國立臺灣師範大學運動與休閒學院
運動競技學系 碩士學位論文

大專甲組男性運動員股直肌貼紮於下肢疲勞後對急停跳動作之影響

研 究 生：杜之顏
指導教授：黃長福

中華民國 108 年 1 月
中華民國臺北市

大專甲組男性運動員股直肌貼紮於下肢疲勞後對急停跳動作之影響

108 年 1 月

研 究 生：杜之顏
指導教授：黃長福

摘要

本研究目的為探討股直肌肌內效貼紮後介入 90 秒下蹲跳之快速疲勞對急停垂直跳動作之運動學、動力學等生物力學參數之影響。以大專甲組男性籃球運動員 9 位為研究對象，使用 2 塊 Kistler 測力板及 10 台 Vicon 紅外線攝影機，以 Vicon Nexus 1.85 軟體同步擷取急停垂直跳動作，並將所得數據經由 Visual3D V6 軟體濾波與運算，並主要分析著地制動期，所得資料使用 SPSS 23.0 以重複量數二因子變異數分析，統計顯著水準定為 $\alpha = .05$。結果發現踝關節背曲活動度與踝關節外旋活動度於介入貼紮下疲勞後下降($p<.05$)，疲勞後肌內效貼紮介入降低了垂直分力峰值與延緩垂直分力峰值發生時間($p<.05$)。由上述結果結論，大專甲組男性運動員股直肌肌內效貼紮對於急停跳動作在疲勞後有降低垂直地面反作用力、延緩垂直地面反作用力峰值發生時間，達到降低身體所受的衝擊力減少膝關節的負荷。此外，肌內效貼布不能夠立即改善跳躍高度，表示肌內效貼布無法有效的達到立即增加肌力的效果，本研究建議當需要從事類似急停跳等較為高負荷的反覆跳躍運動時，可以在不影響運動表現的狀況下進行預防性的股直肌肌內效貼紮。

關鍵詞：快速疲勞、大專甲組男性運動員、傷害預防

Effect of The Rectus Femoris Kinesio-Taping on Male University-Level Athletes During The Stop-Jump Task Post-Fatigue

Jan, 2019

Author: Tu, Chih-Yen
Advisor: Huang, Chen-Fu

Abstract

The purpose of this research was to study the effect of Kinesio taping, followed by immediate fatigue intervention, on stop-jump task. Nine Division I collegiate male basketball athletes with five years of specialized training were recruited as participants. Two Kistler force plates and ten Vicon infrared cameras were synchronized with Vicon Nexus 1.85 software to capture the stop-jump task. Visual3D V6 software was used for filtering and calculating. The data were performed with repeated-measure two-way ANOVA using SPSS 23.0 (α=.05). We found in the Division I collegiate male basketball athletes, during the landing phase, when taping, ankle dorsi-flexion ROM and external rotation ROM were decreased than without taping after fatigue. After taping, we found lower peak vertical force along with the delayed time of peak vertical force after fatigue during the landing phase. It concluded that Kinesio taping could decrease the load along with the delayed time of peak vertical force in landing and the pressure on the knee after fatigue in Division I collegiate male athletes. Furthermore, Kinesio taping cannot increase the jump height, that indicating Kinesio taping has no acute effect on enhancing performance. We recommend that preventive Kinesio taping is applied to intense exercises with high load repeated jumping.

Key word: instant fatigue, Division I collegiate male athletes, injury prevention

謝　誌

碩班咬牙堅持終於要畢業了！四年讀好讀滿外加一年休學當兵實在是光陰似箭，師大是我目前待最久的學校了，峰迴路轉，經歷這樣的磨練讓我成長了不少，感謝口試委員黃長福、張家豪、王令儀教授們給予我的建議與回饋，讓我能夠更加完善我的畢業論文，給我很大的進步，更感謝我的指導教授黃長福老師，讓我自由去做自己想做的事，期許自我面對未來一切順利。

首先謝謝入學時指導了我兩年的相子元老師，在我對於研究方面很茫然不知所措時給我一些建議，於是我決定先休學當兵整理自己。復學後感謝我的親弟弟杜之譽，幫助我轉指導教授，於是兄弟倆一起做黃長福老師的弟子，最感謝黃長福老師願意當我的指導教授，老師幽默風趣平易近人，當老師的太極拳助教學到很多。再來感謝尹鑫哥，有你真好，實驗室或研究上大大小小的疑難雜症都不厭其煩給予指導！還有其他曾經的同學、學長姐、學弟妹們或多或少有幫到我的我就一併道聲感謝囉。

最後感謝在我碩班生涯中遇到的所有老師、系辦大哥大姐以及系主任，有你們的幫助都是促使我畢業的其中重要一環！

目 次

圖 次

表 次

第壹章、緒論

第一節、問題背景

在運動場上，不論是競技運動或是健身運動的環境中，運動強度越來越高，若身體素質無法隨之增強，則會增加關節的負荷，並且使傷害的風險上升，許多運動員會在運動前採用預防性的貼紮 (taping) 或是穿戴護具 (brace) 等，因此運動輔具扮演了重要輔助角色，貼紮相較於其他護具，最大的差異為可依照不同的關節形狀及需求，做不同的即時改變，更有效率也更方便（王百川，2003）。肌內效貼紮 (Kinesio Taping, KT) 為目前常見的貼紮，是一種可用來治療肌肉骨骼傷害問題的貼布，特性是具有彈性，可呼吸性與透氣，貼在皮膚對皮膚產生一個彈性的拉力，因此可牽動肌肉或筋膜滑動 (Chang, Chou, Lin, Lin, & Wang, 2010; Kasa,Wallis, & Kase, 2003)，幫助改善血液與淋巴的循環，代謝產生疼痛的化學物質，進而降低疼痛 (Chang et al., 2010; Kasa et al., 2003)、增加關節活動度、增強肌力等 (Akbas, Atay, & Yuksel, 2011; Lee, Lee, Jeong, & Lee, 2012)，但在肌肉力量與關節活動度以及提升本體感覺上是否有效也有學者提出不同的看法，仍有爭議性 (Callegari, Cordova, & Dunievitz, 2012; Chang, Chou, Lin, Lin, & Wang, 2010; de Almeida Lins, Neto, de Amorim, de Brito Macedo, & Brasileiro, 2012)。

膝關節是人體相當重要的關節，有韌帶支撐以及保護，其傷害以前十字韌帶 (anterior cruciate ligament, ACL) 最為嚴重，研究顯示有超過 70%的 ACL 受傷是因為非接觸性 (non-contact) 的動作所造成的 (Flynn et al., 2005)，以解剖學方面來說，研究表示膝關節前十字韌帶的功能，可提供膝關節穩定性、防止脛骨前移，以及膝關節的過度伸展和向內旋轉 (Kvist, J.,2004)，因此受到傷害之後會引發不正常的膝關節動作，造成膝關節周圍軟組織的傷害及退化，神經聯結遭受破壞，引發一連串反應，影響股直肌活化，限制肌肉力量再獲得 (Irrgang, 1993; Johnson & Warner, 1993)。

在一些常見的運動上，如排球、籃球、羽球等激烈運動富含許多跳躍著地的動作，跳躍著地時，因下肢要承受地面反作用力的衝擊和本身重量，容易對膝關節造成損傷。籃球跳躍投籃後的著地動作可能導致膝關節前十字韌帶斷裂（梁龍鏡，2004）。男、女性在接觸地面瞬間，髖關節、膝關節角速度與膝關節角度男性均大於女性，髖關節角速度會影響前後方向的與膝關節合力；膝關節角速度影響垂直方向的地面反作用力；脛骨近端前剪力以及膝關節的力矩，與向後以及垂直方向的地面反作用力顯著相關 (Yu, Lin, & Garrett, 2006)，因此，地面反作用力峰值是可作為 ACL 的受力的預測因子，除了增加肌肉訓練外，在激烈運動的當下更需要適當的保護與支持膝關節，藉此降低 ACL 傷害的風險。

在運動比賽的過程中，疲勞的產生是無可避免的，一般來說，隨著運動時間的拉長以及體力的下滑，身體首先產生的反應即是肌肉疲勞，尤其是經歷反覆高頻率的跳躍動作，此會影響到身體姿勢的穩定，進而影響到關節的穩定度，而造成傷害風險的提高。疲勞對人體造成的影響，如：心率上升、反應時間增加、出現肌電延遲現象、代償動作的出現等 (De Luca, 1983; Noakes, 2000; Van Gheluwe & Madsen, 1997)，不僅使肌肉力量下降，也會使本體感覺與平衡感降低並使動作的錯誤率增加 (Rodacki, Fowler, & Bennett, 2002; Viitasalo, Hämäläinen, Mononen, Salo, & Lahtinen, 1993)，這也是流行病學的研究顯示傷害率的提高傾向發生在比賽的後期的原因 (Price, Hawkins, Hulse, & Hodson, 2004)，顯示疲勞與運動傷害的高度相關性，因此，如何延緩疲勞與疲勞狀態下能否給予關節有效的支持，都是降低運動傷害的研究課題。

然而急停跳動作 (stop-jump task)不論在籃球急停跳投、排球急停跨步扣球、棒壘球或是足球等都很常見，此動作具運動速度、方向快速改變的特性，需要立即的減速並且迅速穩定身體以利於後續的垂直跳動作，故有高度的下肢傷害風險 (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000)，且容易造成近端脛骨向前的剪力，對 ACL 造成很大的壓力 (Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002)，是一個膝關節扭傷相當大的機轉。急停跳動作中，有幾個重要的影響因素，著地的方式(足尖或足跟)、向後的地面反作用力大小、

著地時膝關節的彎曲角度、膝關節周圍肌肉收縮能力與反應能力(Yu ,Lin, & Garrett, 2006)。在急停跳動作中，著地期比蹬伸期更易引發非接觸性的傷害 (Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002)，而相當多文獻指出，在著地期其穩定性需要依靠股直肌之離心收縮力量，提供著地過程較穩定的緩衝，若肌力越大則可以增加膝關節在著地期之變化角度，達到降低地面反作用力以及 ACL 的負荷情形 (Lephart, Ferris, Riemann, Myers, & Fu, 2002; Nagai, Sell, House, Abt, & Lephart, 2013; Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann, & Shultz, 2007; Sell et al., 2006)，因此股直肌的活化程度、膝關節屈曲角度與關節力矩值成為運動過程中穩定著地並以利於後續動作的重要參數之一。

在持續的運動過程中，不可避免的會產生疲勞現象，大多數的研究都指出疲勞對於傷害是有絕對的相關性，肌內效貼紮是一種常見的預防傷害與保護傷肢的貼紮法，但過去大多文獻主要研究關於肌內效貼紮的立即性效果，鮮少研究關於肌內效貼紮在疲勞後是否依舊保有功效，因此本研究將在甲組男性運動員股直肌上使用肌內效貼紮後介入反覆下蹲跳的快速疲勞，並進行急停跳這個需要瞬間減速、穩定並轉變行進方向的動作，藉此了解肌內效貼紮於疲勞後是否具有保護膝關節，降低傷害風險的作用，並且希望研究所得之結果能由具長時間並系統性訓練的甲組運動員，擴展到一般民眾，提供大眾一種能夠在疲勞發生後降低運動傷害風險的方法，達到運動保護的效果。

第二節、研究目的

本研究探討大專甲組男性籃球運動員股直肌肌內效貼紮後介入快速疲勞對急停垂直跳動作著地之制動期下肢關節生物力學參數變化情形，預期貼紮介入後對膝關節在快速疲勞後的傷害機轉有正面影響與降低傷害風險。

利用實驗的方式蒐集9名健康大專甲組男性籃球運動員在肌內效貼紮後介入90秒反覆下蹲跳疲勞效果，進行有、無貼紮及疲勞前、後急停垂直跳動作的運動學與動力學之地面反作用力、下肢關節等參數資料收集，以了解肌內效貼紮在疲勞狀態下是否保有效果，達到保護關節降低疲勞後的傷害風險。

第三節、名詞操作型定義

（一）、急停垂直跳動作：

受試者保持正直站立於距起跳線 5 公尺處，以最盡力的速度向前快速助跑，受試者調整腳步固定起跳左腳，足尖踩至第一測力板距著地區 1.5 倍腿長之起跳線，向前左腳單足起跳後雙腳腳跟分別落於兩塊測力板之著地區急停，爾後快速盡全力向上垂直跳動作，分析第一次左腳腳跟著地之制動期與蹬伸期。

（二）、急停動作分期：

本研究將急停動作區分為著地制動期與蹬伸期。

1、著地制動期 (Landing phase)：

指受試者足跟接觸測力板瞬間（測力板開始接收到反作用力訊號的瞬間）至受試者身體中心最低位置之期間。

2、蹬伸期 (Takeoff phase)：

指受試者從重心最低點位置至足尖離開測力板瞬間（測力板開始沒有接收到反作用力訊號瞬間）之期間。

第四節、研究範圍與限制

本實驗研究範圍是針對中華民國大專男性甲組籃球運動員，且無下肢段手術開刀之病史，並僅以實驗中所使用廠牌之貼布，動作僅限助跑步向前躍出，雙腳同時落地急停，爾後立即緩衝制動及盡最大能力進行垂直跳動作，其間各肢段三度空間之變化情形。

本研究為實驗室設計，所以無法提供與比賽場地相似之環境，並且需要在實驗受試者身上黏貼反光球，對於動作之執行或許會與真實比賽情境有所不同。

第貳章、文獻探討

第一節、下肢肌肉疲勞相關研究

在運動的過程中，隨著運動時間的持續以及體力的下降，肌肉疲勞的發生是不可避免的，肌肉疲勞會造成肌力的下降，肌肉與神經傳導速度的功能會受到一定程度的影響，因而影響動態抑制系統的功能，使得身體控制不佳和關節不穩定的情形產生，進而提升造成運動傷害的風險。在流行病學的研究中亦顯示隨著運動時間的增加，運動傷害發生率的提高有傾向發生在比賽的後半段，這也顯示肌肉疲勞與運動傷害相當高的相關性(Price et al., 2004)。肌肉疲勞是一種複雜、多面向的，很容易理解但很難量化的現象，Bigland-Ritchie & Woods 在1984年利用「在任何需要力量的情境，肌肉產生最大力量的能量減少」這段話來定義何謂肌肉疲勞，而為了描述動態的肌肉收縮，肌肉疲勞也代表著「最大能量輸出減少」(Vølestad, 1997)，在許多文獻中指出肌肉疲勞確實會導致關節穩定度的下降，肌肉（伸肌）疲勞後，在著地初期的地面反作用力較低以及膝關節屈曲的角度較大，而最大的髖關節和膝關節屈曲角度也變大；另外，股四頭肌和腿後肌肌電活化的比值也增加。通常較高的比值也意味著伸肌與屈肌在共同收縮時的所產生差異過大，此不平衡現象會導致膝關節穩定度的降低，而造成較高的傷害風險 (Carpenter, Blasier, & Pellizzon, 1998; Forestier, Teasdale, & Nougier, 2002; Johnston 3rd, Howard, Cawley, & Losse, 1998; Yaggie & McGregor, 2002)，肌肉疲勞已經被假定會改變生物力學和神經肌肉因子並且和肌肉骨骼關節傷害的風險有顯著的高度相關性 (Christina, White, & Gilchrist, 2001; Rozzi, Lephart, & Fu, 1999)，顯示出肌肉疲勞在運動的情境之中確實是造成運動傷害的機轉之一。

人體的肌肉骨骼系統有其重要性，包括吸收衝擊時的力量、協助降低骨骼的彎曲和維持關節穩定度等來保護身體，這是很重要的傷害預防機制 (Radin, 1986)。過去研究中指出在股直肌疲勞之後，受試者進行最大跳躍動作時會顯著降低最大角速度、最大關節

淨動量及膝關節周圍的力量，造成動作型態的改變，更顯示出在疲勞的狀態下，選手更容易學習到錯誤沒效率的跳躍模式 (Rodacki et al., 2002)，並且姿勢產生改變，對於正常的關節肌肉來說，以不正確的姿勢來緩衝或施力時負荷量相對隨之升高。跳躍著地後，肌肉骨骼系統會吸收部分能量，使得在下肢關節處受的衝擊力減少，然而當所產生的外力超過身體所能負荷的情況，傷害就會產生 (James, Dufek, & Bates, 2000; Kovacs et al., 1999)。而地面反作用力可以作為肌肉骨骼系統在疲勞後負載程度的指標，因為著地時地面反作用力增加，同時會使著地的勁度產生改變 (Padua et al., 2006)，著地勁度增加，下肢傷害的風險也會隨之升高，由此也可以推斷疲勞的程度，會改變運動的型態與肌肉關節的負荷量，並提升傷害造成的風險。疲勞後需要靠較大的關節角度和較小的地面反作用力來維持姿勢的穩定，此為一種代償的機制，其最主要目的是使人體維持平衡和減少傷害的發生。人體在肌肉疲勞過後，控制肌肉的能力便會下降，尤其以最大肌力、爆發力和動作速度的影響最大(Buttelli et al, 1996)，大多數的研究利用肌肉整合性的外在表現來定義肌肉疲勞的發生。Johnston等人 (1998)以降低肌力至原先的50%，進行肌肉疲勞前後對動作控制的差異，結果發現肌肉疲勞後能力明顯降低。因此，肌肉的最大自主收縮肌力的力量值常被使用為評估肌肉疲勞的依據，而定義疲勞以下降至50% MVC 為基準。另一方面則是對於肌肉反應時間的影響，文獻中發現股直肌與腿後肌群疲勞對膝關節的影響，肌肉反應時間明顯變慢 (Wojtys, Wylie, & Huston, 1996)，可以瞭解到肌肉的疲勞對於身體的影響，不只是在動作型態上的改變，而在肌肉反應的時間上更是會造成顯著的差異，來不及對關節做有效的防護措施，造成關節的不穩定性進而造成運動傷害，因此，人體需要靠較大的關節角度和較小的地面反作用力等代償機制來減少傷害的風險。

本實驗採用之疲勞介入法是來自於王信民研究者在2005年研究18位高中籃球員在不同方式跳躍之下對膝關節不同角度本體感覺之影響，而研究者採用兩種不同的跳躍方式：直膝與屈膝跳，並利用等速測力器以角速度60度/秒與180度/秒測量跳躍錢後股直肌肌力，研究結果發現在經過90秒的屈膝跳(速率為60次/分)之後，股直肌作功下降48%與44%，並且在膝關節屈曲角度30、45及60度的關節主動復位測試上，皆達到顯著差異，

顯示在屈膝跳躍介入之後確實可以使股直肌降低作功的比率與降低膝關節知本體感覺的作用，藉此可以判定屈膝跳確實可以使股直肌達到疲勞的效果。根據以上文獻，如何在疲勞的狀況之下，降低運動傷害的風險，就是本研究探討的目的之一。

第二節、急停跳動作相關研究

根據美國大學體育總會 (National Collegiate Athletic Association, NCAA)過去研究統計傷害監測系統資料庫發現，大學足球及籃球運動員發生非接觸性 ACL 損傷的人數比率較其他運動高(Arendt,& Dick, 1995)，而許多研究也發現不論是內在因素 (Q-angle、ACL 連接範圍、膝關節及內分泌等) 或是外在因素 (訓練的強度與肌肉力量大小等)，普遍認為是對運動員產生較大的 ACL 傷害風險之因素。Hewett 等(2005)曾做垂直跳測試研究，其結果顯示患有前十字韌帶傷害的受試者與健康的受試者比較下，有較大的垂直地面反作用力、膝外翻角度、膝外翻力矩、髖屈曲力矩等，且有較小的膝屈曲角度。然而急停跳是各種運動中常見的動作，籃球的急停跳投、排球與羽球的急停扣殺及足球的抄截等，各式各樣的運動中都含有此動作。急停跳這個動作，為突然改變運動軌跡的一種動作，容易造成近端脛骨向前的剪力，對於前十字韌帶 (ACL) 造成很大的壓力 (Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002)，此時如果韌帶與肌群沒有很好的協同作用，是十分容易會造成前十字韌帶的損傷，而這類型的傷害則被歸類在非接觸性的傷害，是一個膝關節扭傷相當大的機轉。急停跳動作中，有幾個重要的影響因素，著地的方式(足尖或足跟)、向後的地面反作用力大小以及著地時膝關節的彎曲角度 (Yu ,Lin, & Garrett, 2006)及膝關節周圍肌肉收縮能力與反應能力。

過去有學者比較性別與三種不同方向急停跳動作(急停後向前、垂直、向後跳) 腿部肌群協同作用的研究中，發現在著地期脛骨近端向前剪力峰值，男女在三種不同方向的急停跳動作中皆達顯著差異，男性明顯小於女性；另外在三種急停跳的方向也呈現顯著差異(向後>垂直>向前)，顯示在動作期間方向的轉換過程，帶來很大的脛骨近端向前剪

力，女性在著地時大腿前後肌力不均(股四頭肌力過大、腿後肌肌力不足)及過小的膝關節屈曲角度 (Chappell et al., 2002) 為造成性別差異的可能原因。此外在肌電訊號的研究當中，在平均肌電振幅方面，男性在著地期有約低於女性12%的股四頭肌平均肌電振幅，腿後肌群則在著地前就有約低於女性20%的平均肌電振幅，但在著地之後平均肌電振幅卻無明顯差異，表示男性在墊步起跳至著地瞬間這個階段中，肌肉較為放鬆，許多文獻也指出，腿後肌群的反應速度及股四頭肌與股二頭肌的協同作用，會影響前十字韌帶的受傷風險 (Chappell et al., 2005)。

膝關節與肌肉反應速度急停著地策略方面，有研究發現在接觸地面的瞬間，髖關節角速度與膝關節角度、膝關節角速度及著地期膝關節最大變化角度男性都明顯大於女性；在近端脛骨向前剪力峰值出現時，髖關節角速度、膝關節屈曲角度男性皆大於女性，而男性在著地期會產生較小的垂直分力峰值、近端脛骨向前剪力峰值及膝關節伸展的力矩(Yu et al., 2006)。研究發現，除了性別上的差異，髖關節與膝關節在急停垂直跳動作中的著地期是會影響到地面反作用力，在接觸地面的瞬間髖關節動作影響前後分力，而膝關節的動作則影響垂直分力，由此可知，髖關節動作與反應能力對於前十字韌帶的負荷量在急停垂直跳動作有其重要性。

曾有研究膝關節護具介入急停垂直跳動作之生物力學參數的影響，結果發現穿戴約束性膝關節護具是可以有效的降低前十字韌帶受傷的風險。此外在疲勞後進行急停跳動作相關研究，有學者指出在疲勞後進行單腳急停跳動作在接觸地面瞬間會有較小的膝關節外翻與屈曲角度 (Benjaminse et al., 2008)，Chappell等學者在2005年研究下肢疲勞後對雙腳急停跳的影響，發現不論男女性在膝關節剪力部分都會增加，同時增加膝關節外翻力矩與減少屈曲角度，這都顯示疲勞是一項可能造成傷害的重要機轉。

綜合上述文獻，可知在急停跳動作中確實有著相當高的關節傷害風險，同時要降低前十字韌帶在急停跳動作中受傷的風險，有以下要點：降低水平分力、減少髖關節的反應時間、增加膝關節著地期的緩衝角度、股直肌反應速度提升與良好的腿部肌群協同作

用，而在疲勞的影響下，較佳的預防傷害即為維持正確的著地姿勢與增加腿部肌群的協同作用效率。

第三節、肌內效貼紮效益相關研究

肌內效貼布是在1980年由日本學者加瀨建造(Kenzo Kase)所設計，相較於過去傳統使用的運動貼布不同之處，最大的特色是肌內效貼布具有彈性及延展性，因此可牽動肌肉或筋膜滑動(Chang, Chou, Lin, Lin, & Wang, 2010; Kase, Wallis, & Kase, 2003)，幫助皮下組織液或淋巴的循環、藉由改善血液與淋巴的循環，代謝產生疼痛的化學物質，進而降低疼痛(Chang et al., 2010; Kase et al., 2003)，且貼布具有孔洞，可呼吸性與透氣，允許肢體活動，也因此肌內效貼布可貼在皮膚上較長時間，促進人體自主的修復，不同於中西醫所使用含藥性的藥布較不會造成皮膚的刺激或過敏現象，傳統的運動護具與傳統的白貼，逐漸被肌內效貼布所取代，為目前運動場上常被使用的貼紮方式。肌內效貼布在學者Kenzo Kase提出後，不論是在競技或休閒的運動活動中均被廣為應用，總結肌內效貼布能帶來四種效應：(1) 改善肌肉功能，並降低肌肉疲勞程度及痙攣的發生；(2) 利用貼布本身的延展性，貼在皮膚上造成皮膚的皺褶，增加皮膚下空間，來協助所聚積的組織液流動，改善血液與淋巴循環，並減少發炎反應及疼痛；(3) 活化腦內的「內因型止痛機制」，來減輕疼痛；(4) 矯正及調整肌肉、筋膜、及關節的不正常排列。

近年來有許多肌內效貼布的相關研究，研究者們藉由不同的研究方式來探討肌內效貼布對復健治療的效果或功能性表現的影響，有研究證實了肌內效貼布對本體感覺有顯著的正向影響（駱明瑤、陳重佑，2005）然而也有學者提出不同的看法，認為肌內效貼布對本體戚覺無顯著的影響(Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004)。肌內效貼布對於疼痛的改善效果，大多數的學者認為肌內效貼布能有效減輕患者的疼痛，只有少數的學者認為肌內效貼布對疼痛的改善無顯著的影響(Firth, Dingley, Davies, Lewis, & Alexander, 2010)。Nosaka (2000)認為肌內效貼紮的功能之一為支持保護肌肉：

能支撐肌肉正常活動、協助肌肉收縮、減少肌肉疲勞，減輕肌肉過度伸展、預防傷害以及肌肉抽筋並增加關節活動度。陳怡如（2007）的研究發現，對於健康的膝關節而言，使用Kase的標準肌內效貼紮法可以增加腿後肌在角速度60度及120度的向心肌力，但無法促進股四頭肌的肌力增加，但過去有研究利用等速肌力測量儀器，測量肌內效貼紮介入膝關節，發現股四頭肌在貼紮後總作功量增加3.1%及最大肌力也提升5.7%；本體感覺在膝屈曲30度位置，從未貼紮的4.03°下降到2.50°；然而在肌肉疲勞指數上卻沒有顯著差異(游麗君，2005)，顯示出肌內效貼紮確實可以提升肌肉力量、肌肉耐力與本體感覺能力，即使在疲勞的情況下，效果也是可以看得見的。張文典（2005）將其應用在足底筋膜炎(plantar fasciitis)的病患上發現連續一週的物理治療，配合肌內效貼紮治療，相較於僅以物理治療，能較快緩解足底筋膜炎的疼痛，也有研究者將肌內效貼部運用在髕腱疼痛的患者身上，發現肌內效貼紮與傳統貼紮一樣有降低疼痛的功效(Crossley, Bennell, Green, & McConnell, 2001)。由以上文獻可得知肌內效貼紮有許多的效益，主要功能為增加局部代謝、減少疲勞、避免肌肉過度使用，可在肌肉關節支撐痠痛解除與提升本體感覺等。王百川（1991）在評估預防性踝關節貼紮對運動能力的影響的研究中，發現預防性踝關節貼紮的有無，對受測者在垂直跳和立定跳遠的平均成上有負面的影響，但其差異在統計上未達顯著水準。Wilkerson (2002)的研究顯示踝關節貼紮的使用除了可減低扭傷外，在步態循環中能幫助後腳推蹬力量轉移至前腳。但郭藍遠、楊志鴻、林千芬、吳汶蘭、王靜怡、張志仲（2006）的研究發現踝關節貼紮會影響受測者的平衡和降低高處著地緩衝能力。肌內效貼紮對於穩定性亦有一定的幫助，因此在高重複彈跳的運動中可用來預防選手的傷害。Vithoulka等學者研究非運動員健康女性在介入股四頭肌肌內效貼紮後之肌力表現，發現在離心收縮上肌內效貼紮明顯優於無貼紮，而在向心收縮上並無差異，離心收縮也正是在急停跳動作中制動期股直肌所最需要作用的一環，同時有文獻指出在介入肌內效貼紮對急停動作確實能降低急停動作做產生的地面反作用力、增加膝關節屈曲角度及降低股直肌在緩衝過程中的肌電訊號，指出肌內效貼紮確實能夠幫助肌

肉支撐，使其利用較小的活化程度便能完成動作，同時改善可能的傷害機轉 (張博涵、翁梓林、林羿君，2013)。

因此根據以上的文獻，本實驗的研究目的希望藉由肌內效貼紮的介入來增加肌肉力量與肌肉的反應速度，並驗證是否能在疲勞的狀態之下降低其急停跳動作所容易造成的傷害機轉。

第四節、文獻總結

綜合上述文獻，運動員在急停跳動作之下容易有膝關節之傷害風險，尤其在疲勞發生後，由於肌力下降造成身體不穩定與本體感覺的下降等，此時造成傷害風險更高，急停跳是需要瞬間的減速與改變方向軌跡的動作，會對於膝關節造成較大的負荷，因此本研究希望藉由肌內效貼布特性，幫助股直肌收縮、增加其反應速度與協助支撐關節，以達到降低膝關節傷害之風險。

第參章、研究方法

本研究受試對象以 9 名健康大專甲組男性籃球運動員為受試者，收集在有無股直肌肌內效貼紮介入後進行下肢快速疲勞前、後對急停垂直跳動作之運動學、動力學之資料，以了解疲勞與貼紮對下肢關節負荷的影響，故以下將研究方法列述之：

本研究之研究方法分為五個部分，依序為：一、研究對象；二、實驗時間與地點；三、實驗儀器與設備；四、實驗流程與說明；五、資料收集與處理，依序說明如下：

第一節、 研究對象

本研究受試對象為 9 名健康大專甲組男性籃球運動員，從事籃球運動專業訓練 5 年以上，無開刀病史且半年內無下肢傷害之問題。每位受試者均將簽署受試者同意書，同意接受實驗之要求。

表一、大專甲組男性籃球運動員基本資料

	身高 (cm)	體重 (kg)	年齡 (yrs)	從事專長時間 (yrs)
男	176.78±3.58	72.33±5.52	20.10±0.83	8.66±1.56

第二節、 實驗時間與地點

本研究為兩次性實驗，實驗日期配合受試者的時間進行實驗，兩次實驗間隔一周以上防止疲勞影響，每次實驗所需時間約為 90 至 120 分鐘。

實驗地點：國立台灣師範大學公館校區體育館運動生物力學實驗室。

第三節、 實驗儀器與設備

(一)、運動學-影像擷取設備：

1、 Vicon 動作分析量測系統 (Vicon MX13+, Germantown, Oxford, UK, 250Hz)：十部 Vicon 紅外線攝影機及 Vicon 主機。

2、 Vicon Nexus 1.85 版影像擷取軟體

3、 Vicon Calibration Kit 校正器：3-marker Wand 校正棒 (390mm) 與 ErgoCal L-Frame 校正架(14mm)，如圖 1、2 所示。

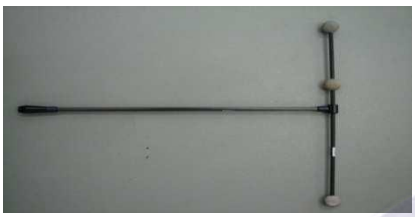

圖 1、3-marker Wand 校正棒

圖 2、ErgoCal L-Frame 校正架

4、 反光球 (直徑約 14 公釐)。

5、 Visual3DTM 動作分析軟體 (C-Motion Inc., Germantown, MD, USA)。

(二)、動力學-地面反用力擷取設備：

1、 Kistler 測力板二台(Kistler 9281: 60×40 cm^2, Kistler 9287: 90×60 cm^2; Kistler Instrumente AG,Winterthur, Switzerland, 1500Hz)。

2、 放大器二台 (Kistler 9865; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland)。

3、 A/D 類比-數位訊號轉換器。

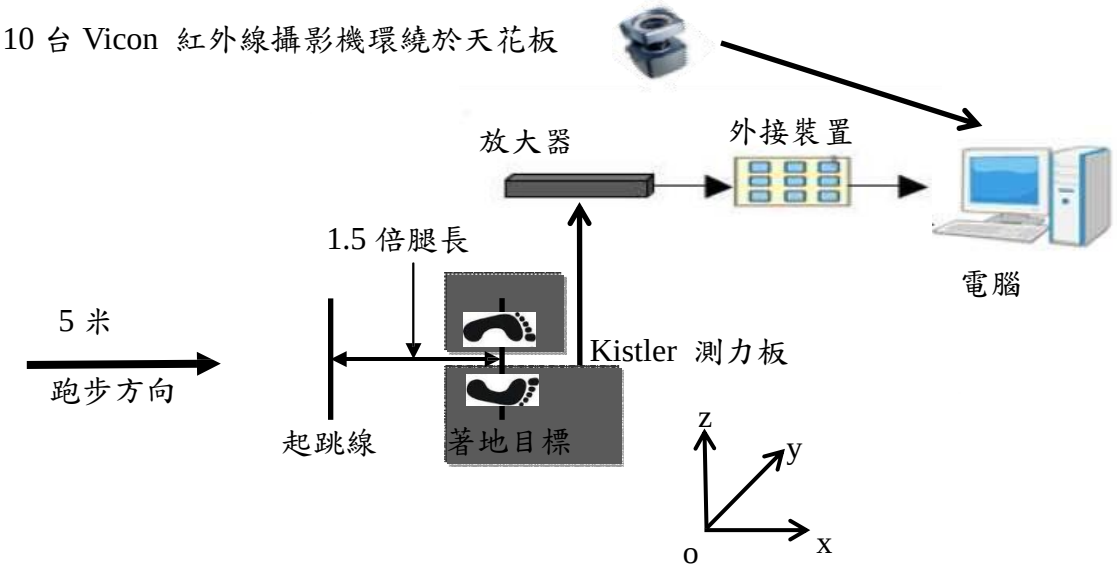

圖 3、實驗場地示意圖

第四節、 實驗流程與說明

首先架設實驗器材並對攝影機與測力板進行校正，接著請受試者填寫基本資料及「受試者知情同意書」並告知受試者整個實驗流程及注意事項，要求受試者全身著黑色緊身衣褲並著球鞋。更衣完成後於受試者進行身體肢段長度測量並於受試者關節位置黏貼反光球，其黏貼位置為：頭部 (顱骨太陽穴上方之左右兩側及在同一水平面之顱骨後方兩側),軀幹 (頸椎第七節、胸椎第七節、鎖骨、劍突及右後背任一點), 手臂（肩峰鎖骨關節、肘關節內外側髁、上臂及前臂中央處、腕關節內外側、第二掌骨頭近端），骨盆（前上髂棘與後上髂棘），腿部（大粗隆、大腿與小腿外側中央處、膝關節內外側髁、踝關節內外側髁），足部（第一蹠骨頭內側、第二蹠骨頭近端、第五蹠骨頭外側和足跟）。反光球黏貼完成後進行靜態站立資料收集：受測者雙腳站立於測力板上，面向前方，雙臂微微張開，掌面朝前，擺成解剖姿勢 (Anatomic Position)。為避免運動傷害，實驗前先讓受試者以跑步機(6 km/hr)熱身 5 分鐘，接著進行五次動態資料收集：受試者保持正直站立於距起跳線 5 公尺處，以最盡力的速度向前快速助跑，受試者調整腳步固定起跳左腳，足尖踩至第一測力板距著地區 1.5 倍腿長之起跳線，向前左腳單足起跳後

雙腳腳跟分別落於兩塊測力板之著地區急停，爾後快速盡全力向上垂直跳動作，分析第一次左腳腳跟著地之制動期與蹬伸期。實驗採用平衡次序法則進行股直肌內效貼紮(本實驗為兩次性實驗，一次有介入肌內效貼紮，一次則無)，貼紮完成後休息 30 分鐘以習慣貼紮，並以跑步機熱身 5 分鐘 (6 km/hr) 後進行五次急停垂直跳測試，接著介入 90 秒的下蹲跳 (1 time/s) 快速下肢疲勞，之後休息 30 秒，立即進行五次急停垂直跳測試 (每次測試前進行 5 次下蹲跳以確保疲勞效果)。實驗流程如下圖 4 所示：

圖 4、實驗流程圖

肌內效貼紮流程：本研究貼紮皆由同一位具有合格運動傷害防護員證書且具有帶隊一年以上經驗之傷防員進行貼紮處理，首先在股直肌伸展的狀況下，利用肌內效貼布由起點 (髂前下棘) 至終點 (脛骨粗隆) 以原始長度的120%為張力，進行兩道 I 字型貼紮，將股直肌覆蓋 (圖 5)。

圖 5、股直肌肌內效貼紮示意圖

下肢段快速疲勞過程： 90 秒下蹲跳，頻率為每秒鐘一下，並要求受試者下蹲時膝關節約為 90 度，若在後期連續五次無法跟上節拍則停止並進行後續流程 (王信民，2005)。

第五節、 資料收集與處理

(一)、運動學參數

1、 本實驗所使用之紅外線攝影機擷取頻率為 250 Hz，所得三維反光球軌跡資料先利用 Vicon Nexus 軟體進行命名，再將資料匯出 C3D 檔案。

2、 將檔案匯入 Visual3D 軟體，利用解剖動作靜態檔案及人體肢段參數 (Dempster, 1955) 建立人體模型，再套用至跑步動態檔案中。動態檔案資料會先利用 zero-lag Butterworth 4th 10 Hz 低通濾波(low-pass filter) 去除反光球軌跡之雜訊，再進行運動學參數運算。

3、 實驗室空間座標系統 (global coordinate systems, GCS) 及肢段空間座標系統 (segment coordinate systems, SCS)定義：

本研究實驗室空間座標系統如圖 6 所示，依跑者前進方向定義為 x 軸，左右方向為 y 軸，垂直方向為 z 軸。肢段空間座標則是依照各肢段上的反光球定義出該肢段的三維座標軸，其下肢座標系統定義如下：受試者骨盆座標系由三個單位向量組成 $(\vec{x},\vec{y},\vec{z})$。從左 ASIS 指向右 ASIS 的單位向量 $(\vec{x})$ 定義為 x 軸；從兩 ASIS 中點指向 sacrum 的單位向量 $(\vec{y})$ 定義為 y 軸；$\vec{x}$ 與 $\vec{y}$ 求外積所得之單位向量 $(\vec{z})$ 定義為 z 軸，如圖 4 所示。大腿座標系由三個單位向量組成 $(\vec{x},\vec{y},\vec{z})$。從膝關節中心指向髖關節中心的單位向量 $(\vec{z})$ 定義為 z 軸；從膝關節中心指向大腿外側的向量與 $\vec{z}$ 求外積所得單位向量 $(\vec{x})$ 定義為 x 軸；$\vec{z}$ 與 $\vec{x}$ 夾求外積所得之單位向量 $(\vec{y})$ 定義為 y 軸。小腿座標系由三個單位向量組成 $(\vec{x},\vec{y},\vec{z})$。從踝關節中心指向膝關節中心的單位向量 $(\vec{z})$ 定義為 z 軸；從踝關節中心指向小腿外側的向量與 $\vec{z}$ 求外積所得單位向量 $(\vec{x})$ 定義為 x 軸；$\vec{z}$ 與 $\vec{x}$ 求外積所得之單位向量 $(\vec{y})$ 定義為 y 軸。足部座標系由三個單位向量組成 $(\vec{x},\vec{y},\vec{z})$，先建立由內、外踝垂直於地面之虛擬點，從虛擬之踝關節中心指向踝關節外側的單位向量 $(\vec{x})$ 定義為 x 軸；從踝關節中心指向第二蹠骨頭之單位向量 $(\vec{y})$ 乃定義為 y 軸；$\vec{x}$ 與 $\vec{y}$ 求外積所得之單位向量 $(\vec{z})$ 定義為 z 軸。

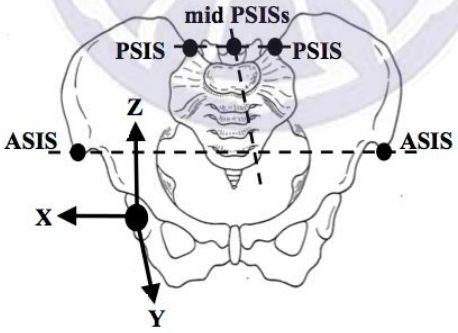

圖 6、骨盆座標系示意圖

1、 關節轉軸定義：

本研究關節轉軸定義是以人體解剖動作來決定轉軸方向，髖、膝關節沿 x 軸轉動之動作定義為屈曲 (flexion)、伸張 (extension)；y 軸轉動之動作定義為內收 (adduction/varus)、外展 (abduction/valgus)；沿 z 軸轉動之動作定義為內旋 (internal rotation)、外旋 (external rotation)。踝關節沿 x 軸轉動之動作定義為屈曲 (flexion)、伸

張 (extension)；y 軸轉動之動作定義為內翻 (inversion)、外翻 (eversion)；沿 z 軸轉動之動作定義為內旋 (internal rotation)、外旋 (external rotation)。

2、關節角度、角速度計算方法：

遠端肢段三維座標軸相對於近端肢段三維座標軸的旋轉則以 Cardan sequence 計算(旋轉順序為繞額狀軸 x－繞矢狀軸 y－繞縱軸 z)，計算出關節的角度變化，並以右手定則決定旋轉正負方向；角加速度為角速度對時間之微分，但角速度的計算不可從各方向旋轉角度直接微分求得。

(二)、動力學參數

1、 本實驗測力板擷取頻率為 1500 Hz，將動作過程所擷取之訊號，透過放大器，連接至多功能訊號接收盒，再由訊號接收盒連接 A/D 轉換卡將類比訊號轉換為數位訊號後輸入至電腦，以完成地面反作用力之原始資料擷取。

2、 地面反作用資料與運動學資料透過 Vicon Nexus 軟體匯出成 C3D 檔案，再匯入 Visual3D 軟體以 zero-lag Butterworth 4th 60 Hz 低通濾波方法進行平滑處理。

3、 關節力矩計算方法：

本研究關節力矩是利用逆動力學方法進行運算，其方法為結合人體各肢段質量、轉動慣量和肢段質心位置之人體肢段參數、運動學參數、地面反作用力及壓力中心位置，配合動力學逆過程原理：(1)、合外力等於肢段質量與肢段中心加速度的乘積；(2)、合力矩等於肢段近端的轉動慣量與其關節的絕對角加速度乘積，以獲得各關節之肌肉淨力矩。

在 Visual3D 軟體中，近端關節反作用力是在實驗室座標系中進行計算。在人體模型中會先確認每一肢段所連接的遠端肢段 (如：骨盆的遠端肢段為大腿，小腿和足部)，再利用迭代公式計算近端關節的力量，其公式允許任何外力作用於肢段上：

$$F_{proximal} = \sum_{i=1}^{n} m_i\,(a_i + g) + \sum_{j=1}^{q} F_q$$

其中，m_i為肢段質量，a_i為肢段加速度，n為遠端所鏈結的肢段數量，q為外力的數量，F_q為外力給予的力量；

肢段近端的偶合 (力矩) 是在肢段空間座標系中進行計算：

$$C_i^{'} = I_i\alpha_i^{'} + \omega_i^{'} \times (I_i\omega_i^{'})$$

利用反光球三維座標數據計算出的轉換矩陣(transformation matrix)將慣性力矩從肢段座標系(SCS) 轉換到實驗室座標系 (GCS) 中：

$$C_i^{'} = T_{SCStoGCS}C_i$$

因此，作用在關節上之偶合力矩為：

$$\mathrm{M_i} = \mathrm{C_i} + \mathrm{C_{i-1}} + \mathrm{r_i} \times \mathrm{F_i} + \mathrm{r_i^{'}} \times \mathrm{F_{i-1}}$$

由於慣性力和施加在關節的力矩，將力量展開後得到近端力矩為：

$$M_{proximal} = \sum_{i=1}^{n}(C_i + R_i \times A_i) + \sum_{j=1}^{q}(P_j \times F_j) + \sum_{k=1}^{p}\tau_k$$

$$A_i = m_i(a_i + g)$$

$$R_i = r_i + r_i^{'} + r_{i-1}$$

其中，p為外力矩之數量，$\mathrm{P_j}$為外力作用至近端關節之向量，$\mathrm{R_i}$為各個遠段肢段重心到近端關節的距離。

4、 動力學參數標準化：

將實驗所得參數(如：衝量、地面反作用力等) 除以自身體重予以標準化 (Body weight, B.W.)。

(三)、統計方法

本研究以第一次雙腳著地制動時左腳觸地腳跟資料為選取目標，將五筆動態資料篩選兩筆無掉光點等完整的資料進行運動學、動力學資料分析處理，使用統計軟體SPSS 23.0版，以重複量數二因子變異數分析 (二因子為有無貼紮及有無疲勞) 比較有無貼紮之快速疲勞前、後急停垂直跳對男性運動員之著地制動期與蹬伸期動作(關節角度、角速度)、地面反作用力、50ms被動衝量、關節力矩及、關節受力情形，統計顯著水準定為 α =.05。

第肆章、結果

本研究探討男性大專甲組籃球運動員在有無肌內效貼紮的狀況下進行 90 秒反覆下蹲跳的疲勞介入對急停跳動作之下肢段各關節角度、力矩和地面反作用力、衝量等參數，將統計之結果呈現如下。

第一節、疲勞效果

結果如表二所示，本實驗藉由十等第柏格自覺吃力度量表 (Borg Rating of Perceived Exertion, 附件二)，判斷在疲勞前、疲勞過程 30 秒、60 秒及結束後之自覺分數，疲勞後所有受試者不論貼紮與否皆達到自覺量表中 8 分以上。

表二、男性甲組籃球運動員疲勞過程十等第柏格自覺吃力度量摘要表

	疲勞前	30 秒	60 秒	疲勞後
無貼紮	0 分：6 人 1 分：2 人 2 分：1 人	4 分：2 人 5 分：4 人 6 分：3 人	6 分：1 人 7 分：3 人 8 分：2 人 9 分：3 人	9 分：1 人 10 分：8 人
肌內效貼紮	0 分：6 人 1 分：3 人	4 分：2 人 5 分：4 人 6 分：3 人	7 分：2 人 8 分：5 人 9 分：2 人	9 分：2 人 10 分：7 人

第二節、下肢各關節運動學及動力學參數分析

一、 運動學參數分析

研究發現(表三) 男性甲組籃球運動員進行急停跳動作過程中膝關節觸地瞬間外展以及內旋角度在疲勞前後達到顯著差異 ($F_{(1,9)}$= 6.816, p<.05, η^2=.460, power=.630，$F_{(1,9)}$=5.339, p<.05, η^2=.400, power=.528)，膝關節內收以及外展角度峰值在疲勞前後達到顯著差異 ($F_{(1,9)}$=8.880, p<.05, η^2=.526, power=.742，$F_{(1,9)}$=15.144, p<.05, η^2=.654, power=.924)，其餘膝關節角度變化皆未達顯著差異 (p>.05)。

表三、男性甲組籃球運動員制動期膝關節變化摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
觸地角度 (deg)				
屈曲	38.66±15.51	34.16±11.00	35.40±9.11	36.57±12.27
外展 [b]	1.21±6.53	1.26±6.90	1.04±7.46	.002±6.49
內旋 [b]	6.31±12.85	2.40±13.93	5.62±6.14	5.01±6.22
角度峰值 (deg)				
屈曲	102.24±15.79	105.55±18.13	101.22±18.56	101.33±18.41
內收 [b]	0.68±7.28	0.28±8.62	0.75±7.69	0.89±7.39
外展 [b]	11.26±11.19	10.21±11.89	12.14±11.83	9.27±10.87
內旋	24.03±10.83	21.48±8.32	24.02±6.54	24.01±6.29
關節活動度(deg)				
屈曲	61.19±13.60	69.15±17.40	63.63±15.50	64.77±15.86
外翻	10.40±6.69	10.27±5.26	11.13±7.20	9.33±4.44
內旋	19.76±13.00	21.94±10.37	19.49±9.36	20.68±8.53

[b] 疲勞前後達到顯著差異

如表四所示，髖關節角度等參數變化無論在疲勞前後與貼紮與否皆未達顯著差異 (p>.05)。

表四、男性甲組籃球運動員制動期髖關節變化摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
觸地角度 (deg)				
髖關節屈曲	65.38±12.10	62.66±9.40	59.91±9.98	59.07±10.71
髖關節外展	10.76±2.27	10.98±3.33	12.63±2.35	12.27±2.45
髖關節外旋	13.37±10.54	12.43±11.61	14.38±10.81	13.26±10.21
角度峰值 (deg)				
髖關節屈曲	83.18±13.27	83.72±12.84	79.87±12.00	81.36±13.59
關節活動度 (deg)				
髖關節屈曲	16.86±6.47	20.11±9.74	18.83±8.53	21.98±11.88

如下表五所示，踝關節外旋活動度達交互作用 ($F_{(1,9)}$=6.231, p<.05, η^2=.438, power=.592)，但在比較單純主要效果後發現，不論貼紮與否以及疲勞前後皆未達統計上的顯著差異。踝關節背曲活動度在有無貼紮達顯著差異 ($F_{(1,9)}$=6.347, p<.05, η^2=.442, power=.600)，其餘踝關節角度等參數變化無論在疲勞前後與貼紮與否皆未達顯著差異 (p>.05)。

表五、男性甲組籃球運動員制動期踝關節變化摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
觸地角度 (deg)				
踝關節背曲	12.83±5.57	10.33±6.21	12.35±4.76	11.99±5.16
踝關節內翻	7.09±6.22	9.34±11.13	6.10±5.49	6.46±4.74
踝關節外旋	1.05±7.51	2.64±11.32	1.26±7.01	.48±7.91
角度峰值 (deg)				
踝關節背曲	27.79±6.16	29.87±6.80	26.44±6.59	26.62±7.98
踝關節外翻	11.45±6.04	9.97±9.09	12.78±7.51	12.57±7.10
踝關節外旋	19.63±12.81	19.65±12.35	19.40±9.47	17.60±9.86
關節活動度 (deg)				
踝關節背曲[a]	27.07±7.65	32.07±12.10	27.21±8.53	25.43±6.17
踝關節外翻	20.13±7.83	20.77±8.94	20.06±5.08	19.86±6.67
踝關節外旋[c]	18.72±8.67	22.58±13.17	20.68±7.33	17.79±8.06

[a] 有無貼紮達到顯著差異

[c] 達交互作用

如表六所示，在關節角速度部分，下肢各關節在疲勞前後與貼紮與否皆未達顯著差異 (p>.05)。

表六、男性甲組籃球運動員制動期下肢關節角速度變化摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
觸地角速度 (deg/s)				
髖關節屈曲	166.88 ±54.97	155.70 ±96.70	173.78 ±58.82	189.72 ±64.73
膝關節屈曲	342.63 ±76.60	328.46 ±139.69	309.38 ±103.24	343.17 ±127.86
角速度峰值 (deg/s)				
髖關節屈曲	301.95 ±87.17	347.07 ±119.56	322.55 ±122.15	349.59 ±115.89
膝關節屈曲	767.47 ±94.06	820.47 ±113.34	813.86 ±98.21	800.94 ±108.09
角速度峰值時間 (s)				
髖關節屈曲	.026±.010	.027±.009	.026±.008	.026±.008
膝關節屈曲	.035±.008	.035±.008	.037±.008	.036±.005

如表七所示，跳躍高度部分在疲勞前後達到顯著差異 ($F_{(1,9)}$=17.147, p<.05, η^2=.682, power=.950)，制動期時間在疲勞前後達到顯著差異 ($F_{(1,9)}$=6.027, p<.05, η^2=.430, power=.578)，蹬伸期及總時間皆未達顯著差異 (p>.05)。

表七、男性甲組籃球運動員急停跳動作時間與高度摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
制動期 (s)[b]	.171±.032	.191±.041	.172±.035	.183±.042
蹬伸期 (s)	.196±.044	.214±.051	.191±.046	.210±.060
總時間 (s)	.367±.070	.405±.088	.362±.078	.393±.098
跳躍高度 (m)[b]	.508±.080	.417±.077	.504±.090	.449±.072

[b] 疲勞前後達到顯著差異

二、 動力學參數分析

如表八所示，垂直分力峰值及發生時間在有無貼紮達顯著差異 ($F_{(1,9)}$=10.427, 7.617, η^2=.566, 521, power=.807, 660)，前後分力及衝量部分皆未達顯著 (p>.05)。

表八、男性甲組籃球運動員制動期地面反作用力峰值、時間與衝量摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
前後分力峰值 (B.W.)	.86±.32	.93±.39	.86±.36	.80±.34
垂直分力峰值 (B.W.)[a]	2.07±.54	2.38±.65	1.93±.64	1.90±.43
前後峰值時間 (s)	.045±.010	.042±.009	.044±.010	.043±.014
垂直分力峰值時間 (s)[a]	.026±.015	.020±.007	.033±.017	.032±.018
50 毫秒內前後衝量 (B.W. - s)	.022±.007	.022±.007	.022±.006	.019±.007
50 毫秒內垂直衝量 (B.W. - s)	.055±.015	.063±.018	.057±.020	.055±.016
制動期前後衝量 (B.W. - s)	.090±.029	.090±.024	.089±.021	.081±.015
制動期垂直衝量 (B.W. - s)	.225±.041	.249±.048	.227±.035	.238±.036

[a] 有無貼紮達到顯著差異

如表九所示，膝關節向前剪力部分達到交互作用 ($F_{(1,9)}$=7.671, p<.05, η^2=.490, power=.681, B>A, B>D)，但在比較單純主要效果後發現，不論貼紮與否以及疲勞前後皆未達統計上的顯著差異在力矩部分。膝關節在疲勞前後伸張力矩達到顯著差異 ($F_{(1,9)}$=7.175, p<.05, η^2=.473, power=.652)，髖、踝關節則未達顯著差異 (p>.05)。

表九、男性甲組籃球運動員制動期下肢關節矢狀面力矩及剪力峰值摘要表

	無貼紮		肌內效貼紮	
	疲勞前 (A)	疲勞後 (B)	疲勞前 (C)	疲勞後 (D)
髖關節伸展力矩 (N-s/kg)	4.38±2.24	5.85±1.99	4.69±2.54	5.20±2.69
膝關節伸張力矩 (N-s/kg)[b]	3.01±.64	2.59±.52	2.89±.60	2.67±.74
踝關節蹠曲力矩 (N-s/kg)	1.64±.55	2.00±.71	1.79±.83	1.84±.78
膝關節向前剪力 (N/kg) [c]	11.72±2.41	13.98±2.59	12.09±3.34	11.96±3.80

[b] 疲勞前後達到顯著差異

[c] 達交互作用

第伍章、討論

第一節、肌內效貼紮對急停跳動作之影響

從研究結果我們可以發現，對於男性甲組籃球運動員在運動學上，踝關節背曲活動度於有無貼紮達到顯著差異；踝關節外旋活動度達交互作用，推測介入股直肌貼紮下影響了踝關節支撐的穩定可能對於保護支撐踝關節有效用。在動力學上，肌內效貼紮介入後降低了垂直分力峰值，垂直分力在著地制動期向來是會造成傷害的機轉，其峰值的大小也是其重要的指標之一，過去文獻談論到若著地時過大的地面反作用力，代表身體所吸收的衝擊力也更大(Ewing, Begg, Galea, & Lee, 2016)，而這些衝擊力最主要先由下肢段的各關節所承受，尤其是像急停跳這樣的動作，需要接受衝擊並變換方向，對於膝關節的負荷會更增加 (Dai et al., 2014)。此外，在垂直分力峰值發生時間上，當沒有貼紮時，可能由於疲勞後肌肉呈現相對僵直的狀態，因此相較於有貼紮介入的疲勞後峰值發生時間由 0.032 秒提早到了 0.020 秒，因此當肌內效貼紮介入後能夠有效的降低垂直地面反作用力峰值並且延緩峰值發生時間，代表其對於保護支撐膝關節有效用，而在疲勞後，其保護及支撐的作用依然存在。對於制動期膝關節向前之剪力，貼紮後由無貼紮疲勞後的 13.98 (N/kg) 下降至 11.96 (N/kg)的趨勢，對於降低膝關節傷害風險可能有所幫助。

除了上述討論之現象外，有無肌內效貼紮介入，對大專甲組男性籃球運動員急停跳動作運動學及動力學上達顯著差異的參數較少，這可能是訓練程度上的差異，運動員長時間處於高強度的訓練，肌肉力量上較佳，導致在沒有受傷的狀況下，肌內效貼紮對於肌肉關節支撐的效果較小。

肌內效貼紮對於運動表現的增進，本研究將跳躍高度當成指標，在疲勞前的跳躍高度有無貼紮皆未達統計上的顯著水準，這跟過去研究結果確實相符 (Callegari et al., 2012; Chang et al., 2010)，肌內效貼紮確實不能立即性的增強肌肉力量，藉此達到增進

運動表現的效果，但由上述結果討論中也發現，肌內效貼紮確實能夠協助肌肉收縮並支撐保護關節，這樣的發現也跟過去研究中結果相似 (Davison et al., 2016; Yeung & Yeung, 2016; Yeung et al., 2015)。

第二節 下肢疲勞對於急停跳動作之影響

疲勞對於運動向來都是個傷害的機轉，不僅會改變動作的型態，更會增加著地時的地面反作用力，從本研究中也可以發現受試者在完成 90 秒的反覆下蹲跳後，疲勞自覺量表皆達到 8 分以上，在緩衝著地瞬間皆呈現較為僵直的狀態，有較小的膝關外展角度，其中在觸地內旋角度也顯著較疲勞前小，顯示疲勞後肌肉較為緊繃，在著地制動前下肢肌群花了更多力量去維持身體的姿勢，而在角度峰值上，疲勞後有較小的膝關節外展以及內收角度，表示身體希望能維持較正直的姿勢進行後續的跳躍。男性大專甲組籃球運動員在處理疲勞後的動作維持與緩衝地面反作用力的表現較較有經驗且強壯，前後及垂直分力峰值無論貼紮與否在疲勞前後皆無顯著的上升，過去文獻中談論到，在急停跳動作測試是可以藉由神經肌肉訓練來降低其傷害風險 (Alentorn-Geli et al., 2009; Chappell & Limpisvasti, 2008)，本研究所招募的大專甲組運動員皆是國內的優秀選手，並且從事專長運動訓練皆有 5 年以上的時間，因此對於神經肌肉的訓練層級相對高。

第陸章、結論與建議

大專甲組運動員股直肌肌內效貼紮對於急停跳動作有降低垂直地面反作用力、延緩垂直地面反作用力峰值發生時間，達到降低身體所受的衝擊力與減少膝關節的負荷，這樣的效果在疲勞介入後依然存在。而 90 秒下蹲跳的疲勞介入對於急停跳動作則是降低了膝關節在觸地瞬間的角度，使身體在著地前呈現較為僵直的狀態，減少膝關節在制動期的伸張力矩峰值，導致提早垂直分力峰值到達時間與增加垂直分力峰值，同時延長制動期的時間與降低了跳躍高度，表示對於甲組運動員確實有達到疲勞效果，貼紮介入後在疲勞後降低了地面反作用力、延緩垂直地面反作用力峰值發生時間，顯示出貼布支撐與保護的效果，此外肌內效貼布不能夠立即改善跳躍高度，表示肌內效貼布無法有效的達到立即增加肌力的效果。

由上述結論本研究建議當需要從事類似急停跳等較為高負荷的反覆跳躍運動時，可以在不影響運動表現的狀況下進行預防性的股直肌肌內效貼紮。

參考文獻

中文部份

王百川（1991）。**預防性踝關節貼紮對運動能力影響的評估**。未出版之碩士論文，國立體育學院研究所，桃園縣。

王百川（2003）。**運動貼紮法**。臺北市：科正。

王信民（2005）。**不同跳躍運動引發肌肉疲勞後對籃球運動員膝關節本體感覺之影響**。未出版碩士論文，國立體育大學，桃園縣。

郭藍遠、楊志鴻、林千芬、吳汶蘭、王靜怡、張志仲（2006）。踝關節貼紮對平衡和高處著地緩衝能力的影響。**物理治療**，31(2)，81-86。

陳怡如（2007）。**肌內效貼紮對正常膝關節的影響**。未出版碩士論文，中國醫藥大學醫學院醫學研究所，台中市。

張文典（2005）。**肌內效貼紮對於足底筋膜炎治療效果研究**。國立陽明大學醫學工程研究所碩士論文，未出版，臺北市。

張博涵、翁梓林、林羿君 （2013）。不同膝關節貼紮類型對急停動作穩定性之影響。**大專體育學刊**，**15** 卷3 期，347-382 頁。

梁龍鏡（2004）。常見膝部之運動傷害。**國教世紀**，*213*，55-62。

游麗君（2005）。**大專排球運動員使用肌內效貼紮對急性肌肉疲勞和本體感覺的效益**。未出版碩士論文，國立體育學院，桃園縣。

駱明瑤、陳重佑（2005）。不同貼布應用對動作知覺的影響。**體育學報**，*38*(2)，57-69。

英文部份

Akbas, E., Atay, A. O., & Yuksel, I. (2011). The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica, 45*(5), 335-341.

Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 17*(7), 705-729.

Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. *The American Journal of Sports Medicine, 23*(6), 694-701.

Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 16*(4), 400-407.

Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J., & Garrett, W. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics, 23*(6), 573-578.

Buttelli O., Seek D., Vandewalle H., Jouanin J., & Monod H. (1996). Effect of fatique On maximal torque during short exhausting cycling. European Journal of Applied Physiology. 73, 175-179.

Callegari, D. A., Cordova, C. E., & Dunievitz, J. R. (2012). Kinesio taping on short-term changes in shoulder strength in healthy adults: A randomized clinical trial.

Carpenter, J. E., Blasier, R. B., & Pellizzon, G. G. (1998). The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *The American journal of sports medicine, 26*(2), 262-265.

Chang, H.-Y., Chou, K.-Y., Lin, J.-J., Lin, C.-F., & Wang, C.-H. (2010). Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport, 11*(4), 122-127.

Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine, 33*(7), 1022-1029.

Chappell, J. D., & Limpisvasti, O. (2008). Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *The American journal of sports medicine, 36*(6), 1081-1086.

Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine, 30*(2), 261-267.

Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human movement science, 20*(3), 257-276.

Crossley, K., Bennell, K., Green, S., & McConnell, J. (2001). A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine, 11*(2), 103-110.

Dai, B., Garrett, W. E., Gross, M. T., Padua, D. A., Queen, R. M., & Yu, B. (2014). The effects of 2 landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks. *The American journal of sports medicine*, 0363546514555322.

Davison, E. A., Anderson, C. T., Ponist, B. H., Werner, D. M., Jacobs, M. E., Thompson, A. J., & Cook, M. R. (2016). Inhibitory Effect of the Kinesio Taping? Method on the Gastrocnemius Muscle. *American Journal of Sports Science and Medicine, 4*(2), 33-38.

de Almeida Lins, C. A., Neto, F. L., de Amorim, A. B. C., de Brito Macedo, L., & Brasileiro, J. S. (2012). Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Therapy, 30*(1), e5.

De Luca, C. J. (1983). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical reviews in biomedical engineering, 11*(4), 251-279.

Ewing, K. A., Begg, R. K., Galea, M. P., & Lee, P. V. (2016). Effects of Prophylactic Knee Bracing on Lower Limb Kinematics, Kinetics, and Energetics During Double-Leg Drop Landing at 2 Heights. *The American journal of sports medicine*, 0363546516637178.

Flynn, R. K., Pedersen, C. L., Birmingham, T. B., Kirkley, A., Jackowski, D., & Fowler, P. J. (2005). The Familial Predisposition Toward Tearing the Anterior Cruciate Ligament A Case Control Study. *The American journal of sports medicine, 33*(1), 23-28.

Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and science in sports and exercise, 34*(1),

117-122.

Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effects of kinesio taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine, 3*, 1-7.

Hewett, T., Myer, G., Ford, K., Heidt, R., Colosimo, A., McLean, S., et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine, 33*(4), 492-501.

Irrgang, J. (1993). Modern trends in anterior cruciate ligament rehabilitation: nonoperative and postoperative management. *Clinics in sports medicine, 12*(4), 797-813.

James, C. R., Dufek, J. S., & Bates, B. T. (2000). Effects of injury proneness and task difficulty on joint kinetic variability. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 32*(11), 1833-1844.

Johnson, D., & Warner, J. (1993). Diagnosis for anterior cruciate ligament surgery. *Clinics in sports medicine, 12*(4), 671-684.

Johnston 3rd, R., Howard, M. E., Cawley, P. W., & Losse, G. M. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine and science in sports and exercise, 30*(12), 1703-1707.

Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2003).*Clinical Therapeutic Applications of the KINESIO Taping Method.* Tokyo, Japan :Kinesio Taping Association.

Kovacs, I., Tihanyi, J., Devita, P., Racz, L., Barrier, J., & Hortobagyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 31*(5), 708-716.

Kvist, J. (2004). Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury : Current recommendations for sports participation. *Sports Medicine, 34* (4), 269-280

Lee, C. R., Lee, D. Y., Jeong, H. S., & Lee, M. H. (2012). The effects of Kinesio taping on VMO and VL EMG activities during stair ascent and descent by persons with patellofemoral pain: a preliminary study. *Journal of Physical Therapy Science, 24*(2), 153-156.

Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical orthopaedics and related research, 401*, 162-169.

Nagai, T., Sell, T. C., House, A. J., Abt, J. P., & Lephart, S. M. (2013). Knee Proprioception and Strength and Landing Kinematics During a Single-Leg Stop-Jump Task. *Journal of Athletic Training, 48*(1), 31.

Noakes, T. D. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 10*(3), 123-145. doi: http://10.1034/j.1600-0838.2000.010003123.x

Nosaka, K. (2000) The Effect of Kinesio Taping for the Muscular Micro-Damage Following Eccentric Exercise. *15th Annual International Kinesio Taping Symposum*. (p 74-79).Tokyo, Japan: Kinesio Taping Association.

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.

Price, R., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British journal of sports medicine, 38*(4), 466-471.

Radin, E. L. (1986). Role of muscles in protecting athletes from injury. *Acta medica Scandinavica. Supplementum, 711*, 143-147.

Rodacki, A. L., Fowler, N. E., & Bennett, S. J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc, 34*(1), 105-116.

Rozzi, S. L., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training, 34*(2), 106.

Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics, 22*(6), 681-688.

Sell, T. C., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y.-S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephart, S. M. (2006). The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *The American journal of sports medicine, 34*(1), 43-54.

Van Gheluwe, B., & Madsen, C. (1997). Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *Journal of Applied Biomechanics, 13*, 66-75.

Vithoulka, I., Beneka, A., Malliou, P., Aggelousis, N., Karatsolis, K., & Diamantopoulos, K. (2010). The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science, 18*(1), 1-6.

Vølestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods, 74*(2), 219-227.

Wilkerson, Gary B. (2002). Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic Training, 37*(4), 436-445.

Yaggie, J. A., & McGregor, S. J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 83*(2), 224-228.

Yeung, S. S., & Yeung, E. W. (2016). Acute Effects of Kinesio Taping on Knee Extensor Peak Torque and Stretch Reflex in Healthy Adults. *Medicine, 95*(4), e2615.

Yeung, S. S., Yeung, E. W., Sakunkaruna, Y., Mingsoongnern, S., Hung, W. Y., Fan, Y. L., & Iao, H. C. (2015). Acute effects of kinesio taping on knee extensor peak torque and electromyographic activity after exhaustive isometric knee extension in healthy young adults. *Clinical Journal of Sport Medicine, 25*(3), 284-290.

Yu, B., Lin, C.-F., & Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics, 21*(3), 297-305.

附件一、受試者基本資料表(大專甲組籃球運動員)

受試者基本資料表

在您瞭解本實驗並且願意參與本實驗後，請填寫下列各項基本資料，讓實驗者了解您的生理狀況以及運動背景，讓實驗可以順利進行。
而您所填寫的各項資料將會受到嚴格保密，不會有公開的危險。

受試者姓名：_____ 出生日期 ：_____年____月____日
行動電話：_____ E-mail：_____
身高：_____公分 體重：_____公斤
性別：_____ 練習專長時間：_____年
一個星期練習專長的時間：_____小時
平常除了專長訓練之外，是否從事其他運動：□是 □否
若是，運動項目為：_____
是否受過運動傷害：□是 □否 ，如受過傷，受傷部位：_____
是否痊癒：□是 □否
是否有使用肌內效貼布的習慣：練習：□是 □否 比賽：□是 □否
是否認為肌內效貼布有功效：□是 □否

編號	肢段名稱	右Right (cm)	左Left (cm)
1	腳長 LegLength		
2	膝寬 KneeWidth		
3	踝寬 AnkleWidth		
4	肩窩厚 ShoulderOffset		
5	手肘寬 ElbowWidth		
6	腕寬 WristWidth		
7	手掌厚 HandThickness		
8	Asis寬 InterAsisDistance		
9	腳寬 FootWidth		

謝謝您如實的填寫！

附件二、十等第柏格自覺吃力度量表

第 0 級 **沒什麼感覺**	這是你在休息時的感覺，你絲毫不覺疲憊，你的呼吸完全平緩，在整個運動期間你完全不會有此感覺。
第 1 級 **很弱**	這是你在桌前工作，你絲毫不覺疲憊，而且呼吸平緩。
第 2 級 **弱**	這是你在穿衣服可能出現的感覺，你稍感疲憊或毫無疲憊感，你的呼吸平緩，運動時很少會體驗到這種程度的感覺。
第 3 級 **溫和**	這是你慢慢走過房間打開電視機時可能出現的感覺，你稍感疲憊，你可能輕微的察覺到你的呼吸，但氣息緩慢而自然，在運動過程初期你可能會有此感覺。
第 4 級 **稍強**	這是你在戶外緩慢步行時可能產生的感覺，你感到輕微疲憊，呼吸微微上揚但依然自在。在你暖身的初期階段可能會有此感覺。
第 5 級 **強**	這是你輕快地走向商店時可能出現的感覺，你感到輕微的疲憊，你察覺到自己的呼吸，氣息比第四級還急促一些，你在暖身結尾時會有此感覺。
第 6 級	這是你約會遲到急忙趕去時可能出現的感覺，你感到普通疲憊，但你知到你可以維持這樣的步調，你呼吸急促而且可以察覺得到。從暖身轉向運動階段的期間，以及在學習如何達到第七級和第八級的初期裡，你都可能有此感覺。
第 7 級 **很強**	這是你激烈運動時可能出現的感覺，你勢必感到疲憊，但你滿確定自己可以維持到運動結束，你的呼吸急促而你絕對會感覺到，你可以與人對話，但你可能寧願不說話，這是你維持運動訓練的底線。
第 8 級	這是你做非常劇烈的運動時可能出現的感覺，你勢必感到極度疲憊，而你認為自己可以維持這樣的步調直到運動結束，只是你無法百分之百的確定。你的呼吸非常急促，你還是可以與人對話，但你不想這麼做。這個階段只適用於你已能自在的達到第七級，並準備好做更激烈的訓練。這一級會讓你產生迅速的效果，但你必需學習如何維持，對一般人而言，這麼劇烈的運動不容易做到。
第 9 級 **非常強**	這是極度劇烈運動下所出現的感覺，你勢必體驗到極度的疲憊，如果你自問是否能持續到運動結束，你的答案可能是否定的。你的呼吸非常吃力而且無法與人交談，你可能在試圖達到第八級的片刻，會有此感覺。這是很多運動員訓練的級數，對他們而言，要達到這個級數也非常困難，你的例行運動不應該達到第九級，而當你達到第九級時，你應該讓自己慢下來。
第 10 級 **非常非常強**	你不應該經歷第十級，在這一級裡你體會到徹底的筋疲力竭，這一級你無法持久，就算持久了對你也沒什麼好處。

附件三、急停跳動作完整數據表（NSJ-無貼紮疲勞前，NFSJ-無貼紮疲勞後，KSJ-肌內效貼紮疲勞前，KFSJ-肌內效貼紮疲勞後）

大專甲組男性籃球運動員				
基本資料表				
序號	身高	體重	年齡	球齡(yrs)
1	173	65	22	8
2	175	84	22	10
4	176	67	21	10
11	174	71	22	10
13	183	73	21	10
14	183	73	23	7
15	175	77	23	10
16	178	74	23	6
8	174	67	22	7
Avg	176.78	72.33	20.11	8.67
Sd	3.58	5.52	0.74	1.56

膝關節觸地屈曲角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	37.887	29.440	32.770	30.413
2	23.960	24.917	21.743	25.600
4	25.487	23.897	33.570	31.887
11	44.640	46.010	47.150	49.577
13	44.270	51.287	36.740	38.893
14	19.350	19.620	22.717	18.870
15	30.490	31.695	39.750	40.270
16	56.660	42.760	36.650	34.305
8	65.195	39.606	47.474	59.331
Avg	38.660	34.359	35.396	36.572
Sd	15.513	10.997	9.109	12.272

膝關節觸地外翻角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	-2.480	-0.857	2.103	2.140
2	-1.557	-1.970	-0.900	-1.647
4	-10.580	-10.707	0.280	-1.450
11	2.263	0.157	-11.680	-10.883
13	6.817	6.160	-0.973	-2.090
14	3.507	4.500	5.970	2.785
15	-2.140	-2.595	-1.950	-1.935
16	2.430	2.320	-0.005	-0.775
8	12.635	14.337	16.511	13.881
Avg	1.211	1.261	1.040	0.003
Sd	6.532	6.900	7.458	6.490

膝關節觸地內旋角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	7.310	25.627	2.503	1.000
2	-12.113	-11.597	-5.150	-4.263
4	7.680	10.673	-7.053	-6.207
11	-12.693	-10.513	-2.843	-3.767
13	-4.403	-5.503	-0.963	2.087
14	-13.067	-13.200	-13.863	-11.020
15	4.420	4.925	-1.440	-1.750
16	-1.545	-3.285	-5.250	-3.125
8	-32.337	-18.702	-16.518	-18.025
Avg	-6.305	-2.397	-5.620	-5.008
Sd	12.846	13.934	6.144	6.222

膝關節屈曲角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	108.083	104.983	90.343	100.487
2	98.360	106.903	101.920	108.850
4	90.160	94.983	84.830	89.993
11	126.897	141.773	138.650	137.640
13	92.007	96.650	91.167	85.403
14	82.003	76.743	82.073	76.725
15	92.325	98.380	103.200	105.890
16	104.025	108.735	95.940	104.935
8	126.253	120.829	122.864	120.043
Avg	102.235	105.553	101.221	103.330
Sd	15.793	18.131	18.562	18.409

膝關節外翻角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	2.240	2.623	16.667	14.733
2	15.653	8.460	20.837	15.423
4	-8.127	-9.700	5.590	5.213
11	11.737	7.630	-9.983	-10.850
13	16.923	17.073	10.707	5.963
14	28.620	27.393	28.443	24.530
15	1.675	0.065	5.940	2.455
16	11.385	13.635	6.495	4.635
8	21.264	24.687	24.542	21.315
Avg	11.263	10.207	12.137	9.269
Sd	11.192	11.886	11.834	10.873

踝關節觸地蹠曲角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	21.797	-2.120	15.523	7.197
2	11.153	11.587	8.363	9.737
4	7.140	12.027	13.277	15.100
11	7.707	9.163	15.933	11.437
13	16.157	15.287	12.443	12.623
14	12.770	12.010	9.957	18.430
15	20.875	20.345	20.910	20.400
16	8.270	6.370	4.830	7.635
8	9.641	8.304	9.942	5.384
Avg	12.834	10.330	12.353	11.994
Sd	5.574	6.208	4.757	5.163

踝關節觸地外翻角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	-20.517	-37.593	-15.940	-15.250
2	-7.283	-6.560	-8.450	-9.023
4	-8.343	-5.993	-6.707	-7.020
11	-6.407	-6.043	-4.223	-4.163
13	-8.803	-12.250	-4.257	-5.350
14	-8.093	-8.710	-11.130	-10.155
15	-3.925	-3.035	-1.260	-1.730
16	-3.305	-3.615	-5.935	-6.230
8	2.831	-0.267	2.997	0.799
Avg	-7.094	-9.341	-6.101	-6.458
Sd	6.216	11.134	5.490	4.736

踝關節觸地外旋角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	-2.153	-29.897	-12.860	-15.570
2	1.820	8.623	-1.410	0.363
4	-4.103	-0.777	-8.043	-7.770
11	4.127	5.587	7.557	9.203
13	6.680	2.303	4.143	4.247
14	1.657	-3.187	-6.087	-3.510
15	-2.585	-1.070	6.330	5.975
16	-11.395	-8.050	-3.945	-3.350
8	15.359	2.684	2.948	6.113
Avg	1.045	-2.643	-1.263	-0.478
Sd	7.515	11.323	7.012	7.907

踝關節蹠曲角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	34.413	38.110	27.317	29.710
2	31.010	29.987	29.867	31.160
4	22.130	25.880	19.470	23.253
11	35.830	39.160	39.713	38.813
13	22.137	21.750	17.757	14.850
14	17.247	18.747	21.893	20.540
15	27.620	31.410	25.475	31.070
16	30.585	31.705	26.395	25.275
8	29.042	32.087	30.046	24.906
Avg	27.779	29.871	26.437	26.620
Sd	6.159	6.805	6.589	6.984

踝關節外翻角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	11.880	-4.197	12.207	14.317
2	10.880	11.350	9.623	8.120
4	4.727	4.187	6.017	7.937
11	13.480	15.420	15.690	15.547
13	10.567	11.407	14.243	14.087
14	9.647	9.060	3.623	3.805
15	16.560	12.040	22.330	24.465
16	2.435	2.300	5.800	4.360
8	22.881	28.129	25.453	20.450
Avg	11.451	9.966	12.776	12.565
Sd	6.041	9.093	7.508	7.100

踝關節外旋角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	31.320	15.933	16.473	14.583
2	17.470	22.370	15.090	9.470
4	10.953	10.763	7.850	8.757
11	25.880	23.243	23.377	20.487
13	31.013	38.480	29.840	26.993
14	13.790	14.987	17.997	15.070
15	17.845	21.910	27.725	29.480
16	-6.200	-3.785	4.745	3.005
8	34.593	32.915	31.479	30.525
Avg	19.629	19.646	19.397	17.597
Sd	12.814	12.347	9.469	9.859

髖關節觸地屈曲角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	72.620	71.533	55.450	49.447
2	50.860	53.007	46.053	50.060
4	53.840	53.067	53.730	46.883
11	68.443	71.210	67.620	66.470
13	77.130	74.117	54.693	58.093
14	54.493	54.957	58.143	55.835
15	53.615	53.500	56.000	57.870
16	76.030	60.400	68.290	65.940
8	81.389	72.158	79.193	81.001
Avg	65.380	62.661	59.908	59.067
Sd	12.096	9.400	9.983	10.713

髖關節觸地外展角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	7.870	6.723	11.900	14.990
2	10.707	14.930	13.717	13.990
4	12.633	13.103	12.340	13.363
11	10.723	14.007	12.823	10.153
13	9.970	5.997	12.667	12.510
14	11.640	13.640	15.273	14.675
15	11.640	8.470	15.725	11.725
16	14.515	12.225	11.540	10.665
8	7.140	9.748	7.668	8.320
Avg	10.760	10.983	12.628	12.266
Sd	2.271	3.329	2.351	2.246

髖關節觸地外旋角度 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	2.083	5.650	21.397	19.983
2	17.707	18.280	22.890	22.903
4	-3.343	-10.560	6.920	10.090
11	18.657	16.990	-2.217	-3.323
13	20.870	19.437	15.193	9.243
14	28.830	28.783	33.467	30.350
15	5.190	2.110	5.050	5.105
16	9.350	13.795	9.570	8.290
8	20.963	17.377	17.112	16.693
Avg	13.367	12.429	14.376	13.259
Sd	10.544	11.613	10.813	10.213

髖關節屈曲角度峰值 (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	98.817	95.807	77.667	77.633
2	72.350	81.037	79.877	89.777
4	68.720	70.493	63.707	63.927
11	94.650	99.707	94.083	93.980
13	85.890	81.510	67.567	67.890
14	63.923	60.823	65.530	63.200
15	75.635	78.455	87.510	85.730
16	90.950	95.335	90.545	98.555
8	97.679	90.298	92.304	91.581
Avg	83.179	83.718	79.865	81.364
Sd	13.267	12.840	12.000	13.594

膝關節向前剪力峰值 (N/kg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	12.763	16.050	11.287	11.027
2	11.263	11.823	10.900	10.323
4	12.370	12.423	18.553	16.327
11	9.933	10.227	8.923	6.170
13	13.590	13.747	12.287	12.050
14	14.540	17.373	15.690	19.130
15	9.995	11.945	11.410	10.775
16	14.005	14.875	12.355	12.400
8	7.045	17.375	7.424	9.474
Avg	11.723	13.982	12.092	11.964
Sd	2.409	2.586	3.339	3.797

髖關節屈曲力矩峰值 (N/kg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	-4.963	-6.803	-4.387	-4.477
2	-4.463	-4.910	-3.887	-3.653
4	-5.693	-5.810	-8.833	-7.057
11	-1.670	-3.013	-2.057	-1.840
13	-4.643	-4.923	-2.777	-4.247
14	-8.330	-10.120	-8.983	-10.905
15	-3.730	-4.855	-2.775	-3.055
16	-5.290	-5.190	-4.850	-4.900
8	-0.644	-6.989	-3.662	-6.687
Avg	-4.381	-5.846	-4.690	-5.202
Sd	2.244	1.989	2.542	2.693

踝關節蹠曲力矩峰值 (N/kg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	-1.023	-1.397	-1.993	-1.453
2	-1.753	-2.537	-2.020	-2.180
4	-2.290	-2.220	-3.293	-2.803
11	-1.207	-1.210	-0.490	-0.523
13	-1.593	-1.633	-1.223	-2.003
14	-1.987	-2.547	-2.283	-2.445
15	-0.800	-1.000	-1.020	-0.955
16	-1.750	-2.385	-1.495	-1.555
8	-2.394	-3.040	-2.285	-2.645
Avg	-1.644	-1.996	-1.789	-1.840
Sd	0.549	0.706	0.832	0.777

膝關節伸展力矩峰值 (N/kg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	2.843	2.373	2.743	2.377
2	2.770	2.560	2.683	3.030
4	3.177	2.830	3.383	2.963
11	2.860	2.223	2.567	1.603
13	3.657	2.250	3.430	3.013
14	4.370	3.797	4.013	4.195
15	2.540	2.235	2.730	2.530
16	2.425	2.825	2.110	2.040
8	2.422	2.214	2.395	2.298
Avg	3.007	2.590	2.895	2.672
Sd	0.644	0.517	0.596	0.745

50ms 前後衝量 (B.W.-s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.021	0.017	0.025	0.015
2	0.021	0.026	0.017	0.021
4	0.031	0.024	0.028	0.031
11	0.028	0.024	0.022	0.010
13	0.027	0.022	0.021	0.027
14	0.027	0.030	0.032	0.017
15	0.009	0.008	0.013	0.011
16	0.016	0.017	0.018	0.014
8	0.016	0.029	0.018	0.020
Avg	0.022	0.022	0.022	0.019
Sd	0.007	0.007	0.006	0.007

50ms 垂直衝量 (B.W.-s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.052	0.055	0.061	0.052
2	0.066	0.071	0.060	0.062
4	0.072	0.066	0.087	0.086
11	0.048	0.050	0.042	0.031
13	0.065	0.060	0.044	0.067
14	0.072	0.094	0.088	0.056
15	0.028	0.031	0.032	0.041
16	0.054	0.059	0.051	0.053
8	0.042	0.079	0.044	0.049
Avg	0.055	0.063	0.057	0.055
Sd	0.015	0.018	0.020	0.016

制動期前後衝量 (B.W.-s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.093	0.083	0.085	0.069
2	0.079	0.097	0.076	0.092
4	0.116	0.110	0.098	0.107
11	0.122	0.111	0.114	0.079
13	0.097	0.078	0.093	0.093
14	0.126	0.110	0.116	0.081
15	0.040	0.041	0.054	0.064
16	0.062	0.074	0.067	0.063
8	0.072	0.108	0.098	0.082
Avg	0.090	0.090	0.089	0.081
Sd	0.029	0.024	0.021	0.015

制動期垂直衝量 (B.W.-s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.269	0.236	0.249	0.229
2	0.247	0.283	0.234	0.274
4	0.250	0.283	0.264	0.312
11	0.250	0.275	0.265	0.240
13	0.217	0.208	0.199	0.223
14	0.236	0.254	0.242	0.192
15	0.130	0.142	0.159	0.228
16	0.224	0.265	0.200	0.238
8	0.206	0.295	0.229	0.208
Avg	0.225	0.249	0.227	0.238
Sd	0.041	0.048	0.035	0.036

膝關節矢狀面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	70.197	75.543	57.573	70.073
2	74.400	81.987	80.177	83.250
4	63.805	74.900	52.695	59.495
11	82.257	95.763	91.500	88.063
13	47.737	45.363	54.427	46.510
14	62.653	57.123	59.357	38.570
15	41.223	44.457	42.300	65.620
16	47.365	65.975	59.290	70.630
8	61.058	81.224	75.390	60.713
Avg	61.188	69.148	63.634	64.769
Sd	13.598	17.403	15.499	15.857

膝關節額狀面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	7.870	7.737	14.563	12.593
2	16.307	10.627	21.737	17.070
4	4.295	6.385	5.780	6.405
11	9.473	7.537	2.530	3.357
13	10.107	10.913	12.383	8.110
14	25.113	22.893	22.473	14.497
15	2.883	4.643	5.403	6.205
16	8.955	11.315	7.295	8.270
8	8.630	10.350	8.031	7.434
Avg	10.404	10.267	11.133	9.327
Sd	6.687	5.263	7.196	4.437

膝關節橫切面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	40.923	42.250	25.223	24.240
2	14.377	18.930	16.743	17.930
4	13.540	27.105	12.210	12.695
11	20.607	18.187	34.630	32.073
13	22.943	20.317	22.953	26.567
14	7.370	7.693	7.187	8.680
15	14.823	16.607	15.807	25.970
16	3.715	14.190	10.335	10.160
8	39.505	32.153	30.352	27.800
Avg	19.756	21.937	19.493	20.679
Sd	12.998	10.373	9.363	8.528

踝關節矢狀面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	28.800	50.890	29.217	30.107
2	31.947	34.980	32.053	34.833
4	28.725	30.680	24.130	25.120
11	40.267	41.600	36.453	30.447
13	20.137	15.387	14.593	15.843
14	27.313	27.503	31.680	20.097
15	12.340	15.140	12.783	20.130
16	26.975	29.310	28.340	22.990
8	27.119	43.156	35.676	29.279
Avg	27.069	32.072	27.214	25.427
Sd	7.655	12.102	8.534	6.172

踝關節額狀面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	35.133	33.847	28.563	30.133
2	23.717	24.210	21.127	20.560
4	15.025	12.920	15.410	16.160
11	20.620	21.750	21.567	19.980
13	22.797	24.947	21.803	21.360
14	21.130	20.023	16.133	11.253
15	16.777	12.863	18.623	28.605
16	5.740	5.915	12.155	10.745
8	20.259	30.421	25.170	19.916
Avg	20.133	20.766	20.061	19.857
Sd	7.832	8.942	5.080	6.667

踝關節橫切面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	36.433	48.013	30.140	30.913
2	15.653	14.303	18.497	9.603
4	13.135	12.235	16.220	15.930
11	21.753	17.657	15.820	10.963
13	24.353	36.177	25.840	22.833
14	18.730	20.487	27.157	15.200
15	13.967	15.320	14.263	23.505
16	5.195	7.685	9.685	6.785
8	19.252	31.372	28.531	24.412
Avg	18.719	22.583	20.684	17.794
Sd	8.668	13.171	7.332	8.055

髖關節矢狀面 ROM (deg)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	26.197	24.273	22.217	28.187
2	21.490	28.030	33.823	39.717
4	13.740	17.245	10.355	16.680
11	26.207	28.497	26.463	27.510
13	8.760	7.393	12.873	9.797
14	9.430	5.867	7.387	4.910
15	14.680	16.637	21.007	27.860
16	14.920	34.935	22.255	32.615
8	16.290	18.141	13.111	10.581
Avg	16.857	20.113	18.832	21.984
Sd	6.475	9.740	8.529	11.881

膝關節向前剪力峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.020	0.017	0.021	0.019
2	0.020	0.020	0.021	0.025
4	0.016	0.018	0.016	0.018
11	0.041	0.095	0.035	0.024
13	0.043	0.020	0.088	0.028
14	0.017	0.013	0.013	0.011
15	0.012	0.012	0.028	0.044
16	0.018	0.012	0.020	0.016
8	0.078	0.034	0.050	0.074
Avg	0.029	0.027	0.033	0.029
Sd	0.021	0.026	0.024	0.019

髖關節伸展力矩峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.019	0.017	0.021	0.019
2	0.020	0.019	0.020	0.019
4	0.016	0.018	0.016	0.016
11	0.031	0.020	0.017	0.020
13	0.027	0.021	0.053	0.021
14	0.017	0.013	0.013	0.011
15	0.011	0.012	0.012	0.020
16	0.018	0.012	0.020	0.016
8	0.028	0.028	0.030	0.030
Avg	0.021	0.018	0.023	0.019
Sd	0.006	0.005	0.013	0.005

踝關節蹠曲力矩峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.028	0.023	0.036	0.025
2	0.032	0.035	0.027	0.032
4	0.040	0.066	0.034	0.038
11	0.040	0.028	0.024	0.024
13	0.037	0.025	0.037	0.031
14	0.039	0.033	0.035	0.035
15	0.012	0.012	0.036	0.044
16	0.022	0.012	0.020	0.024
8	0.146	0.030	0.316	0.074
Avg	0.044	0.029	0.063	0.036
Sd	0.039	0.016	0.095	0.016

膝關節伸展力矩峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.081	0.063	0.045	0.067
2	0.069	0.080	0.075	0.075
4	0.054	0.050	0.052	0.042
11	0.064	0.057	0.068	0.043
13	0.071	0.043	0.085	0.067
14	0.072	0.059	0.059	0.052
15	0.048	0.047	0.044	0.066
16	0.068	0.060	0.062	0.058
8	0.122	0.056	0.112	0.074
Avg	0.072	0.057	0.067	0.060
Sd	0.021	0.011	0.022	0.012

前後分力峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.049	0.037	0.040	0.033
2	0.044	0.036	0.047	0.031
4	0.042	0.048	0.036	0.040
11	0.041	0.033	0.044	0.064
13	0.059	0.041	0.060	0.035
14	0.060	0.049	0.056	0.043
15	0.041	0.040	0.035	0.062
16	0.026	0.060	0.028	0.028
8	0.046	0.034	0.050	0.054
Avg	0.045	0.042	0.044	0.043
Sd	0.010	0.009	0.010	0.014

垂直分力峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.020	0.017	0.033	0.019
2	0.024	0.029	0.021	0.025
4	0.018	0.018	0.026	0.030
11	0.063	0.021	0.063	0.040
13	0.027	0.025	0.056	0.048
14	0.011	0.015	0.013	0.025
15	0.020	0.012	0.028	0.012
16	0.016	0.012	0.020	0.018
8	0.032	0.032	0.036	0.070
Avg	0.026	0.020	0.033	0.032
Sd	0.015	0.007	0.017	0.018

制動期時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.220	0.216	0.177	0.200
2	0.179	0.216	0.208	0.241
4	0.170	0.194	0.136	0.170
11	0.209	0.224	0.217	0.212
13	0.151	0.159	0.153	0.152
14	0.137	0.132	0.131	0.095
15	0.119	0.129	0.132	0.202
16	0.180	0.206	0.182	0.194
8	0.176	0.240	0.208	0.180
Avg	0.171	0.191	0.172	0.183
Sd	0.032	0.041	0.035	0.042

蹬伸期時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.216	0.223	0.167	0.201
2	0.165	0.204	0.200	0.239
4	0.174	0.206	0.152	0.164
11	0.237	0.277	0.257	0.275
13	0.183	0.169	0.176	0.165
14	0.156	0.132	0.139	0.091
15	0.135	0.176	0.145	0.234
16	0.220	0.268	0.232	0.252
8	0.274	0.270	0.248	0.266
Avg	0.196	0.214	0.191	0.210
Sd	0.044	0.051	0.046	0.060

總時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.436	0.439	0.344	0.401
2	0.344	0.420	0.408	0.480
4	0.344	0.400	0.288	0.334
11	0.447	0.501	0.475	0.487
13	0.333	0.328	0.329	0.317
14	0.293	0.264	0.269	0.185
15	0.253	0.305	0.277	0.436
16	0.400	0.474	0.414	0.446
8	0.450	0.510	0.456	0.446
Avg	0.367	0.405	0.362	0.393
Sd	0.070	0.088	0.078	0.098

膝關節角速度峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.036	0.033	0.039	0.033
2	0.039	0.043	0.037	0.039
4	0.036	0.040	0.038	0.036
11	0.039	0.037	0.049	0.041
13	0.037	0.032	0.037	0.036
14	0.048	0.044	0.043	0.039
15	0.020	0.023	0.021	0.032
16	0.026	0.022	0.028	0.026
8	0.030	0.040	0.044	0.038
Avg	0.035	0.035	0.037	0.036
Sd	0.008	0.008	0.008	0.005

髖關節角速度峰值時間 (s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.025	0.025	0.025	0.028
2	0.032	0.041	0.033	0.035
4	0.028	0.030	0.030	0.028
11	0.040	0.039	0.039	0.035
13	0.024	0.017	0.020	0.025
14	0.024	0.021	0.015	0.011
15	0.020	0.021	0.019	0.032
16	0.006	0.016	0.020	0.020
8	0.034	0.036	0.030	0.022
Avg	0.026	0.027	0.026	0.026
Sd	0.010	0.009	0.008	0.008

跳躍高度 (m)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.500	0.463	0.523	0.473
2	0.540	0.400	0.473	0.393
4	0.485	0.405	0.485	0.430
11	0.567	0.460	0.557	0.510
13	0.617	0.503	0.643	0.547
14	0.557	0.487	0.570	0.320
15	0.337	0.270	0.327	0.445
16	0.515	0.445	0.520	0.520
8	0.453	0.324	0.436	0.401
Avg	0.508	0.417	0.504	0.449
Sd	0.080	0.077	0.090	0.072

膝關節屈曲角速度峰值 (deg/s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	803.740	841.753	800.593	943.827
2	899.783	951.537	1016.727	942.713
4	773.300	740.080	765.680	768.683
11	855.530	844.363	712.910	707.270
13	727.763	625.367	707.163	684.503
14	817.200	768.050	803.563	684.720
15	776.410	786.505	784.930	800.830
16	612.140	816.015	814.425	919.590
8	641.345	1010.527	918.702	756.315
Avg	767.468	820.466	813.855	800.939
Sd	94.058	113.343	98.210	108.088

膝關節觸地屈曲角速度 (deg/s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	260.657	354.537	152.690	366.730
2	293.183	170.763	236.523	221.177
4	351.600	349.727	262.477	352.970
11	391.767	355.857	314.137	461.373
13	373.610	323.393	413.030	313.637
14	275.647	259.243	275.877	234.210
15	474.010	442.815	461.790	448.200
16	410.105	584.975	425.815	541.950
8	253.070	114.785	242.064	148.245
Avg	342.628	328.455	309.378	343.166
Sd	76.600	139.688	103.239	127.863

髖關節觸地屈曲角速度 (deg/s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	191.470	220.183	222.727	236.443
2	191.117	80.720	148.720	149.053
4	110.717	105.287	74.307	166.027
11	174.393	177.747	194.313	207.400
13	156.970	144.210	180.360	126.897
14	128.640	78.097	140.813	162.200
15	93.860	104.640	188.835	174.170
16	280.095	381.615	280.380	338.195
8	174.644	108.781	133.539	147.059
Avg	166.878	155.698	173.777	189.716
Sd	54.970	96.701	58.822	64.732

髖關節屈曲角速度峰值 (deg/s)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	313.667	360.363	328.457	393.320
2	380.680	423.227	472.200	438.360
4	348.807	378.260	246.557	377.153
11	384.437	403.387	330.947	318.453
13	181.920	185.670	241.757	249.897
14	195.233	121.953	164.853	186.595
15	409.695	413.835	507.310	484.130
16	290.090	498.615	417.160	492.925
8	213.025	338.279	193.667	205.483
Avg	301.950	347.065	322.545	349.591
Sd	87.170	119.556	122.152	115.888

前後分力峰值 (B.W.)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	0.730	0.608	1.027	0.614
2	0.814	1.138	0.802	0.828
4	1.410	1.253	1.560	1.568
11	0.943	0.794	0.639	0.433
13	0.937	0.718	0.800	0.910
14	1.259	1.238	1.247	0.850
15	0.385	0.335	0.441	0.521
16	0.619	0.697	0.573	0.611
8	0.626	1.568	0.689	0.907
Avg	0.858	0.928	0.864	0.805
Sd	0.322	0.391	0.355	0.335

垂直分力峰值 (B.W.)				
序號	NSJ	NFSJ	KSJ	KFSJ
1	1.878	2.415	1.905	1.850
2	2.253	2.610	2.451	2.232
4	2.991	2.338	2.716	2.352
11	1.109	1.643	1.301	1.467
13	2.019	1.968	1.656	1.878
14	2.468	3.468	2.900	2.510
15	1.525	1.374	1.086	1.154
16	2.082	2.793	1.937	1.935
8	2.270	2.823	1.430	1.745
Avg	2.066	2.381	1.931	1.903
Sd	0.541	0.645	0.639	0.427