

國立臺灣師範大學運動與休閒學院

體育學系 碩士學位論文

動態貼紮對慢性踝關節不穩定族群在
單腳著地的影響

研 究 生：邱藍億

指導教授：李恆儒

中華民國 108 年 8 月

中華民國臺北市

動態貼紮對慢性踝關節不穩定族群在單腳著地的影響

2019 年 8 月

研 究 生：邱藍億

指導教授：李恆儒

摘要

踝關節扭傷佔運動傷害的大宗，多數會造成反覆扭傷，其中四成會演變成慢性踝關節不穩定，進而影響生活品質或運動表現，過去文獻建議除本體覺、肌力與神經肌肉控制等運動治療外，另外配合外在支撐可達到保護與預防的效果，其中採用的方式包括護具與貼紮，由於貼紮輕薄貼附皮膚，更廣泛使用於運動場上。一般貼紮包括不具彈性的運動貼布與具彈性的肌內效貼布，基於不同貼布特性，帶來效用亦有所不同，其中機轉包括限制踝關節動作的生物機械效用、減緩疼痛、改變肌肉收縮時序的神經生理效用、與心理層面安慰劑效用。動態貼布由於材質的特殊性，回彈力高，主要效益為機械效益，調整關節肌肉負荷、改善動作控制。**目的：**本研究探討慢性踝關節不穩定族群進行動態貼紮後，在動作策略上與能量吸收的改變，以利臨床應用。**方法：**招募 23 位實驗參與者，以坎伯蘭踝關節不穩定問卷為依據，分別納入踝關節不穩定組與健康控制組。動作測試為單腳著地動作，要求實驗參與者非測試腳站在 40 公分高台上垂直落地，以測試腳單腳著地平衡 4~6 秒。實驗過程使用 Kistler 測力板 (2000 Hz)、Vicon 紅外線攝影機 (250 Hz) 與 Delsys 無線肌肉電訊號 (2000 Hz) 同步收集下肢運動學、動力學與肌電參數資料。統計方法以混合設計二因子變異數分析進行統計考驗，顯著水準訂為 $\alpha=.05$ 。**結果：**研究發現動態貼紮可以顯著減少慢性踝關節不穩定族群踝關節與髕關節的能量吸收。**結論：**動態貼紮不會限制踝關節動作，且可以減少踝關節做為主要緩衝關節的程度，可成為慢性踝關節不穩定族群進行運動時，踝關節貼紮的另一項選擇。

關鍵詞：外踝扭傷、韌帶撕裂、運動傷害、動態貼布

The Influences of Dynamic Taping on Single Leg Landing in CAI

August, 2019

Author: Chiu, Lan-Yi

Advisor: Lee, Heng-Ju

Abstract

Ankle sprains are the most frequent injuries sustained by athletes, and most of them would turn into recurrent ankle sprains. Unfortunately, there was forty percent of ankle sprain becoming chronic ankle instability (CAI), which influenced quality of life or exercise performance. Past studies suggested that people with CAI need external support to achieve protection and prevention, as well as exercise therapies such as proprioception, strengthening, and neuromuscular control. There were two kinds of external support, including brace and taping. However, taping was used more frequently by athletes because of light and thin which can contact to skin. Non-elastic exercise tape and kinesio-tape were two kinds of popular tapes. The effects of taping were different according to different characteristic of tapes, such as biomechanical effect of limiting ankle mobility, neurophysiological effect of decrease pain threshold and changing timing of muscle activation, and psychological effect of placebo. There was a new tape, dynamic tape (DT), and the main effect was providing mechanical support which can adjust muscle loading and improve motor control because of high elastic characteristic. **Purpose:** The purpose of the study was to assess the changes of movement strategy and shock absorption after dynamic taping applying onto ankles in CAI. **Methods:** We enrolled 13 CAI and 10 control participants according to Cumberland ankle instability tool. All participants performed single leg drop landing protocol. They were asked to stand on a 40 cm platform by un-tested leg, landed on floor by test leg, and kept balance for 4~6 seconds. Kistler force platform (2000 Hz), Vicon infrared camera (250 Hz), and Delsys wireless EMG sensors (2000 Hz) were used for collecting kinematic, kinetic, and muscle activation parameters during experiments. Two-way ANOVA was conducted to compare the

difference of biomechanical parameters among groups (CAI and Control) and interventions (Pre-tape and Post-tape). The significant level was set at $\alpha=.05$. **Results:** The main finding of this study was dynamic taping could significantly decrease the shock absorption of ankle and hip joints in CAI. **Conclusion:** Dynamic taping would not limit ankle mobility and could decrease impact of ankle joint during landing. It could be another choice of ankle taping for CAI group.

Key words: lateral ankle sprain、ligament tear、sports injury、dynamic tape



目 次

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
目次.....	iii
表次.....	vii
圖次.....	viii

第壹章 緒論.....1

第一節 問題背景.....	1
第二節 研究目的.....	3
第三節 研究假設.....	3
第四節 名詞解釋與操作性定義.....	3
第五節 研究範圍與限制.....	5
第六節 研究重要性.....	6

第貳章 文獻探討.....7

第一節 慢性踝關節不穩定族群的病因、機轉、治療.....	7
第二節 慢性踝關節不穩定族群之單腳著地動作分析.....	10
第三節 慢性踝關節不穩定之不同貼紮效益探討.....	12
第四節 文獻總結.....	14

第參章 研究方法.....16

第一節	研究對象.....	16
第二節	實驗儀器與器材.....	17
第三節	實驗程序.....	19
第四節	外踝扭傷之動態貼紮.....	20
第五節	動作任務.....	21
第六節	資料處理與分析.....	22
第肆章	結果.....	24
第一節	實驗參與者基本資料.....	24
第二節	單腳著地動作的運動學特徵.....	24
第三節	單腳著地動作的動力學特徵.....	29
第四節	單腳著地動作的神經肌肉控制特徵.....	35
第伍章	討論.....	40
第一節	動態貼布的特性.....	40
第二節	動態貼紮對著地能量吸收的影響.....	42
第三節	動態貼紮對於地面反作用力的影響.....	45
第四節	慢性踝關節不穩定族群著地動作之策略.....	46
第陸章	結論與臨床建議.....	49
第一節	結論.....	49
第二節	臨床建議.....	50

引用文獻.....	51
-----------	----

附錄 (附件一).....	56
---------------	----



表 次

表 3-2-1	Plug-in-gait Full body Model (SACR) 反光球標記位置.....	19
表 4-1-1	實驗參與者基本資料.....	24
表 4-2-1	單腳著地貼紮前後關節角度參數狀況.....	26
表 4-2-2	單腳著地貼紮前後關節角速度參數狀況.....	28
表 4-3-1	單腳著地貼紮前後關節力矩參數狀況.....	30
表 4-3-2	單腳著地貼紮前後關節功率參數狀況.....	33
表 4-3-3	單腳著地貼紮前後矢狀面動力學參數峰值狀況.....	35
表 4-4-1	單腳著地貼紮前後肌肉活化狀況.....	36



圖 次

圖 2-1-1	慢性踝關節不穩定模型.....	10
圖 3-1-1	前拉測試.....	17
圖 3-1-2	距骨傾斜測試.....	17
圖 3-2-1	Vicon Plug-in-gait Full Body Model (SACR) 反光球黏貼位置參照.....	19
圖 3-4-1	外踝扭傷之動態貼紮.....	21
圖 3-5-1	單腳著地動作示意.....	22
圖 4-3-1	貼紮前後下蹲期下肢伸肌力矩峰值.....	31
圖 4-3-2	貼紮前後下蹲期下肢關節作功.....	34
圖 4-4-1	著地前期肌肉活化特徵.....	37
圖 4-4-2	著地期肌肉活化特徵.....	38
圖 4-4-3	下蹲期肌肉活化特徵.....	39
圖 5-1-1	CAI 動態貼紮前後單腳著地矢狀面策略差異.....	42
圖 5-3-1	地面反作用力曲線圖.....	46
圖 5-4-1	CAI 與 Control 單腳著地策略差異.....	48

第壹章 緒論

第一節 問題背景

踝關節扭傷是常見的運動傷害之一 (Colville, 1998; Chan, Ding, & Mroczek, 2011), 根據美國統計踝關節扭傷發生率為 2.15/1000 (Hertel, 2002; Kannus & Renström, 1991; Waterman, Owens, Davey, Zacchilli, & Belmont, 2010), 而 15 至 19 歲的年齡層發生率高達 7.2/1000, 其中約有 49.3 % 的傷害發生在運動過程中, 運動傷害好發於年輕族群, 性別差異性不顯著, 但男性主要發生於青少年時期 (15 至 19 歲), 女性則以 10 至 14 歲為主, 由於該年齡層的身體活動量相對大, 進而造成高運動傷害發生風險, 而軍人或運動員發生率為一般民眾的 20 倍 (Waterman et al., 2010), 主要以外踝扭傷佔總數的四分之三 (Chan et al., 2011), 如籃球或排球運動, 須反覆折返、切入、跳躍, 進而有高達 7 成復發率 (Holmes & Delahunt, 2009; Yeung, Chan, So, & Yuan, 1994), 其中有近 4 成可能發展成慢性踝關節不穩定 (chronic ankle instability, CAI)。

慢性踝關節不穩定屬於一個慢性且不可逆的過程, 根據國際腳踝聯盟 (International Ankle Consortium, IAC) 重新定義曾遭受至少一次踝關節扭傷, 並感受踝關節不穩定 (laxity)、無力感 (give way) 或反覆扭傷, 且踝關節功能問卷顯示嚴重失能分數等情況, 均可判定為慢性踝關節不穩定族群 (Deschamps et al., 2016)。一般針對慢性踝關節不穩定的運動員會利用外在支撐 (護具或貼紮) 來協助關節穩定, 貼紮是經常在運動場上用來增加穩定度的輔助物, 主要的輔助貼布包括沒有彈性的運動貼布-白貼 (white athletic tape) 與雷可貼布 (Leukotape), 其功能為利用機械性限制踝關節活動角度 (Bicici, Karatas, & Baltaci, 2012; Deschamps et al., 2016; Kuni, Mussler, Kalkum, Schmitt, & Wolf, 2016), 協助踝關節內翻的減速、增加皮表機械受器 (cutaneous mechanoreceptors) 神經刺激的傳入 (Mohamed, Radwan, & Azab, 2016), 改變神經肌肉控制減少再受傷的風險 (Bicici et al., 2012; Mohamed et al., 2016; Sawkins, Refshauge, Kilbreath, & Raymond, 2007); 另一種常見貼布為肌內效貼布 (Kinesiotape), 貼布具有微彈性, 張力近似人體皮

膚，主要機轉在於神經生理效益，具有提拉皮膚、增加皮下組織間隙、改善循環、降低腫脹、減少疼痛、矯正肌肉收縮與限制著地踝關節最大蹠屈角度等作用 (Kuni et al., 2016)，來預防踝關節再度受傷。綜合過去研究可知，踝關節常見的傷害機轉為過度內翻造成，理想的踝關節貼紮希望限制過度的額狀面動作，並允許正常矢狀面蹠屈、背屈來維持運動表現，根據以往文獻指出踝關節貼紮能夠降低內翻所產生的韌帶張力，主要以限制關節活動度來降低踝關節外側韌帶負荷 (翁梓林, 2012)，另有研究認為矢狀面關節動作受到限制後，將降低能量吸收的效益，增加著地時垂直方向地面反作用力峰值、垂直地面反作用力峰值曲線前移 (郭藍遠等, 2006; Cordova, Takahashi, Kress, Brucker, & Finch, 2010; Riemann, Schmitz, Gale, & McCaw, 2002; Yi, Brumt, Kim, & Fiolkowski, 2003)、踝關節背屈角速度減少 (McCaw & Cerullo, 1999)，由此可知，傳統貼紮雖提供角度限制來降低腳踝扭傷機轉，卻可能造成附近結締組織的負荷與下肢能量吸收的改變 (Tregouet, Merland, & Horodyski, 2013; Yi et al., 2003)，進而提升下肢傷害的潛在性風險。

為了維持貼布特性的神經生理效益外，更希望降低貼布帶來的負面影響，因此，孕育出動態貼布的新穎產品，由物理治療師 Ryan Kendrick 於 2009 年設計，主張肌肉骨骼不因疼痛而衰竭，而是過度負荷造成衰竭，Ryan 過去與運動員合作經驗發現堅強的意志力與動機，是促使忍受疼痛繼續練習比賽的原因，當疲勞累積、反覆次數增加或專注力下降，動作控制與神經肌肉傳導改變導致無法適當的進行能量吸收 (energy absorption) 或能量消滅 (energy dissipation)，最終組織過度負荷造成衰竭 (McNeill & Pedersen, 2016)。市面上常見的貼布預防踝關節再次傷害的主要機轉為機械性的限制角度、改變神經生理效應、減少疼痛與增加血液回流等作用，然而，先前研究發現慢性踝關節不穩定族群下肢伸肌肌群離心力矩下降，導致執行功能性動作著地時，身體無法適當吸收地面反作用力，並且減少關節間動力鍊的負荷傳遞 (Fox, Docherty, Schrader, & Applegate, 2008; Gribble & Robinson, 2009; Negahban et al., 2013)，傳統貼紮卻無法改善此問題；動態貼布特殊黏彈性 (visco-elastic) 的材質，特色包括具 4 個方向的張力，可延伸原本長度的 200 %，且擁有高張的阻力與回彈力，依據動態貼布獨特的貼紮技巧，單一關節、

跨關節、直接貼紮技巧與間接貼紮技巧綜合應用，預期效果包括將能量儲存至貼布協助減速吸收負荷 (load absorption)、將儲存至貼布的能量轉換成動能，增加力量 (force contribution)、改變肌肉做功進而調整動作模式 (modifying movement) 等機械效益 (McNeill & Pedersen, 2016)，由此改善運動貼布與肌內效貼布對於限制關節角度造成的能量緩衝問題。

目前，臨床上雖有動態貼布的應用，但對慢性踝關節不穩定的文獻探討仍無，故本研究目的在於探討慢性踝關節不穩定族群進行動態貼布貼紮後，執行單腳著地任務，對於下肢關節運動學、動力學與神經肌肉控制上是否有所影響，並假設動態貼布貼紮後，有助於協助下肢關節吸收負荷 (shock absorption)，進而改變動作模式 (movement pattern)，促使踝關節有更好的穩定效果。

第二節 研究目的

本研究欲結合動態貼布的特色於慢性踝關節不穩定族群，觀察貼紮後，執行功能性動作之成效，是否可以用來當成慢性踝關節不穩定族群的貼紮處置。

本研究目的如下：

- 一、評估動態貼紮對於慢性踝關節不穩定族群 (CAI 組) 與健康控制組 (Control 組) 在執行單腳著地動作策略上的改變。
- 二、評估動態貼紮對於慢性踝關節不穩定族群在下肢各關節能量吸收的改變。

第三節 研究假設

- 一、動態貼紮對 CAI 組與 Control 組在執行單腳著地動作策略上有顯著差異。
- 二、CAI 組與 Control 組在動態貼紮後執行單腳著地，下肢能量吸收有顯著變化。

第四節 名詞解釋與操作性定義

一、單腳著地任務 (single-leg drop landing)

單腳著地任務執行方式為實驗參與者非測試腳站在 40 公分高臺，測試腳懸空放鬆，利用非測試腳推進身體離開高臺，以測試腳著地，維持單腳平衡 4~6 秒鐘。執行任務時要求受試者全程雙手叉腰，直視前方 (Delahunt, Cusack, Wilson, & Doherty, 2013; Doherty et al., 2015)。

二、著地前期 (pre-landing phase)

針對神經肌肉控制理論，大腦會依據過往經驗，選擇適當的動作策略，會有相對應的肌肉需要在著地前預先收縮，本研究的肌肉預先收縮階段定義為著地前 100 ms。

三、著地瞬間 (initial contact, IC)

執行單腳著地任務，當測力板接收到地面反作用力超過 10 N 的瞬間，定義為著地瞬間。

四、著地期 (landing phase)

本研究著地期為著地瞬間的肌肉收縮，定義為著地瞬間前後共 40 ms 間。

五、下蹲期 (descending phase)

著地瞬間到膝關節屈曲最大角度，定義此期間稱之為下蹲期。

六、下蹲最低點 (maximum squat)

單腳著地後，膝關節屈曲最大角度瞬間，定義為下蹲最低點。

七、坎伯蘭踝關節不穩定問卷 (Cumberland ankle instability tool, CAIT)(附件一)

坎伯蘭踝關節不穩定問卷內容包含踝關節疼痛、穩定、不同運動狀態下、傷後恢復等主題，建構出 9 個針對踝關節功能性穩定指標，量表滿分為 30 分。此問卷是實驗參與者主觀描述踝關節不穩定情形，對於踝關節不穩定的狀況具有良好的再測信度 (ICC=.96)(Hiller, Refshauge, Bundy, Hervet, & Hilbreath, 2006)。

八、高台高度 (platform height)

執行單腳著地任務時，受試者站在高台上，相對地面垂直高度為 40 公分。

九、自變項 (independent variable)

本研究自變項為實驗參與者執行單腳著地地任務時是否有動態貼紮。

十、依變項 (dependent variable)

本研究分析依變項為運動學、動力學與肌電參數，主要如下：

運動學參數：

主要分析著地階段的髖、膝、踝三關節角度與角速度。

動力學參數：

主要分析著地階段髖、膝、踝三關節力矩、功、功率與垂直地面反作用力峰值 (peak vertical ground reaction force, peak vGRF)。

肌電參數：

著地前期、著地期與下蹲期的臀中肌 (gluteus medius, Gmed)、股直肌 (rectus femoris, RF)、股二頭肌 (biceps femoris, BF)、脛前肌 (tibialis anterior, TA)、腓骨長肌 (peroneus longus, PL)、內側腓腸肌 (gastrocnemius medial head, GM) 等六條肌電均方根振幅 (root mean square, RMS)。

第五節 研究範圍與限制

一、研究範圍

1. 本研究收取 13 名慢性踝關節不穩定族群作為實驗組，另收取 10 名健康受試者作為控制組，經由運動學、動力學與肌電等參數分析，探討在貼紮前後的動作策略改變，尋求更適合慢性踝關節不穩定的貼紮處置。

二、研究限制

1. 由於貼紮位置需重新進行反光球的定位，為避免影響運動學參數的分析，跟骨上的反光球 (LHEE、RHEE) 定位與第二蹠骨反光球 (LTOE、RTOE) 高度相對應；內外踝上的反光球 (RANKm、RANK、LANKm、LANK) 定位時以馬丁尺額外量測距地面高度與距跟腱距離，以利二次黏貼。

2. 由於無法確定貼紮效果是否會延續至移除貼布後，故本實驗設計無法進行交叉設計 (crossover design)，為了盡量減少學習效益，不利用單腳著地任務當成暖身動作，僅讓實驗參與者試做 3~5 次了解並熟悉任務，便以腳踏車進行實驗前的暖身運動。
3. 為了避免實驗參與者在執行單腳著地任務時，過度軀幹或上肢動作影響實驗參數的變化，將一律統一維持雙手叉腰進行任務，與一般功能性動作或運動場上動作有部分差異。
4. 由於實驗設計為實驗室任務，雖與現實日常生活或運動場動作有所差異，但還是可以提供相關研究參考與臨床運用。

第六節 研究重要性

踝關節扭傷無論在一般人或運動員都是常見運動傷害，一般正常情況下，韌帶傷害需 6~12 週時間復原，但由於受傷當下，關節囊與附近軟組織的機械受器也隨之影響，即便韌帶復原，7 成左右會再度扭傷，後續亦有 4 成轉變成慢性踝關節不穩定，將明顯影響生活品質與醫療支出，對運動員來說影響更甚，除了離場時間增加、運動表現受限，更有部分選手因此結束運動生涯。

以往針對運動員場上預防再度受傷的方式以運動貼布為主，目的在「限制」腳踝過度蹠屈與內外翻，而肌內效貼布，則是利用貼布彈性，拉提皮膚，增加循環，甚至宣稱可矯正錯位關節，促使肌肉有效率的活化來減少扭傷機會。根據以往研究結果發現，針對貼紮效益有很大爭議，且多數文獻以主觀感受 (self-efficacy、perceived confidence)、本體感覺 (joint position sense, JPS、Kinaesthesia)、功能性動作檢測 (SEBT、hopping test) 等結果呈現，因此，本研究利用動作分析探討慢性踝關節不穩定族群進行動態貼紮，執行單腳著地任務，觀察下肢三大關節間協調策略的改變，與肌肉活化的變化，確認動態貼紮效益，是否可以當成貼紮方式選擇之一。

第貳章 文獻探討

第一節 慢性踝關節不穩定族群的病因、機轉、治療

一、踝關節結構

人體足部由複合關節組成，其主要功能是與地面反覆的碰撞與推進，在人類進化史中發展出兩大功能，一為靜態時維持身體平衡，二為動態時協助推進向前。而踝關節的複合關節總共由28塊骨頭組成，形成約莫30個關節，為了維持複合關節的穩定度，除了關節囊外，更發展出重要的韌帶連接鄰近骨頭，在內側有強韌的三角韌帶 (deltoid ligament)，分成內外兩層，主要功能為預防踝關節過度外翻 (eversion)，因韌帶分為內外兩層，幾乎完全覆蓋內側踝關節，加上外側腓骨略長於脛骨，因此，外翻扭傷並不常見，而外側韌帶包括前距腓韌帶 (anterior talofibular ligament, ATFL)、跟腓韌帶 (calcaneofibular ligament, CFL) 與後側的後距腓韌帶 (posterior talofibular ligament, PTFL)，其中前距腓韌帶是最脆弱且容易受傷的韌帶，而後距腓韌帶是最強壯的外側韌帶，不易因外翻而受到傷害，也不常見於慢性踝關節不穩定族群中 (Chan et al., 2011)。除此之外，另有固定脛骨與腓骨的脛腓韌帶聯合 (tibiofibular syndesmosis)，由前脛腓韌帶 (anterior tibiofibular ligament)、後脛腓韌帶 (posterior tibiofibular ligament) 與骨間膜 (interosseous membrane) 組成，加強固定脛骨與末端腓骨之間的連結。

二、慢性踝關節不穩定的流行病學

由於踝關節在解剖上的特殊構造，外側腓骨略長於內側脛骨，且相對內側堅韌強壯的三角韌帶，相較於外側韌帶的強度略顯薄弱，導致容易扭傷，因此，踝關節成為最常見的運動傷害，佔整體運動傷害比例約10~30%，其中依據美國統計每年每1,000人中有2~7位民眾的踝關節扭傷需醫療協助，而美國軍人發生率更高，每1,000位有57位軍人需暫時離開崗位 (Al-Mohrej & Al-Kenani, 2016)，另外，運動場上反覆跳躍、奔跑、切入的運動選手，如籃球、足球、田徑選手與芭蕾舞更常受此傷害 (Chan et al., 2011)。顯示踝關節扭傷的傷害率高居不下外，其中更有20~40%的患者可能出現反覆扭傷踝關節，

伴隨無力感或關節鬆弛覺 (joint laxity)，進一步形成慢性踝關節不穩定 (Chan et al., 2011)，甚至發生早期退化性關節炎 (early degenerative arthritis)。

三、慢性踝關節不穩定的原因

外踝扭傷佔腳踝傷害的8成以上 (Hung, 2015)，當關節處在鎖定位置 (closed packed position) 時不易受傷，反之，處在休息位置 (opened packed position)，骨頭契合度提供的穩定降至最低，需要肌肉肌腱等主動穩定者與韌帶關節囊等被動穩定者的協助 (Hung, 2015)，在著地時身體質量中心落在踝關節，且關節角度處在蹠屈 (plantarflexion) 與內翻 (inversion) 姿勢，需要外側三條韌帶提供穩定度，當受力過快或力量過大時，可能造成外側韌帶扭傷。當發生過一次扭傷後，可能因韌帶鬆弛，形成機械性不穩定 (mechanical instability, MI)，亦可能因肌力或神經肌肉控制 (neuromuscular control) 下降，產生無力感等功能性不穩定 (functional instability, FI)，這些不穩定是造成反覆性扭傷的原因之一，且伴隨有持續性症狀，臨床上稱之為慢性踝關節不穩定 (Hung, 2015, Al-Mohrej & Al-Kenani, 2016; Hertel, 2002)。當慢性踝關節不穩定發生後，伴隨關節活動限制、早期退化性關節炎、滑液囊病變、本體覺缺損、神經肌肉控制缺損、姿勢控制缺損、肌力缺損等狀況，造成功能或表現上的受限。

四、慢性踝關節不穩定的治療

急性踝關節扭傷的處理包括固定 (immobilization) 與保守性治療 (conservative treatment)，「PRICE」是一般基本準則，保護 (protect)、休息 (rest)、冰敷 (ice packing)、壓迫 (compression) 與抬高 (elevation)，適用於急性發炎階段，由於多數人在腫脹與疼痛慢慢緩解後，便開始正常活動與運動，導致 7 成以上的人會再度扭傷，後續演變成慢性踝關節不穩定。針對慢性踝關節不穩定的第一步處置以保守治療為主，包括神經肌肉控制訓練，動靜態姿勢控制訓練、肌力訓練、本體覺訓練等。在受傷當下，除了韌帶上的傳入神經阻滯 (deafferentation) 外，關節囊或鄰近軟組織上的機械受器 (mechanoreceptor) 亦會受損，上述組織接收感覺輸入到中樞 (CNS) 的總量下降，導致踝關節本體感覺下降，據 Holmes 與 Delahunt (2009) 研究指出，踝關節功能性不穩定族群無論動作感覺 (kinesthesia) 影響與否，通常都會有額狀面 (frontal plane) 關節位置感

覺 (joint position sense, JPS) 缺損，經由訓練後可增進本體覺能力。依照神經肌肉控制理論 (neuromuscular control theory)，當踝關節處在內翻跖屈時，肌梭偵測到肌肉受到牽拉 (如腓骨長肌)，產生牽拉反射 (stretch reflex)，傳經脊椎後，快速回傳肌肉產生收縮，此路徑為短迴路反應 (short loop response)，另外，肌梭的訊息會同時上傳到脊髓以上之中樞 (supraspinal center) 進行處理，回傳動作電位至受牽拉肌肉，啟動長延遲反應 (long latency response)，作用時間較長，相對收縮的力量較大 (Hung, 2015)，這些肌肉收縮是無意識下為了維持與恢復關節穩定所產生，在先前研究中發現功能性踝關節不穩定族群在腓骨長肌反射性收縮上為正常 (短迴路反應)，但著地前肌肉預先收縮上相對正常人是有所缺損，表示前饋神經肌肉控制 (feed-forward neuromuscular control) 可能是造成再次受傷的主要原因之一，所以透過類似不穩定平面 (wobble board) 上的訓練後，可以改善肌肉活化的時間與程度。此外，當本體覺神經與肌肉控制缺損後，會影響動態姿勢控制 (postural control) 能力，不穩定族群在星狀平衡檢測中顯著低於正常人，在平衡訓練及密集性的復健計畫後，可以發現其在動態姿勢穩定上會有顯著進步。最後，由於肌肉對於踝關節而言是極重要的主動穩定者，包括外翻肌 (evertors) 的腓骨長肌，背屈肌 (dorsiflexors) 的脛前肌，髖外展肌 (hip abductors) 的臀中肌的訓練，亦可增加踝關節穩定 (Hung, 2015)。當保守治療無法達到預期效果時，常建議外科處置，包括韌帶修補術與韌帶重建術，Brostrom 手術修補前距腓韌帶與跟腓韌帶，Modified Brostrom 修補手術強化限制內翻與矯正距下關節不穩定，利用腓骨短肌重建韌帶的 Colville 重建手術等，根據統計超過 8 成患者有良好的預後 (Chan et al., 2011; Czajka, Tran, Cai, & Dipreta, 2014)。

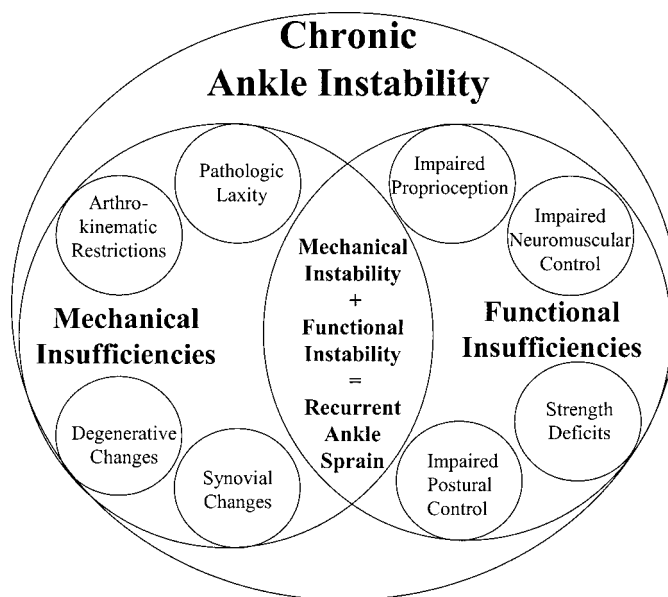


圖 2-1-1 慢性踝關節不穩定模型 (Hertel, 2002)

第二節 慢性踝關節不穩定族群之單腳著地動作分析

一、神經肌肉控制

外踝扭傷多數發生在接觸地面瞬間，過度蹠屈、內翻造成，尤其在跳躍著地階段，多數研究主要探討正常族群與慢性踝關節不穩定族群在著地策略與神經肌肉控制的差異，惟結論不盡相同，僅能確定慢性踝關節不穩定族群受神經肌肉控制的影響不只腳踝附近肌群，也不只改變踝關節運動學，而是整個下肢與全身反應 (whole body reactions) 皆產生改變 (Doherty et al., 2016; Levin et al., 2015)。以預先收縮而言，中樞神經透過以往經驗發展出穩定關節的方式，尤其對運動選手在場上不斷彈跳著地、轉換方向，更需要前饋動作控制來執行適當動作策略避免傷害發生 (Rosen et al., 2013)。過去研究發現慢性踝關節不穩定族群在著地前期，腓骨長肌、脛前肌與內側腓腸肌 (medial gastrocnemius) 肌肉活化顯著低於健康人 (Levin et al, 2015; Rosen et al., 2013) 當預先收縮能力不適當，肌肉無法適度吸收著地時的應力，韌帶與骨性結構容易暴露在過度負荷下造成傷害。慢性踝關節不穩定族群在跳躍著地期，發現腓骨長肌、脛前肌與內側腓腸肌的肌肉活化顯著低於健康人 (Rosen et al., 2013)。踝關節的穩定主要來自骨性結構、

被動穩定關節囊、韌帶外，肌肉與肌腱更扮演主動穩定者重要的角色，以脛前肌與腓骨長肌為例，主要提供踝關節背屈與內翻動作，其次為外翻肌，當踝關節在無預警狀態下處在容易扭傷姿勢時（內翻、蹠屈），腓骨長肌與脛前肌共同收縮，維持動態穩定，不足的肌肉活化將無法適度的穩定姿勢；此外，脛前肌無力將無法維持距舟關節穩定，增加足踝旋前（pronation），加劇外側關節面的壓迫，導致疼痛與退化性關節病變的發生（Rosen et al., 2013）。

除患側腳的神經肌肉控制受到影響外，研究發現對側腳（非受傷腳）亦有相對應動作策略上的變化，Levin 等（2015）發現慢性踝關節不穩定族群對側腳在著地前期，腓骨長肌與內側腓腸肌肌肉活化顯著高於健康人，可能影響著地後的神經肌肉控制，包括短迴路反應與長延遲反應。研究指出慢性踝關節不穩定族群對側腳腓骨長肌、內側腓腸肌與臀中肌活化在反射期顯著低於健康人，顯示慢性踝關節不穩定族群除患側腳外，亦會發生全身反應。依據運動任務的差異，與不同個體過往經驗，最終表現出來的肌肉活化代表的是不同的代償策略（compensatory strategy），不適當的神經肌肉控制將無法因應環境或不可預期狀況作快速調整，導致二次傷害的風險增加。

二、動作模式差異

除了探討神經肌肉控制受損外，著地前踝關節的姿勢錯誤（position error）亦可能造成踝關節不穩定族群反覆內翻扭傷的原因（Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Konradsen, 2002），由於神經肌肉控制的改變加上生理解剖上的變異，踝關節不穩定族群會傾向使用不同於健康族群的著地策略。Delahunt 等（2006）發現功能性不穩定族群在著地前內翻角度顯著高於健康人，著地後的背屈角度與背屈角速度顯著低於健康人，而垂直方向地面反作用力峰值增加且曲線左移，踝關節矢狀面蹠離心功率顯著下降，在垂直方向地面反作用力達峰值前，踝關節還未處在關節閉合姿勢，容易造成踝關節再次發生傷害，除此之外，垂直地面反作用力峰值增加，表示需要更適當的下肢肌肉離心收縮來協助吸震，否則將增加關節面的衝擊，造成退化性病變。由於籃球、排球與體操等運動需反覆執行著地動作，通常會給予下肢過大的負荷，而身體如何控制分散地面反作用力，以避免下肢軟組織因過度負荷而造成傷害（Doherty et al., 2015; Olsen, Myklebust,

Engebretsen, & Bahr, 2004), 成為重要的課題。研究認為身體會依據過往的經驗、動作的限制與預測的風險, 發展出一套特殊的動作協調策略 (coordination strategy), 呈現既有效率又恰到好處的動作模式, 過去研究指出動作變異性是發生傷害的原因之一 (Brown, Bowser, & Simpson, 2012), Brown, Bowser, 與 Simpson (2012) 發現踝關節不穩定族群執行單腳著地動作變異性低於正常人, 以膝關節水平面與髖關節矢狀面、額狀面更為顯著, 雖動作變異性增加表可以適度執行任務, 但卻無法保證品質, 而變異性不足又可能導致無法適當適應新任務, 近端關節在執行單腳任務不如正常人具有多樣的動作變異性, 可能是中樞神經再調控 (central motor programming) 造成, 作為減少對踝關節穩定的需求。

第三節 慢性踝關節不穩定之不同貼紮效益探討

一、貼布特性

貼紮常被醫師、物理治療師與運動防護師用於運動員或一般人, 用來保護曾經受傷關節, 貼布材質各有特色, 貼紮技巧也有所不同, 展現特性也大不相同。一般常見使用在運動員身上的運動貼布, 包括雷可貼布 (Leukotape) 與白貼 (white tape), 本身沒有彈性, 貼紮利用擺位將肢體固定在正中位置 (neutral position), 主要功能在限制關節或肢體額外動作避免傷害。除此之外, 肌內效貼布 (Kinesio Tape, KT) 亦常見於運動場上, Dr. Kenzo Kase 在 1979 年發展出肌內效貼布與貼紮技巧, 1988 年在首爾奧林匹克大放異彩, 貼布特色為 100%棉纖維材質, 模擬皮膚厚度, 具彈性, 可以延伸 30%~40%的長度, 在彈性許可範圍內不會限制關節活動度, 主要生理效益包括利用回彈的特性, 在皮膚上提供持續性橫向張力 (shearing force) 提拉表皮, 增加皮下間隙, 加速淋巴與血液循環 降低神經感覺受器 (neurosensory receptors) 的壓力與刺激 降低疼痛閾值協助止痛; 利用貼紮技巧, 支撐無力肌群, 恢復肌肉功能; 改變肌肉張力來回復錯位關節, 維持肌筋膜的彈性 (Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004; Kalron & Bar-Sela, 2013; Mostafavifar, Wertz, & Borchers, 2012)。此外, Murry (2001) 提出肌內效貼布可刺

激皮下機械接受器 (cutaneous mechanoreceptors)，協助主宰本體覺的肌肉與肌腱中機械接受器，藉此進一步改善本體覺。

動態貼布 (Dynamic taping, DT) 由澳洲物理治療師 Ryan Kendrick 研發，主張“組織不會因疼痛而衰竭，主要造成衰竭的是負荷” (Tissue don't fail because of pain, they fail because of load)，2010 年公開上市，動態貼布材質為具良好彈性的尼龍 (Nylon) 與萊卡 (Lycra) 混紡，可延伸 100% 的長度，且 4 個方向皆可延伸拉長 (four-way stretch)，不會限制關節活動度，提供完整包覆度。主要貼紮效益是利用貼布本身強力的回彈力 (bungee band)，提供人體組織額外機械效應，協助外在負荷的吸收、離心的控制，進而預期改善動作模式。

二、運動貼布貼紮應用於慢性踝關節不穩定族群之效益

運動貼布貼紮是最有效率預防踝關節再次扭傷的介入方式，其不具彈性，貼紮時維持踝關節背屈與內翻，機械性的限制內翻動作、協助內翻動作的減速、增加皮表機械受器傳入神經的刺激與安慰劑作用 (Mohamed, Radwan, & Azab, 2016)。另有文獻發現貼紮不會增加本體覺，對於再次扭傷的預防在於限制關節活動範圍、減少機械性不穩定與改善執行功能性活動的自信心 (Hughes & Rochester, 2008; Raymond et al., 2012)。Sawkins, Refshauge, Kilbreath, 與 Raymond (2007) 針對踝關節不穩定族群在貼紮後進行功能性表現測試，包括單腳跳測試與星狀平衡測試，發現貼紮不會增加測試表現，但自覺穩定度與自信心等參數顯著優於沒有貼紮，反之，部分研究認為運動貼布貼紮會增加功能性表現，包括 Mohamed 等 (2016) 發現星狀平衡測試結果貼紮組優於沒有貼紮；Bicici, Karatas 與 Baltaci (2012) 發現單腳跳測試運動貼布貼紮表現優於沒有貼紮。另外動作分析研究發現，接受運動貼紮的慢性踝關節不穩定族群在跳躍著地或跑步時矢狀面與額狀面上的角度受到限制 (Deschamps et al., 2016; Kuni, Mussler, Kalkum, Schmitt, & Wolf, 2016)，基於不同貼紮技巧，額外可提供中足 (midfoot) 的穩定度，減少足弓向外傾角的程度，比起護具能提高更大的穩定度 (Kuni et al., 2016)。由於運動貼布沒有彈性，主要限制踝關節產生過度動作，導致部分功能性動作上的表現會因此受到限制，包括單腳墊腳尖 (standing heel rise test) 與垂直跳測試 (vertical jump test) (Bicici et al., 2012)，為了

降低再次扭傷，產生適度犧牲。除此之外，由於矢狀面關節活動度受到限制，將限制能量吸收的效益，增加著地時垂直方向地面反作用力峰值、或峰值提前出現 (郭藍遠等, 2006; Cordova, Takahashi, Kress, Brucker, & Finch, 2010; Riemann, Schmitz, Gale, & McCaw, 2002; Yi, Brumt, Kim, & Fiolkowski, 2003)，可能會造成關節附近結締組織的負荷改變，提升下肢傷害的潛在風險。

三、肌內效貼布貼紮應用於慢性踝關節不穩定族群效益

肌內效貼布材質與貼紮技巧與運動貼布不同，應用在骨骼肌肉上的處理，不在結構上的支撐或限制 (Halseth et al., 2004)，而是利用貼布的微彈性提拉皮膚，減少疼痛、增加循環、消腫、矯正肌肉收縮等功用。功能性動作表現上，研究發現肌內效貼紮後，星狀平衡測試顯著優於沒有貼紮或接受運動貼布貼紮 (Mohamed et al., 2016)，但也有其他學者發現貼紮後不會特別增加功能性動作測試表現 (Bicici et al., 2012)，針對功能性運動表現效益目前還是受到爭議。此外，Murry (2001) 提出肌內效貼紮應用在健康人族群，可增加皮表機械受器的刺激來加強本體感覺，而 Halseth 等 (2004) 發現肌內效貼紮在蹠屈、蹠屈且內翻關節位置感覺 (JPS) 的絕對誤差 (absolute error) 與恆定誤差 (constant error)，無顯著差異，在本體感覺的應用上還無定論。另外，應用在動作分析上，由於肌內效貼布具彈性，發現在跳躍著地動作上，無論跟骨內外翻角度、最大足弓向外傾角皆與沒有貼紮沒有差異，但最大蹠屈角度顯著小於沒有貼紮，故肌內效貼紮應用於踝關節進行跳躍著地會些微限制矢狀面關節活動角度 (Kuni et al., 2016)。綜合上述，肌內效貼布雖成效不明，但貼布材質近似皮膚，且不如運動貼布限制感明顯，為最舒服的外在支撐，亦是保護貼紮的一種選擇。

第四節 文獻總結

多數運動員利用貼紮來避免腳踝扭傷，尤其曾經扭傷者為避免再次遭受同樣的傷害，除了一般的肌力、平衡、神經肌肉控制等訓練外，更會在場上練習或比賽時使用不同的外在支撐來減少受傷機會；以往有運動貼布 (沒有彈性)，旨在機械性的限制關節角度，

與肌內效貼布 (微彈性)，提供皮膚橫向的張力，旨在增加循環、矯正錯位關節、降低疼痛等神經生理效益，兩者對於動作表現上的成效還具有很多爭議，如何找到適合的方式協助運動員增進表現且減少傷害發生是目前重要的課題。因此，了解各種貼布主要特性、貼紮帶來的生理效益，交替運用，提供臨床工作者更多的選擇，預防傷害的再次發生。



第參章 研究方法

本研究利用 Vicon 三度空間影像擷取系統、Delsys 無線肌肉電訊號與 Kistler 測力板同步收集運動學與動力學資料，經 Nexus 與 Visual 3D 軟體分析與計算運動生物力學參數，探討 CAI 組與 Control 組在動態貼布貼紮前後，執行單腳著地動作的影響。本章內容將依序分為：第一節、研究對象；第二節、實驗儀器與器材；第三節、實驗程序；第四節、外踝扭傷之動態貼紮；第五節、動作任務；第六節、資料處理與分析。

第一節 研究對象

一、實驗參與者

本研究主要以慢性踝關節不穩定族群為研究對象，以坎伯蘭踝關節不穩定問卷 (Cumberland Ankle Instability Tool, CAIT) 作為篩選實驗參與者納入與排除條件，預計發放 50 份問卷，扣除無效問卷 (凡有隨便作答、相同答案連續出現或資料缺漏不全者) 後，預期回收有效問卷共 30 份，由具物理治療師執照且有臨床工作經驗的物理治療師進行踝關節的理學檢查，包括前拉測試 (anterior drawer test, 圖 3-1-1) 與距骨傾斜測試 (talar tilt test, 圖 3-1-2)。最後篩選出 23 位實驗參與者，分別為 13 位實驗組與 10 位控制組。本研究內容遵守赫爾新基宣言的聲明招募自願實驗參與者，所有實驗參與者在實驗前，均確實了解實驗工作並填寫研究同意書與健康調查表，並在實驗工作進行中盡力達到研究所要求目標。



圖 3-1-1 前拉測試



圖 3-1-2 距骨傾斜測試

二、樣本篩選與排除

本研究 CAI 組實驗參與者的招募條件包括曾發生至少 1 次外踝扭傷，且被建議需要一段時間的固定或限制負重；除了踝關節傷害外無其他下肢或軀幹脊椎肌肉骨骼系統疾病；實驗前 3 個月內沒有下肢肌肉骨骼系統疾病或急性傷害；坎伯蘭踝關節不穩定問卷分數在 24 分以內 (≤ 24 分)；為了確認實驗參與者踝關節穩定度程度，將額外接受台灣國家考試合格的物理治療師進行理學測試，包括前拉測試及距骨傾斜測試，另外 Control 組為健康族群，沒有踝關節扭傷經驗，且坎伯蘭踝關節不穩定問卷達 28 分以上。

排案條件包括下肢骨折或曾接受手術處理；在外踝扭傷時曾接受完整的物理治療介入；有神經缺損 (neurologic impairment) 或前庭系統缺損 (vestibular impairment) 而無法正確執行動作任務者。

第二節 實驗儀器與器材

本研究動力學資料使用 Kistler 測力板收集地面反作用力參數，無線肌肉電訊號擷取系統收集下肢肌肉活化情形，運動學資料使用 Vicon 三度空間影像擷取系統，搭配 Nexus 軟體內建 Plug-in-gait Full Body Model (SACR) (圖 3-2-1) 進行參數的收集 (表 3-2-1)。實驗進行以 8 台紅外線攝影機，收集實驗參與者反光球點之運動學資料。測力板訊號收集

以 4 個單軸力量傳感器，將所感測電壓輸出至訊號放大器，經由類比數位訊號轉換器，將訊號傳輸至 Vicon 64 通道數位轉接盒，使其資料輸入 Vicon 系統，再利用 Nexus 軟體進行影像資料與地面反作用力資料同步收集與計算。而 Delsys 無線肌肉電訊號利用 64 pin 訊號連接線，將 6 條 EMG 訊號以 BNC 連接線分送至 64 通道轉接盒再轉入 Vicon 系統，作為肌電訊號與人體動作擷取系統同步收集方法。

本研究為收集運動學與動力學參數資料，使用之相關實驗器材與分析軟體，茲陳述如下：

一、儀器設備

1. 測力板 1 塊 (Kistler 9260AA6; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland)。
2. 紅外線高速攝影機 8 台 (Vicon MX13+; Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)。
3. 無線肌肉電訊號 6 條 (Trigno Wireless EMG System, Delsys Inc., MA, USA)。
4. 數位訊號轉換盒 1 台 (訊號同步接收)。
5. 訊號傳輸線 1 條 (Delsys 與 Vicon 訊號同步)。
6. 馬丁尺 1 組。
7. 木箱高台 40 公分。

二、資料處理相關軟體

1. Visual 3D motion analysis v6 動作分析軟體 (C-Motion, Rockville, MD, USA)
2. Vicon Nexus 1.8.2 影像系統資料分析軟體。
3. Microsoft Excel 2016 中文版試算分析軟體。
4. SPSS 18.0 統計分析軟體。

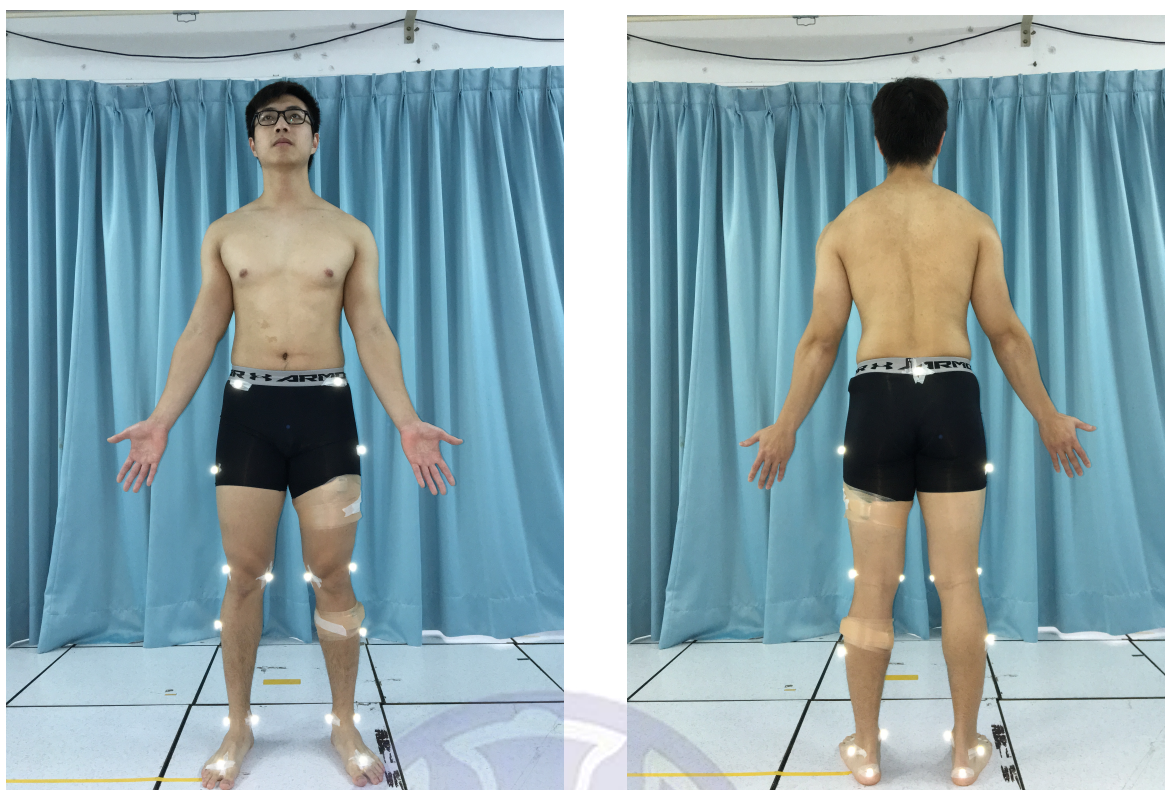


圖 3-2-1 Vicon Plug-in-gait Full Body Model (SACR) 反光球黏貼位置參照

表 3-2-1 Plug-in-gait Full Body Model (SACR) 反光球標記位置

肢段	位置
髖部	LASI、RASI、SACR
左下肢	LTHI、LKNE、LKNEm、LTIB、LANK、LANKm、LHEE、LTOE
右下肢	RTHI、RKNE、RKNEm、RTIB、RANK、RANKm、RHEE、RTOE

第三節 實驗程序

本實驗進行過程如下：

一、實驗參與者簽署「實驗參與者同意書」

研究者對實驗參與者說明本研究動作任務要求、目的與相關流程後，填寫實驗參與者同意書。

二、測驗流程

實驗開始之前，先蒐集基本資料 (身高、體重等)，接續反光球與肌電電極的放置，反光球位置依循 Plug-in-gait Full Body Model (SACR) 為依據，黏貼 19 顆反光球 (直徑 1.27cm)，建構出人體肢段。後續進行肌電電極的黏貼，先在測試腳 (不穩定腳) 上欲黏貼肌電位置的皮膚表面進行清潔，以醫療用紗布輕刮皮膚表面至發紅或剃毛處理，最後再以酒精擦拭，減少皮膚表面髒汙或毛髮所產生的雜訊，在欲測量的肌腹上黏貼電極貼片。

檢查無線肌肉電訊號收集測試腳的下肢臀中肌 (側躺姿勢髖關節呈外展動作時，髂後上棘與大轉子連線的肌腹最膨大處)、股直肌 (膝關節呈伸直動作時，髕骨上方約 10 指幅的肌腹最膨大處)、股二頭肌 (俯臥姿勢膝關節呈屈曲動作時，腓窩上方約 10 指幅的肌腹最膨大處)、脛前肌 (踝關節呈背屈收縮時，脛骨粗隆下約 4 指幅的肌腹最膨大處)、腓骨長肌 (踝關節呈外翻收縮時，腓骨頭下約 3 指幅的肌腹最膨大處) 與內側腓腸肌 (踝關節呈蹠屈動作時，腓腸肌內側離腓窩下約 5 指幅的肌腹最膨大處) 等 6 條肌肉。經由各條肌肉收縮等動作測試觀察肌肉活化訊號是否正常。完成肌電訊號測試後，接續測試測力板的地面反作用力，依動作的特性設定採樣頻率、取樣時間。每次實驗參與者進入測力板前應先進行訊號歸零 (reset)，避免測力板電壓累積造成資料誤差。

準備工作完成，開始前測，收取 5 次成功單腳著地動作，而後由物理治療師行動態貼紮，休息 5~10 分鐘後進行後測，同樣收取 5 次成功單腳著地動作，每次任務間隔 5~10 秒。其中實驗參與者執行任務時有前跳或上跳動作、著地時測試腳移動、雙手無法維持插腰、上半身晃動過大、或無法維持 4~6 秒單腳平衡皆定義為失敗。

第四節 外踝扭傷之動態貼紮 (Dynamic taping for lateral ankle sprain)

研究者在貼紮前，先向實驗參與者說明在貼紮後有任何搔癢等不適感，要馬上回報並小心移除貼布。所有實驗參與者皆由同一位物理治療師進行貼紮，貼紮前先用酒精棉

片擦拭皮膚，貼紮技巧參照 Dynamic tape 頻道建議方式進行貼紮 (<https://www.youtube.com/watch?v=aJKNwX1ahf8&feature=youtu.be>)；實驗參與者採長坐姿，維持踝關節背屈與外翻，將支點 (anchor) 下在足部大拇指背側，往外踝上方貼紮，接著要求實驗參與者維持蹠屈與外翻往下貼到跟骨，貼布繞到跟骨下方，而後要求踝關節維持中立位 (neutral position)，貼布從外側往距骨方向，再繞一個八字，最後支點下在小腿遠端內側部位 (圖 3-4-1)。



圖 3-4-1 外踝扭傷之動態貼紮

第五節 動作任務 Movement task

實驗參與者在測試前需先進行 10 分鐘固定式腳踏車，以自覺舒適速度來當成暖身，之後練習 3~5 次實驗任務，待實驗參與者熟悉動作後，始進行資料蒐集。單腳著地動作如下所示：

動作內容：

實驗參與者站上40公分高臺後，雙手叉腰，在不受外力干擾下，測試腳單腳懸空於高臺外為預備動作，待研究者告知開始後執行測驗動作。

動作說明：

聽聞開始口令後，實驗參與者以垂直方式落下，著地後盡量以最快速維持測試腳穩定站立，非測試腳維持髖關節屈曲 90 度。眼睛直視前方並保持平衡 4~6 秒鐘。



圖 3-5-1 單腳著地動作示意

第六節 資料處理與分析

本實驗資料收集以測力板 (2000 Hz)、無線肌肉電訊號 (2000 Hz) 與Vicon三度空間影像擷取系統 (250 Hz)，同步收集運動學與動力學參數，所有資料皆從5筆成功資料中，選取著地時足跟確實著地無位移的3筆資料。使用Visual 3D參照Dempster (1973) 提出的

人體肢段參數計算下肢各關節角度、角速度、力矩與功率等生物力學參數，三度空間反光球座標資料以Butterworth fourth order低通濾波法進行訊號平滑 (smoothing) 處理，截止頻率為8 Hz；測力板的原始力量經過40 Hz的低通濾波處理後計算力量、力矩等參數 (Sinsurin et al., 2013)，下肢各關節作功參數利用功率積分時間得之，動力學參數以自身體重作為標準化呈現。

無線肌肉電訊號所獲得資料以Visual 3D進行分析處理，原始肌電圖資料以寬帶濾波 (band pass 20-500 Hz) 濾波處理後，將所獲得的肌電振幅以每30 ms為時間窗格 (time window)，進行平方開根號計算均方根肌電振幅 (root mean square, RMS)，取用3次測試結果計算平均肌電振幅，所有資料的呈現皆以3次測試結果平均後，以降低誤差的可能性表示之。肌電訊號標準化方式以實驗動作過程的下肢各肌電活化最大值作為動態標準化 (dynamic normalization) 的基準值 (Albertus-Kajee, Tucker, Derman, Lamberts, & Lambert, 2011)。

將上述各參數以SPSS 18.0版軟體將運動學、動力學與肌電參數進行統計分析，使用混合設計二因子變異數分析 (two-way ANOVA, mixed design) 來比較CAI組與Control組貼紮前 (pre-tape)、後 (post-tape)，在單腳著地的下肢關節特徵、地面反作用力與肌肉活化參數，統計若達顯著差異，則後續進行單純主要效果檢驗，顯著水準訂為 $\alpha = .05$ 。

第肆章 結果

第一節 實驗參與者基本資料

本研究收取 13 位 CAI 組, 6 名男性 7 名女性, 平均年齡、身高、體重、受測腳 CAIT 分數分別為 22.9 ± 2.5 歲、 168.2 ± 8.4 公分、 63.8 ± 9.1 公斤、 19.6 ± 2.5 分, Control 組 10 名, 5 名男性 5 名女性, 平均年齡、身高、體重、CAIT 分數為依序為 23.5 ± 2.7 歲、 167.9 ± 6.2 公分、 58.4 ± 8.5 公斤、 29.4 ± 0.7 分, 經獨立樣本 T 檢定分析後, 僅受測腳 CAIT 分數達統計顯著差異 ($t = -13.776, p < .001$)(表 4-1-1)。

表 4-1-1 實驗參與者基本資料

	CAI 組	Control 組
人數 (女/男)	7/6	5/5
年齡 (歲)	22.9 ± 2.5	23.5 ± 2.7
身高 (公分)	168.2 ± 8.4	167.9 ± 6.2
體重 (公斤)	63.8 ± 9.1	58.4 ± 8.5
受測腳 (左/右)	7/6	5/5
受測腳 CAIT 分數**	19.6 ± 2.3	29.4 ± 0.7

** $p < .001$

第二節 單腳著地動作的運動學特徵

一、關節角度參數

髖、膝、踝三關節角度參數, 經混合設計二因子變異數分析後發現, 著地瞬間髖關節屈曲角度 ($F = 6.240, p = .021$)、下蹲最低點髖關節屈曲角度 ($F = 7.348, p = .013$) 與踝關節外翻角度 ($F = 4.500, p = .046$) 交互作用達顯著差異, 後續進行單純主要效果發

現 CAI 組著地瞬間與下蹲最低點髖屈曲角度貼紮後顯著少於貼紮前 ($F = 10.184, p = .004$; $F = 7.605, p = .012$), 而 Control 組在下蹲最低點踝關節外翻角度顯著小於貼紮前 ($F = 6.284, p = .020$)。

受試者內效應發現著地瞬間踝關節內翻角度貼紮後顯著大於貼紮前 ($F = 16.616, p = .001$), 而受試者間效應顯示 Control 組在下蹲最低點踝關節背屈角度顯著大於 CAI 組 ($F = 4.751, p = .041$)。 (表 4-2-1)



表 4-2-1 單腳著地貼紮前後關節角度參數狀況

CAI 組					Control 組				F	p	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD			
著地瞬間關節角度 ()											
踝矢狀面	-17.310	7.263	-18.000	7.716	-20.272	7.767	-18.425	6.077	3.961	.060	
踝額狀面	1.757	4.757	3.017	4.741	3.181	4.753	5.526	3.977	1.507	.233	b
膝矢狀面	-9.466	3.705	-9.622	3.251	-11.417	4.149	-12.093	3.018	.590	.451	
膝額狀面	-3.321	3.338	-3.177	3.379	-2.031	2.361	-1.993	2.375	.432	.518	
髖矢狀面	16.369	6.537	14.523	6.722	14.706	5.521	15.052	5.304	6.240	.021*	a
髖額狀面	-6.696	2.417	-6.401	3.039	-5.545	2.982	-6.282	2.322	3.575	.073	
下蹲最低點關節角度 ()											
踝矢狀面	17.675	3.649	18.552	4.574	23.296	6.730	22.420	6.326	3.382	.080	c
踝額狀面	-3.857	3.273	-3.963	2.726	-5.797	2.747	-4.951	2.551	4.500	.046*	a
膝矢狀面	-44.469	6.638	-45.200	7.434	-50.334	7.095	-51.315	8.591	.065	.801	
膝額狀面	.442	5.590	.529	5.630	.814	3.168	.509	3.108	1.070	.313	
髖矢狀面	25.885	6.985	23.538	7.707	24.675	6.463	25.827	6.706	7.348	.013*	a
髖額狀面	.499	4.096	.050	4.112	2.539	3.036	2.760	2.863	.670	.422	

* $p < .05$; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

踝矢狀面背屈 (dorsiflexion)(+)/蹠屈 (plantarflexion)(-), 踝額狀面內翻 (inversion)(+)/外翻 (eversion)(-);

膝矢狀面伸直 (extension)(+)/屈曲 (flexion)(-), 膝額狀面內翻 (varus)(+)/外翻 (valgus)(-);

髖矢狀面屈曲 (+)/伸直 (-), 髖額狀面內收 (adduction)(+)/外展 (abduction)(-)。

三、關節角速度參數

髖、膝、踝三關節角速度參數，經混合設計二因子變異數分析後發現，前後測與組別交互作用皆未達顯著差異。受試者內效應發現貼紮後著地瞬間踝關節外翻角速度顯著增加 ($F = 9.307, p = .006$)、膝關節屈曲角速度顯著減少 ($F = 14.093, p = .001$)，且下蹲最低點踝關節背屈角速度顯著下降 ($F = 7.057, p = .015$)；受試者間效應則發現 Control 組著地瞬間踝關節外翻角速度顯著高於 CAI 組 ($F = 4.823, p = .039$)，下蹲最低點踝關節背屈角速度 ($F = 10.559, p = .004$) 顯著低於 CAI 組。(表 4-2-2)



表 4-2-2 單腳著地貼紮前後關節角速度參數狀況

CAI 組					Control 組				<i>F</i>	<i>p</i>	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>			
著地瞬間關節角速度 (/s)											
踝矢狀面	481.449	188.441	497.680	137.578	604.786	101.177	559.513	117.807	2.522	.127	
踝額狀面	-38.316	89.773	-72.670	81.765	-111.987	100.713	-150.334	72.480	.028	.869	b,c
膝矢狀面	-254.256	60.002	-230.857	45.062	-239.912	55.514	-219.848	63.566	.083	.776	b
膝額狀面	20.413	27.518	18.106	26.503	21.479	12.142	23.246	14.268	1.588	.221	
髖矢狀面	-19.413	38.016	-15.924	20.120	-8.163	23.583	-13.293	24.168	.531	.474	
髖額狀面	-52.173	19.810	-46.319	19.960	-52.241	23.064	-50.345	25.530	.542	.470	
下蹲最低點關節角速度 (/s)											
踝矢狀面	42.975	17.991	31.947	17.473	19.962	11.526	15.216	15.734	1.119	.302	b,c
踝額狀面	.502	9.482	1.236	8.444	7.466	10.846	4.370	12.242	.662	.425	
膝矢狀面	-20.533	29.814	-11.540	22.976	.080	1.777	-1.019	2.015	2.547	.125	
膝額狀面	-14.713	24.019	-11.429	29.190	-14.749	16.762	-17.149	18.582	.709	.409	
髖矢狀面	-34.837	37.884	-36.405	40.695	-15.904	35.242	-16.736	38.599	.006	.938	
髖額狀面	10.954	29.329	5.015	31.586	-3.094	21.926	3.045	28.703	2.654	.118	

* $p < .05$; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

踝矢狀面背屈 (dorsiflexion)(+)/蹠屈 (plantarflexion)(-), 踝額狀面內翻 (inversion)(+)/外翻 (eversion)(-);

膝矢狀面伸直 (extension)(+)/屈曲 (flexion)(-), 膝額狀面內翻 (varus)(+)/外翻 (valgus)(-);

髖矢狀面屈曲 (+)/伸直 (-), 髖額狀面內收 (adduction)(+)/外展 (abduction)(-)。

第三節 單腳著地動作的動力學特徵

一、關節力矩參數

下肢三關節力矩參數，經混合設計二因子變異數分析後發現，下蹲最低點髖關節矢狀面力矩前後測與組別交互作用達統計顯著差異 ($F = 4.678, p = .042$)，經單純主要效果分析，發現 CAI 組貼紮後下蹲最低點髖關節伸直力矩顯著少於貼紮前 ($F = 5.785, p = .025$)；受試者內效應發現貼紮後著地瞬間髖關節矢狀面力矩顯著減少 ($F = 6.066, p = .023$)，下蹲最低點踝內翻肌力矩顯著下降 ($F = 6.948, p = .015$)，另外貼紮後在下蹲期踝關節最大蹠屈力矩顯著小於貼紮前 ($F = 6.474, p = .019$)，而髖關節伸直力矩顯著高於貼紮前 ($F = 9.803, p = .005$)；受試者間效應則發現 CAI 組著地瞬間踝關節蹠屈力矩顯著大於 Control 組 ($F = 16.035, p = .001$)(表 4-3-1)(圖 4-3-1)。

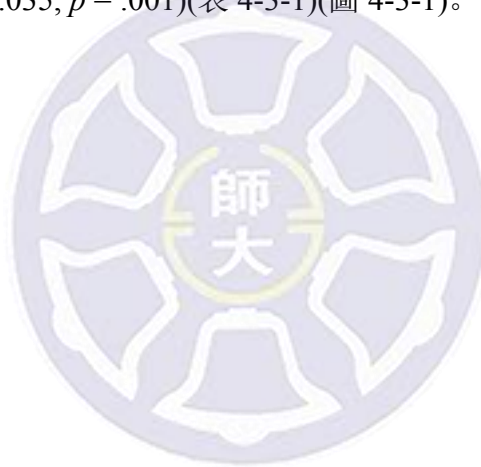


表 4-3-1 單腳著地貼紮前後關節力矩參數狀況

CAI 組					Control 組				F	p	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD			
著地瞬間關節力矩 (Nm/kg)											
踝矢狀面	-.118	.081	-.104	.030	-.050	.028	-.041	.028	.041	.841	c
踝額狀面	-.010	.017	-.018	.020	-.009	.007	-.009	.0112	1.771	.198	
膝矢狀面	-.164	.144	-.090	.091	-.099	.081	-.064	.088	.544	.469	
膝額狀面	.054	.065	.044	.068	.043	.026	.047	.036	.410	.529	
髖矢狀面	-.191	.289	-.058	.233	-.125	.163	-.022	.182	.101	.754	b
髖額狀面	.174	.158	.148	.160	.157	.086	.171	.079	1.667	.211	
下蹲最低點關節力矩 (Nm/kg)											
踝矢狀面	-1.784	.356	-1.722	.350	-1.538	.282	-1.455	.218	.052	.821	
踝額狀面	.251	.184	.217	.161	.373	.168	.346	.148	.112	.742	b
膝矢狀面	1.880	.387	1.919	.326	2.028	.340	2.133	.405	.719	.406	
膝額狀面	-.662	.435	-.653	.440	-.564	.278	-.517	.256	.493	.490	
髖矢狀面	-.690	.366	-.505	.473	-.398	.301	-.465	.509	4.678	.042*	a
髖額狀面	-1.580	.363	-1.588	.337	-1.595	.319	-1.572	.334	.127	.725	

**p* < .05; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

踝矢狀面背屈 (dorsiflexion)(+)/蹠屈 (plantarflexion)(-), 踝額狀面內翻 (inversion)(+)/外翻 (eversion)(-);

膝矢狀面伸直 (extension)(+)/屈曲 (flexion)(-), 膝額狀面內翻 (varus)(+)/外翻 (valgus)(-);

髖矢狀面屈曲 (+)/伸直 (-), 髖額狀面內收 (adduction)(+)/外展 (abduction)(-)。

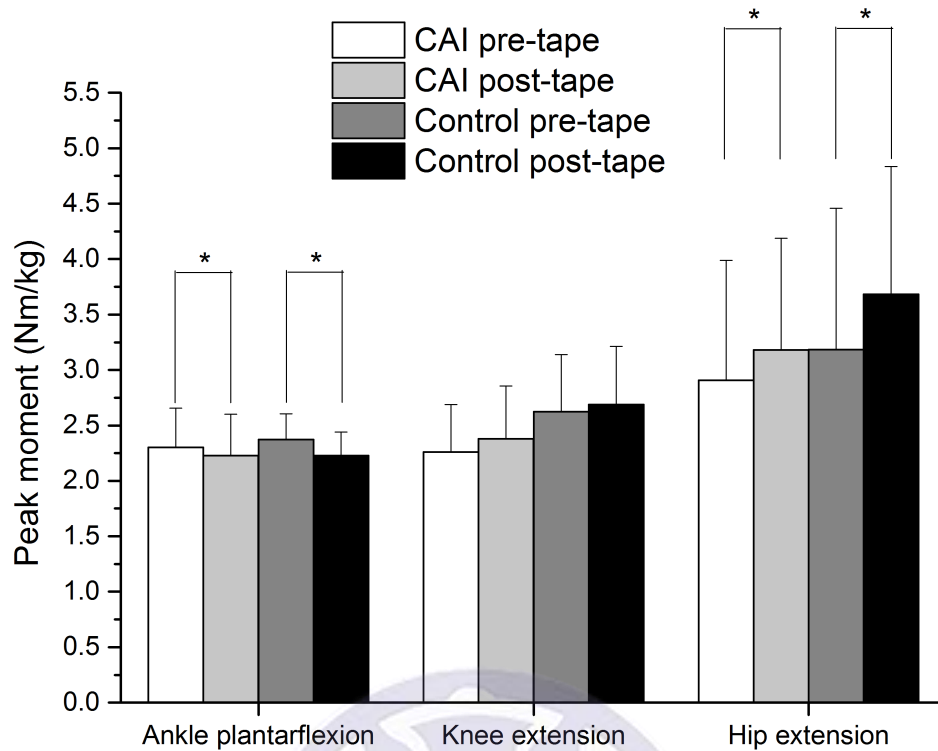


圖 4-3-1 貼紮前後下蹲期下肢伸肌力矩峰值。註：Ankle plantarflexion-踝蹠屈、Knee extension-膝伸直、Hip extension-髋伸直、pre-tape-貼紮前、post-tape-貼紮後；* $p < .05$ 。

二、關節功率參數

下肢髋、膝、踝三關節功率參數，經混合設計二因子變異數分析後發現，前後測與組別交互作用皆未達顯著差異。受試者內效應發現貼紮後下蹲最低點踝關節矢狀面負功率顯著低於貼紮前 ($F = 4.703, p = .042$)，另外貼紮後在下蹲期踝關節矢狀面最大負功率顯著小於貼紮前 ($F = 20.267, p = .000$)，而膝關節矢狀面最大負功率 ($F = 19.247, p = .000$) 與髋關節矢狀面最大負功率 ($F = 7.317, p = .013$) 皆顯著高於貼紮前；受試者間效應發現 CAI 組著地瞬間 ($F = 16.196, p = .001$) 與下蹲最低點 ($F = 5.683, p = .027$) 踝關節矢狀面負功率顯著大於 Control 組。進一步探討下肢關節下蹲期作功，發現無論是 CAI 或 Control 組，踝關節皆為主要吸震的關節，貼紮後兩組膝關節作功皆顯著高於貼紮前 ($F = 12.313, p = .002$)，踝關節與髋關節前後測與組別交互作用達顯著差異，單純

主要效果檢驗發現 CAI 貼紮後踝關節與髁關節作功顯著低於貼紮前 ($F = 4.774, p = .040$;
 $F = 4.564, p = .045$) (表 4-3-2)(圖 4-3-2)。



表 4-3-2 單腳著地貼紮前後關節功率參數狀況

CAI 組					Control 組				F	p	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD			
著地瞬間關節功率 (W/kg)											
踝矢狀面	-1.042	.756	-.841	.300	-.407	.214	-.297	.185	.137	.715	c
踝額狀面	-.001	.024	.002	.025	.011	.016	.011	.018	.183	.673	
膝矢狀面	.691	.656	.373	.411	.413	.338	.260	.329	.532	.474	
膝額狀面	.029	.038	.015	.040	.016	.012	.017	.013	1.760	.199	
髖矢狀面	.055	.160	.006	.107	.021	.099	.016	.093	.647	.430	
髖額狀面	-.136	.176	-.113	.151	-.137	.100	-.130	.070	.299	.590	
下蹲最低點關節功率 (W/kg)											
踝矢狀面	-1.199	.659	-.920	.542	-.658	.504	-.502	.325	.380	.544	b,c
踝額狀面	.023	.075	.015	.030	.036	.072	.014	.061	.325	.575	
膝矢狀面	-.690	1.034	-.077	.758	.002	.069	-.038	.085	3.716	.068	
膝額狀面	.122	.258	.012	.322	.127	.160	.150	.192	3.753	.066	
髖矢狀面	.292	.283	.194	.230	.051	.269	.039	.392	.360	.555	
髖額狀面	-.341	.788	-.117	.784	.122	.545	-.017	.786	3.164	.090	

**p* < .05; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

踝矢狀面背屈 (dorsiflexion)(+)/蹠屈 (plantarflexion)(-), 踝額狀面內翻 (inversion)(+)/外翻 (eversion)(-);

膝矢狀面伸直 (extension)(+)/屈曲 (flexion)(-), 膝額狀面內翻 (varus)(+)/外翻 (valgus)(-);

髖矢狀面屈曲 (+)/伸直 (-), 髖額狀面內收 (adduction)(+)/外展 (abduction)(-)。

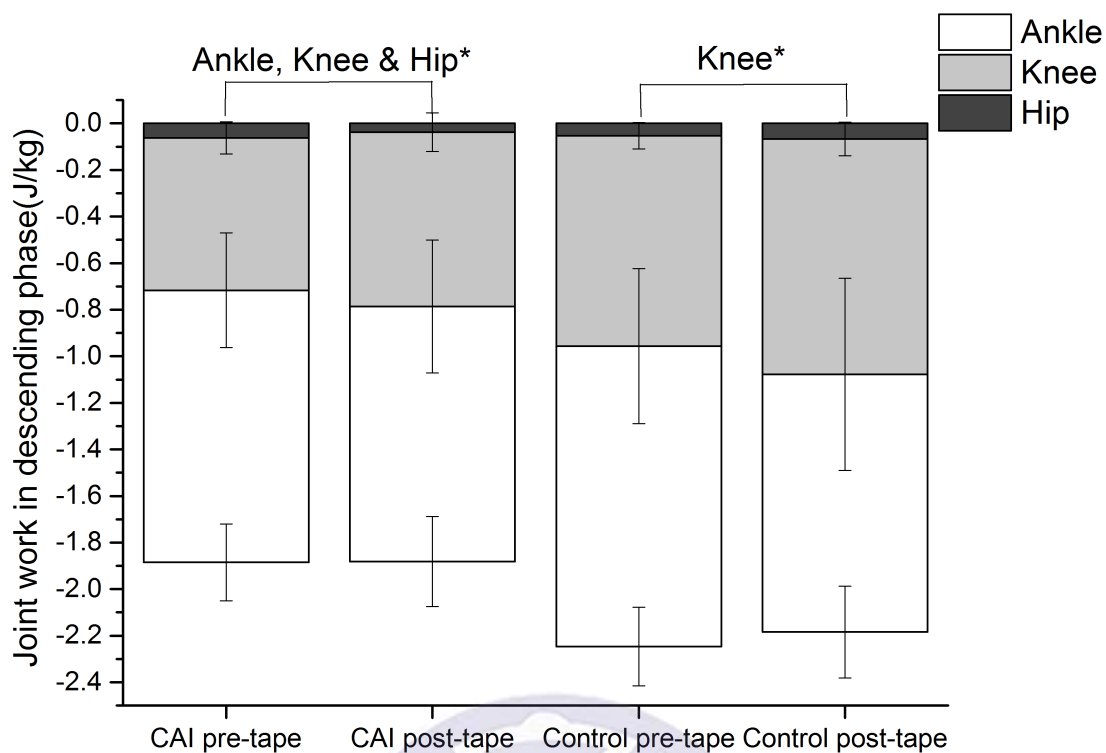


圖 4-3-2 貼紮前後下蹲期下肢關節作功。註：Ankle-踝關節、Knee-膝關節、Hip-髖關節、pre-tape-貼紮前、post-tape-貼紮後；* $p < .05$ 。

三、垂直地面反作用力

著地後下肢承受最大垂直地面反作用力經混合設計二因子變異數分析後發現前後測與組別交互作用未達顯著差異，而受試者內效應發現貼紮後垂直地面反作用力峰值顯著大於貼紮前 ($F = 6.559, p = .018$)(表 4-3-3)。

表 4-3-3 單腳著地貼紮前後矢狀面動力學參數峰值狀況

CAI 組					Control 組				F	p	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD			
下蹲期關節力矩峰值 (Nm/kg)											
踝關節蹠屈	2.302	.354	2.228	.373	2.374	.230	2.229	.211	.691	.415	b
膝關節伸直	2.258	.431	2.381	.476	2.624	.516	2.687	.527	.325	.575	
髖關節伸直	2.908	1.081	3.181	1.008	3.185	1.272	3.685	1.152	.841	.370	b
下蹲期關節功率峰值 (W/kg)											
踝關節	-22.368	3.124	-20.861	3.482	-22.649	3.996	-20.116	4.308	1.306	.266	b
膝關節	-14.597	4.752	-16.858	6.030	-17.005	6.159	-20.154	6.632	.519	.479	b
髖關節	-6.891	3.746	-7.527	3.536	-7.745	4.136	-9.648	4.613	1.822	.191	b
垂直地面反作用力 (N/kg)	4.205	.773	4.403	.649	4.095	.693	4.362	.711	.144	.708	b

* $p < .05$; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

第四節 單腳著地動作的神經肌肉控制特徵

下肢 6 大肌群肌肉活化參數, 經混合設計二因子變異數分析後, 發現前後測與組別交互作用未達顯著差異, 受試者內效應貼紮後著地前期股二頭肌活化 ($F = 5.582, p = .028$) 與下蹲期股直肌 ($F = 7.537, p = .012$) 活化顯著低於貼紮前; 受試者間效應發現 CAI 組著地期臀中肌活化 ($F = 6.113, p = .022$) 下蹲期臀中肌 ($F = 5.995, p = .023$) 與脛前肌 ($F = 16.532, p = .001$) 活化顯著多於 Control 組; 此外, 著地期, 貼紮後腓骨長肌有下降趨勢, 雖統計資料未達顯著差異 ($F = 4.310, p = .05$)(表 4-4-1)(圖 4-4-1, 圖 4-4-2, 圖 4-4-3)。

表 4-4-1 單腳著地貼紮前後肌肉活化狀況

CAI 組					Control 組				F	p	
狀態	貼紮前		貼紮後		貼紮前		貼紮後				
參數	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD			
著地前期 (%)											
脛前肌	7.954	4.643	7.505	5.929	5.041	3.769	5.304	4.111	.325	.575	
腓骨長肌	9.908	5.423	9.032	6.836	11.012	7.610	9.300	6.927	.183	.674	
內側腓腸肌	13.585	8.361	14.141	8.297	15.222	9.202	19.146	11.012	2.130	.159	
股直肌	22.050	12.851	20.632	19.365	13.697	8.887	13.153	11.847	.038	.847	
股二頭肌	12.961	7.476	10.659	7.199	12.403	9.292	10.105	5.920	.000	.999	b
臀中肌	25.643	7.863	24.019	10.935	19.803	7.482	16.602	10.154	.406	.531	
著地期 (%)											
脛前肌	20.412	8.764	18.323	10.640	13.229	9.416	11.179	7.775	.000	.989	
腓骨長肌	21.422	7.609	16.821	6.785	26.618	14.520	23.729	15.917	.225	.640	
內側腓腸肌	31.574	10.114	33.532	12.321	27.921	16.448	34.174	21.256	.977	.334	
股直肌	22.035	12.441	19.335	21.222	18.435	10.800	14.246	12.733	.039	.845	
股二頭肌	19.465	8.481	16.130	8.966	19.206	19.630	21.588	14.735	1.672	.210	
臀中肌	40.948	10.511	37.520	14.598	31.800	10.801	25.058	12.562	.358	.556	c
下蹲期 (%)											
脛前肌	56.842	6.634	55.899	7.882	40.071	14.520	39.573	13.414	.014	.908	c
腓骨長肌	55.815	9.592	55.939	7.971	54.133	14.492	53.226	12.009	.065	.801	
內側腓腸肌	63.167	8.794	61.173	6.981	54.031	16.805	55.038	12.546	.852	.367	
股直肌	36.535	6.902	32.552	7.724	36.516	4.387	33.819	6.738	.280	.602	b
股二頭肌	54.927	10.311	51.050	8.579	47.741	8.254	49.249	10.041	3.213	.087	
臀中肌	58.293	7.947	58.225	8.639	50.040	10.452	47.441	12.716	.755	.395	c

* $p < .05$; a 表具單純主要效果, b 表具受試者內效應, c 表具受試者間效應。

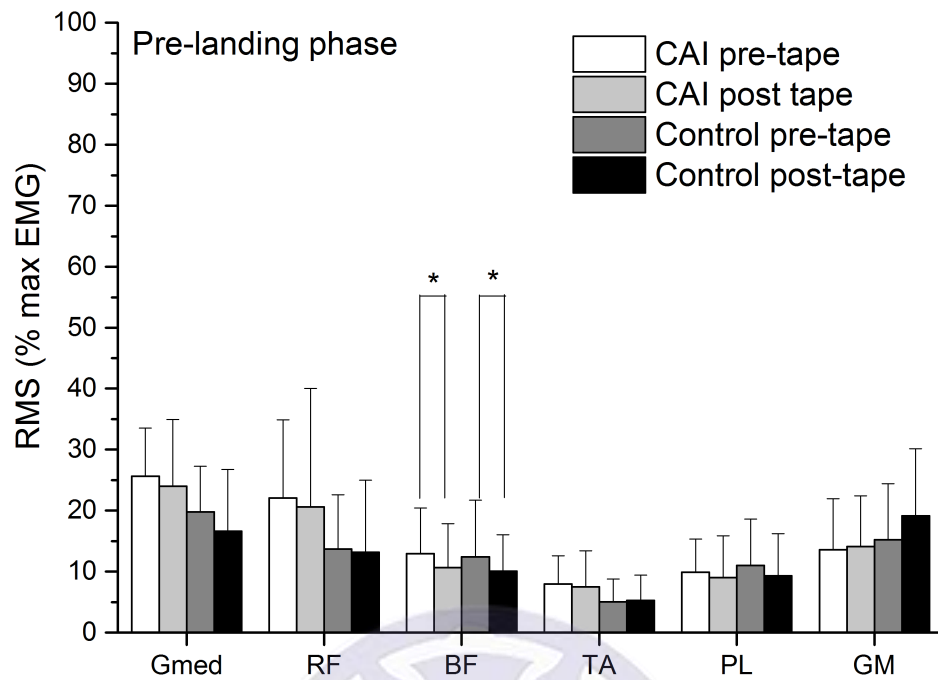


圖 4-4-1 著地前期肌肉活化特徵。註：Gmed-臀中肌、RF-股直肌、BF-股二頭肌、TA-脛前肌、PL-腓骨長肌、GM-內側腓腸肌、Pre-landing phase-著地前期、Pre-tape-貼紮前、Post-tape-貼紮後；* $p < .05$ 。

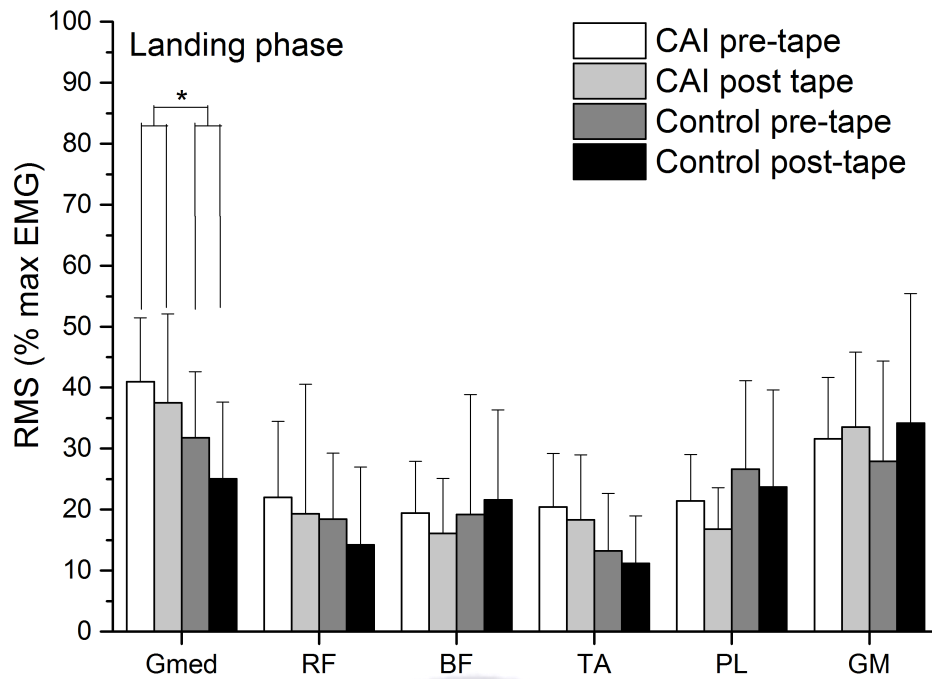


圖 4-4-2 著地期肌肉活化特徵。註：Gmed-臀中肌、RF-股直肌、BF-股二頭肌、TA-脛前肌、PL-腓骨長肌、GM-內側腓腸肌、Landing phase-著地期、Pre-tape-貼紮前、Post-tape-貼紮後；* $p < .05$ 。

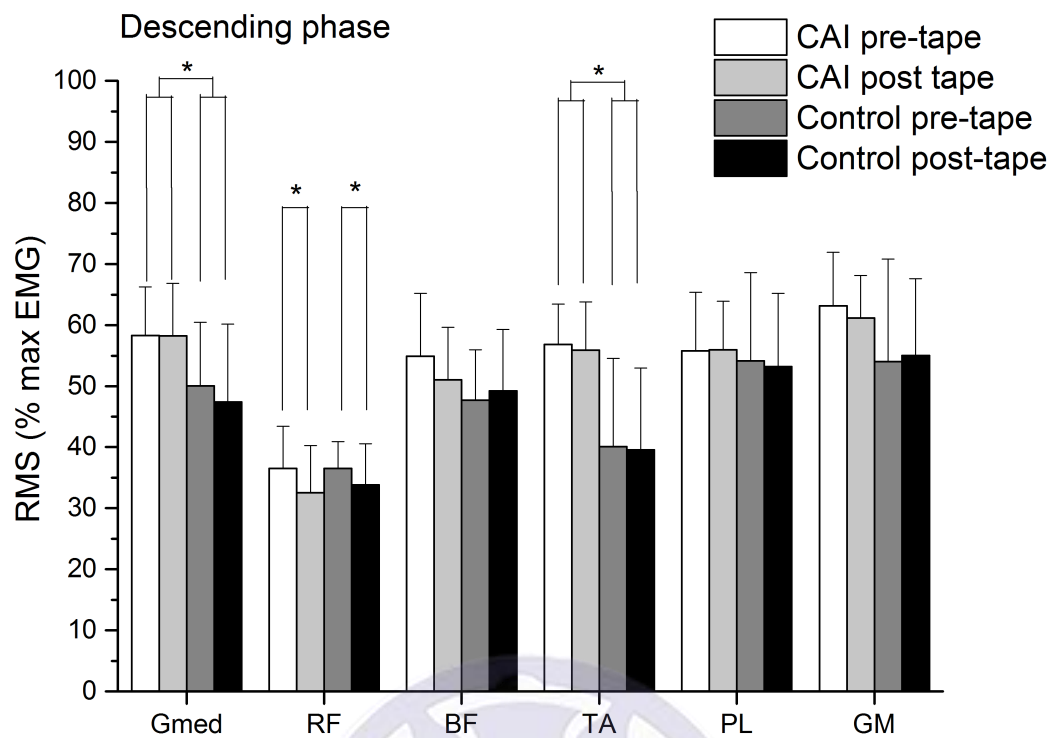


圖 4-4-3 下蹲期肌肉活化特徵。註：Gmed-臀中肌、RF-股直肌、BF-股二頭肌、TA-脛前肌、PL-腓骨長肌、GM-內側腓腸肌、Descending phase-下蹲期、Pre-tape-貼紮前、Post-tape-貼紮後；* $p < .05$ 。

第伍章 討論

第一節 動態貼布的特性

本研究利用動態貼布於慢性踝關節族群貼紮，探討動態貼布的特性對於踝關節單腳著地策略的影響，目前動態貼布的相關文獻寥寥無幾，針對慢性踝關節不穩定貼紮的研究更是不可得。動態貼布有別於一般運動貼布與肌內效貼布，無死角的高度延展性、三個方向的自由度、近似彈簧的強力阻力與回彈性，協助肢段減速並恢復姿勢，據研究貼布可以提供高達 10~15 公斤的回彈力，利用其特性協助組織能量吸收 (load absorption)，除此之外，高度延展性來避免限制肢段角度，黏彈特性因應肢段動作速度給予阻力，協助產生力量 (force contribution)、改變動作模式 (modifying movement) 等功效 (McNeill & Pedersen, 2016)。目前臨床上廣泛應用在運動選手與中樞神經系統損傷患者，僅有少數未發表文獻呈現貼紮成果，包括巴西學者 Bittencourt, Gomide, 與 Zuin 研究女性排球選手執行單腳深蹲 (single leg squat)，發現動態貼紮可有效減少膝關節外翻角度，預期減少非接觸性前十字韌帶傷害；Nikolaus 探討伸腕肌群肌電訊號的前驅實驗，結果顯示貼紮於屈指肌群會促使腕關節伸直時，伸腕肌肌肉活化，達到肌力訓練成效 (McNeill & Pedersen, 2016)，但尚未有針對踝關節貼紮與協助著地能量吸收等相關文獻。

本實驗利用貼布黏彈特性、貼紮腳踝的擺位與特殊貼紮方式，藉由蹠屈、內翻的減速來降低外側韌帶的負荷，增加關節鎖合穩定效應 (force closure) 來穩定關節，刺激皮表機械受器來改善本體感覺 (McNeill & Pedersen, 2016)，應用在慢性踝關節不穩定族群進行單腳著地，結果發現著地瞬間踝關節額狀面內翻角度與外翻角速度顯著大於貼紮前，當著地瞬間踝關節處在蹠屈、內翻姿勢，相對於貼紮擺位是拉長貼布長度，依能量不變定律，著地時位能轉變成動能，部分能量儲存至貼布，當貼布被牽拉愈長，儲存能量愈大，回彈力相對更大，造成著地瞬間外翻角速度顯著大於貼紮前，著地初期外翻向心收縮，儲存在貼布內能量轉變成外翻動能，協助維持穩定。

人體在著地時，神經肌肉控制 (neuromuscular control) 是維持姿勢與關節穩定的關鍵因素，研究發現慢性踝關節不穩定族群在著地階段腓骨長肌活化不足可能是造成踝關節抑制內翻能力低下的原因 (林建志、李恆儒，2018; Konradsen, Voigt, & Hojsgaard, 1997)，且產生較大的內翻速度，增加踝關節扭傷機率，推測是轉變成慢性踝關節不穩定的重要影響因子 (林建志、李恆儒，2018)。本研究雖然發現著地期腓骨長肌肌肉活化小於貼紮前，但同時發現外翻速度顯著大於貼紮前，由此可推測動態貼布協助腓骨長肌，著地時提供外翻角速度，應證動態貼布創始者 Ryan Kendrick 提出貼布需提供強勁阻力與回彈力，以類似彈力帶特性，來因應著地時所需的減速與協助後續的動作 (McNeill & Pedersen, 2016)。踝關節是下肢由開放鍊 (open chain) 進入閉鎖鍊 (closed chain) 動作時主要接觸地面的關節，對於提供身體姿勢穩定與平衡佔極重要角色 (林建志、李育銘、李恆儒，2015; Lee & Lin, 2007)，研究得知無論執行單腳前跳、側跳、高臺著地，踝關節皆為主要緩衝關節，著地時地面給予的衝擊力藉由控制下肢屈曲來消除 (李育銘、李恆儒，2013; Devita & Skelly, 1992; Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann, & Shultz, 2007)，當人體使用僵硬式著地策略 (stiff landing strategy) 會有高達 50 % 的能量由踝關節吸收 (Devita & Skelly, 1992)，可知踝關節矢狀面活動度對於肌肉骨骼系統負荷的重要性。此外，過去研究提出踝關節背屈活動範圍受限會大幅增加扭傷風險 (Pope, Herbert, & Kirwan, 1998)，甚至可能增加前十字韌帶受傷機會 (Fong et al., 2011)，動態貼紮以不限制關節活動度為特色，允許貼紮部位執行各個方向的角度，本實驗結果發現下肢關節矢狀面活動範圍甚至略大於貼紮前，表示動態貼紮特性不但可以避免能量直接衝擊關節面與周邊軟組織，亦不會因此產生代償性動作，造成其他關節傷害。動態貼布之所以可以協助組織吸收負荷，在於貼紮時將肢段擺位於欲協助組織縮短的姿勢，若針對著地時下肢主要吸震為踝關節屈肌，則可能需要額外增加踝關節屈肌貼紮；本研究貼紮方式主要是協助前距腓韌帶與跟腓韌帶，僅在支撐跟腓韌帶時要求實驗受試者將踝關節維持跖屈姿勢，然而，研究結果發現，動力學參數支持動態貼布協助組織吸收能量，尤其在慢性踝關節不穩定族群踝關節與髁關節在貼紮後關節作功顯著低於貼紮前；此外，著地初期踝關節背屈角速度與外翻角速度顯著大於貼紮前，結合著地瞬間踝關節維持在跖屈與內翻姿勢，

推測動態貼布的回彈力加速肢段回復到貼紮擺位，推斷儲存於貼布的能量會轉變成驅使動作的動能，並且改變下肢動力鍊吸收能量的分佈。

動態貼布有別於其他貼布，不會限制踝關節的動作，研究結果確實發現貼紮後改變動作模式，正所謂牽一髮而動全身，僅增加動態貼紮於踝關節，整個下肢動力鍊皆受到影響，然而，愈近端關節，動作型態改變愈大，除髖屈曲角度減少外，著地中後期利用髖伸直力矩避免著地失敗 (collapse) 出現的時序亦有很大的差異 (圖 5-1-1)。

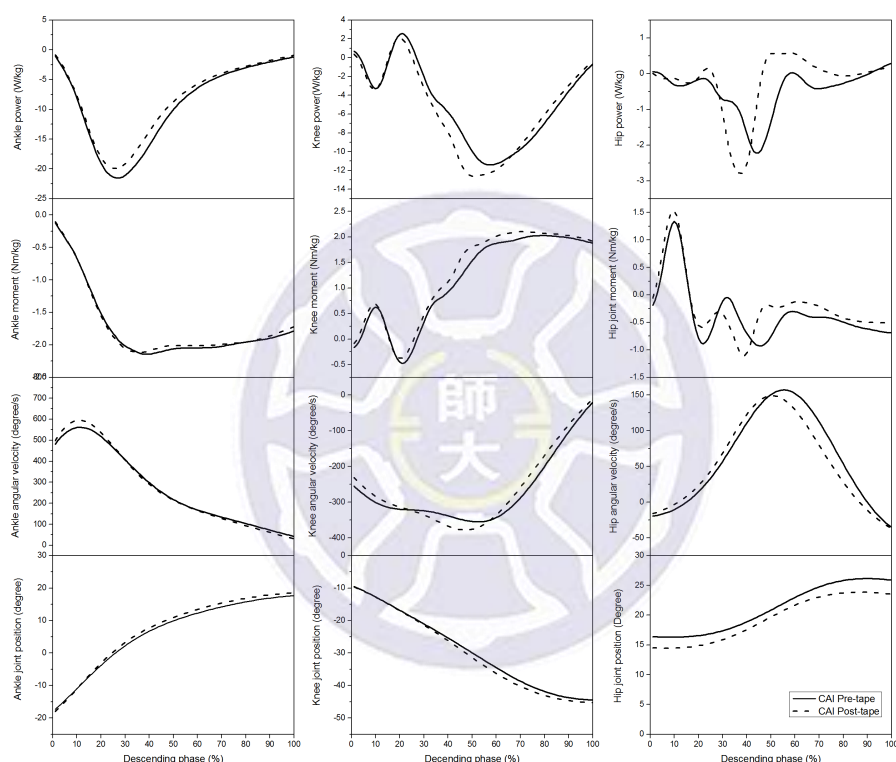


圖 5-1-1 CAI 動態貼紮前後單腳著地矢狀面策略差異；踝關節踝背屈 (+)/蹠屈(-)，膝伸直 (+)/屈曲 (-)；髖關節屈曲 (+)/伸直 (-)

第二節 動態貼紮對著地能量吸收 (impact absorption) 的影響

本研究探討單腳著地任務，主要是由於人體在執行著地動作時，需要踝關節提供足夠穩定度以因應短時間遭受極大的衝擊力道，身體除利用骨頭與軟組織被動的吸收衝擊外，還需要肌肉離心控制來主動穩定，以免著地失敗 (landing failure) 造成傷害

(Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006; Mizrahi & Susak, 1982), 主動穩定是由複雜的神經肌肉控制 (neuromuscular control) 來整合穩定軀幹, 除了預期性提早收縮外, 在著地瞬間, 啟動脊椎反射 (short latency/loop response), 雖肌肉快速收縮但相對力量小, 不足以穩定著地時帶來的不穩定, 後續會有自主肌肉收縮 (long latency response) 來接手穩定踝關節, 包括脛前肌、腓骨長肌的共同收縮穩定額狀面, 小腿三頭肌 (triceps surae) 離心收縮協助吸收著地時的衝擊力 (蔡博琳, 陳文英, & 施怡芬, 2017; Hung, 2015; Yi, Brunt, Kim, & Fiolkowski, 2003; McCaw & Cerullo, 1999)。理想踝關節貼紮主要希望限制額狀面活動角度, 避免著地瞬間蹠屈與過度內外翻造成踝關節扭傷, 然而, 臨床應用上, 踝關節貼紮除限制額狀面角度外, 亦限制矢狀面動作, 包括踝關節背、蹠屈與足底屈曲, 可能造成下肢吸震能力受到影響 (Cordova, Ingersoll, & LeBlanc, 2000; McCaw & Cerullo, 1999; Riemann et al., 2002)。本研究結果發現, 垂直地面反作用力峰值顯著高於貼紮前, 但貼紮後踝關節矢狀面角度未受到貼紮的限制, 慢性踝關節不穩定族群踝關節下蹲期做功顯著低於貼紮前, 說明動態貼紮不會增加肌肉骨骼系統短時間內承受額外衝擊的機會, 且可以協助關節吸收能量, 避免過大應力 (stress) 造成關節附近肌肉無法負荷, 加諸額外壓力於骨頭、關節囊、軟骨、韌帶等組織 (DeVita & Skelly, 1992; Yeow, Lee, & Goh, 2009)。

McCaw & Cerullo (1999) 發現穿戴護踝或不具彈性的貼紮會減少著地時踝關節背屈角度, 減少著地期最大背屈角速度, 減少身體質量中心下降, 導致垂直地面反作用力峰值增加 (翁梓林, 2012; DiStefano, Padua, Brown, & Guskiewicz, 2008; Devita & Skelly, 1992; Yi et al., 2003), 且垂直地面反作用力峰值出現時間點顯著縮短 (郭藍遠等, 2006; Cordova et al., 2010; Riemann et al., 2002), 如此會減少關節附近肌肉利用控制關節動作來吸收能量的能力, 在有意識的狀態下控制著地的方式, 會導致下肢能量吸收的分佈改變, 越僵硬的方式著地, 相對的會增加踝關節當成緩衝的主要關節。研究認為貼紮目的主要利用貼布機械式的限制關節活動度, 增加皮表機械接受器來達到穩定效果 (Dizon & Reyes, 2010; Huang, Hsieh, Lu, & Su, 2011; Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004), 當踝關節活動角度受到限制, 無法有效率利用足踝策略 (ankle strategy) 著

地 (Tropp, 2002), 亦無法適當活化腓骨肌群與小腿三頭肌 (triceps surae), 協助額狀面穩定與著地時的能量吸收, 甚至改變下肢動力鍊其他關節的著地策略 (Deschamps et al., 2016; DiStefano et al., 2008; Hopper, 1986; Williams & Riemann, 2009; Yi et al., 2003), 除增加踝關節關節軟骨與附近軟組織因地面反作用力增加造成的磨損外, 亦會提高前十字韌帶等其他組織受傷的機會 (DiStefano et al., 2008; Fong, Blackburn, Norcross, McGrath, & Padua, 2011; Klem, Wild, Williams, & Ng, 2017), 更可能因為著地策略調整成髖策略 (hip strategy), 造成地面反作用力產生剪力增加, 造成再次扭傷的風險。本實驗過程中, 貼紮後髖關節屈曲角度無論著地瞬間與下蹲最低點, 僅慢性踝關節不穩定族群顯著減少, 顯示貼紮後未因踝關節角度受限而調整成髖策略。此外, 運動學結果發現下蹲最低點膝關節角度 CAI 組貼紮前後分別為 $44.5 \pm 6.6^\circ$ 、 $45.2 \pm 7.4^\circ$, Control 組貼紮前後分別為 $50.3 \pm 7.1^\circ$ 、 $51.3 \pm 8.6^\circ$, 皆不超過 90° , 定義為僵直型著地 (stiff landing technique) 據 Devita 與 Skelly (1992) 研究可知髖、膝、踝在僵直型著地時分別吸收 20%、31%與 50%的能量, 由此可知踝關節為主要承受能量的關節, 由踝關節功率圖 (圖 4-3-2) 可知 CAI 族群貼紮後踝關節最大功率顯著低於貼紮前, 動態貼紮改變下肢動力鍊能量分散, 減少踝關節所承受的負荷, 降低可能因過度衝擊造成踝關節及早退化等問題。

另外, 著地到垂直地面反作用力峰值發生時間與肌肉骨骼系統吸收與傳遞能量有極大相關性, 當出現時間提早, 身體需更快承受衝擊, 且踝關節可能未達關節鎖合位置 (closed packed position)(Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006), 發生傷害的機會也相對增加, 本研究使用的動態貼紮雖改變地面反作用力峰值, 但最大背屈角速度增加, 與以往研究發現貼紮或穿戴護具會降低著地時最大背屈角速度相異 (McCaw & Cerullo, 1999), 由圖 2 發現著地期踝關節背屈角速度大於貼紮前, 蹠屈力矩無顯著差異, 而蹠屈離心功率比起貼紮前顯著下降, 基於功-能量理論 (work-energy relationship), 當背屈的角速度愈大, 腳踝的旋轉角動量愈大, 小腿後側肌群需要增加離心控制 (McCaw & Cerullo, 1999; Devita & Skelly, 1992), 蹠屈力矩與內側腓腸肌活化應相對增加, 與本結果相異, 推估貼布的黏彈性協助能量吸收 (McNeill & Pedersen, 2016), 減少內在力矩做

功，由此可見，動態貼布對於慢性踝關節不穩定族群，在著地踝關節的負荷上具有協助組織吸震的特性。

本研究除運動學及動力學參數外，另外蒐集下肢肌群肌肉活化的狀態，發現協助著地吸收能量的膝伸肌（股直肌）下蹲期的肌肉活化顯著減少，據以往研究得知當著地方式愈僵直，地面反作用力愈大，人體需要更多小腿三頭肌活化來協助減速吸震，而髁伸肌與膝伸肌的貢獻則相對減少 (McCaw & Cerullo, 1999; Yeow et al., 2009)，然而，貼紮後發現內側腓腸肌活化有下降的趨勢，後續可能需要額外蒐集其他小腿三頭肌活化程度，以利說明。此外，本研究無論貼紮前後實驗參與者皆利用僵直型著地策略，表示一般人無論受傷與否皆以可快速轉換動作的方式著地，雖然對踝關節相對衝擊力大，但卻可以更有效率的進行後續動作，由此可推測適當貼紮減少踝關節衝擊力，強化小腿肌群的離心收縮，對於慢性踝關節不穩定族群在運動表現上會有顯著效果。

第三節 動態貼紮對於地面反作用力的影響

本研究發現貼紮後，執行單腳著地時，垂直地面反作用力峰值有顯著增加的現象 (圖 5-3-1)，與以往的研究相似 (DiStefano et al., 2008; Devita et al., 1992; Yi et al., 2003; 翁梓林, 2012)，亦有部分文獻發現在貼紮後地面反作用力峰值無顯著改變，但峰值曲線前移 (郭藍遠等, 2006; Cordova, Takahashi, Kress, Brucker, & Finch, 2010; Riemann, Schmitz, Gale, & McCaw, 2002; Yi et al., 2003)，推測本研究貼紮後髁關節屈曲角度顯著減少，利用相對直立姿勢著地，是造成垂直地面反作用力峰值增加的原因，如此動作模式的改變，可能來自於貼紮後實驗受試者自信心增加，如同穿著鞋子保護腳跟，以較安心之心理狀態著地 (李書維 & 黃長福, 1995)。然而，由於動態貼紮不會限制踝關節的活動角度，即使地面反作用力峰值增加，不會造成力量直接衝擊在關節，增加後續的慢性傷害。

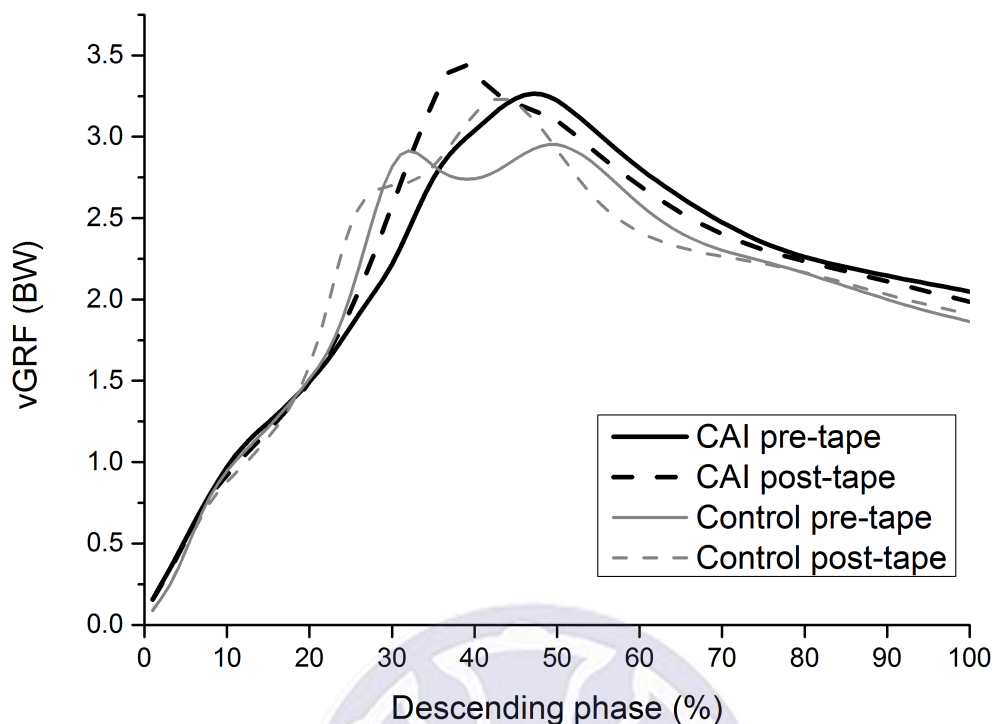


圖 5-3-1 地面反作用力曲線圖

第四節 慢性踝關節不穩定族群著地動作之策略

本研究除了探討 CAI 進行動態貼紮對於著地策略的改變外，另有 Control 組協助比較，由研究結果發現動態貼紮造成的機械性效益不只發生在 CAI 族群身上，在 Control 組亦有類似的變化。

另外，CAI 的著地策略與 Control 組亦有所差異，Control 組在下蹲最低點踝關節背屈角度顯著大於 CAI，過去研究發現反覆性踝關節扭傷會造成踝關節背屈角度受限，踝關節矢狀面自由度減少，可能會增加跳躍著地時地面反作用力峰值、負荷率、甚至改變膝關節額狀面動作模式，造成傷害，一般建議利用關節鬆動、伸展等來恢復關節活動度與蹠屈柔軟度 (Mason-Mackay, Whatman, & Reid, 2015; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2013; Delahunt et al., 2013)，此外，雖髌、膝兩關節在下蹲最低點屈曲角度與 CAI 並無顯著差異，但 Control 組傾向使用較柔軟姿勢著地，以減少垂直地面反作用力。

著地時良好的神經肌肉控制是預防傷害的重點之一，本研究發現 CAI 組著地期與下蹲期臀中肌活化顯著多於 Control 組，然而，踝關節額狀面穩定的重要肌群-腓骨長肌兩組間卻未達顯著差異，顯示為了維持單腳穩定，CAI 傾向使用近端肌群來維持額狀面的穩定。髖關節是躍起著地時維持姿勢穩定的重要關節，其中臀中肌為最主要影響軀幹額狀面穩定的肌群 (林建志、李育銘&李恆儒, 2015;Tashman, Collon, Anderson, Kolowich, & Anderst, 2004)，尤其在單腳支撐時，臀中肌適度的維持髖關節外展，避免出現德倫台連堡氏病徵 (Trendelenburg's sign)，造成著地下肢在閉鎖鍊 (closed chain) 狀態下，合併出現膝關節外翻 (valgus) 與踝關節旋前 (pronation)、足弓塌陷 (functional flat foot) 等一連串代償性姿勢，增加鄰近關節受傷的機率。此外，脛前肌為踝關節執行背屈的主要肌群，與後側腓腸肌互為拮抗肌，兩者共同收縮將協助固定踝關節的效果，本研究雖未探討兩肌群共同收縮之參數，由下蹲期 CAI 脛前肌活化顯著高於 Control 組，可知 CAI 族群增加踝關節前側肌群協助穩定，亦不會造成脛舟關節不穩定，導致踝關節旋前動作 (Rosen, Swanik, Thomas, Glutting, Knight, & Kaminski, 2013)。

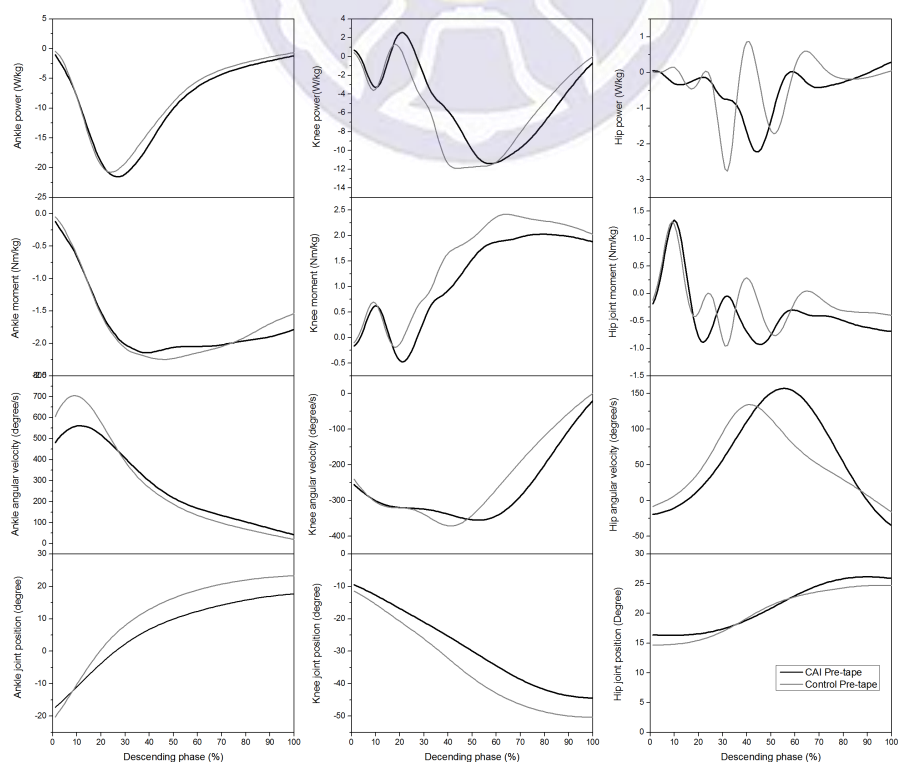


圖 5-4-1 CAI 與 Control 單腳著地策略的差異



第陸章 結論與臨床建議

第一節 結論

本研究為首篇探討動態貼布應用於慢性踝關節不穩定族群對單腳著地的影響，以往貼紮針對踝關節扭傷後的保護策略主要為限制關節活動度，減少活動中對受傷韌帶的負荷，對於初期傷者或活動量相對低的一般人或許適用，但對於需要持續訓練、反覆執行高強度運動的專業運動員反而會因此增加踝關節本身早期退化或鄰近關節的傷害，為了提供不穩定運動員另一種貼紮的選擇，本研究利用高度回彈力的動態貼布，探討貼紮對於單腳著地策略與神經肌肉控制的影響，針對慢性踝關節不穩定族群與健康族群的主要研究發現如下：

一、著地策略

1. 貼紮後會趨向使用更直立的高效率踝部平衡策略 (ankle strategy)。
2. 貼紮後人體傾向調整近端關節的動作模式，來協助執行高臺單腳著地任務。

二、神經肌肉控制

1. 貼紮後減少著地時腓骨長肌的神經肌肉控制。

三、能量學

1. 貼紮後垂直地面反作用力峰值增加。
2. 下肢動力鍊作功分配改變。

綜合以上的發現，以動態貼布進行外踝扭傷的貼紮會改變下肢動力鍊執行單腳著地的策略，會增加膝關節作功來減少對踝關節的壓力，此外，貼紮不會限制踝關節活動，不至於因為踝關節矢狀面活動度受限導致額外傷害。

第二節 臨床建議

根據本研究結論發現，踝關節不穩定族群執行單腳著地動作時，利用動態貼布進行外踝扭傷建議之貼紮技巧雖增加地面反作用力峰值，但踝關節並未增加做功，而是將能量重新分佈，轉移至鄰近關節協助吸收。此外，本研究使用的貼紮方式以支撐韌帶與增加關節鎖合穩定效應為主，適用於亞急性外踝扭傷，然而，針對慢性踝關節族群以功能性活動或運動表現為貼紮目的，可能需要額外小腿三頭肌等支撐。

動態貼布不以限制角度為貼紮機轉，維持貼紮關節活動度，改變下肢動力鍊動作模式，不易增加單一關節過度使用造成傷害，未來可以當成臨床上另一種踝關節貼紮的技巧，亦可以根據不同貼布特性相互配合使用，達到更優秀的運動表現。



引用文獻

- 李書維、黃長福 (1995)。不同高度赤腳著地動作之生物力學分析。 **中華民國體育學報**, 12, 213-224。
- 林建志、李恆儒 (2018)。評估不同踝關節型態運動員在著地動作的姿勢穩定與神經肌肉控制 (未出版博士論文)。國立臺灣師範大學, 臺北市。
doi:10.6345/DIS.NTNU.DPE.001.2018.F03
- 林建志、李育銘、李恆儒 (2015)。前十字韌帶重建後運動員從事躍起著地動作下肢關節運動與肌肉活化特徵。 **體育學報**, 48(1), 45-58. doi:10.3966/102472972015034801004
- 翁梓林 (2012)。穿戴護具對踝關節內翻之防護效果探討。行政院國家科學委員會補助大專學生參與專題研究計畫研究成果報告 (編號: NSC 100-2815-C-152-005-H), 未出版。
- 郭藍遠、楊志鴻、林千芬、吳汶蘭、王靜怡、張志仲 (2006)。踝關節貼紮對平衡和高處著地緩衝能力的影響。 **物理治療**, 31(2), 81-86。
- 蔡博琳、陳文英、施怡芬 (2017)。功能性踝關節不穩定影響平衡測試中踝關節肌肉活化的表現。 **物理治療**, 42(2), 80-87。
- Al-Mohrej, OA & Al-Kenan, NS. (2016). Chronic ankle instability: current perspectives. *Avicenna Journal of Medicine*, 6(4), 103-108. doi:10.4103/2231-0770.191446
- Bicici, S., Karatas, N., & Baltaci, G. (2012). Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic ankle sprains. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 154-166.
- Colville, M. R. (1998). Surgical treatment of the unstable ankle. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 6(6), 367-377.
- Chan, K. W., Ding, B. C., & Mroczek, K. J. (1911). Acute and chronic ankle instability in athlete. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Disease*, 69(1), 17-26.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097. doi:10.1016/j.clinbiomeh.2006.07.004
- Cordova, M. L., Takahashi, Y., Kress, G. M., Brucker, J. B., & Finch, A. E. (2010). Influence of external ankle support on lower extremity joint mechanics during drop landings. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(2), 136-148.

- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016). Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compare with lateral ankle injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 24(4), 1049-1059. doi:10.1007/s00167-015-3852-9
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015a). Single-leg drop landing movement strategies 6 months following first-time acute lateral ankle injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(6), 806-817. doi:10.1111/sms.12390
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015b). Single-leg drop landing motor control strategies following acute ankle sprain injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(4), 525-533. doi:10.1111/sms.12282
- Delahunt, E., Cusack, K., Wilson, L., & Doherty C. (2013). Joint mobilization acutely improve landing kinematics in chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 45(3), 514-519. doi:10.1249/MSS.0b013e3182746d0a
- Deschamps, K., Dingenen, B., Pans, F., Bavel, I. V., Matricali, G. A., & Staes, F. (2016). Effect of taping on foot kinematics in persons with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19, 541-546. doi:10.1016/j.jsams.2015.07.015
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006). Change in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(10), 1991-2000. doi:10.1002/jor.20235
- DiStefano, L. J., Padua, D. A., Brown, C. N., & Guskiewicz, K. M. (2008). Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle brace. *Journal of Athletic training*, 43(3), 234-241. doi:10.4085/1062-6050-43.3.234
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(1), 108-115.
- Hung, Y. J. (2015). Neuromuscular control and rehabilitation of the unstable ankle. *World Journal of Orthopedics*, 6(5), 434-438. doi:10.5312/wjo.v6.i5.434
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364-375.
- Holmes, A., & Delahunt, E. (2009). Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Medicine*, 39(3), 207-224. doi:10.2165/00007256-200939030-0000

- Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The Effects of kinesio taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 1-7.
- Hughes, T., & Rochester, P. (2008). The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: A review of the literature. *Physical Therapy in Sport*, 9, 136-147. doi:10.1016/j.ptsp.2008.06.003
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Hervert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(9), 1235-1241.
- Konradsen, L. (2002). Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 199-203.
- Kalron, A., & Bar-Sela, S. (2013). A systematic review of the effectiveness of kinesio taping- fact or fashion? *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 49(5), 699-709.
- Kannus, P., & Renström, P. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle: operation, cast, or early controlled mobilization. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(2), 305-312.
- Kase, K., Tatsuyuki, H., & Tomoki, O. (1996). Development of Kinesio tape. Kinesio taping perfect manual. *Kinesio Taping Association*, 6-10, 117-118.
- Kuni, B., Mussler, J., Kalkum, E., Schmitt, H., & Wolf, S. I. (2016). Effect of kinesiотaping, non-elastic taping and brace on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle instability. *Physiotherapy*, 102, 287-293. doi:10.1016/j.physio.2015.07.004
- Levin, O., Vanwanseele, B., Thijsen, J.R., Helsen, W. F., Staes, F. F., & Duysens, J. (2015). Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: evidence from a pilot study on landing. *Gait & Posture*, 41(1), 106-111. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.09.005
- McCaw, S. T., & Cerullo, J. F. (1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), 702-707.
- Mohamed, M. A., Radwan, N. L., & Azab, A. S. R. (2016). Effect of kinesio-taping on ankle joint stability. *International Journal of Medical Research & Health Science*, 5(5), 51-58.
- Mostafavifar, M., Wertz, J., & Borchers, J. (2012). A systematic review of the effectiveness of kinesio taping for musculoskeletal injury. *The Physician and Sportsmedicine*, 40(4), 33-40. doi:10.3810/psm.2012.11.1986

- Murphy, D. F., Connolly, D. A., & Beynnon, B.D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 13-29.
- Murry, H., & Husk, L. (2001). Effect of kineio taping on prioprioception in the ankle. *Journal of Orthopedic Sports Physical Therapy*, 31, A-37.
- McNeill, W., & Pedersen, C. (2016). Dynamic tape. Is it all about controlling load? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(1), 179-188. doi:10.1016/j.jbmt.2015.12.009
- Mason-Mackay, A. R., Whatman, C., & Reid, D. (2017). The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: a systematic review. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(5), 451-458. doi:10.1016/j.jsams.2015.06.006
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Raymond, J., Nicholson, L. L., Hiller, C. E., & Refshauge, K. M. (2012). The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15, 386-392. doi:10.1016/j.jsams.2012.03.008
- Riemann, B. L., Schmitz, R. J., Gale, M., & McCaw, S. T. (2002). Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(12), 628-635. doi:10.2519/jospt.2002.32.12.628
- Rosen, A., Swanik, C., Thomas, S., Glutting, J., Knight, C., & Kaminski, T. W. (2013). Differences in lateral drop jumps from an unknown height among individuals from functional ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 773-781. doi:10.4085/1062-6050-48.5.05
- Sawkins, K., Refshauge, K., Kilbreath, S., & Raymond, J. (2007). The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercsie*, 39(5), 781-787. doi:10.1249/MSS.0b013e3180337371
- Tashman, S., Collon, D., Anderson, K., Kolowich, P., & Anderst, W. (2004). Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *American of Journal of Sports Medicine*, 32(4), 975-983. doi:10.1177/0363546503261709
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2013). Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 696-709. doi:10.4085/1062-6050-48.4.11

- Yi, C. H., Brumt, D., Kim, H. D., & Fiolkowski, P. (2003). Effect of ankle taping and exercise on EMG and kinetics during landing. *Journal of Physical Therapy Science*, 15(2), 81-85. doi:10.1589/jpts.15.81
- Yeung, M. S., Chan, K. M., So, C. H., & Yuan, W. Y. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine*, 28(2), 112-116.
- Yeow, C. H., Lee, P.V., & Goh, J. C. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967-1973. doi:10.1016/j.jbiomech. 2009.05.17



附件一

Cumberland 踝關節不穩定量表 (Cumberland Ankle Instability Tool, CAIT)

請劃記最佳描述你的踝關節狀況

題目	左腳	右腳	分數
1. 我有踝關節疼痛			
不曾	☐	☐	5
運動中	☐	☐	4
在不平坦表面跑步	☐	☐	3
在平坦表面跑步	☐	☐	2
在不平坦表面走路	☐	☐	1
在平坦表面走路	☐	☐	0
2. 我有踝關節不穩定感覺			
不曾	☐	☐	4
偶而出現於運動中	☐	☐	3
頻繁出現於運動中	☐	☐	2
有時出現於日常活動中	☐	☐	1
頻繁出現於日常活動中	☐	☐	0
3. 當我進行快速變換方向會感覺踝關節不穩定			
不曾	☐	☐	3
偶而出現於跑步中	☐	☐	2
時常出現於跑步中	☐	☐	1
走路中	☐	☐	0
4. 當下樓梯時會感覺踝關節不穩定			
不曾	☐	☐	3
如走太快	☐	☐	2
特定情況下	☐	☐	1
經常	☐	☐	0
5. 當單腳站立時會感覺踝關節不穩定			
不曾	☐	☐	2
墊腳尖時	☐	☐	1
腳掌平坦時	☐	☐	0
6. 在何情況下會感覺踝關節不穩定			
不曾	☐	☐	3
步與步之間單腳跳	☐	☐	2
單腳跳到定點上	☐	☐	1
跳躍時	☐	☐	0
7. 在何情況下會感覺踝關節不穩定			
不曾	☐	☐	4
跑步於不平坦表面	☐	☐	3
快走於不平坦表面	☐	☐	2
走路於不平坦表面	☐	☐	1
走路於平坦表面	☐	☐	0
8. 當我開始晃動或旋時轉踝關節，我可以馬上停止動作			
立刻	☐	☐	3
時常	☐	☐	2
偶而	☐	☐	1
不曾	☐	☐	0
不曾過度旋轉我的踝關節	☐	☐	3
9. 當我過度旋轉時，踝關節可以回到正常位置			
幾乎立刻	☐	☐	3
1 天內	☐	☐	2
1-2 天	☐	☐	1
超過 2 天	☐	☐	0
不曾過度旋轉我的踝關節	☐	☐	3