

國立臺灣體育大學（臺中）  
National Taiwan Sport University  
體育研究所碩士學位論文

立即性個體狀態限制對下肢勁度之調控  
LEG STIFFNESS MODULATION DURING  
THE INDIVIDUAL CONSTRAINT OF INSTANT



研究生：李柏毅 撰  
指導教授：陳重佑 博士

中華民國九十七年六月

論文名稱：立即性個體狀態限制對下肢勁度之調控

總頁數：64 頁

院校組別：國立臺灣體育大學（臺中）體育研究所

畢業時間及提要別：九十六學年度第二學期碩士學位論文提要

研究生：李柏毅

指導教授：陳重佑博士

中文摘要

本研究的主要目的檢證個體產生立即性的疲勞限制下，下肢勁度的調控機制。實驗參加者為 18 名體育相關科系之男性大學生（年齡為  $20.0 \pm 1.6$  歲、身高  $175.9 \pm 7.5$  公分、體重  $70.3 \pm 9.1$  公斤），使用 Vicon MX-F40 動作分析系統記錄實驗參加者在 Kistler 三維測力板（1000Hz）上之雙手叉腰連續 1 分鐘垂直跳，本研究將前 5 次參數的平均數定義為疲勞前、最後 5 次參數的平均數定義為疲勞後。運動學及動力學參數經過相依樣本 t 檢定統計考驗（ $\alpha = .05$ ），研究結果顯示，疲勞限制不會改變下肢勁度、髖關節、膝關節和踝關節勁度之值。膝關節著地角度、踝關節屈曲角度、踝關節角位移量、髖關節屈曲力矩和踝關節屈曲力矩在疲勞限制下皆明顯小於疲勞前（ $p < .05$ ）。本研究顯示藉由踝關節屈曲及膝關節著地角度之調控，使下肢於疲勞限制下，下肢勁度之調控維持相似之值。也證明了個體在連續垂直跳下，肌肉—肌腱系統會固定下肢勁度，以儲存或輸出彈性能量。

關鍵詞：下肢勁度、疲勞、垂直跳

Lee, Pai-Yi (2008). Leg stiffness modulation during the individual constraint of instant. Unpublished master's thesis, National Taiwan Sport University, Taichung.

### **Abstract**

The purpose of this study was to examine the adjustment of leg stiffness under individual constraint of fatigue through instant and intense exercise for the whole body. Eighteen volunteer male college students (age:  $20 \pm 1.6$  years, height:  $175.9 \pm 7.5$ cm, weight:  $70.3 \pm 9.1$  kg) were served as the participants and were asked to perform continuous counter movement jump (CMJ) on a Kistler Platform (1000Hz) for one minute. The Vicon MX-F40 motion analysis system was used to record the trajectories of reflective markers that were placed on the skin surface of lower extremity. The first five jumps defined as pre-fatigue, last five jumps defined as post-fatigue. Paired t test was used to test the statistical differences for kinematic and kinetic parameters with alpha level .05. The results showed there were no changes in leg stiffness on hip stiffness, knee stiffness and ankle stiffness between pre-fatigue and post-fatigue ( $p > .05$ ). Knee angle when ground contact, ankle flexion angle, ankle angular displacement, hip moment and ankle moment smaller than pre-fatigue ( $p > .05$ ). This study demonstrated that the individual was in constant leg stiffness to store or output elastic energy in muscle-tendon system during continuous CMJ.

**Keyword:** leg stiffness, fatigue, counter movement jump

## 謝 誌

歷經多年的時間，終於在此時完成了碩士學位，研究生生活也將告一段落，此段歷程也將會是我人生中不可抹滅的記憶。學術原來不是那麼簡單的事物，它是要不斷的堅持與努力，因此，要感謝所有曾協助柏毅完成論文而同儕們與師長們。

本論文能順利付梓，首先要感謝指導教授陳重佑博士在研究生生涯的指導與提攜，不管在學術研究的態度或待人處事方面皆是柏毅值得學習的楷模。其次感謝卓俊伶教授、劉宇教授、蔡虔祿博士、湯文慈博士和陳帝佑博士給予本論文指導與寶貴意見，有了你們深刻的見解使本論文能更臻充實完善。此外，也要感謝許光廬所長和駱明瑤老師在研究生過程中的鼓勵與提攜，柏慧助教的提醒及協助。

再次感謝彰化師範大學陳帝佑博士無私的借用運動生物力學實驗室，以及彰化師範大學生物力學團隊建壹、昱銘、文進，另外，還要感謝慧舫、信志、偉勳，大學兼研究所同窗逸蘋協助實驗進行，使本論文之實驗能順利完成。

最後，感謝我的父母，在求學過程中給予我最大的支持，使我能追求我的理想，也感謝秋芳在我研究的過程給予莫大的包容與體諒，在此將此研究呈獻給我的父母，感謝他們的栽培。

李柏毅 謹誌

中華民國九十七年六月

## 目 錄

中文摘要 .....	I
英文摘要 .....	II
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 .....	4
第三節 名詞解釋及操作型定義 .....	5
第四節 研究範圍與限制 .....	6
第五節 研究的重要性 .....	7
第貳章 文獻探討 .....	8
第一節 勁度的定義與彈簧－質量模型 .....	8
第二節 勁度的計算方式 .....	10
第三節 勁度的相關文獻探討 .....	13
第四節 本章總結 .....	21
第參章 研究方法與步驟 .....	22
第一節 實驗參加者 .....	22
第二節 實驗時間與地點 .....	22
第三節 實驗儀器與設備 .....	23
第四節 實驗步驟與流程 .....	25
第五節 資料處理與統計方法 .....	27
第肆章 結果與討論 .....	28
第一節 下肢運動學之特徵 .....	28
第二節 下肢動力學之特徵 .....	38
第三節 勁度調控之特徵 .....	47

第四節 綜合討論 .....	51
第伍章 結論與建議 .....	54
第一節 結論 .....	54
第二節 建議 .....	55
引用文獻 .....	56
中文部份 .....	56
英文部份 .....	56
附錄	
附錄一 實驗參加者同意書 .....	64

## 表目錄

表 1：	連續垂直跳下肢運動學參數平均數相依樣本 t 檢 定統計分析摘要表 .....	36
表 2：	連續垂直跳下肢運動學參數標準差相依樣本 t 檢 定統計分析摘要表 .....	37
表 3：	連續垂直跳下肢動力學參數平均數相依樣本 t 檢 定統計分析摘要表 .....	45
表 4：	連續垂直跳下肢動力學參數標準差相依樣本 t 檢 定統計分析摘要表 .....	46
表 5：	連續垂直跳勁度平均數與標準差相依樣本 t 檢 定統計分析摘要表 .....	50

## 圖目錄

圖 1：	彈簧－質量模型用來計算下肢於著地時非垂直於運動方向之下肢勁度.....	11
圖 2：	圓形反光球放置圖.....	24
圖 3：	實驗實施流程圖.....	26

## 第壹章 緒論

### 第一節 問題背景

走路、跑步和跳躍已是日常生活中習以為常的運動模式，下肢活動時，個體讓肌肉先伸展拉長而後收縮且釋放儲存的彈性能，使個體產生移動的結果。此種肌肉功能為熟知的牽張－縮短循環（stretch-shortening cycle, SSC）。肌肉及韌帶是有伸展性的，而在受到外力的影響後，肌肉會產生形變，且加以阻抗、壓縮及儲存彈性能，這是根據根據物理學中虎克定律（Hooke's law,  $F=kx$ ）而來，說明力量與彈性物體的形變會成比例關係，勁度（stiffness）就相當於彈性物體的彈性係數（Latash & Zatsiorsky, 1993），因此，利用虎克定律彈性物體在單一向度中的運動，來說明個體在走、跑和跳等活動時下肢勁度（leg stiffness）及垂直勁度（vertical stiffness）的概念。為了利於模擬個體走、跑和跳等動作，個體會將所有複雜的肌肉、神經及骨骼系統結合並簡化為單一線性彈簧又稱為下肢彈簧（leg spring），配合相當於身體質量的質點（mass）組成彈簧－質量模型（spring-mass model）（Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999; Farley & Morgenroth, 1999; Ferris & Farley, 1997; McMahon & Cheng, 1990），以此模型量化個體活動時，著地期前半段下肢彈簧壓縮儲存彈性能，後半段則下肢彈簧彈回釋放彈性能的动作。

過去許多研究都在探究勁度對環境、工作等改變而產生的修正，從勁度與直膝跳（hopping）的相關研究來看，Farley、Blickhan、Saitom 與 Taylor（1991）以及 Granata、

Padua、與 Wilson (2002) 的研究皆說明下肢勁度會隨著跳躍頻率的變大而增加，此外，Arampatzis、Brüggemann 與 Klapsing (2001) 以及 Arampatzis、Schade、Walsh 與 Brüggemann (2001) 的研究結果更顯示下肢勁度可以透過口語指示影響實驗參加者的著地時間而達到改變，且著地時間越短，下肢勁度則有變大的現象。

為了區別在特定定點上下移動的運動模式，學者們更進一步探討向前移動的跑步動作，從勁度與跑步相關研究中，Arampatzis(1999)以及 Kuitunen、Komi 與 Kyrolainen(2002) 皆曾提到跑速會影響下肢勁度及膝關節勁度且下肢勁度會隨著速度的加快而增加，Seyfarth、Geyer、Gunther 與 Blickhan (2002) 更說明勁度與跑速的直接關係，在較快跑速下，若著地角度不變，則需要較大的下肢勁度；若下肢勁度不變，則著地角度會變小，且 Stefanyshyn 與 Nigg (1998) 的研究中也表明隨著跑速增加，踝關節勁度也會變大，但這與 Arampatzis 等人 (1999) 以及 Kuitunen 等人 (2002) 研究中顯示踝關節勁度維持不變有所出入。而在不同著地表面上，Ferris、Louie 與 Farley (1998) 研究中更顯示跑者在預期較硬的表面上第一步就會以降低下肢勁度來因應，這也顯示在步態支撐階段，下肢可立即適應勁度表面 (surface stiffness)，以維持最佳的總勁度。此外，Derrick、Dereu 與 McLean (2002) 讓 10 名休閒的跑者，在跑步機上跑至衰竭 (exhaustion)，發現跑者在碰撞階段，膝關節著地角度會更加屈曲，以減少碰撞力量，使有效質量降低以利加速，這與 Dutto 與 Smith (2002) 研究中說明衰竭後個體會改變質心位

移量、步頻及下肢勁度的結果相似。由上可知，勁度可在面對不同需求時，適時的調整且因應之。

從動態系統理論 (dynamical systems theory) 的觀點來看，環境 (environment)、工作 (task) 及個體 (individual) 三個次系統 (sub-systems) 交互影響產生了人體或生物體的行為。若三個次系統中發生改變，則會對人體或生物體產生限制 (constraint)，造成人體或生物體行為產生不穩定 (instability) 的渾沌現象，此時即為動作或行為轉換 (transition) 的關鍵期，此時生物體就會自我組織 (self-organization) 以形成另一個動作型態，進入另一個穩定狀態因而產生另一個新的動作行為 (Magill, 1998)。

人體運動時，透過神經肌肉系統來調控下肢勁度，以因應工作、環境及個體的需求 (Butler, Crowell III, & Davis, 2003)，且在動作表現中，有些勁度的等級要求最理想的利用牽張－縮短循環，而運動中載荷 (load) 的部份最能有效利用牽張－縮短循環中骨骼肌肉系統所儲存的彈性能 (Butler et al., 2003; Latash & Zatsiorsky, 1993)，從 Kuitunen、Kyrolainen、Avela 與 Komi (2007) 的研究可以瞭解，肌肉的活化程度相對的影響著下肢勁度，而疲勞現象則會造成肌肉活化程度的降低，疲勞可視為個體次系統的限制，因此，人體活動至疲勞或衰竭時，會如何調控下肢勁度就相當值得關注。本實驗透過操弄個體疲勞，使個體產生立即性不穩定狀態，進而造成動作轉換關鍵期，並透過個體自我重組形成另一動作型態。

自然界中足部碰撞在眾多運動中總是不斷的增加下肢載荷，也是造成傷害的因素之一，過去研究中多利用單足或雙

足直膝跳來檢測勁度的調控，但卻無法完整利用肌肉牽張－縮短循環的特性，因此，本研究以比跑步動作較為單純的垂直跳的動作來看人體的著地策略、勁度調控。過去文獻中雖也探究過疲勞或衰竭與勁度調控的關係（Harron, Vint, & Kraus, 2001; Horita, Komi, Nicol, & Kyrolainen, 1996; Kernozek, Ragan, Bushke, Hart, & Iwasaki, 2005; Kuitunen, Avela, Kyrolainen, Nicol, & Komi, 2002; Kuitunen et al., 2007; Padua et al., 2006），但卻無法得知，立即性疲勞是否對下肢勁度調控會有階段性轉換的現象？因此，依據動態系統理論使個體次系統產生限制，也就利用雙手叉腰連續垂直跳造成個體立即性疲勞的限制，觀察下肢勁度調控的方式。

## 第二節 研究目的

本研究是透過 1 分鐘連續垂直跳動作，使造成立即性的個體限制，而比較分析疲勞限制對下肢位移量、著地時間、離地前力量峰值、髖關節、膝關節和踝關節角度以及髖關節、膝關節和踝關節力矩等參數之影響，且個體是藉由何種參數來調控下肢勁度。

### 第三節 名詞解釋及操作型定義

#### 一、下肢勁度

本研究中將人體下肢複雜的肌肉骨骼神經系統，簡化為一理想且單方向運動的下肢彈簧（leg spring）配合與身體質量相當的質點組成彈簧－質量模型（spring-mass model）（Arampatzis et al., 1999; Butler et al., 2003; Farley et al., 1991; McMahon & Cheng, 1990），而連續屈膝垂直跳為原地單一方向運動，因此在本研究中下肢勁度等同於垂直勁度，其計算方式為  $k_{leg} = F_{max}/\Delta y$ （McMahon & Cheng, 1990）。本研究中  $F_{max}$  為離地前力量峰值； $\Delta y$  為下肢位移量，且本研究忽略肌肉骨骼神經系統中的阻尼因素。

#### 二、關節勁度

本研究計算關節勁度的方法為  $k_{joint} = \Delta M/\Delta \theta$ ， $\Delta M$  是關節力矩的改變； $\Delta \theta$  是關節角位移（Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998）。

#### 三、離地前力量峰值

垂直地面反作用力的圖形所產生腳離地前的最大力量。

#### 四、下肢位移量

站立時髻前上棘嶺位置與下蹲至最低點髻前上棘嶺位置之垂直差距。

#### 五、著地時間

測力板開始收到地面反作用力至地面反作用力消失之間時間。

#### 六、關節角度位移

著地時關節角度與膝關節下蹲至最低點時關節角度之差。

#### 七、關節力矩改變量

髖關節力矩為矢狀面之髖關節力矩，由膝關節屈曲至最低點時關節力矩與著地時關節力矩之差。

#### 六、疲勞

林正常（1997）將疲勞分為精神疲勞與身體疲勞、中樞疲勞與末梢疲勞、急性疲勞與慢性疲勞及局部疲勞與全身疲勞，說明有機體或各器官無法維持相同的工作能力，本研究是以垂直跳動作造成肌肉疲勞，Enoka（2002）更指出疲勞現象從開始持久性身體活動即產生，且此生理的過程造成肌力下降，也稱為工作附屬（task dependency）所造成的肌肉疲勞。本研究讓實驗參加者進行1分鐘的雙手叉腰連續垂直跳，以產生疲勞條件。而本研究以前5跳平均數為疲勞前，後5跳平均數為疲勞後。

#### 七、個體狀態限制

就動態系統理論而言，人體的行為受到環境、工作、個體三個次系統的交互而產生（Magill, 1998），本研究即藉由連續屈膝垂直跳造成實驗參加者產生立即性疲勞狀態，以達到個體狀態的限制。

### 第四節 研究範圍與限制

過去關於下肢勁度調控的研究多以直膝跳、深跳（drop jump）或跑步等型態呈現，且其研究結果也會因不同的動作

需求及不同的計算方式而有所不同，跑步動作雖常出現在日常生活中，但相較於直膝跳或深跳，以跑步過程觀察下肢勁度的調控是相對複雜的，此外，直膝跳及深跳又不如垂直跳有較穩定的牽張幅度，且垂直跳是功能性的工作（functional task）和結合離心及向心動作的牽張－縮短循環，更可以觀察到肌肉離心收縮時神經系統單一的活化策略（Enoka, 1996）。因此，本研究以無下肢傷害的 18 名大專體育相關科系男性為實驗參加者，僅以連續垂直跳造成疲勞以產生個體狀態限制的情形，且疲勞現象僅以實驗參加者無法維持與工作初期的相同動作表現來認定，並在實驗過程中口語鼓勵實驗參加者盡力完成要求的動作。因此，研究假定每位實驗參加者皆盡最大努力完成實驗需求，此外，因實驗參加者為受過訓練之體育系學生，所以可能無法推論至無固定從事體育活動之一般民眾或其他年齡層。

## 第五節 研究的重要性

根據動態系統理論中，生物體的行為是由個體、工作、環境三個次系統的交互作用而產生（Magill, 1998），而在個體疲勞限制下，髖關節、膝關節與踝關節是否皆會呈現不穩定狀態，進而產生新的動作型態，再者下肢勁度是否藉由髖關節、膝關節與踝關節角度的改變、著地時間之長短、下肢位移量多寡以及地面反作用力之改變來調控下肢勁度，此所得之運動學和動力學結果可幫助教練或運動員在合適的勁度範圍內提升運動表現及避免運動傷害之發生。

## 第貳章 文獻探討

### 第一節 勁度的定義與彈簧－質量模型

勁度 (stiffness) 的概念來自物理學，是虎克定律 (Hooke's law) 的一部份，說明物體在受外力影響下，儲存彈性能與對抗外力，所產生的形變 (Butler, Crowell III, & Davis, 2003; Latash & Zatsiorsky, 1993)。虎克定律公式為  $F=kx$ ，以理想的單維彈簧為例，在不會永久改變物體外形條件下，外力 ( $F$ ) 使物體依比例的常數 ( $k$ )，產生物體形變的距離 ( $x$ )。比例常數 ( $k$ ) 也就是彈簧常數，表示理想的彈簧和質量系統的勁度 (Butler et al., 2003)。肌肉骨骼系統包含被動 (passive) 及主動 (active) 屬性，在外力作用下對抗形變和儲存彈性能是被動物體的特性，若被動物體為有彈性的，則外力一但消失，物體則會恢復其原來形態。肌肉骨骼系統中的被動元件有肌腱、韌帶、筋膜、軟骨組織、骨骼、皮膚及放鬆的 (not activated) 肌肉。因此，生物體中的肌肉勁度及關節勁度依屬性可分為主動的勁度 (active stiffness) 及被動的勁度 (passive stiffness)。現今文獻中不管是描述生物體中主動的組織或被動的組織皆用“勁度”一詞，為了區分神經肌肉系統自主控制類似勁度 (stiffness-like) 的主動肌肉勁度及被動組織真實的 (authentic) 勁度，以未必真實的勁度 (apparent stiffness) 來表示主動組織的勁度 (Zatsiorsky, 2002)。

當人體在從事跑、跳等動作，下肢的肌肉藉由肌肉和肌

腱的拉長與縮短的改變，來儲存與利用彈性能量，此種現象又稱為牽張－縮短循環（SSC），為簡化人體下肢活動時，複雜的神經、骨骼及肌肉系統，常以線性的下肢彈簧（leg spring）與身體質量相當之質點（mass），來表示人體的下肢活動，此種模式將下肢全部的骨骼肌肉系統喻為單一的線性彈簧，所組成的彈簧－質量模型（spring-mass model）（Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999; Dutto & Smith, 2002; Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; Farley & Morgenroth, 1999; Ferris, Bohra, Lukos, & Kinnaird, 2006; Ferris & Farley, 1997; Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2005; He, Kram, & McMahon, 1991; Heise & Martin, 1998; Laffaye, Bardy, & Durey, 2005; McMahon & Cheng, 1990; Seyfarth, Geyer, Gunther, & Blickhan, 2002）。雖然彈簧－質量模型的益處是以單一彈簧來簡化肌肉骨骼系統的機械行為，但卻忽略了骨骼肌肉系統中其他的彈性和黏滯屬性的機制（Kuitunen, Komi, & Kyrolainen, 2002），因此，此種未考慮肌腱、韌帶和軟骨等組織，所求得的勁度 Latash 與 Zatsiorsky（1993）又將它稱為準勁度（quasi-stiffness）。為了配合研究的簡化，研究者常假定下肢為較簡單的彈簧－質量模型以計算下肢勁度。

## 第二節 勁度的種類及其計算方式

勁度大致上可分為垂直勁度 (vertical stiffness)、下肢勁度 (leg stiffness) 及關節勁度 (joint stiffness) 三種的計算，而依不同實驗需求及不同實驗儀器，勁度計算方式也不相同。

### 一、垂直勁度 ( $k_{\text{vert}}$ ):

通常描述垂直方向的線性運動，如單腳垂直跳及跳躍。計算方式有三種，最簡單的方法為垂直地面反作用力峰值 ( $F_{\text{max}}$ ) 除以在下肢與地面接觸時，質心最大垂直位移 ( $\Delta y$ )，公式為  $k_{\text{vert}} = F_{\text{max}}/\Delta y$  (McMahon & Cheng, 1990)。第二種方法是利用地面反作用力、實驗參加者的質量 ( $m$ ) 及垂直振動週期 ( $P$ ) 來計算，公式為  $k_{\text{vert}} = m(2\pi/P)^2$ ，此方法通常使用在頻率固定的活動上 (Cavagna, Franzetti, Heglund, & Willems, 1988)。最後則是使用下肢接觸地面時間及下肢騰空的時間來計算自然的振動頻率，勁度則由個體總質量 ( $m$ ) 及自然的振動頻率 ( $\omega_0$ ) 來獲得，公式為  $k_{\text{vert}} = m\omega_0^2$  (McMahon, Valiant, & Frederick, 1987)。

### 二、下肢勁度 ( $k_{\text{leg}}$ ):

在跑步時，下肢接觸地面的角度及個體質心並非垂直於腳上，如圖 1。為解決這類問題，McMahon 與 Cheng (1990) 發展出此計算方式，且將其命名為下肢勁度，其公式為  $k_{\text{leg}} = F_{\text{max}}/\Delta L$ ， $F_{\text{max}}$  是最大垂直地面反作用力， $\Delta L$  是垂直腿長的改變， $\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos\theta)$  及  $\theta = \sin^{-1}(ut_c/2L_0)$ ； $\Delta y$  是質心最大

位移； $L_0$  是站立時腿長； $\theta$  是下肢擺弧角度的一半； $u$  是水平速度； $t_c$  是與地面接觸時間。若質心的運動完全為垂直方向，如單足直膝跳，則下肢勁度和垂直勁度是可互換的， $\theta_0$  變為 0， $L_0(1 - \cos\theta_0)$  也變為 0 (Butler et al., 2003; McMahon & Cheng, 1990)。

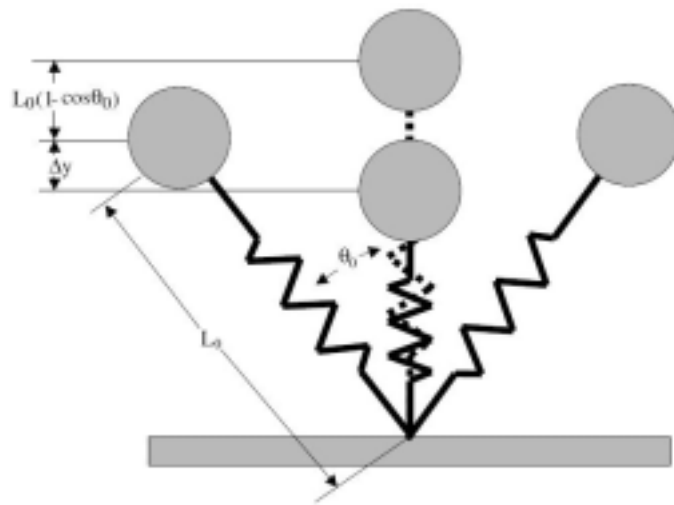


圖 1：彈簧－質量模型用來計算下肢於著地時非垂直於運動方向之下肢勁度 (Butler et al., 2003)。

此外，Arampatzis 等人 (1999) 使用測力板收集最大垂直力量，且改以二台高速攝影機計算下肢長度的改變，結果與 McMahon 與 Cheng (1990) 的研究相比較，發現下肢勁度值明顯較大，這也說明 McMahon 與 Cheng (1990) 的研究中，因使用慢速的攝影機，下肢長度改變量被高估了。

以往在收集人體跑步及跳躍時之勁度數值，皆利用測力板及高速運動學測量系統取得，Morin、Dalleau、Kyrolainen、Jeannin 與 Belli (2005) 提出以正弦波 (sine-wave) 測量跑步時下肢勁度，以不使用測力板或力傳動器的方式，而採用

個體質量、前進速度、下肢長度、騰空時間和與地面接觸時間等簡單的力學參數，計算出勁度數值，其公式為  $k_{leg} = L - \left( L^2 \left( (ut_c/2) \right)^{0.5} \right) + \Delta y$ ， $L$  是站立時腿長； $u$  是速度； $t_c$  是與地面接觸時間； $\Delta y$  是質心最大垂直位移。

### 三、關節勁度 ( $k_{joint}$ )

Zatsiorsky (2002) 提到關節勁度應將它稱為被動關節勁度 (passive joint stiffness) 更為合適。垂直勁度及下肢勁度皆為線性測量，而關節勁度則是與旋轉有關聯，且研究個體個別關節在整體下肢勁度所扮演的角色 (Butler et al., 2003)。而最常用來計算平均關節勁度的方法為  $k_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$ ， $\Delta M$  是關節力矩的改變； $\Delta \theta$  是關節角度的位移量 (Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998)，因研究需求不同，全部著地期或部份著地期 (足著地至膝關節屈曲最大角度) 的關節勁度，可由關節力矩及關節角度曲線圖，求出曲線之線性回歸公式，而求得的回歸直線斜率即為關節勁度 (Stefanyshyn & Nigg, 1998)。Arampatzis 等人 (1999) 使用了另一種人體在跑步時，關節勁度的計算方式，利用功率－能量方法 (work-energy approach)，公式為  $k_{joint} = 2w^- / \Delta \theta$ ， $w^-$  是關節負機械功率； $\Delta \theta$  是關節角度的位移量。如步態著地期當中，支撐前半段關節為做負功，除此時關節角度的位移量即為關節勁度。可惜 Gunther 與 Blickhan (2002) 曾對 Arampatzis 等人 (1999) 的研究提出兩點質疑，分別為對角度位移量的定義不明和將功率積分與角度位移相除所得到的關節勁度，到目前為止也再沒有研究者利用功率－能量方法來計算關節勁度。

### 第三節 勁度的相關文獻探討

#### 一、勁度與不同勁度表面和運動形態之關係

為了瞭解在不同勁度表面 (surface stiffness) 與下肢勁度的調控機制, Ferris 與 Farley (1997) 提出了總合勁度 (total stiffness) 的概念, 總合勁度為下肢勁度及勁度表面的結合, 研究中以 3 女 2 男為實驗參加者, 分別以四種不同頻率 (2.0Hz、2.4Hz、2.8Hz、3.2Hz), 在二種勁度表面下雙腳直膝跳, 探討在不同勁度表面、不同頻率下與下肢勁度的關係, 結果顯示, 若在相同跳躍頻率 (2Hz) 下, 較小勁度表面下肢勁度約為較大勁度表面之 3 倍且下肢位移量會隨著勁度表面越硬而增加, 而用較屈曲的膝關節來減緩撞擊; 在不同頻率下, 總合勁度皆大致相同且隨著頻率的增加勁度也隨之增加, 同時, 較小勁度表面之下肢勁度皆明顯大於較大勁度表面。此外, 較小勁度表面著地時間略大於較大勁度表面, 但差異小於 10%。此外, 不管在任何跳躍頻率及不同勁度表面, 總合勁度並不受影響, 換句話說, 個體會調整著地時間及質心的垂直位移, 以因應在不同的表面上運動。根據 Ferris 與 Farley (1997) 的研究, Ferris、Louie 與 Farley (1998) 讓 5 名跑者, 在放置有測力板的四種不同勁度表面的橡膠跑道上 (18m) 以 5 公尺/秒的跑速前進, 研究顯示, 跑者在不同勁度表面上, 垂直勁度維持相同, 下肢勁度會隨著勁度表面變小而增加; 在四種不同表面的著地期, 總位移量不變, 表面位移量則隨著勁度表面變小而增加; 著地時間及步頻也維持不變, 說明了跑者會增加下肢勁度來彌補勁度表面的減小以

固定垂直勁度。因此，瞭解跑者在不同跑步表面，藉由下肢勁度的調控，可以維持相似運動機制。

Farley 等人 (1998)，以 3 男與 4 女為實驗參加者，在不同勁度表面 (surface stiffness) 上單足直膝跳，結果發現，當勁度表面減小，下肢勁度會隨之增加，且較小勁度表面所造成的下肢勁度 (28.1kN/m) 約為較大勁度表面的下肢勁度 (13.9kN/m) 的 2 倍，當勁度表面相同時，踝關節勁度增加 1.7 倍，著地時膝關節較為伸直；同時由肌電圖瞭解，踝關節勁度調控並非是著地時下肢三頭肌 (triceps surae) 肌肉活動改變而造成。再以電腦模擬，分別改變踝關節勁度及膝關節著地角度，更進一步發現，當踝關節勁度增加 1.75 倍會導致下肢勁度增加 1.7 倍；當改變膝關節著地角度時也會造成下肢勁度增加 1.3 倍。由此可知，個體藉由調整膝關節著地時下肢角度，而不是調整下肢三頭肌肌肉活動來調控踝關節勁度及下肢勁度，但在 Kuitunen、Kyrolainen、Avela 與 Komi (2007) 的研究中提出下肢三頭肌的肌電活動與勁度調控有顯著關係。

許太彥 (2003) 以 10 名六年級的國小男性學童為實驗參加者，使用高速攝影機 (250Hz)、測力板 (1000Hz) 與肌電圖 (1000Hz)，測得國小學童從 40 公分高度跳台赤腳落下，研究結果發現，著地緩衝時間及著地在勁度不同的表面上皆會影響下肢勁度，下肢勁度會隨著緩衝時間越短與著地表層勁度越小，而造成下肢勁度的提高，且髖關節與膝關節勁度皆是造成下肢勁度改變的主要因素。

Farley 與 Morgenroth (1999) 以 2 男 3 女為實驗參加者，在測力板上依 2.2Hz 的頻率執行雙足直膝跳，首先實驗參加

者執行個人喜好的跳躍高度 ( preferred height hopping )，再來要求實驗參加者盡可能跳高 ( maximum height hopping )，結果發現要求盡可能跳高的下肢勁度 ( 29.3kN/m ) 約為個人喜好的跳躍高度 ( 14.5kN/m ) 的 2 倍。盡可能跳高的下肢勁度、踝關節勁度及膝關節勁度分別約以 2、1.7 及 1.9 倍大於喜好的跳躍高度。再以電腦模擬，分別改變踝關節勁度及膝關節勁度，更進一步發現，當踝關節勁度增加 1.9 倍會導致下肢勁度增加 2 倍；當膝關節勁度增加 1.7 倍則不會影響下肢勁度。由此可知，踝關節勁度的調整是調控下肢勁度的主要機制。

Kuitunen 等人 ( 2002 ) 讓 10 名短跑選手以最大速度的 70%、80%、90%、100% 通過測力板，研究發現，隨著跑速的遞增踝關節勁度維持不變 ( 7Nm/deg )，但膝關節勁度則隨之增加 ( 17-24Nm/deg )。此外，結果也顯示，踝關節勁度與著地時間呈負相關，也就是說著地時間越短，踝關節勁度越大。此結果與另一篇 Farley 與 Gonzalez ( 1996 ) 探討跑步時下肢勁度調控與步頻的關係的研究結果相同。Arampatzis 等人 ( 1999 ) 以 13 名跑者為實驗參加者，分別以五種跑速 ( 2.5 公尺/秒、3.5 公尺/秒、4.5 公尺/秒、5.5 公尺/秒及 6.5 公尺/秒 )，探討跑速對下肢勁度的影響，發現跑速除了會影響膝關節與踝關節的最大力矩及功率外，也同時影響了膝關節勁度及膝關節角度，而踝關節則否。當速度達 6.5m/s 時，膝關節勁度影響下肢勁度最多。也說明了跑速確時會影響下肢勁度與膝關節勁度，而踝關節則非在跑步時影響下肢勁度的關鍵。除了跑速的不同，Arampatzis、Schade、Walsh 與 Brüggemann ( 2001 ) 再以三種不同高度，分別為 20、40 與

60 公分，讓實驗參加者實行蹲跳，並分別以“盡你可能跳高”與“比前次跳再快一點”二種口頭指導語，結果顯示，下肢勁度及踝關節勁度會隨著著地時間變短而變大，且可透過口頭指示改變著地時間進而控制下肢勁度，其次最適下肢勁度及踝關節勁度，不但可使下肢獲得最大機械功率，而且在預收縮階段使下肢肌肉肌電活動最佳化。

勁度對下肢活動扮演著重要的角色，因此若下肢勁度調控不恰當，則很有可能造成身體傷害的危機，Self 與 Paine (2001) 讓實驗參加者從腳離地 30.48 公分處，以自然著地、直膝著地、直膝著地且以腳尖吸收碰撞及直膝著地且腳跟承擔大部份碰撞等四種不同的著地技術落下，發現若採用直膝著地且以腳尖吸收碰撞的著地模式則會造成阿基里斯腱的力量峰值最大，而若以直膝著地且腳跟承擔大部份碰撞時，垂直力量及脛骨加速度峰值最大，且此四種著地策略所產生的下肢勁度皆較過往以垂直跳及蹲跳為活動模式的下肢勁度大三倍之多。Zhang、Bates 與 Dufek (2000) 更是說明當著地高度大於 30 公分，個體將會改變其著地策略，隨著著地高度的增加，力學需求也隨之增加；膝關節伸肌在此更扮演著分散能量的重要角色。

Hobara、Kanosue 與 Suzuki (2007) 更結合了肌肉活化程度及拮抗肌協同收縮的概念，讓 7 位男性實驗參加者雙足直膝跳，要求二種著地時間，分別為最佳著地時間及較短著地時間，同樣發現較短著地時間會有較大的下肢勁度，藉由改變肌肉預收縮與下肢三頭肌短潛期牽張反射 (short-latency stretch reflex) 達到下肢勁度的調控，但脛骨前肌之協同收縮在下肢勁度控制上並非扮演主要角色。

由上述研究得知影響下肢勁度的因素有跑速、頻率、步頻、著地時間、著地時緩衝時間、著地關節角度、質心或下肢位移量等，而個體也會調整些參數以達到勁度之調控。

## 二、勁度與疲勞和能量消耗之關係

Heise 與 Martin (1998) 應用彈簧－質量模型來觀察跑步中的需氧量與下肢勁度、垂直勁度及下肢彈簧輸出機械功率的關聯，16 名跑者分別在跑步機上以 3.35 公尺/秒的速度，收集生理學參數及在地面上收集生物力學參數，研究得到垂直勁度與需氧量成負相關且輸出機械功率與需氧量成正相關，但下肢勁度與需氧量無關，換句話說，較大的垂直勁度及較小的輸出機械功率，會使個體需氧量較少，此外，較不經濟的跑者在著地時有較多順從 (compliant) 的跑步方式，而此方式會使伸肌需要較大的力量。因此，可以瞭解到個體在跑速加快時，下肢勁度會固定，但垂直勁度會隨著跑速增快而增加。Dutto 與 Smith (2002) 將 15 位跑者以達最大耗氧量的 80% 之速度在跑步機上跑至衰竭，結果發現垂直勁度 (23.9-23.1kN/m) 及下肢勁度 (9.3-9.0kN/m) 在衰竭後皆明顯變小，同時步頻也相對變小，研究中大多數跑者下肢勁度的改變是藉由步頻的改變，而造成步頻改變可能為衰竭時勁度調控所致，且造成此差異的主因為質心位移量的改變而非地面反作用力。

Kuitunen、Kyrolainen、Avela 與 Komi (2007) 讓 8 名男性分別先以每次間隔 5 秒的最大深跳 (drop jump) 跳 100 次，緊接著以連續次最大深跳 (70% 最大深跳的反彈高度) 至衰竭，實驗結果發現，在間歇最大深跳中，下肢勁度無改變，

而連續次最大深跳方面，下肢勁度有顯著的改變，此外，此二種工作皆說明神經肌肉反應在實驗參加間皆有很大的差異；同時從肌電訊號也顯示，腓腸肌在調控下肢勁度方面佔重要角色，因為它是雙關節（two-joint）肌肉，能將髌與膝關節伸肌的能量傳送到踝關節。Zhang、Bates 與 Dufek(2000)發現，膝關節和髌關節肌群較踝關節肌群所吸收的能量多，原因為有較長肌纖維及相對短的肌腱，在這之後 Madigan 與 Pidcoe(2003)也發現個體疲勞著地時髌伸肌衝量增加、膝伸肌衝量不變、踝關節蹠屈肌衝量減少，此原因為個體會重新分配遠端至近端伸肌力矩，使下肢的近端肌群在著地時貢獻較大，而踝關節蹠屈肌衝量減少，原因可能為蹠屈肌的疲勞及肌肉活化不足造成伸展或縮短張力不足，相似的概念也曾在 Farley 與 Morgenroth(1999)的研究中提到，肌肉勁度會影響肌肉—肌腱單位（muscle-tendon unit）勁度及關節勁度，而肌肉勁度取決於肌肉的活化水準，因此，增加踝伸肌活化水準或許會增加踝關節勁度及下肢勁度。也就是說，近端肌群似乎較遠端肌群能有效的使個體移動及吸收能量。

由上述可知能量消耗、肌肉的作用、肌肉的活化程度、關節的角度、著地的速度皆受下肢勁度調控的影響。

### 三、勁度與老化、性別、個別差異之關係

Hortobágyi 與 DeVita(1999)將 16 位年青女性與 14 位年長的女性，以全體實驗參加者平均身高的 10%(16.4 公分)及 20%(32.8 公分)為階梯高度，以測力板及攝影機(60Hz)收集下階梯時動力學及運動學參數，結果發現下階梯時，年長者除了在下肢勁度(50%)大於年青人外，其它方面皆小

於年青人，如：質心位移量（28%）、踝關節背屈角度（92%）與膝關節屈曲角度（28%）、膝關節（57%）與踝關節（42%）活動範圍。研究中提到造成下肢勁度差異的主要因素為質心位移量，而非地面反作用力。研究更進一步歸納出老年人，下階梯動作下肢勁度增加的機制，第一為老年人下階動作下肢較直，以較多的骨骼系統為主及較少的肌肉系統，其次為拮抗肌輔助造成各關節勁度的增加，最後則是老化相對會增加慢縮肌（type I）使用比例，因而扮演著增加下肢勁度的角色。這也說明了老年人下階梯時會讓膝關節及踝關節屈曲較少，採用較直立的姿勢來彌補因老化而減少的功能。在瞭解老年人是透過改變運動策略來增加下肢勁度後，Hortobágyi 與 DeVita（2000）更進一步想瞭解老年人在下階梯時肌肉的預收縮（pre-activity）及拮抗肌的協同收縮（co-activity）與下肢勁度調控關係，讓 10 位年青女性及 12 位年長的女性，從高 32.8 公分的臺階執行下階梯動作，配合肌電圖、測力板及攝影機（60Hz）等儀器獲得參數，研究顯示，年長者下肢勁度（64%）、下肢肌肉群肌肉預收縮（136%）、股二頭肌（biceps femoris）和脛骨前肌（tibialis anterior）的協同收縮（120%）大於年青人，Hsu、Wei、Yu 與 Chang（2007）同樣發現老年人在膝關節肌群的預收縮及拮抗肌群協同收縮分別以 78.6%及 128%大於年青人，且花較長的支撐時間來推蹬離地及發展補償策略，因此，老年人在下階梯中，增加所參與肌肉群的預收縮，配合拮抗肌的協同收縮以增加關節穩定度，而造成下肢勁度變大，這也說明了下階梯時肌肉收縮及協同收縮與下肢勁度調控有密切關係。綜合 Hortobágyi 與 DeVita（1999, 2000）以及 Hsu、Wei、Yu 與 Chang（2007）

觀點，老年人為彌補神經運動功能下降，會改變下肢的著地策略及提高肌肉的預收縮及協同收縮來調控下肢勁度。

Liu 等人 (2006) 以各 10 名健康的男性年青人及老年人為實驗參加者，在測力板上施作叉腰蹲跳 (squat jump) 和叉腰垂直跳 (counter movement jump) 各三次，配合肌電圖及攝影機，結果發現老年人在離心階段地面反作用力、下肢勁度、能量儲存和向心階段地面反作用力、積分肌電、能量恢復、肌肉正功 (active work) 皆小於年青人，這也說明了在垂直跳時，調控下肢勁度的神經肌肉作用、彈性能的儲存能力會因老化而下降，研究同時也顯示在垂直跳時，肌肉主動作功產生能量恢復大於能量儲存。

下肢勁度也會因性別而有所差異，Granata、Padua 與 Wilson (2002) 研究發現雙足直膝跳 (two-legged hopping) 下肢勁度在最佳頻率、2.5Hz 和 3.0Hz 等三種頻率下，男性皆大於女性且隨著頻率的增加下肢勁度也相對變大，研究也顯示男性及女性的有相似的最佳跳躍頻率 ( $2.34 \pm 0.22\text{Hz}$ )。Blackburn、Riemann、Padua 與 Guskiewicz (2004) 發現女性在主動的膝屈肌可伸展性 (extensibility) 比較男性大，而男性在主動的及被動膝的屈肌勁度皆大於女性，女性膝關節屈肌勁度不足也是容易造成前十字韌帶傷害的原因。因此可知，性別導致勁度差異的主因為男性身體質量及身高大於女性，進而造成了地面反作用力顯著大於女性 (Blackburn et al., 2004; Granata et al., 2002)。此外，在高低足弓的差異上，Williams、Davis、Scholz、Hamill 與 Buchanan (2004) 分別以各 20 名高足弓及低足弓跑者為實驗參加者，以 VICON 動作分析系統、測力板和肌電圖來比較高低足弓跑者的下肢勁

度，結果顯示高足弓跑者下之勁度、膝關節勁度及垂直載荷率（loading rate）高於低足弓跑者，同時著地時間及下肢位移量則少於低足弓跑者。也就是說，造成勁度增加的原因為垂直載荷率增加及膝關節屈曲角度減小及膝伸肌肌電活動較早。

#### 第四節 本章總結

為了簡化人體複雜的下肢活動，常以下肢彈簧與身體質量相當之質量來表示人體之下肢活動，而下肢勁度即計算下肢彈簧之彈性系數，綜合上述相關文獻可以瞭解下肢勁度之大小，會因年齡老化、性別差異、衰竭或疲勞限制、運動環境（勁度表面）改變、運動中動力學參數（地面反作用力；髖關節、膝關節與踝關節勁度；髖關節、膝關節與踝關節力矩）、運動學參數（質心位移量；著地時間；運動頻率；髖關節、膝關節與踝關節之角度）、肌肉之作用肌與拮抗肌肌肉活化程度、個體間骨骼肌肉系統的不同等因素而造成改變，進而加以調控，研究也指出適當之下肢勁度調控可提升動作表現、增加運動能力，避免傷害之發生。反之，若下肢勁度調控不佳，很容易造成肌肉或骨骼方面之傷害，因此，依據過去之研究善用下肢勁度調控機制，可以為訓練方式注入新的思維。

## 第參章 研究方法與步驟

本研究視研究問題所需，在研究方法與步驟上可分為：第一節、實驗參加者；第二節、實驗時間與地點；第三節、實驗儀器與設備；第四節、實驗步驟與流程；第五節、資料處理與統計方法。

### 第一節 實驗參加者

本研究實驗參加者以有體育專業訓練且無下肢傷害之大專院校體育相關科系男性學生 18 名，實驗參加者平均年齡  $20 \pm 1.6$  歲、身高  $175.9 \pm 7.5$  公分、體重  $70.3 \pm 9.1$  公斤，。

### 第二節 實驗時間與地點

本研究實驗時間為 2008 年 5 月 19 至 5 月 26 日於國立彰化師範大學運動生物力學實驗室，此場地為不受干擾的實驗環境，以便實驗順利進行。

### 第三節 實驗儀器與設備

本研究所使用的主要儀器與設備可區分為測量部份及資料處理部份：

#### 一、測量部份

以 10 台紅外線攝影機( 2 部鏡頭為 12mm; 4 部鏡頭為 16mm; 4 部鏡頭為 20mm)，採樣頻率定為 250Hz，收集黏貼於實驗參加者身上之 15 顆圓形反光球在空間中移動的位置及軌跡，反光球當中 13 顆反光球為直徑 14mm，另 2 顆為直徑 25mm，依據 Vicon MX-F40 動作分析系統 ( Vicon MX-F40 motion capture and analysis system ) 中的模型範本 ( PlugInGait (SACR) ) 分別安置於下肢 15 個位置上，放置點說明如下：LASI 及 RASI 分別為左右兩側髂前上棘嶺 ( anterior inferior iliac spine )，SACR 為兩側髂後上棘嶺中點，LTHI 及 RTHI 分別位於約為身體兩側大腿下部約 1/3 處外側，並與髖關節和膝關節中心成一直線，LKNE 及 RKNE 分別位於身體兩側膝關節外上髌，LTIB 及 RTIB 分別位於身體兩側小腿下部約 1/3 處外側，並與膝關節和踝關節中心成一直線，LANK 及 RANK 分別位於身體兩側腳踝外側，LTOE 及 RTOE 分別位於身體兩側第二蹠骨頭上，LHEE 及 RHEE 分別位於身體兩側跟骨且與 LTOE 及 RTOE 同高度，如圖 2 所示。



圖 2：圓形反光球放置圖

此外，在動力學資料方面，使用 Kistler 三維測力板( Type 9287BA )，以 1000Hz 收集實驗參加者連續垂直跳時地面反作用力，並藉由類比數位轉換器(ADC device)與 Vicon MX-F40 動作分析系統達到同步，另外使用馬丁尺測量人體肢段參數，以便輸入 Vicon MX-F40 動作分析系統中運算。

## 二、資料處理部份

首先以 Vicon Nexus 1.3.106 版軟體擷取、標定及分析攝影機所收到的運動軌跡，使影像數位化後，將所有參數匯出為文字檔，其次，將文字檔匯入 Acqknowledge 3.9.1.6 版分析計算處理所需運動學及動力學，再以 Microsoft Office Excel 2007 試算軟體計算運動學及動力學參數之平均數及標準差，最後以 SPSS 12.0 版統計分析軟體分析實驗處理前後是否有差異。

#### 第四節 實驗步驟與流程

本研究的整個實驗步驟與流程如下：在實驗進行前先行設定與校正 10 台紅外線攝影機及三維測力板，攝影機在空間及水平校正後即不再移動，以確保實驗參加者動作軌跡的收集皆在相同座標中。符合實驗需求之實驗參加者須詳讀須知及簽署同意書並換上三角泳褲，接著以馬丁尺測量人體肢段之基本資料。之後請實驗參加者稍做熱身運動，並將反光球黏置於實驗參加者身上，收集實驗參加者靜態站立和雙手叉腰連續垂直跳 5 下之資料，以做為後續分析之基準，雙手叉腰主要是為了減少手臂揮動造成動作表現的提升，因 Lees、Vanrenterghem 與 De Clercq (2006) 證明了最大跳躍時，手臂揮動會增加 15% 的跳躍表現，最後，開始正式實驗資料的收集，請實驗參加者施作連續 1 分鐘的雙手叉腰垂直跳 2 次，間隔 5 分鐘，以收集實驗所需要資料，上述流程如圖 3。

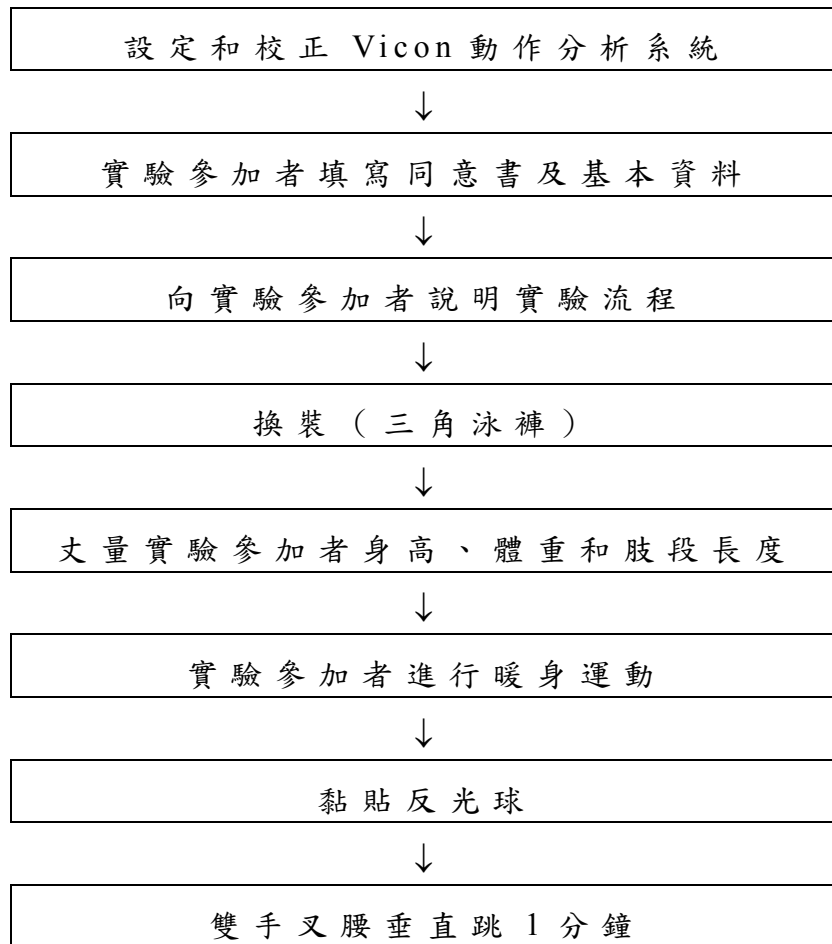


圖 3：實驗實施流程圖

## 第五節 資料處理與統計方法

本研究將雙手叉腰垂直跳 1 分鐘前 5 次參數的平均數定義為疲勞前，雙手叉腰垂直跳 1 分鐘後 5 次參數定義為疲勞後，實驗所獲得之動力學及運動學參數，經由 Vicon Nexus 標定髖、膝及踝關節各點之後，配合測力板所獲取之動力學參數，以 Vicon Nexus 內建之 Woltring filtering routine 修勻，以獲得各標定點在空間之軌跡位置，再以 Acqknowledge 3.9.1.6 版和 Microsoft Office Excel 2007 計算所需參數，最後利用 SPSS 12.0 版統計軟體進行相依樣本 t 檢定，比較疲勞前後的差異，統計顯著水準訂為 .05。

## 第肆章 結果與討論

本研究主要透過觀察疲勞後下肢位移量、離地前力量峰值、著地時間、下肢髖關節、膝關節和踝關節之運動學及動力學參數的變化，探討在個體在疲勞限制下對下肢勁度調控的機制，將實驗所得數據分析處理後結果可分四節加以闡述：第一節、下肢運動學之特徵；第二節、下肢動力學之特徵；第三節、勁度調控之特徵；第四節、綜合討論。

### 第一節 下肢運動學之特徵

本研究為了探討個體在疲勞限制下下肢勁度調控的機制，以 18 名體育系之男性學生為實驗參加者，實驗參加者施作連續 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，以獲取疲勞前與疲勞後之運動學參數資料，本研究將 1 分鐘雙手叉腰垂直跳之前 5 跳定義為疲勞前；最後 5 跳定義為疲勞後，分別計算每位實驗參加者疲勞前及疲勞後之平均數。本節分別就下肢位移量、著地時間、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、下肢位移量

本研究之下肢位移量之計算方式是由實驗參加者站立時髌前上棘嶺位置與下蹲至最低點髌前上棘嶺位置之垂直差距表示之，依據下肢勁度計算公式  $k_{leg} = F_{max}/\Delta y$  可知下肢位移量之大小，直接的影響到下肢勁度之值，本研究以 18 名體育相關科系之男性學生施作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，由相依樣本 t 檢定分析後發現下肢位移量在疲勞前為  $0.47 \pm 0.13m$ ，疲勞

後為  $0.44 \pm 0.20\text{m}$ ，而此結果並未達到顯著差異 ( $t_{(17)}=0.906$ ， $p > .05$ )，如表 1 所示，這也顯示個體於疲勞限制下並不會造成下肢位移量改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前下肢位移量之標準差為  $0.02 \pm 0.01\text{m}$ ，疲勞後下肢位移量之標準差為  $0.04 \pm 0.04\text{m}$ ，此結果未達統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.623$ ， $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間下肢位移量不會因個體間差異而有所變異。

## 二、著地時間

本研究將著地時間定義由測力板開始收到地面反作用力至地面反作用力消失之時間間距。讓 18 名實驗參加者體育科系男性大學生，以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳操作至疲勞狀態，將實驗參加者於疲勞前之平均數和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，結果發現疲勞前之著地時間為  $662 \pm 120\text{ms}$ ，疲勞後之著地時間為  $926 \pm 388\text{ms}$ ，此結果達到統計上顯著差異 ( $t_{(17)}=-3.245$ ， $p < .05$ )，如表 1 所示，這也表示疲勞前與疲勞後著地時間有顯著不同，從平均數可知個體疲勞後著地時間較疲勞前來的長，這也說明了，著地時間會因疲勞限制，而使個體產生改變。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前著地時間之標準差為  $21 \pm 6\text{ms}$ ，疲勞後著地時間之標準差為  $110 \pm 161\text{ms}$ ，此結果達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-2.305$ ， $p < .05$ )，如表 2 所示。結果顯示，疲勞後之值較大且著地時間會因個體間差異而有所變異。

### 三、髖關節角度統計分析

#### (一) 著地時髖關節角度

著地時髖關節角度定義為下肢著地時，測力板開始收到地面反作用力訊號之髖關節角度。以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析疲勞前（前 5 跳）與疲勞後（後 5 跳）著地時髖關節角度，結果發現疲勞前著地時髖關節角度為  $28.2 \pm 8.2^\circ$ ，疲勞後著地時髖關節角度為  $27.4 \pm 10.0^\circ$ ，疲勞前後著地時髖關節角度未達統計上顯著水準（ $t_{(17)}=0.576$ ， $p > .05$ ），如表 1 所示，也說明了疲勞前後著地時髖關節角度沒有差異存在，此結果說明了髖關節在疲勞限制下不會以髖關節著地角度來調控下肢勁度。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前之著地時髖關節角度標準差為  $5.0 \pm 2.9^\circ$ ，疲勞後之著地時髖關節角度標準差為  $4.7 \pm 4.2^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異（ $t_{(17)}=0.377$ ， $p > .05$ ），如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時髖關節角度不會因個體間差異而有所變異。

#### (二) 髖關節屈曲角度

本研究將髖關節屈曲角度定義為膝關節下蹲至最低點時之髖關節角度。讓 18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前髖關節屈曲角度為  $96.2 \pm 14.6^\circ$ ，疲勞後髖關節屈曲角度為  $92.3 \pm 17.6^\circ$ ，疲勞前後髖關節屈曲

角度未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=1.104$ ,  $p > .05$ )，如表 1 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，髖關節屈曲角度於疲勞前後並無差異存在，由平均數可知個體在疲勞後髖關節以較直立之姿勢，但並不會因疲勞限制，而使個體產生改變。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前髖關節屈曲角度之標準差為  $2.7 \pm 1.5^\circ$ ，疲勞後髖關節屈曲角度之標準差為  $3.5 \pm 2.4^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.347$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間髖關節屈曲角度不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 髖關節角度移量

本研究髖關節角位移量計算方式是以實驗參加者膝關節下蹲到最低點時，髖關節屈曲角度減去著地時髖關節角度，由關節勁度的計算公式  $k_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$  可以知道髖關節角位移量大小，直接影響到關節勁度，本研究以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數經相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前髖關節角位移量為  $68.0 \pm 11.1^\circ$ ，疲勞後髖關節角位移量為  $65.0 \pm 14.2^\circ$ ，疲勞前後髖關節角位移量未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=0.951$ ,  $p > .05$ )，如表 1 所示。其結果表示疲勞前後之髖關節角位移量並不會因個體疲勞狀態而有所改變，由此可知，髖關節角位移量並不是調控勁度的關鍵。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前髖關節角位移量之標準差為  $5.2 \pm 3.3^\circ$ ，疲勞後髖關節角位移量之標準差為  $5.6 \pm 4.4^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異

( $t_{(17)} = -0.594$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間髖關節角位移量不會因個體間差異而有所變異。

#### 四、膝關節角度統計分析

##### (一) 著地時膝關節角度

著地時膝關節角度定義為下肢著地時，測力板開始收到地面反作用力訊號之膝關節角度。以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析，結果發現疲勞前著地時膝關節角度為  $28.6 \pm 9.0^\circ$ ，疲勞後著地時膝關節角度為  $23.1 \pm 11.4^\circ$ ，疲勞前後著地時膝關節角度達統計上顯著水準 ( $t_{(17)} = 4.107$ ,  $p < .05$ )，如表 1 所示，也說明了疲勞前後著地時膝關節角度有明顯不同，從平均數可知疲勞後著地時膝關節著地角度較疲勞前小，以因應疲勞限制所產生的調控。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前著地時膝關節角度之標準差為  $4.1 \pm 2.8^\circ$ ，疲勞後著地時膝關節角度之標準差為  $5.7 \pm 5.8^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -1.376$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時膝關節角度不會因個體間差異而有所變異。

##### (二) 膝關節屈曲角度

膝關節屈曲角度間接也影響下肢位移量和牽張—縮短循環中肌肉離心收縮階段彈性能量儲存的程度，本研究將膝關節屈曲角度定義為下蹲至最低點時之膝關節角度。讓 18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞

後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前膝關節屈曲角度為  $126.1 \pm 21.2^\circ$ ，疲勞後膝關節屈曲角度為  $117.1 \pm 33.5^\circ$ ，疲勞前後膝關節屈曲角度未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=1.415$ ,  $p > .05$ )，如表 1 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，膝關節屈曲角度於疲勞前後並無差異存在，但由平均數可知個體在疲勞後膝關節以較直立之姿勢，且個體不會因疲勞限制而產生改變。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前膝關節屈曲角度之標準差為  $4.7 \pm 3.0^\circ$ ，疲勞後膝關節屈曲角度之標準差為  $6.4 \pm 5.9^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.139$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間膝關節屈曲角度不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 膝關節角位移量

本研究膝關節角位移量計算方式是以實驗參加者膝關節下蹲至最低點時，膝關節屈曲節角度減去著地時膝關節角度，由關節勁度的計算公式  $k_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$  可以瞭解膝關節角位移量大小，直接影響到關節勁度之值，本研究以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前膝關節屈曲角度為  $97.5 \pm 19.4^\circ$ ，疲勞後下蹲時角位移量為  $94.0 \pm 28.6^\circ$ ，疲勞前後角位移量未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=0.588$ ,  $p > .05$ )，如表 1 所示。其結果表示疲勞前後之膝關節角位移量並不會因個體疲勞狀態而有所改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前膝關節角

位移量之標準差為  $5.3 \pm 2.6^\circ$ ，疲勞後膝關節角位移量之標準差為  $8.9 \pm 7.8^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -1.936$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間膝關節角位移量不會因個體間差異而有所變異。

#### 四、踝關節角度統計分析

##### (一) 著地時踝關節角度

著地時踝關節角度定義為下肢著地時，測力板開始收到地面反作用力訊號之踝關節角度。以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析，結果發現著地時踝關節角度為  $-17.8 \pm 8.1^\circ$ ，疲勞後著地時踝關節角度為  $-17.5 \pm 9.4^\circ$ ，疲勞前後著地時踝關節角度未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)} = -0.280$ ,  $p > .05$ )，如表 1 所示，也說明了疲勞前後著地時踝關節角度沒有差異存在，此結果說明了踝關節疲勞限制不會以踝關節著地角度來調控下肢勁度。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前之著地時踝關節角度標準差為  $3.2 \pm 1.7^\circ$ ，疲勞後之著地時踝關節角度標準差為  $4.1 \pm 2.3^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -1.651$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時踝關節角度不會因個體間差異而有所變異。

##### (二) 踝關節屈曲角度

本研究將踝關節屈曲角度定義為膝關節下蹲至最低點時之踝關節角度。讓 18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分

析，研究結果發現，疲勞前踝關節屈曲角度為  $41.5 \pm 5.5^\circ$ ，疲勞後踝關節屈曲角度為  $37.9 \pm 8.1^\circ$ ，疲勞前後踝關節屈曲角度達到統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=2.980$ ,  $p < .05$ )，如表 1 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，踝關節屈曲角度於疲勞前後有差異存在，由此可知，踝關節屈曲角度在疲勞限制下為重要的因應機制。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前踝關節屈曲角度之標準差為  $2.2 \pm 1.1^\circ$ ，疲勞後踝關節屈曲角度之標準差為  $2.7 \pm 1.3^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.256$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間踝關節屈曲角度不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 踝關節角位移量

本研究踝關節角位移量計算方式是以實驗參加者膝關節下蹲至最低點時，踝關節角度屈曲角度減去著地時踝關節角度，由關節勁度的計算公式  $k_{\text{joint}} = \Delta M / \Delta \theta$  可以知道踝關節角位移量大小，直接影響到關節勁度，本研究以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數經相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前踝關節角位移量為  $59.3 \pm 9.9^\circ$ ，疲勞後踝關節角位移量為  $55.4 \pm 9.7^\circ$ ，疲勞前後踝關節角位移量達到統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=3.479$ ,  $p < .05$ )，如表 1 所示。其結果表示疲勞前後之踝關節角位移量會因個體疲勞狀態而有所改變，由此可知，踝關節角位移量在疲勞狀態限制下為調控勁度的關鍵。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前踝關節角

位移量之標準差為  $3.4 \pm 1.6^\circ$ ，疲勞後踝關節角位移量之標準差為  $4.9 \pm 2.7^\circ$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -2.073$ ,  $p > .05$ )，如表 2 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間踝關節角位移量不會因個體間差異而有所變異。

表 1：連續垂直跳下肢運動學參數平均數相依樣本 t 檢定統計分析摘要表

參數	疲勞前		疲勞後		t (17)	r	$\eta^2$	Power
	平均值	標準差	平均值	標準差				
下肢								
位移量 (m)	0.47	0.13	0.44	0.20	0.906	.62	.10	.09
著地時間 (ms)	662	120	926	388	-3.245*	.49	.18	.76
著地時腕關節角度 ( $^\circ$ )	28.2	8.2	27.4	10.0	0.576	.82	.00	.57
腕關節屈曲角度 ( $^\circ$ )	96.2	14.6	92.3	17.6	1.104	.59	.02	.11
腕關節角位移量 ( $^\circ$ )	68.0	11.1	65.0	14.2	0.951	.43	.02	.11
著地時膝關節角度 ( $^\circ$ )	28.6	9.0	23.1	11.4	4.107*	.87	.07	.35
膝關節屈曲角度 ( $^\circ$ )	126.1	21.2	117.1	33.5	1.415	.59	.03	.16
膝關節角位移量 ( $^\circ$ )	97.5	19.4	94.0	28.6	0.588	.51	.01	.07
著地時踝關節角度 ( $^\circ$ )	-17.8	8.1	-17.5	9.4	-0.280	.82	.00	.05
踝關節屈曲角度 ( $^\circ$ )	41.5	5.5	37.9	8.1	2.980*	.79	.07	.32
踝關節角位移量 ( $^\circ$ )	59.3	9.9	55.4	9.7	3.479*	.88	.04	.21

\* $p < .05$  ;  $\eta^2$  = 處理效果 (effect size)。

表 2：連續垂直跳下肢運動學參數標準差相依樣本 t 檢定統計分析摘要表

參數	疲勞前		疲勞後		t ( 17 )	r	$\eta^2$	Power
	平均值	標準差	平均值	標準差				
下肢								
位移量 ( m )	0.02	0.01	0.04	0.04	-1.623	.42	.53	.27
著地時間 ( ms )	21	6	110	161	-2.305*	-.28	.14	.62
著地時腕關節角度 ( ° )	5.0	2.9	4.7	4.2	0.377	.75	.00	.06
腕關節屈曲角度 ( ° )	2.7	1.5	3.5	2.4	-1.347	.06	.05	.25
腕關節角位移量 ( ° )	5.2	3.3	5.6	4.4	-0.594	.80	.00	.06
著地時膝關節角度 ( ° )	4.1	2.8	5.7	5.8	-1.376	.32	.03	.18
膝關節屈曲角度 ( ° )	4.7	3.0	6.4	5.9	-1.139	.66	.03	.18
膝關節角位移量 ( ° )	5.3	2.6	8.9	7.8	-1.936	.13	.09	.44
著地時踝關節角度 ( ° )	3.2	1.7	4.1	2.3	-1.651	.42	.01	.07
踝關節屈曲角度 ( ° )	2.2	1.1	2.7	1.3	-1.256	.32	.00	.06
踝關節角位移量 ( ° )	3.4	1.6	4.9	2.7	-2.073	.06	.11	.50

\*p < .05 ;  $\eta^2$  = 處理效果 ( effect size ) 。

## 第二節 下肢動力學之特徵

### 一、離地前力量峰值

在分析完運動學參數過後，接著進行動力學參數之分析比較，在肌肉牽張－縮短循環中，離地前力量峰值所代表的是肌肉向心收縮時釋放儲存之彈性能量且以推蹬力量展現之，根據下肢勁度計算公式  $k_{leg} = F_{max}/\Delta y$  可知離地前力量峰值之大小，直接的影響到下肢勁度之值，本研究之離地前力量峰值定義為垂直地面反作用力的圖形所產生腳離地前的最大力量。以 18 名體育科系之男性大學生為實驗參加者，施作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，由相依樣本 t 檢定分析後發現在疲勞條件下離地前力量峰值未達統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=1.991$ ,  $p > .05$ )，離地前力量峰值平均數在疲勞前為  $2.70 \pm 0.40BW$ ，疲勞後為  $2.42 \pm 0.67BW$ ，如表 3 所示，此結果說明了疲勞限制不會降低下肢肌肉彈性能量儲存能力以及推蹬力量展現。

以 18 名實驗參加者疲勞前後之標準差檢證離地前力量峰值是否有個體間的差異，若實驗參加者離地前力量峰值之標準差值高，則表示離地前力量峰值在個體間之變異程度大，由相依樣本 t 檢定分析後得知疲勞前之變異性為  $0.15 \pm 0.07BW$ ，疲勞後之變異性為  $0.22 \pm 0.15BW$ ，疲勞前後之結果顯示未達統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-2.092$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示個體間離地前力量峰值不會因實驗參加者不同而有所差異。

## 二、髖關節力矩統計分析

本研究髖關節力矩為矢狀面之髖關節力矩，由膝關節屈曲最大角度之髖關節力矩與著地時髖關節力矩之差計算髖關節力矩的改變量。為標準化髖關節力矩皆除以每位實驗參加者之質量。

### (一) 著地時髖關節力矩

以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析疲勞前（前 5 跳平均數）與疲勞後（後 5 跳平均數）著地時髖關節力矩，結果發現著地時髖關節力矩為  $0.22 \pm 0.45 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞後著地時髖關節力矩為  $0.30 \pm 0.68 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞前後著地時髖關節角度未達統計上顯著水準（ $t_{(17)} = -0.494$ ， $p > .05$ ），如表 3 所示，也說明了疲勞前後著地時髖關節力矩沒有差異存在。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前之著地時髖關節力矩標準差為  $0.64 \pm 0.41 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞後之著地時髖關節力矩標準差為  $0.64 \pm 0.62 \text{ Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異（ $t_{(17)} = 0.022$ ， $p > .05$ ），如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時髖關節力矩不會因個體間差異而有所變異。

### (二) 髖關節屈曲力矩

本研究髖關節屈曲力矩為膝關節下蹲至最低點時之髖關節力矩。讓 18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前髖關節屈曲力矩為  $2.58 \pm$

1.02Nm/kg，疲勞後髖關節屈曲力矩為  $1.97 \pm 0.72$ Nm/kg，疲勞前後髖關節屈曲力矩達到統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=2.663$ ， $p < .05$ )，如表 3 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，髖關節屈曲力矩於疲勞前後有明顯差異存在，由平均數可知個體在疲勞後髖關節力矩會因疲勞限制，而造成髖關節力矩變小。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前髖關節屈曲力矩之標準差為  $0.40 \pm 0.14$ Nm/kg，疲勞後髖關節屈曲力矩之標準差為  $0.50 \pm 0.21$ Nm/kg，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.890$ ， $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間髖關節屈曲力矩不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 髖關節力矩改變量

本研究髖關節力矩改變量計算方式是以實驗參加者膝關節屈曲至最低點時髖關節屈曲力矩減去著地時髖關節力矩，由關節勁度的計算公式  $k_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$  可以知道髖關節力矩改變量會直接影響到關節勁度之值，本研究以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數經相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前髖關節力矩改變量為  $2.47 \pm 0.95$ Nm/kg，疲勞後髖關節力矩改變量為  $1.85 \pm 0.68$ Nm/kg，疲勞前後髖關節力矩改變量未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=2.702$ ， $p > .05$ )，如表 3 所示。其結果表示疲勞前後之髖關節力矩改變量並不會因個體疲勞狀態而有所改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前髖關節力矩改變量之標準差為  $0.63 \pm 0.39$ Nm/kg，疲勞後髖關節力矩

改變量之標準差為  $0.70 \pm 0.30 \text{Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -0.739$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間髖關節力矩改變量不會因個體間差異而有所變異。

### 三、膝關節力矩統計分析

本研究膝關節力矩為矢狀面之膝關節力矩，由膝關節屈曲最大角度之關節力矩與著地時膝關節力矩之差計算膝關節力矩的改變量。膝關節力矩值皆除以每位實驗參加者之質量加以標準化。

#### (一) 著地時膝關節力矩

以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析疲勞前（前 5 跳平均數）與疲勞後（後 5 跳平均數）著地時膝關節力矩，結果發現著地時膝關節力矩為  $-0.29 \pm 0.20 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後著地時膝關節力矩為  $-0.28 \pm 0.31 \text{Nm/kg}$ ，疲勞前後著地時膝關節角度未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)} = -0.022$ ,  $p > .05$ )，如表 3 所示，也說明了疲勞前後著地時膝關節力矩沒有差異存在。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前著地時膝關節力矩之標準差為  $0.28 \pm 0.17 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後著地時膝關節力矩之標準差為  $0.29 \pm 0.25 \text{Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -0.064$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時膝關節力矩不會因個體間差異而有所變異。

#### (二) 膝關節屈曲力矩

本研究膝關節屈曲力矩為膝關節下蹲至最低點之膝關節

力矩。18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前膝關節屈曲力矩為  $5.89 \pm 2.25 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後膝關節屈曲力矩為  $5.02 \pm 3.10 \text{Nm/kg}$ ，疲勞前後膝關節屈曲力矩未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=1.366$ ,  $p > .05$ )，如表 3 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，膝關節屈曲力矩於疲勞前後無明顯差異存在。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前膝關節屈曲力矩之標準差為  $0.73 \pm 0.37 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後膝關節屈曲力矩之標準差為  $0.85 \pm 0.60 \text{Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=-1.058$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間膝關節屈曲力矩不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 膝關節力矩改變量

本研究膝關節力矩改變量計算方式是以實驗參加者膝關節屈曲至最低點時力矩減去著地時膝關節力矩，關節勁度的計算公式為  $k_{\text{joint}} = \Delta M / \Delta \theta$ ，因此可以明瞭膝關節力矩改變量會直接影響到關節勁度之值，本研究以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數經相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前膝關節力矩改變量為  $6.15 \pm 2.28 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後膝關節力矩改變量為  $5.30 \pm 3.07 \text{Nm/kg}$ ，疲勞前後膝關節力矩改變量未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=1.357$ ,  $p > .05$ )，如表 3 所示。其結果表示疲勞前後之膝關節力矩改變量並不會因個體疲勞狀態而有所改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前膝關節力矩改變量之標準差為  $0.74 \pm 0.37 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後膝關節力矩改變量之標準差為  $0.94 \pm 0.54 \text{Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -1.729$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間膝關節力矩改變量不會因個體間差異而有所變異。

#### 四、踝關節力矩統計分析

本研究踝關節力矩為矢狀面之踝關節力矩，由膝關節屈曲最大角度之踝關節力矩與著地時踝關節力矩之差計算踝關節力矩的改變量。為標準化踝關節力矩皆除以每位實驗參加者之質量。

##### (一) 著地時踝關節力矩

以 18 名實驗參加者操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳至疲勞狀態，以相依樣本 t 檢定分析疲勞前（前 5 跳平均數）與疲勞後（後 5 跳平均數）著地時踝關節力矩，結果發現著地時踝關節力矩為  $-0.13 \pm 0.09 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後著地時踝關節力矩為  $-0.10 \pm 0.07 \text{Nm/kg}$ ，疲勞前後著地時踝關節角度未達統計上顯著水準 ( $t_{(17)} = -1.474$ ,  $p > .05$ )，如表 3 所示，也說明了疲勞前後著地時踝關節力矩沒有差異存在。

由相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前著地時踝關節力矩之標準差為  $0.07 \pm 0.06 \text{Nm/kg}$ ，疲勞後著地時踝關節力矩之標準差為  $0.06 \pm 0.03 \text{Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = 0.538$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間著地時踝關節力矩不會因個體間差異而有所變異。

##### (二) 踝關節屈曲力矩

本研究踝關節屈曲力矩為膝關節下蹲至最低點之踝關節力矩。讓 18 名實驗參加者以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳前 5 跳為疲勞前，1 分鐘雙手叉腰垂直跳最後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前踝關節屈曲力矩為  $0.69 \pm 0.64 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞後踝關節屈曲力矩為  $0.33 \pm 0.73 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞前後踝關節屈曲力矩達到統計上顯著水準 ( $t_{(17)}=2.282$ ,  $p < .05$ )，如表 3 所示。這也表示，個體在疲勞條件限制下，踝關節屈曲力矩於疲勞前後有明顯差異存在，由平均數可知個體在疲勞後踝關節力矩會因疲勞限制，而造成踝關節力矩變小。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前踝關節屈曲力矩之標準差為  $0.53 \pm 0.23 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞後踝關節屈曲力矩之標準差為  $0.51 \pm 0.23 \text{ Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=0.304$ ,  $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間踝關節屈曲力矩不會因個體間差異而有所變異。

### (三) 踝關節力矩改變量

本研究踝關節力矩改變量計算方式是以實驗參加者膝關節屈曲至最低點時踝關節力矩減去著地時踝關節力矩，由關節勁度的計算公式  $k_{\text{joint}} = \Delta M / \Delta \theta$  可以知道踝關節力矩改變量會直接影響到關節勁度之值。以 18 名體育系學生操作 1 分鐘之雙手叉膝垂直跳至疲勞，前 5 跳為疲勞前，後 5 跳為疲勞後，分別計算疲勞前和疲勞後之平均數經相依樣本 t 檢定進行分析，研究結果發現，疲勞前踝關節力矩改變量為  $1.00 \pm 0.44 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞後踝關節力矩改變量為  $0.82 \pm 0.38 \text{ Nm/kg}$ ，疲勞前後踝關節力矩改變量未達統計上顯著水準

( $t_{(17)}=1.480$ ,  $p > .05$ ), 如表 3 所示。其結果表示疲勞前後之踝關節力矩改變量並不會因個體疲勞狀態而有所改變。

表 3：連續垂直跳下肢動力學參數平均數相依樣本 t 檢定統計分析摘要表

參數	疲勞前		疲勞後		t (17)	r	$\eta^2$	Power
	平均值	標準差	平均值	標準差				
離地前力量峰值 (BW)	2.70	0.40	2.42	0.67	1.991	.46	.07	.32
著地時腕關節力矩 (Nm/kg)	0.22	0.45	0.30	0.68	-0.494	.29	.01	.07
腕關節屈曲力矩 (Nm/kg)	2.58	1.02	1.97	0.72	2.663*	.41	.11	.53
腕關節力矩改變量 (Nm/kg)	2.47	0.95	1.85	0.68	2.702	.32	.13	.59
著地時膝關節力矩 (Nm/kg)	-0.29	0.20	-0.28	0.31	-0.022	.28	.00	.05
膝關節屈曲力矩 (Nm/kg)	5.89	2.25	5.02	3.10	1.366	.56	.03	.15
膝關節力矩改變量 (Nm/kg)	6.15	2.28	5.30	3.07	1.357	.55	.03	.15
著地時踝關節力矩 (Nm/kg)	-0.13	0.09	-0.10	0.07	-1.474	.34	.04	.22
踝關節屈曲力矩 (Nm/kg)	0.69	0.64	0.33	0.73	2.282*	.52	.07	.34
踝關節力矩改變量 (Nm/kg)	1.00	0.44	0.82	0.38	1.480	.21	.05	.25

\* $p < .05$ ;  $\eta^2$ =處理效果 (effect size)。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前踝關節力矩改變量之標準差為  $0.42 \pm 0.16\text{Nm/kg}$ ，疲勞後踝關節力矩

改變量之標準差為  $0.42 \pm 0.19 \text{ Nm/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)}=0.130$ ， $p > .05$ )，如表 4 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間踝關節力矩改變量不會因個體間差異而有所變異。

表 4：連續垂直跳下肢動力學參數標準差相依樣本 t 檢定統計分析摘要表

參數	疲勞前		疲勞後		t ( 17 )	r	$\eta^2$	Power
	平均值	標準差	平均值	標準差				
離地前 力量峰值 ( BW )	0.15	0.07	0.22	0.15	-2.092	.32	.09	.42
著地時腕 關節力矩 ( Nm/kg )	0.64	0.41	0.64	0.62	-0.022	.31	.00	.05
腕關節屈 曲力矩 ( Nm/kg )	0.40	0.14	0.50	0.21	-1.890	.24	.08	.37
腕關節力 矩改變量 ( Nm/kg )	0.63	0.39	0.70	0.32	-0.739	.40	.01	.09
著地時膝 關節力矩 ( Nm/kg )	0.28	0.17	0.29	0.25	-0.064	.32	.00	.05
膝關節屈 曲力矩 ( Nm/kg )	0.73	0.37	0.85	0.60	-1.058	.67	.01	.10
膝關節力 矩改變量 ( Nm/kg )	0.74	0.37	0.94	0.54	-1.729	.47	.05	.24
著地時踝 關節力矩 ( Nm/kg )	0.07	0.06	0.06	0.03	0.538	.32	.01	.07
踝關節屈 曲力矩 ( Nm/kg )	0.53	0.23	0.51	0.23	0.304	.66	.00	.06
踝關節力 矩改變量 ( Nm/kg )	0.42	0.16	0.42	0.19	0.130	.22	.00	.05

$\eta^2$  = 處理效果 ( effect size )。

### 第三節 勁度調控之特徵

#### 一、下肢勁度之調控

為了使研究者利於描述人體下肢複雜的肌肉骨骼神經系統，常將人體下肢簡化為一理想且單方向運動的下肢彈簧配合與身體質量相當的質點組成彈簧－質量模型（Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999; Butler, Crowell III, & Davis, 2003; Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; McMahon & Cheng, 1990），再依據物理學中虎克定律， $F=kx$ ，說明力量與彈性物體之比例關係，而勁度之概念則相當於彈性物體之彈性係數。本研究則以離地前力量峰值與下肢位移量比值定義為下肢勁度。

將 18 名體育科系男性大學生，以 1 分鐘雙手叉腰垂直跳操作至疲勞狀態，將疲勞前（前 5 跳）之平均數和疲勞後（最後 5 跳）之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，結果發現疲勞前之下肢勁度為  $6.28 \pm 2.36 \text{ BW/m}$ ，疲勞後之下肢勁度為  $6.69 \pm 2.93 \text{ BW/m}$ ，疲勞前後下肢勁度並未達統計上之顯著差異（ $t_{(17)} = -0.833$ ， $p > .05$ ），如表 5 所示，此結果說明了，下肢勁度並不會因疲勞限制而產生改變，疲勞前後個體會固定下肢勁度。

以實驗參加者疲勞前後之標準差檢證下肢勁度是否有個體間的差異，由相依樣本 t 檢定分析後得知疲勞前下肢勁度之標準差為  $0.48 \pm 0.45 \text{ BW/m}$ ，疲勞後下肢勁度之標準差為  $1.04 \pm 1.14 \text{ BW/m}$ ，分析結果達到統計上之顯著差異（ $t_{(17)} = -2.176$ ， $p < .05$ ），如表 5 所示，此結果也表示在疲勞限制下，實驗參加者間之下肢勁度有差異存在，疲勞後個體

間之下肢勁度變異程度較疲勞前大。

## 二、髖關節勁度之調控

為了瞭解個體髖關節在整體下肢勁度所扮演的角色，本研究髖關節勁度計算方式為髖關節力矩改變量與髖關節角位移量之比值。讓 18 名體育科系男學生，操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，將疲勞前（前 5 跳）之平均數和疲勞後（最後 5 跳）之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，結果顯示疲勞前之髖關節勁度為  $0.04 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後之髖關節勁度為  $0.03 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞前後髖關節勁度並未達統計上之顯著差異（ $t_{(17)}=1.800$ ， $p > .05$ ），如表 5 所示，此結果說明了，髖關節勁度不會因疲勞限制而產生改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前髖關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.00 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後髖關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異（ $t_{(17)}=-1.230$ ， $p > .05$ ），如表 5 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間髖關節勁度不會因個體間差異而有所變異。

## 三、膝關節勁度之調控

為了瞭解個體膝關節在整體下肢勁度所扮演的角色，本研究以膝關節力矩的改變量與膝關節角位移量比值定義為膝關節勁度。讓 18 名體育科系男學生，操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，將疲勞前（前 5 跳）之平均數和疲勞後（最後 5 跳）之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，結果顯示疲勞前之膝關節勁度為  $0.06 \pm 0.02 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後之膝關節勁度為  $0.06 \pm 0.03 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞前後膝關節勁度並未達統計上之顯著差異（ $t_{(17)}=1.587$ ， $p > .05$ ），如表 5 所示，此結果說明

了，膝關節勁度並不會因疲勞限制而產生改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前膝關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.00 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後膝關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = -2.046$ ,  $p > .05$ )，如表 5 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間膝關節勁度不會因個體間差異而有所變異。

#### 四、踝關節勁度之調控

為了瞭解個體踝關節在整體下肢勁度所扮演的角色，本研究以踝關節力矩的改變量與踝關節角位移量比值定義為踝關節勁度。讓 18 名體育科系男學生，操作 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，將疲勞前（前 5 跳）之平均數和疲勞後（最後 5 跳）之平均數以相依樣本 t 檢定進行分析，結果顯示疲勞前之踝關節勁度為  $0.02 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後之踝關節勁度為  $0.02 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞前後踝關節勁度並未達統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = 1.000$ ,  $p > .05$ )，如表 5 所示，此結果說明了，踝關節勁度並不會因疲勞限制而產生改變。

從相依樣本 t 檢定分析 18 位實驗參加者疲勞前踝關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，疲勞後踝關節勁度之標準差為  $0.01 \pm 0.01 \text{Nm/deg/kg}$ ，此結果未達到統計上之顯著差異 ( $t_{(17)} = 0.270$ ,  $p > .05$ )，如表 5 所示。這也表示在疲勞限制下，實驗參加者間踝關節勁度不會因個體間差異而有所變異。

表 5：連續垂直跳勁度平均數與標準差相依樣本 t 檢定統計分析摘要表

參數	疲勞前		疲勞後		t ( 17 )	r	$\eta^2$	Power
	平均 值	標準差	平均值	標準差				
平均數								
下肢勁度 ( BW/m )	6.28	2.36	6.69	2.93	-0.833	.71	.01	.07
髖關節勁度 ( Nm/deg/kg )	0.04	0.01	0.03	0.01	1.800	.15	.04	.23
膝關節勁度 ( Nm/deg/kg )	0.06	0.02	0.06	0.03	1.587	.79	.02	.13
踝關節勁度 ( Nm/deg/kg )	0.02	0.01	0.02	0.01	1.000	.39	.00	.06
標準差								
下肢勁度 ( BW/m )	0.48	0.45	1.04	1.14	-2.176*	.26	.10	.48
髖關節勁度 ( Nm/deg/kg )	0.01	0.00	0.01	0.01	-1.230	-.06	.04	.23
膝關節勁度 ( Nm/deg/kg )	0.01	0.00	0.01	0.01	-2.046	.10	.10	.48

\*p < .05 ;  $\eta^2$ =處理效果 ( effect size ) 。

#### 第四節 綜合討論

本研究透過連續 1 分鐘雙手叉腰垂直跳，記錄 18 名體育相關科系男性學生之下肢勁度調控參數，以 1 分鐘垂直跳之前 5 跳定義為疲勞前，最後 5 跳則定義為疲勞後，探討下肢勁度是否藉由下肢位移量、著地時間、髖關節、膝關節和踝關節角度及力矩、離地前力量峰值、髖關節、膝關節和踝關節勁度等參數來調控。

過去研究發現下肢位移量多寡 (Hortobágyi & DeVita, 1999)、著地時間長短 (Arampatzis, Brüggemann, & Klapsing., 2001; Hobara, Kanosue, & Suzuki, 2007)、膝關節屈曲角度 (Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998; Hortobágyi & DeVita, 1999) 以及地面反作用力的大小 (Granata, Padua, & Wilson, 2002) 皆會改變下肢勁度的調控。

Hortobágyi 與 DeVita (1999) 之研究發現下肢位移量、膝關節屈曲角度以及膝關節和踝關節活動範圍減小，相對會使下肢勁度增大，而老年人較易出現上述現象，本研究透過立即性疲勞限制，發現個體下肢位移量並不會因疲勞而產生改變。在著地時間方面，Arampatzis 等人 (2001) 以及 Hobara 等人 (2007) 皆證明了下肢勁度會因著地時間變短而增加下肢勁度，Arampatzis 等人 (2001) 更提出著地時間、膝關節勁度以及踝關節勁度與下肢勁度有高度相關，本研究結果之著地時間具有顯著差異 ( $p < .05$ )，顯示著地時間在疲勞後明顯長於疲勞前，雖然本研究疲勞前後之著地時間有明顯差異，但沒有造成下肢勁度之改變。

除了 Arampatzis 等人 (2001) 研究之外，Farley 等人

(1998) 研究中提到踝關節勁度增加 1.75 倍會使下肢勁度增加 1.7 倍；若膝關節著地角度改變時也會改變下肢勁度增加 1.3 倍，而本研究中著地時膝關節角度雖然在疲勞前後具有顯著差異 ( $p < .05$ )，但卻沒有造成下肢勁度改變，其原因可能為下肢位移量及離地前力量峰值在疲勞前後皆沒有差異所至。

Farley 等人 (1998) 以及 Farley 與 Morgenroth (1999) 研究中皆表示，踝關節對勁度調控扮演著重要的角色。本研究中之髖關節、膝關節和踝關節勁度在疲勞前後皆無顯著差異存在，因此，可能也造成下肢勁度在疲勞前後維持相似之值。

在本研究疲勞限制下，髖關節和膝關節屈曲角度與髖關節和膝關節角位移量皆沒有顯著的差異存在，踝關節屈曲角度及踝關節角位移量具有顯著差異 ( $p < .05$ )，因此可推論在立即性疲勞限制下，踝關節角度及踝關節位移量扮演著重要的角色。在 Moran 與 Wallace (2007) 的研究中證明了離心載荷與膝關節活動範圍對垂直跳表現有相當大的關係存在，在本研究中卻無法驗證。

過去觀察疲勞限制對下肢勁度調控相關研究中，皆未如本研究讓實驗參加者產生立即性之疲勞，而本研究之結果證明了立即性疲勞限制並不會造成下肢勁度的改變，Dutto 與 Smith (2002) 以及 Kuitunen、Kyrolainen、Avela 與 Komi (2007) 分別以跑步及連續次最大深跳動作使實驗參加者達到衰竭現象，其下肢勁度皆明顯變小，Madigan 與 Pidcoe (2003) 指出個體在疲勞後著地會減少地面反作用力及增加關節屈曲角度且膝伸肌衝量會維持不變，Kuitunen 等人 (2007) 更進一

步指出造成下肢勁度變小之原因來自力量峰值減少，而本研究結果發現疲勞後離地前力量峰值沒有變小，也未造成下肢勁度的改變，其原因可能有二，一為本實驗參加者皆為體育相關科系之學生，運動表現優於一般大眾，因此個體雖已疲勞但卻未達力竭階段，二為肌肉－肌腱系統會固定下肢勁度，以儲存或輸出彈性能量，致使個體尚能在疲勞限制下維持相似之值（Kuitunen et al., 2007）。Butler 等人（2003）、Granata 等人（2002）和 Williams III、Davis、Scholz、Hamill 與 Buchanan（2004）皆說明了較大勁度值會造成骨骼方面之傷害，較小勁度之值會與軟組織方面之傷害有所關聯，就下肢勁度之調控而言，本研究在疲勞條件下仍維持相似之值，因此可推論在連續的垂直跳下，並不會造成人體骨骼或軟組織方面之傷害。

本研究結果發現髖關節屈曲力矩與踝關節屈曲力矩在疲勞前後有顯著差異存在（ $p < .05$ ），此結果和 Madigan 與 Pidcoe（2003）研究發現相似，皆認個體會重新分配遠端至近端伸肌力矩，以因應疲勞所產生的個體限制。

最後，計算每位實驗參加者之下肢位移量、著地時髖關節、膝關節和踝關節角度、髖關節、膝關節和踝關節屈曲角度、髖關節、膝關節和踝關節角位移量、離地前力量峰值、著地時髖關節、膝關節和踝關節力矩、髖關節、膝關節和踝關節屈曲力矩、髖關節、膝關節和踝關節力矩改變量以及髖關節、膝關節和踝關節勁度，疲勞前後之標準差，結果皆顯示，個體間變異程度無差異存在，證明了個體間在疲勞條件下，每位實驗參加者皆採相似之模式，僅有著地時間與下肢勁度二項參數顯示個體間的調控有差異存在。

## 第五章 結論與建議

### 第一節 結論

本研究讓 18 名體育相關科系之男性同學在 Kistler 測力板上施作 1 分鐘之又腰垂直跳，並透過 Vicon MX-F40 動作分析系統獲取運動學及動力學參數，將 1 分鐘之前 5 跳之平均數及標準差定義為疲勞前；再將最後 5 跳之平均數及標準差定義為疲勞後；實驗結果發現，勞限制不會改變下肢勁度、髖關節、膝關節和踝關節勁度之值。在疲勞限制下，膝關節著地角度、踝關節屈曲角度、踝關節角位移量、髖關節屈曲力矩和踝關節屈曲力矩在疲勞限制下皆明顯小於疲勞前，本研究顯示藉由踝關節屈曲及膝關節著地角度之調控，使下肢於疲勞限制下，下肢勁度之調控維持相似之值。由上述分析結果推論，個體在疲勞限制下肌肉－肌腱系統會固定下肢勁度，以儲存或輸出彈性能量，以維持活動，避免傷害之發生。此外，個體間變異程度僅有著地時間和下肢勁度有差異存在，表示個體間之下肢勁度調控差異大。

## 第二節 建議

依本研究結果討論後，可有些許建議供未來研究之參考，本研究之實驗參加者為體育相關科系之學生，因此在體能及運動能力上皆優於一般大眾，若一般大眾以相同實驗處理是否會有相同的結果。其次，實驗參加者之疲勞狀態若再加以操弄至完全力竭狀態是否會有不同的動作或調控機制產生皆可進一步探討。本實驗並無配合肌電訊號，因此無法瞭解下肢作用肌與拮抗肌在疲勞限制下之活化程度與下肢各關節角度變化是否有直接之關係。連續 1 分鐘垂直跳並無設定實驗參加者之跳躍頻率，因此每跳之時間間距會依實驗參加者的操作模式而有所差異，倘若將跳躍之頻率固定，是否與本研究有相同的結果也值得關注，最後，本研究顯示下肢勁度在疲勞條件下無差異存在，表示個體在疲勞限制下有其保護機制，而此現象是否能發展出有效的訓練方法，以提供運動選手或教練應用於在體育訓練及傷害預防方面。

## 引用文獻

### 中文部份

- 林正常 (1997)。運動生理學。臺北市：師大書苑。
- 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。未出版之博士論文，國立臺灣師範大學，臺北市。

### 英文部份

- 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.
- 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., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G. P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 355-364.
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 36-43.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). *A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping:*

- Methodology and implications* (Publication no. doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00769.x). Retrieved April 21, 2008, from <http://www.blackwell-synergy.com/doi/abs/10.1111/j.1616-0838.2008.00769.x>
- Butler, R. J., Crowell III, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 511-517.
- Cavagna, G. A., Franzetti, P., Heglund, N. C., & Willems, P. (1988). The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *The Journal of Physiology*, *399*, 81-92.
- Derrick, T. R., Dereu, D., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(6), 998-1002.
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(8), 1324-1331.
- Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, *81*(6), 2339-2346.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement* (3<sup>rd</sup> ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: A test of how springs set

- stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2127-2132.
- Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181-186.
- 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.
- Ferris, D. P., Bohra, Z. A., Lukos, J. R., & Kinnaird, C. R. (2006). Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *Journal of Applied Physiology*, 100(1), 163-170.
- Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 15-22.
- Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*, 265(1400), 989-994.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2005). Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability. *Journal of Theoretical Biology*, 232(3),

315-328.

- 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.
- Gunther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*, 35(11), 1459-1474.
- Harron, G. M., Vint, P. F., & Kraus, J. A. (2001). *Effects of fatigue on the regulation of leg spring stiffness*. Paper presented at the American Society of Biomechanics 2001 Annual Meeting, San Diego, CA.
- He, J. P., Kram, R., & McMahon, T. A. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology*, 71(3), 863-870.
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (1998). "Leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(5), 750-754.
- Hobara, H., Kanosue, K., & Suzuki, S. (2007). Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neuroscience Letters*, 418(1), 55-59.
- Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C., & Kyrolainen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue: Interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical

- performance in the drop jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(5), 393-403.
- 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), B63-B70.
- Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(2), 117-126.
- Hsu, M. J., Wei, S. H., Yu, Y. H., & Chang, Y. J. (2007). Leg stiffness and electromyography of knee extensors/flexors: Comparison between older and younger adults during stair descent. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(3), 429-436.
- Kernozek, T. W., Ragan, R., Bushke, D., Hart, J., & Iwasaki, M. (2005). *Changes In Lower Extremity Joint Stiffness With Landing After Fatigue*. Paper presented at the International Society of Biomechanics XX Congress, Cleveland, OH.
- Kuitunen, S., Avela, J., Kyrolainen, H., Nicol, C., & Komi, P. V. (2002). Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening

- cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 88(1-2), 107-116.
- 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.
- 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.
- Laffaye, G., Bardy, B. G., & Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(4), 536-543.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12, 653-692.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2006). The energetics and benefit of an arm swing in submaximal and maximal vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences*, 24(1), 51-57.
- Liu, Y., Peng, C. H., Wei, S. H., Chi, J. C., Tsai, F. R., & Chen, J. Y. (2006). Active leg stiffness and energy stored in the muscles during maximal counter movement jump in the aged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(4), 342-351.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5),

491-498.

- Magill, R. A. (1998). *Motor learning: Concepts and applications* (5th ed.). San Francisco: McGraw-Hill.
- McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(Suppl. 1), 65-78.
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326-2337.
- Moran, K. A., & Wallace, E. S. (2007). Eccentric loading and range of knee joint motion effects on performance enhancement in vertical jumping. *Human Movement Science*, 26(6), 824-840.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyrolainen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2), 167-180.
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.
- Self, B. P., & Paine, D. (2001). Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1338-1344.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Gunther, M., & Blickhan, R. (2002).

- A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 649-655.
- Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (1998). Dynamic Angular Stiffness of the Ankle Joint During Running and Sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(4), 292-299.
- Williams III, D. S., Davis, I. M., Scholz, J. P., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait and Posture*, 19(3), 263-269.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.

## 附錄一：實驗參加者同意書

您好：

我是國立臺灣體育大學（臺中）體育研究所的研究生，目前正進行一項有關於身體疲勞對下肢勁度調控的研究，實驗全長約 1 小時，測量的動作為在測力板上雙手叉腰垂直跳 1 分鐘。由於本實驗目的為達到疲勞，因此，在實驗過後可能會有延遲性肌肉酸痛的現象，請參加者務必瞭解。在參與研究過程中身體若感到不適，您可隨時中止並退出本實驗。此外，本次研究所收集之資料僅做研究之用，您個人相關基本資料也將獲得保障。

最後，衷心感謝您的協助，由於您的參與將使得本研究可以順利完成，此外對於運動科學也將有莫大的貢獻。

指導教授 陳重佑 博士  
研究生 李柏毅 敬上

實驗參加者姓名：\_\_\_\_\_

日期：\_\_\_\_\_