

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

肌內效貼紮技術對髕股骨疼痛症候群
下肢生物力學的影響與分析
THE ANALYSIS AND INFLUENCE OF
KINESIO TAPING TECHNIQUE
ON LOWER EXTREMITY BIOMECHANICS IN
PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME



研 究 生：李世明

指 導 教 授：張怡雯 博士

中 華 民 國 102 年 1 月

論文名稱：肌內效貼紮技術對髕股骨疼痛症候群下肢生物力學的影響與分析

總頁數：113 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：101 學年度第 1 學期碩士學位論文題要

研究生：李世明

指導教授：張怡雯 博士

中文摘要

在所有膝關節運動傷害中，髕股骨疼痛症候群是常見傷害之一。許多學者認為髕股骨疼痛症候群發生機制是由於髕骨與股骨間滑動軌跡出現異常，導致髕骨軟骨與股骨間磨損而疼痛。日本 Kase 博士發明肌內效貼紮，強調透氣舒適且不影響競技動作表現，近年來已逐漸受到運動員喜愛與重視，然而現今少有研究討論肌內效貼紮對髕股骨疼痛症候群下肢生物力學效應。**目的**：在階梯測試中，分析五種肌內效貼紮狀態(髕骨矯正貼紮、髕外展貼紮、支持足弓貼紮、合併貼紮與無貼紮)對髕股骨疼痛症候群受試者下肢運動學參數、肌電學特性與疼痛治療效益的影響。**方法**：利用三維動作分析系統觀察貼紮對髕關節外展角度、膝關節屈曲角度、膝關節旋轉角度、膝關節外翻角度、股四頭肌角度與舟狀骨下墜距離的影響，使用肌電圖觀察貼紮對股內斜肌與股外側肌的肌電比值與收縮反應時間差的影響，另外用視覺疼痛量表評估貼紮的治療效益。**結果**：肌內效貼紮可以降低階梯測試時的股內斜肌收縮反應延緩現象，甚至可以使股內斜肌比股外側肌提早收縮。推測影響機制可能是肌內效貼紮手法提供髕骨機械效應與增加髕脛束柔軟度，以改變髕骨滑動軌跡，使降低股內斜肌收縮反應時間的延緩。建議臨床工作人員擬定髕股骨疼痛運動員的復健治療計畫時，加入髕關節與足踝關節的評估檢查，再針對不同症狀給予不同的貼紮設計，以穩定髕骨滑動軌跡，降低髕股骨關節磨損疼痛機率。

關鍵詞：髕股骨疼痛症候群、肌內效貼紮、運動學、肌電圖、股內斜肌

The analysis and influence of kinesio taping technique on lower extremity biomechanics in patellofemoral pain syndrome

Abstract

Patellofemoral pain syndrome is one of the most common knee sports injuries. The mechanism of patellofemoral pain syndrome is the abnormal tracking between patella cartilage and femur, resulting in joint wear and pain. Kinesio taping, invented by Dr. Kase, has the nature of breathable comfort and might not affect the competitive performance of the athletes. Numerous athletes have paid attention on the use of the kinesio taping in recent years. However, little is known about the biomechanical effect of the kinesio taping. **Purpose:** The purpose of this study was to investigate the effect of kinesio taping (patellar corrective taping, hip abductor taping, support foot-arch taping, combined taping and no taping) on kinematics, electromyographic (EMG) characteristics and treatment effect of patellofemoral pain syndrome during stair trials. **Methods:** The motion analysis system was used, and the hip and knee kinematics, quadriceps angle and navicular drop were analyzed. The vastus medialis obliquus (VMO) / vastus lateralis (VL) EMG ratio and delayed onset time of VMO were calculated. Visual analogue scale was measured to evaluate taping treatment effect. **Results:** Kinesio taping could reduce the delayed onset time of VMO in stair trials. VMO onset

occurred earlier than VL after the use of kinesio taping. It might be due to the mechanical effect of the taping on patella and the increasing iliotibial band flexibility. It might also change the tracking between patella and femur and reduce the delayed onset time of VMO. **Conclusion:** This study suggested that the assessments of the hip and foot are recommended when the clinicians evaluate the patellofemoral pain syndrome. Different taping is suggested in different causes of the patellofemoral pain syndrome to maximally stabilize patellar tracking and decrease pain.

Key word: Patellofemoral pain syndrome, Kinesio taping, Kinematics, Electromyography, Vastus medialis obliquus

誌 謝

人生走到 40 歲，才清楚明瞭自己的夢想與方向。為了不讓自己終老時留下遺憾，所以重拾書本回到校園...

由衷感謝怡雯老師的指導與教誨，您不但帶領我進入生物力學研究領域，而您認真、嚴謹與細心的研究精神與教學態度，無形中也糾正我許多壞習慣，謝謝您。謝謝吳鴻文老師提供程式，讓我能順利完成實驗。也感謝羅世忠老師與吳錫昆老師在論文口試中給予的良言建議。

兩年半的研究所時光，要感謝的人太多了，謝謝系上主任與師長們的指導、系辦助教與學弟們的行政協助，感謝凱涵學姐教我如何使用實驗室儀器，謝謝復健科同仁無時無刻溫暖的鼓勵。還有我那可愛的碩班同學們，希望你們畢業後能夠擁有自己的一片天，繼續加油！

最後將這篇論文獻給我親愛的家人，感謝家人對我的無私奉獻與犧牲。沒有家人們的支持與體諒，我是寫不出這篇論文的。

最近很喜歡一句廣告詞「認真，才能無憾人生」，人生一階段結束，正代表另一階段開始，接下來我要以認真態度，築夢踏實，揮灑美麗人生！

註：現在我已經漸漸懷念在學校圖書館一隅，一邊咀嚼著學者們的研究理論；一邊聆聽享受著學校提供的那索斯線上古典音樂的日子了...

世明 誌於壬辰寒冬

目 錄

中文摘要	I
ABSTRACT	II
誌 謝	IV
目 錄	V
表 目 錄	VII
圖 目 錄	VIII
第壹章 緒論	1
第一節 前言	1
第二節 研究背景與動機	1
第三節 研究目的與假設	3
第貳章 文獻探討	4
第一節 髌股骨疼痛症候群	4
第二節 髌股骨疼痛症候群的肌電圖特性	9
第三節 髌股骨疼痛症候群的下肢運動學	13
第四節 髌骨貼紮對髌股骨疼痛症候群的影響	19
第五節 肌內效貼紮	24
第六節 文獻總結	28
第參章 研究方法與步驟	29
第一節 研究對象	29
第二節 實驗地點與時間	31
第三節 實驗設備與測量工具	31
第四節 實驗架構與步驟	35

第五節 資料處理與統計分析	47
第四章 結果	50
第一節 受試者基本資料	50
第二節 股四頭肌角度與視覺疼痛量表	50
第三節 上下階梯的運動學分析	52
第四節 上下階梯的肌電圖訊號分析	62
第五章 討論	68
第一節 前言	68
第二節 肌內效貼紮對立即疼痛減輕效益分析	69
第三節 肌內效貼紮對股四頭肌角度的影響分析	71
第四節 肌內效貼紮對下肢關節運動學影響分析	73
第五節 肌內效貼紮對上下階梯肌電比值的影響	78
第六節 肌內效貼紮對上下階梯收縮反應時間差影響	81
第七節 研究限制	86
第六章 結論	88
第一節 下肢運動學影響	88
第二節 肌電學影響	88
第三節 未來研究建議	90
參考文獻	91
附錄一 受試者同意書	109
附錄二 受試者基本資料及評估表	111

表目錄

表 3.1	反光標誌黏貼位置表	39
表 4.1	受試者基本資料	50
表 4.2	五種貼紮狀態的視覺疼痛量表指數	51
表 4.3	五種貼紮狀態的股四頭肌角度	51
表 4.4	五種貼紮狀態在上階梯時的最大關節角度	53
表 4.5	五種貼紮狀態在上階梯時的關節活動範圍	55
表 4.6	五種貼紮狀態在上階梯腳觸梯面時的關節角度	56
表 4.7	五種貼紮狀態在上階梯時的舟狀骨下墜距離	56
表 4.8	五種貼紮狀態在下階梯時的最大關節角度	57
表 4.9	五種貼紮狀態在下階梯時的關節活動範圍	58
表 4.10	五種貼紮狀態在下階梯腳觸梯面時的關節角度	59
表 4.11	五種貼紮狀態在下階梯時的舟狀骨下墜距離	61
表 4.12	上下階梯時的肌電比值	62
表 4.13	上下階梯時的收縮反應時間差	63
表 5.1	貼布回縮方向/肌肉收縮方向與肌電活化值關係	80

圖目錄

圖 3.1	高速攝影機	32
圖 3.2	實驗室攝影機配置圖	32
圖 3.3	肌內效貼布	33
圖 3.4	階梯	33
圖 3.5	實驗步驟流程圖	35
圖 3.6	肌電圖電極片位置圖	37
圖 3.7	反光標記位置圖	40
圖 3.8	資料收集流程圖	41
圖 3.9	髕骨矯正貼紮	45
圖 3.10	髕外展貼紮	45
圖 3.11	支持足弓貼紮	45
圖 3.12	合併貼紮(正面)	46
圖 3.13	合併貼紮(側面)	46
圖 4.1	五種貼紮狀態在上階梯時最大膝關節屈曲角度	54
圖 4.2	五種貼紮狀態在下階梯腳觸梯面時膝外轉角度	60
圖 4.3	五種貼紮狀態下階梯時的舟狀骨下墜距離	61
圖 4.4	上階梯向心收縮時五種貼紮狀態的收縮反應時間差	64
圖 4.5	下階梯離心收縮時五種貼紮狀態的收縮反應時間差	66
圖 4.6	肌肉收縮形態在兩種貼紮狀態下的收縮反應時間差	67

第壹章 緒論

第一節 前言

在所有的膝關節運動傷害中，髌股骨疼痛症候群是常見的傷害之一，大約占了所有膝關節損傷中的四分之一。其中好發於年輕的女性運動員，女性的發生率為男性的 2 到 3 倍 (Kenneth & David, 1986; Boling et al., 2009)，髌股骨疼痛症候群主要泛指所有膝關節前側及周圍疼痛症狀。髌股骨疼痛症候群的病患通常都會抱怨在上下階梯、蹲、跪、跑、跳躍或單腳跳、長時間坐後站起來、攀爬等日常活動時，會感到膝關節週遭及前側疼痛；但患者卻沒有關節軟組織發炎、關節退化病變、下肢骨折或手術、神經病變或其他特殊疾病相關病史 (Lin, 2004; Sheehy, Burdett, Irrgang, & VanSearingen, 1998; Thomee, Augustsson, & Karlsson, 1999)。一旦有這些症狀出現，常會迫使運動員暫停運動訓練或比賽，這對運動員的訓練過程和競賽時的運動表現確實產生一定程度的影響。

第二節 研究背景與動機

產生髌股骨關節疼痛症候群的原因複雜，大多數的學者認為發生機制是由於髌骨在股骨內外髌間滑車溝 (trochlear groove) 的滑動軌跡出現異常，導致髌骨在滑車溝滑動時關節接觸面積減少，關節面的壓力異常提高；在此情況下若膝關節伸直時，髌骨軟骨會與股骨發生磨損而產生疼痛 (Bolgia & Boling, 2011; Grelsamer & Klein, 1998)。Lloyd Ireland、

Willson、Ballantyne 與 McClay Davis (2003)將髕骨疼痛症候群的原因歸類成：(一)直接影響髕股骨關節，例如股內斜肌與股外側肌的肌電活化值在振幅和時間上的表現；(二)遠端關節對髕股骨關節的影響，如後足(rearfoot)過度前翻；(三)近端關節對髕股骨關節的影響，如髕關節外展和外轉肌群無力；(四)骨骼結構排列(alignment)的影響，如膝關節外翻。

髕股骨疼痛患者因為滑動機制異常，造成關節壓力提升而出現磨損疼痛，而關節壓力過大可能是因為關節反作用力增加或是關節接觸面積減少(Brechter & Powers, 2002a)。有學者發現病患會改變步態策略來使關節反作用力降低，例如減少站立期的膝關節屈曲和減少行走速度，或降低週遭肌群活動；目的都是要避免疼痛，但是有可能會造成週遭組織的退化(Nadeaua, Gravel, Hébertb, Arsenaulta, & Lepage, 1997; Salsich, Brechter, Farwell, & Powers, 2002)。

髕股骨疼痛症候群的治療通常都是以非手術治療(nonoperative treatment)為主，其中的貼紮治療常見於運動傷害的處理，主要功效是穩定關節、降低發炎反應及疼痛症狀，且可應用在預防運動傷害(王百川，民92)。肌內效貼紮技術為日本 Kenzo Kase 博士於 1982 年設計，利用具 140%彈性的肌內效貼布，來幫助運動員治療及預防運動傷害、促進肌力發展、維持姿勢與運動協調，以增進運動表現，目前已廣泛應用在運動傷害及復健治療上。雖然肌內效貼紮技術強調可以矯正髕股骨關節排列、維持足弓與防止足部過度前翻、促進肌力發展及保持下肢排列姿勢，達到治療髕股骨疼痛的效果(Kase, Wallis, & Kase, 2002)，但對髕股骨關節及下肢相關生物力學上的影響至今尚未清楚，所以本研究目的是想了

解肌內效貼紮對於髕股骨疼痛患者在下肢生物力學以及治療效益上的影響。

第三節 研究目的與假設

本研究主要目的是想了解肌內效貼紮對於髕股骨疼痛症候群患者是否在下肢運動學參數、肌電圖特性與治療效益方面有立即性影響。觀察的變項有三種，分別為下肢運動學參數、肌電圖特性，以及視覺疼痛量表指數。下肢運動學參數包括膝關節屈曲角度、膝關節旋轉角度、膝關節外翻角度、髕關節外展角度、舟狀骨下墜距離與股四頭肌角度。肌電圖特性包括股內斜肌與股外側肌的肌電比值與收縮反應時間差；視覺疼痛量表指數則觀察各個肌內效貼紮手法的視覺疼痛量表指數變化。研究假設為肌內效貼紮對髕股骨疼痛症候群患者在下肢運動學參數、肌電圖特性與視覺疼痛量表指數方面有顯著影響。

第貳章 文獻探討

第一節 髕股骨疼痛症候群

一、簡介

在競技運動中，經常會碰到膝關節損傷的問題，其中髕股骨疼痛症候群(patellofemoral pain syndrome, 簡稱 PFPS)為最常見的運動傷害之一，大約占了所有的膝關節損傷中的四分之一。好發在足球、美式足球及田徑競賽運動員身上，而女性運動員的盛行率是男性運動員的 2 到 3 倍(Kenneth & David, 1986)，尤其 16 到 26 歲的女運動員容易出現疼痛症狀(Puniello, 1993)。

髕股骨疼痛症候群主要指的是所有膝關節前側及周圍疼痛的症狀，但患者卻沒有關節軟組織發炎、關節退化病變、下肢骨折或手術、神經病變或其他特殊疾病相關病史(Crossley, Bennell, Green, Cowan, & McConnell, 2002)，髕股骨疼痛症候群患者通常會抱怨在跑步、蹲、跪、上下階梯、攀爬、騎腳踏車和跳躍時會感到膝關節週遭或是前側的疼痛，有時氣候變化也會出現關節疼痛或感覺異常；另外會有腫脹性的疼痛，或是經過長時間坐姿；例如電影散場後站起來，關節會感到僵硬疼痛，有時髕股骨關節也會出現活動時的爆裂聲，甚至活動時感覺膝關節軟弱無力(Lin, 2004; Sheehy et al., 1998; Thomee et al., 1999)。鑒於發生原因過於複雜而且診斷未確定，所以對於此症狀的稱呼也有許多種，近年來除了其他疾病損傷外，都將所有的髕骨前側及周圍疼痛症狀都稱為髕股骨疼痛症候群(Crossley et al., 2002)。一

旦有這些症狀出現，常會迫使運動員暫停運動訓練或比賽，這對運動員的訓練過程和競賽時的運動表現確實產生一定程度影響。

二、髕股骨疼痛症候群發生率

Hörding (1983)在研究中發現 10 到 19 歲的學生中，髕股骨疼痛是最常抱怨的疼痛之一，15 歲以上好發率為 10%。Boling 等學者在 2010 年針對 1525 名美國海軍學校的學生，做兩年半的追蹤，看其中形成髕股骨關節疼痛的過程，瞭解髕股骨疼痛症候群的性別、好發率與發生率。發現總好發率為每年 1000 人中有 22 人患病，女性好發率為 1000 人中有 33 人，而男性為 1000 人中有 15 人，女性好發率為男性的 2.23 倍。而 Tauton 等(2002)指出，髕股骨疼痛症候群占了跑步運動傷害中的 19%，可知髕股骨疼痛症候群常發生在下肢活動頻繁的運動項目中。由以上的文獻資料可知，在年輕運動員或身體活動高的族群中，髕股骨疼痛是常見的膝關節運動傷害之一。一般認為和膝關節過度從事運動訓練或過度活動有關(Adirim & Cheng, 2003)。

三、發生原因與機轉

產生髕股骨關節疼痛症候群的原因複雜，所以在臨床上通常無法正確地決定診斷及精確地執行治療，大多數的學者認為發生機制是由於髕骨在股骨內外髌間滑車溝(trochlear groove)的滑動軌跡出現異常，導致髕骨在滑車溝滑動時關節接觸面積減少，關節面的壓力異常提高；在此情況下若膝關節伸直時，髕骨軟骨會與股骨發生磨損而產生疼痛(Bolgia &

Boling, 2011; Brechter & Powers, 2002b; Grelsamer & Klein, 1998; Witvrouw et al., 2005)。Kevin、George、Robert 與 Terry (1998)指出，造成髌股骨疼痛症候群的原因有髌股壓迫症候群(patellar compression syndromes)、髌骨不穩定(patellar instability)、生物力學異常(biomechanical dysfunction)、外傷(direct patellar trauma)、軟組織疾病(soft tissue lesions)、過度使用症候群(overuse syndrome)、關節軟骨發炎(osteochondritis)、神經缺損(neurological disorders)。Witvrouw 等(2005)經由臨床評估也發現髌股骨關節在動態活動時出現排列異常(dynamic malalignment)、股四頭肌群肌力缺損(strength deficit)、或髌股關節週遭軟組織的柔軟度不佳(poor flexibility)等因素，與髌股骨疼痛症候群有很大的關係。Waryasz 與 McDermott (2008)亦提出發生髌股骨疼痛症候群的危險因子，例如大腿肌群無力(weakness)、韌帶鬆弛(ligamentous laxity)、股四頭肌角度(Q-angle)過大、或髌骨傾斜(tilt)。Bolgia 與 Boling (2011)則認為股內斜肌(vastus medialis obliquus, 簡稱 VMO)相較於股外側肌(vastus lateralis, 簡稱 VL)的肌電圖活化比值(electromyography activity ratio)較低，與收縮反應時間延緩(onset timing delay)造成髌骨內外拉力不平衡，使得髌骨滑動軌跡向外移動，另外也有學者認為身體過度活動(over activity)也是造成髌股骨疼痛的原因之一 (Lin, 2004; Thomee et al., 1999)。

總括以上的文獻論述，近年來大部分的學者認為股四頭肌群無力、軟組織緊縮、下肢骨骼結構排列異常、股內斜肌與股外側肌群間的肌電參數特性與身體活動過度是髌股骨疼痛症候群的主要發生原因。而這些原因都會直接或間接地造

成髌股骨關節的滑動機制異常，經過一段時間之後，關節漸漸磨損而疼痛。

四、髌股骨疼痛與運動傷害

Rauh、Koepsell、Rivara、Margherita 與 Rice (2006)調查美國 12 所高中，421 位越野賽跑的選手，從他們的受傷報告中發現小腿和髌股骨關節是最常見的運動傷害，而且若股四頭肌角度大於 20 度，則下肢受傷的機會也愈高。作者認為股四頭肌角度和舊傷是跑步傷害的危險因子，若股四頭肌角度愈大，使得髌骨向外移動的力距增加，使髌骨半脫位及髌股骨發生疼痛。在芭蕾舞舞台上，髌股骨關節疼痛也是芭蕾舞者經常抱怨的疼痛之一，Winslow 與 Yoder (1995)從 24 位芭蕾舞者中發現，髂胫束緊縮(iliotibial band tightness)和髌股骨關節疼痛有高度相關。研究學者發現，當芭蕾舞者做 demi-plie(膝關節屈曲，芭蕾舞的基本練習姿勢)時，髌關節會呈現外展和外轉的姿勢，這會導致髂胫束緊縮，而髂胫束緊縮連帶使膝關節外側支持帶緊縮，在此情況下會拉動髌骨向外移動。Cichanowski、Schmitt、Johnson 與 Niemuth (2007)找了 13 位患有髌股骨疼痛症候群的大學女性籃球運動員，另外也找 13 位健康女性籃球運動員做年齡配對，針對髌關節 6 條肌群做肌力測試，以體重做肌力的正規化(normalization)。發現在髌股骨疼痛運動員中，他們的症狀腳的髌外展肌群和外轉肌群肌力比無症狀腳差，而與健康控制組相比，髌股骨疼痛組的大腿肌群肌力普遍比較差。Cichanowski 等人認為，對於女性的運動員，下肢髌關節的檢查和肌力訓練應該重視且放入訓練計畫中。Tauton 等

(2002)從運動醫學中心調查 2002 位因跑步而運動損傷患者的資料做統計，其中 926 位為男性，1076 位為女性。發現其中最常發生的部位為膝關節，占 42.1%；膝關節損傷中，原因最多為髌股骨疼痛症候群，占 46%。這位研究學者也認為，髌股骨疼痛的起因之一為過度活動所引起；另外在跑步過程中，若事前沒有作足夠的肌力訓練或伸展訓練，或下肢關節結構排列異常、不適當的運動鞋及地形地勢的影響，都有可能造成髌股骨疼痛。Thijs、De Clercq、Roosen 與 Witvrouw (2008)想瞭解跑步族群中形成髌股骨疼痛的危險因子，所以他們找了 102 位剛開始跑步的休閒運動愛好者，進行 10 週的起跑訓練，且進行足底壓力和靜態足部姿勢檢查，經過 10 週後發現 17 位受試者有髌股骨疼痛症狀。經邏輯迴歸分析 (Logistic regression analysis)發現在站立初期腳跟接處地面時，及站立末期往前推進的地面衝擊力與反作用力與髌股骨疼痛相關，他們認為這些是形成髌股骨疼痛的危險因子；因為跑步過程中，地面的反作用力不斷地傳達到膝關節，對髌股骨關節形成過多的負擔，而形成髌股骨疼痛症候群。

由以上文獻可知，髌股骨疼痛症候群較常發生在田徑運動競賽的運動選手或以跑步為休閒運動的運動愛好者身上。建議針對田徑運動選手設計下肢健全的肌力訓練計畫與完整的評估檢查，髌關節的肌耐力訓練尤其重要；而運動愛好者在跑步前，執行適當的柔軟操及暖身操、準備舒適的運動鞋與選擇適當的運動場所，都是必要的觀念。

第二節 髕股骨疼痛症候群的肌電圖特性

一、股內斜肌的影響—動態失衡理論(Dynamic imbalance theory)

股四頭肌中的股內側肌(vastus medialis)由兩條肌肉組成，一為股內長肌(vastus medialis longus, 簡稱 VML)，另一為股內斜肌(vastus medialis obliquus, 簡稱 VMO)，股內斜肌與水平面夾角約 50-55 度(Kevin et al., 1998)，髕骨的外側上方則由股外側肌(vastus lateralis, 簡稱 VL) 連接，股內斜肌和股外側肌分別提供髕骨向內及向外的分支拉力。當膝關節伸直時，股內斜肌與股外側肌共同收縮，造成髕骨的內外拉力互相抵消抗衡，以維持髕骨與股骨間的滑動位置不偏移，所以股內斜肌通常被認為是髕骨內側動態穩定者(medial dynamic stabilizers) (Sheehy et al., 1998)。當股內斜肌相對於股外側肌的肌力較弱，或是收縮反應的時間較晚，髕股骨間滑動平衡就會受到破壞，強大的股外側肌將髕骨拉向外側移動，使得髕骨位置異常，髕骨軟骨就會因髕股骨間的滑動受到壓迫而磨損發炎(Miller, Sedory, & Croce, 1997)。Grelsamer 與 Klein (1998)發現髕股骨疼痛症候群病患的股內斜肌與髕骨連接點較小，且肌纖維大部分為垂直方向，而不是斜向方向，若股內斜肌與髕骨的接觸點愈接近水平，則對於髕骨的內側穩定性就愈好，若愈接近垂直則效果較差，因此髕骨向內的水平拉力無法與向外的水平拉力抗衡，長時間活動後就容易造成疼痛。

肌電圖 (electromyography, 簡稱 EMG), 為一種解釋肌肉收縮活化程度的生物力學儀器, 在髕股骨疼痛症候群的研究中, 學者們經常利用股內斜肌與股外側肌的肌電活化比值 (VMO and VL EMG activity ratio)、及股內斜肌相對於股外側肌的收縮反應時間延緩 (delay onset timing) 這兩種肌電圖參數特性來解釋動態失衡理論。

二、股內斜肌與股外側肌群的肌電圖比值

股內斜肌與股外側肌的肌電活化比值, 代表股內斜肌是否能與股外側肌抗衡的依據, 若股內斜肌與股外側肌的肌電活化比值大於 1, 則代表股內斜肌的肌電活化值高於股外側肌, 提供髕骨向內拉力以避免髕骨往外側傾斜或半脫位, 對於改善髕骨與股骨滑動機制與降低疼痛症狀都有幫助 (Sczepanski, Gross, Duncan, & Chandler, 1991)。Souza 與 Gross (1991) 研究 7 位健康受試者與 9 位髕股骨疼痛患者, 用上下階梯測試與 Cybex II 等速肌力測試儀來比較各種肌肉收縮型態模式 (向心、離心、等長與次大等長收縮) 下的肌電活化比值, 結果發現髕股骨疼痛患者在離心收縮與次大等長收縮的肌電活化比值比健康受測者低, 研究也發現股四頭肌的等張運動比等長運動更能誘發適當的肌肉活動。但是近年來有許多研究結果紛紛提出不同意見, Sheehy 等 (1998) 比較 15 位健康受試者與 13 位髕股骨疼痛患者在上下階梯時, 離心與向心收縮的肌電活化比值, 發現兩組肌電活化比值都大於 1 且無統計差異。McClinton、Donatell、Weir 與 Heiderscheit (2007) 在研究中找了 20 位髕股骨疼痛患者和 20 位健康正常人, 在五種不同高度的踏階上連續做 6 次的踏階動作, 利用

三維動態分析系統與肌電圖，分別偵測受試者踏階時的膝關節屈曲角度與肌電活化比值，另外也用視覺疼痛量表指數 (Visual Analogue Scale, 簡稱 VAS) 評估疼痛指數，發現經過實驗後，髕股骨疼痛指數有顯著差異；雖然肌電活化比值小於 1，但並沒有統計差異，這代表活化比值與髕股骨疼痛症狀並無相關。

三、股內斜肌與股外側肌群的收縮反應時間差

Karst 與 Willett (1995) 認為股內斜肌與股外側肌的肌力不平衡也許與神經支配有關，因為股內斜肌神經支配較少，所以在膝關節剛開始伸直時，股外側肌肌力徵召會遠大於股內斜肌，使出現立即性的髕骨內外肌力不平衡或是股內斜肌反應延緩現象。而股內斜肌提前反應收縮是必要的，因為股內斜肌提前反應收縮可以及時抵抗股外側肌的肌力，這也會影響髕骨與股骨滑車間的滑動方式；相對地，若股內斜肌的反應收縮比股外側肌緩慢，可能就會造成髕股骨疼痛症候群 (Grabiner, Koh, & Draganich, 1994; Pal et al., 2011)。Neptune、Wright 與 van den Bogert (2000) 提出股內斜肌的收縮反應時間若延緩 5 毫秒，會明顯地使髕股骨關節內的負重壓力增加，而導致髕股骨關節疼痛。Cowan、Bennell、Hodges、Crossley 與 McConnell (2001) 針對 33 位髕股骨疼痛實驗組與 33 位健康控制組，在每分鐘 96 步的步速下，作 5 次上下階梯的功能性活動，比較股內斜肌與股外側肌的上階梯 (向心收縮) 與下階梯 (離心收縮) 的收縮反應時間，結果顯示 70 到 80 百分比的實驗組，無論是上階梯或下階梯，股內斜肌反應收縮都比股外側肌緩慢 10 毫秒以上，而控制組則

沒有顯著差異；但 Cowan 等認為若股內斜肌活化值太低，即使股內斜肌比股外側肌提早收縮，可能還是無法維持髕骨位置。Van Tiggelen、Cowan、Coorevits、Duvigneaud 與 Witvrouw (2009)將 79 位軍校學生分為髕股骨疼痛組和健康控制組，分別在 6 週的軍事訓練(如跑步、攀岩、競技訓練和運動訓練等)前後，利用肌電圖來觀察學生們在向後墊腳跟時，股內斜肌與股外側肌的收縮反應時間差(VMO-VL onset time)。結果發現髕股骨疼痛組在訓練後的收縮反應時間差由原先的 1.67 毫秒，增加到 17.73 毫秒，表示經過軍事訓練後，股內斜肌明顯地增加反應延緩現象；而控制組在訓練前後都沒有出現反應延緩現象。研究學者認為股內斜肌收縮反應時間延緩的特性，可以當作髕股骨疼痛症候群的危險因子之一。而激烈性、衝撞性的軍事訓練，實質上對膝關節也是一種傷害，若股內斜肌較股外側肌提早收縮，就可以預防髕股骨疼痛的發生。由以上文獻回顧，在髕股骨疼痛症候群患者中，他們的股內斜肌與股外側肌群的收縮反應時間與正常人不同，都是呈現股內斜肌收縮緩慢的現象。

根據以上文獻結論可知，髕股骨疼痛症候群患者中，確實出現股內斜肌收縮反應延緩的肌電特性，而學者們也建議將股內斜肌收縮反應延緩的肌電特性當作危險因子之一，許多研究也利用此肌電特性來驗證治療效果。而肌電活化比值大於 1；在理論上，被解釋為防止髕骨向外移位，使髕股骨間的滑動機制正常化；但是眾多研究結果卻不支持這個看法，這可能是因為實驗設計內容及方式不同、樣本數過少、或是受試者篩選方面所出現的差異。

第三節 髌股骨疼痛症候群的下肢運動學

除了探討股內斜肌與股外側肌的肌力不平衡外，也有些學者針對髌股骨疼痛症候群患者的下肢運動學進行研究，他們認為股四頭肌角度異常可能會造成髌股骨疼痛，以下就這項因素進行文獻探討分析。

一、股四頭肌角度

股四頭肌角度 (Quadriceps angle, 簡稱 Q-angle) 的定義，是髌前上棘 (anterior superior iliac spine, 簡稱 ASIS) 與髌骨中點的連線和髌骨中點與脛骨粗隆 (tibial tuberosity) 連線，兩連線交會的銳角角度。Fulkerson (2004) 認為股四頭肌與髌骨韌帶的作用力距因為不在同一直線上，所以會對髌骨造成一個合力距，亦即股四頭肌收縮時會對髌骨產生一個向外的合力距。若股四頭肌角度愈大，則向外合力距愈大；此合力距會使膝關節活動時，髌骨對股骨產生向外移的滑動軌跡。這不正常的滑動造成膝關節週邊軟組織與關節軟骨異常壓力與壓迫，長時期的情況下就漸漸地形成髌股骨關節疼痛 (Mizuno et al., 2001; Neely, 1998)。女性的骨盆腔比男性較寬，所以股四頭肌角度也比男性較大，這可能也是女性罹患髌股骨疼痛症候群的好發率高於男性的原因之一 (Grelsamer & Klein, 1998)。雖然理論如此，但是因為沒有一個標準的測量方法，且股四頭肌角度測量的信效度不高，所以也無法證實股四頭肌角度與髌股骨疼痛症候群相關 (Smith, Hunt, & Donell, 2008)。

Powers (2003)認為，先前對股四頭肌角度的研究都是在靜態的情況下測量，但是引起疼痛症狀的活動大都是動態的功能性活動(例如跑、跳、蹲等)，所以這些靜態測量股四頭肌角度的研究是無法證實與髕股骨疼痛症候群的相關性。Powers (2003)也利用下肢生物力學觀點來解釋髕股骨疼痛，他認為髕股骨疼痛患者下肢關節的動作—脛股骨旋轉(tibiofemoral rotation)異常與膝關節外翻(knee valgus)，會改變股四頭肌角度，也間接影響髕股骨的滑動機制。

二、脛股骨旋轉角度

造成脛股骨旋轉異常的原因有距下關節(subtalar joint)過度前翻(subtalar excessive pronation)以及髕關節外展肌群(hip abductor)與外轉肌群(hip external rotator)無力，以下就這二點做回顧與探討。

(一) 距下關節前翻

Tiberio (1987)指出，距骨與脛骨、腓骨緊密相接，所以在行走過程的站立中期，若距下關節出現過多的前翻，或前翻的時間過久，連帶會促使脛骨相對於距骨內轉角度變大，脛骨外轉因此延緩發生。由於膝關節有其獨特的生物力學特性—螺旋迴轉機制(screw-home mechanism，當膝關節接近完全伸直時，會伴隨著脛骨相對於股骨外轉)，此時股骨相對於脛骨因此產生更多內轉，以代償膝關節伸直時所需要的脛骨外轉。因為股骨過多的內轉，會使股四頭肌角度變大；且當股骨內轉超過30度時，髕股骨關節間的壓力也會提升(Lee, Morris, & Csintalan, 2003)，這對髕股骨關節並不是一個好的結果，因為會影響髕股骨關節的滑動機制。

(二) 髖關節肌群無力

另外一個影響膝關節旋轉角度因素是髖關節外展肌群與外轉肌群無力，Lloyd Ireland 等(2003)將兩組都是 15 位且有休閒運動習慣的年輕女性，經年齡配對為實驗組和控制組。用手握式測力器分別在受試者躺姿和坐姿固定下，測量兩組的髖關節外展肌群和外轉肌群的肌力，發現髖股骨疼痛組的髖外展肌和外轉肌較控制組差。Fukuda 等(2010)將 70 位患有髖股骨疼痛症候群的年輕女性隨機分派成三組，一組接受膝關節肌力訓練和伸展訓練，一組除了膝關節訓練外，又加上髖關節的外展肌與外轉肌群訓練與伸展訓練，第三組為控制組，在 4 週的運動與伸展訓練介入前後，讓受試者填寫上下階梯時的疼痛量表(11-point numerical pain rating scale)、前膝疼痛量表(Anterior Knee Pain Scale)、下肢功能性量表(The lower extremity functional scale)與單腳跳的功能試驗，結果發現若加上髖關節的運動訓練組在下階梯時的疼痛指數比單獨膝關節訓練組佳，而兩組的功能指數與疼痛指數比控制組佳，此研究學者也建議將髖關節的運動訓練放在膝關節訓練計劃中，效果會更好。Earl 與 Hoch(2011)針對 19 位患有髖股骨疼痛症候群的女性運動員及運動愛好者，執行 8 週的復健計畫，其中包括髖關節外展肌群和外轉肌群的肌力訓練、核心訓練與伸展運動，一週兩次，一次執行 30 到 60 分鐘。在復健計畫前後測量受試者的疼痛指數、膝關節功能、大腿肌群肌力，以及用三維動作分析系統觀察跑步時下肢關節活動角度。結果發現明顯改善髖關節外展肌力和外轉肌力，膝關節功能及疼痛也有改善。Earl 等認為復健計劃中

髖外展和外轉肌群肌力訓練是可以有效改善髖股骨疼痛症狀。這些學者也認為，髖股骨疼痛症候群患者的髖外展和外轉肌力無法與髖內收和內轉肌群相抗衡，所以股骨出現過多的內收和內轉，使股四頭肌角度變大、髖股骨關節接觸面積增加。若髖股骨關節在此不正確的排列下，重複做激烈且載重性的運動競賽或活動，疼痛症狀一定會出現。

三、膝關節外翻

股四頭肌角度增加的另一原因為膝關節外翻(knee valgus)，若從站姿上來看，會發現兩腳像是X形狀，所以膝關節外翻又俗稱X型腳，這是因為股骨內收或脛骨外展所造成的現象。形成膝關節外翻的原因如髖關節外展肌群無力、髖關節內翻(coxa vara)、或是骨盆腔過寬(wider pelvis)(Powers, 2003)，膝關節會因為結構上的外翻使身體在跳躍落地時，髖股骨關節外側受到較大的壓力而造成磨損(Lloyd Ireland et al., 2003)。

脛股骨旋轉角度異常和膝外翻分別代表髖股骨關節在橫狀面與冠狀面的不穩定性，此不穩定性會使髖股骨疼痛患者在走、跑、跳躍時，髖股骨關節面受傷磨損，若排除結構上的異常，髖關節外展及外轉肌群無力應該是主要因素之一，建議物理治療師或運動傷害防護員將髖關節肌力檢查加入診斷項目中，並將髖關節肌力訓練放入訓練計劃中，以強化關節橫狀面與冠狀面的穩定性，改善髖股骨疼痛症狀。

四、膝關節屈曲角度

多數學者認為髕股骨關節的疼痛是因為髕股骨間滑動軌跡異常，使得關節接觸面積減少，造成關節間壓力提升而出現磨損；而另一關節壓力提升的原因是關節反作用力(joint reaction force)增加。Scuderi (1995)指出在載重活動中，膝關節反作用力會隨著關節屈曲角度增加而增加，若患有髕股骨疼痛的運動員做大幅度且重複性的膝屈曲伸直動作，長時間下來必會導致關節組織發炎，甚至使得髕股骨關節提早出現退化症狀(Malek & Fanelli, 1991)。

1983年 Dillon、Updyke 與 Allen 學者研究發現髕股骨疼痛患者在平地與斜坡的行走步態中，站立週期的患側膝關節屈曲角度明顯較一般正常人小。Nadeau 等(1997)則發現髕股骨疼痛患者在平地的步態週期中，站立初期和擺盪初期的患側膝關節屈曲角度顯著比健康控制組小。與上述的平地與斜坡步態實驗比較，Crossley、Cowan、Bennell 與 McConnell (2004)則認為上下階梯較適合去觀察步態的變化，因為上下階梯所需膝關節屈曲角度較大，容易使關節壓力增加；且上下階梯也是髕股骨疼痛症狀之一，所以這些學者觀察 48 位髕股骨疼痛受試者和 18 位健康受試者，在上下階梯時的兩個運動學參數：足部觸地(foot contact)時膝關節角度以及站立週期時的最大膝關節屈曲角度(peak knee flexion)有無統計上的差異，研究中也記錄實驗組的膝關節疼痛與日常功能指數。結果發現髕股骨疼痛患者的患側腳在足部觸地時的膝屈曲角度與站立週期的最大膝屈曲角度都比健康控制組小，並且有顯著差異；但髕股骨疼痛組的膝關節屈

曲角度和膝關節疼痛指數、日常功能指數，三者間卻缺乏相關。

對於髕股骨疼痛患者在站立週期中改變膝關節屈曲角度的原因，學者們都認為是為了減少關節反作用力和降低疼痛所做的步態代償策略(Crossley et al., 2004; Salsich et al., 2002)。另外膝關節屈曲角度並沒有和疼痛指數與日常功能指數呈現相關的原因，Crossley 等(2004)則認為髕股骨疼痛患者除了降低膝關節屈曲角度外，可能也利用其他的步態策略來降低關節反作用力，例如調整髖關節和足踝關節角度、降低行走速度、軀幹前傾使重心前移，或是調整大腿肌群的開始收縮時間來改變關節反作用力(Brechter & Powers, 2002b; Crossley et al., 2004)。

五、結論

分析以上的學者研究文獻可知，髕股骨疼痛患者的下肢運動學表現有兩項值得注意；一為股四頭肌角度，另一為膝關節屈曲角度。距下關節的過度前翻、髖關節外展肌群和外轉肌群無力都有可能造成股四頭肌角度的增加，使髕股骨關節接觸面積減少而發生疼痛；這代表著鄰近關節對於髕股骨關節的影響因素。另外髕股骨疼痛患者的膝關節屈曲角度在載重活動中的站立期有減少傾向，這可能是因為要避免膝關節反作用力增加，連帶使髕股骨關節壓力增加所做的步態策略，這些運動學上的表現值得後續觀察和探討。

第四節 髕骨貼紮對髕股骨疼痛症候群的影響

髕股骨疼痛症候群的治療以非手術治療(nonoperative treatment)為主，其中物理治療(physical therapy)是經常使用的治療之一，目的是藉由回復髕股骨關節位置以及正常滑動軌跡來降低疼痛症狀。其中治療項目包括股四頭肌群肌力訓練、被動與主動的伸展運動、髕骨鬆動術、貼紮治療、生物回饋治療、超音波治療、電熱療和足部護具(Aminaka & Gribble, 2005; Crossley et al., 2002; Houglum, 2004)。其中髕骨貼紮是運動場上防護員及物理治療師最常用的治療項目之一，以下就以這項治療介入作相關探討。

一、髕骨貼紮—McConnell 貼紮技術

貼紮治療常見於運動場上，其功效主要是降低水腫及發炎反應；與預防運動傷害發生(王百川，民 92)。物理治療師也常用貼紮治療髕股骨疼痛症候群，澳洲物理治療師 McConnell (1986)，利用雷可貼布(leukotape)將髕骨向內拉並且固定髕骨位置來治療髕股骨疼痛症候群。他認為將髕骨向內拉的貼紮技術手法除了可以改變髕骨相對於股骨的位置，也可以伸展大腿外側肌群組織、增加股內斜肌的肌力活動及降低疼痛，使疼痛病患得以順利地開始從事肌力訓練。而治療前要先評估髕骨位置與異常滑動方向，再給予正確的貼紮治療(McConnell, 1986)。

雖然 McConnell 認為向內拉的髕骨貼紮技術可藉由改變髕骨位置來降低疼痛，但是有學者抱持不同看法；Christou (2004)找了 15 位健康女性及 15 位有髕股骨疼痛症候群的女

性，以隨機分派方式分成無貼紮控制組、無方向控制的貼紮安慰組，實驗組為向內和向外滑動方向的貼紮組，讓受測者在長板凳上作等速肌力測試，利用肌電圖來偵測股內斜肌及股外側肌的活化數值，疼痛指數則以 McGill 疼痛問卷量表記錄。結果發現實驗組在降低髕股骨疼痛指數有明顯效果，且貼紮可以使股內斜肌肌電活化值增加、股外側肌肌電活化值下降；Christou 認為髕骨貼紮可以加強髕股骨內側韌帶的支撐能力，穩定髕骨與股骨間的滑動軌跡，減輕患者疼痛，和改變髕骨位置較無關係。MacGregor、Gerlach、Mellor 與 Hodges (2005)則認為貼紮的效用是因為髕骨表面皮膚受到伸展，會刺激表皮神經接受器 (cutaneous afferent receptors)，使股內斜肌的動作單位活化值 (motor unit activity) 增加，進而影響髕骨滑動軌跡。以上文獻作者均認為髕骨貼紮的影響機制可能是因為內側韌帶的穩定性增加或經皮刺激的效果，而不是矯正髕骨位置。

二、McConnell 貼紮技術對肌電圖特性的影響

Cowan、Bennell 與 Hodges (2002a)也找了 10 位髕股骨疼痛患者及 12 位健康受測者分成三組：貼紮實驗組、貼紮安慰組及無貼紮控制組，紀錄上下階梯時，股內斜肌及股外側肌的收縮反應時間是否有差異。結果發現貼紮實驗組除了可以改變股內斜肌及股外側肌的活化特性，也可以提早股內斜肌收縮反應時間及降低疼痛，而貼紮安慰組及無貼紮組則沒有統計差異。Cowan、Bennell、Crossley、Hodges 與 McConnell (2002b)想瞭解接受 McConnell 髕骨貼紮技術為基礎的六週的物理治療，VMO 與 VL 的收縮反應時間差是否會

受到影響。他們將 65 位髌股骨疼痛患者分成實驗組和安慰組，實驗組接受為期六週(包括髌骨貼紮)的物理治療，安慰組則給予安慰超音波和安慰貼紮。在治療前後測量 VMO 與 VL 的 EMG，看上下階梯時兩條肌群的收縮反應時間差是否改善。研究結果發現接受 McConnell 療法為基礎的物理治療計畫後；在離心收縮時，VMO 開始收縮時間超前 VL，而在向心收縮時，兩條肌群則同時收縮。研究學者認為以 McConnell 為基礎的治療計畫，在階梯動作中，可以改變 VMO 相對於 VL 的動作控制，且其臨床治療效果也較佳。

但是也有其他的研究提出不同的看法，Ng 與 Wong (2009)將 16 位髌股骨疼痛患者以隨機順序方式給予髌骨貼紮、安慰貼紮和無貼紮，在膝關節干擾測試中觀察股內斜肌和股外側肌的肌電特性，發現兩條肌群的收縮時間差上並沒有顯著差異，而無貼紮的股內斜肌的肌電活化值反而比髌骨貼紮還大，作者認為髌骨貼紮並不能增加股內斜肌活化值。Cowan、Hodges、Crossley 與 Bennell (2006)找 10 位髌股骨疼痛患者及 12 位健康控制受試者，隨機分配三種貼紮：髌骨貼紮、安慰貼紮、無貼紮，在上下階梯測試時觀察貼紮前後的立即效應，結果發現雖然髌骨貼紮可以明顯地降低疼痛，但股內斜肌與股外側肌的肌電比值並無顯著差異。這些研究學者認為 McConnell 向內拉的貼紮手法雖然有臨床上的效益，但原因不是來自於改變股內斜肌與股外側肌群的肌電活化值。

由以上文獻探討可知，對於 McConnell 髌骨貼紮手法是否影響股內斜肌與股外側肌的肌電特性，仍有許多爭議。建議運動員和防護員在執行髌骨貼紮治療後應配合股四頭肌或

選擇性股內斜肌肌力訓練計畫，以達到降低疼痛及穩定髌骨滑動軌跡的雙重效果。

三、McConnell 貼紮技術對生物力學的影響

Powers 等(1997)學者找 15 位髌股骨疼痛女性，在髌骨貼紮前後情況下，觀察在自然行走、快走、走斜坡和上下階梯動作時，她們的步態以及膝關節屈曲動作。結果發現貼紮後受試者上斜坡時的步長(stride length)增加；另外貼紮後的膝關節載重時的屈曲角度(knee loading response flexion)在所有測試動作中也有增加，尤其上階梯時的屈曲角度平均增加 4.6 度。Ernst、Kawaguchi 與 Saliba (1999)則給予 14 位單側髌股骨疼痛女性，3 種不同的膝關節貼紮(髌骨貼紮、安慰性貼紮、無貼紮)，在垂直跳躍動作測驗下，觀察她們的膝關節最大伸直力距、爆發力和垂直跳躍高度，並與健康控制腳比較，結果發現髌骨貼紮比無貼紮、安慰貼紮及健側腳有較大的膝關節伸直力距和爆發力。Salsich 等(2002)想了解在階梯測試時，髌骨貼紮是否可以改變膝關節的動力學及運動學。試驗發現經過貼紮後，受試者在上下階梯的膝關節屈曲角度、步速和膝伸直力距有顯著增加。

Ernst 等(1999)與 Salsich 等(2002)均認為膝關節力距增加的原因為股四頭肌力臂增加，而髌骨貼紮改變了髌骨位置，使得膝伸直時增加股四頭肌力臂，間接增加力距和爆發力，另外他們也認為貼紮降低疼痛，使髌股骨疼痛患者較願意在載重活動中，增加患側膝關節屈曲角度，以承受較大的關節反作用力。

Mostamand、Bader 與 Hudson (2010)針對 18 位髕股骨疼痛患者和 18 位健康受試者進行髕骨貼紮和膝關節反作用力相關試驗，他們利用動作分析系統及力板，分析髕股骨疼痛患者在單腳膝屈曲 45 度時的貼紮前、貼紮和貼紮撕除後的膝關節反作用力；另外也記錄單腳站立時的疼痛指數。發現貼紮及貼紮撕除後膝關節反作用力及疼痛值明顯比貼紮前降低，研究學者認為單腳站立時的疼痛降低歸因於關節反作用力的降低。

總結以上文獻探討，髕骨貼紮在生物力學方面的影響有增加膝伸直力距、爆發力、膝屈曲角度、步速與降低關節反作用力。這些功效對運動員在運動場上的疼痛減輕與運動表現都有正面的幫助。

第五節 肌內效貼紮

除了髕骨貼紮外，近年來許多運動員也用肌內效貼紮來治療髕股骨疼痛症候群。相對於髕骨貼紮，肌內效貼紮的彈性較佳，完全不會影響運動員的肢體活動與運動表現，不會造成皮膚過敏，使用時間也較長。貼布材質近似皮膚的獨特設計，貼起來也比較舒適透氣，所以現在愈來愈多患有髕股骨疼痛的運動員也將肌內效貼紮當做運動貼紮治療的另一選擇。

一、簡介

日本 Kenzo Kase 博士於 1982 年發明肌內效貼布，他認為外在且具有黏彈性質的貼布可以矯正人體體內軟組織功能，幫助軟組織回復正常狀態。肌內效貼布剛開始應用在復健相關領域，逐漸推廣在運動傷害與運動防護並廣受好評，1995 年正式引進美國後，近年來逐漸受到歐美人士喜愛與使用。而台灣自 1996 年開始引進後，除物理治療師應用在復健治療外，運動防護員也普遍地使用在競技運動傷害防護上。

肌內效貼布與傳統運動貼布的最大差異在於肌內效貼布的特殊設計與材質，其中交叉織法的棉織布使貼布表面呈現波浪形狀，讓貼布可以延展至原本長度的 1.3 到 1.4 倍；若在無拉力情況下也有 10% 貼布長度的回縮力，所採用的壓克力黏膠(丙烯酸)不會影響貼布的通風透氣。另外肌內效貼布不會刺激皮膚或使皮膚過敏，貼布厚度設計模仿人體皮膚厚度，提供皮膚舒適感；因為貼布透氣、防潑水、快乾，所以淋浴後也不會脫落，使用時間可維持 3 到 5 天(Kase, Kase, &

Wallis, 2003)。傳統運動貼布主要功效用在穩定肢體關節，所以相對的限制關節活動與肌肉伸展，而肌內效貼布不會限制肢體關節活動，絲毫不影響運動員在競技場上的表現。

二、肌內效貼紮對動作表現的臨床應用

Kase 認為肌內效貼布本身設計是模仿人體皮膚特性，所以貼布的延展性、黏性與厚度都與皮膚性質相近，當貼布貼在皮膚上，可以提升皮下筋膜空間，增加血液循環和淋巴循環，另外藉由肢體動作使貼布延展與收縮，對筋膜(fascia)產生不同的力學效果(Kase, 1997; Kase & Hashimoto, 1998)。肌內效貼紮對軟組織的影響有幾項因素：

- (一) 藉由貼布帶動筋膜流動(fascia fluid)來調節肌肉收縮，促進動作表現與動作矯正。
- (二) 利用中樞神經系統中感覺神經和運動神經的相互影響，讓肌肉運作正常化。
- (三) 肌內效貼紮可以干擾疼痛訊息傳輸，相對的在疼痛降低情況下，提升肢體動作與關節角度，增加肌肉延展性，有利於肌肉力量增加(Kase, 2011)。

Thelen、Dauber 與 Stoneman (2008)針對 42 位肩胛夾擠症候群(shoulder impingement syndrome)和旋轉肌群肌腱炎的受試者隨機分成肌內效貼紮組與安慰貼紮組。在貼紮第一、第三與第六天，三個時間點做疼痛指數、肩關節功能指數和無疼痛下的主動性關節活動範圍測量，結果發現肌內效貼紮組在肩關節無疼痛下的關節範圍值有立即性增加，研究學者認為活動範圍增加原因可能與棘上肌貼紮的本體感覺刺激使該肌群動作徵召(motor units recruitment)增加有關。

Vithoulka 等(2010)測試 20 位非運動員的健康女性，在三種貼紮介入下(無貼紮、安慰性貼紮、肌內效貼紮)做等速肌力測試，測試膝伸直/屈曲肌的最大離心和向心收縮。結果發現股四頭肌在每秒 60 角速度最大離心收縮力距的組間有顯著差異，其中在肌內效貼紮介入下所產生的力距大於安慰性貼紮和無貼紮。研究學者認為肌內效貼紮的貼紮方向影響筋膜，促進肌肉張力，使肌肉收縮增加。Hsu、Chen、Lin、Wang 與 Shih (2009)徵召 17 位患有肩胛夾擠症候群的業餘籃球運動員，以交叉測試(crossover trial)方式，隨機給予肌內效貼紮和安慰性貼紮，利用電磁場軌跡追蹤儀(electromagnetic tracking system)和肌電圖測量貼紮前後，受試者在肩胛平面做高舉動作(scaption)時運動學和肌電活化值。結果發現經肌內效貼紮後，增加下斜方肌活化值和肩胛後傾(posterior tilt)動作，這些學者們認為肌內效貼紮可以增加肌肉活化，改善肩胛夾擠症候群患者的肩關節動作表現。

三、肌內效貼紮對於髀股骨疼痛肌電學的影響

許多學者認為彈性貼紮除了可以降低發炎和疼痛，另外也可以矯正姿勢、增加軀幹與肢體的穩定性、支持關節與軟組織、促進知能—動作功能(sensor-motor function)。例如藉由本體感覺或其他感覺輸入影響，使關節活動正常化(Lohrer, Alt, & Gollhofer, 1999; Whittingham, Palmer, & Macmillan, 2004)。而近年來也有些學者研究肌內效貼紮對於髀股骨疼痛患者在生物力學與臨床效益方面的影響，以下提出相關研究文獻做整理與探討。

Chen、Hong、Lin 與 Chen (2008)將 15 位女性髕股骨疼痛患者和 10 位正常健康受試者分成兩組，分別在三種貼紮狀況下(無貼紮、安慰性貼紮、肌內效貼紮)，使用力板和肌電圖觀察受試者在上下階梯時膝關節反作用力和股內斜肌與股外側肌的肌電圖特性，結果發現在髕股骨疼痛組下階梯時，肌內效貼紮狀況下的膝關節反作用力大於無貼紮和安慰貼紮，健康控制組則無顯著差異。在肌電圖特性方面，與無貼紮比較後發現，髕股骨疼痛組的股內斜肌與股外側肌比值在肌內效貼紮時比值大於 1，且大於無貼紮；另外髕股骨疼痛組在肌內效貼紮時也比無貼紮提早股內斜肌的收縮反應時間，而控制組則無顯著。類似同樣研究內容，楊玉鈴 (民 97)針對 15 位髕股骨疼痛患者和 15 位健康受試者，分別在肌內效貼紮前後情況下，偵測登階動作時股內斜肌與股外側肌的肌電特性、視覺疼痛量表指數和膝關節功能評估。比較健康受試者後發現，髕股骨疼痛患者在貼紮後的股內斜肌比股外側肌提早收縮，且疼痛和膝關節功能都有顯著改善。研究者認為肌內效貼紮可以有效地改善髕股骨疼痛問題，原因可能是因為肌內效貼紮改變股內斜肌的收縮反應時間。

由以上的文獻探討可知，肌內效貼紮確實可以改變人體某些生物力學上的特性，以促進動作及功能表現；但是這些效果是否為皮膚機械受器造成的結果，尚有些爭議。另外這些效果是否具有長時間效應，須日後進一步的研究澄清。而肌內效貼紮雖然可以改變髕股骨疼痛患者的股內斜肌與股外側肌群的肌電值特性與降低疼痛，但是對於髕股骨疼痛患者的下肢運動學方面的表現仍未有相關文獻分析，亦須日後進一步研究探討。

第六節 文獻總結

許多學者認為髌股骨疼痛的發生原因為髌股骨關節間的壓力過高，若經長時間且重複性的膝關節活動後，髌股骨關節會出現磨損而導致疼痛。而髌骨與股骨滑車溝間的滑動軌跡異常，使關節接觸面積減少；或是關節反作用力增加，都會使髌股骨關節壓力提升。歸納以上的文獻研究可知，髌股骨滑動軌跡異常、關節接觸面積減少的原因有：

- (一) 膝關節本身所造成的影響，如股內斜肌和股外側肌的動態肌力不平衡。
- (二) 鄰近關節所造成的影響，如距下關節過度前翻、髌關節外轉肌群或外展肌群無力，使得股骨相對於脛骨出現過多內轉，股四頭肌角度增加。

另外關節反作用力增加的原因為站立期時膝關節屈曲角度增加。這些因素都可能使運動員經歷長期的訓練或競賽後，因為膝關節疼痛而影響運動表現成績。

McConnell 發明的髌骨貼紮技術，是利用將髌骨向內拉的手法，來防止因為股內斜肌與股外側肌間的動態肌力失衡而出現髌骨向外移位現象；但是似乎無法處理髌關節或距下關節所造成的影響。而肌內效貼紮技巧和手法，彈性且多樣化，可因髌股骨疼痛發生原因不同而給予不同的貼紮治療。然而現今尚未有針對髌股骨疼痛症候群患者，髌關節與足踝關節的肌內效貼紮治療相關文獻研究，所以本研究目的為藉由生物力學分析，來探討肌內效貼紮對於髌股骨疼痛症候群下肢運動學和肌電圖特性，以提供運動員、教練和防護員建議與參考。

第參章 研究方法與步驟

本研究為單一實驗組重複量數設計(one experimental group repeated measure design)，研究對象是患有髕股骨疼痛症候群患者，目的是想瞭解以肌內效貼紮當作介入治療，是否對髕股骨疼痛症候群患者在階梯測試時，下肢運動學參數、肌電圖特性與疼痛指數有立即性影響。研究中所使用的自變項為五種貼紮狀態(四種貼紮手法與無貼紮)，依變項為下肢運動學參數(站立週期的膝關節屈曲角度、膝關節外翻角度、膝關節旋轉角度、髕關節外展角度及舟狀骨下墜距離、股四頭肌角度)、股內斜肌與股外側肌的肌電圖參數(肌電比值與收縮反應時間差)，以及視覺疼痛量表指數。

第一節 研究對象

研究中徵召 14 位髕股骨疼痛受試者，先經復健科醫師的臨床檢查，再參考先前文獻常用的收案標準與排案標準進行篩選(MacGregor et al., 2005; Witvrouw et al., 2005)。為排除關節退化疾病的可能性，受試者的年齡限定在 18 至 45 歲，所有的篩選全部由同一位物理治療師進行檢查。

(一) 收案標準

1. 在以下動態活動中，如長時間坐姿後站起來、上下階梯、跪、單腳跳、跑、走斜坡、蹲，至少出現 2 項以上的活動有髕骨前側或周遭疼痛，且疼痛數值經由視覺疼痛量表指數(100mm Visual Analogue Scale, VAS)

評估至少有 3 分以上；而且這些症狀至少持續一個月以上。

2.若以下檢查項目經由臨床物理治療師評估後發現有 2 項以上出現疼痛且視覺疼痛量表指數至少有 3 分以上：

- (1)受試者採長坐姿(long-sitting)，在膝關節完全伸直情形下，給予髌骨直接加壓。
- (2)髌骨內側及周遭作觸診檢查。
- (3)受試者坐在椅子上，作膝關節伸直運動時給予阻力。
- (4)受測者在膝關節屈曲 15 至 20 度左右時，作股四頭肌等長收縮，在髌骨上緣給予阻力。

(二) 排案標準

- 1.膝關節韌帶鬆弛或發炎疼痛，半月軟骨、滑液囊(bursae)、膝關節皺褶(plica)有損傷，或是髌骨有脫位(dislocation)、半脫位(subluxation)的情形。
- 2.有髌骨骨折、退化或出現腫脹的病史。
- 3.有頭部外傷或因為神經受損而影響平衡與協調功能。
- 4.腰部或下肢關節如髖關節、踝關節有疼痛或損傷。
- 5.對貼紮過敏或有皮膚疾病。
- 6.長期服用止痛劑或類固醇者。

第二節 實驗地點與時間

一、實驗地點

本實驗於國立臺灣體育運動大學生物力學實驗室進行資料收集。

二、實驗時間

- (一) 實驗前試驗：實驗前先找 3 至 5 位健康受試者進行測試，以修正實驗流程中出現的問題，100 年 12 月中旬進行試驗。
- (二) 正式實驗時間：調整及確定實驗流程後，正式徵招受試者進行資料收集，正式實驗時間為 101 年 1 月 15 日至 101 年 4 月 15 日。

第三節 實驗設備與測量工具

實驗中主要使用的儀器設備為 VICON NEXUS 動作分析系統、肌電圖、肌內效貼布、階梯與節拍器，測量工具為量角器、視覺疼痛量表指數與皮尺。

一、VICON NEXUS 1.4.116 動作分析系統

利用 8 台 VICON 高速攝影機作動作攝影(如圖 3.1)，採樣頻率為 250 赫茲，截取黏貼在下肢肢體上反光標記的空間運動軌跡後，經 VICON NEXUS 動作分析系統(VICON NEXUS motion analysis system, Oxford Metrics LID. UK)將下肢肢段位置以數位資訊整理且輸出(如圖 3.2)。



圖 3.1 高速攝影機

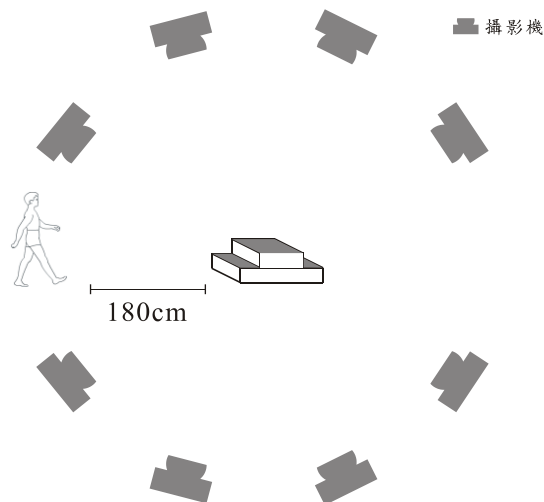


圖 3.2 實驗室攝影機配置圖

二、肌電圖

本實驗使用肌電圖(MA300, Motion Lab Systems, Inc., US)來收集肌肉收縮所產生的肌電訊號，將電極片採集到的肌電訊號傳送到訊號集線盒作放大調整，經過 12bit 數位類比轉換器(A/D converter)將數位資料傳給 VICON 動作分析系統進行同步收集分析，訊號採樣頻率為 1000 赫茲。

三、貼紮貼布

實驗中使用的貼紮技術為肌內效貼紮技術，使用的貼布材質為肌內效貼布(Kinesio™ tex tape)，貼布規格為寬 5 公分×長 5 公尺，貼布顏色統一使用膚色(如圖 3.3)。



圖 3.3 肌內效貼布

四、階梯與節拍器

- (一) 使用一個連續踏階的木製階梯做上下階梯測試，階梯放在長 5 公尺的走道中。階梯中間為 60 公分平臺，兩端各有二個階梯，每個階梯高度為 20.5 公分，梯面長 60 公分、梯面深度 27.5 公分，沒有扶手(如圖 3.4)。
- (二) 利用節拍器讓受試者以每分鐘 96 步的步速進行上下階梯動作。

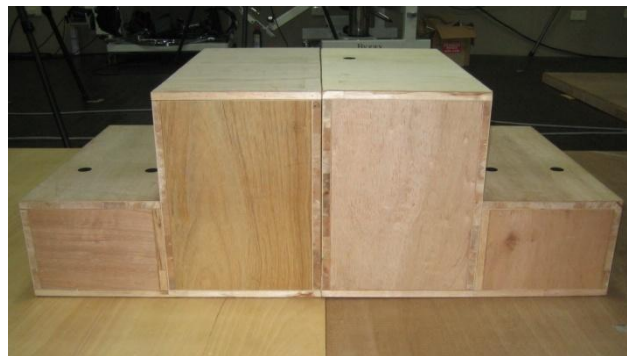


圖 3.4 階梯

五、測量工具及測量項目

- (一) 量角器(測量臂加長)：用來測量單腳站立時的股四頭肌角度，以及測量肌電圖貼片黏貼位置。
- (二) 視覺疼痛量表指數(100mm Visual Analogue Scale, VAS)：評估試驗前一週與五種貼紮狀態的疼痛數值。
- (三) 皮尺：測量小腿肢段長度、大腿外側中線長度、髕骨寬度等長度，以計算所需要的貼布長度。

第四節 實驗架構與步驟

實驗流程順序為架設實驗設備及系統校正、請受試者填寫相關資料、填寫人體計測資料、熱身、黏貼肌電圖電極片及反光標記，再進行資料收集(如圖 3.5)，以下詳述實驗過程：

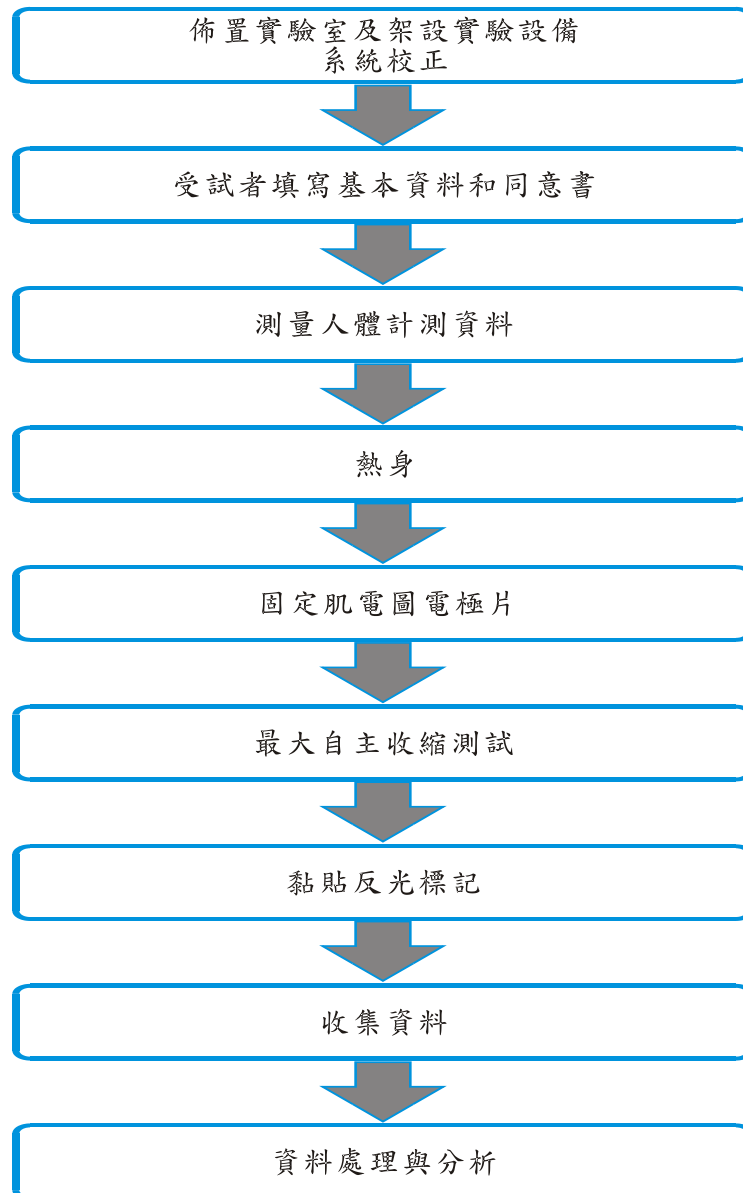


圖 3.5 實驗步驟流程圖

一、佈置實驗室及架設實驗設備

將木製階梯放在 5 公尺走道中，8 台 VICON 高速攝影機架設在階梯四周，調整好攝影機角度及位置，確保實驗過程中能夠擷取到受試者的動作。

二、系統校正

系統校正分為兩部分，目的是重建實驗室三維空間位置，確保實驗資料的準確性：

- (一) 測試者在測量空間中揮動動態校正器(wand)，校正影像擷取可能出現的誤差。
- (二) 將 L 型靜態校正器(L-Frame)置放在力板上，實驗室座標原點定義在力板右下角。

三、測量人體計測資料

對受試者說明實驗內容及流程，請受試者填寫基本資料和同意書(附錄一與附錄二)後，測量受試者的身高、體重、身體質量指數(BMI)、症狀持續出現時間、功能性活動的視覺疼痛量表指數等。

四、熱身

受試者進行實驗前以輕鬆方式作 5 分鐘熱身操及大腿肌群伸展運動，以增加肌群延展性與關節活動度。

五、黏貼肌電圖電極片與最大自主收縮測試

(一) 測量且標記股內斜肌與股外側肌的電極片位置，並去除毛髮、用酒精將皮膚擦拭乾淨後；將電極片用彈性貼布和 3M 透氣膠帶黏貼固定，以防止活動過程中鬆脫滑動。電極片擺放位置則參考先前文獻 (Serrão, Cabral, Bérzin, Candolo, & Monteiro-Pedro, 2005)，將電極片沿著肌纖維走向，分別固定在股內斜肌與股外側肌：

1. 股內斜肌：以髌前上棘和髌骨中心點作連線，量角器固定臂放在連線上，移動臂與固定臂內側夾角約 50 到 55 度，距髌骨內側上緣約 4 公分處，標記股內斜肌電極片位置(如圖 3.6 星形位置)。
2. 股外側肌：以髌前上棘和髌骨中心點作連線，量角器固定臂放在連線上，移動臂與固定臂外側夾角約 15 度，距髌骨上緣約 10 公分處，標記股外側肌電極片位置(如圖 3.6 正方形位置)。

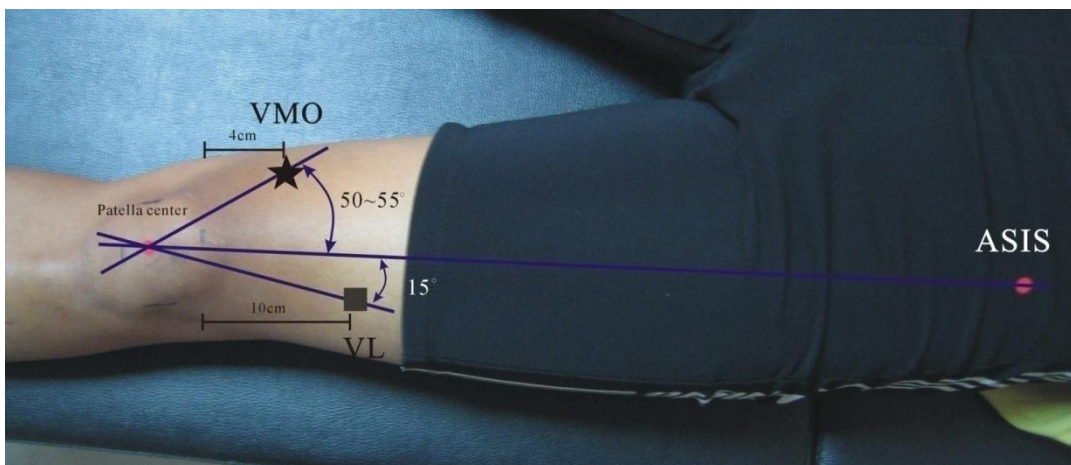


圖 3.6 肌電圖電極片位置圖

作肌腹的觸診以確定電極片位置後，先將皮膚進行除毛和去角質，再用酒精棉擦拭清潔皮膚，將電極片用彈性貼布和 3M 透氣膠帶固定貼緊。

(二) 請受試者坐在有靠背的椅子上且膝關節屈曲 60 度，在給予阻力情形下令受試者作 3 次股四頭肌群的最大自主等長收縮 (maximal voluntary isometric contraction, MVIC)，每次收縮持續 5 秒鐘，每次收縮測試結束休息 30 秒以防止肌肉疲乏，記錄肌肉的最大等長收縮的肌電值以作正規化 (normalization) 處理。

六、黏貼反光標記

實驗中參考 Helen Hayes 的黏貼部位，將被動式反光標記用彈性貼布和 3M 透氣膠帶固定在骨盆及有症狀的下肢骨突或肢段中線等處，利用高速攝影機將反光標記在空間的移動軌跡，記錄成人體各肢體在三維空間中的運動軌跡，反光標記的位置如表 3.1 及圖 3.7：

表 3.1 反光標誌黏貼位置表

黏貼位置(測試腳)		備註
骨盆	髌前上棘(左右側)	
	髌後上棘(左右側)	用於校正髌前上棘位置
	薦骨突	與髌前上棘及髌後上棘共平面
下肢	大腿外側	與股骨大轉子及股骨外上髁共平面
	股骨外上髁	
	股骨內上髁	用於修正膝關節中心
	小腿外側	與股骨外上髁及足部外踝共平面
	足部外踝	
	足部內踝	用於修正踝關節中心
	第二蹠趾關節	
腳跟(跟骨)	第二蹠趾關節及腳跟之連線與地面平行	
	舟狀骨骨突	

● 反光標記位置

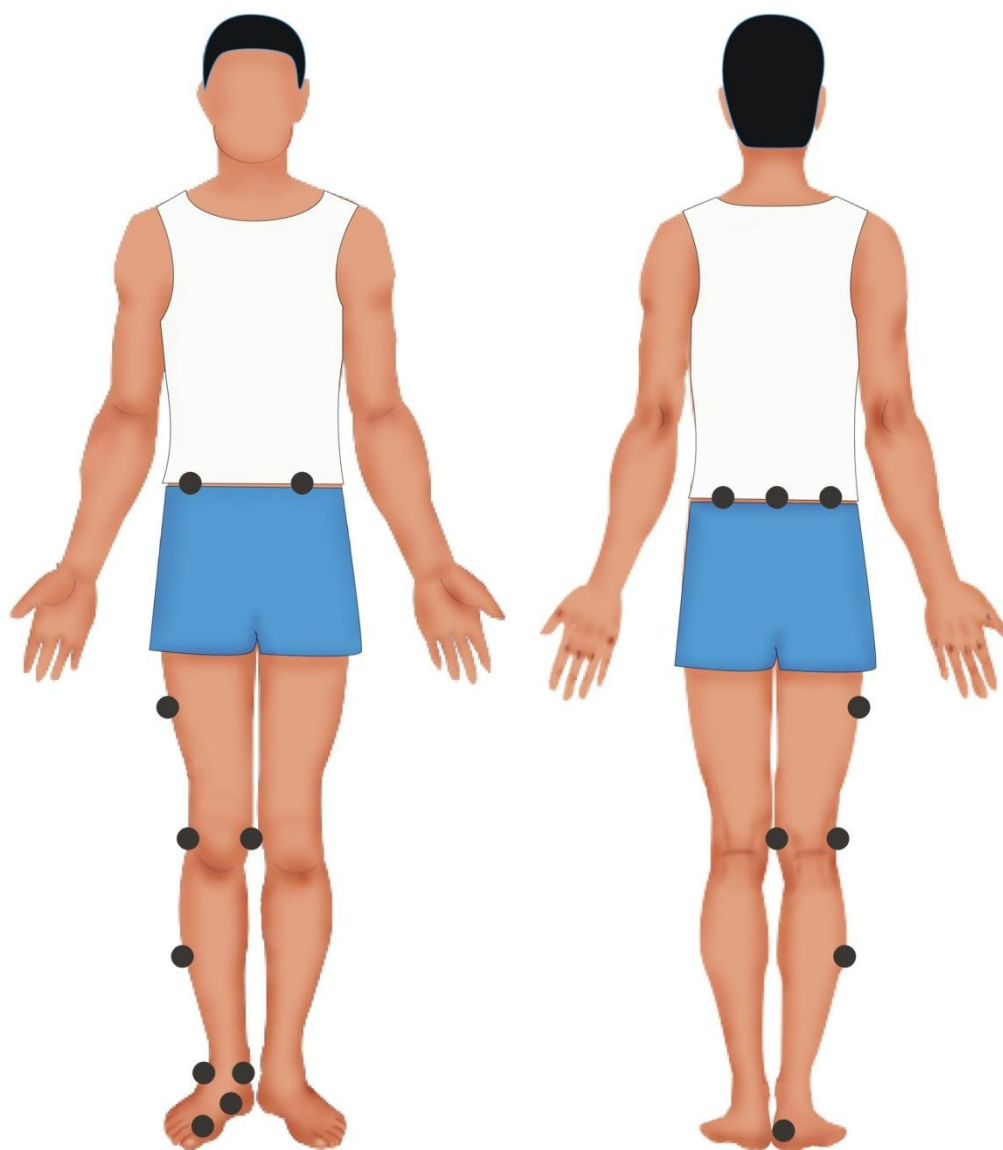


圖 3.7 反光標記位置圖

七、收集資料

先對受試者進行靜態資料收集，再執行動作預演練習，最後進行動態資料收集。貼紮手法有四種—髌外展貼紮、髌骨矯正貼紮、支持足弓貼紮及合併貼紮。將四種貼紮手法與無貼紮以隨機方式進行，每種貼紮試驗之間休息5分鐘。收集資料流程如圖 3.8：

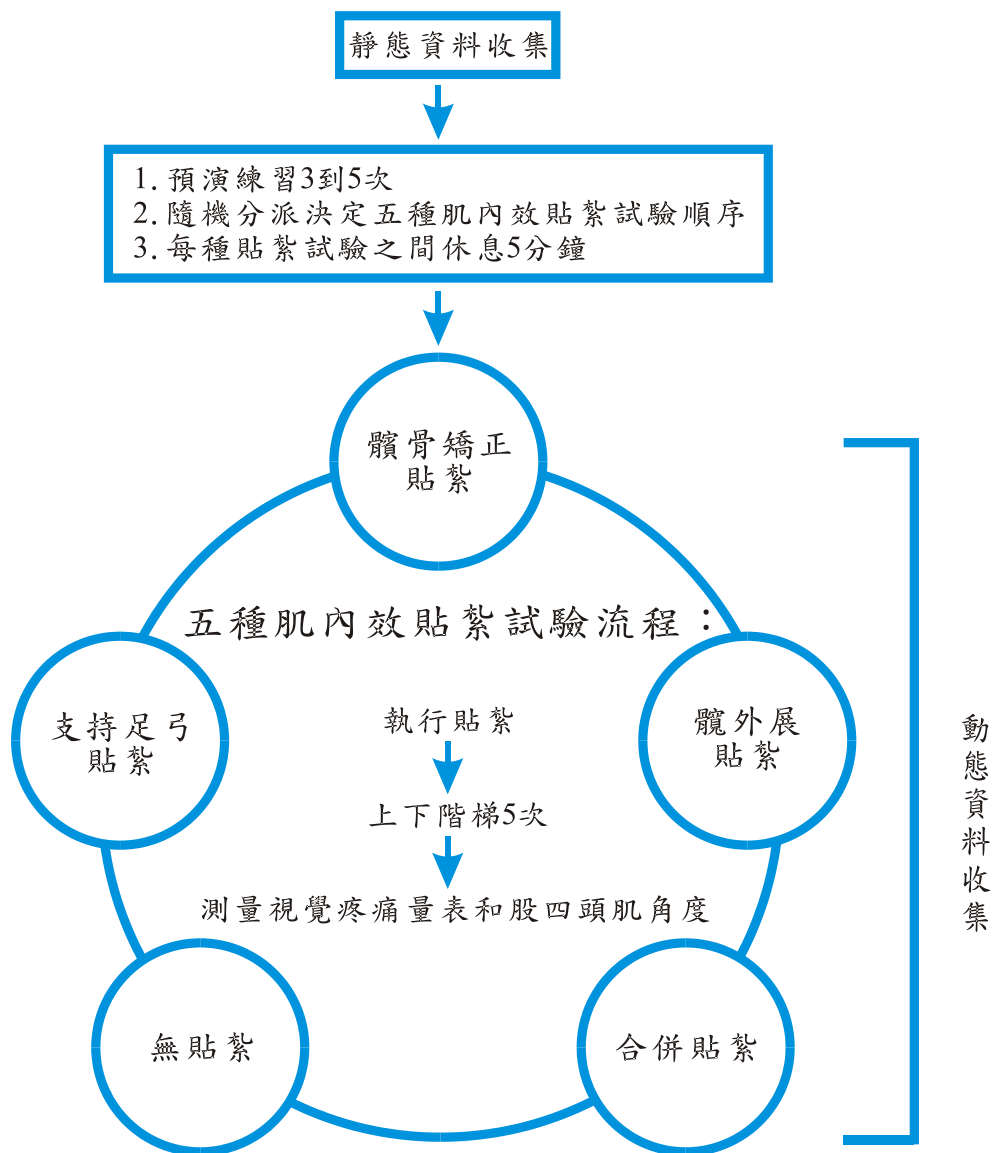


圖 3.8 資料收集流程圖

(一) 靜態資料收集

請受試者以解剖姿勢站立靜止不動，利用攝影機截取骨盆及下肢肢段的反光標記間相對位置，以計算出受試者下肢關節活動的起始角度，以作動態資料分析標準。

(二) 動態收集資料

實驗的動態資料為收集受試者在五種貼紮情況下，上下階梯時的下肢關節活動範圍。利用 VICON 動作分析系統，將 8 台高速攝影機所擷取下肢肢段的反光標記運動軌跡作整理分析。

1. 預演練習：在正式收集資料前，請受試者先練習上下階梯試驗動作，以熟悉動作過程。規定受試者以每分鐘 96 步的步速作上下階梯的動作 3 到 5 次，讓受試者適應階梯環境和動作節奏。要求受試者裸足不穿襪，以一腳一階的方式上下階梯；上下階梯都是測試腳先踏階，盡量踏在階梯中央。若受試者雙腳都有髕股骨疼痛症狀，以症狀較嚴重的腳當作測試腳。
2. 上下階梯試驗：請受試者站在距離木製階梯 1.8 公尺處，朝向階梯走過去。按照預演練習方式，以每分鐘 96 步的步速，上下階梯 5 次。用 VICON 動作分析系統軟體記錄數值。
3. 視覺疼痛量表指數與股四頭肌角度測量：五種貼紮狀態的上下階梯試驗完後須填寫視覺疼痛量表指數和測量股四頭肌角度；股四頭肌角度在受試者以站姿情況下測量 3 次，取其平均值。所有的評估及測量皆由同一位物理治療師執行。

(三) 股四頭肌角度與視覺疼痛量表指數測量方式與流程

1. 股四頭肌角度測量：

- (1) 在地面貼兩條互相垂直的黑色膠帶，請受試者面向前方與其中一條膠帶平行，測試腳踝縱軸(腳跟與第二腳趾連線)站在另一條膠帶上，單腳站立且測試腳為載重腳，身體保持直立不偏移；一手稍微扶著牆壁以維持平衡，注意受測者膝關節不要過度伸直。
- (2) 測試者先在髌前上棘、髕骨中點和脛骨粗隆作標記，以髕骨中點作為量角器的支點，量角器兩個測量臂分別放在髌前上棘與髕骨中點連線，以及脛骨粗隆和髕骨中點的連線上；記錄測量臂夾角。測試以三次測量的平均值作為最終測量數值。
- (3) 為瞭解股四頭肌測量方式是否有高度信度，實驗前先針對股四頭肌角度的測量方式作再測信度研究(test retest reliability)，信度研究中找 11 位健康受試者(3 位男性，8 位女性)，在隔週、相同時間與相同地點，由同一位研究人員作股四頭肌角度測量，並以類組間相關係數(intraclass correlation coefficient; ICC)表示。

2. 視覺疼痛量表指數評估：

- (1) 在評量紙上劃 10 公分直線，並在直線兩端標記數字 0 和 10，數字 0 代表『完全不痛』，數字 10 代表『非常疼痛且無法忍受』，請受試者在直線上劃線，代表現在的疼痛感覺。
- (2) 記錄五種貼紮狀態時上下階梯的視覺疼痛量表指數，比較貼紮對疼痛的影響值。

八、貼紮技術

實驗的貼紮手法為肌內效貼紮法，分別為髕骨矯正貼紮、髕外展貼紮、支持足弓貼紮與合併貼紮(Kase et al., 2002; Kase et al., 2003; 鄭悅承, 民 96)，貼紮手法詳述如下：

(一) Y 形髕骨矯正貼紮(如圖 3.9)：

1. 膝關節屈曲 30 度，量測貼布長度，將貼布剪成 Y 形。
2. 膝關節姿勢不變，貼布固定端在膝關節內側中線位置。以 20 到 30 百分比的拉力，將貼布的兩分支分別沿著髕骨上下緣貼上，且交會在髕骨外側緣。

(二) I 形髕外展貼紮(如圖 3.10)：

1. 受試者側躺，貼紮腳在上且髕關節呈現伸直、內收姿勢，量測貼布長度，且將貼布剪成 I 形。
2. 貼布固定端在腸骨脊上緣，以 10 百分比的拉力，將貼布沿股骨大轉子貼至大腿外側上 1/3 處。

(三) I 形支持足弓貼紮(如圖 3.11)：

1. 在踝關節中立姿勢(0 度)，量測貼布長度，將貼布剪成 I 型。
2. 貼布固定端在足部第五跗蹠關節(tarsometatarsal joint)外側緣，以自然拉力繞過足底，在舟狀骨(navicular)內側緣處，以 20 到 30 百分比的拉力經內踝上方，貼至小腿內側下 1/3 處。

(四) 合併貼紮：合併上述三種貼紮手法(如圖 3.12 與 3.13)

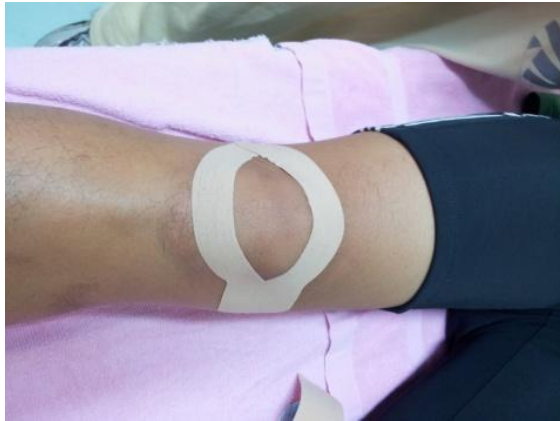


圖 3.9 髕骨矯正貼紮



圖 3.10 髕外展貼紮



圖 3.11 支持足弓貼紮



圖 3.12 合併貼紮(正面)



圖 3.13 合併貼紮(側面)

第五節 資料處理與統計分析

一、資料處理與分析

(一) 肌電圖訊號：

1. 將收集到的肌電訊號，用 VICON NEXUS 系統軟體輸出，採樣頻率為 1000 赫茲，用 60 赫茲的帶拒濾波 (notch filter) 過濾排除附近週遭電器電線干擾，接著以 10 到 500 赫茲的帶通濾波 (bandpass filter) 過濾，再將全部的肌電訊號翻正。
2. 股內斜肌與股外側肌肌電訊號正規化 (the VMO and VL MVIC%)：將三次最大自主等長收縮肌電值中，分別找出股內斜肌與股外側肌的 2 個最大均方根，再作平均 (MVIC averaged RMS)，作為正規化的基準 (100% MVC)。
3. 肌肉收縮反應時間的定義為肌電訊號收縮振幅超過休息時訊號平均值加 3 倍標準差，且收縮時間大於 30 毫秒。兩條肌肉的收縮反應時間差為股外側肌開始收縮時間減去股內斜肌開始收縮時間 (VL-VMO EMG onset timing difference)，若時間差出現負值代表股外側肌比股內斜肌提早收縮，若出現正值代表股內斜肌先收縮。
4. 肌肉活化值以均方根 (root mean square, RMS) 表示
5. 兩條肌群的肌電比值 (VMO/VL ratio) 為股內斜肌除以股外側肌，若比值大於 1 代表股內斜肌活化值大於股

外側肌，若比值小於 1 則表示股內斜肌活化值小於股外側肌。

(二) 運動學參數：

實驗中將人體下半身分成 4 個肢段座標系統：骨盆座標系統、大腿座標系統、小腿座標系統及足部座標系統，每一座標系統至少包含 3 個反光標記，反光標記軌跡以 Butterworth 6 赫茲低通濾波 (low pass filter) 使資料平順化，並且過濾雜訊。

藉由受試者身上的反光標記算出各肢段系統相對於實驗室座標系的運動，並利用旋轉矩陣 (rotation matrix) 表示遠端肢段相對於近端肢段的運動，同時配合肢體解剖構造及座標系定義，以尤拉角 (Euler angle) 來描述遠端肢段相對於近端肢段的運動情形。

二、統計分析

研究收集的資料皆由套裝統計軟體 SPSS 12.0 進行統計分析，以平均數與標準差做資料呈現。研究所使用的自變項為肌內效貼紮，所要觀察的依變項為視覺疼痛量表指數、下肢運動學參數 (膝關節屈曲角度、膝關節旋轉角度、膝關節外翻角度、髌關節外展角度、舟狀骨下墜距離、股四頭肌角度等六個層面)、及股內斜肌與股外側肌的肌電圖特性 (包括收縮反應時間差與肌電圖比值等二個層面)。統計分析詳述如下：

(一) 以描述性統計分析髌股骨疼痛受試者的人體計測資料。

- (二) 以重複量數變異數分析(repeated measures ANOVA)觀察五種貼紮狀態的股四頭肌角度及視覺疼痛量表指數是否有顯著差異。
- (三) 以重複量數變異數分析觀察上下階梯時：
- 1.五種貼紮狀態在站立週期時，膝關節屈曲角度、旋轉角度、膝關節外翻角度與髖關節外展角度是否有顯著差異。
 - 2.五種貼紮狀態在站立週期時，舟狀骨下墜距離是否有顯著差異。
- (四) 利用二因子重複量數變異數分析(two-way repeated measures ANOVA)分析髀股骨疼痛組在上下階梯時，五種貼紮狀態(四種貼紮手法與無貼紮)與股內斜肌、股外側肌的兩種肌肉收縮形態(上階梯時向心收縮與下階梯時離心收縮)對於這兩者肌群的肌電圖特性(收縮反應時間差與肌電圖比值)是否有顯著差異。若交互作用有顯著，則用單因子重複量數變異數分析來檢驗貼紮手法與收縮形態的單純主要效果，並使用 LSD 進行事後檢定。
- (五) 所有的統計分析中的顯著水準(level of significant)設定為 $\alpha = 0.05$ 。

第肆章 結果

第一節 受試者基本資料

本研究徵召 14 名髕股骨疼痛受試者，經受試者簽屬受試者同意書後進行研究，中途有 1 名受試者因個人因素退出實驗，所以總計有 13 名受試者完成實驗。其中 10 位女性，3 位男性，7 位單側疼痛腳，6 位雙側疼痛腳。13 位受試者中僅 3 位無休閒運動嗜好，其他 10 位受試者的每週休閒運動次數為 2.20 ± 1.32 次，每週休閒運動時間為 112.73 ± 52.36 分鐘，基本資料如表 4.1。

表 4.1 受試者基本資料

	年齡(歲)	身高(公分)	體重(公斤)	BMI	疼痛持續時間(年)
平均數	25.43	162.25	61.29	23.15	3.62
標準差	6.57	8.66	11.22	2.56	5.10

第二節 股四頭肌角度與視覺疼痛量表

在五種貼紮狀態下量測視覺疼痛量表經由重複量數變異數分析(Repeated measures ANOVA)發現並無統計上的差異($p=0.222$)，但四種貼紮手法分別與無貼紮相比，視覺疼痛量表指數有降低的趨勢(表 4.2)。

在量測股四頭肌角度的再測信度方面，結果發現兩次的測量具一致性，呈現高度信度($ICC=0.865$)。但實驗中五種貼紮狀態下的股四頭肌角度經由重複量數變異數分析發現並無統計差異(表 4.3)。

表 4.2 五種貼紮狀態的視覺疼痛量表指數

	視覺疼痛量表指數			
	平均數	標準差	疼痛改變量 (vs 無貼紮)	
			平均數	標準差
無貼紮	2.91	2.30	0	0
髖外展貼紮	2.12	1.87	-0.8	1.00
髖骨矯正貼紮	2.05	1.81	-0.86	1.61
支持足弓貼紮	2.15	1.60	-0.77	2.13
合併貼紮	1.90	1.99	-1.01	2.05

表 4.3 五種貼紮狀態的股四頭肌角度 (°)

	股四頭肌角度			
	平均數	標準差	角度改變量 (vs 無貼紮)	
			平均數	標準差
無貼紮	20.47	4.98	0	0
髖外展貼紮	20.45	4.79	0.03	3.31
髖骨矯正貼紮	19.67	5.26	0.80	5.04
支持足弓貼紮	19.67	4.60	0.80	3.58
合併貼紮	21.52	6.81	-1.04	5.01

第三節 上下階梯的運動學分析

本研究的運動學分析主要是探討五種貼紮狀態的膝關節屈曲與膝關節旋轉角度、膝關節外翻(外展)及髖關節外展角度。分析上下階梯時站立週期的最大關節角度(peak angle)、關節活動範圍(range of motion)以及站立初期腳觸梯面(地面)(foot contact)時的關節角度是否有差異。另外也分析站立週期時舟狀骨下墜距離是否有顯著差異。

一、上階梯的運動學分析

整理五種貼紮狀態的上階梯運動學資料後發現，在站立週期最大關節角度中，僅膝關節最大屈曲角度有顯著差異($p=0.043$)(表 4.4)。作 LSD 事後比較得知無貼紮時的最大膝屈曲角度(75.07 ± 6.69)大於支持足弓貼紮(73.66 ± 7.44)(圖 4.1)。關節活動範圍及腳觸梯面的關節角度並無顯著差異(表 4.5 與 4.6)，而上階梯時站立週期的舟狀骨下墜距離也無顯著差異(表 4.7)。

表 4.4 五種貼紮狀態在上階梯時的最大關節角度(°)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝屈曲*	平均值	75.07	74.05	74.74	73.66	75.16
	標準差	6.69	7.42	7.86	7.44	7.08
膝內轉	平均值	6.06	5.74	7.21	5.10	7.19
	標準差	4.75	4.62	4.88	4.23	4.45
膝外轉	平均值	3.91	3.82	3.34	3.95	3.16
	標準差	3.34	3.82	3.91	3.63	4.06
膝外展	平均值	2.02	2.18	3.74	2.47	3.17
	標準差	2.85	3.39	5.52	2.94	5.02
髖外展	平均值	9.42	9.82	10.18	10.37	10.04
	標準差	2.58	3.42	2.71	3.04	2.72

*表示 $p < 0.05$

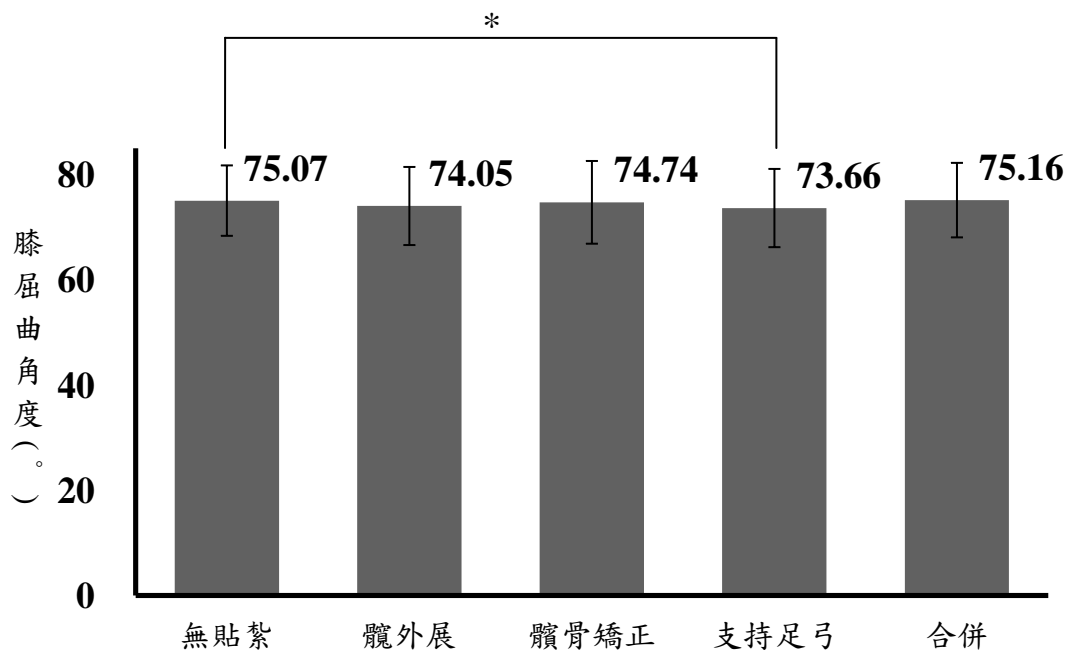


圖 4.1 五種貼紮狀態在上階梯時最大膝關節屈曲角度
*表示 $p < 0.05$

表 4.5 五種貼紮狀態在上階梯時關節活動範圍(°)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝矢狀面	平均值	63.86	62.92	63.30	62.48	63.52
	標準差	3.30	4.09	4.83	3.69	3.67
膝橫狀面	平均值	9.97	9.48	10.30	9.58	10.35
	標準差	3.06	2.15	3.74	2.39	3.00
膝冠狀面	平均值	6.25	5.63	6.26	6.05	6.61
	標準差	2.14	1.58	2.97	1.80	2.71
髖冠狀面	平均值	21.74	22.13	22.77	22.51	23.15
	標準差	4.50	4.63	4.61	5.05	4.51

矢狀面(屈曲/伸直)；橫狀面(內轉/外轉)；冠狀面(內收/外展)

表 4.6 五種貼紮狀態在上階梯腳觸梯面時的關節角度(°)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝關節	平均值	74.02	72.82	73.81	73.16	74.23
屈曲/伸直	標準差	6.54	7.65	8.06	7.27	6.91
膝關節	平均值	2.14	2.38	1.36	1.10	1.94
內轉/外轉	標準差	6.28	5.39	6.76	5.87	6.14
膝關節	平均值	3.08	1.90	-0.07	2.27	1.06
內收/外展	標準差	5.03	4.92	6.62	4.94	6.79
髖關節	平均值	5.68	5.46	6.04	5.68	6.56
內收/外展	標準差	3.71	4.65	3.62	4.24	3.76

角度正負值：屈曲/伸直(+/-)；內轉/外轉(+/-)；內收/外展(+/-)

表 4.7 五種貼紮狀態在上階梯時的舟狀骨下墜距離(毫米)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
舟狀骨	平均值	3.42	3.91	3.45	3.52	3.39
下墜距離	標準差	1.21	1.00	1.12	1.21	1.04

二、下階梯動作的運動學分析

分析下階梯動作的運動學得知站立週期最大關節角度和關節活動範圍沒有統計上的差異(表 4.8 與 4.9)，站立初期腳觸梯面的分析發現膝關節旋轉角度有顯著差異($p=0.000$)(表 4.10)，LSD 事後比較分析得知合併貼紮的外轉角度最小(0.04 ± 3.89)，且依序小於支持足弓貼紮(1.89 ± 3.92)、髕骨矯正貼紮(1.99 ± 4.73)、無貼紮(2.74 ± 4.25)與髕外展貼紮(2.81 ± 5.13)(圖 4.2)。

表 4.8 五種貼紮狀態在下階梯時的最大關節角度(°)

		無貼紮	髕外展 貼紮	髕骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝屈曲	平均值	84.97	85.80	85.03	86.23	85.90
	標準差	9.66	8.29	10.21	7.81	7.29
膝內轉	平均值	8.14	7.81	8.67	7.63	9.68
	標準差	5.74	6.00	6.88	6.52	6.52
膝外轉	平均值	4.13	4.10	3.56	3.89	2.39
	標準差	3.73	4.66	4.78	4.22	3.73
膝外展	平均值	3.17	4.07	6.10	3.89	4.79
	標準差	4.89	4.16	5.54	4.10	5.67
髕外展	平均值	7.39	7.63	8.24	7.50	7.32
	標準差	2.43	3.25	2.23	1.76	2.19

表 4.9 五種貼紮狀態在下階梯時的關節活動範圍(°)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝矢狀面	平均值	67.41	68.68	66.45	69.38	68.30
	標準差	8.70	6.90	8.37	6.01	5.96
膝橫狀面	平均值	12.27	11.91	12.22	11.53	12.08
	標準差	4.58	4.58	4.63	4.66	5.28
膝冠狀面	平均值	7.60	7.92	9.14	7.90	8.18
	標準差	2.69	2.58	2.61	2.35	2.71
髖冠狀面	平均值	11.78	11.63	12.65	11.78	11.63
	標準差	3.08	2.93	2.64	3.10	2.25

矢狀面(屈曲/伸直); 橫狀面(內轉/外轉); 冠狀面(內收/外展)

表 4.10 五種貼紮狀態在下階梯腳觸梯面時的關節角度(°)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
膝關節	平均值	17.62	17.84	18.53	17.59	18.35
屈曲/伸直	標準差	5.59	5.79	6.20	5.36	5.93
膝關節**	平均值	-2.74	-2.81	-1.99	-1.89	-0.04
內轉/外轉	標準差	4.25	5.13	4.73	3.92	3.89
膝關節	平均值	2.74	2.74	2.00	2.92	2.27
內收/外展	標準差	2.04	2.27	2.69	2.04	2.81
髖關節	平均值	6.14	5.93	5.91	6.20	6.05
內收/外展	標準差	2.01	3.07	2.62	2.14	1.73

角度正負值：屈曲/伸直(+/-)；內轉/外轉(+/-)；內收/外展(+/-)

**表示 $p < 0.01$

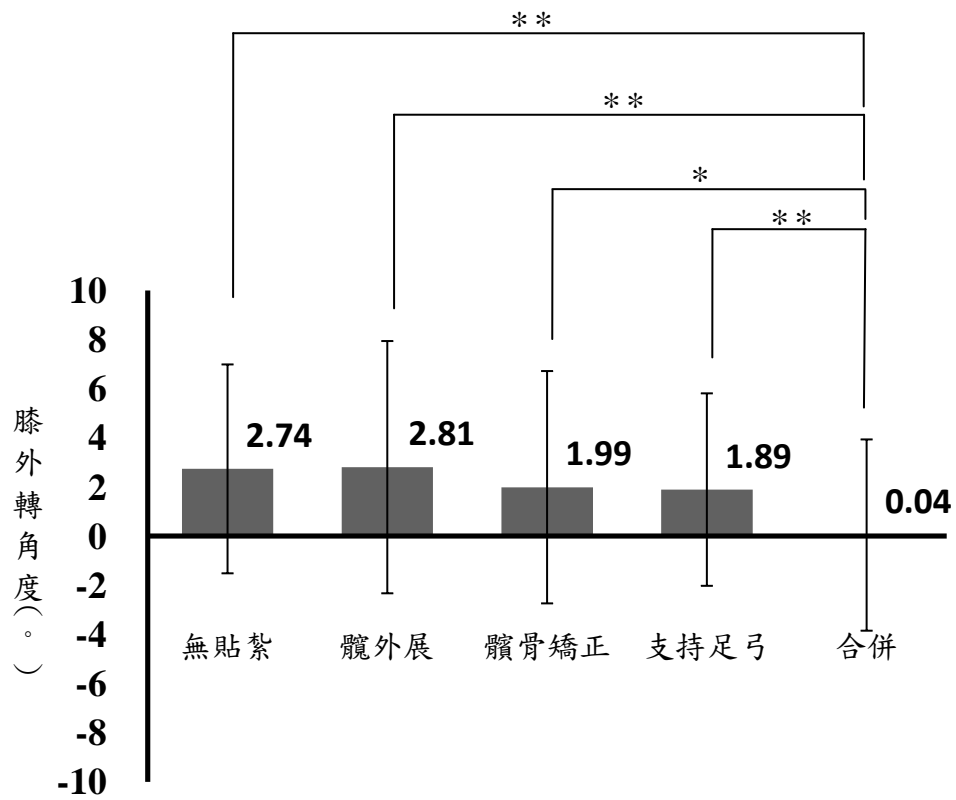


圖 4.2 五種貼紮狀態在下階梯腳觸梯面時膝外轉角度

*表示 $p < 0.05$, **表示 $p < 0.01$

下階梯時站立週期的舟狀骨下墜距離則有顯著差異 ($p = 0.034$) (表 4.11)，其中雖然支持足弓貼紮 (4.5 ± 0.5) 與合併貼紮 (4.5 ± 0.4) 的下墜距離小於無貼紮 (4.7 ± 0.5)，但卻沒有統計上的差異 (圖 4.3)。

表 4.11 五種貼紮狀態在下階梯時的舟狀骨下墜距離(毫米)

		無貼紮	腕外展 貼紮	腕骨矯正 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
舟狀骨*	平均值	4.73	5.14	5.17	4.47	4.47
下墜距離	標準差	1.80	2.12	1.57	1.81	1.55

*表示 $p < 0.05$

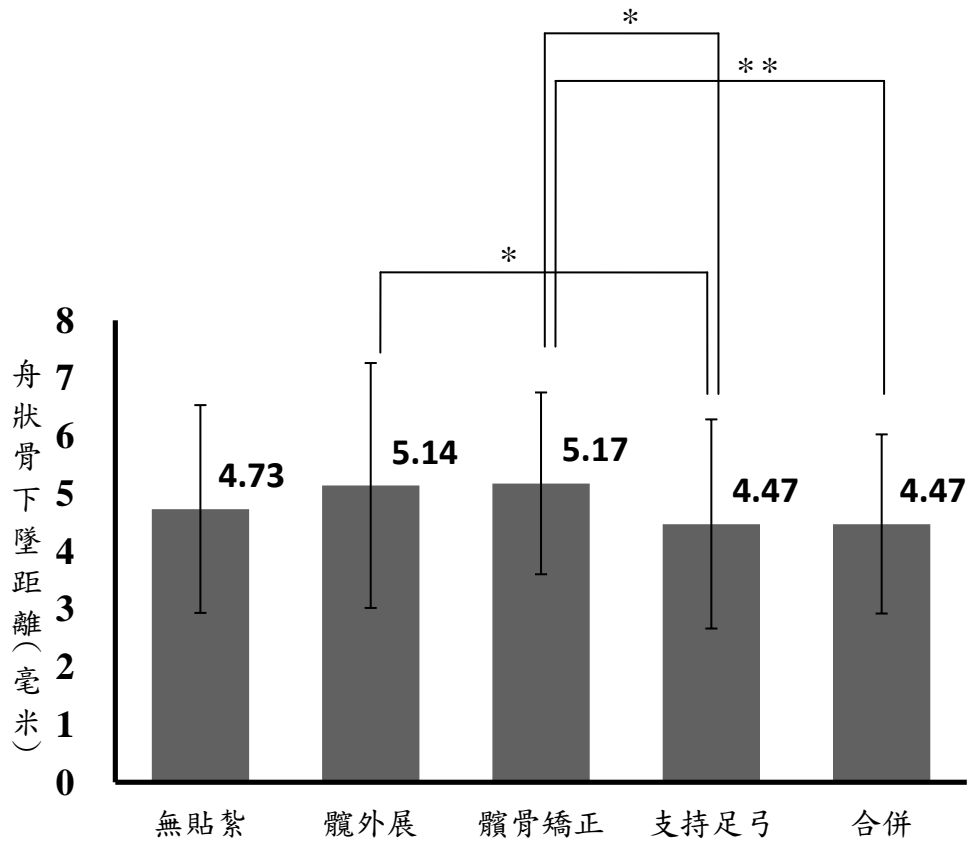


圖 4.3 五種貼紮狀態下階梯時的舟狀骨下墜距離

*表示 $p \leq 0.05$, **表示 $p < 0.01$

第四節 上下階梯的肌電圖訊號分析

上下階梯的肌電訊號分析中，所要觀察的依變項為股內斜肌與股外側肌的肌電圖比值與收縮反應時間差，而自變項為貼紮狀態(無貼紮、髖外展貼紮、髖骨矯正貼紮、支持足弓貼紮與合併貼紮等 5 個層面)與肌肉收縮形態(上階梯時的向心收縮與下階梯時的離心收縮等 2 個層面)。先檢驗兩個自變項的交互效果與主要效果是否顯著，若交互效果顯著則進行單純主要效果檢驗及事後比較。

一、肌電圖比值

經二因子重複量數變異數分析發現貼紮狀態與肌肉收縮形態的主要效果均無顯著，另外兩個因子的交互效果也未達顯著水準，可知上下階梯時股內斜肌與股外側肌的肌電比值並不會因貼紮狀態與肌肉收縮形態的影響而出現顯著差異，上下階梯肌電比值的敘述統計如表 4.12。

表 4.12 上下階梯時的肌電比值

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯 正貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
上階梯時	平均值	1.03	1.01	1.00	1.00	0.99
肌電比值	標準差	0.25	0.27	0.28	0.24	0.28
下階梯時	平均值	0.98	0.90	0.92	0.94	0.94
肌電比值	標準差	0.27	0.25	0.31	0.24	0.28

二、收縮反應時間差

在上下階梯收縮反應時間差的分析發現，兩個自變項的主要效果中貼紮狀態有達顯著水準($p=0.001$)，而肌肉收縮形態未達顯著水準；但是交互作用達顯著水準($p=0.005$)，描述性統計如表 4.13。

表 4.13 上下階梯時的收縮反應時間差(毫秒)

		無貼紮	髖外展 貼紮	髖骨矯正 貼紮	支持足 弓貼紮	合併 貼紮
上階梯	平均值	-5.20	0.32	2.32	-2.02	-0.54
反應時間差	標準差	3.26	5.50	6.25	7.65	6.63
下階梯	平均值	-8.20	-0.98	-3.32	0.43	-4.69
反應時間差	標準差	5.42	9.38	6.29	5.36	5.91

三、收縮反應時間差的單純主要效果分析

(一) 貼紮手法的單純主要效果分析

貼紮手法的單純主要效果在上階梯時向心收縮形態條件下有顯著差異($p=0.003$)，比較表 4.13 上階梯時收縮反應時間差的平均數正負值可知，髖骨矯正貼紮與髖外展貼紮的收縮反應時間差為正值，表示股內斜肌較股外側肌提早收縮。作事後比較發現，五種貼紮狀態在上階梯向心收縮時，無貼紮的收縮反應時間差(-5.20 ± 3.26)依序小於髖骨矯正貼紮(2.32 ± 6.25)、髖外展貼紮(0.32 ± 5.50)與合併貼紮(-0.54 ± 6.63)(如圖 4.4)，這表示髖股骨疼痛受試者在上階梯時，分別經過這三

種貼紮手法後，比無貼紮可有效地避免股內斜肌收縮反應延緩的趨勢，甚至可促進股內斜肌比股外側肌提早收縮。

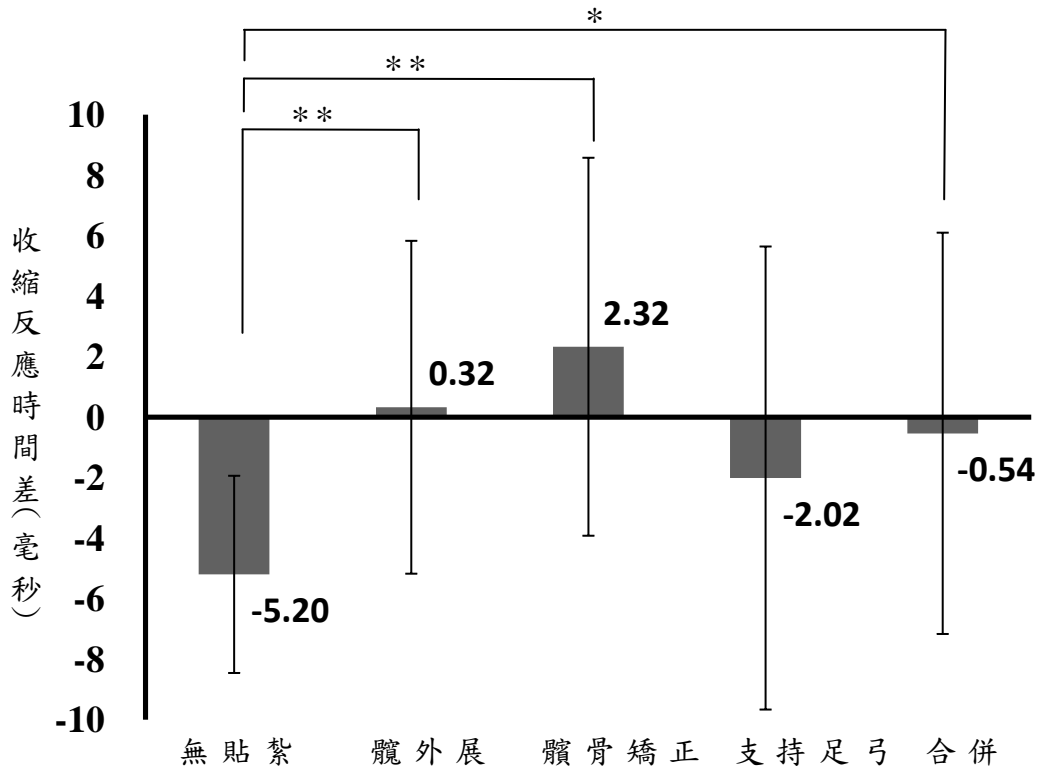


圖 4.4 上階梯向心收縮時五種貼紮狀態的收縮反應時間差

*表示 $p < 0.05$, **表示 $p < 0.01$

貼紮手法的單純主要效果在下階梯時的離心收縮形態條件下也有顯著差異($p=0.000$)，比較表 4.13 下階梯時收縮反應時間差的平均數正負值可知，支持足弓貼紮的收縮反應時間差為正值。經事後比較發現，五種貼紮狀態在下階梯離心收縮時，無貼紮的收縮反應時間差(-8.20 ± 5.42)依序小於支持足弓貼紮(0.43 ± 5.36)、髌外展貼紮(-0.98 ± 9.38)、髌骨矯正貼紮(-3.32 ± 6.29)與合併貼紮(-4.69 ± 5.91)(如圖 4.5)。這也表示髌股骨疼痛受試者在下階梯時，分別經過這四種貼紮手法後，比無貼紮可有效地避免股內斜肌收縮反應延緩趨勢。

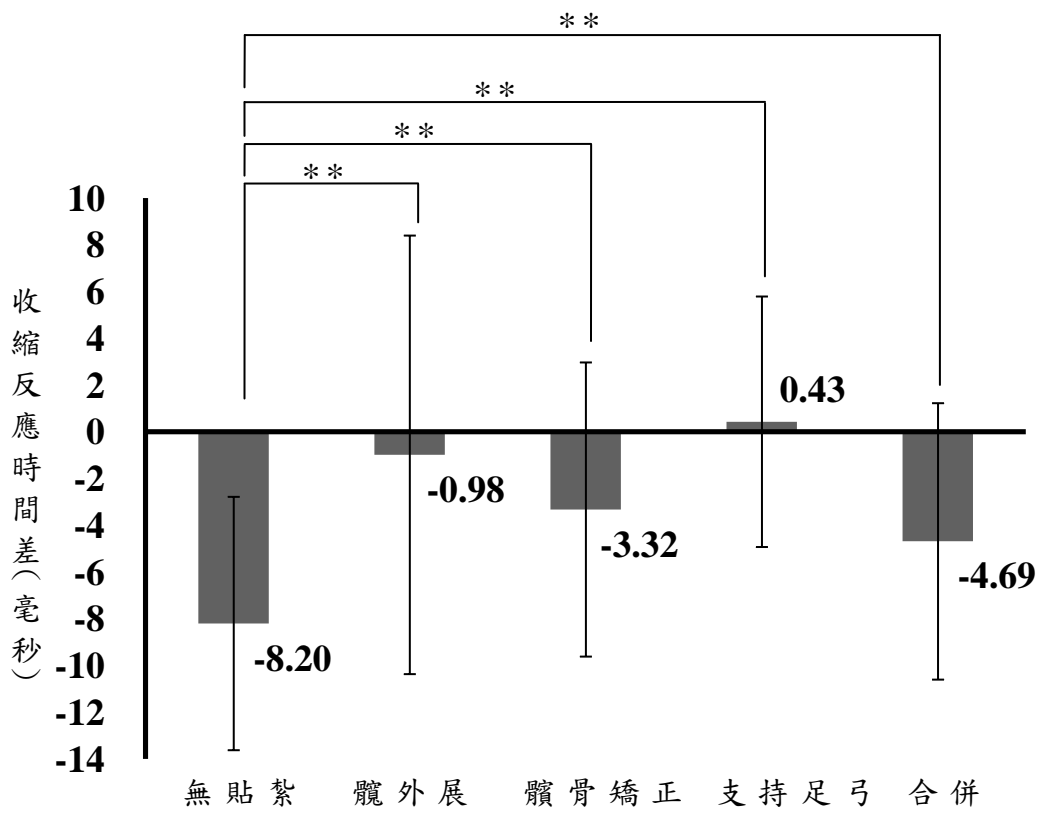


圖 4.5 下階梯離心收縮時五種貼紮狀態的收縮反應時間差

**表示 $p < 0.01$

(二) 肌肉收縮形態的單純主要效果分析

肌肉收縮形態對於收縮反應時間差的影響，僅在無貼紮 ($p=0.028$)與髕骨矯正貼紮 ($p=0.04$)兩種條件下有達顯著水準。分析平均數後發現這兩種貼紮狀態條件下的收縮反應時間差，下階梯離心收縮比上階梯向心收縮出現較明顯的股內斜肌收縮反應延緩現象(如圖 4.6)；在髕骨矯正貼紮條件下，上階梯時 (2.32 ± 6.25)比下階梯 (-3.32 ± 6.29)的股內斜肌反而出現提早收縮的現象。

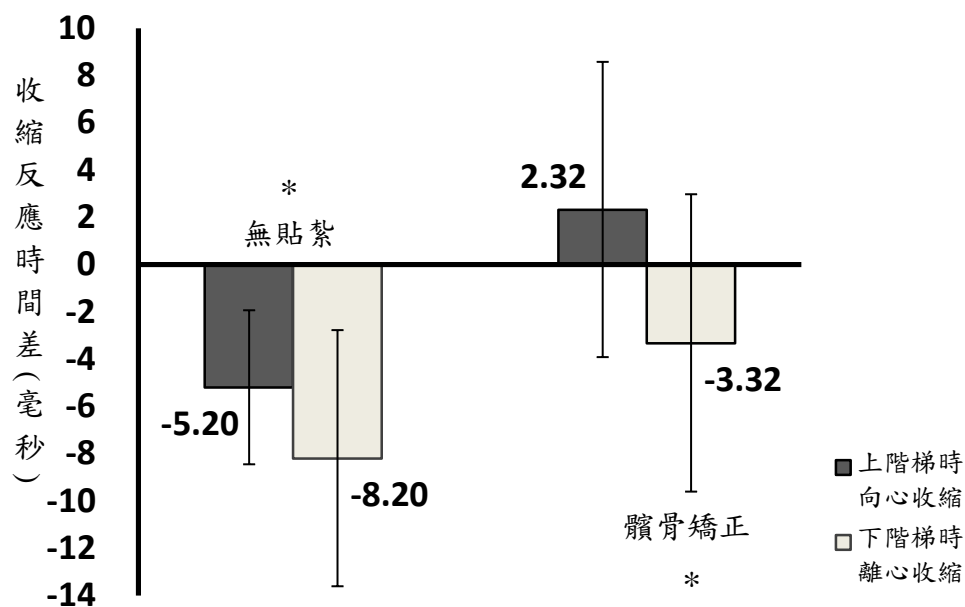


圖 4.6 肌肉收縮形態在兩種貼紮狀態下的收縮反應時間差

*表示 $p < 0.05$

第伍章 討論

第一節 前言

產生髌股骨疼痛症候群的主要原因為髌骨在股骨滑車溝的滑動軌跡出現異常，在此情況下若運動員在競技運動項目中長時間且重複性地作膝關節屈曲伸直活動，會容易使髌股骨關節磨損疼痛。歸納近年來的生物力學研究發現，髌股骨疼痛患者在運動學與肌電圖有幾項特性。運動學方面如股四頭肌角度較大(Waryasz et al., 2008)、站立週期時膝關節屈曲角度減少(Crossley et al., 2004)、膝關節外翻(外展)角度增加(Lloyd Ireland et al., 2003)、髌關節外展角度減少(Powers, 2003)、因後足過度前翻使得舟狀骨下墜距離增加與膝關節內轉角度增加(Tiberio, 1987)。肌電圖特性如股內斜肌相與股外側肌的肌電活化比值低與股內斜肌的收縮反應時間延緩(Bolgia et al., 2011)。

肌內效貼紮獨特的貼布波狀紋路與黏膠材質，強調可拉動皮下筋膜組織，控制筋膜的滑動與促進淋巴循環；而不同的貼紮方向與拉力，也有不同的影響效果。本研究參考 Dr. Kase 發明的肌內效貼紮原理與手法，設計四種不同貼紮形狀、拉力與方向的肌內效貼紮方式，應用在髌股骨疼痛患者身上，目的是想了解經由不同的肌內效貼紮手法，是否會影響髌股骨疼痛患者的運動學與肌電圖特性。以下詳述各個貼紮手法的實驗預期效果：

- (一) 髌外展貼紮：貼在臀中肌群的 I 形髌外展貼紮，其目的是誘發臀中肌收縮，增加髌關節外展的動作控制與動作表現，並改善膝關節外翻力距造成的膝關節外側磨損。

- (二) 髌骨矯正貼紮：Y 形的髌骨矯正貼紮目的類似 McConnell 髌骨貼紮，橫跨髌骨上下緣的兩條 Y 形分支可產生一向內拉力，防止髌骨外移與改變股四頭肌角度。改善髌股骨關節滑動軌跡與降低髌股骨關節壓力、增加膝關節屈曲角度；另外增加肌電圖活化比值與降低股內斜肌收縮反應時間延緩。
- (三) 支持足弓貼紮：此 I 形貼紮可支持腳底足弓，穩定距下關節，減少舟狀骨下墜距離與改善脛骨內轉角度異常增加。
- (四) 合併貼紮：綜合上述三種貼紮效果。

第二節 肌內效貼紮對立即疼痛減輕效益分析

研究中針對每位受試者在不同貼紮後立即執行視覺疼痛量表指數評估，經重複量數變異數分析發現並無顯著差異，但四種貼紮手法與無貼紮相比，出現疼痛降低的趨勢。Keet、Gray、Harley 與 Lambert (2007) 針對 15 位髌股骨疼痛患者和 20 位健康受試者，在三種貼紮狀態下(無貼紮、安慰貼紮與 McConnell 髌骨貼紮)作最大自主收縮與階梯測試，發現三種貼紮的視覺疼痛量表指數值並無顯著差異。Keet 等認為實驗中貼紮無法降低疼痛與受試者的身體活動層級有關，有些受試者也許需要更激烈的身體活動才會引發髌股骨疼痛，況且實驗測試前受試者的疼痛數值偏低，很難出現顯著改變。而 Aytar 等(2011)則將 22 位女性髌股骨疼痛患者分成肌內效貼紮組和安慰貼紮組，貼紮前後分別評估受試者的視覺疼痛量表指數、本體感覺與平衡。結果發現經過貼紮後疼痛並無

顯著差異。Aytar 等認為皮膚的機械受器 (cutaneous mechanoreceptors) 輸入刺激可改善疼痛指數，推測實驗中肌內效貼紮產生的機械受器輸入刺激尚不足立即影響疼痛與本體感覺，若長時間的累積輸入刺激才可能有減輕疼痛效果，建議可朝向肌內效貼紮的長期療效研究。

在本研究的收案標準中，視覺疼痛量表指數評估需 3 分以上，但研究結果中無貼紮的平均疼痛指數卻低於 3 分，這是因為部分受試者篩選當天與實驗當天所測得疼痛指數有差異。部分受試者表示產生疼痛時間都出現在休閒運動或競技運動後，平日並無疼痛症狀，因此研究中較難討論貼紮對髌股骨疼痛的立即療效。建議日後研究步驟中可加入誘發症狀測試 (provocative symptom test)，確定受試者在較高的疼痛指數時來觀察五種貼紮狀態下的疼痛改變量是否有顯著意義。另外也可對貼紮作 4 週或 8 週的長期療效研究，來了解不同的肌內效貼紮手法對髌股骨疼痛患者的長期影響。

第三節 肌內效貼紮對股四頭肌角度的影響分析

除了測量視覺疼痛量表指數，也測量五種貼紮狀態時受試者在站姿時的股四頭肌角度，目的是想了解在不同貼紮手法下的股四頭肌角度是否有差異。實驗前先針對股四頭肌角度測量方式作再測信度分析，結果具高度信度($ICC=0.865$)。Guerra、Arnold 與 Gajdosik (1994)對 60 位健康受試者，測量在站姿時股四頭肌等長收縮與站姿時股四頭肌放鬆的股四頭肌角度，並且作再測信度研究。結果發現站姿時等長收縮($ICC=0.84$)與放鬆($ICC=0.87$)呈現高度信度。Caylor、Fites 與 Worell (1993)則發表單腳站姿下的股四頭肌角度再測信度分析研究，同樣也有高度信度($ICC=0.83$)。本實驗的股四頭肌角度測量類似 Caylor 學者的研究設計，以單腳站方式進行測量，測量的再測信度分析結果均類似上述兩篇文獻數據。

Herrington 與 Nester (2004)兩位學者在研究中發現髌骨位置與股四頭肌角度有顯著正相關($r=0.28, p=0.003$)，所以本研究設計髌骨矯正貼紮手法，期望貼紮中兩條 Y 形分支的向內拉力能夠穩定髌骨位置；並改變股四頭肌角度。然而研究結果顯示，雖然與無貼紮相比，髌骨矯正貼紮可降低股四頭肌角度 0.8 度，但是卻無統計上的差異。Derasari、Brindle、Alter 與 Sheehan (2010)利用核磁共振儀器，針對 14 位髌股骨疼痛患者(19 個髌股骨關節)在髌骨貼紮前後作膝關節屈曲伸直運動，比較髌骨三維運動角度；發現貼紮時髌骨會在股骨滑車溝內向下移動。Lan、Lin、Jiang 與 Chiang (2010)則觀察 100 位髌股骨疼痛患者股四頭肌角度與髌骨貼紮治療效益的關係。研究作者利用邏輯迴歸分析觀察股四頭肌角度與

髕骨位移對治療效益(疼痛減輕)的影響能力，結果發現股四頭肌角度愈大則貼紮治療效益愈高，而髕骨位移則無顯著差異。作者認為貼紮發揮降低股四頭肌角度與穩定髕骨的角色。Gigante、Pasquinelli、Paladini、Ulisse 與 Greco (2001) 發現經由電腦斷層掃描檢查 16 位髕股骨疼痛女性患者，在貼紮前後、股四頭肌收縮與放鬆時的髕骨移動位置並無顯著差異。根據以上文獻探討，髕骨貼紮對於髕骨位置與股四頭肌角度的影響仍有爭議，本研究中的髕骨矯正貼紮手法類似髕骨貼紮，兩種貼紮手法皆可對髕骨產生一個向內拉力。但兩者的差別在於髕骨貼紮是直接覆蓋在髕骨上；相較於髕骨矯正貼紮的兩條分支橫跨髕骨上下緣，所產生的合力距較大。且髕骨貼紮使用無彈性的雷可貼布(leukotape)，固定效果比肌內效貼布佳。建議日後研究可改變肌內效貼布的拉力與方向，以增加對髕骨的拉力力距；另外可以利用電腦斷層或核磁共振儀器對貼紮前後的髕骨位置作精密的判斷，減少人為目測誤差，並提供髕骨矯正貼紮影響股四頭肌角度的分析與參考。

第四節 肌內效貼紮對下肢關節運動學影響分析

一、肌內效貼紮對膝關節屈曲角度的影響

五種貼紮狀態對膝關節屈曲角度的影響僅發現在上階梯時，支持足弓貼紮的最大膝關節屈曲角度小於無貼紮；而下階梯則無顯著差異。Salsich 等(2002)找 10 位髌股骨疼痛患者作上下階梯測試，研究作者先評估每位受試者的髌股骨滑動異常問題(包括髌骨移動方向、傾斜方向與轉動方向)；並依個別排列異常問題執行髌骨貼紮，觀察變數為貼紮前後的膝關節屈曲角度與膝關節伸直力距，結果發現無論上下階梯，膝關節的屈曲角度與伸直力距都有增加的顯著意義。Crossley、Cowan、McConnell 與 Bennell (2005)將 40 位髌股骨疼痛受試者分成實驗組與控制組，實驗組接受為期六週的物理治療介入，物理治療項目包括髌骨貼紮、股四頭肌群訓練、髌外展肌群與外轉肌群訓練、髌骨關節鬆動術與居家運動計畫，控制組則給予六週的安慰性貼紮與安慰性超音波。結果發現經六週治療後，實驗組的下階梯動作中，無論在腳跟觸地時膝屈曲角度與站立週期的最大膝屈曲角度均有顯著增加。Crossley 等學者認為除了髌骨貼紮外，物理治療的肌力訓練可加強大腿肌群的神經動作控制(neuromotor control)，有助於影響髌骨滑動位置與減少髌股骨關節承重壓力，以改善下階梯時膝關節屈曲角度。

本研究設計的髌骨矯正貼紮手法，期望貼紮中兩條 Y 形分支的向內拉力，能夠穩定髌骨位置並改善髌股骨間滑動軌跡，以增加膝關節屈曲角度。沒有達到顯著的原因可能是因

為髌骨矯正貼紮無法解決髌骨複雜性的排列異常 (malalignment) 問題。Grelsamer (2000) 認為髌骨排列異常是指髌骨滑動軌跡出現傾斜 (tilt)、偏移 (translation) 或旋轉 (rotation)。McConnell 則認為貼紮前要先評估及分辨這三種排列異常後，再給予正確的貼紮手法 (McConnell, 1986)。研判髌骨矯正貼紮的設計原理僅能矯正髌骨向外移動異常，無法對髌骨傾斜或旋轉問題進行矯正。建議日後研究加入 McConnell 髌骨貼紮的評估技巧，根據髌骨排列異常問題來改變肌內效貼布的拉力及方向，以提高髌骨矯正貼紮的效益。而除了髌骨矯正貼紮之外，研究設計也可加入長期的大腿肌群肌力訓練計畫，來比較兩者對於上下階梯時膝關節屈曲角度的長期效應。Crossley 等 (2004) 認為髌股骨疼痛患者上下階梯時膝關節屈曲角度的降低，是為了避免關節承重疼痛所作出的代償性動作。而本研究中視覺疼痛量表指數並不顯著，這也可能是肌內效貼紮無法影響膝關節屈曲角度的原因之一。

二、肌內效貼紮對髖關節外展角度的影響

五種貼紮狀態對髖關節外展角度在上下階梯皆無統計意義。Grenholm、Stensdotter 與 Häger-Ross (2009)徵求 17 位髖股骨疼痛受試者以及 17 位經配對的健康受試者，分析兩組在下階梯腳觸地面時的下肢運動學，結果發現兩組髖關節在腳觸地時皆出現內收，且兩組間髖關節冠狀面角度並無顯著差異。Salsich、Brechtter 與 Powers (2001)則發表髖股骨疼痛患者在上下階梯時髖關節冠狀面力距並無顯著的研究報告。Brindle、Mattacola 與 McCrory (2003)則對髖關節冠狀面力距沒有顯著結果提出見解，他們認為髖股骨疼痛患者在動作過程中，會作代償性步態策略來減輕髖股骨疼痛症狀；這些代償性步態會影響包含臀中肌在內的髖關節週遭肌群的動作表現，所以無法看出差異。另一方面，若以解剖位置觀察，臀中肌分成前中後三個分支，肌纖維走向的近端為髂前上棘，經髂脊到髂後上棘；而遠端為股骨大轉子的前上部位，外觀呈現上寬下窄的扇形結構 (Gottschalk, Kourosh, & Leveau, 1989)。而 I 形臀中肌貼紮起始端由髂脊上緣連結到大轉子，這僅能影響臀中肌中間分支的肌纖維，所造成的誘發收縮效果有限，可能不足以影響髖外展的動作表現。

本研究設計髖外展貼紮手法的目的，是期望藉由誘發臀中肌收縮，改善上下階梯時髖外展動作表現，但結果發現研究中五種貼紮狀態在上下階梯腳觸梯面時的髖關節均呈現內收角度且無統計意義。建議日後研究使用較寬的貼布規格(寬 3 英吋×長 16.4 英呎)，或分別貼 3 條 I 形貼紮在臀中肌三個分支上，增加貼布影響範圍與效果；另外日後亦可研究髖股

骨疼痛患者髕關節週遭肌群的動力學與運動學關係，來分析瞭解代償性策略動作的發生機制，以作貼紮治療介入的考量。

三、肌內效貼紮對膝關節旋轉角度與舟狀骨下墜距離的影響

根據 Tiberio (1987) 的理論，若後足在站立週期中出現過度前翻，會促使脛骨及股骨內轉角度增加，連帶使股四頭肌角度增加與關節磨損。本研究設計支持足弓貼紮的目的，是期望能矯正後足過度前翻所造成的脛骨旋轉異常問題，以減輕股四頭肌角度增加所帶來的關節磨損疼痛。

Reischl、Powers、Rao 與 Perry (1999) 找了 30 位有足部前翻傾向的受試者在自然行走速度下紀錄足部、脛骨與股骨的三維運動學數據並作回歸分析，發現足部前翻的開始時間點與最大值並不能預測影響脛骨與股骨旋轉角度。Powers、Chen、Reischl 與 Perry (2002) 調查 24 位髕股骨疼痛及 17 位健康女性受試者，利用三維運動攝影機分析自然速度行走時的足部前翻、脛骨與股骨旋轉角度。結果發現與控制組比較時，髕股骨疼痛患者並沒有出現過多的足部前翻與脛骨內轉角度，反而股骨出現內轉角度減少現象。Powers 等學者研判股骨內轉角度的減少是為了要降低股四頭肌角度所出現的代償動作，他們也認為實驗結果與足部過度前翻導致髕股骨疼痛的理論不符，可能是因為足部過度前翻的徵狀在髕股骨疼痛患者中並不普遍，所以建議先對每位受試者作個別評估，確定前翻的程度後再了解其對膝關節與髕關節角度的影響。Levinger 與 Gilleard 也在 2007 年發表相關研究，他們比較 13 位髕股骨疼痛與 14 位健康女性受試者，分析平地行走的站立週期中，後足角度、脛骨角度與地面反作用力的最

大值與時間週期百分比，並以多變量變異數分析來觀察變數間差異。研究結果顯示髕股骨疼痛受試者的前翻角度最大值在站立週期中有延緩現象，但脛骨旋轉角度並沒有差異；另外地面反作用力出現減少情形。Barton、Levinger、Menz 與 Webster 在 2009 年發表的系統性回顧文章中表示，後足過度前翻與脛骨旋轉角度沒有差異的原因可能是因為實驗中並沒有控制受試者的行走速度，受試者可能會藉由降低速度來代償運動學數據上的差異。另外上述文獻所使用的足部肢段運動學模型(kinematic model)也不一致，這也可能影響參數數據。而髕股骨疼痛症候群發生原因複雜，Barton 等也建議先針對每位受試者作個別評估，確定症狀原因來自於足部後再進行實驗，以證實後足前翻與脛股骨旋轉的關係。本實驗結果顯示五種貼紮狀態在下階梯時腳觸梯面的膝關節橫狀面均呈現外轉角度且有顯著差異，事後比較發現合併貼紮相對於其他貼紮手法，出現的外轉角度最小，但支持足弓貼紮與無貼紮之間則沒有顯著差異。如同 Barton 等的建議，日後研究先評估受試者病因，確定後足過度前翻問題後再給予支持足弓貼紮，來觀察肌內效貼紮對膝關節旋轉角度的影響。

在臨床測量足部工具中，舟狀骨下墜距離常被用來評估後足前翻。研究者會觀察受試者在站立週期中，舟狀骨對地面的垂直距離變化，以評估後足有無過度前翻(Menz, 1998)。本實驗結果顯示支持足弓貼紮(4.47 ± 1.81 毫米)與合併貼紮(4.47 ± 1.55 毫米)在下階梯時的舟狀骨下墜距離小於無貼紮(4.73 ± 1.80 毫米)，表示這兩種貼紮有減少足部前翻的趨勢，但卻無統計上的意義。原因可能在於支持足弓的貼紮過程中，移動舟狀骨的反光標記位置而影響與無貼紮的差

異。建議日後研究改變足部反光標記位置，採用 Levinger 等 (2007) 的後足肢段模型，來觀察支持足弓貼紮對後足前翻的影響。

第五節 肌內效貼紮對上下階梯肌電比值的影響

研究結果得知五種貼紮狀態對髌股骨疼痛受試者在上下階梯時股內斜肌與股外側肌的肌電比值並沒有顯著差異。整理近年來髌骨貼紮相關文獻，發現大部分學者皆認為髌骨貼紮並不能影響股內斜肌與股外側肌的肌電比值。Herrington 與 Payton (1997) 研究 20 名髌股骨疼痛受試者在不同的膝關節屈曲角度下作最大等長收縮，觀察兩種貼紮狀態(髌骨貼紮與無貼紮)、兩條肌群的肌電比值，結果發現沒有顯著。Herrington 等認為結果沒差異可能是因為髌骨貼紮對肌電比值沒有立即性影響，需長期貼紮才能影響肌電比值。Ng 與 Cheng (2002) 測試 15 名髌股骨疼痛受試者在髌骨貼紮前後、症狀腳作單腳半蹲情況下的肌電比值，發現貼紮後比貼紮前的肌電比值降低 ($p=0.05$)。Ng 等認為也許是因為髌骨貼紮發揮穩定髌骨位置與矯正髌骨排列異常的機械效應，替代股內斜肌的內側動態穩定者角色，所以股內斜肌活化值沒有出現增加的變化。Cowan 等 (2006) 研究結果並不支持髌骨貼紮效果對肌電比值的影響，他們認為髌骨貼紮的影響機制可能來自於收縮反應時間差。Mostamand、Bader 與 Hudson (2011) 調查 18 位髌股骨疼痛與 18 位健康受試者在單腳蹲踞動作時的肌電特性，研究結果發現兩組受試者在髌骨貼紮前、貼紮過程中與持續貼紮後六星期，兩條肌群的肌電比值並沒有顯

著差異，研究作者認為不顯著原因可能與樣本數過少有關。本研究設計髕骨矯正貼紮原理類似髕骨貼紮，目的是期望穩定髕骨位置與滑動軌跡，增加股內斜肌活化值，維持與股外側肌之間的動態平衡。但由結果可看出髕骨矯正貼紮並不能影響肌電比值，推論可能是因為肌內效貼布對髕骨所造成的機械效應不足以影響股內斜肌與股外側肌的肌電比值，所以沒有出現差異。

近年來也有相關文獻探討肌內效貼紮與肌電活化值的關係。Lee、Lee、Jeong 與 Lee (2012)徵召 15 位髕股骨疼痛的男性受試者，比較貼紮前後、上下階梯時的股內斜肌與股外側肌肌電活化值，結果發現肌內效貼紮比無貼紮可降低兩者肌群的肌電活化值，Lee 等認為肌內效貼紮降低肌電活化值與貼紮方式有關。楊玉鈴 (民 97)同樣利用上下階梯測試來觀察髕股骨疼痛患者在貼紮前後的肌電比值，發現並無顯著差異，這位作者認為肌電比值沒有差異的原因與肌電圖正規化中，最大自主收縮測試時受試者的膝關節姿勢角度有關。然而 Chen 等 (2008)發現肌內效貼紮比無貼紮在上下階梯時能增加肌電比值，且肌電比值大於 1；並認為肌內效可提供觸覺刺激，來調整肌肉力量。有趣的是；雖然上述文獻發表結果內容不同，但貼紮手法有相似之處(如表 5.1)。

表 5.1 貼布回縮方向/肌肉收縮方向與肌電活化值關係

作者 (年份)	貼布回縮方向與肌肉收縮方向	經貼紮後肌電 活化值(比值)
Lee 等 (2012)	股內斜肌貼紮：方向相反 股外側肌貼紮：方向相反	兩條肌群 活化值降低
楊玉鈴 (民 97)	股內斜肌 Y 型貼紮：方向相同 穩定髕骨 Y 形貼紮：方向相同	肌電比值 無顯著差異
Chen 等 (2008)	股內斜肌貼紮：方向相同 股外側肌貼紮：方向相反	肌電比值 大於 1

Kase 等(2003)認為肌內效貼布對皮膚的黏著性可牽動皮下筋膜，調整肌群收縮；若貼布回縮方向與肌肉收縮方向相同，可促進肌肉功能及動作表現；反之則有抑制效果。Lee 等(2012)對兩條肌群皆採抑制貼紮，肌群活化值出現顯著降低；而 Chen 等(2008)在研究中對兩條肌群採不同的貼紮策略，使兩條肌群活化值一消一長，出現肌電比值大於 1 的顯著結果。由此推論貼布回縮方向與肌肉收縮方向的關係，可能會影響股內斜肌與股外側肌的肌電比值。建議日後可針對股內斜肌與股外側肌的促進與抑制貼紮手法作進一步研究，來了解肌內效貼紮對肌電比值的影響與作用機制。

第六節 肌內效貼紮對上下階梯收縮反應時間差影響

研究結果顯示肌內效貼紮對髕股骨疼痛受試者在上下階梯時，股內斜肌與股外側肌的收縮反應時間差有顯著差異。其中三種貼紮手法(髕外展貼紮、髕骨矯正貼紮與合併貼紮)無論在上下階梯，都比無貼紮出現降低股內斜肌收縮反應延緩的顯著差異，尤其上階梯時髕骨矯正貼紮比無貼紮出現股內斜肌提早收縮；而在下階梯時支持足弓貼紮比無貼紮出現股內斜肌提早收縮。若以收縮型態比較，發現在髕骨矯正貼紮與無貼紮兩種狀態下，上階梯向心收縮比下階梯離心收縮出現降低收縮反應延緩現象。本研究設計髕骨矯正貼紮目的，是期望類似髕骨貼紮向內拉的手法，穩定髕骨位置，以降低股內斜肌收縮反應延緩現象。但結果發現與無貼紮比較，另外三種貼紮手法對收縮反應時間差也有影響，這表示肌內效貼紮可經由鄰近關節來影響股內斜肌與股外側肌的收縮反應時間差，這也顯示在髕股骨疼痛症候群中，髕關節與足踝關節的影響性與重要性。

一、髕骨矯正貼紮的影響機制

回顧髕骨貼紮相關文獻，Cowan 等(2002a)以及 Gillear、McConnell 與 Parsons (1998)均發現髕股骨疼痛患者經髕骨貼紮後，可降低上下階梯時的收縮反應時間差。Gillear 等認為收縮反應時間差的降低可調節兩條肌群對髕骨的作用時間點，避免因滑動軌跡異常造成關節受到異常壓力磨損。Cowan 等則認為疼痛的降低、髕骨位置的改變、本體感覺回饋或步態運動學上的改變，都可能是改變收縮反應

時間差的原因之一。Mostamand 等(2011)也發現在髌骨貼紮情況下作單腳蹲踞動作測試，髌股骨疼痛患者的收縮反應時間差降低。作者認為收縮反應時間差的降低可改善髌骨排列異常問題，並認為是改善疼痛症狀的機制。回顧肌內效貼紮相關文獻，Chen 等(2008)與楊玉鈴(民 97)在階梯動作測試中，也發現肌內效貼紮可降低髌股骨疼痛患者的收縮反應時間差，這兩篇文獻的研究作者均認為其中的顯著結果與降低疼痛、本體感覺回饋、改善髌骨排列異常有關。與上述肌內效文獻不同的是，髌骨矯正貼紮不將肌內效貼布直接貼在股內斜肌上，所以沒有本體感覺及降低疼痛的效果；且貼紮設計類似髌骨貼紮，提供向內拉力以穩定髌骨並防止滑動異常，所以研判收縮反應時間差的影響因素可能與機械效應有關。

Pal 等(2011)研究髌骨滑動軌跡異常與股內側肌收縮反應延緩的相關性，他們利用核磁共振掃描實驗組與健康控制組的髌骨位置，將兩個髌骨滑動軌跡異常特徵—偏移(bisect offset)與傾斜(tilt)作分類，也利用肌電圖觀察兩組行走與慢跑時的肌電訊號，並將資料作多元迴歸分析。發現若髌股骨疼痛患者中同時有髌骨偏移與傾斜特徵時，會影響股內側肌的收縮反應延緩，而在控制組中則沒有顯著差異。這篇研究顯示在髌股骨疼痛症候群中，股內側肌收縮反應延緩與髌骨滑動異常之間呈現顯著相關。Jan 等(2009)研究髌股骨疼痛患者的股內斜肌形態差異，他們針對 54 位實驗組與配對的 54 位健康控制組，利用超音波觀察股內斜肌纖維大小、股內斜肌連接髌骨位置長度(insertion level)，以及股內斜肌纖維走向與股骨的夾角，發現髌股骨疼痛組在這些參數上均小於

健康控制組，這些研究學者認為股內斜肌形態上的差異會影響對髌骨內側穩定能力。Cowan 等(2002a)則認為髌骨的穩定可促進股四頭肌群的動作控制，這可能是影響股內斜肌收縮延緩的因素之一。根據以上文獻內容研判，髌骨矯正貼紮藉由穩定髌骨位置與矯正髌骨滑動軌跡而影響股內斜肌形態；使股內斜肌的肌肉動作控制能力增加。這可能是髌骨矯正貼紮比無貼紮能降低股內斜肌收縮反應延緩現象的原因。

二、髌外展貼紮的影響機制—對髌脛束伸展的應用

除了髌骨內外側肌群，髌脛束緊縮也是影響髌骨滑動的重要原因之一。髌脛束為一條寬厚的筋膜組織，近端接連闊筋膜張肌(tensor fascia lata)，遠端延伸到膝外側支持帶(lateral retinaculum)與脛骨外踝(Terry, Hughston, & Norwood, 1986)，當髌脛束緊縮時，會影響膝外側支持帶張力，迫使髌骨向外偏移、傾斜或轉動。Hudson 與 Darthuy (2009)在研究中證實髌脛束緊縮與髌股骨疼痛的關係。他們針對 12 位髌股骨疼痛患者與 12 位配對健康受試者，利用 ober's test 記錄髌關節內收角度，經統計分析發現髌股骨疼痛患者症狀腳內收角度比控制組健康腳小且呈現顯著差異，Hudson 等認為髌脛束緊縮是髌股骨疼痛症候群中常見的病因之一。Wu 與 Shin (2004)利用電腦斷層掃描 8 位(16 個膝關節)髌脛束鬆弛術後病患發現；與術前一個月比較，髌骨傾斜角度與外移程度獲得顯著改善，Wu 等認為髌脛束緊縮或攣縮(contracture)會影響髌骨滑動軌跡。

Akbas、Atay 與 Yuksel (2011)想了解肌內效貼紮與居家運動治療對髌脛束柔軟度是否有差異，他們徵召 31 位受試者

並分成兩組，兩組均作六週的居家牽拉運動與肌力訓練，而實驗組增加髂脛束的 I 形肌內效貼紮，實驗結果發現兩組皆可增加髂脛束柔軟度，但經肌內效貼紮後的效果更好。研究學者認為肌內效貼紮可以牽動筋膜，影響皮下的機械受器，造成生理效應且增加貼布範圍下的軟組織柔軟度。

本研究中髌外展貼紮設計，以髂脊上緣為起始端，沿臀中肌走向到大腿外側 1/3 處。研判此貼紮效果影響到部分的髂脛束，在貼布拉動筋膜情況下，促使髂脛束柔軟度增加；間接地影響髌股骨間滑動軌跡與改善股內斜肌與股外側肌的收縮反應時間差。所以髂脛束柔軟度的增加可能是髌外展貼紮改變收縮反應時間差的原因。

三、支持足弓貼紮的影響機制

Cheung 與 Ng (2009)徵召 20 位健康女性休閒運動愛好者，這些受試者的後足前翻角度都超過 6 度以上。研究學者請受試者在兩次測試中，每次穿著不同的運動鞋(一為普通運動鞋，另一為有控制足部前翻功能的運動鞋)。測試動作為在跑步機上跑 10 公里，來調查兩種不同特性鞋款對股內斜肌的收縮反應時間有無差異。結果發現穿著控制足部前翻運動鞋時，股內斜肌比股外側肌提早收縮，而普通運動鞋反而出現收縮延緩現象，作者認為在慢跑運動中，穿著控制足部前翻運動鞋可降低罹患髌股骨疼痛症候群的危機。Hertel、Sloss 與 Earl (2005)研究發現若穿著內側墊高 7 度的軟鞋墊；相對於沒穿鞋墊時，股內側肌的肌電活化值增加。Hertel 等認為足部內側墊高鞋墊可矯正足部過度前翻與股骨內轉，避免髌

骨外移；使連接髕骨的大腿肌群之長度張力關係 (length-tension relationship) 最佳化，促進股內斜肌活化。

本研究設計的支持足弓貼紮目的為支持內側縱向足弓 (medial longitudinal arch)，防止後足前翻。雖然相對於無貼紮，支持足弓貼紮的運動學參數並沒有出現脛股骨旋轉角度的差異，但可能是不足以達到顯著的微小差異造成對髕骨的機械效應；正如上述文獻作者推論，此效應改變下階梯時髕骨滑動軌跡與收縮反應時間差。

四、收縮形態對收縮反應時間差的影響

回顧相關文獻發現許多學者的階梯研究結果中，髕股骨疼痛患者在無貼紮情況下，向心收縮與離心收縮均出現股內斜肌收縮反應時間延緩現象，且離心收縮的延緩現象比向心收縮明顯 (Cowan et al., 2001; Cowan et al., 2002a; Crossley et al., 2004)。在本研究結果中，無貼紮的收縮形態與收縮反應時間差關係與上述文獻相同。雖然其中的研究組別、資料處理與統計分析方式不同，無法進一步作比較；但仍可看出離心收縮明顯地有收縮反應延緩的趨勢。Cowan、Bennell 與 Hodges (2000) 認為收縮形態影響收縮反應時間的因素在於上下階梯時膝關節屈曲角度的差異，影響跨步時膝關節的生物力學；或許也可能是肌電圖貼片位置的差異造成。另外在髕骨矯正貼紮情況下的離心收縮出現股內斜肌收縮反應延緩，但向心收縮則出現股內斜肌比股外側肌提早收縮現象，這表示髕骨矯正貼紮可改善向心收縮時股內斜肌收縮反應時間。建議物理治療師與運動傷害防護員對髕股骨疼痛運動員

執行大腿肌群向心收縮的肌力訓練時，給予髌骨矯正貼紮，以改善股內斜肌收縮反應延緩，矯正髌骨滑動軌跡。

第七節 研究限制

一、健康受試者

研究中僅針對 13 位髌股骨疼痛受試者進行五種貼紮狀態下的生物力學分析，雖然五種貼紮狀態採隨機測試且以無貼紮當作對照控制組，但並沒加入健康受試者作對照比較。建議研究加入健康受試者作控制組，增加實驗嚴謹性。

二、鄰近關節的物理檢查

髌股骨疼痛症候群發生原因複雜，除了本身髌股骨關節與週遭組織；鄰近關節如髌關節與足踝關節也會影響髌骨滑動軌跡而產生疼痛症狀，而本研究僅對髌股骨關節作物理檢查。建議實驗前的評估加入鄰近關節的物理檢查；如髌關節肌力與柔軟度測試、足弓檢查與站姿時脛股骨旋轉角度等，並將每位受試者的症狀與病因作子群組(subgroup)分類，這樣更能精確了解不同貼紮狀態對不同病因的髌股骨疼痛患者下肢生物力學影響。

三、髌外轉貼紮設計

雖然先前文獻指出髌外展及髌外轉肌群無力可能造成股四頭肌角度的增加，使髌股骨關節接觸面積減少而發生疼痛，但研究中僅設計髌外展貼紮；而沒有設計髌外轉貼紮，

原因是髋外轉肌群位於深層組織，肌內效貼紮可能無法單純地影響髋外展的動作表現。

四、受試者性別差異

受試者的身體結構特性(如股四頭肌角度及膝外翻)可能會因性別差異而影響膝關節生物力學。本研究受試者中包括 10 位女性及 3 位男性，女性明顯多於男性。建議研究受試者男女比例為 1，以去除性別差異對研究數據的影響。

第陸章 結論

本實驗設計四種肌內效貼紮手法，目的是期望與無貼紮的對照比較下，對髕股骨疼痛受試者在上下階梯時下肢生物力學與疼痛降低出現顯著效益。以下總結運動學與肌電學的討論內容並提供未來研究方向及臨床建議。

第一節 下肢運動學影響

在運動學方面，上階梯時無貼紮的最大膝關節屈曲角度大於支持足弓貼紮，下階梯腳觸梯面時合併貼紮的膝關節外轉角度最小，且依序小於支持足弓貼紮、髕骨矯正貼紮、無貼紮與髕外展貼紮，下階梯時支持足弓貼紮與合併貼紮的舟狀骨下墜距離分別小於髕外展貼紮與髕骨矯正貼紮。另外視覺疼痛量表指數與股四頭肌角度則沒有顯著差異。建議日後研究改良肌內效貼紮手法技術及研究設計內容，進一步了解貼紮對髕股骨疼痛症候群下肢運動學影響與發生機制。

第二節 肌電學影響

一、肌電比值

股內斜肌與股外側肌的肌電學特性方面，發現五種貼紮狀態在上下階梯時的肌電比值均無顯著差異；建議日後研究可針對肌內效貼紮的促進與抑制貼紮手法作進一步研究，來了解肌內效貼紮對肌電比值的影響與作用機制。

二、收縮反應時間差

結果顯示四種貼紮手法比無貼紮可降低收縮反應時間延緩現象，尤其在上階梯向心收縮時，髕骨矯正貼紮、髕外展貼紮比無貼紮可使股內斜肌出現提早收縮現象，而下階梯離心收縮的支持足弓貼紮比無貼紮出現提早收縮現象。推論髕骨矯正貼紮與支持足弓貼紮的影響機制為提供髕骨機械效應，而髕外展貼紮的影響機制為增加髌脛束柔軟度，這些都可能改變髕骨滑動軌跡，降低收縮反應延緩現象。建議臨床物理治療師或運動防護員針對下列狀況時給予肌內效貼紮，例如：

- 1.擬定髕股骨疼痛運動員股四頭肌的肌力訓練計畫(例如大腿推蹬訓練或踏階訓練)時給予髕骨矯正貼紮，建立股內斜肌正常的收縮時序。
- 2.下肢競技運動項目為主的運動員(如田徑或足球)訓練或競賽時給予支持足弓貼紮，以降低因足部前翻而罹患髕股骨疼痛症候群的危機。
- 3.針對髌脛束緊縮的運動員給予髕外展貼紮，減少因髌脛束緊縮造成的髕股骨關節磨損。

第三節 未來研究建議

雖然合併貼紮僅對收縮反應時間差有顯著，但綜觀其他結果並無綜合或加成其他三種貼紮手法效果的期望目的，建議日後研究刪除合併貼紮，研究單一貼紮的影響效果即可。而髕股骨疼痛症候群發生原因複雜，鄰近的髌關節及足踝關節都可能影響髕股骨關節而產生疼痛症狀。建議日後研究方向加入髌關節及足踝關節的評估檢查，再針對不同病因設計不同療效的肌內效貼紮手法，這樣才能精準地了解肌內效貼紮對髕股骨疼痛症候群下肢生物力學及治療效益上的影響。

參考文獻

- 王百川 (民 92)。運動貼紮法。台北市：科正出版社。
- 楊玉鈴 (民 97)。肌內效貼紮對於髕骨疼痛症候群患者在股內斜肌與股外側肌收縮情形之影響(未出版之碩士論文)。長庚大學，桃園縣。
- 鄭悅承 (民 96)。軟組織貼紮技術。台北市：合記圖書出版社。
- Adirim, T. A., & Cheng, T. L. (2003). Overview of injuries in the young athlete. *Sports Medicine*, 33(1), 75-81.
- 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.
- Aminaka, N., & Gribble, P. A. (2005). A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 341-351.
- Aytar, A., Ozunlu, N., Surenkok, O., Baltacı, G., Oztop, P., & Karatas, M. (2011). Initial effects of Kinesio® taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinetics & Exercise Science*, 19(2), 135-142.
- Barton, C. J., Levinger, P., Menz, H. B., & Webster, K. E. (2009). Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait & Posture*, 30(4), 405-416.

- Bolgia, L. A., & Boling, M. C. (2011). An update for the conservative management of patellofemoral pain syndrome: A systematic review of the literature from 2000 to 2010. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(2), 112-125.
- Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A. (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: The joint undertaking to monitor and prevent ACL Injury (Jump-ACL) cohort. *American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 2108-2116.
- Boling, M. M., Padua, D. D., Marshall, S. S., Guskiewicz, K. K., Pyne, S. S., & Beutler, A. A. (2010). Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(5), 725-730.
- Brechter, J. H., & Powers, C. M. (2002a). Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(10), 1582-1592.
- Brechter, J. H., & Powers, C. M. (2002b). Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 16(3), 115-123.

- Brindle, T. J., Mattacola, C. C., & McCrory, J. J. (2003). Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *11*(4), 244-251.
- Caylor, D. D., Fites, R. R., & Worrell, T. W. (1993). The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *17*(1), 11-16.
- Chen, P. L., Hong, W. H., Lin, C. H., & Chen, W. C. (2008). Biomechanics effects of Kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. *IFMBE Proceedings*, *1*(21), 395-397. doi: 10.1007/978-3-540-69139-6_100
- Cheung, R. T., & Ng, G. Y. (2009). Motion control shoe affects temporal activity of quadriceps in runners. *British Journal of Sports Medicine*, *43*(12), 943-947.
- Christou, E. A. (2004). Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, *14*(4), 495-504.
- Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J., & Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *39*(8), 1227-1232.

- Cowan, S. M., Bennell, K. L., & Hodges, P. W. (2000). The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. *Physical Therapy in Sport, 1*(4), 129-136.
- Cowan, S. M., Bennell, K. L., & Hodges, P. W. (2002a). Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine, 12*(6), 339-347.
- Cowan, S. M., Bennell, K. L., Crossley, K. M., Hodges, P. W., & McConnell, J. J. (2002b). Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34*(12), 1879-1885.
- Cowan, S. M., Bennell, K. L., Hodges, P. W., Crossley, K. M., & McConnell, J. (2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 82*(2), 183-189.
- Cowan, S. M., Hodges, P. W., Crossley, K. M., & Bennell, K. L. (2006). Patellar taping does not change the amplitude of electromyographic activity of the vasti in a stair stepping task. *British Journal of Sports Medicine, 40*(1), 30-34.

- Crossley, K. M., Bennell, K., Green, S., Cowan, S., & McConnell, J. (2002). Physical therapy for patellofemoral pain: A randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(6), 857-865.
- Crossley, K. M., Cowan, S. M., Bennell, K. L., & McConnell, J. (2004). Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(2), 267-274.
- Crossley, K. M., Cowan, S. M., McConnell, J., & Bennell, K. L. (2005). Physical therapy improves knee flexion during stair ambulation in patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(2), 176-183.
- Derasari, A., Brindle, T. J., Alter, K. E., & Sheehan, F. T. (2010). McConnell taping shifts the patella inferiorly in patients with patellofemoral pain: A dynamic magnetic resonance imaging study. *Physical Therapy*, 90(3), 411-419.
- Dillon, P. Z., Updyke, W. F., & Allen, W. C. (1983). Gait analysis with reference to chondromalacia patellae. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 5(3), 127-131.
- Earl, J. E., & Hoch, A. Z. (2011). A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in

- women with patellofemoral pain syndrome. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 154-163.
- Ernst, G. P., Kawaguchi, J. J., & Saliba, E. E. (1999). Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(11), 661-667.
- Fukuda, T. Y., Rossetto, F. M., Magalhães, E., Bryk, F. F., Lucareli, P. R., & de Almeida Aparecida Carvalho, N. (2010). Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(11), 736-742.
- Fulkerson, J.P. (2004). *Disorders of the Patellofemoral Joint*. (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Gigante, A. A., Pasquinelli, F. M., Paladini, P. P., Ulisse, S. S., & Greco, F. F. (2001). The effects of patellar taping on patellofemoral incongruence: A computed tomography study. *American Journal of Sports Medicine*, 29(1), 88-92.
- Gilleard, W. W., McConnell, J., & Parsons, D. D. (1998). The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 78(1), 25-32.

- Gottschalk, F., Kourosch, S., & Leveau, B. (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of anatomy*, 166, 179-189.
- Grabiner, M. D., Koh, T. J., & Draganich, L. F. (1994). Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(1), 10-21.
- Grelsamer, R. P. (2000). Patellar malalignment. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 82-A(11), 1639-1650.
- Grelsamer, R. P., & Klein, J. R. (1998). The biomechanics of the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(5), 286-297.
- Grenholm, A., Stensdotter, A., & Häger-Ross, C. (2009). Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 88-94.
- Guerra, J. P., Arnold, M. J., & Gajdosik, R. L. (1994). Q angle: Effects of isometric quadriceps contraction and body position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(4), 200-204.
- Herrington, L., & Nester, C. (2004). Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 1070-1073.
- Herrington, L., & Payton C. J. (1997). Effects of corrective taping of the patella on patients with patellofemoral Pain. *Physiotherapy*, 83(11), 566-572.

- Hertel, J., Sloss, B. R., & Earl, J. E. (2005). Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(1), 26-30.
- Hörding, G. (1983). Chondromalacia patellae bland skolungdom. *Nordisk medicine*, 98(8-9), 207-208.
- Houglum, P. A. (2004). Concepts in rehabilitation of patellofemoral pain syndrome. *Athletic Therapy Today*, 9(3), 66-71.
- Hsu, Y., Chen, W., Lin, H., Wang, W. J., & Shih, Y. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 19(6), 1092-1099.
- Hudson, Z., & Darthuy, E. (2009). Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Manual Therapy*, 14(2), 147-151.
- Jan, M. H., Lin, D. H., Lin, J. J., Lin, C. H., Cheng, C. K., & Lin, Y. F. (2009). Differences in sonographic characteristics of the vastus medialis obliquus between patients with patellofemoral pain syndrome and healthy adults. *American Journal of Sports Medicine*, 37(9), 1743-1749.
- Karst, G. M., & Willett, G. M. (1995). Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis

- oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*, 75(9), 813-823.
- Kase, K., & Hashimoto, T. (1998). *Changes in the volume of peripheral blood flow by using Kinesio tape*. Retrieved from Kinesio Taping Association Web side:
<http://www.Kinesiotaping.com/kta/research/1998-1.pdf>
- Kase, K. (1997). *Illustrated Kinesio Taping* (3rd ed.). Albuquerque, NM: Ken Ikai, Co. Ltd.
- Kase, K. (2011). Neurophysiological Mechanics of Kinesio Taping. *Kinesio Taping Method & Soft Tissue Taping Method* (p.1-13). Taipei, Taiwan: Taiwan Applied Rehabilitation Association.
- Kase, K., Kase, T., & Wallis, J. (2003). *Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method*. Tokyo, Japan: Ken Ikai,Co. Ltd.
- Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2002). *The latest Kinesio taping method*. Tokyo: Ski-Journal.
- Keet, J. L., Gray, J., Harley, Y., & Lambert, M. I. (2007). The effect of medial patellar taping on pain, strength and neuromuscular recruitment in subjects with and without patellofemoral pain. *Physiotherapy*, 93(1), 45-52.
- Kenneth, E. D., & David, M. L. (1986). Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(3), 218-224.

- Kevin, E. W., George, J. D., Robert, E. M., & Terry, R. M. (1998). Patellofemoral disorders: A classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(5), 307-322.
- Lan, T. Y., Lin, W. P., Jiang, C. C., & Chiang, H. (2010). Immediate effect and predictors of effectiveness of taping for patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Sports Medicine*, 38(8), 1626-1630.
- 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.
- Lee, T. Q., Morris, G. G., & Csintalan, R. P. (2003). The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 686-693.
- Levinger, P., & Gilleard, W. (2007). Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait & Posture*, 25(1), 2-8.
- Lin, Y. F. (2004). An overview of patellar pain: Current concepts review. *Taipei City Medicine Journal*, 1(1), 6-16.

- Lloyd Ireland, M. M., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & McClay Davis, I. I. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 671-676.
- Lohrer, H. H., Alt, W. W., & Gollhofer, A. A. (1999). Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *American Journal of Sports Medicine*, 27(1), 69-75.
- MacGregor, K., Gerlach S., Mellor R., & Hodges P. W. (2005). Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(2), 351-358.
- Malek, M. M., & Fanelli, G. C. (1991). Patellofemoral pain: An arthroscopic perspective. *Clinics in Sports Medicine*, 10(3), 549-567.
- McClinton, S., Donatell, G., Weir, J., & Heiderscheit, B. (2007). Influence of step height on quadriceps onset timing and activation during stair ascent in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 239-244.
- McConnell, J. (1986). The management of chondromalacia patellae: A long term solution. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 32(4), 215-223.

- Menz, H. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3), 199-129.
- Miller, J. P., Sedory, D. D., & Croce, R. V. (1997). Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in patients with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sport Rehabilitation*, 6(1), 1-10.
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Ramrattan, N., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 834-840.
- Mostamand, J., Bader, D. L., & Hudson, Z. (2010). The effect of patellar taping on joint reaction forces during squatting in subjects with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 14(4), 375-381.
- Mostamand, J., Bader, D. L., & Hudson, Z. (2011). The effect of patellar taping on EMG activity of vasti muscles during squatting in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sports Sciences*, 29(2), 197-205.
- Nadeau, S., Gravel, D., Hébert, L. J., Arsenault, A. B., & Lepage, Y. (1997). Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait & Posture*, 5(1), 21-27.

- Neely, F. G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine*, 26(6), 395-413.
- Neptune, R. R., Wright, I. C., & van den Bogert, A. J. (2000). The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clinical Biomechanics*, 15(8), 611–618.
- Ng, G. F., & Wong, P. K. (2009). Patellar taping affects vastus medialis obliquus activation in subjects with patellofemoral pain before and after quadriceps muscle fatigue. *Clinical Rehabilitation*, 23(8), 705-713.
- Ng, G., & Cheng, J. (2002). The effects of patellar taping on pain and neuromuscular performance in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Rehabilitation*, 16(8), 821-827.
- Pal, S., Draper, C. E., Fredericson, M., Gold, G. E., Delp, S. L., Beaupre, G. S., & Besier, T. F. (2011). Patellar maltracking correlates with vastus medialis activation delay in patellofemoral pain patients. *American Journal of Sports Medicine*, 39(3), 590-598.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 639-646.

- Powers, C. M., Chen, P. Y., Reischl, S. F., & Perry, J. J. (2002). Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot & Ankle International*, 23(7), 634-640.
- Powers, C. M., Landel, R. R., Sosnick, T. T., Kirby, J. J., Cheney, A. A., & Perry, J. J. (1997). The effects of patellar taping on stride characteristics and joint motion in subjects with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(6), 286-291.
- Puniello, M. S. (1993). Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(3), 144-148.
- Rauh, M. J., Koepsell, T. D., Rivara, F. P., Margherita, A. J., & Rice, S. G. (2006). Epidemiology of musculoskeletal injuries among high school cross-country runners. *American Journal of Epidemiology*, 163(2), 151-159.
- Reischl, S. F., Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1999). Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot & Ankle International*, 20(8), 513-520.
- Salsich, G. B., Brechter, J. H., Farwell, D. D., & Powers, C. M. (2002). The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during

- stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(1), 3-10.
- Salsich, G. B., Brechter, J. H., & Powers, C. M. (2001). Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 16(10), 906-912.
- Scuderi, G. R. (1995). *The Patella*. New York, NY: Springer-Verlag.
- Sczepanski, T. L., Gross, M. T., Duncan, P. W., & Chandler, J. M. (1991). Effect of contraction type, angular velocity, and arc of motion on VMO:VL EMG ratio. *Journal of Sports Physical Therapy*, 14(6), 256-262.
- Serrão, F. V., Cabral, C. M. N., Bérzin, F., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V. (2005). Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport*, 6(1), 15-23.
- Sheehy, P., Burdett, R. G., Irrgang, J. J., & VanSwearingen, J. (1998). An electromyographic study of vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(6), 423-429.
- Smith, T., Hunt, N., & Donell, S. (2008). The reliability and validity of the Q-angle: A systematic review. *Knee*

Surgery Sports Traumatology Arthroscopy, 16(12),
1068-1079.

Souza, D. R., & Gross, M. T. (1991). Comparison of vastus medialis obliquus:vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 71(4), 310-316.

Tauton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lioya-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101

Terry, G. C., Hughston, J. C., & Norwood, L. A. (1986). The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 39-45.

Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of Kinesio tape for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 389-395.

Thijs, Y. Y., De Clercq, D. D., Roosen, P. P., & Witvrouw, E. E. (2008). Gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain in novice recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 466-471.

- Thomee, R. R., Augustsson, J. J., & Karlsson, J. J. (1999). Patellofemoral pain syndrome: A review of current issues. *Sports Medicine*, 28(4), 245-262.
- Tiberio, D. D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: A theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160-165.
- Van Tiggelen, D., Cowan, S., Coorevits, P., Duvigneaud, N., & Witvrouw, E. (2009). Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(6), 1099-1105.
- Vithoulka, I. I., Beneka, A. A., Malliou, P. P., Aggelousis, N. N., Karatsolis, K. K., & Diamantopoulos, K. K. (2010). The effects of Kinesio-taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics & Exercise Science*, 18(1), 1-6.
- Waryasz, G. R., & McDermott, A. Y. (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): A systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*, 7, 9.
- Whittingham, M. M., Palmer, S. S., & Macmillan, F. F. (2004). Effects of taping on pain and function in patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(19), 504-510.

- Winslow, J., & Yoder, E. (1995). Patellofemoral pain in female ballet dancers: Correlation with iliotibial band tightness and tibial external rotation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(1), 18-21.
- Witvrouw, E., Werner, S., Mikkelsen, C., Van Tiggelen, D., Vanden Berghe, L., & Cerulli, G. (2005). Clinical classification of patellofemoral pain syndrome guidelines for non-operative treatment. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 13(2), 122-130.
- Wu, C. C., & Shin, C. H. (2004). The influence of iliotibial tract on patellar tracking. *Orthopedics*, 27(2), 199-203.

附錄一 受試者同意書

研究名稱：肌內效貼紮技術對髌股骨疼痛症候群下肢生物力學的影響與分析

研究單位：國立臺灣體育運動大學運動健康科學學系暨碩士班

研究負責人：李世明

實驗室位置：體操館五樓生物力學實驗室

本研究目的是針對髌股骨疼痛症候群患者和一般健康受試者，將肌內效貼紮貼在受試者下肢肢段上，藉由肌電圖與三維動作分析系統，分析觀察肌內效貼紮技術對於受試者的下肢生物力學特性影響，以提供教練、運動傷害防護員及治療師建議與參考。測試時請穿著輕便上衣和運動短褲，受試者在測試中請盡力作出實驗內容所要求的動作。

在實驗開始前，研究人員會介紹場地、說明實驗流程、受試者權益與注意事項，若受試者接受且願意配合實驗內容，請填寫受試者同意書，並接受研究人員測量人體計測資料。作完簡單的熱身動作後，會為受試者黏貼肌電圖電極片與反光標記，以進行動作資料收集。若受試者在實驗過程中有身體不適或疼痛情況，請隨時向研究人員反應。研究人員將暫停實驗並檢查受試者身體情況，且若受試者自認為無法繼續參與實驗，可隨時在無任何理由下要求退出實驗計畫。

動作資料的收集會在受試者下肢及骨盆黏貼 14 顆反光標記，另外也會在受試者下肢大腿肌群黏貼 2 個肌電圖電極片，這可能會使受試者感覺不自在，另外會有 8 台紅外線攝影機拍攝受試者動作，肌內效貼紮將由多年貼紮經驗的合格

物理治療師執行。所有實驗器材都不會對受試者身體造成傷害或危險，但假若受試者經貼紮後皮膚感覺癢痛不適，請立即告知研究人員。實驗中有分別作 5 次的上下階梯，受試者先練習以瞭解動作內容，動作結束後受試者有 5 分鐘的休息時間，全部實驗時間約 2 小時。

受試者的身分資料保證絕不洩漏，若日後將研究成果數據發表在學術期刊，將以研究號碼取代受試者姓名，以維護受試者隱私。受試者參加本研究不需繳交或承擔任何額外費用。

受試者已經仔細閱讀以上資訊，研究人員也已經詳細解釋實驗內容並回答受試者所提出的疑問，受試者瞭解也願意參加此研究計畫，並同意研究人員使用受試者的資料進行研究分析，供學術單位使用。若日後受試者有任何問題可與研究負責人聯絡。

自願受試者(或法定代理人)簽名：_____

日期：中華民國 年 月 日

附錄二 受試者基本資料及評估表

測量日期 ____月 ____日 編號 _____

一、受試者基本資料

姓名 _____ 生日 ____年 ____月 ____日 性別 男 女

身高 _____cm 體重 _____ kg IBM _____

疼痛症狀腳 左 右 雙 慣用腳 左 右

症狀持續時間約 ____年 ____月

引起髕股骨關節疼痛的活動(可複選)

上樓梯/斜坡 下樓梯/斜坡 蹲 跑 單腳跳/跳躍

跪 久坐後站起來 其他 _____

主要休閒活動/運動 _____ 頻率 ____次/週 ____分/次

聯絡電話 _____

二、受試者評估表

1.疼痛指數量表：直線範圍代表疼痛的程度，0代表完全不痛沒感覺，10代表非常疼痛，無法忍受。請在下列各種功能活動敘述中，填寫正確記號

過去一週髕股骨關節疼痛情況



無貼紮 上下階梯



臀中肌貼紮後 上下階梯



髕骨矯正貼紮後 上下階梯



支持足弓貼紮後 上下階梯



合併貼紮後 上下階梯



2. 特殊檢查

Grind test: 無貼紮 _____ 貼紮後 (臀中肌 _____ 髕骨矯正 _____
支持足弓 _____ 合併 _____)

Clarke's sign: 無貼紮 _____ 貼紮後 (臀中肌 _____ 髕骨矯正 _____ 支持足弓 _____ 合併 _____)

3. 人體測量表 左腳 右腳

Q-angle

順序	貼紮	躺姿	站姿
	無貼紮	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_
	臀中肌貼紮後	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_
	髕骨矯正貼紮	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_
	支持足弓貼紮	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_
	三種合併貼紮	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_	1 _____ 2 _____ 3 _____ ave_

人體肢段長度

兩腳長 左 _____ 右 _____
A. 髕骨寬度 (內側中線到髕骨外緣距離) _____
B. 大腿外側上 1/3 長度 (Iliac crest 到股骨外上踝) _____
C. 小腿內側下 1/3 長度 (脛骨內踝到膝關節內側中線) _____

肌內效貼紮所需貼布長度

髕骨矯正貼紮 $A \div 1.2 =$ _____
臀中肌貼紮 $B \div 1.2 =$ _____
支持足弓貼紮 $C \div 1.3 =$ _____