

國立臺灣體育運動大學
National Taiwan University of Sport
運動健康科學學系碩士班
碩士學位論文

使用髕腱加壓帶對於股四頭肌肌力與
跳躍生物力學之影響
EFFECT OF INFRAPATELLAR STRAP ON
QUADRICEPS STRENGTH AND JUMPING
BIOMECHANICS



研究生：陳奕甫

指導教授：張怡雯 博士

中華民國 103 年 11 月

論文名稱：使用髌腱加壓帶對於股四頭肌肌力與跳躍生物力學之影響

總頁數：89 頁

院校所組別：國立臺灣體育運動大學運動健康科學學系暨碩士班

畢業時間及提要別：一〇三學年度第一學期碩士學位論文題要

研究生：陳奕甫

指導教授：張怡雯博士

中文摘要

研究背景：髌腱炎，好發於著重跳躍動作之運動項目，因此又稱跳躍膝，而髌腱加壓帶為常見的護具，目前少有研究探討穿著髌腱加壓帶對於運動表現的影響。本研究觀察使用髌腱加壓帶對於健康人之肌力與跳躍生物力學的影響。**研究方法：**收集 14 位健康人之慣用腳使用髌腱加壓帶前後，利用等速肌力儀及肌電訊號系統，分析股四頭肌肌力及肌肉活化程度的變化，利用測力板分析蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳之地面反作用力、負荷率及空中滯留時間的變化，使用成對樣本 t 檢定，比較使用髌腱加壓帶前後的差異。**研究結果：**結果發現穿著髌腱加壓帶不會影響肌肉在關節角速度 30~180°/s 時肌力及肌肉活化程度；而在蹲踞跳時，穿著髌腱加壓帶會顯著的增加起跳時的垂直地面反作用力；在 3 種跳躍模式下，穿著髌腱加壓帶在著地時的垂直地面反作用力皆有減少的趨勢。**結論：**穿著髌腱加壓帶對於股四頭肌肌力與肌肉活化程度均沒有顯著的影響，也不會影響具有伸張-收縮循環之跳躍動作，並可以促進蹲踞跳的起跳推蹬力量。

關鍵字：膝護具、膝伸肌肌力、肌肉活化程度、垂直地面反作用力

Effect of Infrapatellar Strap on Quadriceps Strength and Jumping Biomechanics

Abstract

Background: Patellar tendinopathy is a sport injury which commonly occurred in sports that frequently involves in jumping movements. It is also called the jumper's knee. Infrapatellar strap is a knee brace usually used for patellar tendinopathy. There were very little literatures regarding the effect of infrapatellar strap on athletic performance. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effect of infrapatellar strap on quadriceps strength and jumping biomechanics. **Methods:** Fourteen healthy subjects participated in this study. Biodex isokinetic dynamometer and surface electromyography system were used to measure the quadriceps strength and muscle activation in isokinetic testing. A force plate was used to measure the ground reaction force, loading rate and flying time in counter movement jump, squat jump and drop jump. Paired t test was used to compare the differences between no strap and infrapatellar strap. **Results:** No significant difference was found on quadriceps strength and muscle activation in isokinetic testings with the angular velocity of 30 – 180 °/s. The use of infrapatellar strap significantly increased the vertical ground reaction force during taking off of squat jump. There was an increasing trend on the vertical ground reaction force of landing after the use of infrapatellar strap. **Conclusion:** This study suggested that the quadriceps strength and muscle activation would not be affected by infrapatellar strap. The jumping movements involved in stretch-shortening cycle would not be affected by infrapatellar strap. Infrapatellar strap would increase the push up force in squat jump.

Key words: knee brace , knee extensor strength , muscle activation , vertical ground reaction force

謝誌

研究所這些日子，不僅僅是學習如何做好實驗寫好論文，更重要的是學習的過程，在這兩年半中，第一件要學會做好時間的規劃，如何規劃時間在有限的時間內完成所預定的目標，而第二件要學會的能力就是統整的能力，在論文海期刊山中搜集所需要的資料，並且經過消化統整，我認為這是做研究的基礎，第三件要學會的就是解決問題的能力，在研究所的過程中，總是會出奇不意的冒出許多的問題，無論是實驗儀器的罷工或是研究倫理委員會的攪局，意氣用事或是怨天尤人是無法解決問題的，需要平心靜氣，就像是解開一條打結的繩子一樣，必須按部就班的進行。

在這些日子中，受到許多人的幫助，才能有今天的成果，首先要大大的感謝我的指導老師一張怡雯老師，老師總是給我很自由的思考空間，並從中協助，給予不同角度的建議，尤其是在寫論文的過程中，老師總是兼任國文小老師，不厭其煩細心的幫我訂正錯字及校稿，而每一次的討論都使我的論文更接近完稿。也感謝我的口試委員羅世忠老師及唐誌陽老師，對於我論文內容寶貴的意見，並細心的幫我檢查論文的缺失。另外也要感謝凱涵學姊及崇富學長，百忙之中還要抽空教我如何使用實驗儀器，經驗傳承，使我的實驗更有效率。感謝我的研究參與者，在沒有研究經費補助的情況下，依然慷慨的空出自己的時間來參與研究，我為你們的這份精神感到驕傲。感謝碩班的老師們，總是無私的提供自己的知識與經驗，也感謝我碩班的同學們，我們總是一起面對問題解決問題，互相扶持互相幫助提供情報，也互相的叮嚀，有你們使我的研究所生活更增添色彩，尤其是易縉班代，提醒我們甚麼時候該做甚麼事情，並提供來自系辦的第一手消息，好讓我們有更多的時間做準備。另外要特別感謝系辦公室助教昭菁學姊，在我擔任研究助理時，總是耐心的教我如何跑公文，有問必答。最後要感謝我的家人，總是默默的支持我，並提供我衣食無憂的學習環境，並在我困惑及抉擇時，給予我不同立場的意見。

感謝在研究所過程中幫助我的每一個人，有你們的幫助讓我在過程中更順利，進步更快。也感謝我所遇到的每一件事情及困難，雖然當下看似阻力，但經過時間的推進，我發現這些經驗都是讓我在未來能過得更順利的推力。真心感謝陪伴我一路走來的人事物，謹以此文，表達我無限的感激。

陳奕甫 謹誌
中華民國一百零三年十月

目錄

中文摘要	I
Abstract	II
謝誌	III
目錄	IV
表目錄	VI
圖目錄	VII
第壹章 緒論	1
第一節 研究背景	1
第二節 研究動機	4
第三節 研究目的	6
第貳章 文獻回顧	8
第一節 髕腱炎的簡介	8
第二節 髕腱炎的發生率	10
第三節 髕腱炎的機轉	13
第四節 髕腱炎的影響因子	19
第五節 本章結語	26
第參章 研究方法與步驟	28
第一節 研究對象	28
第二節 實驗時間及地點	29

第三節	實驗儀器與設備·····	30
第四節	研究設計·····	37
第五節	資料分析·····	46
第六節	統計分析·····	48
第肆章	結果·····	49
第一節	研究參與者基本資料·····	49
第二節	股四頭肌肌力的比較·····	50
第三節	肌肉活化程度的比較·····	52
第四節	不同跳躍模式之生物力學參數·····	58
第伍章	討論·····	67
第一節	護具對肌力的影響·····	68
第二節	護具對肌肉活化程度的影響·····	70
第三節	護具對跳躍生物力學的影響·····	72
第四節	研究限制·····	76
第陸章	結論與建議·····	77
參考文獻	·····	79

表目錄

表 3-1	下肢肌肉 EMG 電極黏貼處·····	38
表 4-1	研究參與者基本資料·····	49

圖目錄

圖 2-1	膝關節屈曲的過程中，髌骨下緣撞擊髌腱後的情形……	13
圖 2-2	膝關節彎曲的過程中，髌腱前束壓迫髌腱後束的情形……	17
圖 3-1	Kistler 三維測力板……	30
圖 3-2	Bipac MP150 肌電訊號收集系統……	31
圖 3-3	電子關節量角器……	32
圖 3-4	等速肌力儀……	32
圖 3-5	髌腱加壓帶……	33
圖 3-6	木箱置於力板右側……	34
圖 3-7	皮尺……	35
圖 3-8	身高體重計……	35
圖 3-9	蹲踞跳……	42
圖 3-10	下蹲跳……	43
圖 3-11	著地反彈跳……	44
圖 3-12	研究設計流程圖……	45
圖 4-1	使用/未使用髌腱加壓帶之股四頭肌肌力 ……	51
圖 4-2	使用/未使用髌腱加壓帶之股內側肌活化程度……	53
圖 4-3	使用/未使用髌腱加壓帶之股直肌活化程度……	55
圖 4-4	使用/未使用髌腱加壓帶之股外側肌活化程度……	57
圖 4-5	使用/未使用髌腱加壓帶之下蹲跳空中滯留時間……	59

圖 4-6	使用/未使用髌腱加壓帶之下蹲跳之垂直地面反作用力…	59
圖 4-7	使用/未使用髌腱加壓帶之下蹲跳之負荷率……………	60
圖 4-8	使用/未使用髌腱加壓帶之蹲踞跳空中滯留時間……………	62
圖 4-9	使用/未使用髌腱加壓帶之蹲踞跳之垂直地面反作用力…	62
圖 4-10	使用/未使用髌腱加壓帶之蹲踞跳之負荷……………	63
圖 4-11	使用/未使用髌腱加壓帶之著地反彈跳空中滯留時間……	65
圖 4-12	使用/未使用髌腱加壓帶之著地反彈跳垂直地面反作用力	65
圖 4-13	使用/未使用髌腱加壓帶之著地反彈跳之負荷……………	66

第壹章 緒論

第一節 研究背景

髌腱炎 (Patellar tendinopathy) ，由 Blazina, Kerlan, Jobe, Carter, and Carlson (1973) 首次提出，好發於著重跳躍動作之運動項目，因此又稱跳躍膝 (Jumper's knee) ，其臨床特徵為在髌骨下緣 (Inferior patellar pole) 會有局部的壓痛，大多發生病變的位置為髌腱近端後束 (Bodne et al., 1988; Cook, Kiss, & Khan, 1999) 。而根據流行病學的統計，髌腱炎的發生率極高，在優秀運動員之發生率高達 14.2% ，尤其排球運動及籃球運動發生率高達 44.6% 及 31.9% (Lian, Engebretsen, & Bahr, 2005) ；而在一般運動員發生率也高達 8.5% ，其中排球運動及手球運動發生率為 14.4% 及 13.3% (Zwerver, Bredeweg, & van den Akker-Scheek, 2011) 。患有髌腱炎的運動員，約有三分之一的選手會在六個月後，有明顯的疼痛和功能上的限制，造成選手退出專長隊或暫時停止訓練等影響 (Saithna, Gogna, Baraza, Modi, & Spencer, 2012) ，在如此高的發生率及深遠的影響上，預防髌腱炎的發生，為強調下肢跳躍能力之運動項目訓練首要克服的難題。

髌腱炎的成因至今仍然不明確，大多認為由於股四頭肌

重複且強烈的收縮，使發生在髌腱上的負荷增加，造成髌腱的微創，而許多研究均不約而同的指出髌腱在膝關節 60°時，所受的負荷呈現最大值 (Almekinders, Vellema, & Weinhold, 2002; Dillon, Erasmus, Muller, Scheffer, & de Villiers, 2008; Lavagnino, Arnoczky, Elvin, & Dodds, 2008)；因此膝關節在屈曲 60°時，被認為是一個導致髌腱炎發生的危險因子，但我們卻無法直接的限制運動過程中，膝關節屈曲 60°的發生，在無法避免髌腱炎危險因子發生的情況下，選擇護具的使用儼然成為一個可行性較高的方案。

在各種運動項目中，肌肉的收縮模式不只以等長、向心或離心收縮來做分類，也會因為不同種類的運動項目，而有不同特定的收縮模式，因此在根據肌肉伸張-收縮循環 (Stretch-shortening cycle) (Komi, & Bosco, 1978)，將跳躍動作分為三種模式：(1) 蹲踞跳 (Squat jump)：股四頭肌單一的作向心收縮而達到動作，無伸張-收縮循環動作的產生，如高臺跳雪起跳。(2) 下蹲跳 (Counter movement jump)：具有長伸張-收縮循環動作，在跳躍時伴隨預蹲的動作，如排球攔網。(3) 著地反彈跳 (Drop jump)：短伸張-收縮循環動作，由一高度跳下後立即向上再次跳躍，伸張-收縮循環時間較短，如跳高、跳遠 (Komi, Gollhofer, schmidtbleicher, & Frick, 1987)。而 Houk, Johnson, Wakeley, & Watt (1996) 提出，由於在伸張-收縮循環的運動中，肌肉會歷經離心收縮，

經過彈性位能 (Elastic energy) 及反射伸張 (Stretch reflex)，而後立即作向心收縮的工作，其中在歷經彈性位能，肌腱在肌肉作離心收縮時，由於必須儲存其彈性位能，待向心收縮時釋放，因此肌腱必定承受較大的張力，容易造成肌腱傷害的發生。

髌腱加壓帶為針對髌腱炎所設計的專屬護具，在 Lavagnino 等人 (2008) 的研究中，顯示了在膝關節屈曲過程中，作用在髌腱上的應變，會隨髌骨-髌腱角度的增加而減少；Lavagnino, Arnoczky, Dodds, and Elvin (2011) 的實驗中，使健康者穿著不同兩種髌腱加壓帶，並觀察使用前後，髌腱及作用於髌腱上應變的變化，發現這兩種加壓帶均可藉由增加髌骨-髌腱角度以及減少髌腱長度，進而達到減少作用於髌變上的應變，此種結果呼應了上述的研究發現髌腱-髌骨角度的增加，可減少作用於髌腱上的應變。

使用髌腱加壓帶，確實能減少健康人在運動過程中，髌腱所受到的負荷，但仍然無法確定使用髌腱加壓帶後，是否會影響股四頭肌肌力與跳躍生物力學，這是值得探討的一部份。

第二節 研究動機

髕腱炎是一種高發生率的運動項目，尤其在排球優秀運動員，發生率高達 14.2% (Lian et al., 2005)，且髕腱炎的發生機轉，至今仍然未有一個明確的答案，而導致治療及預防的對策，無法明確的針對其“成因”著手；再加上目前學者所發現針對髕腱炎的危險因子，大多均無法避免，如 Lian, Refsnes, Engebretsen, and Bahr (2003) 及 Lian 等人 (2005) 等學者，比較健康運動員及髕腱炎之運動員，發現患有髕腱炎的運動員，有身高較高以及體重較重的趨勢；這些危險因子為個體上的差異，是無法為了預防髕腱炎的發生，而隨意改變的因子；另外更有許多文獻指出，髕腱炎的高風險角度為膝關節屈曲 60° (Almekinders et al., 2002; Dillon et al., 2008; Lavagnino et al., 2008)，在運動過程中，要避免膝關節屈曲 60° 是不可能的，這些無法避免的危險因素，再加上髕腱炎成因的不確定，使預防髕腱炎的發生更加棘手，因此護具的應用，成為治療髕腱炎最有效的手段，而許多研究也紛紛指出髕腱加壓帶可減少作用於髕腱上的負荷，進而減少髕腱炎的症狀，Lavagnin 等人 (2011) 在研究中，也證實了使用髕腱加壓帶可藉由改變髕骨-髕腱角度以及髕腱的長度，減少股四頭肌收縮過程中，作用在髕腱上的應變。雖然實驗中證實可減少髕腱上的應變，但卻少有研究顯示，使用髕腱

加壓帶，是否會因為改變了髌腱的狀態，減少了股四頭肌的肌力、肌肉活化程度及跳躍能力。因此有必要探討使用髌腱加壓帶後，股四頭肌肌力、肌肉活化程度，以及跳躍生物力學的改變；若使用髌腱加壓帶會因髌腱的改變，而導致運動表現的降低，則有必要在使用前更加謹慎的考慮，視情況而使用，或是在使用髌腱加壓帶後，搭配其他運動處方，加強其股四頭肌肌力及跳躍能力。

本篇研究在探討使用髌腱加壓帶對於股四頭肌的肌力、肌肉活化程度以及跳躍生物力學的影響。希望透過肌電訊號、等速肌力測量儀及測力板，了解健康人使用髌腱加壓帶後的變化，是否會影響其運動表現。

第三節 研究目的

許多研究都指出，髌腱加壓帶的使用可有效降低作用於髌腱上的負荷，但至今仍然沒有文獻針對使用髌腱加壓帶後，對股四頭肌的肌力、肌肉活化程度及跳躍生物力學的影響。本研究的目的為觀察健康人其慣用腳，使用髌腱加壓帶的影響，分為三個部份探討：

一、肌力方面

比較使用加壓帶前後，股四頭肌在不同角速度之向心和離心收縮肌力的差異。

二、肌肉活化程度方面

比較使用加壓帶前後，股四頭肌在不同角速度之向心和離心收縮肌肉活化程度的差異。

三、跳躍生物力學

(一) 垂直地面反作用力

比較使用加壓帶前後，在蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳，起跳與著地時之垂直地面反作用力的差異。

(二) 負荷率

比較使用加壓帶前後，在蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳，起跳與著地時之負荷率的差異。

(三) 空中滯留時間

比較使用加壓帶前後，在蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳，其空中滯留時間（起跳-著陸之間的時間）的差異。

第貳章 文獻回顧

第一節 髌腱炎的簡介

髌腱炎為膝關節常見的傷害，Taunton, Clement, Smart, and McNicol (1987) 發現在膝關節傷害中，髌腱炎的比率高達 20%，為所有膝關節之中發生率最高的傷害，而髌腱炎首次由 Blazina 等人 (1973) 提出，又稱為跳躍膝，好發於強調跳躍能力的運動項目，例如排球、籃球及手球等。而髌腱炎的症狀特徵為：（一）在髌骨下緣以及髌腱的近端處會有局部的壓痛 (Bodne et al., 1988; Cook et al., 1999)。（二）超音波或磁振造影 (Magnetic resonance imaging) 的檢查中，髌腱近端處會出現退化性的改變 (Hamilton & Purdam, 2004)。

多數學者認為髌腱炎是一種慢性的傷害 (Almekinders et al., 2002; Dillon et al., 2008; Schmid et al., 2002)，會導致膝關節功能的降低，而影響運動員的運動表現，甚至結束運動員的運動生涯。而髌腱炎發病後，有三分之一的運動員，在六個月後會有明顯的疼痛以及功能上的限制 (Saithna et al., 2012)。根據臨床症狀的程度，髌腱炎可分為以下五個等級 (Blazina et al., 1973; Lian et al., 2003)：

第 I 級：在運動之後髌骨下緣產生疼痛。

第 II 級：剛開始運動時出現疼痛，但充分暖身之後疼痛消失，當運動結束後，疼痛又會再次出現。

第 IIIa 級：在運動中與運動結束後都出現疼痛，但選手還是能夠完成相同強度的運動訓練。

第 IIIb 級：在運動中與運動結束後都出現疼痛，且選手無法參與或完成相同強度之運動。

第 IV 級：肌腱完全斷裂。

髕腱炎的症狀不容易量化，因此 Visentini 等人 (1998) 設計了維多利亞體育學院評估量表 (Victorian institute of sport assessment)，其問卷總分為 100 分，0 分表示其症狀最為劇烈，而 100 分則表示無症狀及疼痛的發生，而問卷分為三個部份：(i) 症狀嚴重程度 (Symptoms)，(ii) 簡單的功能性測試 (Simple tests of function)，(iii) 運動能力 (Ability to play sport)。Lohrer and Nauck (2011) 對德語版之維多利亞體育學院評估量表，進行對於髕腱炎患者的再測信度評估 (Test-retest reliability) 發現組內相關係數 (Intraclass correlation coefficient) 為 0.878，健康組的再測信度之組內相關係數為 0.872；Frohm, Saartok, Edman, and Renstroem (2004) 對瑞典語之維多利亞體育學院評估量表，進行對於髕腱炎患者的再測信度評估，發現組內相關係數為 0.97，而健康組平均分數為 83 分，髕腱炎組平均分數為 47 分。顯示維多利亞體育學院評估量表，具有很好的再測信度，

也是評估胰臟炎之嚴重程度的重要指標。

第二節 髕腱炎的發生率

根據 Kannus, Aho, Jarvinen, and Niittymaki (1987) 分析芬蘭 Tampere 大學的運動傷害門診，其門診主來自於足球及長跑項目，發現門診有三分之一的傷害是來自於膝關節，而髕腱炎就占了膝關節傷害中的 20%，而其次是奧斯古氏症 (Osgood-Schlatter disease)，占膝關節傷害的 10%，由此可知，髕腱炎為膝關節較常發生的運動傷害之一。

一、優秀運動員之髕腱炎發生率

Lian 等人 (2005) 調查 613 位挪威的優秀運動員，運動專長包含排球、籃球、手球、足球、田徑、自行車及定向越野 (Orienteering)，調查其年齡、身高體重以及訓練項目等相關資料，以 8 位運動醫學專家進行髕腱炎的檢測，並要求研究參與者填寫維多利亞體育學院評估量表，統計後發現髕腱炎的發生率為 14.2%，症狀持續平均 32 個月，維多利亞體育學院評估量表平均分數為 64 分。其中排球運動員發生率最高 (44.6%)，其次為籃球 (31.9%)，但在自行車及定向越野的運動項目中，並沒有髕腱炎的發生。

二、一般運動員之髕腱炎發生率

Witvrouw, Bellemans, Lysens, Danneels, and Cambier (2001) 觀察 138 位學生 (99 位男性及 39 位女性，平均年齡為 18.8 歲)，進行為期兩年的體育課程介入之回顧性的研究，發現體育課程介入後，髕腱炎的發生率為 13.8%。

Zwerver 等人 (2011) 調查 891 位荷蘭一般運動員，運動專長包含排球、籃球、手球、足球、合球、曲棍球及田徑，調查其年齡、身高體重、訓練項目之相關資料以及病史，並填寫維多利亞體育學院評估量表，統計後發現髕腱炎的發生率為 8.5%，其中排球運動員發生率為最高 (14.4%)，其次為手球 (13.3%) 與籃球 (11.8%)，而足球的發生率最低，只有 2.5%；在性別方面，女性發生率 (10.2%) 較男性 (6.4%) 高，平均症狀持續時間為 18.9 月，維多利亞體育學院評估量表平均分數為 71.4 分。

髕腱炎為非常普遍的一種運動傷害，也是膝關節傷害中發生率最高的傷害，尤其在優秀運動員身上，以及強調跳躍能力的運動項目，發生率明顯相較其它項目高，而在維多利亞體育學院評估量表分數方面，說明了優秀運動員有較嚴重的症狀 (優秀運動員：64 分；一般運動員：71 分) 及較長的症狀持續時間 (優秀運動員：32 個月；一般運動員：18.9 個月)。這說明了優秀運動員 (尤其強調跳躍能力的運動項目)，應該多加注意且盡早的管理此傷害的發生。

第三節 髌腱炎的機轉

髌腱炎為高發生率的運動傷害，且發生初期並不會為運動員帶來明顯的症狀及困擾，正因為如此，運動員常忽略此傷害，而不去做任何治療，反而加劇了髌腱炎的症狀。而目前有關髌腱炎機轉有許多說法，分為以下幾點作探討。

一、髌骨下緣撞擊學說

髌骨下緣撞擊學說由 Houk, Johnson, Wakeley, and Watt (1996) 所描述，認為髌腱炎的成因，是因為在膝關節運動的過程中，髌腱後束受到髌骨下緣的撞擊，而導致髌腱炎的產生，而此學說也正好可以解釋髌腱炎出現在髌腱後束的原因，如圖 2-1；但 Schmid 等人 (2002) 在實驗中發現，髌腱炎患者與健康人，在髌骨下緣的形狀並沒有明顯差異，而在膝關節運動過程中，髌骨-髌腱角度也沒有明顯的差異。

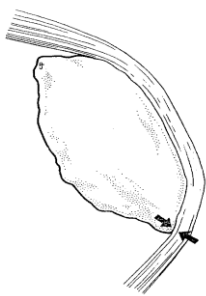


圖 2-1 膝關節屈曲的過程中，髌骨下緣撞擊髌腱後束的情形。

(Houk et al., 1996)

二、重複伸拉學說/慢性超載 (Repeated tensile-overload / Chronic overload theory)

重複伸拉/慢性超載學說，大部分學者認為髌腱炎發生的機轉，認為髌腱因為股四頭肌的重複伸拉，導致髌腱的微小撕裂，而此微創傷發展的速度，大於髌腱自身修復的速度，微創的日積月累，造成髌腱炎的發生。在 Schmid 等人 (2002) 為了證明髌腱炎的發生與髌腱下緣的關係，因此分析了 19 位髌腱炎的傷者以及 32 位健康人的差異，利用磁振造影系統 (Dynamic magnetic resonance imaging) 分析這些研究參與者的髌骨形狀、髌腱插入髌骨位置、以及膝關節屈曲 0°到 100°時 (伴隨股四頭肌收縮/股四頭肌未收縮)，觀察髌骨-髌腱的角度 (patella-patellar tendon angle) 的變化及髌骨下緣的位置，他們發現，髌腱炎患者及健康人之髌骨的形狀並沒有明顯的不同；而在膝關節屈曲的過程中，髌骨-髌腱角度及髌骨下緣位置在兩組研究參與者之間，也沒有明顯的差異；由於髌骨-髌腱的角度在兩組之間沒有顯著的差異，作者推論，導致髌腱炎發生的原因，並非為髌骨下緣撞擊髌腱所致，髌腱炎的發生與髌骨下緣形狀也沒有顯著的關係，髌腱炎發生的機轉為慢性超載。另外 Lavagnino 等人 (2008) 的實驗中，利用五個大體樣本，在膝關節 0°到 60°時施加壓力，並且使

用有限元素分析法 (Finite element model) 來分析髌腱受力的情形，發現施加同一力量在不同的角度後，髌腱近端（髌骨下緣）之局部平均應變 (Localized mean strain) 及最大主應變 (The maximum principal strain) 均在髌骨-髌腱角度 145° (約為膝關節屈曲 60°) 時呈現最大值，且隨著膝關節的屈曲，髌腱所承受的力量也會隨之增加；在有限元素分析結果顯示，髌腱受力在膝關節角度 60° 時，髌腱受力由髌腱前束延伸，而所預測之受損的部位與典型髌腱炎症狀之位置相符合，而根據有限元素分析法的結果，證實髌腱炎的成因為重複伸拉造成，且也說明了膝關節在屈曲 60° 時，髌腱受力最大。另外 Dillon 等人 (2008) 利用光纖技術 (Optic fiber technique, 光纖受到壓迫產生形變，因此改變光纖的幾何折射，感應器則會分析光的折射改變並記錄其變化)，將光纖穿越髌腱前束及後束，利用髌腱受力時所產生壓力，壓迫所穿過的光纖，分析 7 個健康研究參與者在股四頭肌離心及向心收縮及不同模式的跳躍運動時，髌腱前束後束應變情形，發現在運動過程中，後束所受的力較前束大，而其結果發現在跳躍及深蹲練習過程中，髌腱會承受非常大的拉力，因此支持了重覆伸拉超載理論。

三、應力壓迫

此學說認為，當膝關節屈曲時，髌腱前束會受到較高的

張力，因此向內壓迫髌腱後束，由於後束長期受到壓迫，因此產生髌腱炎。在 Almekinders 等人 (2002) 的實驗中，利用八個大體樣本，在髌腱的前束近端、後束近端以及髌腱外側近端，安裝應變計 (Strain gauges)，並測量膝關節 0° 到 60° 受力的情況，發現當膝關節 0° 時，髌腱前束及後束所承受的應變，前束後束平均分配，一旦膝關節開始屈曲時，髌腱後束所受的應變則逐漸下降，而前束受應變則逐漸增加，這種現象稱為應力遮蔽效應 (Stress shielding)，而當膝關節屈曲至 60° 時，髌腱前束產生一向內壓縮髌腱後束的壓力，因此能解釋為何髌腱炎總是發生在髌腱近端的後束，而 Almekinders 認為此說法比重複伸拉學說更加重要。

四、髌腱適應之過程

Hamilton and Purdam (2004) 認為髌腱炎的發生，是髌腱產生適應的一個過程：當膝關節彎曲至 60° 的過程中，髌腱前束會給髌腱後束一個壓縮的力量 (Compressive force) (如圖 2-2)，導致髌腱後束必須適應其壓力，而產生適應的區域，也正好符合髌腱炎症狀發生的區域；另一方面，髌腱後束因為必須適應其壓力，而有生理上的轉變，在轉變的過程中，也失去了承受張力的能力，導致當膝關節運動時，髌腱的前束被迫承受更大的張力，因此給予髌腱後束的壓迫也就更大，就髌腱整體而言，能負荷張力的能力也降低，產生

一個惡性的循環，產生髕腱炎；另外在組織學上也支持此一理論，承受壓力的組織主要由超高分子量蛋白聚糖（High molecular weight proteoglycans）及第二型膠原蛋白（Type II collagen）所組成；而承受張力的組織主要由低分子量的核心蛋白聚糖（Low molecular weight proteoglycans）及第一型膠原蛋白（Type I collagen）組成（Robbins & Vogel, 1994），也確實有證據顯示，組織會因受到不同形式的外力（壓力或張力），而有適應的過程產生，而這個過程是可逆的（Hamilton & Purdam, 2004）。

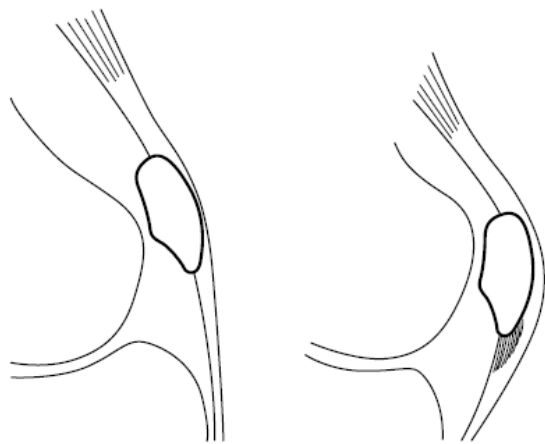


圖 2-2 膝關節彎曲的過程中，髕腱前束壓迫髕腱後束的情形（Hamilton & Purdam, 2004）

根據上述學說及文獻做出統整，髕腱適應過程之理論為

統合其它理論，並結合組織學以解釋髌腱炎的發生；而在上述各種理論下，結果均指出作用於髌腱上的負荷過大，無論是張力或是壓力，尤其在膝關節 60°的時候，將導致髌腱炎的發生，因此認為，減少作用於髌腱上的負荷，或是降低股四頭肌的強度，就可有效的預防髌腱炎的發生。

第四節 髌腱炎的影響因子

運動傷害的發生，其過程是非常複雜的；因此許多文獻在探討運動傷害機轉的發生，將因素分為內在危險因子 (Intrinsic risk factors) 及外在危險因子 (Extrinsic risk factors) 兩者來討論 (Lian et al., 2003; Maffulli, Wong, & Almekinders, 2003; Mahieu, Witvrouw, Stevens, Van Tiggelen, & Roget, 2006)；而在本章節中，著重於內在危險因子的分析上，將內在危險因子分為髌骨的形態、人體計測資料與關節活動度做探討；而相較於內在因子，針對髌腱炎之外在危險因子所探討的文獻不多，而多數文獻則在探討如何使用外在因子的介入，使髌腱炎的症狀得以改善，因此本章節以訓練、環境及護具之外在因子的介入作為主軸。

一、內在因子

(一) 髌骨形態學

Schmid 等人 (2002) 研究髌腱炎的成因與髌腱本身的關係，分析了 51 位研究參與者，其中分為兩組，髌腱炎組 (19 位) 以及健康組 (32 位)，利用動態磁共振造影系統分析研究參與者的髌骨形狀、髌腱連接髌骨位置 (Tendon insertion location)，結果發現髌腱炎患者及健康人之髌骨形狀沒有顯

著不同，但髌腱炎患者的髌腱連接髌骨位置超過半數屬於髌骨後側連接形式 (Posterior insertion)，佔了 68.4%，而健康者髌腱後方插入的比例只有 43.8%。根據此實驗可知，髌腱炎的發生，與髌骨的形狀沒有直接的關係，但在髌腱炎的比例方面，有較高比例之髌腱插入髌骨的模式屬於後方插入的趨勢。

(二) 人體計測資料

人體計測資料在經過許多學者實驗證明，與髌腱炎的發生有顯著的相關性，以身高、體重來說，身高越高，體重越重，為可能導致髌腱炎發生的因子；學者 Lian 等人 (2003) 收集 47 位挪威男性優秀排球運動員 (髌腱炎組：24 位；健康組：23 位)，分析人體計測資料和跳躍能力，比較髌腱炎組與健康組，髌腱炎組有顯著較重的體重，且具有顯著較佳的跳躍能力。而 Lian 等人 (2005) 分析 613 位挪威各專長 (運動專長包含排球、籃球、手球、足球、田徑) 之優秀運動員的人體計測資料，發現有髌腱炎的運動員之平均體重顯著較重 (84 kg V.S 77 kg)，有髌腱炎的運動員之平均身高顯著較高 (186 cm V.S 181 cm)。另外 Zwerver 等人 (2011) 也觀察 891 位荷蘭一般運動員，其中男性為 502 位 (其中有 51 位患有髌腱炎)，女性為 389 位 (其中有 25 位患有髌腱炎)，運動專長包含排球、籃球、手球、足球及田徑，統計發現，

髕腱炎組的年齡較低 (22.8 歲 V.S 24.1 歲) ，但身高較高 (185cm V.S 181cm) ，且體重也較重 (77.4kg V.S 73.6kg) 。

在腰臀比及身體質量指數 (Body mass index ; BMI) 的部分，越大的腰臀比及身體質量指數也是發展髕腱炎的因子之一；學者 Gaida, Cook, Bass, Austen, and Kiss (2004) ，分析 32 位優秀女子籃球運動員，其中有 8 位髕腱炎者及 24 位無症狀者，經過人體計測資料統計後，結果顯示，相較於健康之運動員 (0.74) ，髕腱炎組有顯著較高的腰臀比 (0.76) 。而 Malliaras, Cook, and Kent (2007) 的實驗也測量 113 位職業排球選手之人體計測資料，其中男性為 73 位 (健康組：24 位；單側髕腱炎組：21 位；雙側髕腱炎組：28 位) ，女性為 40 位 (健康組：19 位；髕腱炎組：16 位；雙側髕腱炎組：5 位) ，實驗結果發現，相較於沒有髕腱炎運動員之身體質量指數 (男性為：22.6；女性為：22.3) ，有髕腱炎男性運動員 (單側髕腱炎之 BMI：男性為 24.8，女性為 23.0；雙側髕腱炎之 BMI：男性為 25.7，女性為 25.5) 有顯著較高的身體質量指數；另外，相較於沒有髕腱炎運動員之腰臀比 (男性為 0.80；女性為 0.74) ，有髕腱炎男性運動員亦有較高的腰臀比 (單側髕腱炎：0.82；雙側髕腱炎 0.85) ，且男性腰圍若大於 83 cm，也會有較高的髕腱炎發生風險。

根據上述之文獻，發現擁有較高的體重、身高、腰臀比及身體質量指數者，相對給予髕腱較高的負荷，因此導致髕

腱炎的發生機率較高。

(三) 關節活動度/肌肉柔軟度

膝關節及踝關節的活動度也是髌腱炎的影響因子，相較於健康人，髌腱炎患者在研究中發現，均有較低的關節活動度。在 Witvrouw 等人 (2001) 的實驗中，體育課程介入 138 位學生 (男性：99 位，女性：39 位；平均年齡為 18.8 歲) 長達兩年的時間，分析髌腱炎的發生和下肢關節活動度的關係，結果發現出現髌腱炎的學生 (17 位)，其股四頭肌柔軟度—膝關節屈曲角度 (髌腱炎組： 86° VS 健康組： 132.6°) 及腿後肌柔軟度—髌關節屈曲角度 (髌腱炎組： 83.7° VS 健康組： 100.8°) 較沒有髌腱炎的學生差。另外在 Backman and Danielson (2011) 的研究中，針對 75 位瑞典優秀的中學籃球運動員 (14~20 歲)，其中男性為 38 位，女性為 37 位，測量站姿弓箭步 (Lunge) 時的踝關節背屈 (Dorsiflexion) 角度，並在一年後再次調查，評估髌腱炎的發生與否，將研究參與者分為髌腱炎組 (12 位) 及無症狀組 (63 位)，發現在慣用腳，髌腱炎組的背屈角度為 34.3° ，無症狀組為 39.1° ，而在非慣用腳，髌腱炎組的背屈角度為 35.3° ，無症狀組為 40.4° 。髌腱炎組有較小的踝關節背屈角度，在統計分析後發現踝關節背屈角度若低於 36.5° ，在一年內髌腱炎的發生率為 18.5%-29.4%，而踝關節背屈角度大於 36.5° 者，在一年內髌

腱炎的發生率則為 1.8%~2.1%，由此可知，較小的踝關節背屈角度易有較高的髕腱炎發生率。Mann, Edwards, Drinkwater, and Bird (2012) 觀察 22 位年輕優秀籃球運動員，髕腱炎者的股四頭肌柔軟度較差。

根據上述文獻，發現股四頭肌及腿後肌柔軟度差，為髕腱炎的危險因子；值得注意的是，踝關節背屈的角度若過小，則也有髕腱炎發展的機會。

二、外在因子

肌力訓練之外在因子的介入，可使髕腱炎的症狀減輕，許多研究探討，針對髕腱炎患者，其股四頭肌之向心及離心收縮的訓練，可幫助降低髕腱炎的症狀，在 Cannell, Taunton, Clement, Smith, and Khan (2001) 的實驗中，分析 19 位髕腱炎患者分為股四頭肌向心及離心收縮之肌力訓練模式，每次進行 3 組，每組 20 次下蹲，一禮拜訓練 5 次並持續訓練 12 週。結果顯示，訓練介入後，根據視覺疼痛量表，兩組均有顯著下降（向心訓練 36%；離心訓練：57%），表示無論是股四頭肌向心訓練或離心訓練，均能有效減輕髕腱炎的疼痛，而離心訓練對於疼痛改善程度較佳。

在訓練環境方面，許多研究證實，在股四頭肌訓練時，一斜板 (Decline board) 的介入使腳踝蹠屈 25°，可更有效的減少髕腱炎的症狀，目前推測此效果的產生，是由於斜板的

介入使得踝關節處於蹠屈位置，因此在下蹲時，腓腸肌張力減少，股四頭肌收縮較不會受到膝關節後側腓腸肌過高的張力的影響，因而達到更有效的肌力訓練。Purdam 等人 (2004) 將 17 位髕腱炎患者分為股四頭肌離心組，以及利用斜板組，使踝關節擺位於蹠屈 25° 的位置，進行離心訓練，每天訓練 2 次，每次 3 組，每組反覆 15 次，持續 12 周，結果發現在斜板組，視覺疼痛量表分數明顯降低；Young, Cook, Purdam, Kiss, and Alfredson (2005) 也將 17 位優秀排球運動員之髕腱炎患者，分為股四頭肌離心訓練及股四頭肌離心訓練外加斜板介入之兩組，進行每天 2 次訓練，每次 3 組，一組為下蹲 15 次，持續 12 週，且兩組均承受 5 kg 重的背包負荷，結果發現，兩組均能改善髕腱炎的症狀，維多利亞體育學院評估量表分數皆顯著提高，疼痛量表指數都顯著減低，而斜板的介入，對於髕腱炎症狀改善的幅度較大；Jonsson and Alfredson (2005) 調查 19 位髕腱炎患者，分為離心訓練組及向心訓練組，兩組均有傾斜 25° 斜板的介入，訓練方式為每天訓練 2 次，每次 3 組，每組 15 次的下蹲，持續 12 週，結果發現離心訓練組，對於減緩髕腱炎症狀有明顯的效果，視覺疼痛量表由 73 分減少至 23 分，維多利亞體育學院評估量表由 41 分增加至 83 分，且 90% 研究參與者對於離心訓練運動計畫感到滿意，然而，向心訓練組則沒有顯著改變髕腱炎症狀。

在護具因子介入的研究均證明，針對髌腱炎所設計的護具-髌腱加壓帶，可藉由外在因素的介入，影響內在的表現。許彥太與游峻宇（2001）分析 10 名國小六年級之男童，利用高速攝影機及測力板，以逆動力學分析穿戴髌腱加壓帶前後，膝關節受力的變化，發現穿戴髌腱加壓帶可顯著的降低小腿處剪力值，進而減少髌腱的負荷。另外 Lavagnino 等人（2011）也分析 20 位健康者穿戴髌腱加壓帶後，利用 X 光及有限元素分析法發現，穿戴加壓帶後，可有效的增加髌骨-髌腱角度及減少髌腱的長度，藉由這個改變進而顯著的降低了作用於髌腱近端處的應變。另外，在 Gulling, Lephart, Stone, Irrgang, and Pincivero（1996）分析了 26 位健康人，利用等速肌力測量儀及肌電訊號，收集研究參與者穿著膝護具後，其股內側肌及股外側肌之肌電訊號與肌力的變化，發現股內側肌及股外側肌，使用護具後肌肉活化程度都相對減少，而肌力方面則是沒有顯著的差異。

髌腱炎的內在因子，在髌骨形態學方面，發現髌腱炎患者多屬於髌骨後側連接形式，而在人體計測資料方面，較高的體重、身高、身體質量指數及腰臀比有較高的髌腱炎發生機率。而外在因子的介入，如股四頭肌的離心訓練，以及訓練時斜板及髌腱加壓帶的使用，皆能有效的減輕髌腱炎的症狀。

第五節 本章結語

髌腱炎是一種常見的運動傷害，好發於排球、籃球、手球等需要大量跳躍動作的運動項目，其發生率也很高，大約每十個運動員，就有至少一位有髌腱炎，另外，優秀運動員的發生率也較一般運動員高；根據上述文獻，髌腱炎的內在危險因子包括：體重較重、身高較高、下肢柔軟度較差者以及髌骨後側連接髌腱形態；另外，目前文獻皆指出，利用外在因子的介入，能有效減輕髌腱炎的症狀，如訓練（股四頭肌的向心、離心訓練）、環境（斜板的介入）以及髌腱加壓帶的使用。

膝護具的應用行之有年，許多文獻均指出，護具可有效降低前膝痛的症狀，更有文獻指出，針對預防髌腱炎所設計的髌腱加壓帶，可藉由改變髌腱的長度及髌骨-髌腱角度，達到降低髌腱所承受的負荷，以預防或減輕髌腱炎的症狀。造成髌腱炎發生的原因，至今沒有一個完整的解釋，但大多的說法均指向強而有力的股四頭肌重複收縮，使髌腱長期承受高張力負荷，尤其在膝關節屈曲 60° 時。因此認為預防髌腱炎的方式就是利用護具的穿戴，降低作用於髌腱上的張力負荷。

本研究根據以上相關研究文獻的探討，了解髌腱炎的機

轉、好發的族群、危險因子以及目前針對髌腱炎的對策，發現使用髌腱加壓帶，理論上可有效預防及減輕髌腱炎，但由於目前髌腱加壓帶之相關文獻仍然不多，無法確定使用髌腱加壓帶後，是否會因為減少了作用於髌腱上的負荷，而減少了下肢的運動功能，進而導致其他的傷害發生，或是降低運動員的運動表現，因此有必要深入探討，使用髌腱加壓帶對於股四頭肌肌力，肌肉活化程度以及跳躍生物力學的影響。

第叁章 研究方法與步驟

第一節 研究對象

一、招募人數

本研究招募 14 位年齡 20 歲以上的一般健康參與者，所有研究參與者事先皆會熟悉所有實驗流程、簽署研究參與者同意書，本研究經過研究倫理審查委員會之審查通過。

二、研究參與者之納入與排除條件

(一) 納入條件

1. 年齡已滿 20 歲
2. 過去沒有軀幹和下肢手術病史
3. 沒有下肢重大神經肌肉骨骼之疾病或傷害
4. 目前有休閒運動的習慣，每周至少一次

(二) 排除條件

1. 年齡未滿 20 歲
2. 過去有軀幹和下肢手術病史
3. 下肢曾有重大神經肌肉骨骼之疾病或傷患者

第二節 實驗時間及地點

一、實驗時間

實驗時間：103年7月11日至8月5日，共26天。

二、實驗地點

此實驗皆於國立臺灣體育運動大學之生物力學實驗室，進行資料的收集。

第三節 實驗儀器與設備

本研究的目的是為觀察健康人其慣用腳使用及未使用髁腱加壓帶的差異，利用等速肌力測量儀觀察使用髁腱加壓帶前後，肌肉向心及離心收縮之肌力的差異，同時藉由肌電訊號收集系統及電子關節量角器，收集肌肉收縮時肌肉活化程度的變化，以及利用測力板分析蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳之起跳時與著地時的地面反作用力、負荷率以及空中滯留時間的改變。

一、三維測力板系統 (Force plate)

Kistler 三維測力板 (Type 9260AA, Kistler, inc. Winterhur, Switzerland) (圖 3-1)，採樣頻率 1000Hz，測量研究參與者，起跳時及著陸後的地面反作用力，以及分析研究參與者起跳與著地之間空中滯留之時間變化。



圖 3-1 Kistler 三維測力板

二、表面肌電訊號 (Surface electromyography system)

BIOPAC MP150 肌電訊號收集系統 (Biopac system, Inc, CA, USA) (圖 3-2)，採樣頻率 1000Hz，透過電極片收集股四頭肌做等長收縮、向心及離心收縮中肌電訊號的變化，並透過網路介面卡將資料儲存於電腦中。



圖 3-2 Bipac MP150 肌電訊號收集系統

三、電子關節量角器

S700 Joint angle shape sensor 電子關節量角器 (Measurand, Inc. Hanwell Road, Canada) (圖 3-3)，並利用 BIOPAC MP150 肌電訊號收集系統做資料的同步收集，採樣頻率 1000Hz，記錄實驗過程中膝關節角度的變化，並且將數據資料透過網路介面卡儲存於電腦中。



圖 3-3 電子關節量角器

四、等速肌力測量儀 (Biodex S4 Pro)

等速肌力測量儀 (Biodex Medical System, Inc. 20 Ramsay Road, New York) (圖 3-4) 測量使用髌腱加壓帶前後，股四頭肌向心及離心收縮之肌力的差異。



圖 3-4 等速肌力測量儀

五、髕腱加壓帶 (Infrapatellar Strap)

髕腱加壓帶 (OH-751,I-Ming.Sanitary Materials Co., Ltd,Taiwan) (圖 3-5) , 作為實驗介入的使用。



圖 3-5 髕腱加壓帶

六、鞋子

實驗時會替研究參與者準備相同款式的鞋子以減少實驗的變數，在實驗正式開始前會依研究參與者足部的大小挑選適合尺寸的鞋子。

七、跳箱

一木製跳箱長寬高為 60x60x30 公分，做為著地反彈跳之使用跳臺，放置於力板右側，如圖 3-6。

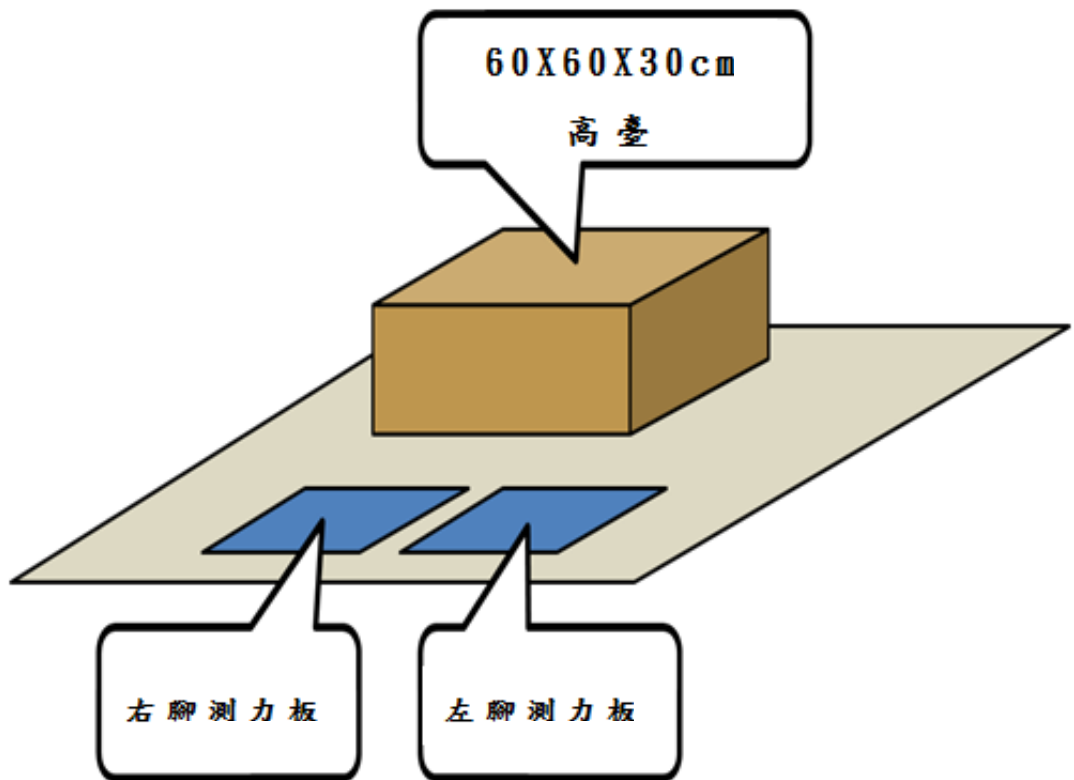


圖 3-6 木箱置於力板右側

八、皮尺

用以測量下肢長度（以公分計算），如圖 3-7。



圖 3-7 皮尺

九、身高體重計

建中牌槓桿式身高體重計，用以測量研究參與者之身高體重，如圖 3-8。



圖 3-8 身高體重計

十、處理及分析軟體

Acqknowledge 3.91 (Acqknowledge software guide, BIOPAC Systems, Inc.) 訊號處理軟體，同步記錄 EMG 系統之肌電活動訊號、電子關節量角器之資訊，並以 txt 文字檔另存輸出。

MatLab 6.5 工具軟體 (The MathWorks, Inc.USA) 將 txt 檔匯入後進行計算。

第四節 研究設計

本實驗為觀察健康人其慣用腳使用髁腱加壓帶前、後對股四頭肌肌力、肌肉活化程度、跳躍生物力學的影響。實驗分兩天進行（兩天中間至少相隔一天）每次實驗大約 1.5 小時，實驗全程（第一次實驗 + 第二次實驗）大約為三小時。而隨機選擇一天使用髁腱加壓帶，評估股四頭肌肌力、肌肉活化程度及跳躍生物力學的變化。

一、實驗流程及步驟

（一）研究參與者資料填寫

說明實驗目的及流程，並填寫研究參與者基本資料及研究參與者同意書，並抽籤決定髁腱加壓帶使用的順序。

（二）場地設置

正式實驗前，先將儀器及場地架設完成，且完成儀器的設定及校正。並讓研究參與者了解儀器及實驗過程。依照研究參與者足部的大小選定適合尺寸且穿著舒適的鞋子。

（三）暖身

研究參與者自行伸展下肢肌肉，每個伸展動作維持 15 秒，伸展的肌群包括臀大肌、股四頭肌、腿後肌以及小腿三

頭肌。

(四) 黏貼電極片及安裝電子關節量角器與髕腱加壓帶

黏貼電極片之前，必須先除去體毛，並使用酒精擦拭清潔皮膚及電極片，以減少皮膚表面電阻，肌電訊號收集系統之表面電極片放置於股四頭肌共三條肌肉（表 3-1）之肌腹上，並沿著肌肉長軸擺放，而參考電極貼片則放置於非測試腳的腳踝外髌。

電子關節量角器以膝關節外側腓骨頭沿腓骨長軸延伸，以及股骨外髌沿股骨長軸延伸，為安裝基準點。並在實驗前完成校正，並調整位置避免影響膝關節的活動，確保儀器能正常運作。

髕腱加壓帶的使用，隨機選擇一天；髕腱加壓帶的穿戴，由同一位研究人員幫助研究參與者做調整，調整為舒適、不影響完整的膝關節活動及循環功能。

表 3-1 下肢肌肉 EMG 電極黏貼處

電極片編號	肌肉名稱	代號
1	股內側肌 (Vastus medialis muscle)	VM
2	股直肌 (Rectus femoris muscle)	RF
3	股外側肌 (Vastus lateralis muscle)	VL

(五) 事前準備

1. 在實驗開始之前再次與研究參與者確認身分及實驗流程，且要求研究參與者務必盡自己最大能力配合實驗。
2. 電極貼片及電子關節量角器的設置，確認其在實驗過程中不會影響膝關節的活動。
3. 在安裝髌腱加壓帶後，檢查參與者足部循環之血流情形正常，以確保髌腱加壓帶的正確使用。（如不須穿戴，此步驟則省略）

(六) 練習

使研究參與者在每個測試中，在不盡全力的情況下練習兩次。

(七) 資料收集

資料收集共分為二個部份，第一部分為股四頭肌肌力之資料收集，同步收集股四頭肌肌肉活化程度之參數及膝關節角度變化，第二部分為下肢跳躍生物力學參數之收集。整個實驗的過程中，皆採用 BIOPAC MP150 及 AcqKnowledge3.9.1 版軟體，將肌電訊號系統以及電子關節量角器之資料透過網路介面卡同步記錄資料並儲存於電腦中，其正式實驗步驟如

下：

1. 股四頭肌肌力及肌肉活化程度之資料收集

首先，研究參與者坐在等速肌力測量儀上，進行股四頭肌肌力的測量，並在測試開始前，調整儀器位置，等速肌力測量儀之旋轉軸，對準測試膝關節之股骨外髁，確認研究參與者之姿勢正確且舒適之後，綁上安全帶及固定帶，安全帶固定雙肩、腹部及非測試腳之大腿，而固定帶固定測試腳之大腿及小腿遠端 1/3 處。

肌力測試開始會先定義膝關節伸直 0° 及膝關節屈曲 90° 之位置，接著設定研究參與者膝關節活動度，最後設定股四頭肌向心收縮之起始位置為膝關節屈曲 90° ，股四頭肌離心收縮之起始位置為膝關節 0° ，以及測試時之角速度，而股四頭肌之等長收縮設定為膝關節屈曲 60° 。共三收縮模式：

(1) 股四頭肌之等長收縮，持續 5 秒

在膝關節屈曲 60° 下重複收集等長收縮三次，間隔休息 60 秒，藉由肌電訊號系統收集股四頭肌共 3 條肌肉之最大等長自主收縮 (Maximum voluntary isometric contraction; MVC) 之肌電訊號，作為後續肌電訊號處理之正規化，其採樣頻率為 1000Hz。

(2) 向心收縮

重複三次，不同角速度之間，休息 60 秒

A.角速度 $30^{\circ}/s$

B.角速度 $60^{\circ}/s$

C.角速度 $90^{\circ}/s$

D.角速度 $120^{\circ}/s$

E.角速度 $180^{\circ}/s$

(3) 離心收縮角速度 $30^{\circ}/s$

開始資料收集過程中會要求研究參與者盡最大能力，且雙手緊握扶手，並同步收集肌電訊號及關節角度之參數。

完成肌力資料收集後，使研究參與者休息五分鐘，檢查實驗資料數據是否有異常，檢查無誤後存檔，並檢查身上電極貼片及電子關節量角器是否鬆脫，待確定後，開始收集跳躍之生物力學參數。

2.跳躍生物力學參數之資料收集

跳躍能力之生物力學參數由測力板進行收集，參考 Bisseling, Hof, Bredeweg, Zwerver, and Mulder (2007) 和 Lian 等人 (2003) 之跳躍能力測試，其測試期間，皆使研

究參與者置於一腳一力板、且雙腳同時起跳的情況下，每種跳躍模式測驗三次，每次跳躍中間休息時間為一分鐘，共有三種跳躍模式，且這三種測試方式之順序為隨機分配，並要求研究參與者盡最大能力。

(1) 蹲踞跳：

雙手插腰，以膝關節屈曲 90° 為起始位置，開始測驗時，膝關節不再繼續下蹲之動作，並盡全力往上跳躍，著地後，受測腳需站在單一測力板上，如圖 3-9。

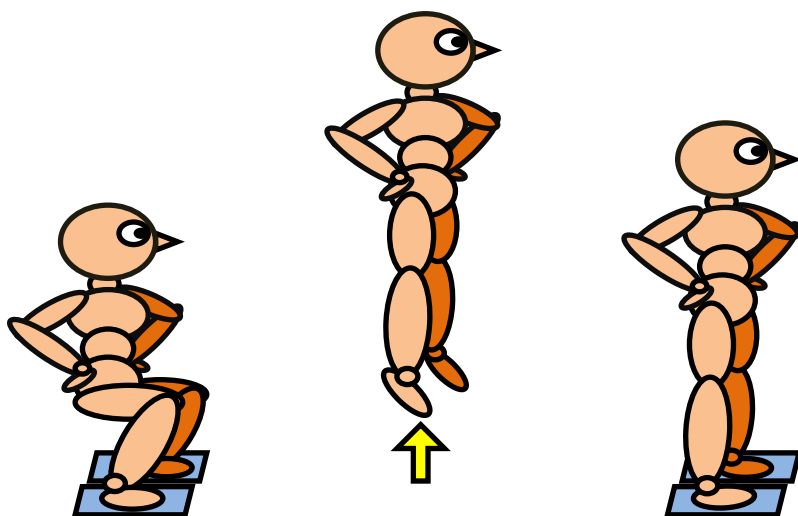


圖 3-9 蹲踞跳

(2) 下蹲跳：

雙手插腰，以膝關節 0° 為起始位置，開始測試時，

下蹲至膝關節大約 90° 後並盡全力往上跳躍，著地後，受測腳需站在單一測力板上，如圖 3-10。

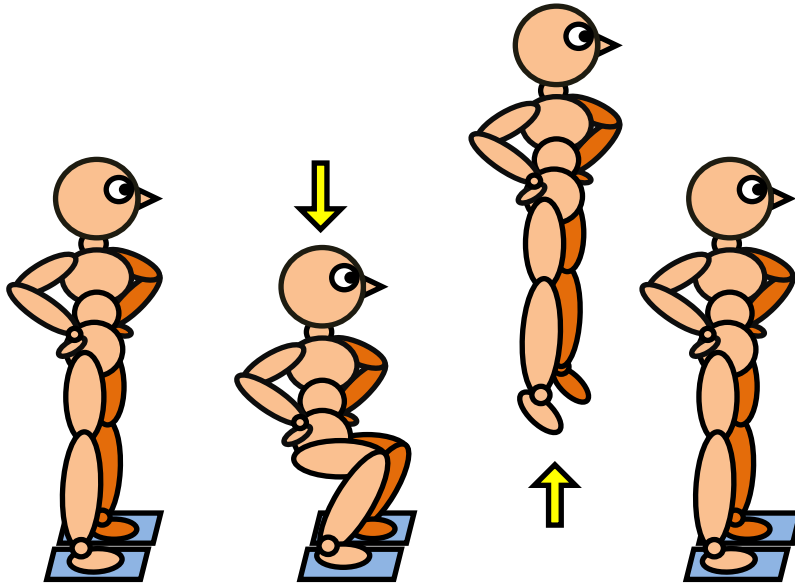


圖 3-10 下蹲跳

(3) 著地反彈跳：

研究參與者站在高 30 公分的箱子上，實驗一開始便從箱子上跳下，並立即做下蹲跳，最後受測腳著陸於單一測力板上，如圖 3-11。

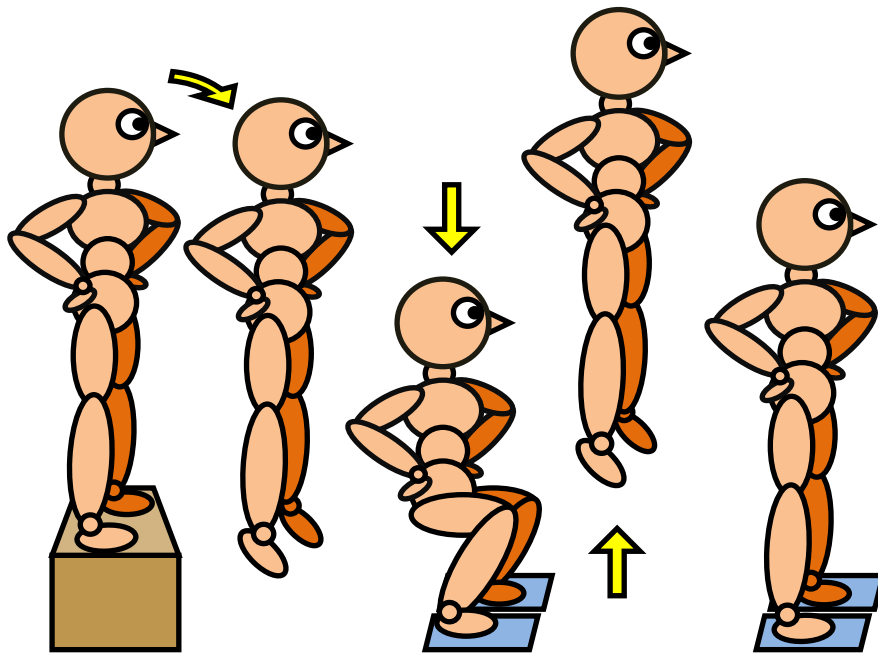


圖 3-11 著地反彈跳

(八) 檢查實驗資料數據是否有異常，檢查無誤後存檔

二、研究設計流程圖

研究設計流程如圖 3-12。

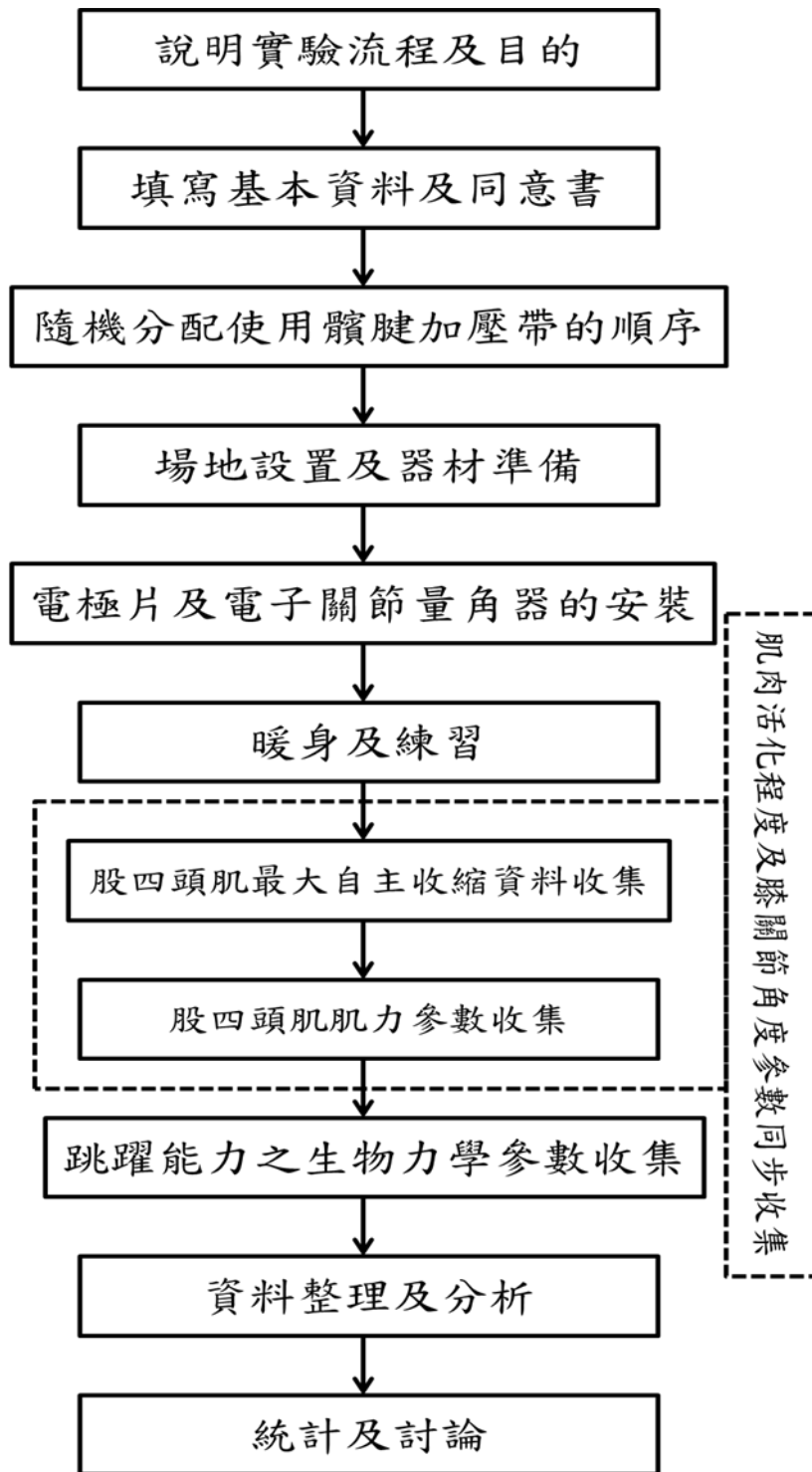


圖 3-12 研究設計流程圖

第五節 資料分析

本研究主要在探討穿戴髁腱加壓帶對健康人之下肢肌力及跳躍生物力學的影響，分析股四頭肌肌力的變化，股四頭肌肌肉活化程度的改變，以及對於不同跳躍模式下，跳躍生物力學的影響。資料分析分為等速肌力分析、測力板訊號處理及肌電訊號三個部份。

一、等速肌力訊號分析

測驗收縮模式共有兩種，股四頭肌各不同之角速度之向心及離心收縮。在各種不同收縮模式之下，分別取最大值為分析對象，比較使用加壓帶前、後的差異。

二、測力板資料分析

測力板資料分為三個部份做探討。

(一) 垂直地面反作用力

觀察蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳，起跳時及著陸時的垂直地面反作用力之最大峰值的變化，並以每位參與者的體重做正規化 (% Body weight, % BW)。

(二) 負荷率

觀察蹲踞跳、下蹲跳及著地反彈跳，起跳時及著陸時負荷率的變化。

(三) 空中滯留時間

觀察使用加壓帶前後，下蹲跳、蹲踞跳及著地反彈跳之空中滯留時間的變化，並定義空中滯留時間越長，則跳躍能力越佳。

三、肌電訊號資料分析

每條肌肉之肌電訊號經過濾波後，取絕對值翻正後，訊號做均方根之處理，利用每條肌肉之最大自主等長收縮作正規化，取得各肌肉之肌肉活化程度（%MVC）；比較使用髁腱加壓帶前後之股四頭肌在不同角速度向心與離心收縮過程中，肌肉活化程度的大小。

第六節 統計分析

本研究以 SPSS V12.0 統計軟體為統計工具，以成對樣本 T 檢定 (Paired t test) 比較研究參與者慣用腳使用髕腱加壓帶前後之肌力、肌肉活化程度以及起跳、著地時垂直地面反作用力、負荷率及空中滯留時間之數據的變化，顯著水準 (Significant level) 設定在 $p < 0.05$ 。

第肆章 結果

第一節 研究參與者基本資料

本實驗共有 14 名實驗研究參與者(12 男，2 女)，其中 13 位研究參與者慣用腳為右腳，只有 1 位慣用腳為左腳；而研究參與者平均年齡為 22.1 歲，身高平均 173.4 公分，體重平均 72.4 公斤。

表 4-1 研究參與者基本資料 (平均值±標準差)

參數	研究參與者 (N=14)
身高 (公分)	173.4±7.6
體重 (公斤)	72.4±14.5
年齡 (歲)	22.1±1.4

第二節 股四頭肌肌力的比較

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，股四頭肌在不同收縮模式下的肌力如圖 4-1，在角速度 $30^{\circ}/s$ 之離心收縮（使用： 297.6 ± 72.5 Nm；未使用： 281.4 ± 79 Nm）、在角速度 $30^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 211.5 ± 42.7 Nm；未使用： 204.2 ± 48.8 Nm）、在角速度 $60^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 198.4 ± 36.5 Nm；未使用： 195.9 ± 37.6 Nm）、在角速度 $90^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 171.3 ± 28.5 Nm；未使用： 177.7 ± 35.1 Nm）、在角速度 $120^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 165.5 ± 29.3 Nm；未使用： 163.8 ± 28.5 Nm）、在角速度 $180^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 145.5 ± 21 Nm；未使用： 138.1 ± 24.8 Nm），經過統計分析，在不同收縮模式下，使用髁腱加壓帶前後的股四頭肌肌力均無顯著差異。

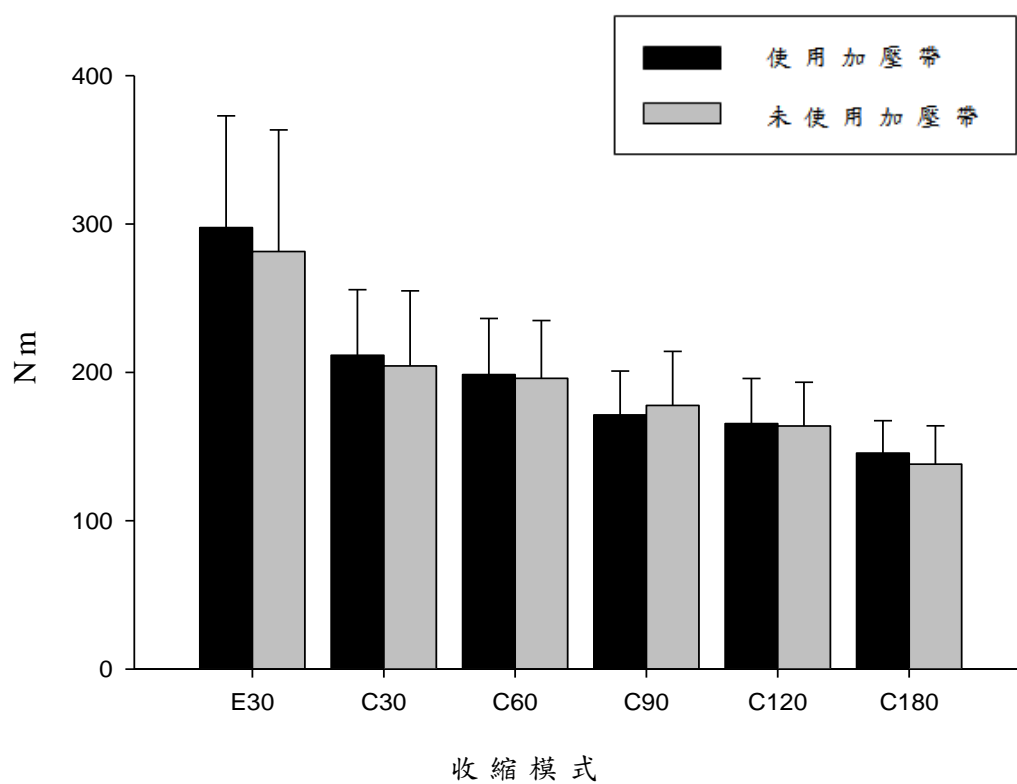
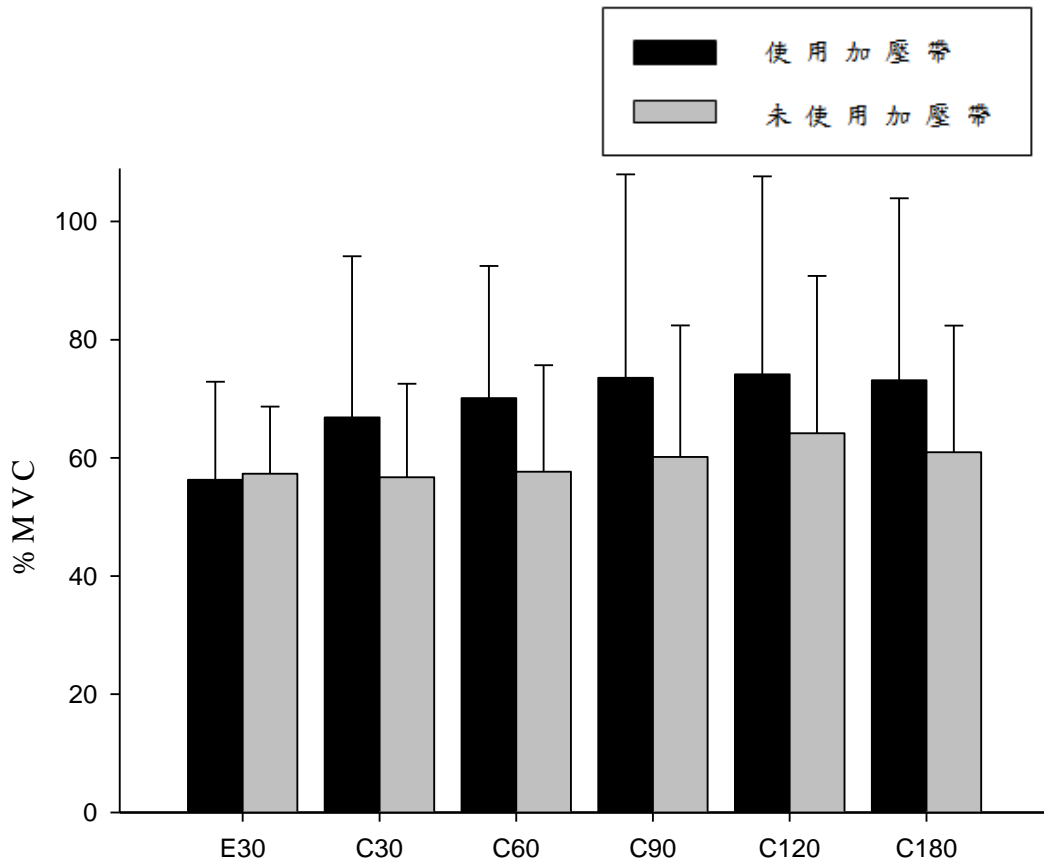


圖 4-1 使用/未使用髕腱加壓帶之股四頭肌肌力。E30：30°/s 離心收縮，C30：30°/s 向心收縮，C60：60°/s 向心收縮，C90：90°/s 向心收縮，C120：120°/s 向心收縮，C180：180°/s 向心收縮。

第三節 肌肉活化程度的比較

一、股內側肌活化程度之差異

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，股內側肌在不同收縮模式下的肌肉活化程度如圖 4-2，在角速度 $30^{\circ}/s$ 之離心收縮（使用： $56\pm 16\%$ MVC；未使用： $57\pm 11\%$ MVC）、在角速度 $30^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： $67\pm 26\%$ MVC；未使用： $57\pm 15\%$ MVC）、在角速度 $60^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： $70\pm 22\%$ MVC；未使用： $58\pm 17\%$ MVC）、在角速度 $90^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： $74\pm 33\%$ MVC；未使用： $60\pm 21\%$ MVC）、在角速度 $120^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： $74\pm 32\%$ MVC；未使用： $64\pm 26\%$ MVC）、在角速度 $180^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： $73\pm 30\%$ MVC；未使用： $61\pm 21\%$ MVC），經過統計分析，在不同收縮模式下，使用髁腱加壓帶前後的股內側肌活化程度均無顯著差異。



收縮模式

圖 4-2 使用/未使用髁腱加壓帶之股內側肌活化程度。E30：30°/s 離心收縮，C30：30°/s 向心收縮，C60：60°/s 向心收縮，C90：90°/s 向心收縮，C120：120°/s 向心收縮，C180：180°/s 向心收縮。

二、股直肌活化程度之差異

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，股直肌在不同收縮模式下的肌肉活化程度如圖 4-3，在角速度 $30^\circ/\text{s}$ 之離心收縮（使用： $48\pm 14\%$ MVC；未使用： $56\pm 12\%$ MVC）、在角速度 $30^\circ/\text{s}$ 之向心收縮（使用： $52\pm 13\%$ MVC；未使用： $59\pm 19\%$ MVC）、在角速度 $60^\circ/\text{s}$ 之向心收縮（使用： $55\pm 10\%$ MVC；未使用： $60\pm 14\%$ MVC）、在角速度 $90^\circ/\text{s}$ 之向心收縮（使用： $56\pm 13\%$ MVC；未使用： $54\pm 20\%$ MVC）、在角速度 $120^\circ/\text{s}$ 之向心收縮（使用： $54\pm 12\%$ MVC；未使用： $60\pm 12\%$ MVC）、在角速度 $180^\circ/\text{s}$ 之向心收縮（使用： $55\pm 10\%$ MVC；未使用： $59\pm 13\%$ MVC），經過統計分析，在不同收縮模式下，使用髁腱加壓帶前後的股直肌活化程度均無顯著差異。

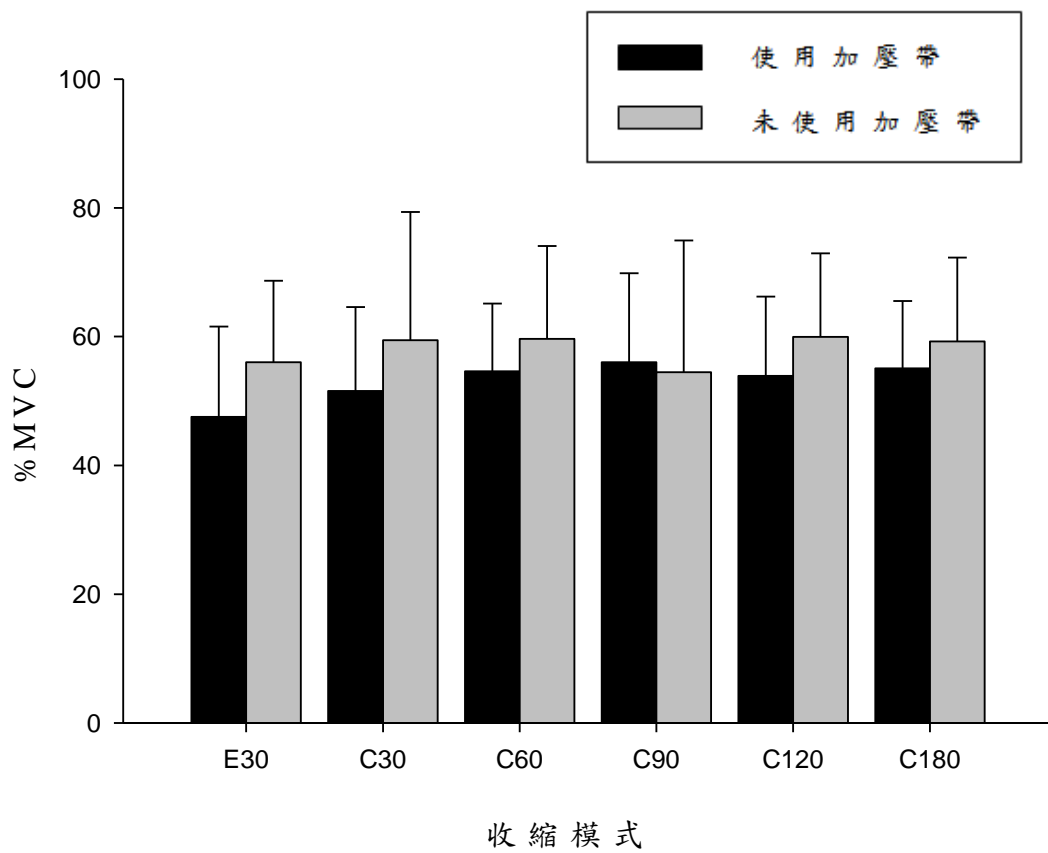


圖 4-3 使用/未使用髁腱加壓帶之股直肌活化程度。E30: 30°/s 離心收縮，C30: 30°/s 向心收縮，C60: 60°/s 向心收縮，C90: 90°/s 向心收縮，C120: 120°/s 向心收縮，C180: 180°/s 向心收縮。

三、股外側肌活化程度之差異

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，股外側肌在不同收縮模式下的肌肉活化程度如圖 4-4，在角速度 $30^{\circ}/s$ 之離心收縮（使用： 52 ± 17 %MVC；未使用： 56 ± 12 %MVC）、在角速度 $30^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 53 ± 20 %MVC；未使用： 54 ± 23 %MVC）、在角速度 $60^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 54 ± 14 %MVC；未使用： 60 ± 21 %MVC）、在角速度 $90^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 56 ± 17 %MVC；未使用： 63 ± 18 %MVC）、在角速度 $120^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 57 ± 21 %MVC；未使用： 66 ± 20 %MVC）、在角速度 $180^{\circ}/s$ 之向心收縮（使用： 59 ± 18 %MVC；未使用： 65 ± 20 %MVC），經過統計分析，在不同收縮模式下，使用髁腱加壓帶前後的股外側肌活化程度均無顯著差異。

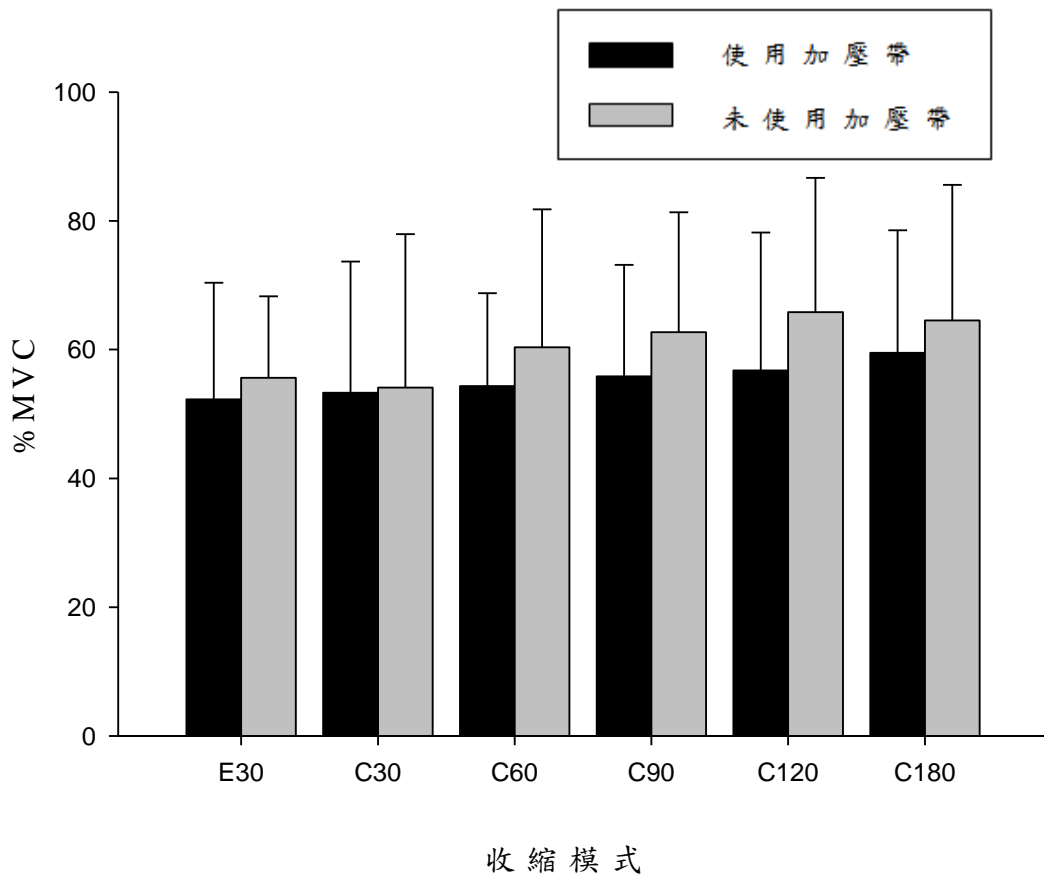


圖 4-4 使用/未使用髖腱加壓帶之股外側肌活化程度。E30：30°/s 離心收縮，C30：30°/s 向心收縮，C60：60°/s 向心收縮，C90：90°/s 向心收縮，C120：120°/s 向心收縮，C180：180°/s 向心收縮。

第四節 不同跳躍模式之生物力學參數

一、下蹲跳之生物力學參數

研究參與者使用髌腱加壓帶前後，下蹲跳之空中滯留時間如圖 4-5，使用加壓帶之空中滯留時間為 0.53 ± 0.05 秒，而未使用加壓帶之空中滯留時間為 0.52 ± 0.04 秒，經過統計分析，比較使用髌腱加壓帶前後，空中滯留時間未達顯著差異。

下蹲跳之起跳時垂直地面反作用力（使用： 116 ± 15 %B，%BW；未使用： 117 ± 13 %BW），著地時垂直地面反作用力（使用： 302 ± 78 %BW；未使用： 320 ± 81 %BW）如圖 4-6，經過統計分析，比較使用髌腱加壓帶前後，垂直地面反作用力均未達顯著差異。下蹲跳之起跳時負荷率（使用： 1149 ± 296 %BW/s；未使用： 1117 ± 315 %BW/s），下蹲跳之著地時負荷率（使用： 5869 ± 2473 %BW/s；未使用： 6350 ± 2676 %BW/s）如圖 4-7，經過統計分析，比較使用髌腱加壓帶前後，負荷率均未達顯著差異。

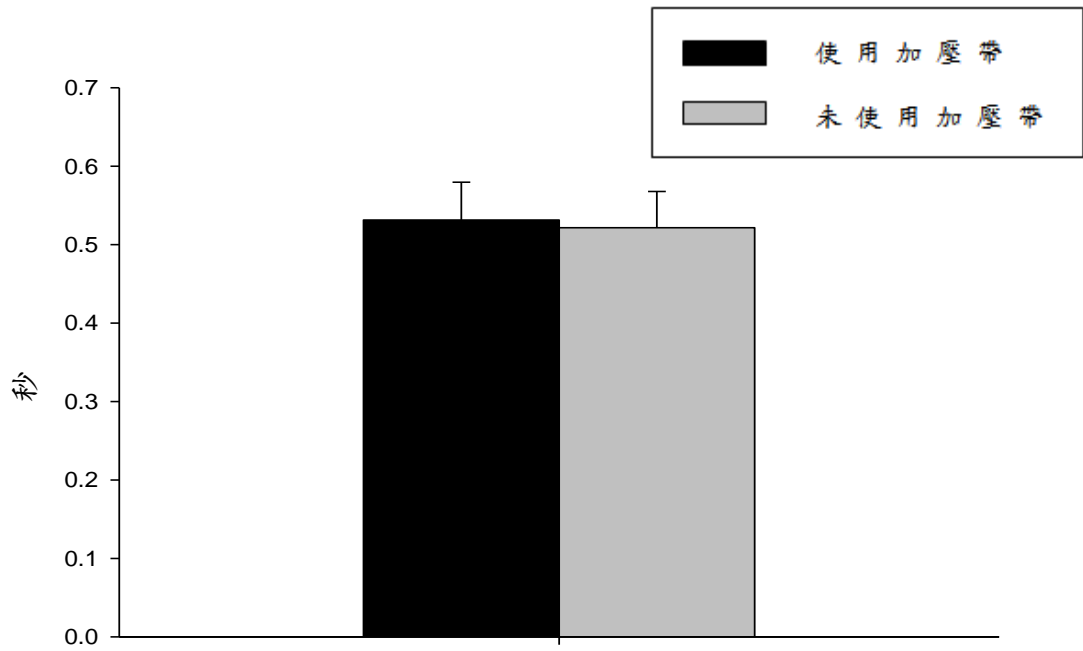


圖 4-5 使用/未使用髕腱加壓帶之下蹲跳空中滯留時間

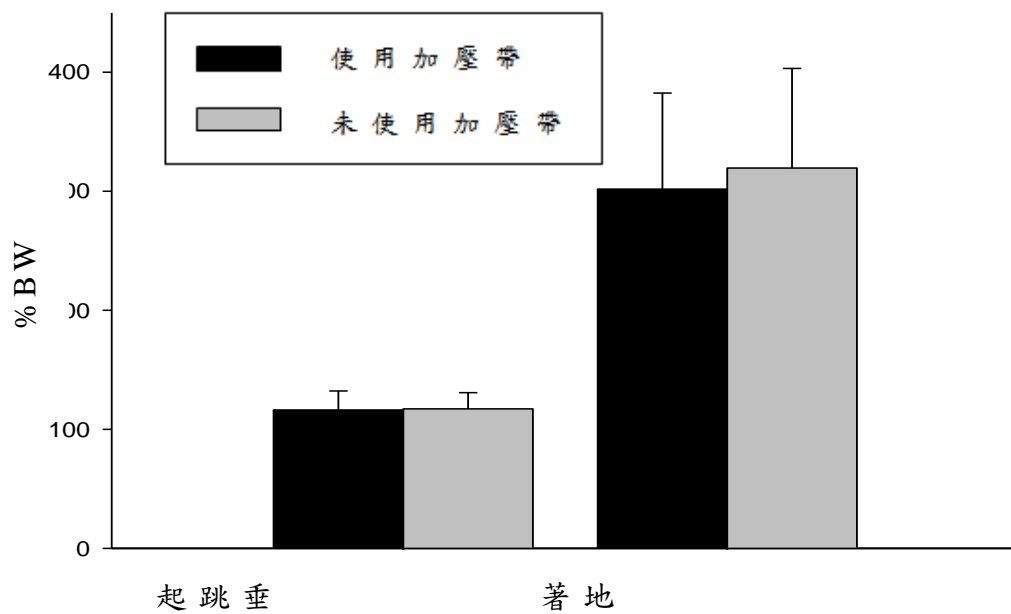


圖 4-6 使用/未使用髕腱加壓帶之下蹲跳垂直地面反作用力

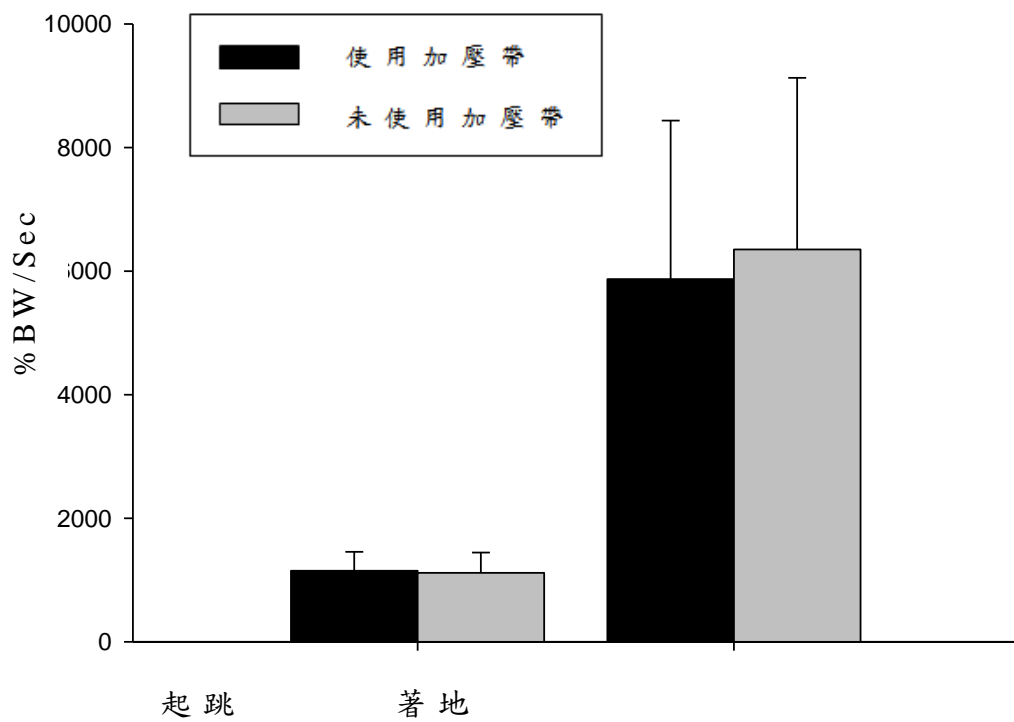


圖 4-7 使用 / 未使用髁腱加壓帶之下蹲跳負荷率

二、蹲踞跳之生物力學參數

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，蹲踞跳之空中滯留時間如圖 4-8，使用加壓帶時之空中滯留時間為 0.48 ± 0.04 秒，而未使用加壓帶時之空中滯留時間為 0.48 ± 0.05 秒，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，空中滯留時間未達顯著差異。

蹲踞跳之起跳時垂直地面反作用力（使用： 145 ± 24 % BW；未使用： 139 ± 23 % BW），著地時垂直地面反作用力（使用： 276 ± 61 % BW；未使用： 310 ± 78 % BW）如圖 4-9，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，起跳之垂直地面反作用力達顯著（ $p=0.01$ ），而著地之垂直地面反作用力則未達顯著差異。蹲踞跳之跳起時負荷率（使用： 1412 ± 280 % BW/s；未使用： 1382 ± 191 % BW/s），蹲踞跳之著地時負荷率（使用： 5520 ± 3716 % BW/s；未使用： 5944 ± 2318 % BW/s）如圖 4-10，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，負荷率均未達顯著差異。

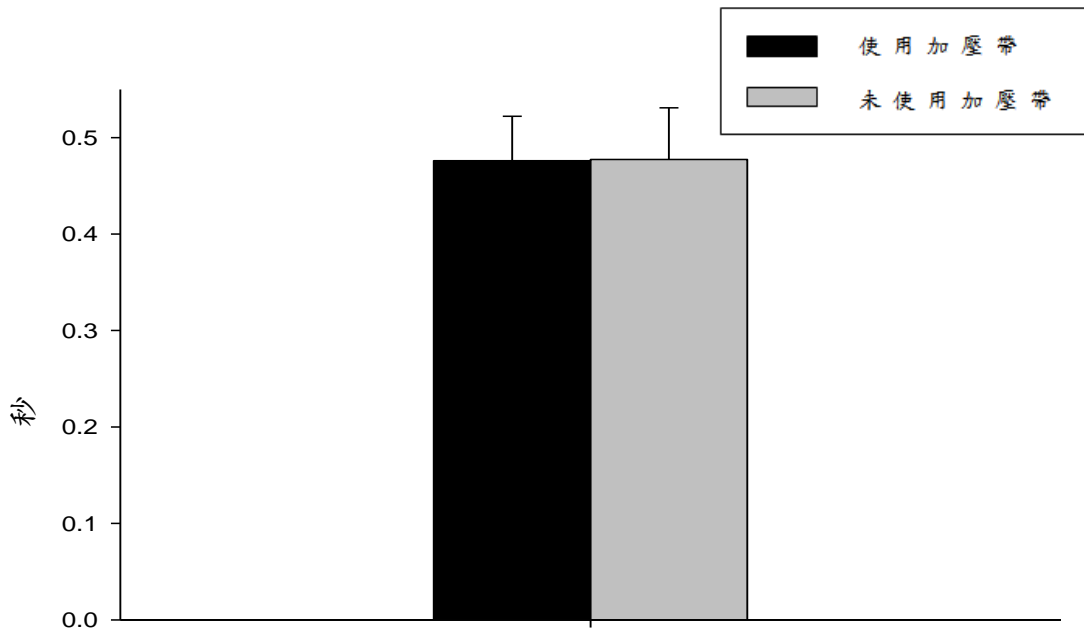


圖 4-8 使用/未使用髁腱加壓帶之蹲踞跳空中滯留時間

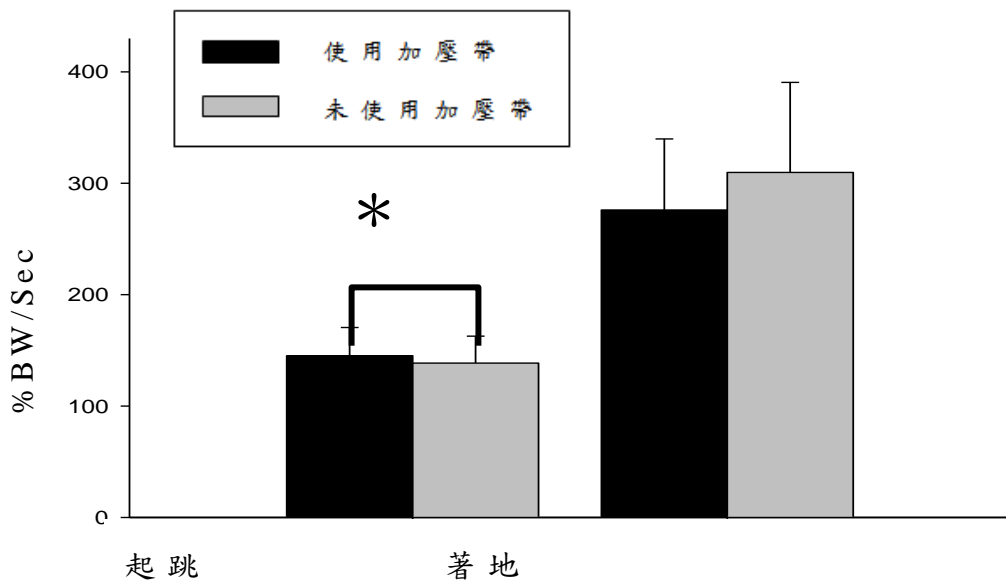


圖 4-9 使用/未使用髁腱加壓帶之蹲踞跳垂直地面

反作用力 (* $p < 0.05$)

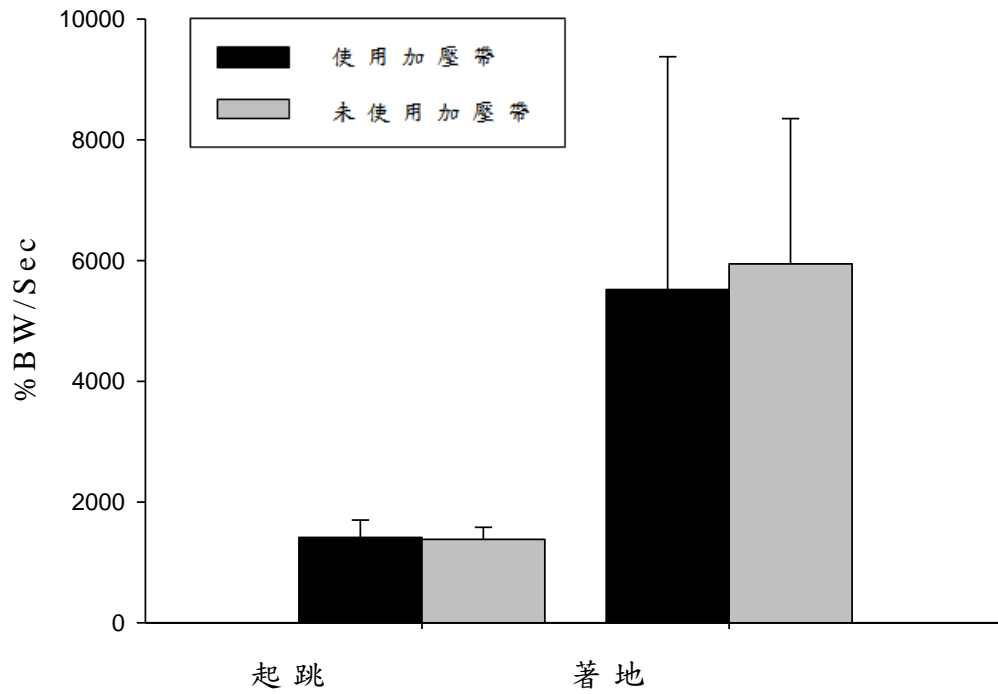


圖 4-10 使用 / 未使用髁腱加壓帶之蹲踞跳負荷率

三、著地反彈跳之生物力學參數

研究參與者使用髁腱加壓帶前後，著地反彈跳之空中滯留時間如圖 4-11，使用加壓帶時之空中滯留時間為 0.19 ± 0.09 秒，而未使用加壓帶時之空中滯留時間為 0.21 ± 0.08 秒，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，空中滯留時間未達顯著差異。

著地反彈跳之第一次著地時垂直地面反作用力（使用： 196 ± 43 % BW；未使用： 199 ± 58 % BW），起跳時垂直地面反作用力（使用： 133 ± 35 % BW；未使用： 133 ± 22 % BW），第二次著地時垂直地面反作用力（使用： 290 ± 70 % BW；未使用： 327 ± 83 % BW）如圖 4-12，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，垂直地面反作用力均未達顯著差異。

著地反彈跳之第一次著地時負荷率（使用： 3929 ± 1687 % BW/s；未使用： 3644 ± 1188 % BW/s），起跳時負荷率（使用： 910 ± 392 % BW/s；未使用： 813 ± 291 % BW/s），第二次著地時負荷率（使用： 6613 ± 5232 % BW/s；未使用： 7179 ± 3752 % BW/s）如圖 4-13，經過統計分析，比較使用髁腱加壓帶前後，負荷率均未達顯著差異。

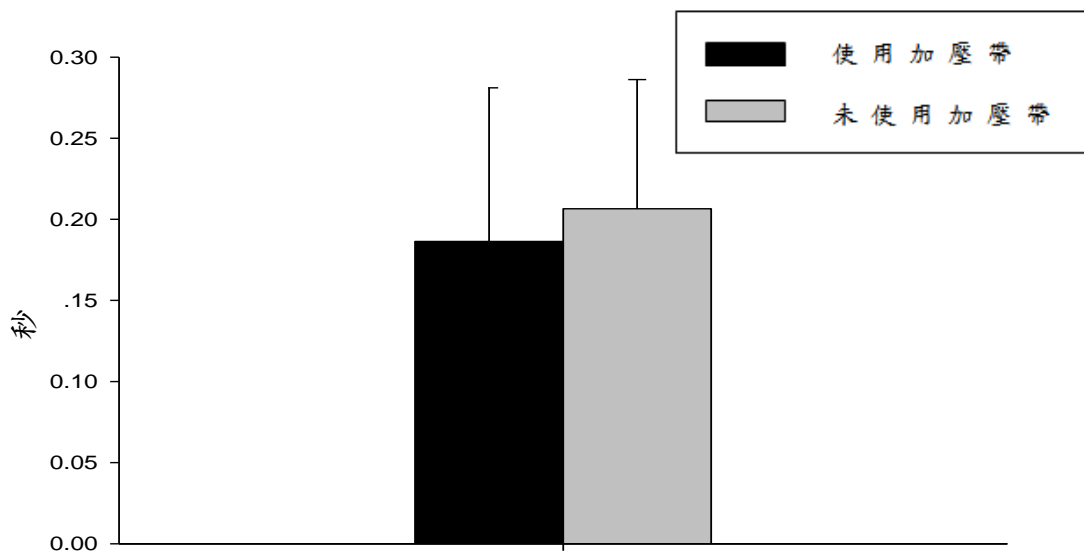


圖 4-11 使用/未使用髕腱加壓帶之著地反彈跳空中
滯留時間

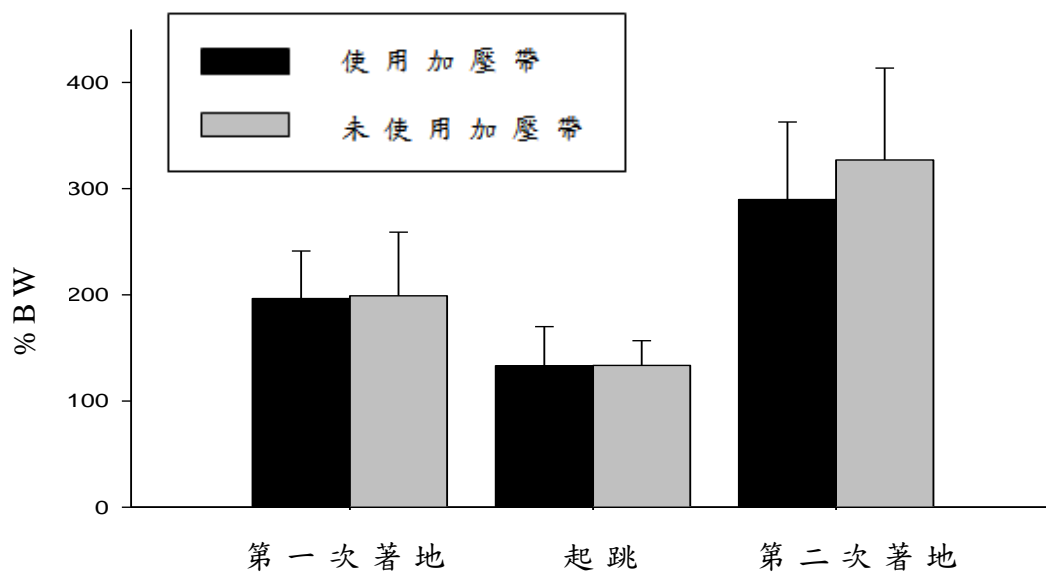


圖 4-12 使用/未使用髕腱加壓帶之著地反彈跳垂直地面
反作用力

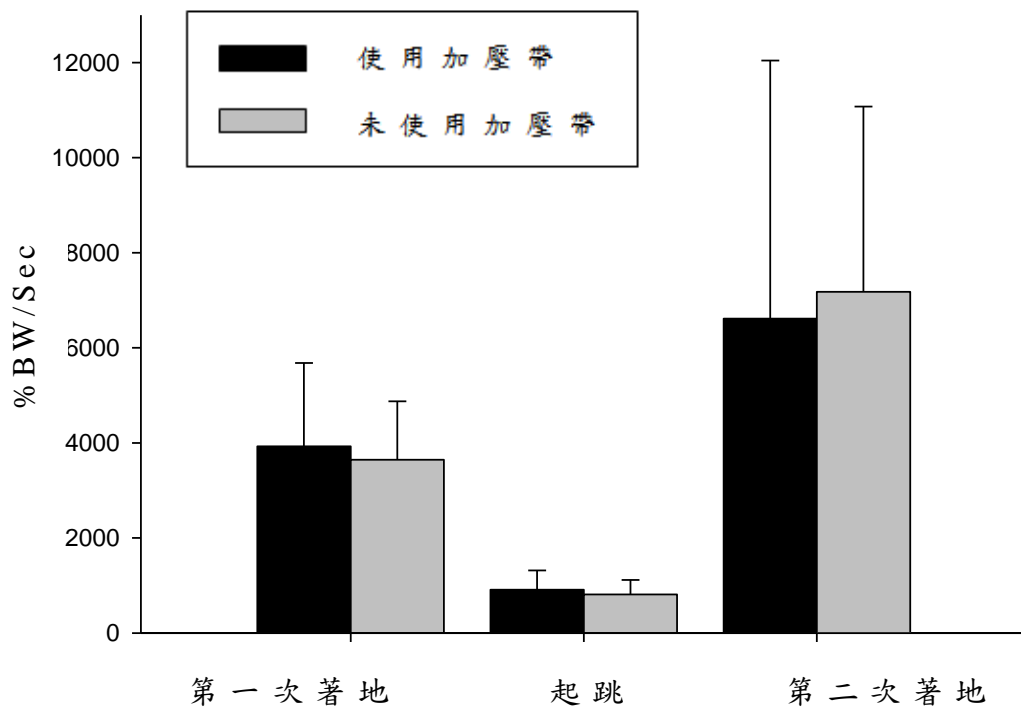


圖 4-13 使用 / 未使用髕腱加壓帶之著地反彈跳負荷率

第五章 討論

髌腱加壓帶首次由 Levine (1978) 介紹，是一種在運動場上非常常見的護具，其目的是在保護膝關節降低受傷機率；而過去也有許多研究發現髌腱加壓帶是可以有效影響髌骨股骨之關係，進而降低髌腱的負荷；Villar (1985) 探討 37 位髌股骨疼痛 (Patellofemoral pain) 的患者穿戴髌腱加壓帶，其中 25 位在穿戴髌腱加壓帶後，症狀有顯著的改善；許彥太與游峻宇 (2001) 使孩童穿戴髌腱加壓帶，發現穿帶後小腿處剪力值顯著降低；Bohnsack 等人 (2008) 發現大體膝關節在使用髌腱加壓帶後，顯著減少髌骨下軟組織壓力、髌股骨關節間接觸面積以及接觸壓力；Lavagnino 等人 (2011) 也發現當健康人穿著髌腱加壓帶時，可有效減少髌腱長度，增加髌骨髌腱角度，而有限元素分析法也顯示使用髌腱加壓帶後，髌腱近端處所產生的應變也降低了；這些文獻都顯示髌腱加壓帶確實能有效預防或改善髌腱炎的症狀，然而，使用髌腱加壓帶是否會影響運動的表現？目前並沒有文獻針對此部分做研究，因此本研究針對髌腱加壓帶是否影響運動表現，分為三個部份做討論：第一部分為護具對肌力的影響；第二部分為護具對肌肉活化程度的影響；第三部分為護具對跳躍生物力學的影響，藉此瞭解髌腱加壓帶對人體活動的影響。

第一節 護具對肌力的影響

本研究顯示，使用髁腱加壓帶後，股四頭肌之肌力，在離心收縮角速度 $30^{\circ}/s$ ，肌力增加了 5.76%；而向心收縮的部分，角速度 $30^{\circ}/s$ 時肌力增加了 3.54%，角速度 $60^{\circ}/s$ 時肌力增加了 1.3%，角速度 $90^{\circ}/s$ 時肌力減少了 3.6%，角速度 $120^{\circ}/s$ 時肌力增加了 1.01%，而角速度 $180^{\circ}/s$ 時肌力增加了 5.35%；雖然使用髁腱加壓帶有增加肌力的趨勢，但並未達到統計上的顯著，而此研究結果與 Gulling 等人 (1996) 相同，健康人在穿戴護具後，無論是離心或是向心收縮，均不會顯著的改變膝關節伸肌肌力；因此我們推論，健康人使用髁腱加壓帶或護具，不會明顯的影響肌力。在 Stonecipher and Catlin (1984) 的研究中也發現健康人使用臂帶 (Armband)，腕伸肌肌力在角速度 $180^{\circ}/s$ 時有顯著增加，而在角度度 $30^{\circ}/s$ 則沒有差異，作者認為是因為臂帶透過壓迫刺激皮膚及肌腹而有助肌肉在高角速度時的收縮；Wadsworth, Nielsen, Burns, Krull, and Thompson (1989) 發現網球肘 (Tennis elbow) 患者使用臂帶後，腕伸肌最大自主等長收縮之肌力以及握力都有顯著的增加，Wadsworth 等學者指出，臂帶有效增加肌力，是因為臂帶分散了肌肉收縮時產生的應力，減少了網球肘患者的疼痛，進而能更有效的收縮肌肉，產生改變肌力的結果，除了護具外，貼紮的方式也被證明會影響肌力，在 Kowall,

Kolk, Nuber, Cassisi, and Stern (1996) 的研究中，利用 McConnell 貼紮治療髌骨股骨疼痛，發現使用貼紮後，股四頭肌肌力在角速度 $180^{\circ}/s$ 時顯著增加。以上這些研究與本研究結果不相同，是因為髌腱加壓帶的設計主要針對髌腱近端處作壓迫，而非直接作用於股四頭肌或髌骨上，而股四頭肌方向垂直於髌腱加壓帶，且附著於髌骨近端作收縮之功能，穿戴髌腱加壓帶不會直接影響股四頭肌的收縮；而根據 Bohnsack 等人 (2008) 與 Lavagnino 等人 (2011) 的研究，穿戴髌腱加壓帶可有效影響髌骨髌腱角度，以及股骨滑車與髌骨接觸面積；由此可知，髌腱加壓帶的功能為藉由壓迫髌腱，進而改變髌腱與髌骨、髌骨與股骨滑車間的生物力學機轉，使髌腱承受的應力減少，同時不影響肌力的大小。

護具若作用於肌肉上，則可刺激皮膚及肌腹，使肌肉在高角速度收縮時產生更大的肌力，而護具若作用於肌腱上，則可改變其肌腱-骨頭生物力學運動機制，但不影響肌力的產生。

第二節 護具對肌肉活化程度的影響

本研究發現，穿戴髌腱加壓帶後，股四頭肌之肌肉活化程度（百分比皆以股內側肌、股直肌以及股外側肌之平均顯示），在離心收縮角速度 $30^{\circ}/s$ ，肌肉活化程度減少了 1.33%；而向心收縮的部分，角速度 $30^{\circ}/s$ 時肌肉活化程度增加了 9.82%，角速度 $60^{\circ}/s$ 時肌肉活化程度增加了 9.6%，角速度 $90^{\circ}/s$ 時肌肉活化程度增加了 9.87%，角速度 $120^{\circ}/s$ 時肌肉活化程度增加了 3.79%，而角速度 $180^{\circ}/s$ 時肌肉活化程度增加了 8.18%，整體而言使用加壓帶後，股四頭肌肌肉活化程度皆無一致的趨勢，且均未達到顯著，因此使用髌腱加壓帶並不會影響股內側肌、股直肌以及股外側肌在不同角速度下離心及向心收縮的肌肉活化程度，相同的結果也在 Straub and Cipriani (2012) 的研究中出現，健康人使用髌腱加壓帶後，下蹲時股四頭肌的肌肉活化程度沒有明顯的改變；另外在廖振輝 (2008) 的研究中，分析健康人穿戴功能性護膝，並進行不同跑步頻率評估股直肌之肌電訊號，發現穿戴護具前後之肌肉活化程度沒有顯著差異。而 Gulling 等人 (1996) 分析健康人穿戴膝護具後，股內側肌及股外側肌肌肉活化程度明顯減少；本研究與 Gulling 等人 (1996) 研究結果不同，可能是因為 Gulling 等人 (1996) 所使用的護具包覆整個膝關節，並有固定髌骨作用，且有一定程度的壓迫到股四頭肌，而髌

腱加壓帶則是針對髌腱近端作一壓迫的作用，並沒有直接壓迫到股四頭肌；Kowall 等人（1996）使髌股骨疼痛患者使用 McConnell 貼紮，發現貼紮後股四頭肌活化程度有顯著的增加。相較於同樣是利用壓迫的原理來降低網球肘的症狀，許多研究均顯示將加壓帶壓迫在橈側伸腕短肌（*Extensor carpi radialis brevis muscle*），會減少肌肉活化的程度（Groppel & Nirschl, 1986; Snyder-Mackler & Epler, 1989），由此可知，若直接加壓在肌肉上，則會影響其肌肉活化的程度，而本研究使用的髌腱加壓帶是加壓於髌腱上而非股四頭肌上，因此在肌肉活化程度上沒有顯著差異。

護具的使用，是否影響肌肉活化程度，須視護具類型而決定；壓迫於肌腱上之護具，不會顯著影響肌肉活化程度；而使用壓迫於肌肉上之護具，則會使肌肉活化程度降低。

第三節 護具對跳躍生物力學的影響

一、下蹲跳

本研究結果顯示，穿戴髌腱加壓帶後，起跳時的最大垂直地面反作用力與負荷率，減少了 0.72% 與增加了 2.9%，但均未在統計上達到顯著。下蹲跳為涉及股四頭肌長伸張-收縮循環的跳躍動作 (Komi, & Bosco, 1978)，藉由下蹲跳之起跳時最大垂直地面反作用力之分析，可知髌腱加壓帶的使用，並不會因為壓迫髌腱，而影響長伸張-收縮循環之肌肉收縮，相同的結果也出現在張香佐與蔡葉榮 (2009) 的研究中，比較健康成年男性穿著膝關節護具前後進行垂直跳躍之差異，發現在推蹬期時最大垂直地面反作用力在穿著膝關節護具前後未達統計顯著差異，因此認為穿戴膝關節護具對於垂直跳躍並不會有明顯的影響。

本研究結果顯示，穿戴髌腱加壓帶後，下蹲跳之空中滯留時間增加了 1.89%，此研究結果與洪文藝、連惟昱、陳彥君與黃全成 (2005) 的研究有類似的結果，分析羽球專項選手穿戴簡易型護膝後，發現穿戴護具前後對垂直跳的高度未達到顯著差異；因此推論，護具的使用對跳躍的能力並不會有顯著影響。

在沒有穿著髌腱加壓帶，下蹲跳之著地時最大垂直地面反作用力約為 3 倍的體重，穿戴髌腱加壓帶後，著地時最大

垂直地面反作用力減少了 5.55%，而最大負荷率也減少了 7.58%，但均未達顯著差異；對照 Yu 等人 (2004) 的研究，分析運動員穿戴膝護具後進行急停跳躍 (stop jump)，發現穿戴膝護具前後，著地之最大垂直地面反作用力沒有顯著的差異；程郁倫 (2010) 觀察健康業餘運動員穿著不同護膝進行三步上籃跳躍動作，發現穿著任何護膝前後，著地時最大地面反作用力皆無顯著差異，以上文獻與本研究結果相似，顯示使用護具不會影響著地時的垂直地面反作用力。

二、蹲踞跳

起跳時的垂直地面反作用力越大，表示推蹬力越大，而肌力為提供推蹬力重要的一環，由結果中發現，穿戴髌腱加壓帶後，蹲踞跳之空中滯留時間減少了 0.24%，起跳時的垂直地面反作用力增加了 4.8%，且達到了顯著的差異 ($p=0.01$)，而最大負荷率則增加了 2.14%。在單純的無涉及股四頭肌伸張-收縮循環之向心收縮情況下，使用髌腱加壓帶後垂直地面反作用力顯著增加。然而，使用髌腱加壓帶並不影響股四頭肌等速肌力的結果，可能是因為蹲踞跳時膝關節角速度的不同所致，在王令儀 (2003) 的研究中發現，蹲踞跳之起跳時的膝關節角速度高達 $627.8\sim 692.9^\circ/s$ ，此速度比等速肌力測量時的最高角速度 $180^\circ/s$ 還高出許多，因此推測使用髌腱加壓帶會影響肌肉在高角速度收縮且無伸張-收縮

循環介入的推蹬能力，另外在 Stonecipher and Catlin (1984) 的研究中發現，健康人使用臂帶，會使手腕伸肌肌力在高角速度下有顯著的增加。因此可知，髕腱加壓帶的使用會增加肌肉在高角速度下之無伸張-收縮循環介入向心收縮。

三、著地反彈跳

本研究顯示，研究參與者穿著髕腱加壓帶後從高臺上落下並著陸時（第一次著陸）之最大垂直地面反作用力及負荷率，分別減少 1.3% 及增加 7.82%，但未達顯著差異。許彥太與游峻宇（2001）分析國小生從 40 公分高臺落下著地時之最大垂直地面反作用力為 3.65 倍體重，比較穿著髕腱加壓帶前後，發現著地時最大垂直地面反作用力與荷率均未達顯著差異，許彥太與游峻宇（2001）認為研究參與者之著地技巧可能與著地時的地面反作用力比較有關係。

著地反彈跳之起跳動作之最大垂直地面反作用力減少了 0.19%，負荷率則增加了 11.98%，但未達顯著差異，而著地反彈跳為短伸張-收縮循環運動，結果顯示髕腱沒有因為使用髕腱加壓帶而影響伸張-收縮循環，進而影響跳躍能力。

第二次著陸時，未穿著髕腱加壓帶時之最大垂直地面反作用力約為 3.27 倍體重，而穿著髕腱加壓帶後最大垂直地面反作用力減少了 11.4%，負荷率也減少了 7.88%，其中跳躍時空中滯留時間為減少了 9.73%，但上述參數皆未達到統計

上的顯著差異。

根據本研究的下蹲跳及著地反彈跳之垂直地面反作用力結果，發現髌腱加壓帶的使用，並不會影響肌肉之伸張-收縮循環而改變跳躍能力。然而，髌腱加壓帶會影響肌肉無伸張-收縮循環之蹲踞跳起跳的能力，同時也發現髌腱加壓帶不會影響股四頭肌在角速度 $30\sim 180^\circ/\text{s}$ 的肌力，根據王令儀 (2003) 的研究發現蹲踞跳的過程之膝關節角速度約為 $627.85\sim 692.91^\circ/\text{s}$ ，由此推論髌腱加壓帶會影響股四頭肌在高角速度下向心收縮的能力。

第四節 研究限制

本研究觀察有運動習慣之健康人，穿著髕腱加壓帶前後之股四頭肌肌力和肌肉活化程度，以及跳躍生物力學的影響，而其中研究的限制為以下兩點：

一、研究參與者

研究參與者為健康人，使用髕腱加壓帶之結果可能與髕腱炎患者使用髕腱加壓帶之結果有所不同；且研究參與者來自不同運動項目，可能會因為不同運動項目之特性，有不同的跳躍著陸技巧，因而影響跳躍生物力學的結果。

二、研究期程

本研究的實驗時程為不連續的兩天進行，原因在於避免測量肌力後產生疲勞，因而影響研究結果；但由於我們無法完全控制研究參與者在實驗期間之生活作習與活動，只能藉由口頭告知研究參與者避免突然激烈運動或是改變作息，而數據可能會因為研究參與者實驗前之行為不同而影響結果。

第陸章 結論與建議

本研究目的在了解健康人使用髌腱加壓帶是否會影響股四頭肌在不同角速度時向心離心肌力、肌肉活化程度，以及在下蹲跳、蹲踞跳及著地反彈跳之起跳與著地時之最大垂直地面反作用力、負荷率以及空中滯留時間。

一、本研究主要發現

- (一) 髌腱加壓帶的使用，不會影響股四頭肌在向心收縮角速度 $30\sim 180^{\circ}/s$ 以及離心收縮角速度 $30^{\circ}/s$ 之肌力和肌肉活化程度的大小。
- (二) 髌腱加壓帶的使用，不會影響下蹲跳和著地反彈跳起跳時的最大垂直地面反作用力、負荷率以及空中滯留時間，換言之，髌腱加壓帶不會影響肌肉歷經長與短伸張-收縮循環之彈性能量的儲存，因此，不會影響長伸張-收縮循環之運動，如排球攔網動作與垂直跳躍動作，也不會影響短伸張-收縮循環之運動，如跳高及跳遠等動作。
- (三) 髌腱加壓帶的使用會顯著影響蹲踞跳之起跳時的最大垂直地面反作用力，因此推測髌腱加壓帶會顯著改變

高角速度時肌肉向心收縮的能力。

二、未來研究方向

- (一) 本研究之參與者為健康人，若髌腱炎患者使用髌腱加壓帶之結果可能與健康人之結果不同，因此未來研究設計，可針對髌腱炎患者進行研究，進一步了解髌腱炎患者使用髌腱加壓帶之影響。
- (二) 本研究僅分析不同跳躍模式之最大垂直地面反作用力與負荷率，未來研究可進一步分析下肢關節角度及角速度等變數。
- (三) 髌腱加壓帶除了壓迫於髌腱上，也壓迫了後方腿後肌肌腱與腓腸肌肌腱，但本研究僅針對股四頭肌肌力與肌肉活化程度作探討，未來研究方向可更進一步分析腿後肌與腓腸肌之肌力與肌肉活化程度的變化。

參考文獻

- 王令儀 (2003)。不同型態蹲踞垂直跳下肢生物力學研究。未出版之碩士論文，臺北市，國立臺灣師範大學。
- 洪文藝、連惟昱、陳彥君、黃全成 (2005)。簡易型護膝對男子羽球選手運動表現之影響。遠東學報，2，149-153。
- 許彥太、游峻宇 (2001)。穿戴髌腱加壓帶對著地生物力學參數之影響。屏東教大體育，14，303-316。
- 程郁倫 (2010)。著地跳躍動作下穿著不同護膝對於膝關節之生物力學分析。未出版之碩士論文，臺中市，朝陽科技大學。
- 張香佐、蔡葉榮 (2009年6月)。膝關節護具對垂直跳之生物力學探討。發表於國立臺北教育大學體育學術研討會，台北市，國立臺北教育大學。
- 廖振輝 (2008)。預防型護膝之功能性評估。未出版之碩士論文，臺中市，朝陽科技大學。
- Almekinders, L. C., Vellema, J. H., & Weinhold, P. S. (2002). Strain patterns in the patellar tendon and the implications for patellar tendinopathy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, 10* (1), 2-5.
- Backman, L. J., & Danielson, P. (2011). Low range of

- ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *The American Journal of Sport Medicine*, 39 (12), 2626-2633.
- Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J., & Mulder, T. (2007). Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, 41 (7), e8-e8.
- Blazina, M. E., Kerlan, R. K., Jobe, F. W., Carter, V. S., & Carlson, G. J. (1973). Jumper's knee. *Orthopedic Clinics of North America*, 4 (3), 665-678.
- Bodne, D., Quinn, S. F., Murray, W. T., Bolton, T., Rudd, S., Lewis, K., Cochran, C. (1988). Magnetic resonance images of chronic patellar tendinitis. *Skeletal Radiology*, 17 (1), 24-28.
- Bohnsack, M., Halcour, A., Klages, P., Wilharm, A., Ostermeier, S., Ruhmann, O., & Hurschler, C. (2008). The influence of patellar bracing on patellar and knee load-distribution and kinematics: an experimental cadaver study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16 (2), 135-141.
- Cannell, L. J., Taunton, J. E., Clement, D. B., Smith, C.,

- & Khan, K. M. (2001). A randomised clinical trial of the efficacy of drop squats or leg extension/leg curl exercises to treat clinically diagnosed jumper's knee in athletes: pilot study. *British Journal of Sport Medicine*, 35 (1), 60-64.
- Cook, J. L., Kiss, Z. S., & Khan, K. M. (1999). Patellar tendinitis: the significance of magnetic resonance imaging findings. *The American Journal of Sport Medicine*, 27 (3), 345-349.
- Dillon, E. M., Erasmus, P. J., Muller, J. H., Scheffer, C., & de Villiers, R. V. (2008). Differential forces within the proximal patellar tendon as an explanation for the characteristic lesion of patellar tendinopathy: an in vivo descriptive experimental study. *The American Journal of Sport Medicine*, 36 (11), 2119-2127.
- Frohm, A., Saartok, T., Edman, G., & Renström, P. (2004). Psychometric properties of a Swedish translation of the VISA-P outcome score for patellar tendinopathy. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5(1), 49.
- Gaida, J. E., Cook, J. L., Bass, S. L., Austen, S., & Kiss, Z. S. (2004). Are unilateral and bilateral patellar tendinopathy distinguished by differences in

- anthropometry, body composition, or muscle strength in elite female basketball players?. *British Journal of Sport Medicine*, 38 (5), 581-585.
- Groppel, J. L., & Nirschl, R. P. (1986). A mechanical and electromyographical analysis of the effects of various joint counterforce braces on the tennis player. *The American Journal of Sports Medicine*, 14 (3), 195-200.
- Gulling, L. K., Lephart, S. M., Stone, D. A., Irrgang, J. J., & Pincivero, D. M. (1996). The effect of patellar bracing on quadriceps EMG activity during isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 6, 133-138.
- Hamilton, B., & Purdam, C. (2004). Patellar tendinosis as an adaptive process: a new hypothesis. *British Journal of Sport Medicine*, 38 (6), 758-761.
- Houk, J. C., Johnson, D. P., Wakeley, C. J., & Watt, I. (1996). Dependence of dynamic response of spindle receptors on muscle length and velocity. *Journal of Neurophysiology*, 36 (1), 143-66.
- Jonsson, P., & Alfredson, H. (2005). Superior results with eccentric compared to concentric quadriceps training in patients with jumper's knee: a prospective randomised study. *British Journal of Sport Medicine*, 39 (11),

847-850.

Komi PV, Bosco C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 10 (4) , 261-265.

Komi, P. V., Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D., & Frick, U. (1987). Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (3), 196-202.

Kowall, M. G., Kolk, G., Nuber, G. W., Cassisi, J. E., & Stern, S. H. (1996). Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain a prospective randomized study. *The American Journal of Sports Medicine*, 24 (1), 61-66.

Kannus, P., Aho, H., Jarvinen, M., & Niittymaki, S. (1987). Computerized recording of visits to an outpatient sports clinic. *The American Journal of Sports Medicine*, 15 (1), 79-85.

Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Elvin, N., & Dodds, J. (2008). Patellar tendon strain is increased at the site of the jumper's knee lesion during knee flexion and tendon loading results and cadaveric testing of a computational

- model. *The American Journal of Sports Medicine*, 36 (11), 2110-2118.
- Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Dodds, J., & Elvin, N. (2011). Infrapatellar straps decrease patellar tendon strain at the site of the jumper's knee lesion a computational analysis based on radiographic measurements. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 3 (3), 296-302.
- Levine, J. (1978). A new brace for chondromalacia patella and kindred conditions. *The American Journal of Sports Medicine*, 6 (3), 137-139.
- Lian, O. Refsnes, P. E., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2003) . Performance characteristics of volleyball players with patellar tendinopathy. *The American Journal of Sports Medicine*, 31 (3), 408-413.
- Lian, O. B., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (4), 561-567.
- Lohrer, H., & Nauck, T. (2011). Cross-cultural adaptation and validation of the VISA-P questionnaire for German-speaking patients with patellar tendinopathy.

- Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41 (3), 180-190.
- Maffulli, N., Wong, J., & Almekinders, L. C. (2003). Types and epidemiology of tendinopathy. *Clinics in Sports Medicine*, 22 (4), 675-692.
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006). Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 34 (2), 226-235.
- Malliaras, P., Cook, J. L., & Kent, P. M. (2007). Anthropometric risk factors for patellar tendon injury among volleyball players. *British Journal of Sport Medicine*, 41 (4), 259-263.
- Mann, K., Edwards, S., Drinkwater, E., & Bird, S. (2012). *Movement screening tool identifying athletes at risk of developing patellar tendinopathy*. 30th Annual Conference of International Society of Biomechanics in Sports, Melbourne, Australia.
- Purdam, C. R., Jonsson, P., Alfredson, H., Lorentzon, R., Cook, J. L., & Khan, K. M. (2004). A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful

- chronic patellar tendinopathy. *British Journal of Sport Medicine*, 38 (4), 395-397.
- Robbins, J. R., & Vogel, K. G. (1994). Regional expression of mRNA for proteoglycans and collagen in tendon. *European Journal of Cell Biology*, 64 (2), 264-270.
- Saithna, A., Gogna, R., Baraza, N., Modi, C., & Spencer, S. (2012). Eccentric exercise protocols for patella tendinopathy: should we really be withdrawing athletes from Sport? a Systematic Review. *The Open Orthopaedics Journal*, 6, 553-557.
- Schmid, M. R., Hodler, J., Cathrein, P., Duewell, S., Jacob, H. A., & Romero, J. (2002). Is impingement the cause of jumper's knee? Dynamic and static magnetic resonance imaging of patellar tendinitis in an open-configuration system. *The American Journal of Sports Medicine*, 30 (3), 388-395.
- Snyder-Mackler, L., & Epler, M. (1989). Effect of standard and aircast tennis elbow bands on integrated electromyography of forearm extensor musculature proximal to the bands. *The American Journal of Sports Medicine*, 17 (2), 278-281.
- Stonecipher, D. R., & Catlin, P. A. (1984). The effect of a

- forearm strap on wrist extensor strength. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 6 (3), 184-189.
- Straub, R. K., & Cipriani, D. J. (2012). Influence of infrapatellar and suprapatellar straps on quadriceps muscle activity and onset timing during the body-weight squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (7), 1827-1837.
- Taunton, J. E., Clement, D. B., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1987). Non-surgical management of overuse knee injuries in runners. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 12 (1), 11-18.
- Villar, R. N. (1985) . Patellofemoral pain and the infrapatellar brace A military view. *The American Journal of Sports Medicine*, 13 (5), 313-315.
- Visentini, P. J., Khan, K. M., Cook, J. L., Kiss, Z. S., Harcourt, P. R., & Wark, J. D. (1998). The VISA score: an index of severity of symptoms in patients with jumper's knee (patellar tendinosis) . Victorian Institute of Sport Tendon Study Group. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 1 (1), 22-28.
- Wadsworth, C. T., Nielsen, D. H., Burns, L. T., Krull, J. D., & Thompson, C. G. (1989). Effect of the counterforce

- armband on wrist extension and grip strength and pain in subjects with tennis elbow. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11 (5), 192-197.
- Witvrouw, E., Bellemans, J., Lysens, R., Danneels, L., & Cambier, D. (2001). Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population. A two-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 29 (2), 190-195.
- Young, M. A., Cook, J. L., Purdam, C. R., Kiss, Z. S., & Alfredson, H. (2005). Eccentric decline squat protocol offers superior results at 12 months compared with traditional eccentric protocol for patellar tendinopathy in volleyball players. *British Journal of Sport Medicine*, 39 (2), 102-105.
- Yu, B., Herman, D., Preston, J., Lu, W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2004). Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. *The American Journal of Sports Medicine*, 32 (5), 1136-1143.
- Zwerver, J., Bredeweg, S. W., & van den Akker-Scheek, I. (2011). Prevalence of jumper's knee among nonelite athletes from different sports A cross-sectional survey.

The American Journal of Sports Medicine, 39(9),
1984-1988.