

中文摘要

前言：Kenzo Kase 博士於 25 年前在日本所發明的肌內效貼布(kinesio tex tape)近幾年在台灣被廣泛應用於復健治療上。然而目前仍缺乏足夠的證據了解貼紮之後在神經肌肉學及生物力學上所產生的變化。因此本研究的目的即在探討貼紮對膝關節的影響。

材料及方法：由醫院員工徵求自願的健康成年人參與本研究。依據 Kenzo Kase 博士針對退化性膝關節炎所建議的標準貼紮法，分別對受試者的兩側膝關節貼紮，同時於貼紮前及貼紮後第三天進行一系列的評估。利用 Biodex 等速肌力測量儀(Biodex system 3 Isokinetic Dynanometer) 分別檢測角速度 $60^{\circ}/s$ 及 $120^{\circ}/s$ 下的等速肌力及關節活動度，同時評估 $15^{\circ}/45^{\circ}$ 主動及被動關節復位角度來代表本體感覺的表現。此外，利用起身行走(timed up and go test)及閉眼單腳站立測試(single leg stance test)進行平衡功能的評估。使用統計套裝軟體 SPSS 10.0 版做統計分析及處理， $p < 0.05$ 代表統計學上的差異。

結果：共有 11 位健康受試者參與本實驗，包括位 7 位女性 4 位男性；平均年齡為 26.48 ± 6.64 歲；平均身高為 161.27 ± 5.95 cm；平均體重為 61.27 ± 14.79 Kg；平均身體質量指數(BMI)為 23.37 ± 4.44 Kg/m²。貼紮後非慣用腳於角速度 $60^{\circ}/s$ 及 $120^{\circ}/s$ 的情況下，膝關節彎曲力矩及功率(knee flexor moment and power)的增加達到統計學上的意義($60^{\circ}/s$ ：

$p=0.037$ ； $120^\circ/s$ ： $p=0.028$)。膝關節關節活動角度及本體感覺則未因貼紮而產生顯著的差異。步態平衡功能的測試中，起身行走測試由 $5.62\pm 0.49s$ 進步到 $5.42\pm 0.57s$ ($p=0.021$)。此外，貼紮後股四頭肌的疲勞(work fatigue)程度明顯上升($p=0.006$)。

結論：根據本研究的結果我們發現肌內效貼紮的確可以增加健康成年人的肌力，同時還可維持膝關節的活動度，因此推測肌內效貼紮應可作為輔助肢體障礙者執行日常生活活動的另一種治療。未來的我們將應用肌內效貼紮於因退化性膝關節炎導致肌力下降、日常生活活動限制的病患，並進一步探討肌內效貼紮對退化性膝關節炎的效益。

關鍵詞：肌內效貼紮、肌力、本體感覺、平衡

英文摘要

Introduction : Developed by Dr. Kenzo Kase nearly 25 years ago in Japan, Kinesio taping is now widely used by rehabilitation professionals throughout Taiwan in recent years. Nevertheless, there are few studies assessing the neuromuscular and biomechanical changes following this taping procedure. The main purpose of this study was to demonstrate and analyze the effects of Kinesio taping on knee joint.

Materials and Methods : In this study, we recruited healthy volunteers with the similar age from hospital staff. Standard taping procedure for knee osteoarthritis, according to methods proposed by Dr. Kenzo Kase, was applied to bilateral knees. Serial evaluation of the biomechanical changes brought by this knee tape was performed both before and 3 days after this application. All isokinetic tests were performed using a Biodex system 3 Isokinetic Dynamometer. We assessed functional parameters and influences of the Kinesio taping method on muscle strength, proprioception, ROM of knee joints. Maximal isokinetic knee muscle strength was measured using preset angular velocities of 60°/s and 120°/s of concentric actions for knee. Changes in proprioceptive performance resulting from this taping method was recorded. Variations or

improvement in knee ROM and function were determined by using single leg stance test and timed up and go test. The statistical analysis was carried out using an SPSS package(version 10.0). The significance was set at $p < 0.05$.

Results : There are 11 healthy volunteers (7 women and 4 men) included in this study, mean age : 26.48 ± 6.64 years-old; mean body height : 161.27 ± 5.95 cm; mean body weight 61.27 ± 14.79 Kg; mean Body Mass Index(BMI) : 23.37 ± 4.44 Kg/m². This taping procedure can improve knee flexor moment and power at non-dominant side, especially noted at angular velocities of 60°/s and 120 °/s (60°/s : $p=0.037$; 120 °/s : $p=0.028$). No significant difference was found in proprioception and ROM of knee joints between tape and no tape. The timed up and go test was reduced from 5.62 ± 0.49 s to 5.42 ± 0.57 s ($p=0.021$). Moreover, after taping, the work fatigue of quadriceps at dominant side was significantly increased($p=0.006$).

Conclusions : Based on the results obtained in this study, Kinesio taping is an operative management in improving knee muscle strength in healthy people. In addition, this taping procedure might be helpful in maintaining full range of motion, enabling individuals with disabilities

to participate in physical activity in the community and at home with more functional assistance. Further research is required to determine the benefit or impact of the Kinesio taping method on patients with knee osteoarthritis.

Key Words: kinesio taping 、 muscle strength 、 proprioception 、 balance



謝誌

完成本篇研究感謝指導教授中國醫藥大學附設醫院骨科部許弘昌主任及中國醫藥大學運動醫學系吳鴻文老師的細心指導。同時感謝大林慈濟復健科王淑怡主任及蔡明倫組長在研究進行過程中的鼎力相助及所有受試者的熱情參與與配合，最後感謝我親愛的家人這兩年來給我的支持與鼓勵。



目錄

中文摘要	01
英文摘要	03
謝誌	06
目錄	07
圖目錄	11
表目錄	13
論文正文	15
第一章 序論	15
第一節 研究背景	15
1.1.1 肌內效貼紮的歷史	15
1.1.2 肌內效貼紮的理論基礎	15
1.1.3 肌內效貼紮的技巧	17
1.1.4 傳統運動貼紮	19
1.1.5 肌內效貼紮的臨床應用	20
第二節 研究目的	23
1.2.1 研究假設	25
1.2.2 研究目的	25

第二章 研究方法-----	26
第一節 研究材料-----	26
2.1.1 研究對象-----	26
2.1.1.1 受試者納入條件-----	26
2.1.1.2 受試者排除條件-----	26
2.1.2 實驗設備-----	26
第二節 研究設計-----	27
2.2.1 研究步驟-----	27
2.2.1.1 治療前評估-----	27
2.2.1.2 肌內效貼布及貼紮方法-----	31
2.2.1.3 治療後評估-----	35
2.2.2 研究設計流程圖-----	36
第三節 統計方法-----	37
第三章 研究結果-----	38
第一節 描述性統計分析-----	38
第二節 推論性統計分析-----	39
3.2.1 肌內效貼紮前後肌力及相關變數的變化-----	39
3.2.1.1 角速度 60°/s-----	39
3.2.1.2 角速度 120°/s-----	46

3.2.1.3 角速度與 work fatigue 的相關性-----	54
3.2.2 肌內效貼紮前後膝關節本體感覺的變化-----	56
3.2.3 肌內效貼紮前後平衡功能的變化-----	64
第四章 討論-----	65
第一節 結果討論-----	65
4.1.1 肌內效貼紮對肌力的影響-----	65
4.1.1.1 實驗設計-----	65
4.1.1.2 貼紮後可增加腿後肌的肌力-----	66
4.1.1.3 貼紮後肌力增加的原因-----	69
4.1.1.4 股四頭肌和腿後肌的結果不同-----	70
4.1.2 肌內效貼紮對本體感覺的影響-----	71
4.1.2.1 何謂本體感覺-----	71
4.1.2.2 本體感覺的重要性-----	73
4.1.2.3 膝關節本體感覺的評估-----	74
4.1.2.4 實驗設計-----	75
4.1.2.5 貼紮無法改變正常膝關節的本體感覺表現-----	75
4.1.2.6 貼紮對於本體感覺較差的角度有提升的效果-----	76
4.1.2.7 被動與主動式關節復位角度的結果不同-----	77
4.1.2.8 本研究與其他研究不同的原因-----	78

4.1.3 肌內效貼紮對關節活動度的影響-----	81
4.1.4 肌內效貼紮對平衡表現的影響-----	82
4.1.4.1 平衡的重要性-----	82
4.1.4.2 貼紮無法增加閉眼單腳站立時的平衡反應-----	83
4.1.4.3 貼紮可以縮短起身行走測試的時間-----	84
4.1.4.4 本體感覺與肌力對平衡表現的影響-----	85
第二節 研究限制-----	86
4.2.1 測量設備的限度-----	86
4.2.2 評估者人為的誤差-----	86
4.2.3 治療者人為的誤差-----	86
4.2.4 樣本數目的限制-----	87
4.2.5 受試者心理作用的影響-----	87
第五章 結論與建議-----	88
第一節 結論-----	88
5.1.1 研究結論-----	88
5.1.2 未來研究的方向及建議-----	89
參考文獻-----	90
附件一 倫理試驗委員會核可證明-----	102
附件二 受試者同意書-----	104

圖目錄

- ◆ Figure1. Skin prior to Kinesio Tex Tape application-----16
- ◆ Figure 2. The sequence of muscular inflammation-----16
- ◆ Figure 3. The characteristics of Kinesio Tex Tape-----17
- ◆ Figure 4. Taped area forms convolutions-----17
- ◆ Figure 5. To prevent cramping or over-contraction of a muscle, apply tape from insertion to origin-----18
- ◆ Figure 6. To treat a weakened muscle, apply tape from origin to insertion-----18
- ◆ Figure 7. Patient setup on the Biodex dynamometer-----27
- ◆ Figure 8. Timed up and go test-----30
- ◆ Figure 9. Single leg stance test-----31
- ◆ Figure 10. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method for knee OA-----32
- ◆ Figure 11. The Kinesio Y strip taping technique for hamstring, origin to insertion technique-----32
- ◆ Figure 12. Patella Tendonitis Superior Y Technique-----33
- ◆ Figure 13. Patella Tendonitis Inferior Y Technique-----34
- ◆ Figure 14. Patella Tendonitis U strip Technique -----35

◆ Figure 15. The change of Moment before and after taping at 60°/s	
-----	40
◆ Figure 16. The change of Power before and after taping at 60°/s	
-----	42
◆ Figure 17. The change of Work Fatigue before and after taping at 60°/s-----	44
◆ Figure 18. The change of ROM before and after taping at 60°/s----	46
◆ Figure 19. The change of Work Fatigue before and after taping at 60°/s-----	48
◆ Figure 20. The change of Power before and after taping at 120°/s	
-----	50
◆ Figure 21. The change of Work Fatigue before and after taping at 120°/s-----	52
◆ Figure22. The change of ROM before and after taping at 120°/s	
-----	54
◆ Figure 23. The scatter plot of Angular Velocity and Work Fatigue	
-----	55
◆ Figure 24. The change of Active Angle Reproduction-----	57
◆ Figure 25. The change of Passive Angle Reproduction-----	59

- ◆ Figure 26. The scatter plot of Active angle reproduction-----61
- ◆ Figure 27. The scatter plot of Passive angle reproduction-----63

表目錄

- ◆ Table 1. Demographic data-----38
- ◆ Table 2. The change of Moment before and after taping at 60°/s---39
- ◆ Table 3. The change of Power before and after taping at 60°/s-----41
- ◆ Table 4. The change of Work Fatigue before and after taping at
60°/s-----43
- ◆ Table 5. The change of ROM before and after taping at 60°/s-----45
- ◆ Table 6. The change of Moment before and after taping at
120°/s -----47
- ◆ Table 7. The change of Power before and after taping at 120°/s
-----49
- ◆ Table 8. The change of Work Fatigue before and after taping at
120°/s-----51
- ◆ Table 9. The change of ROM before and after at 120°/s-----53
- ◆ Table 10. Degrees from the target angle of active angle reproduction
test-----56

- ◆ Table 11. Degrees from the target angle of passive angle reproduction test-----58
- ◆ Table 12. Functional Performance change-----64
- ◆ Table 13. A total of 4541 (1196 women; 3345 men) healthy subjects, were tested for quadriceps and hamstring concentric strength at 60,180, 300 degree/sec-----68



第一章 序論

第一節 研究背景

1.1.1 肌內效貼紮的歷史

常見運動員身上貼著五顏六色的貼布，這種貼布是由日本 Kenzo Kase 博士在 1980 年所發明的「肌內效貼布」[1, 2]，一開始用來幫助運動選手增進成績，後來逐漸應用於復健治療上[3]。

1.1.2 肌內效貼紮的理論基礎

肌內效貼紮的效果來自於活化身體的神經及循環系統，這個理論基礎源自於運動機能學(Kinesiology)。這是一門統合各種運動基本原理並強調肌肉活動對復健及日常生活重要性的學問，「肌內效貼布(Kinesio)」這個名詞便是來自於運動機能學[4-6]。

Kenzo Kase 博士發現肌肉不僅與活動有關，同時也控制了身體的血液及淋巴循環系統、體溫等(Figure 1)。當肌肉因過度的牽張、收縮導致發炎、攣縮無法正常發揮功能時，便壓迫了介於皮膚及肌肉間的空間，造成血液及淋巴循環系統的阻塞，同時也刺激了皮下的疼痛接受器，於是各式各樣的不適的感覺也就隨之產生(Figure 2)。因此他認為治療肌肉將可活化身體本身自然癒合的神奇效果。[4, 5]

Figure1. Skin prior to Kinesio Tex Tape application. [5]

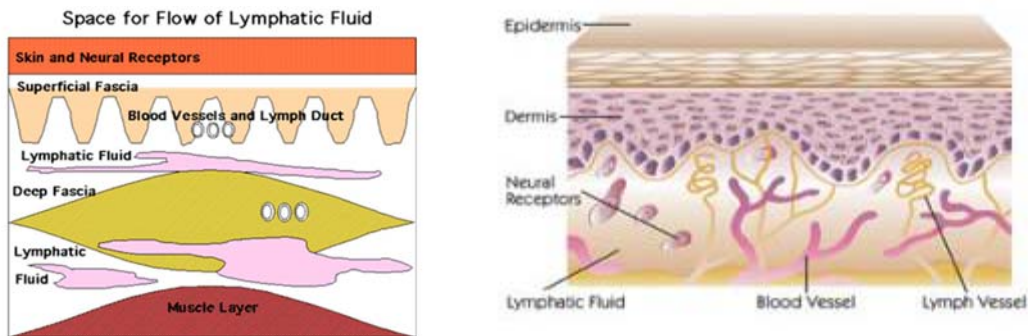
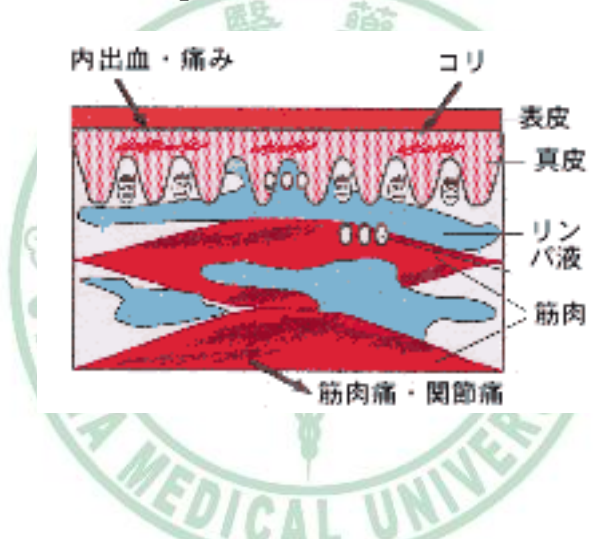
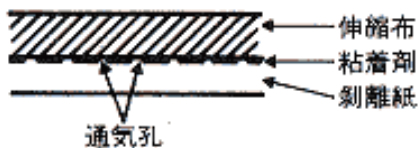


Figure 2. The sequence of muscular inflammation. [2]



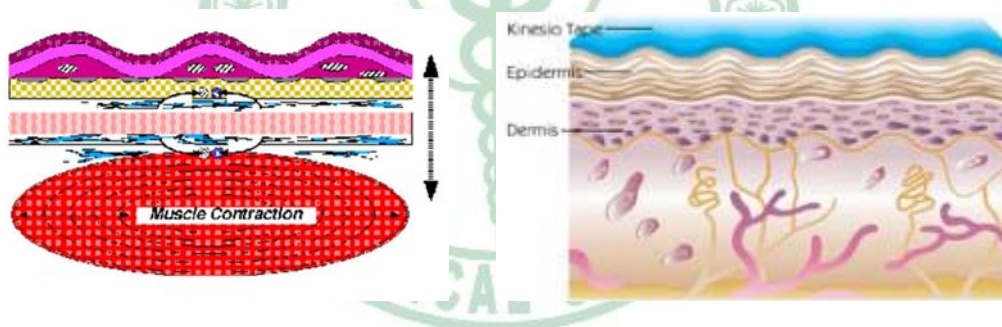
目前廣泛使用在復健治療或運動傷害上的肌內效貼布是由日本 Kenzo Kase 博士於1980年所設計的，這是一種具有140%的伸縮性並兼具有透氣、防水快乾 (Figure 3)及黏著、持久性佳等特性的綿質貼布。本身的材質輕薄，不含乳膠成份，在使用上比較不易造成使用者不舒服及過敏的情形，一般使用可維持3-5天的時間，浸水也不易脫落[2, 5]。

Figure 3. The characteristics of Kinesio Tex Tape.[2]



肌內效貼紮利用貼布本身伸縮性、黏著性佳等優點貼在皮膚上產生的局部皺褶，增加肌肉及皮膚間的空間(Figure 4)，可達到局部血液或淋巴循環的效果[7, 8]，保護協助受傷肌肉組織活動，或鬆弛肌肉的張力，使活動動作更為順暢，而達到止痛、消炎的目標。[2, 5]

Figure 4. Taped area forms convolutions.[5]



1.1.3 肌內效貼紮的技巧

肌內效貼紮比傳統貼布更多樣化，除可和傳統貼布一樣直接針對疼痛處作貼紮外，尚可沿著肌肉走向作貼紮。

依不同的需求可配合各種形狀的貼布（爪形、X型、Y型、I型）達到不同的治療目的，例如爪形多用來治療淋巴性水腫，Y型多用作包覆性的肌肉貼紮（如：股四頭肌貼紮時從髕骨的內外側包圍起來），X

型和I型可用作局部肌肉的貼紮和關節的貼紮[9]。

依治療的目的可分兩種貼紮方式：一是順從肌肉收縮方向貼，由肌肉止端（insertion）往起端（origin）貼紮，目的在協助保護受傷肌肉痙攣或過度收縮(Figure 5)；另一種是逆向肌肉收縮方向貼，在肌肉群處由肌肉往止端貼紮，目的治療疲勞無力的肌肉(Figure 6)[3-5, 9]。

Figure 5. To prevent cramping or over-contraction of a muscle, apply tape from insertion to origin.[4, 5, 9]

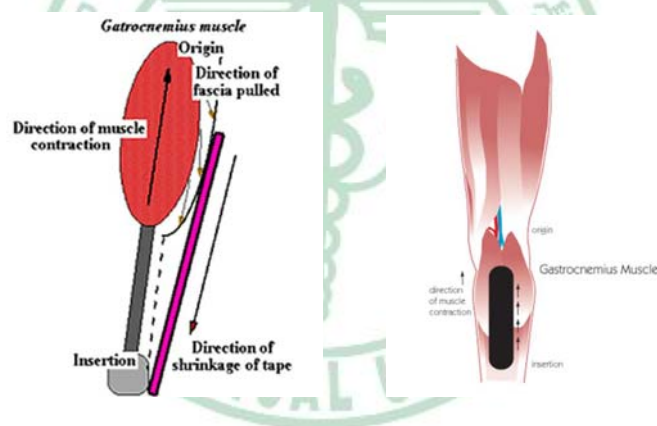
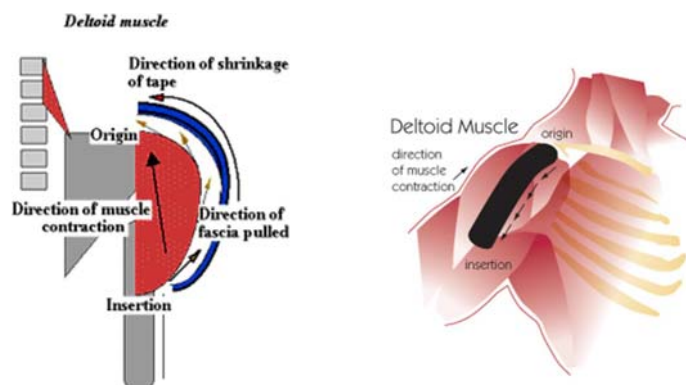


Figure 6. To treat a weakened muscle, apply tape from origin to insertion. [4, 5, 9]



1.1.4 傳統運動貼紮

在運動場上有非常多的方式可以利用來預防運動傷害，而最常使用的就是運動貼紮。相較於其他護具（護踝、護膝、護腕、護肘），最大的不同點就是它可針對不同的選手依不同運動的需求做貼紮，於是為每個運動員量身定做的護具。[10-12]

在運動貼紮中，可以使用的黏性貼布有白色貼布和彈性膠布，配合使用的有皮膚保護膜、彈繃、助黏劑、去黏劑及一些泡綿護墊。而最常使用的運動貼紮主要還是以白色貼布為主，簡稱為白貼。白貼是完全沒有彈性的貼布，用手指的力量就可以把它撕開，不需要其他工具的輔助，所以在運動場分秒必爭的時刻，可以快速的完成貼紮的手續。[10-12]

運動貼紮主要利用限制關節過度的活動來達到 (1)支持受傷的肢體、(2)限制疼痛的關節活動度[13, 14]；(3)允許肢體在不痛的範圍內動作[14]；(4)矯正生物力學上的缺失[15, 16]；(5)預防二度傷害；(6)允許早日重返運動場等目的[10-12, 14]。

除了運動傷害的防護之外，運動貼紮後來也被應用在減輕病患的疼痛上[17-20]，並藉由減輕疼痛、改善本體感覺的迴饋[21-23] 來改善病患的肌力[24]及功能性活動[12, 19, 20]。

但由於運動貼布不具有伸縮性，繁複的貼紮雖具固定效果，但

因貼紮的部位不能隨意活動，這和當初使用運動貼紮的目的相矛盾，不僅限制關節的可動性，也因此可能影響到正常動作的生物力學[5]，可能因而造成運動選手表現的下降[3]。還可能因為包紮過緊引起血液循環的障礙[3, 5]，因為流汗使皮膚受到強烈刺激，引起斑疹和發炎現象[6]等不良副作用。

由以上的文獻回顧可知，傳統的運動貼布主要是利用固定受傷關節來增加關節的穩定性及緩衝外在的衝擊力[12]，進一步預防運動傷害。

1.1.5 肌內效貼紮的臨床應用

傳統運動貼紮較為繁複，同時還具有限制關節活動及影響血液、淋巴循環等缺點[3, 5]，因此較適合用於急性的軟組織受傷，對於臨床上慢性損傷的復健治療則以彈性貼布貼紮效果較佳[14]。

肌內效貼布主要有四種功能[3, 4, 25]。(1)支持保護肌肉：支撐肌肉正常活動、協助肌肉收縮、減少肌肉疲勞[26, 27]、減輕肌肉過度伸展、預防傷害及肌肉抽筋、增加關節活動度。相關的研究證實肌內效貼紮可提升運動員股四頭肌的肌力表現和肌耐力表現，藉此延遲急性肌肉疲勞的發生[12]；可有效延緩離心(eccentric)收縮的肌力運動訓練後的酸痛效果，並增加最大的等長肌力[5, 26, 27]；能夠顯著縮短貼紮肌肉群的反應時間[28]；可增加膝前十字韌帶重建手術後膝關節

的活動度及股四頭肌於表面肌電圖(surface EMG)的肌肉活動表現達150%[5, 29];可幫助有肩部夾擊症狀之棒球選手在手臂上舉過程增加肩胛後傾角度以及在手臂下放過程促進下斜方肌的肌肉活動[30]。(2) 瘀血現象之改善：除去局部組織液的滯留，改善血液及淋巴液循環，減少組織中過多的熱及化學物質，減少發炎。使用貼布可使皮膚與肌膜或肌肉間產生空隙，增加血液與淋巴循環[8]。當肌肉活動後可將淤血或停留在局部的組織消除、減輕發炎、改善原本的浮腫或內出血、減輕疲痛及不適感。Kase等學者藉由都卜勒超音波影像評估循環系統發現肌內效貼紮十分鐘後的確能立即增加肢體末端血管的血流量。[5, 8] 蔡涵如(2005)研究顯示修正式去腫脹淋巴治療法以肌內效貼布取代繃帶的療效與傳統治療方式同樣具有減輕淋巴水腫的功效[31]。(3) 活化內在止痛系統、減輕疼痛：刺激皮膚、肌肉有鎮痛效果。同樣的道理，使用肌內效貼布本身具有伸縮性，在肌肉活動時，皮膚及肌肉同時被刺激則有減輕疼痛的效果。可能的原因來自於活化脊髓抑制系統(spinal inhibitory system)及下傳抑制系統(descending inhibitory system)[4]。Brandon等學者將肌內效貼紮應用於髕腱疼痛症候群(patella femoral pain syndrome)上發現與運動貼紮一樣可有效減輕疼痛[5, 32]。張文典(2005)將其應用在足底筋膜炎 (plantar fasciitis) 的病患上發現連續一週的物理治療，配合肌內效貼紮治療，相較於僅以物

理治療，能較快緩解足底筋膜炎的疼痛[33]。(4)改善關節與纖維：肌肉原本以肌腱附著在骨骼上，所以由肌肉收縮來牽動關節。但是包住肌肉的筋膜容易繁亂，因而牽動關節造成脫臼(misalignment)。將貼布順著肌肉走向貼，能調整筋膜，使肌肉的機能正常化，同時也改善了關節的脫臼。

此外，使用肌內效貼布之後，肌肉活動的同時刺激皮膚及肌肉，在皮膚上的迴饋可能因此影響位在皮膚、肌肉、關節腔內的本體感覺受器(proprioceptor)改變了本體感覺(proprioception)。Murray(2001)等學者於2001年的研究指出肌內效貼紮後能提升踝關節向下彎曲(plantarflexion)10°的本體感覺、提供穩定度[5, 34]，另外他又針對40名健康的受試者，利用三種不同的貼紮方式：沒有貼紮、貼傳統白貼及肌內效貼布；測量膝關節彎曲角度29°、39°、49°測量本體感覺，發現在膝彎曲39°的時候，貼肌內效貼布明顯的比其他兩種狀態有比較少的誤差角度[35]。駱明瑤(2000)等人則以運動員和正常人之正常膝關節為研究對象，測試膝關節在29°、39°、49°等三種角度，經未貼貼布、傳統貼布與肌內效貼布貼紮後對膝關節感受器的影響，結果顯示膝關節感受器在29°及49°兩種角度較為敏銳，以肌內效貼布對感受器的調節功能影響最少，而傳統貼布則在39°時表現穩定性最佳[25]；同時肌內效貼布不但有助於膝關節受傷的足球運動員精確度的提

升，尤其是在小關節活動範圍(29°)時，而且還有益於提升本體感覺受器的知覺動作敏銳度[36]。另外也有研究指出肌內效貼紮不但能提升膝關節的本體感覺(30°)還能減少疲勞運動後膝關節本體感覺(15°)的下降[12]。但在Halseth(2004)的研究發現肌內效貼紮並沒有增加踝部的本體感覺[37]。由以上的研究報告可知，肌內效貼紮對關節回復角度的影響及機制目前尚無定論，還需要進一步的研究。

由於肌內效貼紮對肌肉及循環系統上的功效，漸漸被廣泛應用於骨科疾病的復健治療上，目前還進一步被應用於神經損傷病患的復健，以增加上肢功能的表現[5, 38, 39]及平衡的穩定性[40]，或水療的輔助治療[5, 41]。

第二節 研究目的

肌內效貼布是一種具有伸縮性的貼布，有別於傳統運動貼布的不可伸縮性，可使皮膚下的血液和淋巴液暢通，有治癒肌肉疼痛的效用，讓運動員可以放心的持續運動及練習[4-6]，自1996年引進台灣後，已普遍使用於各項競技運動傷害後的復健及運動訓練，目前也被廣泛應用於復健治療上。

由以上文獻回顧可知肌內效貼紮能提升運動員和正常人的本體感覺(knee flexion 29° 、 30° 、 49° ；ankle plantarflexion 10°)[25, 36]、

減少運動疲勞後感覺(knee flexion 15°)的下降[12]；減輕疼痛；延遲離心運動後的肌肉疲勞[5, 26, 27]、增加等長肌力、縮短反應時間[28]、提升肌肉活動表現[29, 30]；增加關節活動度；增加肢體末端血管的血流量[8]、減輕淋巴水腫等[31]。

目前有關於肌內效貼紮的研究主要以探討對本體感覺的影響為主，過去的研究認為傳統運動的貼紮可能藉由可能因藉著牽張皮膚或產生壓力於活動時刺激肌肉及關節腔內的機械受器改善本體感覺差[22]，至於肌內效貼紮對本體感覺的作用機制則未明。

此外，雖然傳統的運動貼紮對肌力的影響已被廣泛證實，但目前針對肌內效貼紮對等速肌力的相關研究仍然很少，Nosaka K，1999年發表的研究顯示肌內效貼紮可有效延緩離心(eccentric)收縮的肌力運動訓練後的酸痛效果，並增加最大的等長(isometric)肌力[5, 26, 27]。然而傅鐵城(2005)[42]比較肌內效貼布貼紮前、貼紮後及貼紮後12小時三種情況下對運動員肌力與功能的表現，結果卻發現貼紮前後股四頭肌及腿後肌等速(isokinetic)肌力並無差別，其結果不僅與傳統運動貼紮研究的結果不同也無法支持Kenzo Kase 博士對肌內效貼紮所提出的作用理論，因此目前肌內效貼紮對肌力的影響仍無定論。

再者由於肌內效貼紮對肌力、本體感覺、血液循環的影響，因此常被利用來增加運動員的表現，多數的研究也往往以運動員為主要對

象，著重於肌內效貼紮對運動訓練及防護的效果，此外長期接受訓練的運動員與一般成年人的運動生理及骨骼神經肌肉的反應並不相同，因此雖然肌內效貼紮被廣泛應用於運動員身上但是否對一般成年人也具有同樣的效果仍有待進一步研究。

加上肌內效貼紮的應用廣泛，使得多數的研究常因研究設計的差異得到不一致的結果，因此目前肌內效貼紮的臨床治療效果仍有所爭議。

1.2.1 研究假設

本研究假設透過「肌內效貼紮」其獨特的治療效果，可以增強股四頭肌、腿後肌的最大肌力及膝關節的本體感覺，最終因肌力及本體感覺的提升促進平衡的表現。

1.2.2 研究目的

本研究目的希望藉由量化的評估工具驗證「肌內效貼紮」對膝關節的影響，探討「肌內效貼紮」是否可以提升股四頭肌、腿後肌的肌力及膝關節的本體感覺；藉由肌力及本體感覺的提升又是否可以促進平衡的表現。

第二章 研究方法

第一節 研究材料

2.1.1 研究對象

2.1.1.1 受試者納入條件 (inclusion criteria)

- ◆ 無任何膝部疼痛的病史
- ◆ 無任何膝部外傷的病史
- ◆ 臨床理學檢查中不論是膝部或其它常見退化性關節(如：髌關節等) 等部位均呈現正常無異狀
- ◆ 無任何昏厥、眩暈、周邊神經病變(如：糖尿病併多發神經病變等)、腦傷(如：腦中風、巴金氏症、頭部外傷等)、視覺損傷、前庭功能損傷或任何可能影響平衡的病史

2.1.1.2 受試者排除條件(exclusion criteria)

- ◆ 若受試者目前正服用任何治療上述疾病或具有上述症狀副作用的藥物者則予以排除

2.1.2 實驗設備

等速肌力測量儀(Biodex system 3 Isokinetic Dynanometer)

第二節 研究設計

2.2.1 研究步驟

2.2.1.1 治療前評估

- ◆ 紀錄受試者各項基本資料：年齡、性別、身高 (Body height=BH)、體重(Body weight= BW) 、身體質量指數(BMI=BW/BH² kg/m²)
- ◆ 等速肌力測試儀測試評估：ROM of knee、Proprioception (目標角度 15° 及 45°) 、Concentric knee muscle strength (角速度 60°/s 及每秒 120°/s)

A. 等速肌力測試儀評估膝關節本體感覺

Figure 7. Patient setup on the Biodex dynamometer.[22]



A-1 被動式關節角度復位(Passive Angle Reproduction)[12, 22]

受試者赤腳並以眼罩蒙上雙眼，然後以髖關節彎曲 90° 的姿勢坐在測試椅上，將 sphygmomanometer cuff 包圍纏繞在小腿墊之下以固定小腿。

第一次，受試者肌肉放輕鬆並不失予任何阻力的情況下，由膝彎曲 90° 開始，為避免肌肉反射性的收縮，等速肌力測試儀以 $10^\circ/\text{s}$ 的速度將膝關節漸漸伸直到達目標角度 $45^\circ/15^\circ$ ，維持 10 秒鐘以使受試者記住這個位置的感覺，然後等速肌力測試儀以同樣的速度將膝關節漸漸彎曲回覆到 90° 的姿勢，維持 10 秒鐘。

第二次，病人肌肉放輕鬆並不失予任何阻力的情況下，由膝彎曲 90° 開始，為避免肌肉反射性的收縮，等速肌力測試儀以 $10^\circ/\text{s}$ 的速度被動的將膝關節漸漸伸直，當受試者感覺到膝關節角度到達目標角度 $45^\circ/15^\circ$ 時，主動按停止鍵，然後紀錄此一角度 (perceived angle)，如此重複三次。

紀錄每一次察覺角度(perceived angle)與目標角度(target angle) 的絕對差值，共三次。

A-2 主動式關節角度復位(Active Angle Reproduction)[12, 22]

受試者赤腳並以眼罩蒙上雙眼，然後以髖關節彎曲 90° 的姿勢坐在測試椅上，將 sphygmomanometer cuff 包圍纏繞在小腿墊之下以固定小腿。

第一次，受試者在等速肌力測試儀以 $10^\circ/\text{s}$ 的速度下，由膝彎曲 90° 開始主動將膝關節漸漸伸直到達目標角度 $45^\circ/15^\circ$ ，維持 10 秒鐘以使受試者記住這個位置的感覺，然後等速肌力測試

儀以同樣的速度被動的將膝關節漸漸彎曲回覆到 90° 的姿勢，維持 10 秒鐘。

第二次，受試者在等速肌力測試儀以 $10^\circ/s$ 的速度下，主動的將膝關節漸漸伸直，當受試者感覺到膝關節角度到達目標角度 $45^\circ/15^\circ$ 時，主動按停止鍵，然後紀錄此一角度(perceived angle)，如此重複三次。

紀錄每一次察覺角度(perceived angle)與目標角度(target angle)的絕對差值，共三次。

B. 等速肌力測試儀評估大腿肌肉向心收縮肌力及關節活動度

[43, 44]

測試前，受試者先做下肢的熱身運動。受試者藉由胸及大腿墊(chest and thigh straps)的固定，安全的坐在等速肌力測試儀上，另外在遠端脛骨纏繞上阻力墊(resistance pad)。

每次測試前，等速肌力測試儀所有設定全部重新歸零。膝關節起始角度(start angle) 設定在 90° ，停止角度(stop angle)設定在 0° ，兩種不同的角速度測試間隔 60 秒。

B-1 等速肌力測試儀於角速度每秒 $60^{\circ}/s$ 的情形下重複測試

isokinetic knee flexion and extension 5 次，紀錄並計算各次的

Moment(力矩)、power (功率)、work fatigue 及 ROM of knee。

B-2 等速肌力測試儀於角速度每秒 $120^{\circ}/s$ 的情形下重複測試

isokinetic knee flexion and extension 5 次，紀錄並計算各次的

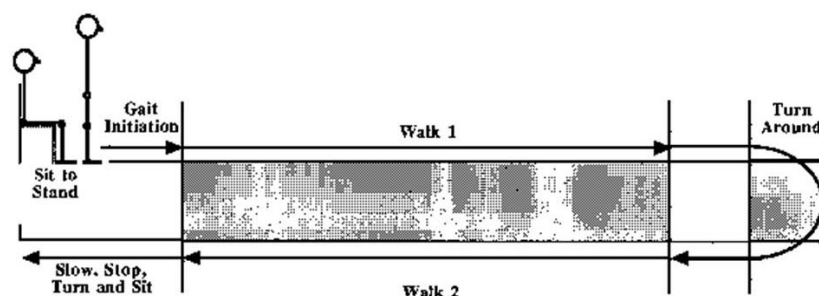
Moment(力矩)、power (功率)、work fatigue 及 ROM of knee。

- ◆ 平衡測試：起身行走測試 (timed up and go test)、閉眼單腳站立測試 (single leg stance test)

A. 起身行走測試(timed up and go test) [45, 46]

在地上標示三公尺的距離，一端放置無扶手之椅子，請受試者坐於直背的椅子上，要求受檢者儘量不靠手的支撐而站立，希望受試者在站立後能迅速保持靜止，然後儘快向前行走 3 公尺，轉身走向椅子，再轉身坐回原先的椅子上。計算自他起來行走至三公尺標示處，再轉身走回來並坐回椅子上所花的總時間。

Figure 8. Timed up and go test.[45]



B. 平衡測試-閉眼單腳站立測試 (single leg stance test) [45]

測試時請受試者雙手抱胸、兩腿互相分開、赤腳單腳站立，然後閉上雙眼。觀察病人有無不平穩或過度搖擺的現象。當受試者兩腳互相接觸、站立腳移動、懸空的腳著地、眼睛打開或雙手姿勢的改變即停止計時。

Figure 9. Single leg stance test.[45]



2.2.1.2 肌內效貼布及貼紮方法[2, 4-6, 9]

選取 5 公分寬 x 4 公尺長日本製的肌內效貼布 kinesio tex tape 作為貼紮的材料。這是一種具有 140% 彈性，可直接貼紮在皮膚上，並具有防水快乾、通氣性佳、粘著度適當、厚度相近於皮膚等特質的棉質貼布。

根據 Dr. Kase 撰寫的 Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method 一書中建議退化性膝關節炎的肌內效貼紮標準貼法 (Figure 10) 分別貼紮受試者的兩側膝關節。[9]

Figure 10. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method for knee OA.



- ◆ The kinesio Y strip taping technique for hamstring, origin to insertion technique (Figure 11)：將 kinesio Y tape 由 hamstring 的 origin 貼到 insertion，以減少因 chronic knee effusion 造成 flexion contracture 引起 hamstring 過多的 tension。

Figure 11. The Kinesio Y strip taping technique for hamstring, origin to insertion technique.



- ◆ Patella Tendonitis Superior Y Technique (modification of the quadriceps muscle taping) (Figure 12) : 於膝關節彎曲的姿勢下，一開始不施予任何拉力將 Y tape 貼於大腿中點處，然後再施予 15 ~25 % 輕微的拉力將 kinesio Y tape 由大腿中點處沿著 vastus medialis muscle (from origin to insertion) 的上方往下貼，直到 Y tape 的分叉點恰好位在 patella 的上方。於膝關節最大彎曲的姿勢下，施予 15 ~25 % 輕微的拉力將 Y tape 的兩個尾端沿著 patella 的內外側向下貼。Y tape 的末端不施予任何的拉力固定於 tibial tuberosity 。

Figure 12. Patella Tendonitis Superior Y Technique.



- ◆ **Patella Tendonitis Inferior Y Technique (Figure 13)**：於膝關節彎曲的姿勢下，一開始不施予任何拉力將 Y tape 貼於 tibial tuberosity 的下方，然後再施予 5~10% 非常輕微的拉力將 kinesio Y tape 由 tibial tuberosity 的下方往上貼，直到 Y tape 的分叉點恰好位在 patella 的下方。於膝關節最大彎曲的姿勢下，施予 15~25% 輕微的拉力將 Y tape 的兩個尾端沿著 patella 的內外側向上分別貼於 vastus medialis 和 vastus lateralis muscle (from insertion to origin)。Y tape 的末端不施予任何的拉力固定於 vastus medialis 和 vastus lateralis muscle 中點處。

Figure 13. Patella Tendonitis Inferior Y Technique.



- ◆ **Patella Tendonitis U strip Technique (Figure 14)**：施予 kinesio tape 中等拉力(25~50%) 將 kinesio tape 的中點貼在 patella 的下 1/2 至 1/3 的區域，並同時給予一個向下的壓力使 patella 向身體背側及

腳端傾斜(tilt) ，用來減輕下端的壓力以減少發炎反應並減輕疼痛。於膝關節最大彎曲的姿勢下，施予 15 ~25 % 輕微的拉力將 tape 的兩個尾端沿著 patella 的內外側向上分別貼於 vastus medialis 和 vastus lateralis muscle (from insertion to origin) 。 Y tape 的末端不施予任何的拉力固定於 vastus medialis 和 vastus lateralis muscle 中點處。

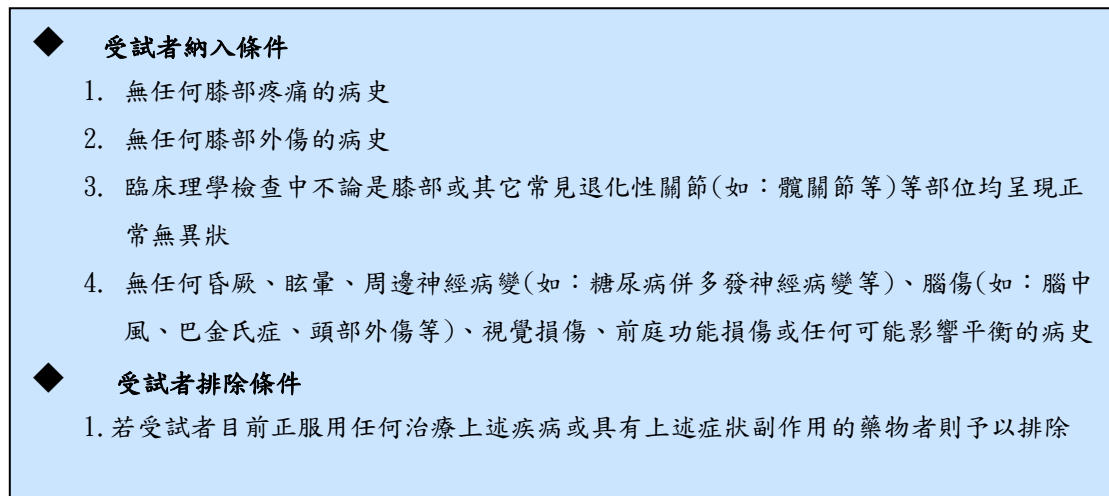
Figure 14. Patella Tendonitis U strip Technique.



2.2.1.3 治療後評估：貼紮後的第三天，在貼紮的情況下再次評估以下各項測試來做為治療前後的比較。

- ◆ 等速肌力測試儀測試評估：ROM of knee、Proprioception (目標角度 15° 及 45°)、Concentric knee muscle strength (角速度 60°/s 及每秒 120°/s)
- ◆ 平衡測試：Timed up and go test、Single leg stance test

2.2.2 研究設計流程圖



↓

整個實驗經人體試驗委員會同意並詳細告知每位受試者整個實驗流程及目的後，待受試者同意之後，請受試者簽下同意書

↓

Evaluation before taping (no tape)

1. 紀錄各項病患資料 (age, sex, BH, BW, BMI)
2. 等速肌力測試儀測試 (ROM of knee, proprioception, muscle strength)
3. 平衡功能測試 (single stance test, timed up and go test)

↓

Kinesio taping

PS: 根據Dr. Kase 撰寫的Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method 一書中建議退化性膝關節炎的肌內效貼紮標準貼法分別貼紮受試者的兩側膝關節。

↓

Evaluation after taping (tape)(貼紮後的第三天，在貼紮的情況下再次評估以下各項測試來做為治療前後的比較。)

1. 等速肌力測試儀測試 (ROM of knee, proprioception, muscle strength)
2. 平衡功能 (single stance test, timed up and go test)

第三節 統計方法

使用統計套裝軟體 SPSS 10.0 版做統計分析及處理。使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 比較在貼紮與未貼紮的兩種情況下，股四頭肌及腿後肌肌力、膝關節本體感覺及平衡表現的差異。

使用魏克森排序和檢定(Wilcoxon rank-sum test)比較慣用腳與非慣用腳兩組實驗結果的不同。

計算史丕曼排序相關係數(Spearman rank-order correlation coefficient)探討肌力、本體感覺與平衡表現的相關性。

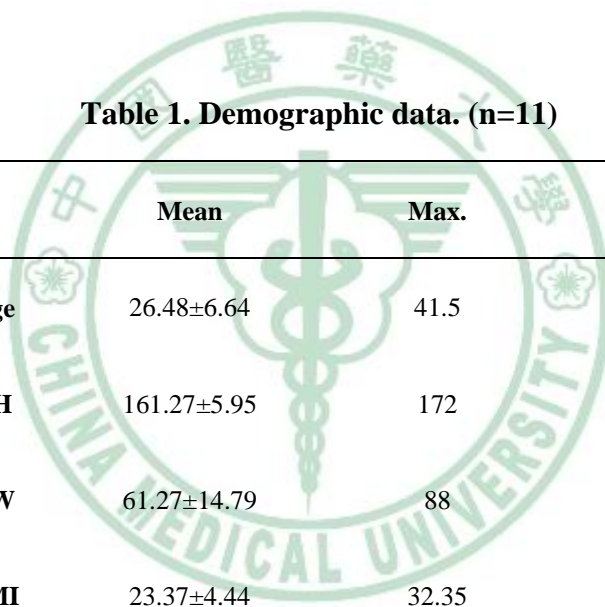


第三章 研究結果

第一節 描述性統計分析

本研究自民國 96 年 1 月至民國 96 年 6 月共募集 11 位健康受試者參與實驗，包括位 7 位女性 4 位男性；平均年齡為 26.48 ± 6.64 歲；平均身高為 161.27 ± 5.95 cm；平均體重為 61.27 ± 14.79 Kg；平均身體質量指數為 23.37 ± 4.44 Kg/m²。

Table 1. Demographic data. (n=11)



	Mean	Max.	Min.
Age	26.48 ± 6.64	41.5	21.83
BH	161.27 ± 5.95	172	153
BW	61.27 ± 14.79	88	48
BMI	23.37 ± 4.44	32.35	19.83

第二節 推論性統計分析

3.2.1 肌內效貼紮前後肌力及相關變數的變化

3.2.1.1 角速度 60°/s

- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test)

做貼紮前後的比較 (Table 2, 3) (Figure 15, 16)，結果顯示貼紮後

非慣用腳 knee flexor moment (力矩) ($p=0.037$) / Power (功率)

($p=0.037$)的增加達到統計學上的意義。

Table 2. The change of Moment before and after taping at 60°/s. (n=10)

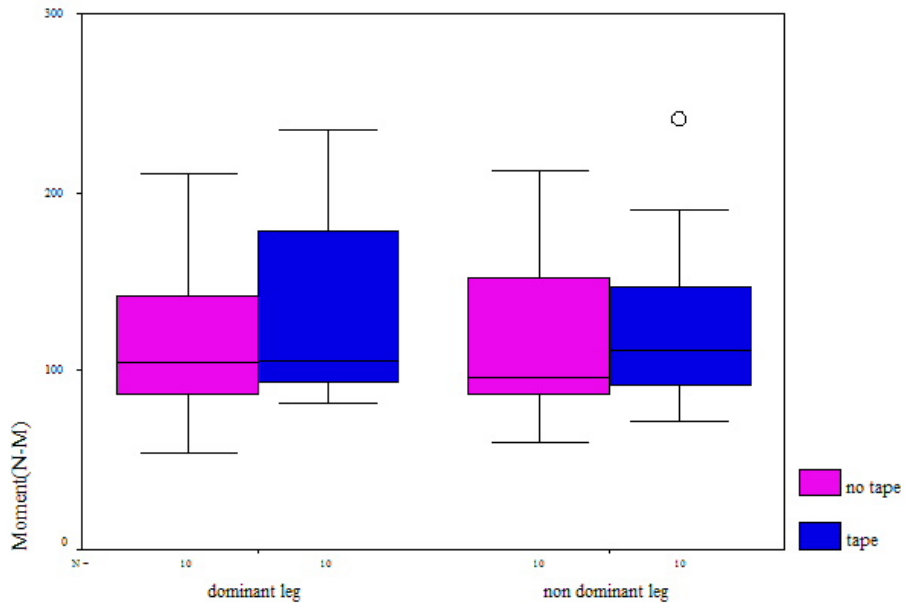
		no-tape	tape	post-pre tape	p value	
Moment(N-M)	dominant side	extension	115.30±45.69	129.80±53.03	14.50±27.35	0.139
		flexion	55.91±28.95	63.86±29.19	7.94±11.12	0.074
	non-dominant side	extension	117.98±48.86	127.47±51.94	9.49±20.56	0.169
		flexion	53.38±27.92	62.22±30.86	8.84±10.27	0.037*

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test , * 表 $p<0.05$

Figure 15. The change of Moment before and after taping at 60°/s.

貼紮前後Moment-Extension的變化

角速度每秒60度



貼紮前後Moment-Flexion的變化

角速度每秒60度

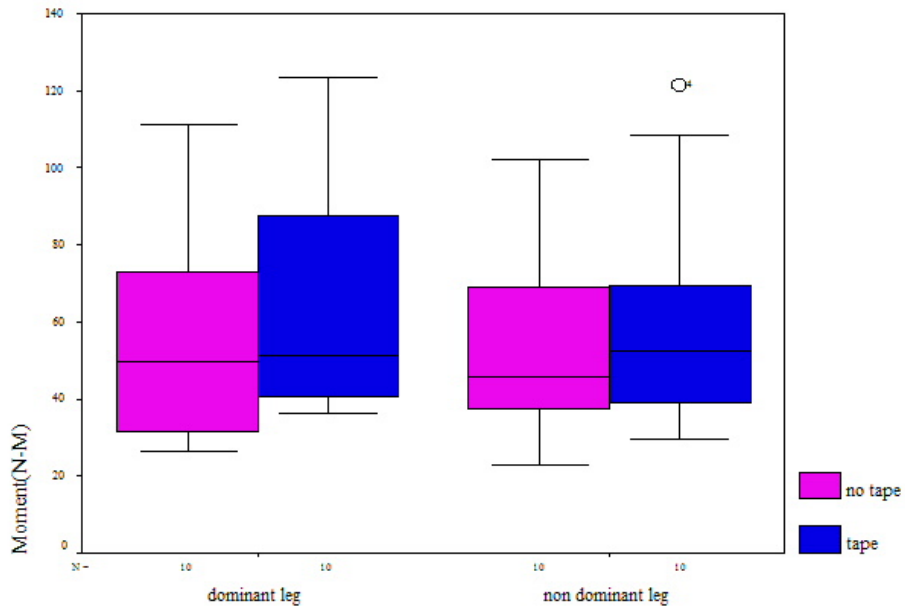


Table 3. The change of Power before and after taping at 60°/s. (n=10)

			no-tape	tape	post-pre tape	p value
Power(watts)	dominant side	extension	6981.57±2779.72	7867.44±3193.18	885.87±1666.32	0.139
		flexion	3379.06±1755.83	3865.37±1768.68	486.31±671.59	0.074
	non-dominant side	extension	7135.36±2937.51	7719.27±3117.12	583.91±1249.87	0.169
		flexion	3226.07±1691.32	3774.62±1865.12	548.55±625.65	0.037*

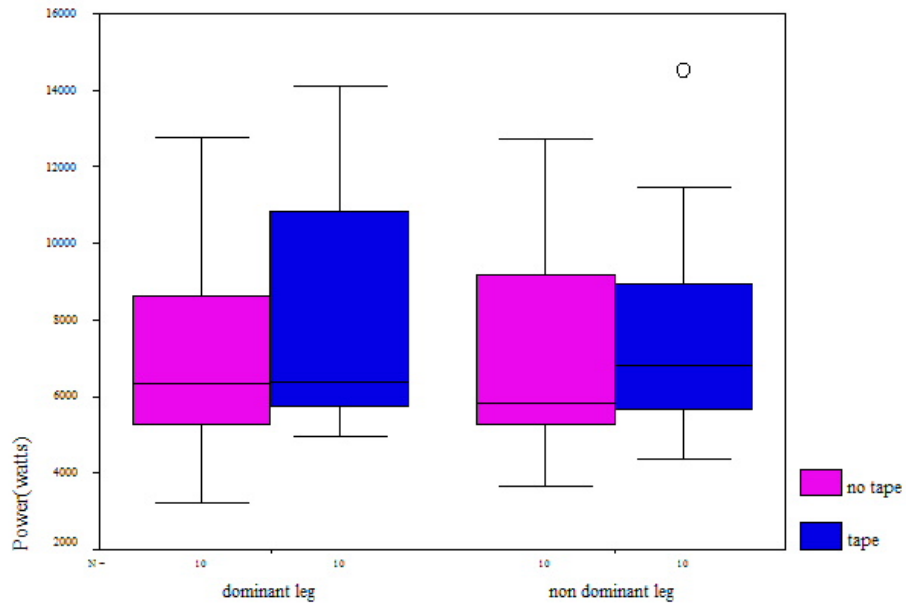
PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test , * 表 $p < 0.05$



Figure 16. The change of Power before and after taping at 60°/s.

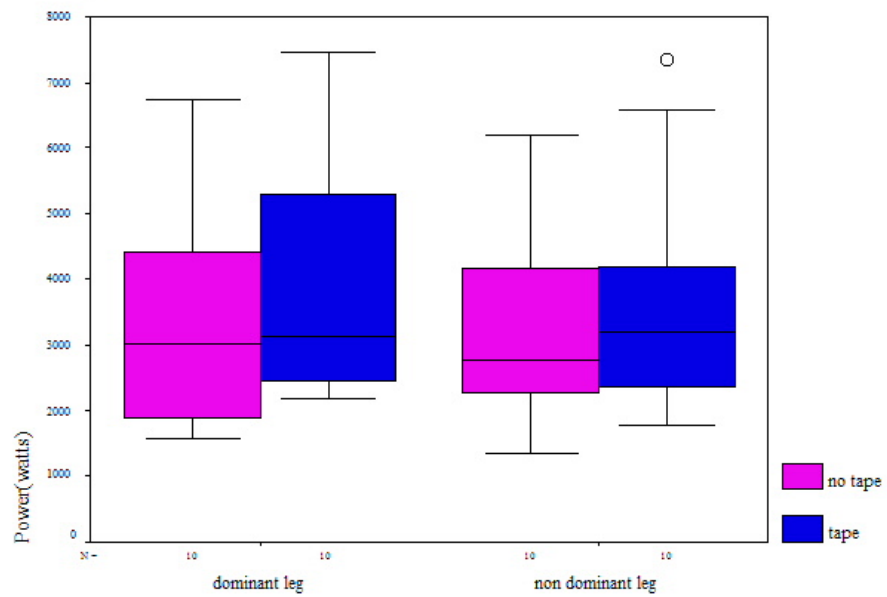
貼紮前後Power-Extension的變化

角速度每秒60度



貼紮前後Power-Flexion的變化

角速度每秒60度



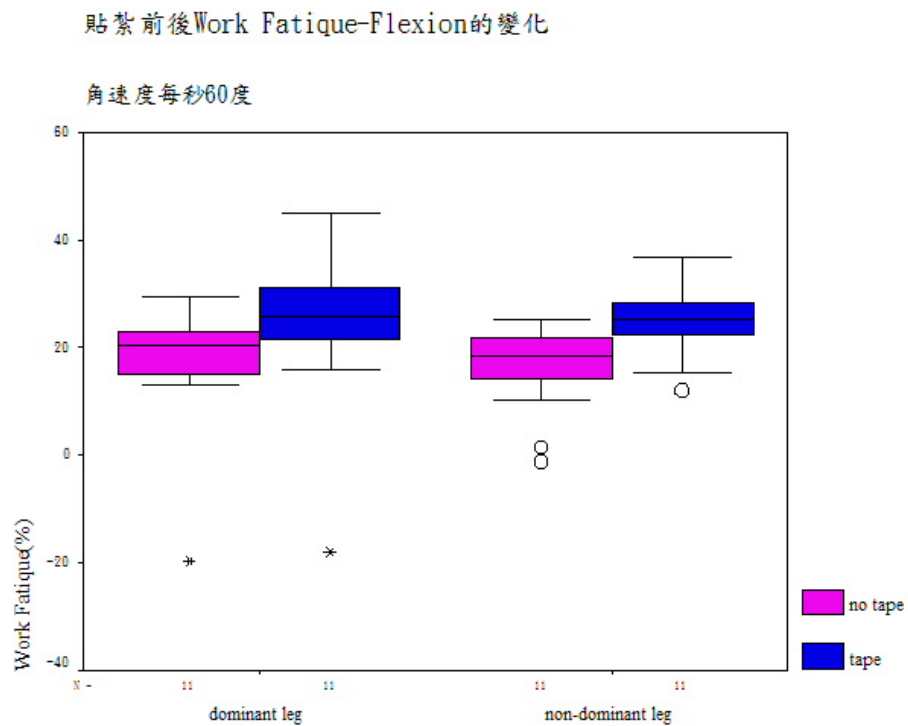
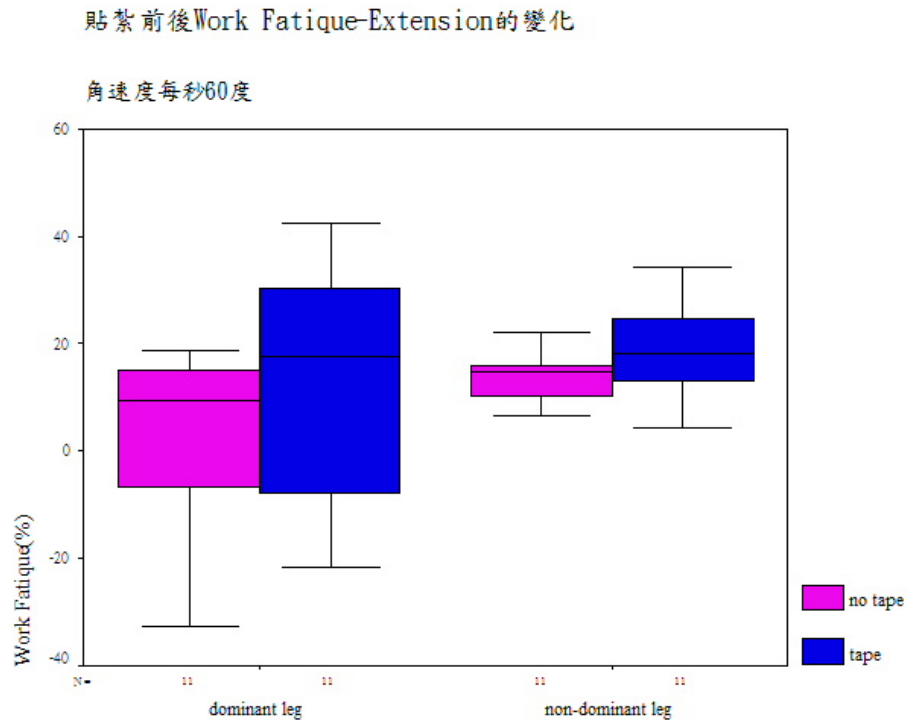
- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較(Table 4) (Figure 17)，結果顯示貼紮後慣用腳股四頭肌(quadriceps) 疲勞 (work fatigue)($p=0.006$)的增加達到統計學上的意義。

Table 4. The change of Work Fatigue before and after taping at 60°/s. (n=11)

			no-tape	tape	post-pre tape	p value
Work Fatigue(%)	dominant side	extension	2.85±17.50	16.63±12.98	13.78±15.06	0.006*
		flexion	11.86±23.23	24.79±16.54	12.93±18.58	0.100
	non-dominant side	extension	13.44±4.67	16.16±8.84	2.73±8.37	0.130
		flexion	19.25±8.79	24.98±7.24	5.74±12.05	0.155

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test, * 表 $p<0.05$

Figure 17. The change of Work Fatigue before and after taping at 60°/s.



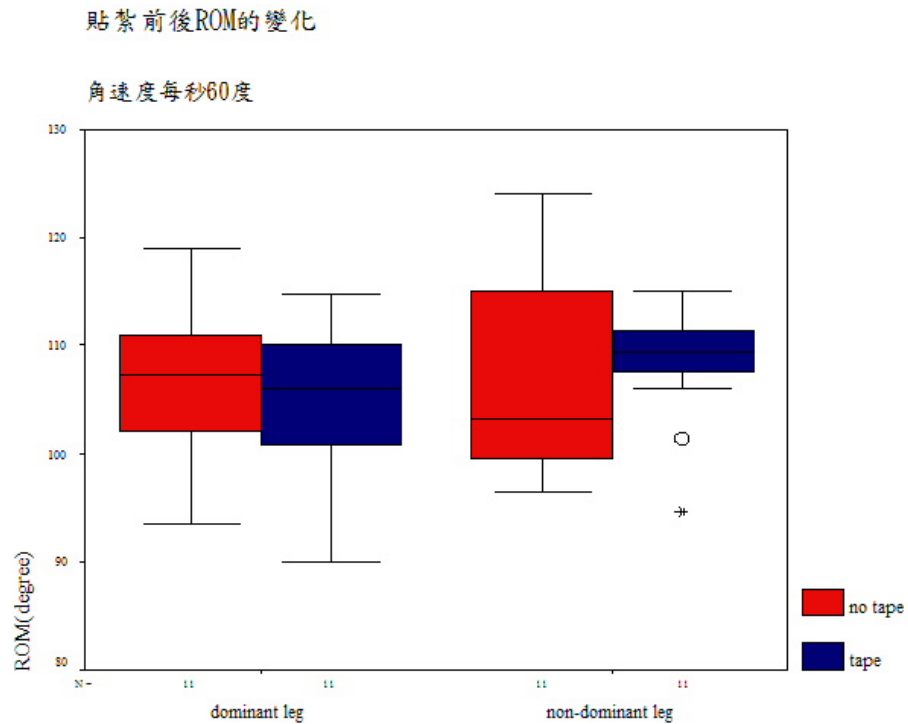
- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較(Table 5) (Figure 18) ，結果顯示貼紮後膝關節角度的變化並沒有顯著的差異(dominant side: $p=0.424$; non-dominant side: $p=0.450$)的增加達到統計學上的意義。

Table 5. The change of ROM before and after taping at 60°/s. (n=11)

		no-tape	tape	post-pre tape	<i>p</i> value
ROM(degree)	dominant side	106.86±7.78	104.71±7.98	-2.15±11.49	0.424
	non-dominant side	107.16±9.52	108.17±5.67	1.10±10.08	0.450

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test , * 表 $p<0.05$

Figure 18. The change of ROM before and after taping at 60°/s.



3.2.1.2 角速度 120°/s

- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較 (Table 6-7) (Figure 19-20)，結果顯示貼紮後非慣用腳 knee flexor moment (力矩) ($p=0.037$) / Power (功率) ($p=0.028$) 的增加達到統計學上的意義。

Table 6. The change of Moment before and after taping at 120°/s. (n=10)

			no-tape	tape	post-pre tape	<i>p</i> value
Moment	dominant side	extension	105.34±36.05	106.91±44.85	1.57±23.81	0.203
		flexion	50.44±25.55	55.66±25.88	5.21±8.45	0.169
	non-dominant side	extension	102.66±33.34	108.59±40.20	5.93±13.12	0.386
		flexion	49.19±22.11	53.83±26.48	4.64±6.23	0.028*

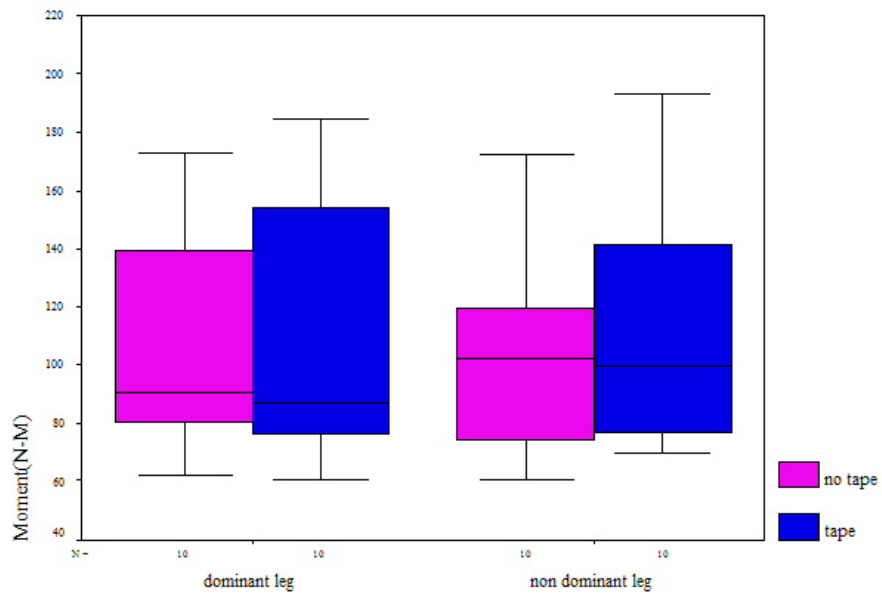
PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test, * 表 $p < 0.05$



Figure 19. The change of Moment before and after taping at 120°/s.

貼紮前後Moment-Extension的變化

角速度每秒120度



貼紮前後Moment-Flexion的變化

角速度每秒120度

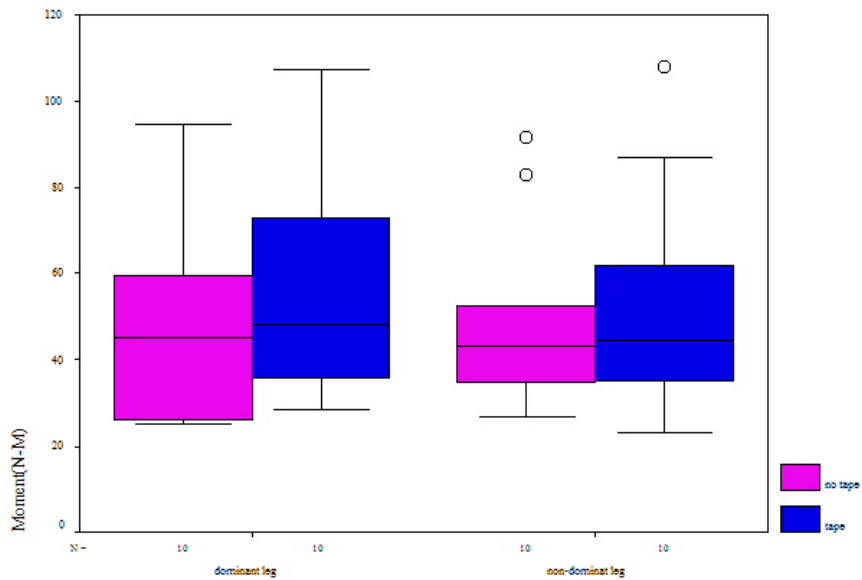


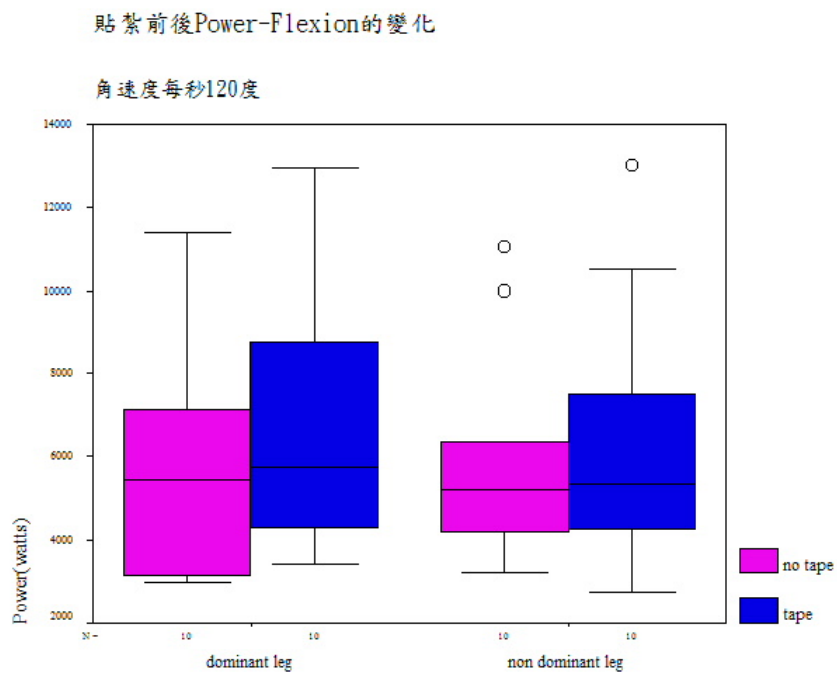
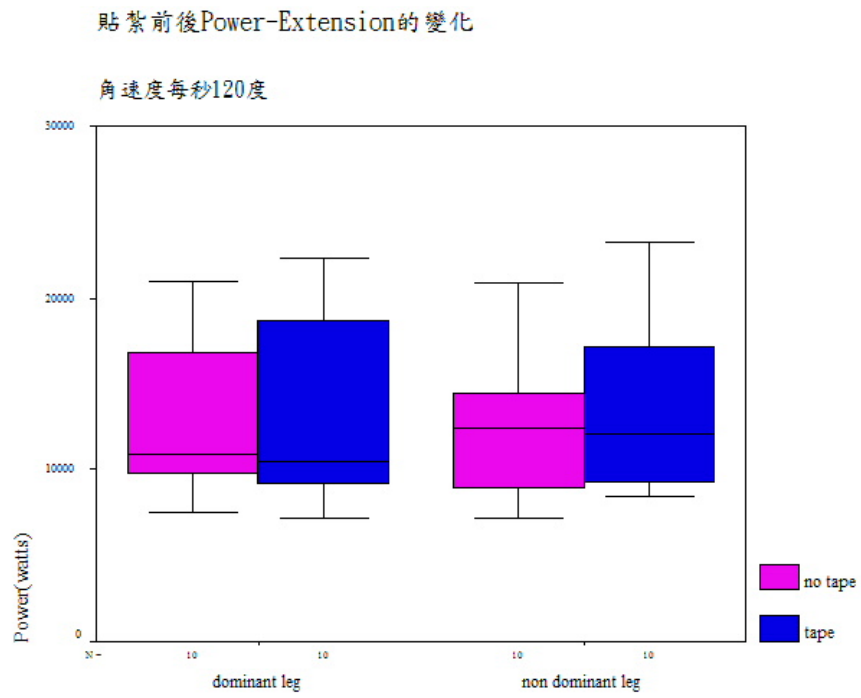
Table 7. The change of Power before and after taping at 120°/s. (n=10)

		no-tape	tape	post-pre tape	p value
Power(watts) dominant side	extension	12715.83±4362.62	12914±5419.33	198.74±2870.80	0.203
	flexion	6070.69±3105.11	6698.60±3147.75	627.91±1027.08	0.203
non-dominant side	extension	12383.50±4044.43	13096.25±4847.70	712.75±1576.18	0.386
	flexion	5918.79±2685.80	6484.96±3203.01	566.18±745.04	0.028*

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test, * 表 $p < 0.05$



Figure 20. The change of Power before and after taping at 120°/s.



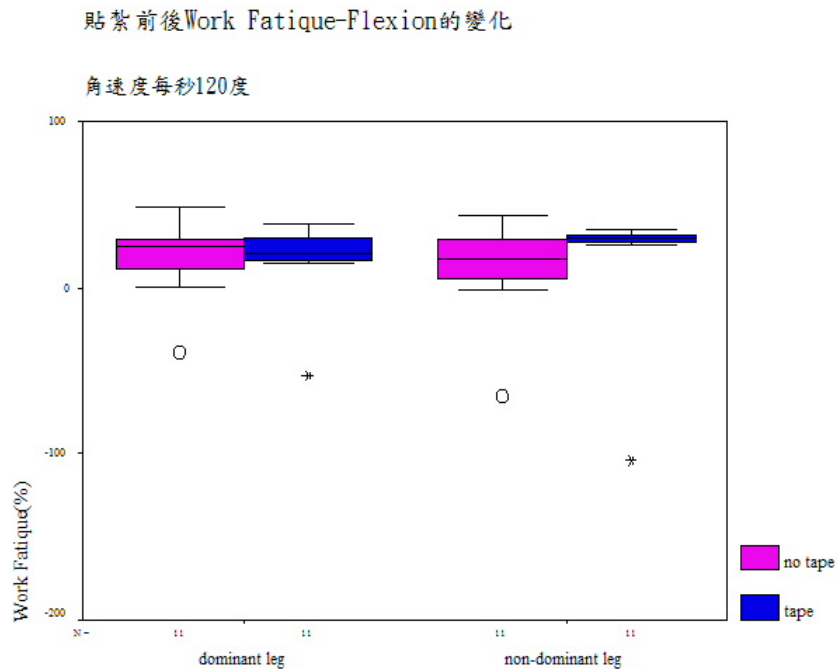
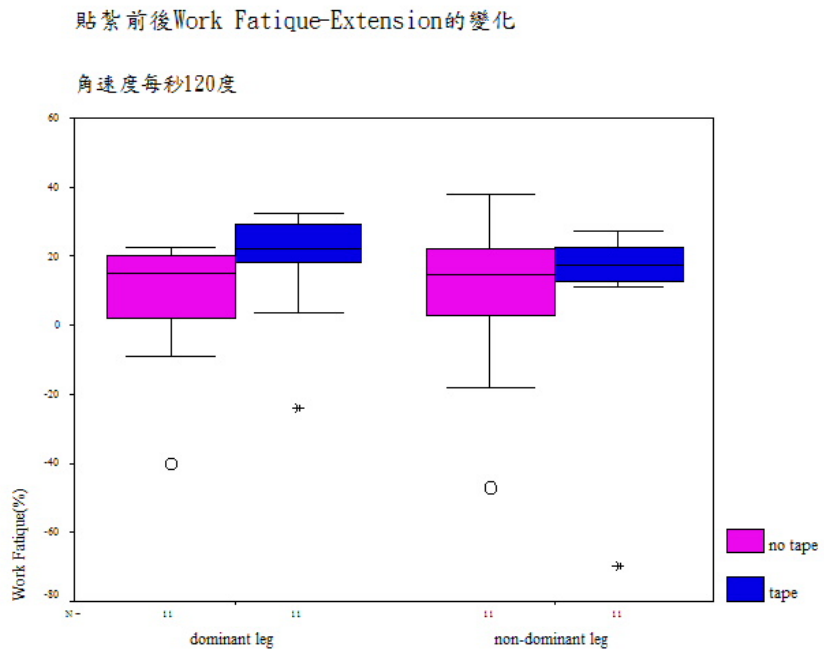
- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較(Table 8) (Figure 21) ，結果顯示貼紮後慣用腳股四頭肌(quadriceps) 疲勞 (work fatigue)($p=0.006$)的增加達到統計學上的意義。

Table 8. The change of Work Fatigue before and after taping at 120°/s. (n=10)

			no-tape	tape	post-pre tape	<i>p</i> value
Work Fatigue(%)	dominant side	Extension	7.63±19.21	18.96±16.53	11.34±11.58	0.006*
		Flexion	17.94±23.21	17.57±24.82	-0.36±19.97	0.689
	non-dominant side	Extension	7.96±23.74	10.90±27.29	2.94±28.43	0.534
		Flexion	12.20±29.35	17.70±40.46	5.50±21.41	0.424

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test , * 表 $p<0.05$

Figure 21. The change of Work Fatigue before and after taping at 120°/s.



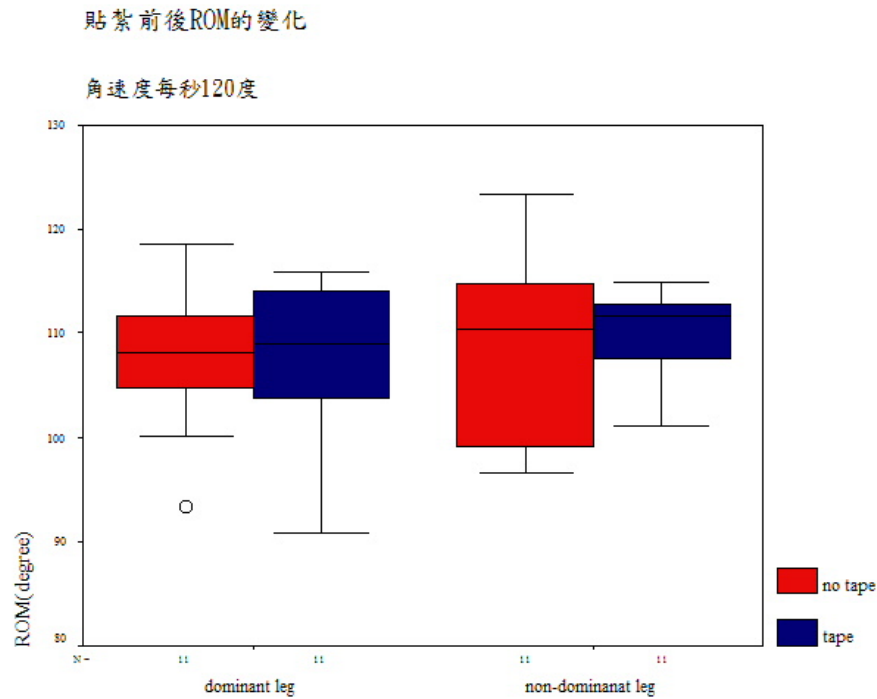
- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較(Table 9) (Figure 22) ，結果顯示貼紮後膝關節角度的變化並沒有顯著的差異(dominant side: $p=0.594$; non-dominant side: $p=0.722$)的增加達到統計學上的意義。

Table 9. The change of ROM before and after at 120°/s. (n=10)

	no-tape	tape	post-pre tape	<i>p</i> value
ROM(degree) dominant side	108.00±7.40	45.78±8.13	-0.44±10.68	0.594
non-dominant side	107.56±7.88	64.03±37.29	1.10±10.52	0.722

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test , * 表 $p<0.05$

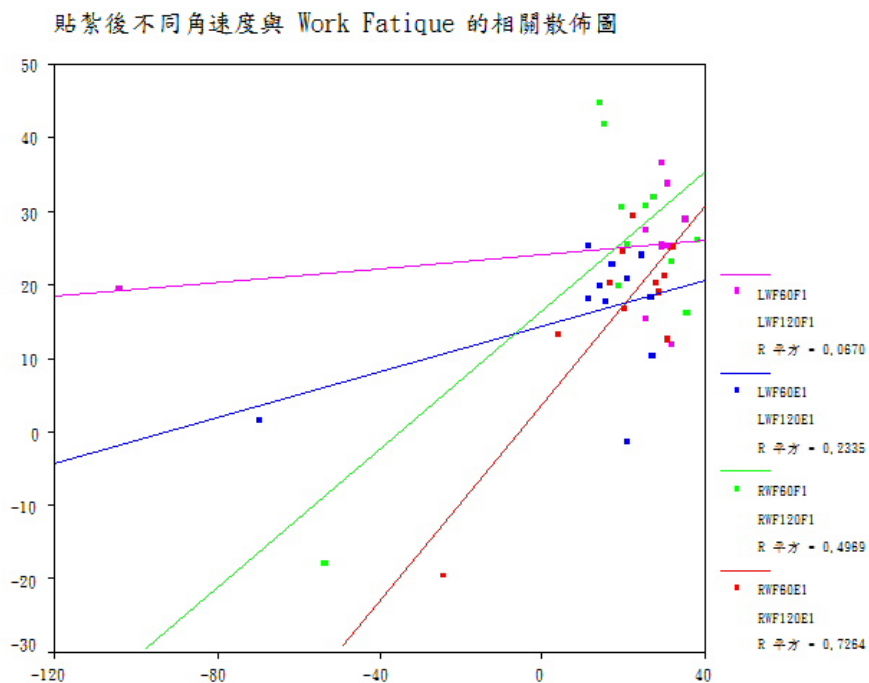
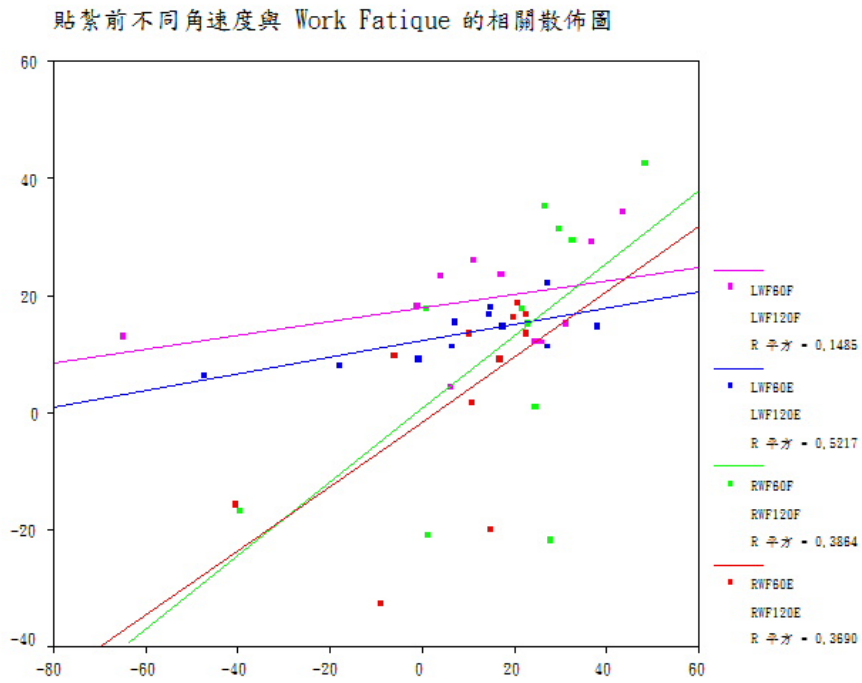
Figure22. The change of ROM before and after taping at 120°/s.



3.2.1.3 角速度與 work fatigue 的相關性

- ◆ 分別計算貼紮前、後角速度與 work fatigue 的史丕曼排序相關係數(Spearman rank-order correlation coefficient)，分析結果發現兩者並未達到統計學上的顯著相關，表示受試者於角速度 60°/s 與 120°/s 的情況下產生的疲勞(work fatigue)並無不同。(Figure 23)

Figure 23. The scatter plot of Angular Velocity and Work Fatigue.



3.2.2 肌內效貼紮前後膝關節本體感覺的變化

- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test) 做貼紮前後的比較 (Table 10-11) (Figure 24-25)，結果顯示不論是慣用或是非慣用腳的貼紮前後 15° 及 45° 主動或被動式關節角度復位(active angle reproduction)的絕對誤差角度均沒有統計學上的差異。

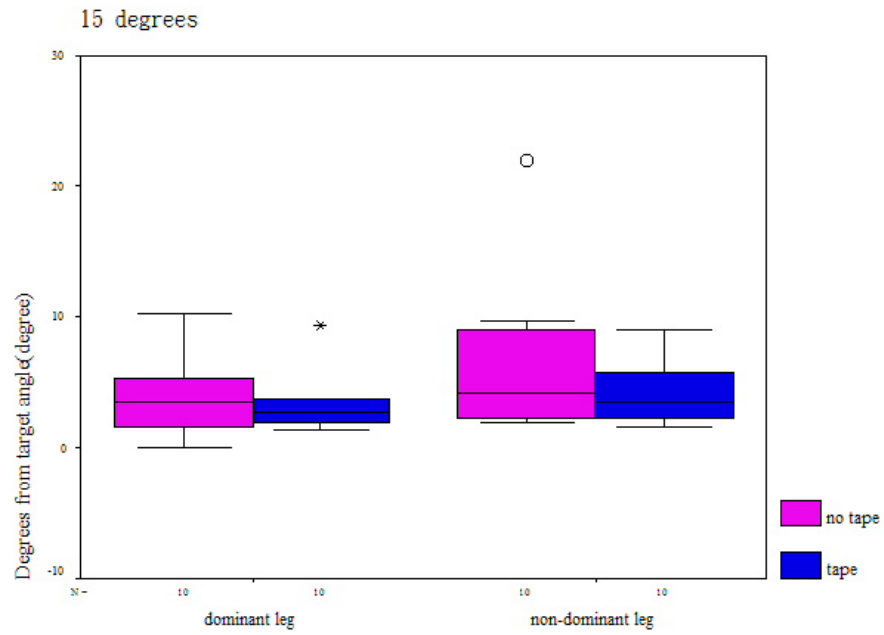
Table 10. Degrees from the target angle of active angle reproduction test.

		no-tape	tape	post-pre tape	p value
Active angle reproduction	15° dominant side	3.80±3.07	3.80±2.99	0.00±3.25	0.799
		6.57±6.14	4.07±2.25	-2.50±4.89	0.173
	45° dominant side	3.64±1.62	3.85±2.05	0.21±2.46	0.726
		4.18±2.38	4.18±3.37	0.01±4.55	0.722

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test, * 表 $p < 0.05$

Figure 24. The change of Active Angle Reproduction.

貼紮前後active angle reproduction的變化



貼紮前後active angle reproduction的變化

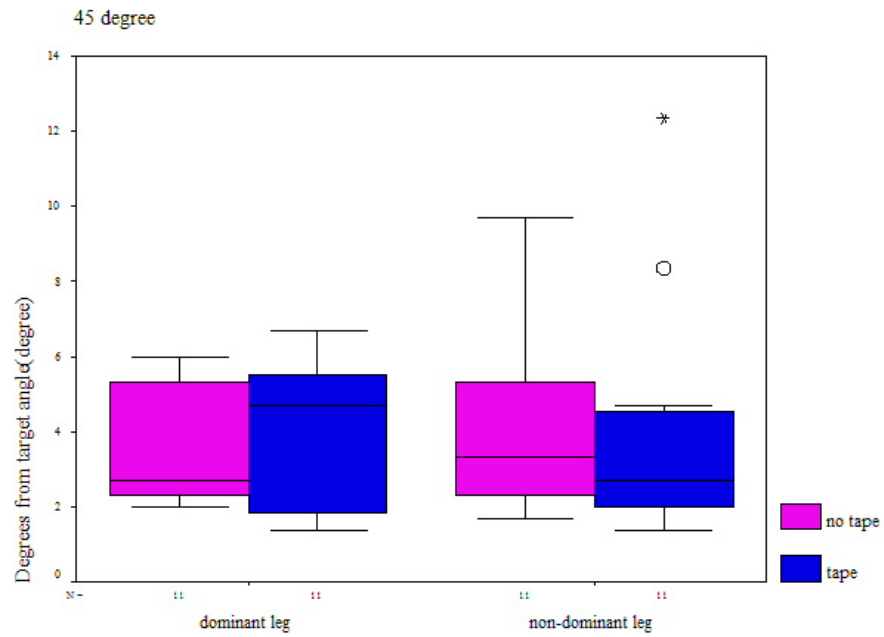


Table 11. Degrees from the target angle of passive angle reproduction test.

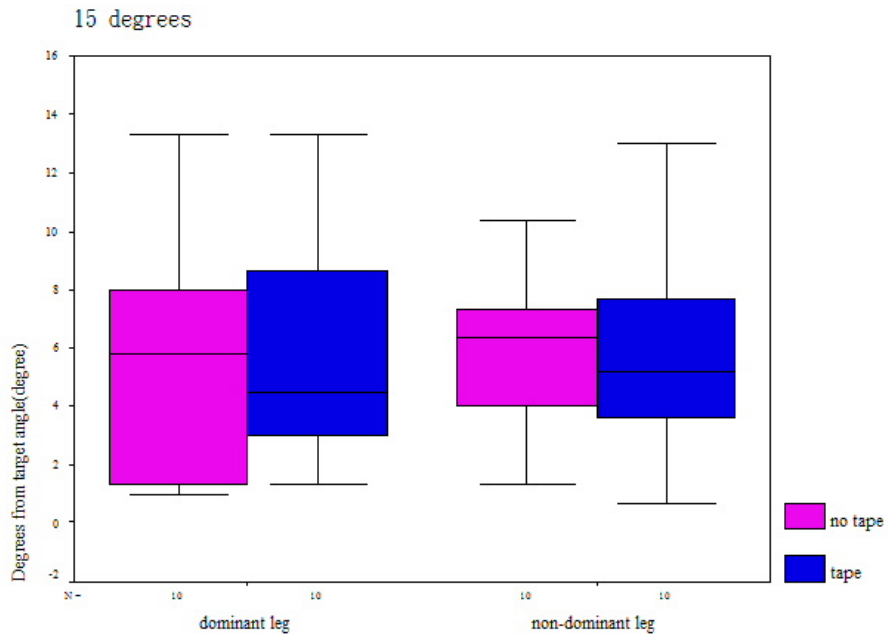
		no-tape	tape	post-pre tape	<i>p</i> value
Passive angle reproduction	15° dominant side	5.64±4.06	5.90±4.03	0.39±1.87	0.514
	non-dominant side	6.00±2.75	5.70±3.72	-2.72±4.77	0.959
	45° dominant side	4.76±1.51	6.00±3.88	1.24±3.77	0.328
	non-dominant side	5.00±2.53	5.73±3.21	0.73±2.15	0.221

PS: 貼紮前後比較採 Wilcoxon signed-rank test, * 表 $p < 0.05$

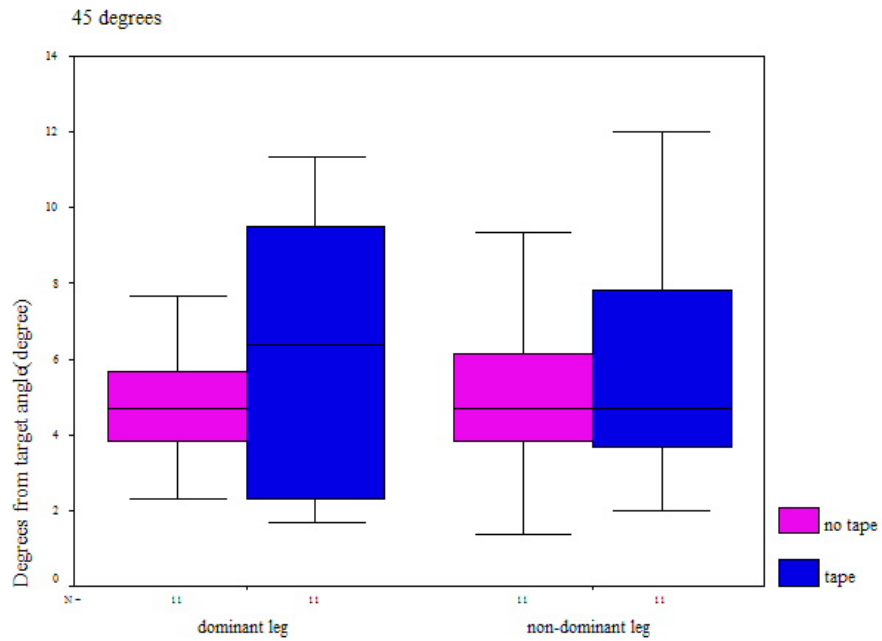


Figure 25. The change of Passive Angle Reproduction.

貼紮前後passive angle reproduction的變化



貼紮前後passive angle reproduction的變化



- ◆ 使用魏克森排序和檢定(Wilcoxon rank-sum test)比較慣用腳與非慣用腳關節角度復位的差異，結果顯示慣用腳與非慣用腳在貼紮前後並不具有統計學上的顯著差異。
- ◆ 貼紮前 15° 及 45° 主動式關節角度復位(active angle reproduction)的絕對誤差角度($| \text{perceived angle} - \text{target angle} |$)與貼紮前、後關節角度復位絕對誤差角度差異的相關散佈圖(Figure 26)，發現不論是慣用腳或非慣用腳兩者均呈現中度至高度相關(慣用腳：15°/45° : $r^2=0.3072/0.4530$; 非慣用腳：15°/45° : $r^2=0.8872/0.4969$)。

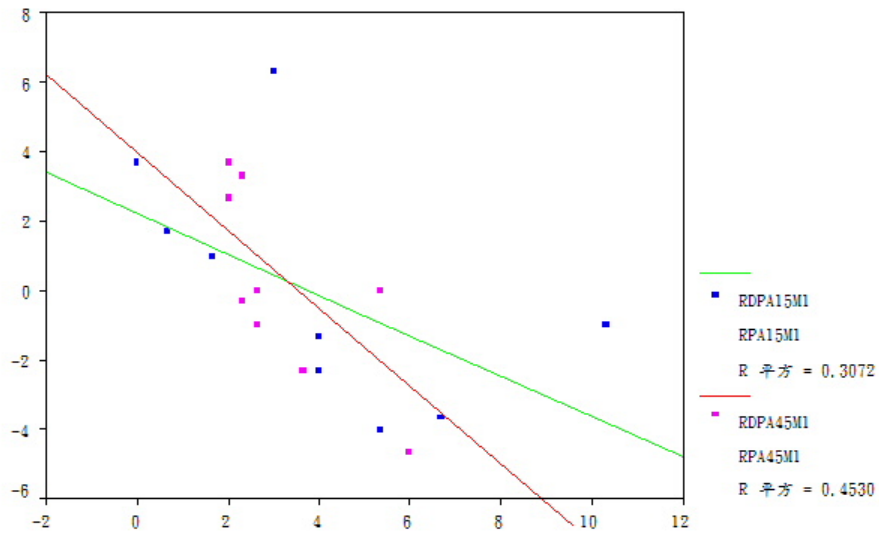


Figure 26. The scatter plot of Active angle reproduction.

Active angle reproduction

貼紮前與貼紮前後差值之相關散佈圖

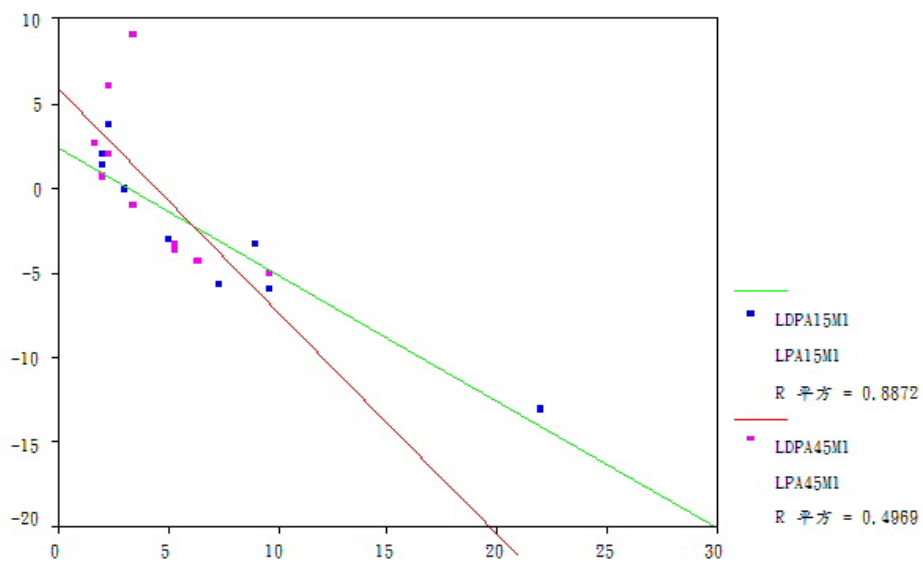
慣用腳



Active angle reproduction

貼紮前與貼紮前後差值之相關散佈圖

非慣用腳



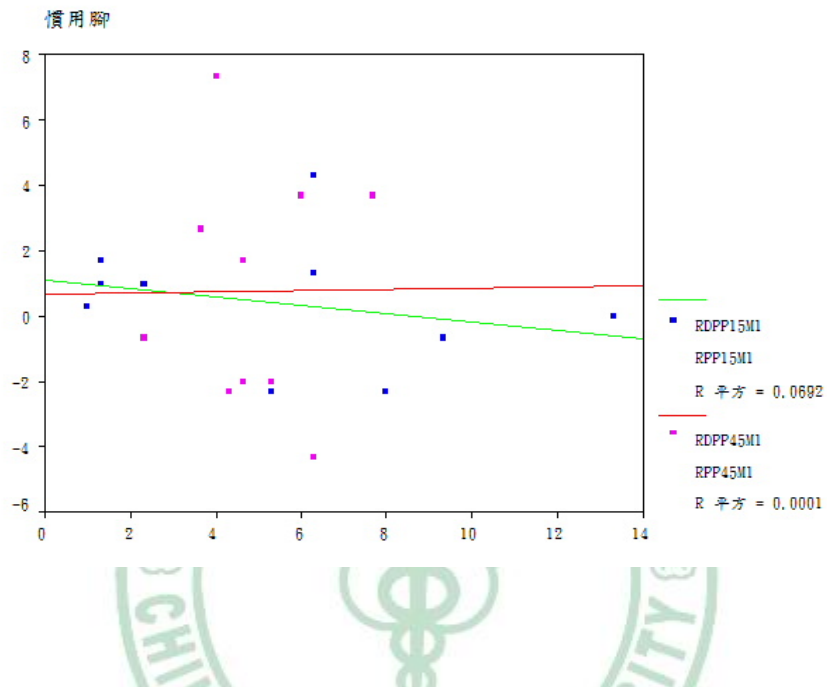
- ◆ 貼紮前 15° 及 45° 被動式關節角度復位(passive angle reproduction) 的絕對誤差角度($| \text{perceived angle} - \text{target angle} |$)與貼紮前、後關節角度復位絕對誤差角度差異的相關散佈圖(Figure 27)，發現不論是慣用腳或非慣用腳兩者呈現低度至中度相關(慣用腳：15°/45°： $r^2=0.0692/0.0001$ ；非慣用腳：15°/45°： $r^2=0.4701/0.0028$)。



Figure 27. The scatter plot of Passive angle reproduction.

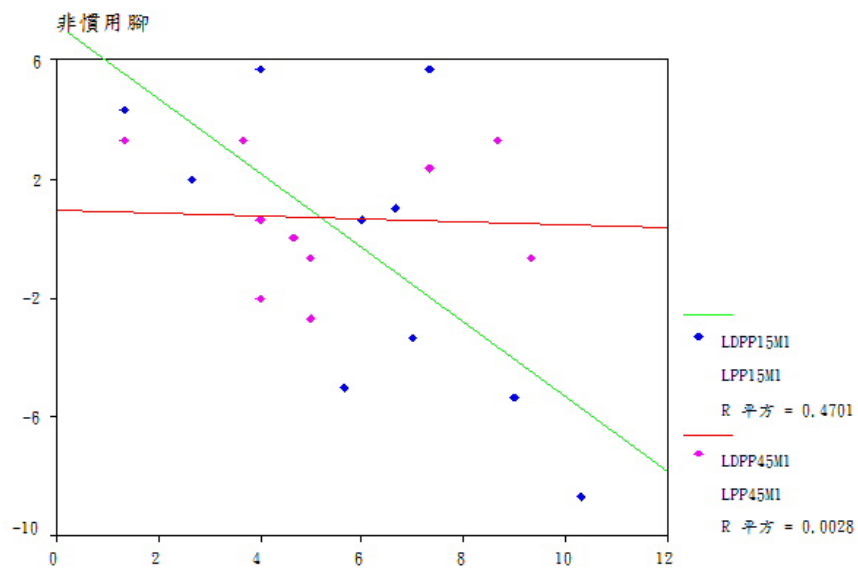
Passive angle reproduction

貼紮前與貼紮前後差值之相關散佈圖



Passive angle reproduction

貼紮前與貼紮前後差值之相關散佈圖



3.2.3 肌內效貼紮前後平衡功能的變化

- ◆ 使用無母數分析方法中魏克森符號檢定(Wilcoxon signed-rank test)

做貼紮前後平衡功能的比較 (Table 12)，結果顯示貼紮前後起身

行走測試(timed up and go test) 達到統計學上的顯著差異。

Table 12. Functional Performance change.

	no-tape	tape	post-pre tape	p value
Timed up and go test	5.62±0.49	5.42±0.57	-0.19±0.22	0.021*
Single leg stance test				
dominant side	34.43±30.29	36.47±34.28	2.04±12.74	0.477
non-dominant side	28.98±29.18	35.12±29.67	6.14±12.54	0.091

* $p < 0.05$

第四章 討論

第一節 結果討論

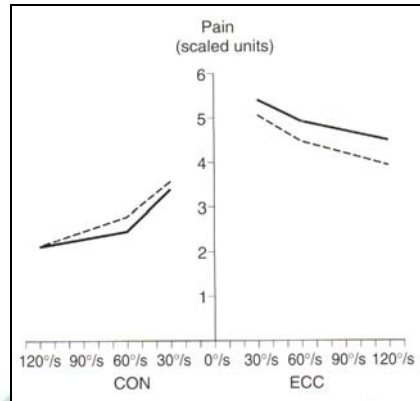
4.1.1 肌內效貼紮對肌力的影響

4.1.1.1 實驗設計

回顧過去貼紮對於股四頭肌肌力的研究，傅鐵城等[42] 2005 年的研究比較肌內效貼布貼紮前、貼紮後及貼紮後 12 小時三種情況下對運動員肌力與功能的表現，結果卻發現貼紮前後股四頭肌及腿後肌肌力並無差別，其結果不僅無法支持 Kenzo Kase 博士對肌內效貼紮所提出的作用理論也與傳統運動貼紮研究的結果不同，其結果推測可能是因短時間重複測試肌肉疲乏所導致。因此本研究為避免及減少受試者於短時間內接受兩次最大肌力測試所產生的肌肉疲乏及不適感對結果產生的影響，加上肌內效貼布彈性的有效作用時間可持續 3-5 天，我們選擇貼紮後第三天在貼紮的情況下評估貼紮後對膝關節的影響。

另外等速肌力的測試中，離心收縮力(eccentric contraction)的測試較向心收縮力(concentric contraction)易引起膝部較大的疼痛[47]。若測試向心收縮力時，角速度小於 $60^{\circ}/s$ 或超過 $120^{\circ}/s$ 也易造成較大的疼痛(Figure 30)[47]，因此為避免受試者的疼痛本研究僅評估角速度 $60^{\circ}/s$ 及 $120^{\circ}/s$ 時的向心收縮肌力。

Figure 30. Pain scores during maximal knee extension effort in concentric and eccentric contractions. [47]

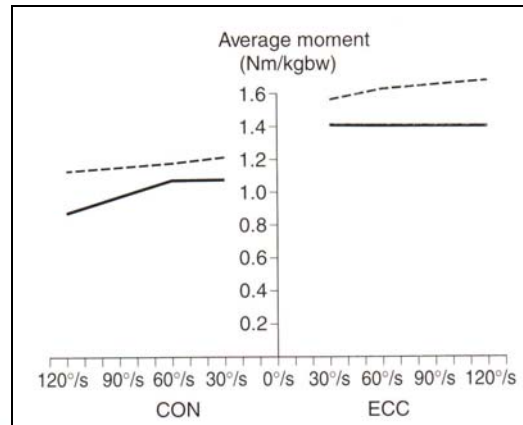


(PS: CON, concentric; ECC, eccentric; Solid line, females; Broken line, males.)

4.1.1.2 貼紮後可增加腿後肌的肌力

等速向心肌力的測試中，角速度越大所得的平均肌力越小(Figure 31)[47]。本研究在角速度 120°/s 的情況下，不論貼紮前或貼紮後最大肌力的大小均小於角速度 60°/s 所測得的實際肌力大小(Table 2-3,6-7)。

Figure 31. Normalized average moment-angular velocity cured in patients with patellofemoral dysfunction.



(PS: CON, concentric; ECC, eccentric; Solid line, females; Broken line, males.)

本研究 11 位平均年齡 26.48 ± 6.64 歲的健康受試者中，慣用腳貼紮前股四頭肌肌力為 115.30 ± 45.69 N- M、腿後肌的肌力為 55.91 ± 28.95 N- M；非慣用腳貼紮前股四頭肌肌力為 117.98 ± 48.86 N- M、腿後肌的肌力為 53.38 ± 27.92 N- M。一項以 3345 男性及 1196 女性健康受試者大型的研究，21-30 歲男性於角速度 $60^\circ/s$ 的平均股四頭肌肌力為 $162.7 \sim 267.8$ N- M、腿後肌肌力為 $101.8 \sim 163.7$ N- M；21-30 歲女性於角速度 $60^\circ/s$ 的平均股四頭肌肌力為 $105.1 \sim 176.3$ N- M；腿後肌肌力為 $67.8 \sim 108.5$ N- M (Table 13)[47]。本研究貼紮前的結果與此研究相符合。

另外，慣用腳腿後肌的最大肌力不論是在角速度 60°/s 或 120°/s 的情況下 Moment (60°/s : $p=0.037$; 120°/s : $p=0.028$) 或是 Power (60°/s : $p=0.037$; 120°/s : $p=0.028$) 貼紮後的增加均達到統計學上的意義(Table 2-3,6-7)(Figure 15-16 , 21-22)。

Table 13. A total of 4541 (1196 women; 3345 men) healthy subjects, were tested for quadriceps and hamstring concentric strength at 60,180, 300 degree/sec.

Table 7.2 Normative values (in Nm) of flexion (F) and extension (E) in men, for angular velocities of 60, 180 and 300°/s, based on Freedson et al (1993)

Angular velocity (°/s)	Percentile	<21 years		21–30 years		31–40 years		41–50 years		>50 years	
		F	E	F	E	F	E	F	E	F	E
60	90	163.7	255.2	171.5	267.8	163.5	256.3	159.3	240.0	143.7	222.0
	70	139.0	225.2	149.8	233.2	143.7	218.7	139.0	214.1	129.1	198.0
	50	126.1	203.4	133.6	209.5	130.2	196.6	125.2	189.8	111.9	171.9
	30	113.9	185.1	120.7	188.5	116.1	177.6	118.0	172.5	101.8	152.8
	10	101.8	156.3	103.7	162.7	98.9	152.3	97.1	148.5	88.1	126.9
180	90	114.9	150.5	118.0	153.2	111.2	142.1	109.7	133.6	94.4	115.7
	70	98.3	129.5	102.4	132.9	96.3	122.0	91.5	111.9	81.8	101.6
	50	89.5	116.6	92.2	118.7	87.5	108.5	83.0	99.7	71.9	90.9
	30	73.9	105.1	82.0	106.4	78.6	95.6	72.5	89.0	67.1	74.2
	10	67.5	90.9	69.2	90.9	63.1	79.3	61.7	73.9	53.3	59.0
300	90	97.2	107.4	96.7	108.8	90.2	101.0	85.4	92.9	76.3	86.5
	70	81.4	92.9	81.4	91.5	76.6	84.1	73.2	76.6	65.1	70.4
	50	71.9	82.0	71.9	80.7	67.8	72.5	64.4	65.8	59.0	60.7
	30	63.1	72.5	63.7	70.5	59.0	63.1	55.6	56.3	50.3	46.2
	10	51.3	61.0	52.2	58.7	47.4	50.9	43.4	45.4	40.0	34.6

Table 7.3 Normative values (in Nm) of flexion (F) and extension (E) in women, for angular velocities of 60, 180 and 300°/s, based on Freedson et al (1993)

Angular velocity (°/s)	Percentile	<21 years		21–30 years		31–40 years		41–50 years		>50 years	
		F	E	F	E	F	E	F	E	F	E
60	90	101.2	160.0	108.5	176.3	109.8	167.9	105.8	152.3	93.2	120.4
	70	90.2	144.4	94.2	149.8	94.1	148.2	91.8	129.5	77.0	109.7
	50	82.7	132.9	86.8	135.6	84.1	131.5	84.1	120.7	69.2	106.4
	30	74.6	120.0	79.3	123.4	76.6	118.7	73.9	109.6	55.5	91.8
	10	62.4	103.1	67.8	105.1	64.8	100.8	61.7	98.0	46.5	67.1
180	90	71.2	90.2	71.2	92.2	69.6	87.5	62.1	75.5	51.1	60.7
	70	60.3	78.0	64.4	80.4	60.3	73.9	55.6	63.7	47.7	51.8
	50	54.9	70.5	57.6	71.9	53.3	65.1	50.2	56.3	39.3	40.0
	30	48.1	65.1	51.5	63.1	47.9	57.0	45.4	50.2	30.4	35.0
	10	40.0	52.9	42.0	52.7	38.6	47.2	36.2	42.8	14.1	23.3
300	90	57.0	63.1	59.0	63.2	54.9	58.7	50.0	50.0	42.8	42.3
	70	48.8	52.9	50.2	53.6	46.6	47.5	44.3	40.7	39.5	32.5
	50	43.4	46.8	44.7	46.8	40.7	40.7	38.0	38.0	29.2	23.7
	30	37.3	41.4	38.6	40.7	35.9	34.6	33.2	29.8	25.1	19.0
	10	28.5	34.6	31.9	32.5	28.5	27.8	25.8	25.1	11.9	6.8

4.1.1.3 貼紮後肌力增加的原因

過去的研究認為 patella taping 提升股四頭肌肌力[48-51]的可能原因為(1) patella taping 會限制膝關節彎曲時 patella 向外位移的程度，可能因此使股四頭肌作用的力臂保持在一個比較適合的位置以產生較大的力量[49]。(2)股四頭肌所產生的力矩(moment)會因不同的姿勢而不同，當減輕疼痛時便能夠以較接近正常的姿勢活動，如此便能因此增加股四頭肌的肌力。(3) 肌電圖的研究發現patella taping 能縮短活化VMO的時間、加速VMO的作用、改善VMO/VL比值，可能因此促進股四頭肌的作用效率[50]。(4) 對皮膚的刺激提供的本體感覺回饋[22]促進了動作的表現，因此提升股四頭肌的力量[51]。

至於肌內效貼紮對肌肉的影響，雖然本研究的結果無法確定肌內效貼紮影響肌力的原因，但部分的研究觀察到肌內效貼紮如同patella taping一般，能夠顯著縮短踝關節肌肉群反應的時間[28]；可以增加膝前十字韌帶重建手術後病患的膝關節的活動度及肌肉的活動表現[5, 29]；促進本體覺的回饋[12, 25, 36]。因此推測肌內效貼紮雖然無法改變生物力學但仍然可能具有改善動作表現、增加肌肉作用的能力。

另一方面，根據 Kenzo Kase 博士的理論利用不同的貼紮方式可以協助保護受傷肌肉痙攣或過度收縮(Figure 5)或是治療疲勞無力的肌肉(Figure 6)[3-5, 9]。若逆向肌肉收縮的方向貼紮(Figure 6)[3-5, 9]，

貼紮部位的皮膚會因此被貼布由肌肉起端 (origin) 往止端 (insertion) 牽張，對皮下肌肉層產生由肌肉止端 (insertion) 往起端 (origin) 的反作用力，這個與肌肉收縮相同方向的反作用力提供肌肉收縮的助力，加上牽張皮膚讓皮下的淋巴流動通暢，減少活動過程中皮下的淋巴阻力[52, 53]，都可能因此讓肌肉做更有效率的使用，產生更大的力量。

4.1.1.4 股四頭肌和腿後肌的結果不同

本研究在股四頭肌和腿後肌同時使用肌內效貼紮，結果發現在肌力的增加上股四頭肌和腿後肌的結果並不完全相同，且同時發現貼紮後慣用腳的股四頭肌疲勞(work fatigue)明顯增加($60^{\circ}/s$: $p=0.006$; $120^{\circ}/s$: $p=0.006$;) (Table 4,8) (Figure 19,23) ，或許正是因肌肉的疲勞導致貼紮後無法明顯增加股四頭肌的肌力大小。

造成股四頭肌較腿後肌較易產生疲勞的原因可能為(1)肌肉型態的不同：股四頭肌屬於動作型的肌肉 (phasic muscle)，而腿後肌屬於姿勢型的肌肉 (tonic muscle)。姿勢型的肌肉中至少有51%以上是慢肌，比動作型的肌肉爆發力小，可能因此腿後肌較產生不易疲勞[12]。(2)肌肉收縮的模式不同：因肌肉型態的不同，平常運動過程中，肌肉收縮的方式也會有所不同；股四頭肌在運動過程中常以向心收縮的模式來活動，如跑步的加速或跳躍等等；而腿後肌則是常在股四頭肌用

力時，以離心收縮的方式在做膝關節的控制[12]。而本研究採用的測試方式為向心收縮的模式，而非腿後肌所常作的離心收縮。(3) 本研究採取開放動力鏈 (open-kinetic chain)、非負重(non-weight-bearing)的情況下測試等速肌力，在股四頭肌的作用下膝關節逐漸伸直得同時力臂也越來越大，股四頭肌需要產生越大的力矩以對抗重力[54]，導致股四頭肌更易產生疲勞。綜合以上的推論，可能因為股四頭肌屬於動作型的肌肉，加上本研究又以向心收縮的模式測試，造成股四頭肌較易產生疲勞，導致股四頭肌貼紮後無法明顯增加肌力的大小，但也有可能因為肌內效貼紮對於不同的肌肉型態，有不同程度的影響[12]。

雖然有研究指出肌內效貼紮可以延緩肌肉的疲勞[12] [26, 27]，但因本實驗沒有對照組因此我們無法判斷是否貼紮確實延緩了肌肉的疲勞，抑或是雖然貼紮延緩了疲勞但仍無法代償貼紮對肌力的影響，導致貼紮後股四頭肌力的增加無法像腿後肌一樣顯著。

4.1.2 肌內效貼紮對本體感覺的影響

4.1.2.1 何謂本體感覺

對於本體感覺(proprioception)的定義，不外乎包含以下兩方面：
(一)關節活動的感受(movement sense)；(二)關節位置的察覺(position sense)。簡言之，就是人體本身知道關節所在一定的位置及在此正常位置上能清楚察覺她的活動與位移。[12, 55]

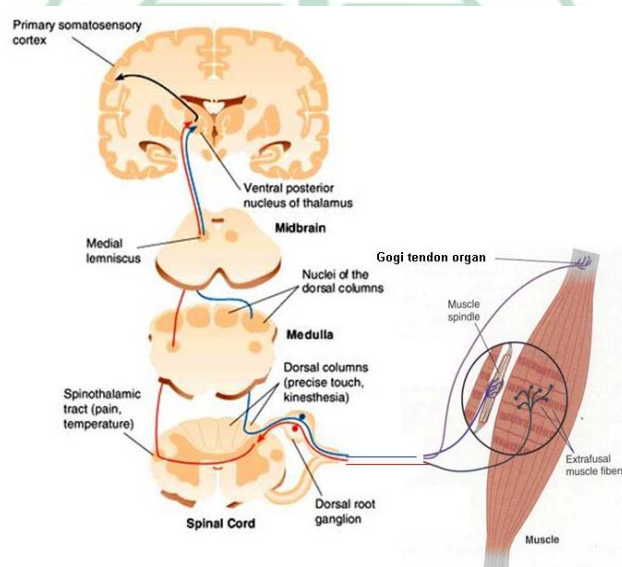
本體感覺在動作的控制上具有兩種角色，第一種為本體感覺可針對外在環境的變化產生反應[56, 57]。動作的控制常需要針對外在環境不預期的變化而有所修正。雖然大部分動作的修飾與視覺有關但本體感覺總是能在最短的時間內做出最快又最正確的反應[57, 58]。第二種則為本體感覺可修飾身體內在產生的動作命令[57, 59]。在執行一動作命令之前，動作控制系統必須考慮所有參與此動作的骨骼肌肉系統，本體感覺便提供了此一複雜調控系統的關節活動及位置的所有資訊，以利身體判斷執行動作時所需的肌力大小及肌肉張力等[57, 59-61]。

由於本體感覺屬於一種特化的觸覺系統，感覺的刺激主要來自於特化的神經末端受器-機械感受器(mechanoreceptors)[62]。機械感受器(mechanoreceptors)分為兩種，一種為快速適應的感覺受器(rapid adapting receptors)-Pacinian corpuscles 為用來偵測速度變化的感受器，如：加速、減速等[62]；另一種為緩慢適應的感覺受器(slowly adapting receptors)，如：Golgi receptors、Ruffini end organs、Ruffini end organs 主要用來維持刺激的大小[62]。

本體感覺受器乃提供人體關節活動的感覺與位置的辨別，當人體肌肉、韌帶、關節囊受損或產生變形時，便會將因物理變形所產生的機械力轉換成神經衝動，不同的神經衝動由不同的路徑上傳，來自於

關節腔內或韌帶的神經衝動藉由大直徑髓鞘化的神經(large-diameter myelinated nerve fibers) 由背根神經節(dorsal root spinal ganglion)上傳到脊髓後束(posterior column)後再將此一訊息傳達至中樞神經系統大腦皮質(cerebral cortex)的 post central gyrus 產生對位置的感覺，重新整合判斷後以便產生保護性的反射動作來增加關節的穩定性並減少進一步的傷害。[12, 62]

Figure 32. The somatosensory pathways from the proprioceptors to somatosensory cortex.



4.1.2.2 本體感覺的重要性

當韌帶受傷斷裂時會造成本體感覺受器缺損，使得傳入訊號延遲或部份中斷，因此中樞下達關節活動指令之此種回饋作用就變得不完全[12]。在不完全的回饋情況下，關節與週遭的肌肉就無法協調產生

平衡，接著產生顯微性傷害，當關節持續不穩定便會造成重複性再次傷害[62]，如此循環結果最終會產生嚴重之骨性關節炎[12]。

無感意識(潛意識)的本體感覺則在促進肌肉反射達成關節穩定的功能下貢獻其效果；而有感意識的本體感覺應用在日常生活、運動項目、職能工作上，當刺激這些受器時便會產生反射性的肌肉收縮以保護、穩定關節[62, 63]以便能發揮正確的關節功能[55]。

4.1.2.3 膝關節本體感覺的評估

無論是主動或被動膝關節活動時都會對受器產生刺激引發神經衝動[62]，最大的關節活動即會產生最大的神經衝動[62]。但關節活動的同時也會刺激位於皮膚、軟組織或肌腱的接受器，是否這些刺激同樣造成反射性的肌肉收縮？根據 Freeman 等學者的研究認為造成反射性肌肉收縮的感受器位於關節腔及韌帶中[64]。因此臨床上常藉由測量膝關節對位置變化的敏感度來代表關節腔及韌帶內機械性受器的反應[62, 63]。

很多學者在研究中設計了一些測量方法來評估本體感覺，測量的姿勢有開放動力鏈 (open-kinetic chain) 及閉鎖動力鏈 (close-kinetic chain)；測量的角度則包括：15°、29°、30°、39°、45°、49°、60°及75°等各種不同的角度[25, 65, 66]；測量的方法有(1)主動、被動關節角度復位(reproduction of joint angles)：先預設一個起始角度及測量

角度，受測者先從起始角度以主動或被動的方式被帶到測量角度並停留數秒，之後受測者再以主動或被動的方式做關節角度的復位，以復位角度和實際角度的誤差值作為本體感覺的評估。(2)被動關節動作感覺閾值(threshold to detection of passive movement)：受試者採用趴姿肌肉放鬆被動地將關節擺在測量角度，機器固定的位置在5至10秒的時間內會突然放鬆，受試者需用力使腳不往下掉，測量受試者膝關節的變化角度[66]；測量的儀器也因研究設計的不同而有不同的敏感度，因此有關於本體感覺的研究結果常因研究的不同而不同。

4.1.2.4 實驗設計

本研究的所選用的肌內效貼紮法主要著重於股四頭肌及腿後肌的貼紮，又股四頭肌及腿後肌主要作用於正常步態週期中的前20%及後15%，此兩作用時間點的膝關節活動角度分別為0~25°及0~50°[67]，加上駱明瑤(2000)發現膝關節感受器在29°與49°兩種角度較為敏銳[25]，因此為探討肌內效貼紮後對膝關節本體感覺的影響，本研究決定採用坐姿(開放動力鏈)，利用Biodex system 3等速肌力測量儀，測量主動及被動關節復位的角度，在膝關節彎曲15度及45度的位置取其絕對誤差角度作為本體感覺的測量方法。

4.1.2.5 貼紮無法改變正常膝關節的本體感覺表現

Callaghan(2002)認為貼紮(patella taping)可能因藉著牽張皮膚或

產生壓力於活動時刺激肌肉及關節腔內的機械受器改善本體感覺差的健康人的本體回饋。Hinman(2004)[68]的研究則發現治療性貼紮(patellar realignment and soft-tissue unloading)不論是貼紮後的立即效果或是經3星期後短期的治療效果均無法提升退化性膝關節炎病患的對膝關節位置的感覺。

此外，針對貼紮對肌力的相關研究中，有研究發現patella taping只能增加髌骨疼痛症候群(patella femoral pain syndrome)病患股四頭肌的肌力但卻無法增加健康受試者的肌力，因此推論貼紮藉並非因對皮膚的刺激改善了動作的表現[51]。而本研究結果顯示(1)慣用腳與非慣用腳在貼紮前或貼紮後兩者均不具有統計學上的差異。(2)慣用腳或是非慣用腳 15° 及 45° 主動或被動式關節角度復位(active angle reproduction)的絕對誤差角度在貼紮前後均沒有統計學上的意義(Table 10-11)(Figure 26-27)。即本研究支持Halseth等(2004) [37] 對30名健康的年輕人做肌內效貼紮對踝關節本體感覺影響的結果，即肌內效貼紮並未能改變踝關節的本體感覺表現，同時也支持Crossley (2000)的推論貼紮藉無法因對皮膚的刺激改善了本體感覺[51]。

4.1.2.6 貼紮對於本體感覺較差的角度有提升的效果

研究結果顯示不論是慣用腳或非慣用腳，貼紮前 15° 及 45° 主動式關節角度復位的絕對誤差角度(即貼紮前本體感覺的能力)與貼紮

前、後關節角度復位絕對誤差角度差異(即貼紮前後本體感覺的能力差)兩者均呈現中度至高度相關(慣用腳：15°/45°： $r^2=0.3072/0.4530$ ；非慣用腳：15°/45°： $r^2=0.8872/0.4969$) (Figure 28)。此相關性表示當受試前膝關節本體感覺越差的受試者貼紮後本體感覺表現進步的程度就越大，此一結論支持Callaghan等在 2002 年的研究，認為肌內效貼紮對於本體感覺較差的角度有提升本體感覺的效果[22]。

膝關節腔及韌帶中含有 Ruffini end organs、Pacinian corpuscles 和 Golgi tendon organ 這三種受器[69, 70]，其中 Ruffini 及 Golgi receptors 為關節腔內的最主要機械性受器[71, 72]，因此本體感覺較差的人可能是因為貼紮增加皮膚上感覺受器的迴饋，代償關節腔內其他感覺受器下降的影響 [23, 73, 74]。

對於有感覺的本體感覺佔有一重要的地位，當刺激這些受器時便會產生反射性的肌肉收縮以保護、穩定關節[62, 63]。

4.1.2.7 被動與主動式關節復位角度的結果不同

雖然貼紮前 15°及 45°主動式關節角度復位的絕對誤差角度與貼紮前、後關節角度復位絕對誤差角度差異兩者均呈現中度至高度相關，但不論是 15°或 45°被動式關節角度復位的絕對誤差角度與貼紮前、後關節角度復位絕對誤差角度差異兩者均只呈現低度至中度相關(慣用腳：15°/45°： $r^2=0.0692/0.0001$ ；非慣用腳：15°/45°：

$r^2=0.4701/0.0028$)(Figure 29)，而且本研究發現 45° 的被動式關節復位角度的測量不僅相關性低、個別差異更大，因此造成被動式關節復位角度與主動式關節復位角度的研究結果不同可能的原因為被動式關節復位角度的測量較為複雜，需要病患先由本體感覺受器感覺到等速肌力測量儀將自己的膝關節彎曲到目標角度，然後在將此訊息像上傳到中樞系統再命令手指按下停止鍵，在訊息傳遞的這些過程中，等速肌力測量儀仍以固定的速度繼續彎曲膝關節，於是這短短幾秒鐘的差異使得無法正確紀錄病人的本體感覺表現以致造成誤差影響統計結果。

4.1.2.8 本研究與其他研究不同的原因

本研究結果與其他學者的研究[12, 25, 34-36, 73]不同的可能原因為(1)樣本數不夠大：本研究半年只募集到11位符合研究條件的健康受試者。(2)測量的膝關節角度不同：本研究選取膝關節彎曲15度及45度的位置取其絕對誤差角度作為本體感覺的測量方法。本體感覺是藉由不同感覺受器所接收的訊息傳入大腦的體覺皮質區(somatosensory cortex)作整合判斷；在關節活動範圍的不同角度中，每個受器所影響的比率可能會有所不同，因此本體感覺的敏銳度在不同的角度會有不同的結果[66]，Pincivero等在2001年的研究中顯示本體感覺在膝關節彎曲15度、30度及60度會有不同的敏感度，駱明瑤

(2000)則發現膝關節感受器在 29° 與 49° 兩種角度較為敏銳[25]，加上肌內效貼紮本身在皮膚上的迴饋，對於不同的關節角度影響的效果可能不同，造成此本研究結果與其他研究的差異。(3)測量的角速度不同：本研究測量時受測者會先從起始角度以主動或被動的方式被帶到測量角度並停留10秒，在依所設定的角速度為 $10^{\circ}/s$ 以主動或被動的方式將膝關節彎曲到目標角度，而Murray等[35]所採用的膝關節主動復位是在角速度 $300^{\circ}/s$ 低阻力的狀態下測量，因此停留在目標角度時間的不同或角速度設定的不同均可能造成實驗結果的不同。(4)人為的誤差：由於本體感覺的評估較為複雜，為避免視覺的干擾，實驗時受試者必須在矇眼的情況下操作，尤其是被動式的關節復位角度更加困難，加上常因病人對測驗流程的不熟析使得第一次的測量值過大，因此雖然最後的結果為三次測量值平均的結果但仍對結果產生一定程度的影響。(5)受試者的不同：本研究所有的受試者均為膝關節正常的健康成年人，雖然本研究結果顯示肌內效貼紮並未能改變膝關節的本體感覺表現，但研究結果同時發現不論是慣用腳或非慣用腳，貼紮前 15° 及 45° 主動式關節角度復位的絕對誤差角度(即貼紮前本體感覺的能力)與貼紮前、後關節角度復位絕對誤差角度差異(即貼紮前後本體感覺的能力差)兩者均呈現中度至高度相關(慣用腳： $15^{\circ}/45^{\circ}$ ： $r^2=0.3072/0.4530$ ；非慣用腳： $15^{\circ}/45^{\circ}$ ： $r^2=0.8872/0.4969$) (Figure 28)。

此相關性表示當受試前膝關節本體感覺越差的受試者貼紮後本體感覺表現進步的程度就越大，此一結論支持Callaghan等在2002年的研究，認為在膝關節本體感覺差的受試者中，貼紮有助於改善膝關節的本體感覺迴饋[22]，因此可能因本研究的受試者均屬於相對上本體感覺較佳的健康人使得研究結果未達統計意義。(6) 肌肉疲勞：在肌肉疲勞的狀況下除了有肌力下降的情形外，還會有肌肉收縮反應時間變長、關節的鬆弛度增加的情形；所以肌肉疲勞會影響到的本體感覺受器可能有位在肌肉上的肌梭 (muscle spindle)、肌腱上的 Golgi tendon organ 和位在韌帶和關節周邊感覺受器及神經末梢 Ruffini endings 以及皮膚皮表層受器等[12]，因此可能會造成局部範圍膝關節本體感覺減弱[75, 76]。Lattanzio等[75]以三種不同方式誘發疲勞，利用踩固定式腳踏車以20/25 watt/m、80% VO_{2max} 及40%和120% VO_{2max} 交替等不同運動模式做到最大耗竭，運動前後測量膝關節絕對角度誤差，結果發現在疲勞後膝關節的絕對角度誤差有顯著的增加。Pedersen等[77]的研究發現肩關節的局部肌肉疲勞也會造成本體感覺的下降。Forestier等[78]在2002年的研究利用等長收縮誘發脛前肌的疲勞，結果發現局部的肌肉疲勞可造成踝關節在背曲20度和蹠曲10度的本體感覺下降，而在背曲10度和蹠曲20度則無顯著差異。因為本研究同時探討肌內效貼紮對股四頭肌及腿後肌肌力的影響，雖然為避免最大肌

力測試後疲勞對貼紮後的測量產生影響，我們在貼紮後的第三天才做貼紮後測試且測試時先評估本體感覺再做肌力評估，但本研究統計分析的結果仍發現貼紮前後股四頭肌在work fatigue的測量上有顯著增加的現象(Table 4,8) (Figure 19,23) ，可能因此影響了本體感覺的表現，雖然沿著肌肉方向貼紮的肌內效貼紮法在接近膝伸直末期時貼布會受到較多的牽張，使得肌內效貼布在肌肉疲勞後造成肌肉受器敏感度下降時，可提供身體額外的感覺回饋，有效減緩運動疲勞後的本體感覺下降的情形[12, 73]，但本研究因為沒有對照組所以無法證實肌內效貼紮是否可以有效減緩最大肌力測試後疲勞引起的本體感覺下降。

4.1.3 肌內效貼紮對關節活動度的影響

傳統的運動貼紮由於不具有彈性加上繁複的貼紮往往會限制關節的活動度，因此雖然貼紮藉著固定關節來達到減少傷害的目的，但卻因此可能影響生物力學、影響運動選手的表現。

本研究結果顯示貼紮後膝關節角度的變化並沒有顯著的差異($60^{\circ}/s$: dominant side: $p=0.424$; non-dominant side: $p=0.450$; $120^{\circ}/s$: dominant side: $p=0.594$; non-dominant side: $p=0.722$) (Table 5,9) (Figure 20,24) ，即肌內效貼紮後並不會因此限制了膝關節的活動度。

4.1.4 肌內效貼紮對平衡表現的影響

4.1.4.1 平衡的重要性

平衡是人類日常生活中最重要且不可或缺的身體功能之一。良好的平衡感在人類日常生活中及運動項目上，皆扮演極重要的角色[55]。平衡之定義簡單的說，即維持身體重心於支持系統上的能力[46]，是人類自然相對於重力及週遭環境之關係[55]。

平衡的維持或姿勢的控制乃是由多方面神經傳出與傳入徑路高度綜合所表現出有關靜、動態之行為[46]。主要取決於(1)感覺(somatosensory)、視覺，前庭接受到內源性(身體)及外源性(環境)訊息所形成之脈衝(input)，(2)大腦整合這些訊息再整理形成身體之動態感應計劃，(3)骨骼肌肉系統產生足夠的活動來執行大腦計劃[55]。問題癥結在於，如果任何一方面產生誤差或損傷，就會產生平衡失調[55]。

平衡的觀念在於維繫重心與身體穩定限度(limit of stability)二者之關係，亦即身體重心不可超過穩定限度，否則人體就必須產生搖擺或藉抓握外物以求平衡，在無法依靠外物情況下便會造成跌倒或受傷。而平衡控制就是要維繫體態重心與外在環境相互反應的中心關係位置，此種控制是錯綜複雜，它從日常生活如站立、坐、行走及運動上都需要應用到，它藉由(1)關節姿勢、肌肉張力、皮下觸覺壓力等感覺傳導，(2)視覺傳導及(3)從頭部方向之線性及角度加速方向與重力

二者間之前庭傳導，來控制身體相對於週遭環境之平衡[46, 55]。

人體姿勢的平衡藉由神經控制，當骨骼肌肉、關節受損時，附於此結構中的機器受體便遭受破壞，此時神經傳導徑路顯得不完全，因而在反射肌肉收縮上，會顯得不完全，而造成人體姿態之失衡，甚至重複受傷[55]。

由於肌內效貼紮對肌力、本體感覺、血液循環的影響，我們推測肌內效貼紮有利於平衡的維持。因此本研究選取起身行走測試(timed up and go test)、閉眼單腳站立測試(single leg stance test)來作為貼紮後平衡能力的評估。

4.1.4.2 貼紮無法增加閉眼單腳站立時的平衡反應

回顧過去的文獻，大部分的研究認為肌內效貼紮可提升閉眼時的平衡反應，而在開眼平衡時則無影響。Garcia(2002) [79]對 14 位健康的成人做肌內效貼紮對平衡反應的影響，發現在閉眼單腳站時，肌內效貼紮後的平衡反應比未貼貼布好；但在開眼平衡時兩者沒有差異。Husk(2002) [80]對 10 名健康成人做肌內效貼紮對平衡反應的影響，同樣發現在閉眼時無論是單腳站立或是兩腳站一直線都是貼肌內效貼紮後比較好，而在開眼平衡時，兩種狀況則無明顯差異。但也有部分的學者看法不同，Barkoukis(2002)[81]的研究中卻顯示踝關節的貼紮或護具的穿戴對平衡沒有影響。曹育翔等(2002)[40]利用 KAT-2000

平衡測量儀探討肌內效貼紮對健康人平衡穩定性的影響，也發現雖然腓骨肌群肌內效貼紮後可增進平衡的穩定性 10~20%，但不論是靜態或動態平衡肌內效貼紮均未對人體的平衡能力造成顯著的影響。此結果支持本研究的發現認為肌內效貼紮並無法增加閉眼單腳站立時的平衡反應($p=0.477$) (Table 12)。

由於平衡不僅須藉中樞神經系統之感覺運動功能，如視覺、前庭覺及體感覺之綜合表現，甚至要利用到週邊肌力[46]，因此本結果與過去研究不同的原因可能為本研究於貼紮後並未明顯提升膝關節本體感覺及股四頭肌的肌力，反而還合併有股四頭肌疲勞的現象，因此使得貼紮後並無法增加閉眼單腳站立時的平衡反應。

另外當失去平衡時，身體會依序利用腳踝、髖關節甚至是腳步的移動來控制身體的平衡，但本研究肌內效貼紮主要作用於膝關節可能因此導致本研究並無法改變閉眼單腳站立時的平衡反應。

4.1.4.3 貼紮可以縮短起身行走測試的時間

起身行走測試時受試者先坐在椅子上，然後不靠手的支撐站立，站立後能迅速保持靜止，然後儘快向前行走 3 公尺，轉身走向椅子，再轉身坐回原先的椅子上，最後以花費的總時間作為評估的標準。

雖然此測試主要用於老年人平衡問題的篩檢[46]，但由於測試的過程包括由坐到站及起身、行走、轉身等的動作，這些動作均受到膝關節的影響，因此本研究選取此測試作為肌內效貼紮後平衡的評估。

一般而言若沒有其他神經學的問題起身行走所花費的時間應該小於 10 秒鐘，本研究結果顯示起身行走測試不論是貼紮前或貼紮後平均所花費的時間均小於 10 秒鐘，且貼紮後可以明顯縮短起身行走測試(timed up and go test)所花費的時間($p=0.021$) (Table 12)。此研究結果可能由於貼紮後腿後肌肌力增加所導致。

4.1.4.4 本體感覺與肌力對平衡表現的影響

由於人體姿勢平衡的控制乃藉由(1)關節姿勢、肌肉張力、皮下觸覺壓力等感覺傳導，(2)視覺傳導及(3)從頭部方向之線性及角度加速方向與重力二者間之前庭傳導，來控制身體相對於週遭環境之平衡[46, 55]。

本研究進一步分析本體感覺、肌力與平衡能力的相關性，但結果顯示三者並未達到顯著的相關性，可能因為樣本數過少致使本結果並無法顯示本體感覺與肌力對平衡能力的重要性。

第二節 研究限制

4.2.1 測量設備的限度

本研究利用等速肌力測量儀(Biodex system 3 Isokinetic Dynanometer) 評估膝關節的關節活動度，但由於機器設計的限制使得可評估的最大角度無法達到膝關節正常的活動角度-135 度。幸而統計分析的結果著重於前後測的差異，因此此項限制並未對研究結論產生影響。

4.2.2 評估者人為的誤差

利用等速肌力測量儀(Biodex system 3 Isokinetic Dynanometer) 評估最大肌力時，一般需要評估者口頭或者手勢上的回饋以幫助受試者做出最大的收縮，因此往往不同的評估者測出的最大肌力就不同。本研究為減少人為的誤差，所有的受試者的前後測試均由同一位評估者評估。

4.2.3 治療者人為的誤差

肌內效貼紮的治療效果來自於貼紮時的牽張力量及貼紮的方法，因此貼紮技巧對治療效果有一定的影響。

本研究為減少人為的誤差，所有的受試者均由同一位熟析人體骨骼肌肉構造的醫師執行，另外所選擇的貼紮方法是以 Kenzo Kase 博士對退化性膝關節炎病患所建議的貼紮方法，此方法的牽張力量大部

分均為輕微的拉力(15~25%)，即相當於撕開貼布的力量，因此相對於其他的貼紮方法是較為容易控制的。

4.2.4 樣本數目的限制

本研究利用刊登在醫院門診單上的衛教單提供研究資訊，招募自願參與實驗的受試者，本研究自 96 年 1 月開始至 96 年 6 月止，排除不適合及中途退出的對象，共招募 11 位健康受試者。由於樣本數稍嫌不足，因此統計時我們改採用無母數檢定的方法以增加分析結果的正確性。

4.2.5 受試者心理作用的影響

根據「機構人體試驗委員會組織及作業基準」的規定臨床試驗前須詳細告知受試者實驗的目的及預期效果，又本研究缺乏對照組，因此我們無法排除受試者產生預期心理作用對研究結果造成的影響，所幸我們採取的評估方法並不包括主觀的評估工具，可能因此降低受試者的心理作用對結果的部份影響。

第五章 結論與建議

第一節 結論

5.1.1 研究結論

肌內效貼紮源自肌內效學(kinesiology)，目前被廣泛應用於復健治療上但常因研究設計的不同使得肌內效貼紮的治療效益及作用機制仍然沒有定論，加上過去的研究顯示傳統運動貼紮具有改善本體感覺、提升肌肉功能、促進平衡的效果，因此本研究假設肌內效貼紮與傳統運動貼紮具有相同的效果，採用等速肌力測試儀客觀評估肌內效貼紮對健康受試者膝關節的影響結果顯示：(1)貼紮後可以增加於角速度 $60^{\circ}/s$ 及 $120^{\circ}/s$ 下的腿後肌(hamstring)向心肌力(concentric muscle strength)，但無法顯著促進股四頭肌(quadriceps)的表現。(2)貼紮後無法提升膝關節 15° 及 45° 本體感覺，但貼紮對於本體感覺較差的角度仍有部分提升的效果。(3)貼紮無法增加閉眼單腳站立時的平衡反應，但可以縮短起身行走測試的時間。(4)貼紮後不會影響膝關節的活動度。

此外，由於貼紮無法改善健康受試者的本體感覺表現，因此我們可以排除健康受試者與臨床患者比較相關研究中安慰效應 (placebo effect) 的影響。又貼紮可能因為本體回饋(proprioceptive input)的增加或刺激皮膚受器(cutaneous stimulation)來提升本體感覺，但本研究結

果發現貼紮後並無法提升膝關節 15° 及 45° 本體感覺，因此我們推論貼紮無法藉著對皮膚的刺激改善本體感覺[51]。

5.1.2 未來研究的方向及建議

肌內效貼紮由於應用廣泛加上研究設計的不同使得肌內效貼紮的治療效益及作用機制仍然沒有定論，本研究支持部分學者的發現認為肌內效貼紮可以增加向心收縮肌力、具有提升本體感覺較差角度的效果，同時促進平衡的表現。由於不同的肌肉型態(phasic muscle/ tonic muscle)、不同的收縮方式(eccentric /concentric contraction) 、不同的收縮速度、不同關節角度的本體感覺等，都可能影響動作的表現，因此後續研究可針對以上各點繼續加以比較，以確立肌內效貼紮真正的治療效益及作用機制。

另一方面，有研究指出退化性膝關節炎的病患常會因長期關節的疼痛因失用(disuse)、arthrogenic inhibition 導致肌力的下降、肌肉萎縮及本體感覺的回饋[82, 83]，影響上下樓梯、坐、站、走路、平衡等日常生活功能的表現[83]。又跌倒為老年症候群(Geriatric syndrome)之一，若慢性關節炎的患者具有較好的踝關節或膝關節肌力則可以擁有較好的平衡能力[84]，由於本研究結果發現肌內效貼紮對於肌力及本體感覺及平衡的影響，因此後續的研究可以將之應用於退化性膝關節炎的輔助治療上以減少病患跌倒的危險性。

參考文獻

1. 鐘如紘. 功能性貼紮法. 貼紮之臨床應用研習會. 台北市新光醫院 B4 第三會議室: 台灣脊骨矯治醫學會 2006. p. p.19-29.
2. Kinesio taping. [cited; Available from:
<http://www.kinesiotaping.jp/top.html>
3. 加瀨建造, 橋本辰幸. 肌內效貼布法 運動篇. 1st ed: 中華健康生活與運動協會; 1995.
4. Kase K. Illustrated Kinesio Taping. 4th ed. Tokyo: Ken Ikai, Co. Ltd; 2005.
5. Kinesio taping association [cited; Available from:
<http://www.kinesiotaping.com/default.asp?CustComKey=35549&CategoryKey=35551&pn=Page&DomName=kinesiotaping.com>
6. 肌內效貼布. [cited; Available from:
<http://www.kinesiotaping.com.tw/>
7. 洪秀娟, 吳英黛, 蔡涵如, 王水深, 曹昭懿*. 肌內效貼布能否改變皮膚厚度及皮下血流?. 中華民國物理治療學會第五十二次學術研討會; 2006.
8. Kase K, Hashimoto T. Changes in the Volume of the Peripheral Blood Flow by using Kinesio Taping; 1997-1998.

9. Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. Tokyo: Ken Ikai,Co. Ltd; 2003.
10. 王百川. 運動貼紮法. 台北: 科正出版社; 2003.
11. 詹德基. 運動貼紮研究. 台北: 前鋒出版社; 1979.
12. 游麗君 大專排球運動員使用肌內效貼紮對急性肌肉疲勞和本體感覺的效益 台中: 國立體育學院; 2005.
13. Barkoukis V, Sykaras E, Costa F, Tsorbatzoudis H. Effectiveness of taping and bracing in balance. *Percept Mot Skills*. 2002 Apr;94(2):566-74.
14. 王興國. 運動貼紮法. 貼紮之臨床應用研習會 台北市新光醫院 B4 第三會議室: 台灣脊骨矯治醫學會; 2006. p. p.3-18.
15. Keenan AM, Tanner CM. The effect of high-Dye and low-Dye taping on rearfoot motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2001 May;91(5):255-61.
16. Russo SJ, Chipchase LS. The effect of low-Dye taping on peak plantar pressures of normal feet during gait. *The Australian journal of physiotherapy*. 2001;47(4):239-44.
17. Cushnaghan J MC, Dieppe P. Taping the patella medially: a new treatment for osteoarthritis of the knee joint? *BMJ (Clinical research ed)*.

1994;308:753-5.

18. Wilson T, Carter N, Thomas G. A multicenter, single-masked study of medial, neutral, and lateral patellar taping in individuals with patellofemoral pain syndrome. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003 Aug;33(8):437-43; discussion 44-8.

19. Hinman RS, Crossley KM, McConnell J, Bennell KL. Efficacy of knee tape in the management of osteoarthritis of the knee: blinded randomised controlled trial. *BMJ (Clinical research ed)*. 2003 Jul 19;327(7407):135.

20. Hinman RS, Bennell KL, Crossley KM, McConnell J. Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford, England)*. 2003 Jul;42(7):865-9.

21. Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. *J Athl Train*. 1997 Apr;32(2):141-7.

22. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JA. The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Journal of Athletic Training*. 2002 Mar;37(1):19-24.

23. Robbins S, Waked E, Rappel R. Ankle Taping Improves

Proprioception Before and After Exercise in Young Men. *British journal of sports medicine*. 1995;29(4):242-7.

24. Vicenzino B, Brooksbank J, Minto J, Offord S, Paungmali A. Initial effects of elbow taping on pain-free grip strength and pressure pain threshold. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003 Jul;33(7):400-7.

25. 駱明瑤, 黃明祥, 余瑞梅. 三種貼紮方式對膝關節感受器影響之探討. *國立臺灣體育學院學報*. 2000;7:135-58.

26. Nosaka K. The Effect of Kinesio Taping on Muscular Micro-Damage Following Eccentric Exercises. 15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review. Tokyo, Japan: Kinesio Taping Association; 1999. p. 70-3.

27. Nosaka K. The Effect of Kinesio Taping for the Muscular Micro-Damage Following Eccentric Exercise. 15th Annual International Kinesio Taping Symposium 2000. p. 74-9.

28. 伍崇弘, Wu C-H. 不同貼紮材質貼布的使用對踝關節肌肉活性的效應 桃園: 長庚大學 2005.

29. Murray H. Kinesio Taping, Muscle Strength and ROM after ACL Repair. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 30, 1. 2000.

30. 許映欣 探討肌內效貼紮對肩部夾擊症之棒球選手在肩胛運動及肌肉表現影響之研究 台北: 國立陽明大學; 2006.
31. 蔡涵如 肌內效貼布是否可以取代治療乳癌術後淋巴水腫治療法中的繃帶? 台北: 國立台灣大學; 2005.
32. Brandon R, Paradiso L. The use of Kinesio Tape in patients diagnosed with Patellofemoral pain (PFP). 2005.
33. 張文典, Chang W-T. 肌內效貼紮對於足底筋膜炎治療效果研究 台北: 國立陽明大學; 2005.
34. Murray HM, Husk LJ. Effect of Kinesio Taping on Proprioception in the Ankle. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 31, 1. 2001.
35. Murray HM. Effect on Proprioception in the Knee and Ankle. 15th Annual International Kinesio Taping Symposium; 2000. p. 50-1.
36. 駱明瑤. 不同貼布應用對動作知覺的影響. *體育學報* 2005;38(2):57-69.
37. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, J L. The Effects of Kinesio™ Taping on Proprioception at the Ankle. *Journal of Sports Science and Medicine* 2004;3:1-7.
38. Yasukawa A, Patel P, Valette C, Sisung C. The Functional Effects of

Kinesio Taping in an Acute Pediatric Rehabilitation Setting.

39. Yasukawa A, Patel P, Sisung C. Pilot study: investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting. *Am J Occup Ther.* 2006 Jan-Feb;60(1):104-10.

40. 曹育翔, 吳盈幸, 林世澤. 腓長肌群肌內效貼紮對平衡的影響. *國立體育學院論叢.* 2002;13(2):271-82.

41. Maruko K. Kinesio Taping with Aqua-Therapy for Pediatric Disability Involving Neurological Impairment. 15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review Tokyo, Japan: Kinesio Taping Association; 1999. p. 70-3

42. 傅鐵城, 黃美涓, 裴育晟, 周適偉, 林瀛洲, 吳佩璇. 肌內效貼布對運動員肌力的影響. *台灣復健醫學會 94 年度會員大會暨學術研討會. 國防醫學院三十三講堂: 台灣復健醫學會; 2005. p. 212.*

43. Özçakar L, Kunduracoolu B, Cetin A, Ülkar B, Guner R, Hascelik Z. Comprehensive isokinetic knee measurements and quadriceps tendon evaluations in footballers for assessing functional performance *British Journal of Sport Medicin* 2003;37:507-10.

44. Goodpaster BH, Carlson CL, Visser M, Kelley DE, Scherzinger A, Harris TB, et al. Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly:

The Health ABC Study. *Journal of Applied physiology*. 2001;90:2157-65.

45. timed up and go test.

46. A SC, MH W. *Motor control: Theory and Practical Applications*:

Philadelphia:Lippincott, Williams &Wilkins; 2001.

47. Dvir Z. *Isokinetics, Muscle testing, Interpretation and Clinical*

application. 2nd ed; 2004.

48. Handfield T, Kramer J. Effect of McConnell taping on perceived pain

and knee extensor torques during isokinetic exercise performed by

patients with patellofemoral pain syndrome *Physiotherapy Canada Winter*.

2000 2000:39-44.

49. Conway A, Malone T, Conway P. Patellar alignment/tracking

alteration: effect on force output and perceived pain. *Isokinetics and*

exercise science. 1992; 2:9-17.

50. Ernst GP, Kawaguchi J, Saliba E. Effect of patellar taping on knee

kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. *The Journal of*

orthopaedic and sports physical therapy. 1999 Nov;29(11):661-7.

51. Crossley K, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Patellar taping: is

clinical success supported by scientific evidence? *Manual therapy*. 2000

Aug;5(3):142-50.

52. Kase K, Hashimoto T, Okane T. Kinesio Perfect Taping Manual: Amazing Taping Therapy to Eliminate Pain and Muscle Disorders. 1998 [cited; Available from:
53. Kase K. Space, Movement, Cooling-These are the Three Basic Concepts of Kinesio Taping. 16th Annual Kinesio Taping Academic Symposium Review; 2002. p. 1-4.
54. Snyder-Macker L, Lewek M. The knee. In: Pamela K L, Cynthia C N, editors. Joint structure and function. 4th ed: F.A. Davis; 2005. p. 393-435.
55. 本體自覺. 骨科研討會. 台北: 骨科醫學會; 2006.
56. Hasan Z, Stuart D. Animal solutions to problems of movement control: the role of proprioceptors. *Annu Rev Neurosci.* 1988;11:199-223.
57. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train.* 2002 Jan;37(1):80-4.
58. Ghez C. The control of movement. In: Kandel E, Schwartz J, Jessell T, editors. *Principles of Neural Science.* 3rd ed. New York, NY: Elsevier Science; 1991. p. 533-47.
59. Hasan Z, Stuart DG. Animal solutions to problems of movement control: the role of proprioceptors. *Annu Rev Neurosci.* 1988;11:199-223.

60. Matthews PB. The 1989 James A. F. Stevenson memorial lecture. The knee jerk: still an enigma? Canadian journal of physiology and pharmacology. 1990 Mar;68(3):347-54.
61. Sainburg RL, Poizner H, Ghez C. Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. Journal of neurophysiology. 1993 Nov;70(5):2136-47.
62. Barrack RL, Lund PJ, Skinner HB. Knee joint proprioception revisited journal of sport rehabilitation. 1994;3:18-42.
63. Ekholm J, Eklund G, Skoglund S. On the reflex effects from the knee joint of the cat. Acta physiologica Scandinavica. 1960 Oct 31;50:167-74.
64. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. The Journal of bone and joint surgery. 1965 Nov;47(4):678-85.
65. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Jacqueline AO. Effect of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception
Journal of Athletic Training. 2002;37(1):19-24.
66. Pincivero DM, Bachmeier B, Coelho AJ. The effects of Joint Angle and Reliability on Knee Proprioception. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2001;33(10):1708-12.

67. Pease WS, Bowyer BL, Kadyan V. Human walking. In: DeLisa JA, Gans BM, Walsh NE, editors. Physical medicine & rehabilitation, principles and practice. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 161.
68. Hinman RS, Crossley KM, McConnell J, Bennell KL. Does the application of tape influence quadriceps sensorimotor function in knee osteoarthritis? *Rheumatology (Oxford, England)*. 2004 Mar;43(3):331-6.
69. Boyd IA. The histological structure of the receptors in the knee-joint of the cat correlated with their physiological response. *The Journal of physiology*. 1954 Jun 28;124(3):476-88.
70. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *Journal of anatomy*. 1967 Jun;101(Pt 3):505-32.
71. O'Connor BL, Gonzales J. Mechanoreceptors of the medial collateral ligament of the cat knee joint. *Journal of anatomy*. 1979 Dec;129(Pt 4):719-29.
72. Skoglund ST. Joint receptors and kinesthesia. In: Iggo A, editor. *Handbook of sensory physiology*. Berlin/New York: Springer-Verlag; 1973. p. 111-36.

73. Robbins S, Waked E. Factors associated with ankle injuries: preventative measures. *Sports Medicine* 1998;25:63-72.
74. Prymka M, Schmidt K, Jerosch J. Proprioception in Patient Suffering From Chondropathia Patellae. *International Journal of Sports Medicine* 1998;19(S30).
75. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of Fatigue on Knee Proprioception. *Clinic Journal of Sport Medicine* 1997;7.(1):22-7.
76. Widmaier EP, H. R, Strang KT. Vander, Sherman, & Luciano's *Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*. 9th ed. New York: McGraw-Hill Companies; 2004.
77. Pedersen J, Lönn J, Hellström F, Djupsjöbacka M, Johansson H. Localized Muscle Fatigue Decreases the Acuity of the Movement Sense in the Human Shoulder. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1999;31(7):1047-52.
78. Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the Position Sense at the Ankle Induced by Muscular Fatigue in Humans. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002;34(1):117-22.
79. Garcia D. Balance Awareness and Kinesio Taping of the Ankle.

16th Annual Kinesio Taping Academic Symposium Review; 2002. p.
22-5.

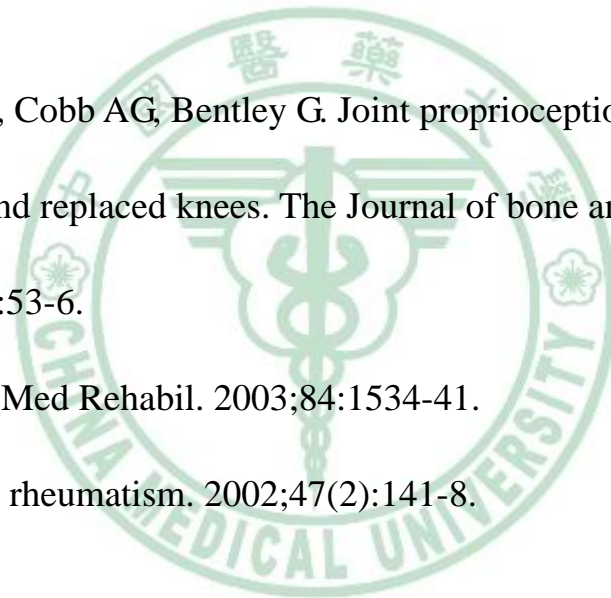
80. Husk LJ. Balance Awareness and Kinesio Taping of the Ankle. 16th
Annual Kinesio Taping Academic Symposium Review; 2002. p. 63-5.

81. Barkoukis V, Sykaras E, Costa F, Tsorbatzoudis H. Effectiveness of
Taping and Bracing in Balance. Perceptual and Motor Skills. 2002;
94(2):566-74.

82. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal,
osteoarthritic and replaced knees. The Journal of bone and joint surgery.
1991 Jan;73(1):53-6.

83. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84:1534-41.

84. Arthritis & rheumatism. 2002;47(2):141-8.



附件一 倫理試驗委員會核可證明

BUDDHIST DALIN TZU CHI GENERAL HOSPITAL

BUDDHIST DALIN TZU CHI GENERAL HOSPITAL
2, Min-Sheng Road, Dalin Town, Chia-Yi
TAIWAN R.O.C. (622)
TEL:05-2648000
FAX:05-2648999



財團法人佛教慈濟綜合醫院
大林分院 (622)
嘉義縣大林鎮民生路2號
電話：(05) 2648000
傳真：(05) 2648999

同意臨床試驗證明書

檢送由陳怡如醫師之「肌內效貼與復健治療對退化性膝關節炎病患成效之比較」經本院研究倫理委員會審查通過，本會組織與執行皆遵守行政院衛生署於中華民國九十二年十一月十二日訂頒「醫療機構人體試驗委員會組織及作業基準」規範，特此證明。

大林慈濟醫院研究倫理委員會

主任委員

林煥龍

中華民國九十五年十一月二十七日

BUDDHIST DALIN TZU CHI GENERAL HOSPITAL

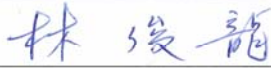
BUDDHIST DALIN TZU CHI GENERAL HOSPITAL
2, Min-Sheng Road, Dalin Town, Chia-Yi
TAIWAN R.O.C. (622)
TEL:05-2648000
FAX:05-2648999



財團法人佛教慈濟綜合醫院
大林分院 (622)
嘉義縣大林鎮民生路2號
電話：(05) 2648000
傳真：(05) 2648999

財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院研究倫理委員會

審查結果核准決定書

試驗計畫之完整名稱、版本(含修正版本)及日期：	肌內效貼與復健治療對退化性膝關節炎病患成效之比較 IRB 編號：B09504008
其他審查文件之名稱、版本(含修正版本)及日期：	受試者同意書：95年11月23日版
試驗主持人姓名：	陳怡如
試驗機構名稱：	財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院復健科
決定之日期及地點：	95年11月27日於財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院研究倫理委員會
決定之內容及核准期	經本委員會委員審核，於95年11月27日通過核准由陳怡如醫師所主持之『肌內效貼與復健治療對退化性膝關節炎病患成效之比較』。
其他附帶之建議	
後續定期追蹤之程序及要求	試驗施行期間屆滿一半或收入個案超過一半人數時，得應本會或衛生署之請求，提出期中報告。試驗完成後，應主動繳交結案報告。若試驗因故中止，也應主動繳交中止結案報告。
主任委員/代理人簽名	

中華民國 95 年 11 月 27 日正式發函

E6A0021593-01

E9A030E051

91. 5. 20本(亞培)

附件二 受試者同意書

財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院

臨床試驗計畫受試者同意書

計畫編號：B09504008		
計畫名稱：肌內效貼紮對膝關節的影響		
執行單位：復健科	電話：0955932806	
主持人：陳怡如	職稱：主治醫師	
受試者姓名：	性別：	年齡：
病歷號碼：		
通訊地址：		
聯絡電話：		
緊急聯絡人：	電話：	
通訊住址：		
一、試驗目的 探討”肌內效貼紮”對膝關節的影響 確立”肌內效貼紮”對退化性膝關節炎的治療成效 確立退化性膝關節炎對平衡、本體感覺及肌力的影響		
二、試驗方法及相關配合檢驗 為詳細了解病患膝關節退化的嚴重度並給予適當的治療，復健科醫師及物理治療師於治療前對病患進行各項評估，包括：膝關節放射線的檢查(X光片的檢查)、肌力及本體感覺的測試、平衡協調能力的評估、日常生活功能的評估及疼痛指數的分析。 根據評估的狀況施予病患”肌內效貼紮”治療，以幫助病患 (1)減輕疼痛；(2)增進本體感覺；(3)增加肌肉的力量，降低因退化性膝關節炎對日常生活活動造成的影響及限制。		
三、可能產生之副作用、危險、處理方法 受試者可能對肌內效貼布產生過敏，為避免此項不必要的併發症 治療前會先詳細詢問病患過敏史並進行肌內效貼布的過敏測試，待確定無不適才予以治療並詳細告知若發生過敏不適等反應時正確處理方法。 若貼紮後發生過敏反應則馬上停止治療並排除此個案繼續加入此研究。 若產生嚴重過敏反應則馬上轉介給皮膚科醫師進行進一步的治療。		
四、其他可能之治療方式及說明 藥物治療：用以減輕疼痛及發炎的狀況，但長期使用不但可能產生不必要副作用，如：胃潰瘍或影響肝腎功能，也無法回覆因疼痛減少活動造成的肌肉萎縮、肌力下降及關節僵硬等候遺症。		

置換人工膝關節：用來治療嚴重的退化性膝關節炎，但術後大部分的病患仍需接受復健治療。

五、試驗預期效果

肌內效貼紮(神奇的貼布) 可以幫助病患 (1)減輕疼痛;(2) 增進本體感覺;(3) 增加肌肉的力量，降低因退化性膝關節炎對日常生活活動造成的影響及限制，使病患擁有較好的生活品質。

六、試驗進行之禁忌或限制活動

避免接受持續的藥物治療。

避免過度的負重運動，如：蹲、跪、上下樓梯、登山等。

七、機密性

本研究結果只用於學術論文發表，並對檢查的結果及診斷保密。

研究期間會以代碼取代病患的真實身份。

除了有關機構（如：健保局、法院..等）依法調查外，不會洩漏病患的任何資料。

八、賠償

若病患因接受本治療計畫而產生不良的藥物反應，佛教大林慈濟綜合醫院將依法負擔賠償責任。

若病患資料不當外洩，洩密者將依法負相關的法律責任。

九、研究結束後檢體處理方法：

- 願意繼續提供財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院從事其他基因方面研究(屆時將再請您另簽一份同意書，且該份同意書和研究計畫必須先通過財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院研究倫理委員會的審查)
- 由財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院銷毀
- 歸還(鑒於剩餘檢體可能為病灶組織，其保存及攜帶亦可能具有感染之危險性，建議如無特殊需求及保存設備，由財團法人佛教慈濟綜合醫院大林分院代為銷毀)

十、權利

- (1) 參加本試驗皆不須繳交額外費用。
- (2) 研究過程中有關的任何重大發現都將提供給您。
- (3) 如果您在研究過程中對研究工作性質產生疑問，對身為患者之權利有意見或確信因參與研究而受害時，應該隨時與試驗主持人陳怡如醫師聯絡，其聯絡電話為0955932806。24小時緊急連絡電話為0955932806(手機)。
- (4) 為進行研究工作，您必須接受陳怡如醫師的照顧。如果您現在或於研究期間任何問題或狀況，請不必客氣，可與在復健科的陳怡如醫師聯絡。
- (5) 陳怡如醫師已將同意書副本交給我，並已完整向我說明本研究之性質與目的。陳怡如醫師已回答我有關藥品與研究的問題，並已解釋我有權隨時退出研究工作，且不會引起任何不愉快或影響其日後對我的醫療照顧。
- (6) 本計畫結束後，後續藥物提供方式為：

不再提供

說明：“肌內效貼紮”屬於健保不幾付的治療項目

繼續提供

說明：_____

病人／家屬簽署：_____日期____年____月____日

試驗主持人簽署：_____日期____年____月____日

口頭同意之見證

茲證明研究人員已完整地向受試者解釋本研究內容。

見證人簽署：_____日期____年____月____日

茲證明本人已完全了解前述所有要點，且已口頭同意參與本研究，同意書副本已收妥無誤。

試驗主持人簽署：_____日期____年____月____日