人體與地面發生碰撞時，會產生一個大小相等，方向相反地面反作用力於人體上，而當人體站立於地面靜止不動時，所承受的地面反作用力等於身體體重，但隨著個體參數、個體行為及外在環境不同，例如著地高度、著地表面硬度、著地方式、速度、鞋子材質、著地技巧等，所承受的反作用力即有所差異（Nigg, 1985）。故跑步時當腿部對著地面向前反向推蹬時，會產生反作用力致使身體向前，產生推進的速度。以短跑特點的來看，使用蹲踞式起跑在槍響後，兩腳用力推蹬離開起跑架，雙手離地後一前一後猛烈擺動，身體位移速度要快，肌肉收縮的力量要大，強調擺動腿高抬並在前擺時積極送髖以及小腿向前延伸，著地時前腳掌積極扒地，雙手擺動幅度大（馬明彩、熊西北，2007）。然而，這些強調用力推蹬、積極扒地的動作要點，若是沒有地面反作用力，則動作的型態、節奏及身體的延伸性

即無法進行或被破壞。根據阿基米得原理 (Archimedes principle) 當物體浸在液體時，會因浮力而減輕物體之重量，而水的密度遠大於空氣，使身體的阻力增加，而能給予的反作用力又遠不如地面，因此人體在水中產生的力量並不能有效的將人體向前推進 (許樹淵，1979)。故在水中進行跑步動作時，由於阻力增加、反作用力減少，即便使盡最大力量及最快頻率，向前的速度也無法比在陸地行走還要快。因此，人體與地面發生碰撞後所產生的反作用力，對人體運動型態及運動表現會有絕對性的影響。

第二節 碰撞之後的運動表現

透過內力引發外力後，人體系統會對外界環境相對產生運動狀態改變，而外力的直接作用也會對人體系統產生運動狀態的改變。如人體在跳深動作時，人體離地後受到地心引力 (外力) 影響造成人體運動狀態改變，使身體下落，隨後在人體與地面產生碰撞後，人體骨骼肌肉系統透過內力與地面反作用力 (外力) 地心引力的共同作用，進而發生身體向上跳躍的運動狀態改變。

以運動生物力學的觀點來說，人體的運動表現會受到作用力、作用時間、衝量以及勁度的影響，而作用力、作用時間、衝量及勁度等參數可使用測力板獲得。人體在著地期間使用測力板測量反作用力可以測得垂直方向的力量、前後方向的力量及左右方向等三種力量，垂直方向的力量主要是人體抵抗地心引力所產生，讓人體保持一定的高度，使運動得以進行，前後方向的力量則是影響速度的因素，左右方向的

力量則是使人體保持平衡(郭靜茹、石玉琴、周繼和,1999)。人體在跑步時速度的運動表現,可以用動量-衝量定理來說明水平速度與地面反作用力的關係,根據動量-衝量定理,力量越大、速度越快、衝量也越大,可用以下公式表達:

$$\int_{t_1}^{t_2} F(t)dt = m(v_2 - v_1)$$

上述公式中,等式右邊代表動量的變化量, m 代表身體質量, v_2 代表 t_2 時的重心速度, v_1 代表 t_1 時的重心速度,等式左邊 $F(t)dt$ 代表力量曲線函數,即為測力板所測得的水平方向之力量-時間曲線相對於時間軸所夾的面積,稱之為衝量。Hamill 與 Knutzen(2009)指出當一位跑者腳著地的瞬間到身體重心通過腳掌支撐點的垂直面之前,衝量為負值,此時地面反作用力為被動力量,人體狀態為減速階段,著地腳扮演的是阻滯向前的角色。當人體重心超越腳掌支撐點的垂直面時,衝量轉為正值,此時地面反作用力為主動力量,人體狀態為加速階段,著地腳扮演的是推蹬向前的角色。當衝量為負值時,稱為「減速衝量」,而衝量為正值時,稱為「加速衝量」。如果減速衝量小於加速衝量時,表示離地後身體重心速度快於著地前的重心速度,如100公尺競賽起跑發令到最高速度發生前之階段,速度是越來越快。當減速衝量大於加速衝量時,表示離地後重心速度慢於著地前重心速度,如400公尺競賽,最後100公尺因體能衰退造成速度銳減。而減速衝量等於加速衝量時,表示著地前、後重心速度不變,如5000公尺競賽,運動員在體能衰退前以規律的速度向前行進。

然而,衝量是作用力對時間積分的結果,故衝量大小會受到作用時間的影響。所以人體在著地到離地之間的時間長

短，亦會影響運動表現。王保成、袁運平（1997）針對短跑技術指出，跑的技术效果係數 = (騰空時間 / 支撐時間) × 100%，跑的技术效果係數越大表示短跑的成績表現越好，上式可以發現縮短支撐時間是提升短跑成績的重要因素之一。而在垂直力量方面，亦可根據力量越大、起跳速度越快、衝量也越大之動量-衝量定理來說明。張志銘（1993）對臺灣優秀的跳高運動員做運動生物力學分析，觀察運動員在起跳時的最大垂直作用力，發現運動員的起跳時間與反作用力量成反比，即起跳時間越短，反作用力越大，垂直衝量就越大，使跳高成績越佳。因此，在田徑跳高項目，成績亦會受到起跳時間、起跳垂直作用力及垂直衝量的影響。

然而，從傷害預防的角度來看，當作用力的時間越長時，產生的衝量就越小，傷害發生率也較低。許太彥（1999）以國小學生為對象，比較在不同高度（20cm、40cm、60cm）時赤腳著地的運動學與動力學特徵，發現緩衝時間隨著落地高度增加而增加，且著地瞬間時髖關節角度、膝關節角度及重心最低時髖關節角度、膝關節角度皆隨著落地高度增加而減少，說明了身體骨骼肌肉系統為啟動自我保護機制，減少地面反作用力對身體造成傷害，在著地時會曲屈下肢關節而獲得較多的緩衝空間，因此，增加身體重心向下緩衝的時間，使人體的傷害大為減少。而落地時曲屈下肢關節，除了減輕人體負荷外，另外也使人體得以產生較大的蹬伸起跳空間。劉宇、陳重佑、莊榮仁與黃長福（1998）針對國術騰空飛腳動作運動控制與協調做系列研究時指出，騰空飛腳的起跳階段的支撐腿在膝關節與髖關節都是先曲屈而後伸展的協同運動形式，而垂直地面反作用力達到最大值（第二峰值）的時

間則是發生在下肢關節最大曲屈階段，所以下肢關節的曲屈是為蹬伸起跳創造良好的時機與動作。

因此，為了探討著地時反作用力與作用時間對人體造成的影響，將人體承受的反作用力，除上時間單位後，可用負荷率（rate of loading）來表示。負荷率為單位時間內所承受的反作用力，在反作用力相同的情況下，作用時間短，負荷率大；作用時間長，負荷率小。McNitt-Gray（1991）指出，體操運動員為使動作美觀、流暢，起跳時會增加作用力及加快速度，使身體高度提高並在短時間內做出繁瑣動作，且落地時為使動作俐落、美觀而減少落地緩衝時間，如此會造成體操運動員踝關節的傷害。而當今慢跑鞋選擇具有彈性的材質作為鞋跟墊，使碰撞瞬間吸收了反作用力，且延長傳播時間，因此降低了反作用力，使跑者跑步時更為舒適且較不容易受傷（Nigg, 1986）。Daniel 等（2010）比較在習慣赤腳與穿鞋跑者中，在腳掌著地模式與衝擊力的差異，發現習慣性赤腳跑者的著地模式，大部分都是腳尖先落地的前著地（rear-foot strike）方式，運用下肢關節的活動增加緩衝時間來避免衝擊性的傷害發生。而習慣穿鞋的跑者，大部分是以腳跟先落地的後著地（fore-foot strike）方式，以鞋子後墊做為緩衝空間。因此為了免於身體發生碰撞性的傷害，人體的運動行為與表現會因為外在環境而改變。

由上述研究得知，下肢關節的曲屈會影響運動表現及傷害發生率，因此 Chi 與 Daniel（2005）使用動量-衝量方法來計算實驗參與者在移動時的腿部有效質量，腿部有效質量是指衝量與動量變化量的比值，以運動表現的角度來看，衝量越大，有效質量越大，運動表現越佳。以傷害的觀點來看，

衝量越大，有效質量越大，傷害發生率越高。公式表示如下：

$$M_{eff} = \frac{\int_{t_i}^{t_f} F_{pad} dt}{\Delta v + g\Delta t}$$

研究中收集實驗參與者在赤腳走路、跑步及蹲走等不同步態，在碰撞階段時下肢的運動學參數、動力學參數、足跟墊型變量、有效質量等。為求有效質量標準化，研究將有效質量與身體質量之間的比值以百分率大小來表示，在不同的步態中，走路時有效質量為 6.3%，跑步時有效質量為 5.3%，而蹲走時有效質量為 3.7%。然而，Daniel 等（2010）亦使用 IMM 比較習慣赤腳的跑者在前著地與後著地的足部有效質量。研究發現後著地跑者足部有效質量平均值為 $6.86 \pm 3.0\%$ ，前著地跑者為 $1.7 \pm 0.4\%$ 。從上述研究發現，運用下肢關節，是影響有效質量變化的重要因素。

然而，以彈簧-質量模型在壓縮與反彈的觀點來看，有效質量越小，表示下肢關節在支撐壓縮階段吸收了較多的力量。而在下肢關節在壓縮與反彈之間的型變程度（ L ）與支撐期間所產生的反作用力（ F ）之間的關係即可用下肢勁度 $K = F / L$ 來表示。根據虎克定律，勁度代表系統在彈性範圍之內，當外力對系統產生作用時，外力與系統產生的位移量（型變量）之比值。當勁度越大，位移量（型變量）越小，理論上有效質量越大；勁度越小，位移量（型變量）越大，理論上有效質量越小。

因此，Farley 與 Morgenroth（1999）提出人體以踝關節作為下肢勁度調整的樞紐，透過踝關節的勁度調整，使人體創造了地面反作用力最有效的作用力臂。然而，人體會以固

定的垂直勁度進行跑、跳動作，即下肢勁度會隨著表面勁度不同而有所調整，如在沙灘上跑步時，沙灘表面勁度小，故人體會以較大的下肢勁度進行跑步，以支撐重心高度使身體得以向前運動。而在堅硬的柏油路面跑步時，柏油路表面勁度大，人體會以較小的下肢勁度進行運動，以增加著地時的緩衝空間與時間來避免傷害發生，即人體在跑、跳時的垂直勁度是表面勁度與下肢勁度總和的觀點（Ferris, Liang & Farley, 1999）。然而，下肢勁度也會影響運動表現，根據Bret、Rahmani、Dufour、Messonnier 與 Lacour（2002）以國、高中的短跑運動員為對象的研究中指出，在100公尺的衝刺過程中，將100公尺分為前30公尺的加速階段、中間30-60公尺高速階段及後60-100公尺的減速階段等三階段，發現中間高速階段的下肢勁度高於前面加速階段及後面減速階段。Dutto 與 Smith（2002）以接受過訓練的運動員為對象，使其在跑步機上跑至衰竭為止，觀察實驗參與者在衰竭前後的特徵表現，發現實驗參與者在發生疲勞後，垂直勁度與下肢勁度逐漸變小，且勁度與步頻成正相關，當疲勞產生時，勁度變小，步頻也隨之降低。黃韻靜等人（2006）以研究視障大學生及正常人在下階梯時的肌肉勁度調節能力與肌電現象，研究發現由於視障生在著地時無視覺回饋，導致實施動作時無法提供訊息給中樞神經系統，使肌肉活化程度及下肢勁度皆低於正常人，導致運動能力表現下降。由上述研究發現，下肢勁度的大小會影響個體的速度與步頻，勁度下降，速度與步頻則隨之下降，因此，下肢勁度確實會影響運動員的運動表現，即下肢勁度越高，運動表現越佳。

第三節 結語

綜合碰撞對人體的影響等相關文獻顯示，外力對身體的碰撞雖然可能造成運動傷害的發生，但是在人體與外力相互作用的情況下，外力衝擊也會對人體產生神經肌肉的刺激，而引發更有效率的運動。當透過外力引發人體運動狀態的改變後，運動表現就是教練員與運動員最關注的議題，根據衝量-動量定理，力量越大、速度越快，衝量就越大，對強調水平速度的短跑運動員而言，如何增加加速衝量，減少減速衝量，是短跑運動員與教練員對技術修正上的共同目標；而對強調垂直高度的跳高運動員而言，如何增加垂直衝量亦是增進跳高成績的重要因素。

然而，從避免傷害發生的角度來講，著地時應降低重心高度，以延長作用力的時間，避免著地時的碰撞力量對人體造成衝擊性的傷害，而在著地時，下肢關節的伸肌群先被拉長再縮短的循環機制，使外力對肌肉不斷產生刺激，因而對運動成績表現也產生幫助。因此，為探討下肢關節對運動表現的影響，過去研究使用動量-衝量方法來計算腿部有效質量，發現下肢勁度是影響腿部有效質量的重要因素，下肢勁度越大，腿部有效質量越大，再依據文獻探討指出，下肢勁度亦會影響運動表現，所以下肢勁度將同時影響腿部有效質量與運動表現。然而，下肢勁度太大或太小，皆無法作用出有效力量，所以計算腿部有效質量，尋求最佳勁度，亦可探討運動表現。跳深動作為高臺落下後，再以最大力量做垂直蹬伸的起跳動作，是增強式訓練的項目之一，不同的跳深高度對衝量、速度、作用時間、下肢勁度、腿部有效質量以及運動表現是否會有影響，也就有待深入探討。

第三章 研究方法

第一節 實驗參與者

本研究的實驗參與者的條件要求為能在蹲舉動作承受自身體重 1.5 倍的肌肉力量，因此實驗參與者是以國立臺灣體育學院體育學系之學生為對象，半年內無下肢病痛之情形並自願參與者，實驗參與者必須瞭解本實驗安全須知並通過健康問卷，最後共招募共 20 名男性實驗參與者。表 3-1 為實驗參與者基本資料。

表 3-1 實驗參與者基本資料 (N = 20)

參數	平均數	標準差
年齡 (yrs)	21.7	1.9
身高 (cm)	167.3	5.5
體重 (kg)	65.1	5.5

第二節 實驗器材與軟體

壹、為有效收集本研究運動學與動力學的參數資料，本研究使用器材如下：

- 一、Kistler 測力板，型號為 9260AA6。
- 二、8 台 Vicon 紅外線攝影機，型號為 MXF-40，包含 4 台廣角鏡頭、2 台長鏡頭與 2 台普通鏡頭。
- 三、為收集實驗參與者運動學資料，實驗參與者身體各肢段須貼反光球，反光球黏貼位置參照 VICON Plugingait

Model 反光球黏貼位置圖，如圖 3-1 所示。

四、Vicon 3D 影像擷取系統。

五、Nexus 軟體內建 Plugin gait Full body Model (SACR)。



圖 3-1 反光球黏貼位置圖。參照 VICON Plugin gait Model 反光球黏貼位置圖。

貳、以測力板訊號同步接收盒，進行影像資料與地面反作用力資料同步收集與計算，其資料處理相關軟體如下：

- 一、SPSS 18.0 統計分析中文版軟體。
- 二、Microsoft Excel 2007 中文版試算分析軟體。
- 三、Vicon Nexus 1.6.1 影像系統資料分析軟體。
- 四、Vicon Polygon 資料分析軟體。
- 五、Origin 7.03 版繪圖軟體。

第三節 實驗程序

壹、實驗參與者簽署「實驗參與者同意書」

研究者為實驗參與者講解研究目的及動作要求，待實驗參與者同意後參與實驗，簽署「實驗參與者同意書」並通過健康問卷後，進行實驗參與者的身體肢段參數測量，並貼上反光球，為使 Vicon Nexus 軟體計算正確下肢運動學參數，反光球位置必須依循規定貼妥。

貳、實驗動作說明

本實驗進行 20cm、40cm 及 60cm 的跳深動作，實驗參與者的順序為隨機編排，每位實驗參與者在每個高度進行 5 次實驗。在實驗開始前研究者對跳深動作進行說明與教學。

參、練習試作

給予實驗參與者 10 分鐘的熱身運動，熱身結束後進行動作練習，每位實驗參與者達到實驗動作要求後才可進行正式實驗。

肆、實驗試作

實驗開始前，請實驗參與者在測力板上進行試作，待實驗參與者完成準備後開始進行實驗。每位實驗參與者在每個高度進行 3 次，每次休息 1 分鐘，在實驗過程中，要求實驗參與者在每一次跳深著地時盡最大力量向上垂直跳。

第四節 資料處理與分析

以測力板收集動力學資料，採樣頻率為 1000Hz，另以 Vicon 動作影像擷取系統收集運動學資料，採樣頻率為 200Hz，透過各項資料輸出，以 SPSS 18.0 版軟體將運動學與動力學參數進行統計分析，三個不同跳深高度的分析方式使用重複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。就本研究中自變項與依變項的關聯強度 η^2 而言，Cohen (1988) 認為 $.059 > \eta^2 > .01$ 即表示低度關聯強度， $.138 > \eta^2 > .059$ 即表示中度關聯強度， $\eta^2 > .138$ 則為高度關聯強度。統計的顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。

第四章 結果與討論

第一節 運動學參數結果

壹、著地瞬間下肢關節角度

本研究所說明之下肢各關節角度，其 0 度的定義為人體立正站立於地面時之狀態，髁關節及膝關節角度為正數時，代表關節為彎曲（flexion）狀態，若為負數時，則代表關節為伸展（extension）狀態，而踝關節角度為正數時，代表踝關節為背屈（dorsiflexion）狀態，若為負數時則為蹠屈（plantarflexion）狀態。

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對著地瞬間下肢關節角度的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-1），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-2），結果顯示在不同的跳深高度時，著地瞬間髁關節角度未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.31, p > .05, \eta^2 = .02, \text{power} = .10$ 。而膝關節的部分，在著地瞬間膝關節角度亦未達顯著差異， $F(2, 38) = 1.12, p > .05, \eta^2 = .06, \text{power} = .23$ 。而在踝關節的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .42 ($\chi^2 = 15.64, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，著地瞬間的踝關節角度平均數達顯著差異， $F(1.3, 24.0) = 4.63, p < .05, \eta^2 = .20, \text{power} = .60$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm ($-9.9 \pm 7.5 \text{ deg}$) 與 20cm ($-5.1 \pm 9.2 \text{ deg}$)、60cm ($-11.6 \pm 7.2 \text{ deg}$) 未達顯著差異，而與 20cm 與 60cm 達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，著地瞬間踝關節蹠屈角度顯著較大。

表 4-1 著地瞬間下肢關節角度的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髖關節 (deg)	42.4	9.0	40.9	9.8	41.6	7.8
膝關節 (deg)	37.2	10.0	36.6	9.9	39.6	7.7
踝關節 (deg)	-5.1	9.2	-9.9	7.5	-11.6	7.2

*p < .05

表 4-2 著地瞬間下肢關節角度變異數分析及 HSD 事後比較
摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髖關節						
高度	2	11.23	0.31	.02	.10	
殘差	38	35.86				
膝關節						
高度	2	51.79	1.12	.06	.23	
殘差	38	46.34				
踝關節						
高度	1.3	353.11	4.63*	.20	.60	60 > 20
殘差	24.0	76.24				

*p < .05

貳、重心最低時下肢關節角度

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對重心最低時下肢關節角度的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析(表 4-3)，再經重複量數單因子變異數分析後(表 4-4)，結果顯示，在不同的跳深高度時，重心最低時下肢關節角度，在髖關節的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .47 ($\chi^2 = 13.60, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同的跳深高度時，重心最低的髖關節角度未達顯著差異， $F(1.3, 24.8) = 0.11, p > .05, \eta^2 = .01, \text{power} = .06$ 。

在膝關節的部分，不同的跳深高度在重心最低時，膝關節角度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 5.87, p < .05, \eta^2 = .24, \text{power} = .85$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm ($119.6 \pm 15.0 \text{ deg}$) 與 20cm ($116.8 \pm 17.7 \text{ deg}$)、60cm ($124.2 \pm 14.4 \text{ deg}$) 未達顯著差異，但 20cm 與 60cm 達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，重心最低時膝關節曲屈角度顯著較大。

在踝關節的部分，不同跳深高度在重心最低時，踝關節角度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 2.78, p < .05, \eta^2 = .13, \text{power} = .52$ 。經 HSD 事後比較得知，60cm ($38.7 \pm 9.2 \text{ deg}$) 與 20cm ($37.7 \pm 9.1 \text{ deg}$)、40cm ($39.6 \pm 8.6 \text{ deg}$) 未達顯著差異，但 40cm 與 20cm 達顯著水準，結果顯示跳深高度在 40cm 時，重心最低時踝關節背屈角度顯著較大。

表 4-3 重心最低時下肢關節角度的平均數 (M) 與標準差 (SD)

工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髖關節 (deg)	95.1	12.8	96.9	9.6	96.9	24.8
膝關節 (deg)	116.8	17.7	119.6	15.0	124.2	14.4
踝關節 (deg)	37.7	9.1	39.6	8.6	38.7	9.2

*p < .05

表 4-4 重心最低時下肢關節角度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髖關節						
高度	1.3	32.95	0.11	.01	.06	
殘差	24.8	303.37				
膝關節						
高度	2	280.47	5.87*	.24	.85	60 > 20
殘差	38	47.82				
踝關節						
高度	2	19.99	2.78*	.13	.52	40 > 20
殘差	38	7.20				

*p < .05

參、緩衝期下肢關節的角位移

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對緩衝期下肢關節角位移的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-5），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-6），結果顯示，在不同的跳深高度時，緩衝期下肢關節角位移，在髁關節的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .61 ($\chi^2 = 8.84, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同的跳深高度時，緩衝期的髁關節角位移未達顯著差異， $F(1.4, 27.4) = 0.29, p > .05, \eta^2 = .02, \text{power} = .09$ 。在膝關節的部分，不同跳深高度緩衝期膝關節角位移亦未達顯著差異， $F(2, 38) = 1.79, p > .05, \eta^2 = .09, \text{power} = .35$ 。

表 4-5 緩衝期下肢關節角位移的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髁關節 (deg)	52.7	13.3	56.0	11.2	55.3	26.5
膝關節 (deg)	79.6	16.9	83.0	12.0	84.6	16.2
踝關節 (deg)	42.8	10.2	49.6	8.2	50.3	9.7

*p < .05

而在踝關節的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .41 ($\chi^2 = 16.06, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。不同跳深高度時，在緩衝期間踝關節角位移的平均數達顯著差異， $F(1.3, 23.9) = 5.95, p < .05, \eta^2 = .24, power = .71$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm (49.6 ± 8.2 deg) 與 60cm (50.3 ± 9.7 deg) 未達顯著差異，而 20cm (42.8 ± 10.2 deg) 與 40cm、60cm 達顯著差異，結果顯示跳深高度在 40cm 及 60cm 時，緩衝期間踝關節角位移顯著較高。

表 4-6 緩衝期下肢關節角位移變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髖關節						
高度	1.4	83.47	0.29	.02	.09	
殘差	27.4	285.59				
膝關節						
高度	2	128.76	1.79	.09	.35	
殘差	38	72.01				
踝關節						
高度	1.3	542.05	5.95*	.24	.71	40, 60 > 20
殘差	23.9	91.17				

* $p < .05$

肆、緩衝期下肢關節最大角速度

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對緩衝期下肢關節最大角速度的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-7），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-8），結果顯示，在不同的跳深高度時，緩衝期下肢關節最大角速度，在髖關節的部分，在不同跳深高度時，緩衝期髖關節最大角速度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 54.94$, $p < .05$, $\eta^2 = .74$, $power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($7.89 \pm 1.63 \text{ rad / sec}$)、40cm ($9.81 \pm 1.84 \text{ rad / sec}$) 與 60cm ($11.68 \pm 2.30 \text{ rad / sec}$) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，緩衝期髖關節最大角速度顯著較高。

在膝關節的部分，在不同跳深高度時，緩衝期膝關節最大角速度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 9.88$, $p < .05$, $\eta^2 = .34$, $power = 0.98$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($12.34 \pm 2.12 \text{ rad / sec}$)、40cm ($13.25 \pm 2.13 \text{ rad / sec}$) 與 60cm ($14.26 \pm 2.02 \text{ rad / sec}$) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，緩衝期膝關節最大角速度顯著較高。

在踝關節的部分，在不同跳深高度時，緩衝期踝關節最大角速度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 44.74$, $p < .05$, $\eta^2 = .70$, $power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($12.03 \pm 3.49 \text{ rad / sec}$)、40cm ($16.70 \pm 3.31 \text{ rad / sec}$) 與 60cm ($20.40 \pm 3.71 \text{ rad / sec}$) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，緩衝期踝關節最大角速度顯著較高。

表 4-7 緩衝期下肢關節最大角速度的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髌關節 (rad / sec)	7.89	1.63	9.81	1.84	11.68	2.30
膝關節 (rad / sec)	12.34	2.12	13.25	2.13	14.26	2.02
踝關節 (rad / sec)	12.03	3.49	16.70	3.31	20.40	3.71

*p < .05

表 4-8 緩衝期下肢關節最大角速度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髌關節						
高度	2	71.74	54.94*	.74	1.00	60 > 40 > 20
殘差	38	1.31				
膝關節						
高度	2	18.51	9.88*	.34	.98	60 > 40 > 20
殘差	38	1.87				
踝關節						
高度	2	351.93	44.74*	.70	1.00	60 > 40 > 20
殘差	38	7.87				

*p < .05

伍、蹬伸期下肢關節最大角速度

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對蹬伸期下肢關節最大角速度的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-9），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-10），結果顯示，在不同的跳深高度時，蹬伸期下肢關節最大角速度，在膝關節的部分最大角速度未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.89$, $p > .05$, $\eta^2 = .05$, $power = .19$ 。而踝關節的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .63 ($\chi^2 = 8.22$, $p < .05$)，需要使用修正後的自由度。不同跳深高度時，蹬伸期踝關節最大角速度亦未達顯著差異， $F(1.5, 27.8) = 0.23$, $p > .05$, $\eta^2 = .01$, $power = .08$ 。

而在髌關節的部分，在不同跳深高度時，蹬伸期髌關節最大角速度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 3.38$, $p < .05$, $\eta^2 = .15$, $power = 0.60$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($-11.69 \pm 1.90 \text{ rad / sec}$) 與 60cm ($-11.72 \pm 2.11 \text{ rad / sec}$) 之間未達顯著差異，而 40cm ($-12.34 \pm 2.07 \text{ rad / sec}$) 與 20cm、60cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 40cm 時，蹬伸期髌關節最大角速度顯著較高。

表 4-9 蹬伸期下肢關節最大角速度的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髖關節 (rad / sec)	-11.69	1.90	-12.34	2.07	-11.72	2.11
膝關節 (rad / sec)	-19.19	2.23	-19.62	2.13	-19.42	2.48
踝關節 (rad / sec)	-21.86	4.00	-21.91	4.32	-22.15	3.85

*p < .05

表 4-10 蹬伸期下肢關節最大角速度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髖關節						
高度	2	2.67	3.38*	.15	.60	40 > 20, 60
殘差	38	0.79				
膝關節						
高度	2	0.92	0.89	.05	.19	
殘差	38	1.03				
踝關節						
高度	1.5	0.64	0.23	.01	.08	
殘差	27.8	2.75				

*p < .05

陸、重心位置

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對重心位置的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-11），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-12），結果顯示在不同的跳深高度時，在重心提升高度的部分，重心提升高度的平均數未達顯著差異， $F(2, 38) = 1.46, p > .05, \eta^2 = .07, \text{power} = .29$ 。跳深高度在 20cm ($30.19 \pm 2.08 \% \text{BH}$)、40cm ($30.83 \pm 3.03 \% \text{BH}$) 與 60cm ($30.63 \pm 2.10 \% \text{BH}$) 的情境之下，重心提升高度均顯示相同。在緩衝期重心最低高度的部分，在不同跳深高度時，重心最低高度的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 8.33, p < .05, \eta^2 = .31, \text{power} = .95$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm ($34.09 \pm 3.87 \% \text{BH}$) 與 20cm ($35.23 \pm 5.07 \% \text{BH}$)、60cm ($32.90 \pm 4.33 \% \text{BH}$) 之間無顯著差異，但 20cm 與 60cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，緩衝期重心最低高度顯著較低。

表 4-11 重心位置的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
重心提升高度 (%BH)	30.19	2.08	30.83	3.03	30.63	2.10
重心最低高度 (%BH)	35.23	5.07	34.09	3.87	32.90	4.33

* $p < .05$

表 4-12 重心位置變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
重心提升高度						
高度	2	2.15	1.46	.07	.29	
殘差	38	1.47				
重心最低高度						
高度	2	27.20	8.33*	.31	.95	60 < 20
殘差	38	3.26				

*p < .05

第二節 動力學參數結果

壹、垂直反作用力第一峰值參數

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對垂直反作用力第一峰值參數的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-13），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-14），結果顯示，在不同的跳深高度時，垂直反作用力第一峰值參數在發生時間的部分未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.38$, $p > .05$, $\eta^2 = .02$, $power = .11$ 。

表 4-13 垂直反作用力第一峰值發生時動力學參數的平均數（M）與標準差（SD）

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
碰撞力量 (BW)	0.53	0.41	0.88	0.28	1.68	0.57
發生時間 (ms)	6.75	2.69	7.30	2.18	6.85	2.41
衝量 (N · sec)	1.02	0.70	1.62	0.60	2.56	1.06
平均負荷率 (BW / sec)	91.13	74.81	131.58	66.75	271.01	113.84

* $p < .05$

在碰撞力量的部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .65 ($\chi^2 = 7.75, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，第一峰值碰撞力量的平均數達顯著差異， $F(1.5, 28.2) = 50.85, p < .05, \eta^2 = .73, power = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm (0.53 ± 0.41 BW) 與 40cm (0.88 ± 0.28 BW) 與 60cm (1.68 ± 0.57 BW) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，第一峰值碰撞力量顯著較高。

表 4-14 第一峰值發生時參數變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
碰撞力量						
高度	1.5	9.43	50.85*	.73	1.00	60 > 40 > 20
殘差	28.2	0.19				
發生時間						
高度	2	1.72	0.38	.02	.11	
殘差	38	4.47				
衝量						
高度	1.5	15.65	24.23*	.56	1.00	60 > 40 > 20
殘差	29.2	0.65				
平均負荷率						
高度	2	178112.04	36.48*	.66	1.00	60 > 20, 40
殘差	38	4882.84				

* $p < .05$

在第一峰值衝量部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .70 ($\chi^2 = 6.41, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，第一峰值衝量的平均數達顯著差異， $F(1.5, 29.2) = 24.23, p < .05, \eta^2 = .56, \text{power} = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($1.02 \pm 0.70 \text{ N} \cdot \text{sec}$)、40cm ($1.62 \pm 0.60 \text{ N} \cdot \text{sec}$) 與 60cm ($2.56 \pm 1.06 \text{ N} \cdot \text{sec}$) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，第一峰值衝量顯著較高。

而在第一峰值平均負荷率的部分，在不同跳深高度時，第一峰值平均負荷率之平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 36.48, p < .05, \eta^2 = .66, \text{power} = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($91.13 \pm 74.81 \text{ BW} / \text{sec}$) 與 40cm ($131.58 \pm 66.75 \text{ BW} / \text{sec}$) 之間無顯著差異，但 60cm ($271.01 \pm 113.84 \text{ BW} / \text{sec}$) 與 20cm、40cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，第一峰值平均負荷率顯著較高。

貳、垂直反作用力第二峰值參數

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對垂直反作用力第二峰值參數的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-15），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-16），結果顯示，在不同的跳深高度時，垂直反作用力第二峰值參數在衝量的部分，經統計分析結果顯示 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .40 ($\chi^2 = 16.31, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。不同跳深高度時，第二峰值衝量未達顯著差異， $F(1.3, 23.8) = 0.56, p > .05, \eta^2 = .03, \text{power} = .12$ 。

表 4-15 垂直反作用力第二峰值發生時動力學參數的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
碰撞力量 (BW)	1.39	0.72	2.26	0.82	3.41	1.96
時間 (ms)	75.45	40.28	53.60	20.42	43.65	13.90
衝量 (N · sec)	32.18	24.22	27.93	13.66	30.27	11.33
平均負荷率 (BW / sec)	24.58	22.05	56.77	58.29	93.75	80.48

*p < .05

在碰撞力量的部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .68 ($\chi^2 = 6.90, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，第二峰值碰撞力量的平均數達顯著差異， $F(1.5, 28.8) = 16.74, p < .05, \eta^2 = .47, \text{power} = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($1.39 \pm 0.72 \text{ BW}$) 與 40cm ($2.26 \pm 0.82 \text{ BW}$) 與 60cm ($3.41 \pm 1.96 \text{ BW}$) 之間均達顯著差異，結果顯示跳深高度越高，第二峰值碰撞力量顯著較高。

在第二峰值發生時間的部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .35 ($\chi^2 = 19.16, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，第二峰值發生時間的平均數達顯著差異， $F(1.2, 23.0) = 10.68, p < .05, \eta^2 = .36, \text{power} = .92$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm ($53.60 \pm 20.42 \text{ ms}$) 與 60cm ($43.65 \pm 13.90 \text{ ms}$) 之間未達顯著差異，但 20cm ($75.45 \pm 40.28 \text{ ms}$) 與 40cm、60cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 20cm 時，第二峰值發生時間顯著較慢。

而在第二峰值平均負荷率的部分，在不同跳深高度時，第二峰值平均負荷率的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 8.70, p < .05, \eta^2 = .31, \text{power} = .96$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($24.58 \pm 22.05 \text{ BW / sec}$) 與 40cm ($56.77 \pm 58.29 \text{ BW / sec}$) 之間未達顯著差異，但 60cm ($93.75 \pm 80.48 \text{ BW / sec}$) 與 20cm、40cm 達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，第二峰值平均負荷率顯著較高。

表 4-16 第二峰值發生時參數變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
碰撞力量						
高度	1.5	27.01	16.74*	.47	1.00	60 > 40 > 20
殘差	28.8	1.61				
發生時間						
高度	1.2	8759.12	10.68*	.36	.92	20 > 40, 60
殘差	23.0	820.27				
衝量						
高度	1.3	144.34	0.56	.03	.12	
殘差	23.8	259.28				
平均負荷率						
高度	2	23958.41	8.70*	.31	.96	60 > 20, 40
殘差	38	2755.40				

*p < .05

參、下肢關節最大力矩

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對下肢關節最大力矩的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析(表 4-17)，再經重複量數單因子變異數分析後(表 4-18)，結果顯示，在不同的跳深高度時，下肢關節最大力矩在膝關節的部分未達顯著差異， $F(2, 38) = 1.96, p > .05, \eta^2 = .09, power = .38$ 。而踝關節的部分，踝關節的最大力矩亦未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.28, p > .05, \eta^2 = .02, power = .09$ 。而在髕關節的部分，在不同跳深高度時，髕關節最大力矩的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 9.88, p < .05, \eta^2 = .34, power = .98$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($35.58 \pm 9.77 \text{ N} \cdot \text{m} / \text{kg}$) 與 40cm ($38.45 \pm 7.55 \text{ N} \cdot \text{m} / \text{kg}$) 之間未達顯著差異，但 60cm ($42.02 \pm 6.06 \text{ N} \cdot \text{m} / \text{kg}$) 與 20cm、40cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，髕關節最大力矩顯著較高。

表 4-17 下肢關節最大力矩的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髕關節 (N · m / kg)	35.58	9.77	38.45	7.55	42.02	6.06
膝關節 (N · m / kg)	36.52	9.95	36.52	10.29	38.79	7.85
踝關節 (N · m / kg)	26.06	5.25	26.35	5.21	26.81	4.83

* $p < .05$

表 4-18 下肢關節最大力矩變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
髖關節						
高度	2	207.88	9.88*	.34	.98	60 > 20, 40
殘差	38	21.03				
膝關節						
高度	2	34.26	1.96	.09	.38	
殘差	38	17.48				
踝關節						
高度	2	2.93	0.28	.02	.09	
殘差	38	10.45				

*p < .05

第三節 勁度與腿部有效質量結果

壹、下肢關節勁度

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對下肢關節勁度的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析（表 4-19），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-20），結果顯示，在不同的跳深高度時，髖關節勁度未達顯著差異， $F(2, 38) = 2.35, p > .05, \eta^2 = .11, \text{power} = .45$ 。膝關節的部分，膝關節勁度也未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.24, p > .05, \eta^2 = .01, \text{power} = .08$ 。而踝關節的部分，踝關節勁度亦未達顯著差異， $F(2, 38) = 0.86, p > .05, \eta^2 = .04, \text{power} = .19$ 。

表 4-19 下肢關節勁度的平均數（M）與標準差（SD）

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
髖關節 (N · m / deg)	43.18	23.31	37.14	20.84	33.73	15.62
膝關節 (N · m / deg)	34.39	11.66	33.56	13.59	32.49	7.81
踝關節 (N · m / deg)	31.82	13.00	30.78	12.11	28.11	12.84

* $p < .05$

表 4-20 下肢關節勁度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power
髖關節					
高度	2	458.43	2.35	.11	.45
殘差	38	194.85			
膝關節					
高度	2	18.15	0.24	.01	.08
殘差	38	77.18			
踝關節					
高度	2	73.34	0.86	.04	.19
殘差	38	86.85			

貳、下肢勁度

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對下肢勁度相關參數的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析(表 4-21)，再經重複量數單因子變異數分析後(表 4-22)，結果顯示，在不同的跳深高度時，下肢勁度相關參數在緩衝期最大垂直反作用力的部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .48 ($\chi^2 = 13.15, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，緩衝期最大垂直反作用力的平均數達顯著差異， $F(1.3, 25.0) = 12.29, p < .05, \eta^2 = .39, \text{power} = 0.96$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($1118.97 \pm 255.78 \text{ N}$) 與 40cm ($1462.17 \pm 531.34 \text{ N}$) 之間無顯著差異，但 60cm ($2164.76 \pm 1200.77 \text{ N}$) 與 20cm、40cm 達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，緩衝期最大垂直反作用力顯著較高。而在緩衝期重心位移量的部分，在不同跳深高度時，緩衝期重心位移量的平均數達顯著差異， $F(2, 38) = 16.15, p < .05, \eta^2 = .46, \text{power} = 1.00$ 。經 HSD 事後比較得知，40cm ($0.39 \pm 0.05 \text{ m}$) 與 60cm ($0.40 \pm 0.07 \text{ m}$) 之間未達顯著差異，但 20cm ($0.34 \pm 0.07 \text{ m}$) 與 40cm、60cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 40cm、60cm 時，緩衝期重心位移量顯著較大。在下肢勁度的部分，經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .63 ($\chi^2 = 8.22, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，下肢勁度的平均數達顯著差異， $F(1.5, 27.8) = 7.35, p < .05, \eta^2 = .28, \text{power} = 0.84$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($3412.01 \pm 1223.87 \text{ N/m}$) 與 40cm ($3780.93 \pm 1331.07 \text{ N/m}$) 之間未達顯著差異，但 60cm ($5462.60 \pm 2981.83 \text{ N/m}$) 與 20cm、40cm 之間達顯著

差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，下肢勁度顯著較高。

表 4-21 下肢勁度相關參數的平均數 (M) 與標準差 (SD)

N = 20 工作參數	20cm		40cm		60cm	
	M	SD	M	SD	M	SD
最大垂直反 作用力 (N)	1118.97	255.78	1462.17	531.34	2164.76	1200.77
重心位移量 (m)	0.34	0.07	0.39	0.05	0.40	0.07
下肢勁度 (N / m)	3412.01	1223.87	3780.93	1331.07	5462.60	2981.83

*p < .05

表 4-22 下肢勁度變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
反作用力						
高度	1.3	8630442	12.29*	.39	.96	60 > 20, 40
殘差	25.0	702136				
重心位移量						
高度	2	0.02	16.15*	.46	1.00	40, 60 > 20
殘差	38	0.00				
下肢勁度						
高度	1.5	32660000	7.35*	.28	.84	60 > 20, 40
殘差	27.8	4441341				

*p < .05

參、腿部有效質量

為了探討 20cm、40cm 及 60cm 等三種跳深高度對腿部有效質量的差異，將所測得的數據先進行描述統計分析並繪製直方圖（圖 4-1），再經重複量數單因子變異數分析後（表 4-23），結果顯示，在不同的跳深高度時，腿部有效質量經統計分析發現 Mauchly's W 球形檢定達顯著，係數為 .63 ($\chi^2 = 8.28, p < .05$)，需要使用修正後的自由度。在不同跳深高度時，腿部有效質量的平均數達顯著差異， $F(1.5, 27.8) = 5.36, p < .05, \eta^2 = .22, power = .71$ 。經 HSD 事後比較得知，20cm ($0.72 \pm 0.51 \%BW$) 與 40cm ($0.87 \pm 0.29 \%BW$) 之間未達顯著差異，但 60cm ($1.11 \pm 0.41 \%BW$) 與 20cm、40cm 之間達顯著差異，結果顯示跳深高度在 60cm 時，腿部有效質量顯著較高。

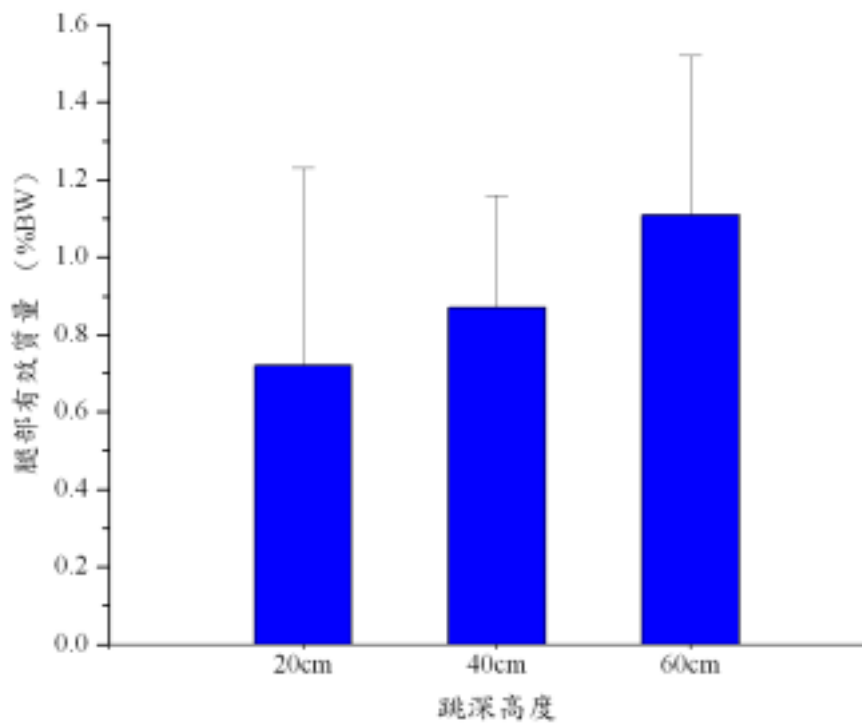


圖 4-1 不同跳深高度的腿部有效質量直方圖

表 4-23 腿部有效質量變異數分析及 HSD 事後比較摘要表

變異來源	df	MS	F	η^2	power	HSD
有效質量						
高度	1.5	1.11	5.36*	.22	.71	60 > 20, 40
殘差	27.8	0.21				

*p < .05

第四節 綜合討論

人體在跑、跳的過程中，地面反作用力經常會造成衝擊性的傷害，而為避免傷害的發生，人體會自動調整下肢勁度以減少著地時的負荷。而在過去研究中，Chi 與 Daniel(2005) 使用動量-衝量方法研究不同步態時，腿部有效質量的變化情形，研究說明在半蹲走時，膝關節曲屈有效的降低了腿部有效質量；而 Daniel 等(2010) 亦使用動量-衝量方法研究腳掌前著地與後著地之間腿部有效質量的差異，研究發現前著地時踝關節的緩衝機制降低了腿部有效質量，研究同時指出腿部有效質量越大，第一峰值碰撞力量、衝量及平均負荷率就越大。因此下肢關節的曲屈程度會影響腿部有效質量，而腿部有效質量越大，對人體也會造成較大的衝擊性。

腿部有效質量的概念可以分析人體動作改變的特徵，而在過去研究都是以跑走的運動形式進行腿部有效質量的探討；然而，跳深動作為增強式訓練的其中一項，動作特徵為從高處落下時，在著地緩衝後需以最大力量迅速反彈跳，由於跳深可以漸進式的控制著地速度與力量，常被運用於田徑訓練，動作機制也被模擬成跑走型態的著地動作，因此本研究以 20cm、40cm 及 60cm 跳深動作來探討垂直方向腿部有效質量的改變特徵。

結果發現跳深動作在著地瞬間踝關節會以蹠屈方式著地，隨著跳深高度增加到 60cm，腳踝蹠屈角度顯著較大 ($p < .05$)，重心最低時踝關節背屈角度在 40cm 跳深有顯著較大，而踝關節的角位移在 40cm 及 60cm 的跳深時顯著較大 ($p < .05$)。而在膝關節的部分，重心最低時膝關節彎曲角度在

60cm 跳深有顯著較大 ($p < .05$), 從以上顯示, 隨著跳深高度增加, 實驗參與者為降低腿部有效質量會增加踝關節與膝關節的活動範圍, 然而研究發現, 腿部有效質量在 60cm 的跳深高度時卻顯著較大 ($p < .05$), 推論是因為在第一峰值的碰撞力量、峰值及平均負荷率在 60cm 的跳深時也都顯著較大, 因此即便踝關節與膝關節在 60cm 的跳深有較多的活動, 但隨著第一峰值碰撞力量在 60cm 跳深時的倍數成長, 使腿部有效質量無法有效降低。而第一峰值的碰撞力量與衝量在 40cm 的跳深高度也都顯著高於 20cm, 但腿部有效質量在 20cm 與 40cm 沒有差異, 因此在 40cm 的跳深高度時, 實驗參與者運用膝關節與踝關節有效控制腿部有效質量。

從 Vicon Nexus 影像系統數位化後的動作單線圖去觀察動作時, 發現實驗參與者執行跳深動作著地時先以腳尖蹠屈著地, 爾後立刻轉動踝關節, 在重心到達最低之前, 腳踝由蹠屈迅速轉為背屈, 隨後再繼續轉動膝關節與髖關節, 使重心降至最低, 表 4-24、表 4-25 與表 4-26 為在 20cm、40cm 及 60cm 的跳深高度時, 緩衝期重心位移量與下肢各關節角位移之間的相關係數分析, 結果顯示不論何種跳深高度, 重心位移量與膝關節角位移量都有高度相關 ($p < .05$), 重心位移量與髖關節角位移量在 20cm 與 60cm 的跳深高度時也達高度相關 ($p < .05$), 而髖關節與膝關節的角位移在三種跳深高度的也有中度相關 ($p < .05$), 這樣的結果可以說明在跳深緩衝期間, 人體須仰賴膝關節與髖關節的運作, 使得在重心得以降低並延長反作用力的作用時間。而延長作用力時間可以有效降低衝量, 表 4-16 的第二峰值衝量在 20cm 40cm 及 60cm 之間無顯著差異 ($p > .05$) 即能證實降低重心來延長作用力

作用時間的益處。

另外，下肢勁度是緩衝期最大反作用力與重心位移量的比值，在不考慮外力的情況下，增加重心位移量則得以降低下肢勁度，所以增加膝關節與髌關節的角位移可降低重心高度來控制下肢勁度。然而，本研究表 4-12 顯示在 60cm 跳深時，重心最低高度有顯著較低 ($p < .05$)，且表 4-22 顯示重心下蹲位移量在 40cm 及 60cm 亦有顯著較大 ($p < .05$)，理論上，下肢勁度應能有效控制，但反作用力在 60cm 跳深時增加了 48-93%且顯著較大於 20cm 及 40cm，因此本研究在 60cm 跳深時的下肢勁度未能有效控制，且顯著大於 20cm 及 40cm 跳深的下肢勁度。

表 4-24 20cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的相關係數

	1	2	3	4
1 重心位移量	-			
2 髌關節角位移	.69*	-		
3 膝關節角位移	.93*	.60*	-	
4 踝關節角位移	.27	.13	.35	-

* $p < .05$

表 4-25 40cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的相關係數

	1	2	3	4
1 重心位移量	-			
2 髖關節角位移	.43	-		
3 膝關節角位移	.85*	.47*	-	
4 踝關節角位移	.05	.24	-.03	-

*p < .05

表 4-26 60cm 跳深高度重心位移量與下肢關節角位移的相關係數

	1	2	3	4
1 重心位移量	-			
2 髖關節角位移	.79*	-		
3 膝關節角位移	.92*	.70*	-	
4 踝關節角位移	.26	.01	.16	-

*p < .05

然而，踝關節角位移量與重心位移量的相關雖然未達顯著 ($p > .05$)，對降低下肢勁度的幫助性較小，但踝關節在 60cm 的跳深時，著地瞬間有較大的蹠屈角度，緩衝期也有較大的角位移量，另外，在緩衝期最大角速度的部分，觀察圖 4-2 在 60cm 跳深時緩衝期下肢關節最大角速度，經獨立樣本單因子變異數分析後，顯示緩衝期下肢關節角速度達顯著差異， $F(2, 57) = 51.96, p < .05$ 。經 Duncan 法事後比較得知，踝關節角速度 ($20.40 \pm 3.71 \text{ rad / sec}$) 顯著大於膝關節 ($14.26.40 \pm 2.02 \text{ rad / sec}$)，而膝關節也顯著大於髖關節

($11.68 \pm 2.30 \text{ rad / sec}$)。而且下肢關節最大角速度隨著跳深高度從 20cm 增加到 60cm 時，踝關節最大角速度顯著增加了 70% 為最多。綜合以上踝關節的論述，雖然踝關節無法大量降低下肢勁度，但人體在著地時會先以踝關節作為調整腿部有效質量的樞紐，使身體重心能順勢降低，透過踝關節的勁度調整創造了有效的作用力臂。

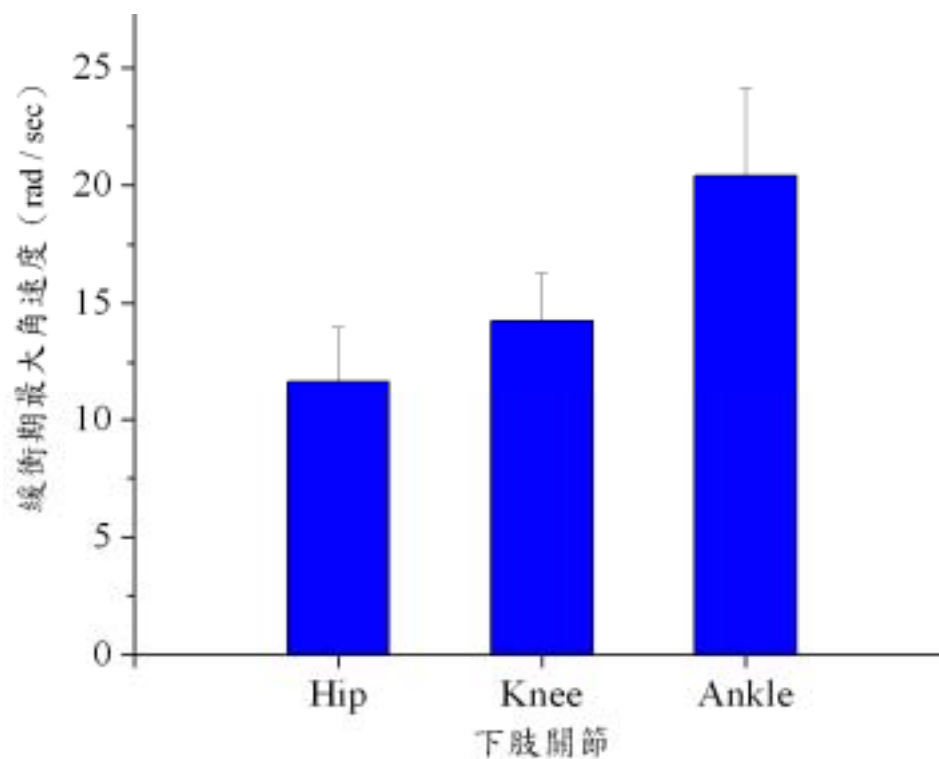


圖 4-2 60cm 跳深下肢關節最大角速度直方圖

從過去文獻指出腿部有效質量會影響傷害發生率(Chi & Daniel, 2005 ; Daniel et al., 2010)，事實上腿部有效質量是

第一峰值衝量及動量變化量的比值，而動量變化量是由著地瞬間速度與第一峰值發生時間共同決定，由於第一峰值在本研究的發生時間介於 6.75-7.30ms，在 20cm、40cm 及 60cm 的跳深未達顯著差異 ($p > .05$)，在忽略動量變化量的因素時，由表 4-27 可以發現腿部有效質量與第一峰值衝量的相關係數為高度相關並達顯著值 ($p < .05$)，而腿部有效質量與第一峰值碰撞力量達中度相關並達顯著值 ($p < .05$)。另外，第一峰值碰撞力量與衝量之間亦達中度相關 ($p < .05$)。

表 4-27 腿部有效質量與第一峰值碰撞力量、衝量的相關係數

	1	2	3
1 腿部有效質量	-		
2 第一峰值碰撞力量	.58*	-	
3 第一峰值衝量	.97*	.57*	-

* $p < .05$

Nigg (1985) 指出人體骨骼與肌肉系統對外在力量的反應時間為 50-75ms，而本研究的第一峰值衝量發生時間為 6.75-7.30ms 之間，對人體來說是無法反應的被動衝量，會對骨骼與肌肉系統會造成碰撞性的傷害。然而本研究設定的 60cm 跳深高度，無論是腿部有效質量、下肢勁度以及第一峰值發生時的碰撞力量、衝量、平均負荷率等都顯著較大，因此對於骨骼與肌肉系統的衝擊性也隨之增加。而 Nigg(1986) 又指出慢跑時身體每一次與地面碰撞時，必須承受垂直地面反作用力 1.5-3BW，而本研究的第二峰值碰撞力量在不同跳

深高度的範圍為 1.39-3.41BW，與 Nigg 研究的跑步動作有類似的結果。

而隨著跳深高增加到 60cm 時，雖然腿部有效質量顯著較大，但是從重心提升高度的表現來看，並未因為衝量與腿部有效質量增加而提升，這樣的結果跟過去研究認為衝量與腿部有效質量增加可以提升運動表現的說法有所不同，推論可能是因為過去關於腿部有效質量的研究都屬於水平方向的運動，而本研究是屬於垂直方向運動且沒有水平速度挹注的實驗環境下進行，由於垂直方向的運動表現必須完全抵抗地心引力，因此運動表現的提升並無法像水平方向運動達顯著差異。而且跳深的運動型態如果腿部有效質量太大，會造成無法進行下蹲緩衝的動作，可能會使第一峰值碰撞衝量更大。雖然本研究的重心提升高度沒有隨著有效質量的增加而提升，卻也證實實驗參與者不論在每一次的試跳都能達到最佳運動表現的實驗假定。而本研究在執行跳深動作時，給予實驗參與者的工作任務，為著地後蹬伸起跳要以達到重心最高高度為目標，實驗參與者為了達成任務在著地後會有先蹲後跳的動作，以達成良好的起跳動作，在此種的情況下，也同時為腿部有效質量做了良好的控制。

第五章 結論與建議

第一節 結論

本研究為了探討垂直方向運動對腿部有效質量的改變特徵，研究以體育專修的大學生為實驗對象，進行了 20cm、40cm 及 60cm 高度的跳深動作，並分析跳深動作各階段動力學及運動學等參數的變化情形，再以衝量-動量方法計算實驗參與者的腿部有效質量，經重複量數單因子變異數分析與 HSD 法事後比較後 ($\alpha = .05$)，綜合各種結果與討論得知，人體從高處落下時，會充分運用下肢關節以降低腿部有效質量，來減緩在著地時外力衝擊對骨骼與肌肉系統造成傷害。而第一峰值碰撞力量與衝量雖然隨跳深高度增加而顯著較大，但在 20cm 及 40cm 的跳深高度時，腿部有效質量得到良好的控制，並未達顯著差異。但 60cm 跳深時，腿部有效質量顯著高於 20cm、40cm ($p < .05$)，而第一峰值的碰撞力量、衝量及下肢勁度在 60cm 時，也都有顯著較高。就腿部有效質量與第一峰值碰撞力量、衝量達顯著相關 ($p < .05$) 的結果說明了，跳深高度增加到本研究設定的 60cm 時，腿部有效質量會增加，致使了較高的碰撞性傷害因素。

第二節 建議

跳深動作的訓練是增強式訓練的其中一項動作，是為了讓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，而達到肌肉肥大與骨質密度增加的目的，因此未來研究可增加下肢肌群肌電活動情形的變項，以了解跳深動作時下肢肌群肌電活動的變化情形。而本研究隨著跳深高度增加到 60cm 時，腿部有效質量、下肢勁度與第一峰值碰撞力量、衝量都顯著較高，因此若要以跳深動作作為訓練方式時，教練與運動員在操作過程中必須要謹慎，建議初學者以 40cm 以下平台作為跳深高度，並在緩衝期增加膝關節及髖關節的活動範圍來降低腿部有效質量，以避免外力衝擊造成運動傷害，另外在實施跳深訓練也應有適度的休息時間，而實施的頻率也有待日後研究再深入探討。

引用文獻

中文部分：

- 王保成、袁運平（1997）。*田徑教學訓練實用叢書-短跑*。北京市：人民體育。
- 馬明彩、熊西北（2007）。*大專院校田徑運動學教程*。北京市：北京體育大學。
- 張志銘（1993）。國內優秀背向式跳高選手運動生物力學分析。*體育學報*，15，239-262。
- 許太彥（1999）。*國小學童不同高度赤腳著地之生物力學分析*。未出版碩士論文，國立臺灣師範大學，臺北市。
- 許樹淵（1979）。*人體運動力學*。臺北市：協進。
- 郭靜茹、石玉琴、周繼和（1999）。*運動生物力學*。北京市：人民體育。
- 黃淑貞（1994）。不同等級的女子競技體操選手運動傷害調查研究。*體育學報*，18，243-254。
- 黃韻靜、洪彰岑、黃文傑、鄭維伶、李宜芳、劉宇（2006）。視障生下階梯動作肌肉勁度調節能力與肌電現象之研究。*體育學報*，39（4），47-61。
- 劉宇、陳重佑、莊榮仁、黃長福（1998）。國術騰空飛腳動作運動控制與協調系列研究之一——運動學與地面反作用力特徵以及各關節的協調配合。*體育學報*，26，233-240。
- 蔡豐任、蔡崇濱、劉宇（2002）。動作速度定量控制理論在爆發力訓練的應用。*中華體育季刊*，16（4），142-149。
- 羅慶儒（2008）。臺北縣市大學生地板街舞運動傷害現況調查。*運動傳播學刊*，1，73-82。

外文部分：

- Anderson, S. A., & Cohn, S. H. (1985). Bone demineralization during space flight. *Physiologist*, 28(4), 212-217.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., MESSONNIER, L., & Lacour, J. R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physiology Fitness*, 42, 274-281.
- Cassell, C., Benedict, M., & Specker, B. (1996). Bone mineral density in elite 7- to 9-yr-old female gymnasts and swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(10), 1243-1246.
- Chi, K. J., & Daniel, S. (2005). Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running. *Journal of Biomechanics*, 38, 1387-1395.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Daniel, E. L., Madhusudhan, V., William, A. W., Adam, I. D., Susan, D., Irene, S. D., et al. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463, 531-535.
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 34, 1324-1331.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human

- hopping. *Journal of Biomechanics*, 32, 267-273.
- Ferris, D. P., Liang, K., & Farley, C. T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32, 787-794.
- Hall, S. J. (2007). *Basic biomechanics* (5th ed.). New York, NY: McGraw-Hill.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3th ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Huwylar, J. (1989). Skeletal changes in the metatarsus due to classical dancing. *Sportverletz . Sportschaden*, 3(1), 14-20.
- McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three height. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201-224.
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics load analysis and sport injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2, 367-379.
- Nigg, B. M. (1986). Experimental techniques used in running shoe research. In B. M. Nigg (Ed.), *Biomechanics of Running Shoes* (pp. 27-61). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Witzke, K. A., & Snow, C. M. (2000). Effects of plyometric jump training on bone mass in adolescent girls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 1051-1057.

附錄一 實驗參與者同意書

敬啟者 您好：

我是國立臺灣體育學院體育研究所學生簡慶宏，為了增進體育研究發展，本人將進行探討「跳深高度對腿部有效質量的影響」，在此誠摯邀請您參與本研究之實驗，實驗過程為進行跳深動作，跳深高度分為 20cm、40cm 及 60cm 等三種高度，每個高度進行三次的試跳，由於跳深動作屬於增強式訓練，對於人體可能會造成衝擊性的傷害，因此必須要通過以下健康問卷，才能進行研究之實驗，也懇請參與者確實填答，若參與本實驗期間身體有任何不適的情況，亦能隨時退出實驗。感謝您自願參與本次的實驗，所填寫之相關資料本人將妥善保管，未來僅提供學術研究之參考，資料絕不公開。

感謝您的協助

研究者：簡慶宏

指導教授：陳重佑 博士

單位：國立臺灣體育學院體育研究所

聯絡電話：0955533912

實驗參與者健康問卷

姓名：_____ 姓別：_____ 出生日期：民國_____

聯絡電話：_____

- 1、 是 否 腿部半年內是否曾經受傷而造成生活不便？
- 2、 是 否 身體是否曾經進行外科手術？
- 3、 是 否 醫生是否建議不適合參與激烈運動？