

科技部補助專題研究計畫成果報告 期末報告

肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿肌肉協調性、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響：神經肌肉與感覺因素之探討

計畫類別：個別型計畫
計畫編號：MOST 106-2410-H-179-011-
執行期間：106年08月01日至107年10月31日
執行單位：國立體育大學運動保健系

計畫主持人：張曉昫
共同主持人：鄭世忠、陳惠雅
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理：章陞銘
大專生-兼任助理：陳衍如

報告附件：出席國際學術會議心得報告

中華民國 108 年 01 月 27 日

中文摘要：長時間、耐力型的跑步常常造成下肢的運動傷害，跑者跑步時足部著地產生的衝擊力道對於人體會產生震波(shock wave)傳至運動員下肢的肌群，這個震波會被下肢的感覺受器所感應，進而傳遞感覺訊息至中樞神經系統進行訊息的整合，而影響運動單元的活化速率(motor unit firing rates)、肌肉收縮力量、及衰減神經感覺受器的反應，而過去研究認為肌內效貼紮對於健康者或是疾病患者可以改善屬於深層感覺的本體感覺受器，但是肌內效貼紮主要還是貼在皮膚表層，直接影響的是皮膚表層，但是過去研究對於皮膚表層的表淺感覺及合併皮質感覺並未深入去探討，另外，肌內效貼紮的促進性貼紮(增加肌肉收縮)或抑制性貼法(增加肌肉柔軟度)也可能影響到運動員的小腿肌肉收縮活性與肌肉硬度。因此，本研究之目的是從神經肌肉與感覺系統的因素全面去探討肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿下肢平衡、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響。研究結果顯示：(1)肌內效貼紮之抑制貼法可能會影響下肢平衡的能力，使其變差；(2)肌內效貼紮之促進貼法在兩點辨識覺較敏感，其餘壓痛覺與振動覺無影響；(3)肌內效貼紮之抑制與促進貼法均能改善整體下肢動力練執行動作時之膝關節彎曲角度。

中文關鍵詞：彈性貼布、功能性動作、平衡、感覺、柔軟度

英文摘要：The sports injuries of lower extremity are common injury in long distance running. The generated impact force of the runner's foot when running will produce shock waves spread to the athlete's lower limbs. The shock waves would be sense by sensor-motor receptors of lower limbs and transmit the external signals to the central nervous system to module the information. This phoneme would affect motor unit firing rate, muscle contraction force, and attenuation of sensory receptors response. Although previous studies have been proved the effects of Kinesio taping in relation to improvement of deep sensation, like as proprioceptors. However, the Kinesio tape is being attached to the superficial skin. It is not only affecting the deep sensation, but also may directly affect the superficial or combined cortical sensation. Up to today, these two parts have not been explored and examined the sensory modulated mechanism of Kinesio taping. In addition, based on the inventor Kezo Kase mentioned, the facilitation (increasing muscle contraction) or inhibition (improving muscle flexibility) taping methods of Kinesio taping may affect muscle tension or stiffness from mechanical receptors of superficial skin or fascia. This explained theory also has not yet investigated the effects of both applied methods. Therefore, the purpose of this study aimed to investigate the effect of facilitation and inhibition applied methods of Kinesio taping on balance, muscle hardness, sensory function, and functional movements of calf muscles for athletes. The results shown that: (1) The effect of

inhibition applied method of Kinesio taping may affect the ability of the lower limbs to balance and make it worse; (2) The facilitation applied method of Kinesio taping was more sensitive at two-points discriminating sensation than inhibition applied and the placebo applied methods of Kinesio taping, and the others sensation tests, like pressure pain and vibration, had no effect; (3) Both of the inhibition and facilitation applied methods of Kinesio taping can improve the flexion range of motion of the knee joint when the whole lower limbs kinetics chain are assessed.

英文關鍵詞：Elastic tape, Functional movement, Balance, Sensation, Flexibility

科技部補助專題研究計畫成果報告

(期中進度報告/期末報告)

肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿肌肉協調性、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響：神經肌肉與感覺因素之探討

(The Influence of Facilitation and Inhibition Methods of Kinesio Taping on Calf Muscles

Coordination, Muscle Hardness, Sensory Function, and Functional Movement For Athletes: To

Explore the Aspect of Neuromuscular and Sensory factors)

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：MOST 106-2410-H-040-013-

執行期間：106年08月01日至107年10月31日

執行機構及系所：中山醫學大學、國立體育大學

計畫主持人：張曉昀 副教授[中山醫學大學物理治療學系]

共同主持人：鄭世忠 副教授[國立體育大學競技與教練科學研究所]、

陳惠雅 副教授[中山醫學大學物理治療學系]

計畫參與人員：中山醫學大學物理治療學系碩士班學生 章陞銘

中山醫學大學物理治療學系大學部學生 陳衍如

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 1 份：

執行國際合作與移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

出國參訪及考察心得報告

中 華 民 國 108 年 1 月 20 日

中文摘要

長時間、耐力型的跑步常常造成下肢的運動傷害，跑者跑步時足部著地產生的衝擊力道對於人體會產生震波(shock wave)傳至運動員下肢的肌群，這個震波會被下肢的感覺受器所感應，進而傳遞感覺訊息至中樞神經系統進行訊息的整合，而影響運動單元的活化速率(motor unit firing rates)、肌肉收縮力量、及衰減神經感覺受器的反應，而過去研究認為肌內效貼紮對於健康者或是疾病患者可以改善屬於深層感覺的本體感覺受器，但是肌內效貼紮主要還是貼在皮膚表層，直接影響的是皮膚表層，但是過去研究對於皮膚表層的表淺感覺及合併皮質感覺並未深入去探討，另外，肌內效貼紮的促進性貼紮(增加肌肉收縮)或抑制性貼法(增加肌肉柔軟度)也可能影響到運動員的小腿肌肉收縮活性與肌肉硬度。因此，本研究之目的是從神經肌肉與感覺系統的因素全面去探討肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿下肢平衡、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響。研究結果顯示：(1)肌內效貼紮之抑制貼法可能會影響下肢平衡的能力，使其變差；(2)肌內效貼紮之促進貼法在兩點辨識覺較敏感，其餘壓痛覺與振動覺無影響；(3)肌內效貼紮之抑制與促進貼法均能改善整體下肢動力練執行動作時之膝關節彎曲角度。

關鍵詞：彈性貼布、功能性動作、平衡、感覺、柔軟度

Abstract

The sports injuries of lower extremity are common injury in long distance running. The generated impact force of the runner's foot when running will produce shock waves spread to the athlete's lower limbs. The shock waves would be sense by sensor-motor receptors of lower limbs and transmit the external signals to the central nervous system to module the information. This phoneme would affect motor unit firing rate, muscle contraction force, and attenuation of sensory receptors response. Although previous studies have been proved the effects of Kinesio taping in relation to improvement of deep sensation, like as proprioceptors. However, the Kinesio tape is being attached to the superficial skin. It is not only affecting the deep sensation, but also may directly affect the superficial or combined cortical sensation. Up to today, these two parts have not been explored and examined the sensory modulated mechanism of Kinesio taping. In addition, based on the inventor Kezo Kase mentioned, the facilitation (increasing muscle contraction) or inhibition (improving muscle flexibility) taping methods of Kinesio taping may affect muscle tension or stiffness from mechanical receptors of superficial skin or fascia. This explained theory also has not yet investigated the effects of both applied methods. Therefore, the purpose of this study aimed to investigate the effect of facilitation and inhibition applied methods of Kinesio taping on balance, muscle hardness, sensory function, and functional movements of calf muscles for athletes. The results shown that: (1) The effect of inhibition applied method of Kinesio taping may affect the ability of the lower limbs to balance and make it worse; (2) The facilitation applied method of Kinesio taping was more sensitive at two-points discriminating sensation than inhibition applied and the placebo applied methods of Kinesio taping, and the others sensation tests, like pressure pain and vibration, had no effect; (3) Both of the inhibition and facilitation applied methods of Kinesio taping can improve the flexion range of motion of the knee joint when the whole lower limbs kinetics chain are assessed.

Keywords: Elastic tape, Functional movement, Balance, Sensation, Flexibility

一、前言

近年來，越來越多的職業級與業餘的跑者參與臺灣及世界各地的路跑比賽，根據運動筆記及跑者廣場網站的記載，台灣的路跑賽事從 1993 年的 1 場賽事增加到 2013 年共 285~300 場的賽事，且保守估計參與跑步的人口約有 90-150 萬之多，使得路跑的人口數逐年呈現爆炸性的增加(Smith, 1998; 郭豐洲, 2014)。然而，長時間、耐力型的跑步常常造成下肢的運動傷害，過去的研究指出因跑步導致下肢傷害發生率可高達 79% (Van Gent et al., 2007)，其中最常見的幾個跑步相關損傷包含髌股股骨疼痛症候群(patellofemoral pain syndrome, PFPS)、脛骨內側壓力症候群(medial tibial stress syndrome; MTSS)、小腿肌肉疼痛及跟腱肌腱病變(calf pain & Achilles tendinopathy)和足底筋膜炎(plantar fasciitis) (Lopes, 2012)。這些跑步相關的損傷通常是漸進的，而不是急性的，多數因為過度的運動與使用所造成(Hreljac, 2004; Roos et al., 2014; Martínez-Silván et al., 2016)。跑步相關的傷害不僅僅影響個體跑步者，還可能影響社會經濟層面。因為傷害可能導致這些受傷者無法出勤工作，以及增加醫療費用的使用。甚至也有研究顯示，約 90% 跑者曾報告由於跑步相關的損傷而導致無法進行體育運動活動(Ristolainen et al., 2010; Rendall & Mohtadi, 1997)。

從跑步的動力學與運動學來看，跑步時需承受體重 2-3 倍的垂直分力(Miller, 2011)，學者 Nigg 指出跑者會在足部著地大約 20 毫秒會達到最高的地面反作用力(Nigg, 1986)，若是要減少地面反作用力，就會使用小腿後側的肌肉(calf muscle)收縮當作吸收衝擊的系統，然而這樣會導致跟腱與小腿後側的肌肉所受到的負荷力量增加，因此可能導致小腿肌肉疼痛及跟腱肌腱病變的風險增加(Miller, 2011)。另外，跑者也會藉由脛前肌與脛後肌的肌肉收縮控制足部的旋前(pronation)與旋後(supination)動作來減低足部與地面衝擊的力道(Miller, 2011)，因此跑者小腿肌群之間的收縮協調性，將會影響地面反作用力的吸震情形。再者，跑步足部著地時期膝關節大約彎曲 20 度左右，踝關節約背屈 10 度，這個彎曲角度可以幫助下肢來減低衝擊的力道，但是這個膝關節的彎曲角度也會因為跨關節型態肌肉(如小腿腓腸肌與比目魚肌)的柔軟度而受到影響，如果小腿肌群柔軟度較差，會增加膝關節的彎曲角度，進而導致髌骨與股骨之間壓力(compressive force) 增加，以及膝關節受傷的風險增大(Tam, 2014; Altman & Davis, 2012)，所以小腿肌群的柔軟度與肌肉間的協調性好壞對於跑者也是需要去追蹤，以減少發生下肢傷害的風險。

除了小腿肌肉的協調性與柔軟度之外，跑者跑步時足部著地產生的衝擊力道大約在 10-20Hz 左右，這個衝擊力道對於人體會產生震波(shock wave)傳至運動員的身體，特別是在下肢的肌群，這個震波會被下肢的感覺受器所感應，進而傳遞感覺訊息至中樞神經系統進行訊息的整合(Nigg & Wakeling, 2001; Friesenbichler, et al., 2011)。身體的感覺系統對於不同型態的刺激會有高度敏感性，這稱之為受器的特殊性(receptor specificity)，身體的感覺系統可分為三大類：表淺感覺(superficial sensation)、深層感覺(deep sensation)、及合併皮質感覺(combined cortical sensation)，表淺感覺是刺激皮膚及皮下組織所產生的感覺，包含對疼痛、溫度、輕觸、及壓力的感覺反應；深層感覺是接受來自於刺激在肌肉、肌腱、韌帶、關節、及筋膜的感知，常以關節位置覺(joint position sense)、運動覺(kinesthesia)、力量覺(force sense)、及震動覺(vibration)來反應；合併皮質感覺是合併表淺感覺與深層感覺所產生的第三種感覺，合併皮質感覺包括實體感覺(stereognosis)、兩點辨識覺(two-point discrimination)、辨重覺(barognosis)、圖形覺(graphesthesia)、定位覺(tactile localization)、分辨質地(recognition of texture)、與複數刺激感覺(double simultaneous stimulation)(Schmitz, 2006; Chang et al., 2010)。過去的研究發現長時間暴露在震動的狀態下，會影響運動單元的活化速率(motor unit firing rates)、肌肉收縮力量、降低神經的傳導速度、減少周邊血流循環及衰減神經感覺受器的反應(Gilioli, et al., 1981; Bongiovanni, et al., 1990; Wakeling & Nigg, 2001)，因此人類走路或跑步時的小腿肌纖維收縮或活化的情形可能可以去調節需足部著地時所受到的震動刺激，以減少造成下肢的運動傷害風險的增加。

過去有些研究認為肌內效貼紮對於健康者或是疾病患者可以改善屬於深層感覺的關節位置覺與力

量覺(Chang et al., 2010; Chang, et al., 2012; Tamburella, et al., 2014; Cho, et al., 2015; Keenan, et al., 2016; Seo et al., 2016), 研究者認為肌內效貼紮可以牽拉皮膚層與其下的筋膜, 因而刺激到皮膚與筋膜上的深層感覺受器, 進而改善本體感覺功能, 但是也有許多學者持相反的意見(Aarseth, et al., 2015; Zanca, et al., 2015; Magalhães, et al., 2016), 因此, 肌內效貼紮對於感覺系統輸入的影響還是在模稜兩可的狀態。然而, 肌內效貼紮主要還是貼在皮膚表層, 直接影響的是皮膚表層, 但是過去研究對於皮膚表層的表淺感覺及合併皮質感覺並未深入去探討, 是因為肌內效貼紮對於表淺感覺、深層感覺、還是合併皮質感覺的影響並未能說明清楚其機制, 這可能也是導致研究結果的不一致, 因此可針對此部分再加以探討。再者, 肌內效貼紮對於肌肉收縮活化調節的效果也是呈現不一致, 多數學者均同意肌內效貼布可增加肌肉肌電活化及徵召, 進而影響肌肉收縮時序與協調性 (Slupik, et al., 2007; Hsu, et al., 2009; Lin, et al., 2011; Paoloni, et al., 2011; Briem, et al., 2011; Bravi, et al., 2014; Bravi, et al., 2016), 但是也有學者認為對於神經肌肉表現與功能性表現並無效果 (Fu, et al., 2008; Vithoulka, et al., 2010; Chang, et al., 2010; Bicici, et al., 2012; Lins, et al., 2013; Magalhães, et al., 2016; Wilson, et al., 2016; Oliveira, et al., 2016), 因此若是運動員使用肌內效貼布去調節在走路或跑步時所產生的震動, 進而影響肌肉的收縮活性或協調性尚未有定論; 另外, 肌內效貼紮的促進性貼紮(增加肌肉收縮)或抑制性貼法(增加肌肉柔軟度)也可能影響到運動員的小腿肌肉收縮活性與肌肉硬度(Fayson, et al., 2013; Guner, et al., 2015; Poon, et al., 2015; Bravi, et al., 2016; Serrão, et al., 2016; Zanca, et al., 2016; Cai, et al., 2016)。

二、研究目的

本研究之目的是從神經肌肉與感覺系統的因素全面去探討肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的下肢平衡、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響。

三、文獻探討

近年來, 肌內效貼紮的研究成長速度驚人, 研究參與者從運動員、健康人、至罹病者, 在 pubmed 網站發現從 2006 年的 2 篇研究至 2016 年已達到 68 篇, 以亞洲及歐洲的發表最為卓越, 但是對於肌內效貼紮的理論基礎還是並未被說明清楚。過去幾年, 本研究團隊從肌內效貼紮對於肌肉組織結構、不同貼紮張力、及對腳踝扭傷運動員進行研究, 並發現適當的貼紮張力是有助於肌肉肌電訊號的減少與使用, 及建立量化的貼紮張力, 但對於肌內效貼紮後對肌肉的協調性與彈性的影響並未有確切的理論基礎, 本研究希望從感覺因素及神經肌肉因素探討肌內效貼布促進與抑制貼紮方式對於肌肉的協調性與彈性的影響, 以下將針對近五年內的研究, 從肌內效貼布對肌肉協調性/肌電活性、柔軟度/關節活動度/肌肉硬度、感覺功能、及功能性表現等功能進行分析與評論。

1. 肌內效貼紮對肌肉協調性及肌電活性的影響(表一)

過去肌內效貼紮的研究對肌肉收縮活化及肌肉協調性的效果並未有明確的定論, 部分學者認為肌內效貼布會降低肌肉肌電活化(Briem, et al., 2011; Lins, et al., 2013; Fayson, et al., 2015; Martínez-Gramage, et al., 2016), 有些學者則認為肌內效貼布可改善肌肉肌電的徵召(Hung, et al., 2011; Lin, et al., 2011; Paoloni, et al., 2011; Gómez-Soriano, et al., 2014), 另外有兩篇研究則指出對於肌肉的協調性有改善(Bravi, et al., 2014; Bravi, et al., 2016), 可幫助對於運動員或協調性不佳的患者有所幫助, 但是對於肌肉協調性的研究成果較少, 因此可再進一步研究。

表一、近五年內肌內效貼紮(KT)對肌肉協調性及肌電活性的相關研究

| 作者,年代 | 受試者 | 貼紮部位 | 測試儀器及方式 | 結果 |
|------------------------|---|------------------------|--|--|
| Bravi, 2016 | 10 位健康者 | 前臂外側 | 使用 2 種不同張力及促進與抑制貼法測試手腕反覆彎曲伸直與覺刺激的肌肉協調性 | 促進與抑制貼法不會影響協調性; 不同張力不會影響協調性; 但是 KT 與未貼受試者比較起來肌肉協調性會有改善 |
| Martínez-Gramage, 2016 | 10 位健康者; 分為控制組與 KT 組 | 阿基里斯腱貼 I 字型; 腓腸肌貼 Y 字型 | 在貼紮前及貼紮後 72 小時進行小腿肌電儀測試、踝部活動度及步態分析 | KT 組的小腿肌電活化時間較短, 但是振幅不變 |
| Fayson, 2015 | 22 位健康者 | 脛前肌、腓骨長肌 | 在貼紮前、貼紮後馬上及貼紮後 24 小時執行跳躍落地動作並進行小腿肌電儀測試 | KT 可降低小腿肌電活化, 但是對地面反作用力無影響 |
| Bravi, et al., 2014 | 25 位健康者 | 前臂外側至手指 | 執行反覆手腕彎曲伸直之節律性動作 | KT 減少了節律性動作的 2 倍變異性 |
| Gómez-Soriano, 2014 | 25 位健康者 | 腓腸肌 | 在貼紮前、貼紮後立即、及貼紮後 24 小時進行小腿肌力、肌電儀測試、踝部活動度分析 | KT 對於健康者的肌力及柔軟度無影響, 但是對於腓腸肌肌電訊號有短暫增加 |
| Lins, 2013 | 60 位健康女性 隨機分為三組: 控制組、無彈性 貼布組、肌貼組 | 股直肌、股外側肌、股內側肌 | 在貼紮前、貼紮後 10 分鐘立即進行小腿肌電儀測試、單腳跳躍、平衡、最大膝關節向心與離心肌力分析 | KT 對於健康者的膝部向心/離心肌力及肌電訊號均無差異, 三組間的單腳跳躍及平衡也無改變 |
| Lin, 2011 | 12 位健康者 | 上斜方肌 | 上/下斜方肌, 前鋸肌, 前三角肌 | 肌貼可以改變神經肌肉的控制 |
| Paoloni, 2011 | 39 位慢性下背痛患者 | 腰部(T12-L5) | 分為肌貼組, 運動組, 及肌貼加運動組; 豎脊肌肌電測試 | 肌貼組在短時間內讓患者肌肉功能回復正常 |
| Hung, 2011 | 31 位健康者 | 腓腸肌 | 垂直跳時小腿脛前肌/腓腸肌/比目魚肌肌電測試 | 增加腓腸肌肌電活化 |
| Briem, 2011 | 51 位腳踝扭傷運動員 | 腓骨長肌 | 分為未貼組, 白貼組, 肌貼組; 腓骨長肌肌電測試 | 肌貼不能增加腓骨長肌肌電活化 |

2. 肌內效貼紮對柔軟度/關節活動度/肌肉硬度的影響(表二)

在柔軟度(關節活動度)部分, 多數學者認為在肌內效貼紮前後對於健康者的關節活動度或柔軟度並無明顯的改善效果(Martínez-Gramage, et al., 2016; Halski, et al., 2015; Merino-Marban, et al., 2014), 但是測量時間拉長或是有加入運動訓練/比賽來看, 則會有顯著性的增加(Ozmen, et al., 2016; Lemos, et al.,

2014; Merino-Marban, et al., 2013), 有些學者認為這可能是貼布的牽拉而改變皮膚及筋膜的鬆緊度, 來改善關節活動度(Chang, et al., 2010)。但是這些研究多是使用關節量角器或是坐姿體前彎測試, 並未直接針對肌肉的彈性做測試, 因此可能受試者的肌肉彈性不同, 而影響結果, 所以應該針對不同的肌肉彈性分組並做測試。

表二、近五年內肌內效貼紮(KT)對柔軟度/關節活動度/肌肉硬度的相關研究

| 作者,年代 | 受試者 | 貼紮部位 | 測試儀器及方式 | 結果 |
|------------------------|--------------------------------|------------------------|--|---|
| Ozmen, 2016 | 19 位女性健康者 | 股四頭肌 | 在貼紮前、下蹲運動後、及貼紮後 48 小時進行股四頭肌柔軟度、壓痛閾值、及短距離衝刺測試 | KT 對於肌肉壓痛及短距離衝刺無影響, 但是可維持股四頭肌柔軟度 |
| Martínez-Gramage, 2016 | 10 位健康者; 分為控制組與 KT 組 | 阿基里斯腱貼 I 字型; 腓腸肌貼 Y 字型 | 在貼紮前及貼紮後 72 小時進行小腿肌電儀測試、踝部活動度及步態分析 | KT 組與控制組的踝部關節活動度無顯著差異 |
| Halski, 2015 | 22 位健康排球選手; 分為假性貼紮組與 KT 組 | 股四頭肌 | 在貼紮前及貼紮後測試股直肌, 股外側肌, 股內側肌 EMG 及股四頭肌柔軟度 | KT 對股四頭肌柔軟度及 EMG 無影響 |
| Lemos, 2014 | 39 位受試者分為三組(控制組、肌貼無張力組、肌貼有張力組) | 軀幹兩側豎脊肌 | 在貼紮前、貼紮後 24, 48 小時及貼紮移除後 30 天進行站姿體前彎測試 | 兩組 KT 組在貼紮後 24, 48 小時站姿體前彎均有改善 |
| Merino-Marban, 2014 | 34 位運動員 | 腓腸肌 | 在貼紮前、貼紮後立即及運動比賽後進行小腿疼痛及柔軟度測試 | KT 組可降低運動後肌肉疼痛, 但是對腓腸肌柔軟度無影響 |
| Merino-Marban, 2013 | 34 位鐵人 2 項選手 | 腓腸肌 | 在貼紮前、貼紮後立即及比賽後進行疼痛評分及腳踝關節活動度測試 | KT 組在貼紮後腳踝關節活動度會立即性改善, 但是在比賽後並無差異、也無法降低肌肉疼痛情形 |

3. 肌內效貼紮對感覺功能的影響(表三)

在感覺功能方面, 研究的變數多集中於疼痛閾值、關節位置覺、力量覺等(Ozmen, et al., 2016; Seo, et al., 2016; Kocyigit, et al., 2015; Merino-Marban, et al., 2014; Chang, et al., 2013; Chang, et al., 2012), 結果也顯示對於疼痛、關節位置覺、力量覺會有改善, 不論是肌內效貼紮或是假性貼紮, 因此可能不是因為肌內效貼部的彈性或材質, 而是可能來自於貼在皮膚外層的貼布, 所以不論是肌內效貼紮或是假性貼紮都可以造成改善的效果。但是貼布本身是貼於皮膚表面, 對於較深層的關節位置覺、力量覺的影響有多少, 還是來自於其他表淺感覺或合併皮質感覺並未深入去探討, 因此應該也要針對其他感覺像是振動覺或兩點辨識覺進行測試, 以利了解肌內效貼部的作用機轉。

表三、近五年內肌內效貼紮(KT)對感覺功能的相關研究

| 作者,年代 | 受試者 | 貼紮部位 | 測試儀器及方式 | 結果 |
|---------------------|--------------------------------|------------|--|---|
| Ozmen, 2016 | 19 位 女大生 | 股四頭肌 | 在貼紮前、貼紮後立即及下蹲運動後 48 小時測量股四頭肌肌肉壓痛閾值、柔軟度、及衝刺表現 | 肌貼可維持股四頭肌柔軟度表現，但是貼紮後立即測試則無差異 |
| Seo, 2016 | 26 位腳踝扭傷者 | 踝前/外側、小腿外側 | 踝關節蹠屈/背屈/內翻/外翻關節位置覺 | 肌貼可改善背屈及內翻之關節位置覺 |
| Tremblay, 2015 | 12 位健康女性 | 小腿蹠屈及背屈肌肉 | 測試休息與動作時之運動誘發電位 | 肌貼無法改變運動誘發電位及皮質脊髓興奮性 |
| Kocuyigit, 2015 | 41 位膝關節退化患者；分為假性貼紮組及肌貼組 | 膝關節 | 測試活動時及晚上的疼痛情形、功能性評估、及生活品質 | 肌貼與假性貼紮對於疼痛、功能性及生活品質均有改善 |
| Merino-Marban, 2014 | 34 位運動員 | 腓腸肌 | 在貼紮前、貼紮後立即及運動比賽後進行小腿疼痛及柔軟度測試 | 肌貼組可降低運動後肌肉疼痛，但是對腓腸肌柔軟度無影響 |
| Chang, 2013 | 27 位運動員，分為 17 位健康者、10 位高爾夫球肘患者 | 肘屈肌 | 分別測試未貼紮、假性貼紮、及肌貼貼紮測試；測試最大握力、握力力量覺 | 肌貼不影響最大握力；肌貼與假性貼紮均可改善握力力量覺 |
| Chang, 2012 | 10 位肘內側發炎棒球選手及 17 位健康選手 | 肘屈肌 | 測試最大屈腕肌肌力、屈腕肌力量覺、壓痛及疼痛閾值 | 肌貼對於健康者及受傷者的屈腕肌力量覺、壓痛及疼痛閾值均有改善，但是對於最大屈腕肌肌力無差異 |

4. 肌內效貼紮對功能性動作與表現的影響(表四)

在運動表現部分，多數研究評估下肢的爆發能力(包含垂直跳、衝刺、水平跳)及動態平衡，但是研究結果還是呈現未定論的狀況，部分學者認為可改善健康運動員的下肢無氧運動能力、衝刺表現、及垂直跳(Trecroci, et al., 2016; Mostaghim, et al., 2016)，其餘學者認為並不能改善下肢運動功能(Ozmen, et al., 2016; Fernandes de Jesus, et al., 2016; Harmanci, et al., 2016; Strutzenberger, et al., 2016; Schiffer, et al., 2015; Nakajima, et al., 2013; Nunes, et al., 2013; Bicici, et al., 2012)，而對於動態平衡則有改善(Nakajima, et al., 2013; Bicici, et al., 2012)，但是對於需要柔軟度的功能性動作只有一篇研究進行檢測(Ozmen, et al., 2016)，因此可再增加非爆發性動作的功能性測試方法。

表四、近五年內肌內效貼紮對功能性動作與表現的相關研究

| 作者,年代 | 受試者 | 貼紮部位 | 測試儀器及方式 | 結果 |
|--------------------------|------------|----------------------------------|---|---|
| Ozmen, 2016 | 19 位 女大生 | 股四頭肌 | 在貼紮前、貼紮後立即及下蹲運動後 48 小時測量股四頭肌肌肉壓痛閾值、柔軟度、及衝刺表現 | 肌貼可維持股四頭肌柔軟度表現,但是對衝刺表現則無差異 |
| Trecroci, 2016 | 16 位健康者 | 股四頭肌, 分為未貼紮、假性貼紮組及肌貼組 | 測試 6 秒腳踏車衝刺 | 肌貼可增加 6 秒腳踏車衝刺的最大爆發力與功率 |
| Mostaghim, 2016 | 44 位健康運動員 | 股四頭肌, 分為未貼紮, 貼紮後立即測, 及貼紮後 24 小時測 | 測試股四頭肌最大肌肉等長自主收縮, 垂直跳,敏捷性,衝刺 | 肌貼比起無貼紮可改善股四頭肌最大肌肉等長自主收縮, 垂直跳,衝刺在立即及貼紮後測試及 24 小時後 |
| Fernandes de Jesus, 2016 | 60 位健康人 | 股四頭肌, 分為未貼紮, 假性貼紮, 及肌貼 | 在貼紮前、貼紮後立即、貼紮 3 天後、貼紮 5 天後、及貼紮 5 天後移除貼布後 3 天測量股四頭肌肌力, 單腳跳 | 肌貼並無法改善股四頭肌肌力及單腳跳能力 |
| Harmanci, 2016 | 31 位健康男性 | 股四頭肌, Y 字形貼紮, 分為肌貼組與未貼組 | 測試無氧爆發力、耐力、及垂直跳 | 肌貼對無氧爆發力、耐力、及垂直跳無影響 |
| Strutzenberger, 2016 | 10 位橄欖球選手 | 臀部, 分為肌貼組與未貼組 | 測試 20m 衝刺, 垂直跳地板反作用力, 反應肌力, 下肢運動學 | 肌貼不影響下肢爆發力 |
| Schiffer, 2015 | 18 位女性田徑選手 | 腓腸肌、腿後肌、股四頭肌、髂腰肌, 分為肌貼組與未貼組 | 測試單腳跳 | 肌貼不影響單腳跳能力 |
| Nakajima, 2013 | 52 位健康者 | 脛前肌, 腓腸肌, 腓骨肌群 | 在貼紮前、貼紮後立即及貼紮後 24 小時測試垂直跳最高高度, 平均高度,及動態平衡 | 肌貼不影響垂直跳,但是對動態平衡有幫助 |
| Nunes, 2013 | 20 位健康者 | 腓腸肌, 分為肌貼組與非彈性貼布組 | 測試垂直跳,水平跳,動態平衡 | 肌貼不影響垂直跳、水平跳及動態平衡 |
| Bicici, 2012 | 15 位腳踝扭傷者 | 腓骨肌群, 分為肌貼組及白貼組 | 測試水平跳,單腳跨欄,舉踵,垂直跳,動態平 | 肌貼與白貼對水平跳,單腳跨欄及動態平衡均有 |

5.肌內效貼紮之促進與抑制貼法之相關研究(表五)

肌內效貼紮之促進與抑制貼法的研究近 3 年來才有相關的發表資料,促進貼法的目的幫助肌肉的收縮,抑制貼法是放鬆肌肉、增加柔軟度或關節活動度,這三年的研究發現也是尚未有定論,學者認為促進貼法可增加肌肉力量、瞬發力、及肌肉張力(Yeung, et al., 2016; Rodrigues, et al., 2016; Gusella, et al., 2014),但是也有學者認為促進與抑制貼法並不會影響肌肉收縮、協調性(Serrão, et al., 2016; Bravi, et al., 2016; Cai, et al., 2016; Zanca, et al., 2016),然而這只有測試一個肌肉的協調性,並非同時測試多個肌肉之間的收縮表現及協調性,因此本研究同時使用促進與抑制貼法並針對多條肌肉之間的協調性進行評估,以了解肌肉之間的改變。

表五、近五年內肌內效貼紮的促進與抑制貼法之相關研究

| 作者,年代 | 受試者 | 貼紮方式 | 測試儀器及方式 | 結果 |
|-----------------|-----------|-----------------------------|--|--|
| Serrão, 2016 | 18 位男性 | 假性貼紮/促進/抑制貼法於膝伸肌 | 測量在槓鈴下蹲運動時之股四頭肌 EMG | 貼紮方式並不會影響股四頭肌的 EMG 收縮量 |
| Yeung, 2016 | 28 位健康者 | 促進/抑制貼法/Hypafix taping 於膝伸肌 | 測量髌股反射之動作神經元興奮性、反射延遲、及 EMG 動作電位、與膝伸肌肌力 | 促進貼法比抑制貼法可增加膝伸肌肌力,但是動作神經元興奮性、反射延遲、及 EMG 動作電位無差異 |
| Bravi, 2016 | 10 位健康受試者 | 前臂外側;促進與抑制貼法 | 使用 2 種不同張力測試手腕反覆彎曲伸直與聽覺刺激下的肌肉協調性 | 促進與抑制貼法不會影響協調性;不同張力不會影響協調性;但是 KT 與未貼受試者比較起來肌肉協調性會有改善 |
| Rodrigues, 2016 | 20 位男性 | 腓腸肌;三種貼紮狀況(無貼紮、促進、抑制貼法) | 執行做大等長收縮時評估神經肌肉的效能、瞬發力 | 促進貼法在肌肉收縮初期有較高的瞬發力,但是無法改善神經肌肉的效能及最大肌力 |
| Cai, 2016 | 33 位健康成人 | 手腕伸肌;三種貼紮狀況(無貼紮、促進、抑制貼法) | 執行最大握力評估及手腕伸肌 EMG | 促進、抑制貼法與無貼紮均不會影響最大握力及手腕伸肌 EMG |
| Zanca, 2016 | 28 位運動員 | 下斜方肌;三種貼紮狀況(無貼紮、促進、假性貼紮) | 測試投擲動作產生疲勞後肩胛骨 3D 運動學、上斜方/下斜方肌/前鋸肌 | 促進性的貼法對於健康的運動員的肩胛骨運動學及 EMG 無幫助 |
| Gusella, 2014 | 24 位健康者 | 胸大肌;促進及抑制貼法 | 測試肩關節被動外轉角度 | 促進貼法可增加肌肉張力 |

四、研究方法

1. 受試者：

本研究共招募正常健康之運動員 45 位(表六)，健康運動員之收案條件：(1)測試前一年內未曾有過任何下肢傷害、骨折、脫臼或脫位、肌腱炎或任何神經病變的病史；(2) 運動頻率為每周 3 天以上，至少有三年以上的該項運動的運動經歷；(3)未曾有過頭部外傷(head injury)、腦震盪、中耳炎(otitis media)、梅尼爾氏症(Meniere disease)、聽覺受損等會影響平衡能力的醫療問題。並以隨機抽籤方式分為 3 組：假性貼紮組、促進貼法組、及抑制貼法組，所有的受試者在進行實驗前，需要了解實驗目的、實驗方法、實驗流程及注意事項，並且簽署受試者同意書。實驗流程經由澄清醫院人體試驗委員會審查通過(IRB 編號:HP170013)。

表六、受試者基本資料

| 基本資料 | 假性貼紮 | 促進貼紮 | 抑制貼紮 | F | P |
|-------------|-----------|-----------|-----------|-------|------|
| 人數(性別 男: 女) | 15 (6: 9) | 15(12:2) | 15(7:8) | -- | -- |
| 年齡(歲) | 20.5±1.7 | 19.9±1.4 | 19.8±1.0 | 1.186 | .316 |
| 身高(公分) | 165.9±9.3 | 172.0±7.9 | 166.7±9.4 | 2.085 | .137 |
| 體重(公斤) | 61.1±13.0 | 64.3±8.6 | 63.3±14.1 | .282 | .755 |
| 運動頻率(次/週) | 3.5±1.5 | 4.4±1.5 | 3.4±1.8 | 1.744 | .187 |
| 運動時間(小時/週) | 2.2±1.0 | 2.8±1.2 | 2.5±1.0 | 1.109 | .339 |

2. 研究設備及測量方法

本研究使用之儀器包括 Zebris 測力板、肌內效貼布、肌肉硬度測量儀、感覺功能測試設備、功能性動作評估設備(functional movement screening system)。

Zebris 測力板(Zebris FDM-S, Zebris Medical GmbH, Germany)是一種高品質電容壓力感測器分析評估設備，它可分析足底壓力的分佈，其感測器分布面積大小為 149*52.4cm，共有感測器約 11264 個，本研究設定取樣頻率為 100Hz，並以足壓中心(center of foot pressure; COP)變化作為下肢神經肌肉平衡能力之評估，本研究中共有四種狀況的測試，分別是開眼裸足單腳站立、閉眼裸足單腳站立、開眼軟墊單腳站立、及閉眼軟墊單腳站立，其測量變數包含單腳站立維持時間、晃動面積(area of body sway)、晃動距離(path length of body sway)、晃動速度(velocity of body sway)(圖 1)。

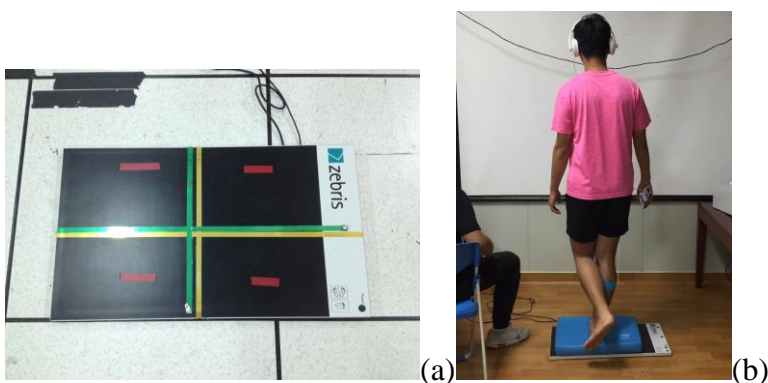


圖 1. Zebris 測力板(a)及軟墊單腳站立平衡測試(b)。

肌肉硬度測量儀(Digital force gauge, Wagner Force One™ - Model FDIX, Wagner Instruments, Greenwich, CT, USA)(圖 2)：用以測量脛前肌和脛後肌的肌肉硬度、壓痛閾值與疼痛忍受度。肌肉硬度測試包含腓腸肌及脛前肌，使用肌肉硬度測量儀下壓肌肉之肌腹，以緩慢的速度往下壓，記錄下壓之

力量及下壓之距離，並以公式：下壓力量/最大形變量，計算肌肉的硬度。

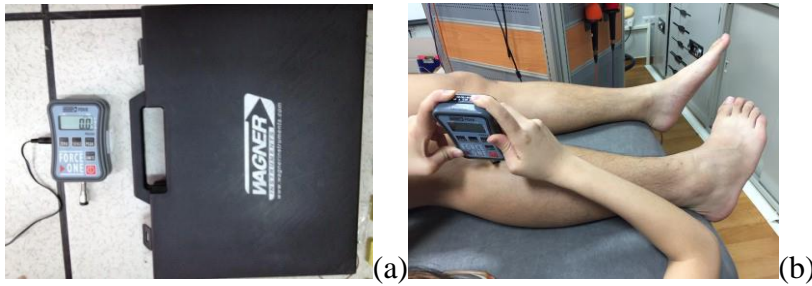


圖 2. 肌肉硬度測量儀(a) 及脛前肌測試(b)。

感覺功能測試設備(圖 3)：包含振動音叉(圖 3a)及兩點辨識覺工具 (Two-Point Aesthesiometer, Lafayette Instrument, Lafayette, IN) (圖 3b)，用以測量表淺感覺及合併皮質感覺。表淺感覺測試肌肉的疼痛閾值及振動覺，合併皮質感覺測試兩點辨識覺。表淺感覺之壓痛閾值測試是使用數位測力計(Digital force gauge)測量脛前肌和腓腸肌的壓痛閾值。測試脛前肌時，先測量受測者從脛骨內髁到脛骨內踝的長度，記錄並壓在脛骨遠端長度 1/3 上，加壓的力量與速度必須平緩且漸加大，直到受試者感到疼痛而停止，並記錄壓下壓的力量值。測試腓腸肌時，先測量受試者腓窩至阿基里斯腱之長度，取長度的一半位置向下壓，壓至直到受試者感覺疼痛而停止，並記錄下壓的力量值。測試時共測量三次，取三次平均作為最後數值；振動覺則是使用 128 Hz 的振動音叉，測試時要求受試者眼睛閉上及戴上耳機，將音叉振動後放至於外踝骨頭上，讓受試者感受音叉的震動，並開始計時，當受試者不再感到音叉振動時計時即停止，並記錄音叉上的數值及停止的時間(圖 3c)。合併皮質感覺測試兩點辨識覺，讓受試者趴臥於床鋪上，將兩點辨識覺工具調整兩端點距離，並從 10 公分寬往下調整，每下調 1 公分寬距離，就量測一次，直到受試者無法分辨兩個端點，即記錄上一個距離的長度(圖 3d)。

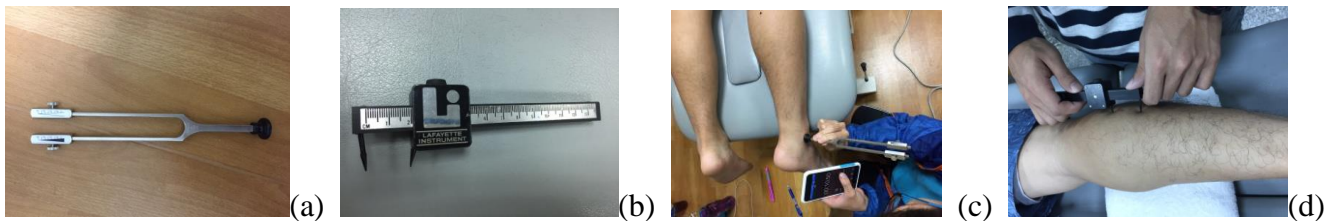


圖 3. 感覺功能測試設備，(a)振動音叉及(b)兩點辨識覺工具；小腿感覺功能測試之振動覺測試(c)及兩點辨識覺測試(d)。

功能性動作評估設備(functional movement screening system)(圖 4)：包含功能性動作評估儀器、2 個家用型影像鏡頭、及攜帶型電腦。用以測試功能性動作評估中的深蹲(deep squat)與直線弓箭步(in-line lunge)。功能性動作評估共有七項動作，但是考量七項動作中以深蹲與直線弓箭步較與本研究中小腿柔軟度及下肢功能性較相關，因此選擇這兩項動作進行評估，受試者在雙手腕、手肘、肩部、膝關節、髖關節外側、踝關節綁上亮色束帶，在受試者身體前方與外側放置兩台家用型鏡頭進行動作抓取與拍攝，當深蹲或直線弓箭步動作完成時，由鏡頭拍攝並抓取肩部與軀幹角度、軀幹與髖關節角度、大腿與小腿角度、及小腿與腳板角度，這些角度並紀錄之(圖 4)。

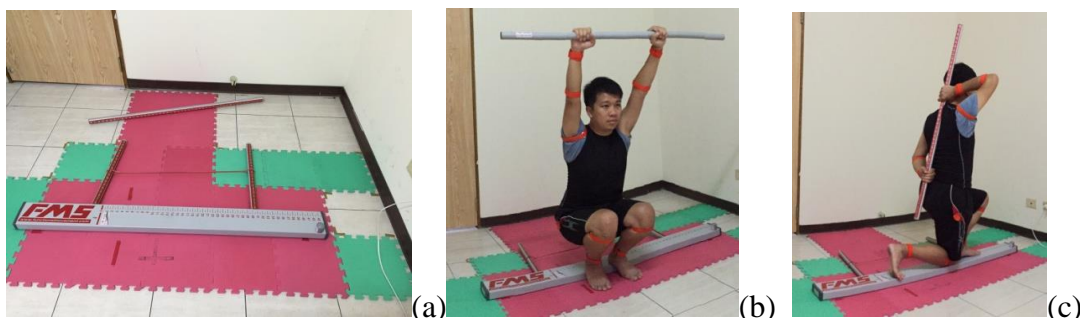


圖 4. 功能性動作評估設備套組(a)、功能性動作評估之深蹲(b)及直線弓箭步(c)。

3. 肌內效貼布貼紮位置及方式

本研究中採用標準的兩吋(5 cm)肌內效貼布(Kinesio Tex Tape, Kinesio Holding Company, Albuquerque, NM)。貼紮的部位為腓腸肌，貼紮的方式分為假性貼紮、促進貼紮、及抑制貼紮(圖 5)，假性貼紮是在腓腸肌肌腹中段，貼一 I 字型的橫條，抑制貼紮是從肌肉終點(足跟底)貼到肌肉起點(膝蓋後側)，受試者採取趴姿，研究者先量測小腿從脛窩至腳跟長度，並以該長度量測貼布長度，再將貼布剪下，預留貼布約 10 公分，其餘剪開成 Y 字型，將受試者膝關節彎曲並將足部下壓呈背屈姿勢，將預留之 10 公分貼布從足底腳跟處開始貼紮，該處並不施予拉力，貼紮至跟腱處再將 Y 字型其中一條沿小腿外側緣黏貼，同時將受試者膝關節被動伸直，此時不施予任何拉力貼上；再將 Y 字型另一條貼布沿小腿內側緣黏貼，黏貼時同樣不施予任何拉力。促進貼紮是從肌肉起點(膝蓋後側)貼到肌肉終點(足跟底)，受試者採取趴姿，研究者先量測小腿從脛窩至腳跟長度，並以該長度量測貼布長度，再將貼布剪成 I 字型，將受試者膝關節伸直並讓足部呈蹠屈姿勢，貼布從膝蓋後側貼至足底腳跟處，此時不施予任何拉力貼上。

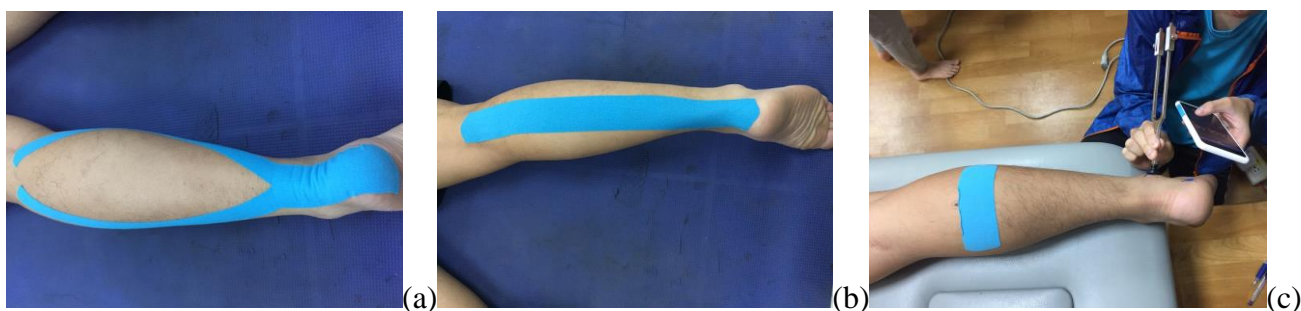


圖 5. 肌內效貼布貼紮位置及方式：(a)促進貼紮、(b)抑制貼紮、及(c)假性貼紮。

4. 測試流程(圖 6)

所有測試均在貼紮前、貼紮後立即、及介入連續舉踵(heel raising movement)至疲勞後休息 10 分鐘後進行測試。連續舉踵(heel raising movement)至疲勞的定義是讓受試者執行墊腳尖測試，直到墊腳尖的高度低於開始的一半，連續三次及設定為小腿後肌群的疲勞(Chang et al., 2013)。

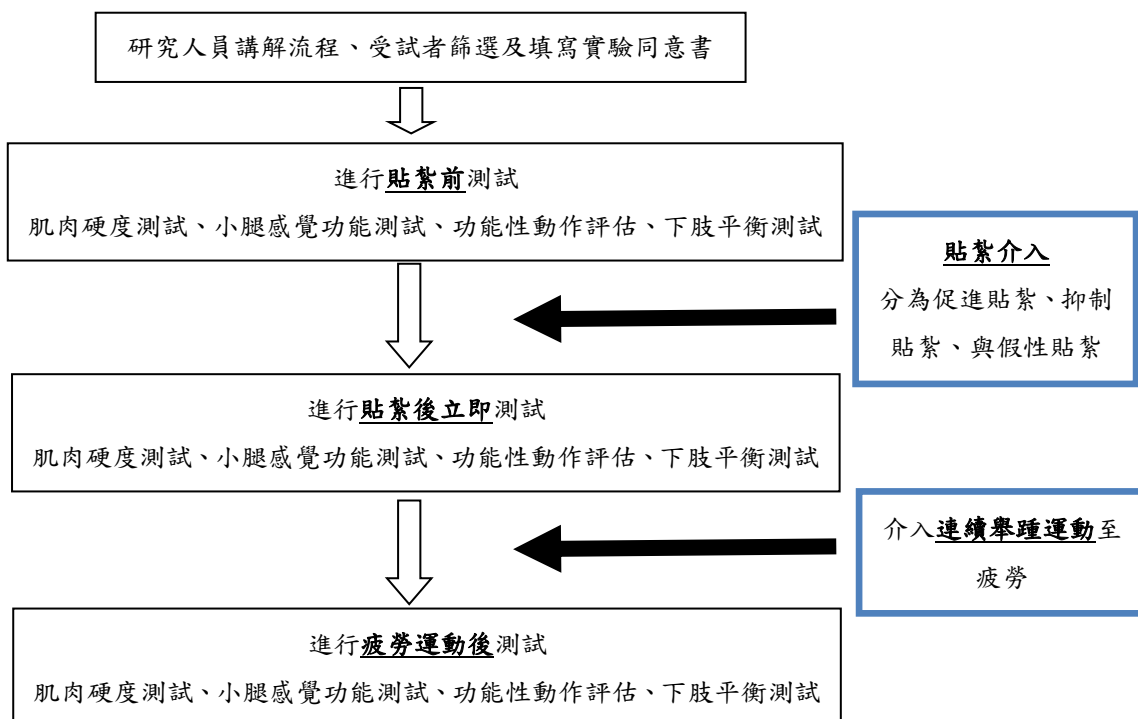


圖 6、測試流程

5. 統計方式：以混合設計重複量數二因子變異數分析在貼紮前、後立即、及運動介入後下肢平衡、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作評估的差異。

五、結果與討論（含結論與建議）

本研究中共 45 位受試者參與，隨機分派至假性貼紮組、促進貼紮組、及抑制貼紮組。三組基本資料經由統計分析發現其同質性相同、無顯著差異。

下肢平衡測試(表七至表十)：結果發現在開眼裸足單腳站立時，不論是貼紮前、貼紮後、或疲勞運動後，抑制貼紮組在晃動距離顯著大於假性貼紮組 ($p < .05$)；在晃動速度也是抑制貼紮組顯著大於假性貼紮組及促進貼紮組($p < .05$)。在閉眼裸足單腳站立，所有組別均無顯著差異。在開眼軟墊單腳站立時，不論在貼紮前、貼紮後、與疲勞運動後晃動面積在抑制貼紮組均與假性貼紮組及促進貼紮組有顯著差異($p < .05$)。在閉眼軟墊單腳站立，在貼紮前與疲勞運動後，三組均在站立維持時間上有顯著差異($p < .05$)。過去研究發現運動前介入肌內效貼紮可以改善健康運動員的動態平衡能力(Chang, 2018)，但是該篇研究並未在介入疲勞運動，本研究包含介入疲勞運動且將肌內效貼紮的方式分為促進貼紮及抑制貼紮，因此可以更清楚了解兩種貼紮方式的效果。

肌肉硬度測量(表十一及表十二)：結果發現不論是腓腸肌或是脛前肌，在疲勞運動後在三組均顯著比貼紮前或貼紮後僵硬($p < .05$)。過去研究均未針對肌肉硬度進行直接測試，只針對柔軟度或關節活動度，但是這些研究結果並未發現改善的效果(Martinez-Gramage, et al., 2016; Halski, et al., 2015; Merino-Marban, et al., 2014)。Wang 等學者(2018)以磁振彈性造影(Magnetic Resonance Elastography)評估 66 位健康者之腰部豎脊肌的彈性，並將肌內效貼布貼於一側之豎脊肌，另一側未貼，並當作比較之參考側，結果發現有貼紮的豎脊肌能減少磁振彈性造影的剪力的剛性(shear stiffness)。但是研究中並未區分為促進貼紮或抑制貼紮，這也是本研究與這些研究之差異。

感覺功能測試(表十一至表十四)：研究結果發現代表表淺感覺之壓痛閾值測試，不論在三種貼紮狀況或貼紮前/後與疲勞運動後，均無顯著差異 ($p > .05$)，雖然在疲勞運動後三種貼紮方式均有微幅增加壓痛的感覺，但是在統計上並未有差異存在。在振動覺測試部分，也與壓痛閾值測試結果類似，不論在三種貼紮狀況或貼紮前/後與疲勞運動後，均無顯著差異 ($p > .05$)。代表合併皮質感覺之兩點辨識覺測試結果不論在三種貼紮狀況或貼紮前/後與疲勞運動後並無顯著性交互作用($p > .05$)，但是在組別間(三種貼紮狀況)有顯著差異 ($p < .05$)，假性貼紮組與促進貼紮組兩組間有顯著差異，促進貼紮組在兩點辨識覺顯著比假性貼紮組敏感($p < .05$)，雖然本研究是以隨機分派方式進行分組，但是每個體之間亦會有差異，這並無法避免。過去的研究中均以證實對於健康者與受傷者之關節位置覺與力量覺能有所改善(Ozmen, et al., 2016; Seo, et al., 2016; Kocyigit, et al., 2015; Merino-Marban, et al., 2014; Chang, et al., 2013; Chang, et al., 2012)，本研究想更了解在其他感覺功能上的差異，但是對於壓痛覺、振動覺、及兩點辨識覺均無差異，且不論是促進貼紮或是抑制貼紮方式也無差異，但是不同學者也持有不同的看法，Yeung 等學者(2016)認為促進貼法比抑制貼法可增加膝伸肌肌力，但是動作神經元興奮性、反射延遲、及 EMG 動作電位則無差異；Bravi 等學者(2016)使用促進與抑制貼法去測試手腕反覆彎曲伸直與聽覺刺激下的肌肉協調性，認為促進與抑制貼法均不會影響協調性，但是有貼與未貼肌內效貼布的受試者比較起來肌肉協調性會有改善；Rodrigues 等人(2016)以三種貼紮狀況(無貼紮、促進、抑制貼法)執行做大等長收縮時評估神經肌肉的效能、瞬發力，結果發現促進貼法在肌肉收縮初期有較高的瞬發力，但是無法改善神經肌肉的效能及最大肌力。由以上的研究結果顯示促進貼紮或是抑制貼紮方式也無明顯差異，根據 Kasa 學者所提出之促進與抑制兩種貼法是否有其科學理論依據則有待商榷。

功能性動作評估之深蹲(deep squat)與直線弓箭步(in-line lunge)動作測試關節角度(表十五與表十六)，研究結果顯示在直線弓箭步左側與右側評估的膝與髖角度，不論在三種貼紮狀況或貼紮前/後與

疲勞運動後，均無顯著差異 ($p > .05$)；在深蹲動作中的肩部、髖部、踝部、及桿子水平不論在三種貼紮狀況或貼紮前/後與疲勞運動後，均無顯著差異 ($p > .05$)，只有在膝角度上有顯著差異($p < .05$)，由結果可發現促進貼紮與抑制貼紮在貼紮後與疲勞運動後相對於貼紮前均對膝關節彎曲角度顯著改善，假性貼紮則無差異，但是研究中對於踝關節角度則無差異。過去對於關節角度的研究都只針對單關節的關節活動度進行測量，但是本研究是針對整個功能性動作的動力練的關節角度進行評估，這是與過去的研究較不相同之處，結果發現是位於下肢動力練中段的膝關節彎曲角度有增加，這個結果可能是小腿腓腸肌都是跨關節肌肉，都會往上或往下影響串連上下的關節角度，此次貼紮貼於小腿腓腸肌，不論是抑制或促進貼法，都在貼紮後或疲勞運動後影響小腿腓腸肌，但是其影響主要是在小腿腓腸肌靠近膝關節處的位置，因而改善膝關節的彎曲角度，但是不論是近貼法或抑制貼法則無差異。過去研究發現使用肌內效貼紮在股四頭肌，在貼紮前、貼紮後立即及下蹲運動後 48 小時測量股四頭肌柔軟度，可維持股四頭肌柔軟度表現(Ozmen, 2016)；另外 Merino-Marban(2014)等人則使用肌內效貼紮於運動員的小腿腓腸肌，在貼紮前、貼紮後立即及運動比賽後進行小腿疼痛及柔軟度測試，結果發現肌貼組可降低運動後肌肉疼痛，但是對腓腸肌柔軟度無影響。本研究則發現若是對單一關節進行測量活動度或柔軟度，其結果可能有不一致的效果，但是若是評估整體下肢動力練則在貼紮後會改善膝關節角度，人體或運動員動作型態多是以動力練串連方式存在，建議未來的評估應以整體動力練方式評估柔軟度。

研究結果建議：(1)肌內效貼紮之抑制貼法可能會影響下肢平衡的能力，使其變差；(2) 肌內效貼紮之促進貼法在兩點辨識覺較敏感，其餘壓痛覺與振動覺無影響；(3)肌內效貼紮之抑制與促進貼法均能改善整體下肢動力練執行動作時之膝關節彎曲角度。

表七、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在開眼與閉眼裸足下之平衡資料

| | 假性貼紮 | | | 促進貼紮 | | | 抑制貼紮 | | |
|------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 |
| 開眼裸足 | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 10.0±0.1 | 10.0±0.0 | 10.0±0.0 | 10.0±0.0 | 10.0±0.1 | 9.4±2.3 | 10.0±0.0 | 10.0±0.1 | 9.9±0.6 |
| 晃動面積(mm ²) | 182.99±111.47 | 200.96±173.48 | 324.33±411.65 | 213.21±208.51 | 308.73±248.54 | 211.23±106.81 | 279.51±271.88 | 278.89±252.48 | 1070.79±3500.37 |
| 晃動距離(mm) | 226.12±42.75 ^A | 218.87±69.64 ^A | 249.31±74.26 ^A | 250.48±64.59 | 295.89±66.53 | 247.32±57.18 | 311.43±108.92 ^A | 330.49±112.99 ^A | 313.38±166.12 ^A |
| 晃動速度(mm/sec) | 22.89±4.32 ^A | 24.17±3.82 ^A | 25.21±7.31 ^A | 25.39±6.54 ^B | 29.96±6.79 ^B | 25.04±5.82 ^B | 31.67±11.04 ^{AB} | 33.53±11.39 ^{AB} | 41.51±36.64 ^{AB} |
| 閉眼裸足 | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 10.0±0.1 | 9.72±0.84 | 9.57±1.74 | 8.81±2.48 | 9.56±1.79 | 9.86±0.73 | 8.58±2.74 | 9.01±2.24 | 8.69±2.65 |
| 晃動面積(mm ²) | 692.29±584.36 | 700.53±585.31 | 650.63±390.58 | 731.06±566.03 | 782.78±479.03 | 809.31±606.70 | 935.22±1056.88 | 653.67±545.81 | 1473.13±2277.59 |
| 晃動距離(mm) | 592.38±166.55 | 494.21±186.89 | 482.78±112.61 | 498.25±218.34 | 615.33±193.77 | 555.00±163.52 | 459.51±164.90 | 520.15±221.07 | 576.90±279.04 |
| 晃動速度(mm/sec) | 59.96±16.91 | 51.56±18.37 | 53.58±19.90 | 117.51±241.36 | 63.89±15.99 | 57.43±17.24 | 59.11±22.08 | 100.12±149.69 | 74.45±46.30 |

註: A: 假性貼紮與抑制貼紮在貼紮前、貼紮後與疲勞後有顯著差異, $p < .05$; B: 促進貼紮與抑制貼紮在貼紮前、貼紮後、與疲勞後有顯著差異, $p < .05$

表八、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在開眼與閉眼裸足下之平衡統計數據結果

| | Within-subject (pre-post-postfatigue) | | | Between-subject (group) | | | Interaction (group x time intervention) | | | |
|------------------------|---------------------------------------|---------|---------------------|-------------------------|-------------|---------------------|---|---------|---------------------|-------|
| | F(2,84) | P value | Partial eta squared | F(1,42) | P value | Partial eta squared | F(2,84) | P value | Partial eta squared | Power |
| 開眼裸足 | | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 1.502 | .229 | .035 | .750 | .479 | .034 | .749 | .561 | .034 | .232 |
| 晃動面積(mm ²) | 1.073 | .347 | .025 | .750 | .479 | .034 | .823 | .514 | .038 | .253 |
| 晃動距離(mm) | .920 | .402 | .021 | 5.300 | .009 | .202 | 1.364 | .254 | .061 | .408 |
| 晃動速度(mm/sec) | 1.002 | .371 | .023 | 6.687 | .003 | .242 | 1.012 | .406 | .046 | .307 |
| 閉眼裸足 | | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | .378 | .686 | .009 | 2.046 | .142 | .089 | .825 | .513 | .038 | .253 |
| 晃動面積(mm ²) | 1.471 | .239 | .034 | .845 | .437 | .039 | 1.560 | .192 | .069 | .463 |
| 晃動距離(mm) | .273 | .762 | .006 | .390 | .680 | .018 | 2.270 | .068 | .098 | .640 |
| 晃動速度(mm/sec) | .371 | .691 | .009 | .807 | .453 | .037 | 1.110 | .357 | .050 | .335 |

表九、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在開眼與閉眼軟墊站立下之平衡資料

| | 假性貼紮 | | | 促進貼紮 | | | 抑制貼紮 | | |
|------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 |
| 開眼軟墊 | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 10.02±0.09 | 10.04±0.08 | 9.81±0.76 | 9.49±1.83 | 9.67±1.32 | 9.99±0.12 | 9.88±0.52 | 10.00±0.03 | 10.00±0.08 |
| 晃動面積(mm ²) | 513.33±547.74 ^C | 349.65±252.24 ^C | 355.33±349.66 ^C | 663.21±619.43 ^C | 406.19±206.87 ^C | 512.33±354.36 ^C | 674.49±621.13 ^C | 464.25±513.21 ^C | 474.03±492.35 ^C |
| 晃動距離(mm) | 275.29±131.76 | 271.85±62.81 | 258.05±71.27 | 340.15±116.94 | 299.76±85.34 | 307.46±53.95 | 422.75±295.34 | 305.95±109.26 | 309.42±116.47 |
| 晃動速度(mm/sec) | 30.85±8.90 | 27.45±6.20 | 26.70±6.92 | 59.92±89.06 | 31.91±7.97 | 31.19±5.43 | 45.30±38.46 | 31.05±10.86 | 31.53±11.88 |
| 閉眼軟墊 | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 4.71±2.15 ^D | 5.51±2.63 | 7.34±5.93 ^D | 5.11±2.17 ^D | 4.99±2.64 | 6.24±3.43 ^D | 4.58±2.21 ^D | 4.33±2.21 | 5.72±2.65 ^D |
| 晃動面積(mm ²) | 2114.84±2117.01 | 2230.77±1922.22 | 2456.55±3416.70 | 2275.95±1502.05 | 1860.61±1467.55 | 2080.97±1796.78 | 4254.07±9600.39 | 1582.62±1536.49 | 1394.31±661.20 |
| 晃動距離(mm) | 397.96±186.08 | 448.93±230.62 | 468.08±239.81 | 473.69±221.18 | 404.33±226.02 | 486.43±287.81 | 423.15±183.69 | 341.48±278.82 | 456.55±169.74 |
| 晃動速度(mm/sec) | 86.97±23.14 | 84.77±27.50 | 82.34±24.00 | 93.61±22.56 | 82.92±21.94 | 140.17±233.43 | 98.31±35.59 | 76.06±24.00 | 86.85±31.61 |

註: C: 假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮在貼紮前、貼紮後、與疲勞後有顯著差異, p < .05; D: 假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮在貼紮前與疲勞後有顯著差異, p < .05

表十、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在開眼與閉眼軟墊站立下之平衡統計數據結果

| | Within-subject (pre-post-postfatigue) | | | Between-subject (group) | | | Interaction (group x time intervention) | | | |
|------------------------|---------------------------------------|-------------|---------------------|-------------------------|---------|---------------------|---|---------|---------------------|-------|
| | F(2,84) | P value | Partial eta squared | F(1,42) | P value | Partial eta squared | F(2,84) | P value | Partial eta squared | Power |
| 開眼軟墊 | | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | .351 | .705 | .008 | 1.351 | .270 | 0.60 | .767 | .550 | .035 | .237 |
| 晃動面積(mm ²) | 7.236 | .001 | .147 | .454 | .638 | .021 | .198 | .939 | .009 | .090 |
| 晃動距離(mm) | 4.162 | .019 | .090 | 2.068 | .139 | .090 | 1.460 | .222 | .065 | .435 |
| 晃動速度(mm/sec) | 3.359 | .040 | .074 | 1.533 | .228 | .068 | .724 | .578 | .033 | .225 |
| 閉眼軟墊 | | | | | | | | | | |
| 站立維持時間(sec) | 4.001 | .022 | .087 | 1.031 | .366 | .047 | .317 | .866 | .015 | .118 |
| 晃動面積(mm ²) | 1.310 | .275 | .030 | .064 | .938 | .003 | 1.254 | .295 | .056 | .377 |
| 晃動距離(mm) | 1.354 | .264 | .031 | .381 | .686 | .018 | .496 | .739 | .023 | .163 |
| 晃動速度(mm/sec) | .867 | .424 | .020 | .770 | .469 | .035 | .840 | .503 | .038 | .258 |

表十一、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組肌肉硬度及肌肉壓痛資料

| | 假性貼紮 | | | 促進貼紮 | | | 抑制貼紮 | | |
|--|------------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 |
| 肌肉硬度, kg/πcm² | | | | | | | | | |
| 腓腸肌 | 0.73±0.22 ^A | 0.77±0.19 ^B | 0.99±0.32 ^{AB} | 0.94±0.44 ^A | 0.84±0.26 ^B | 1.21±0.37 ^{AB} | 1.03±0.68 ^A | 0.94±0.55 ^B | 1.10±0.36 ^{AB} |
| 脛前肌 | 0.75±0.33 ^A | 0.71±0.19 ^B | 0.78±0.25 ^{AB} | 0.87±0.21 ^A | 0.81±0.17 ^B | 0.76±0.15 ^{AB} | 0.71±0.19 ^A | 0.97±0.29 ^B | 0.81±0.15 ^{AB} |
| 肌肉壓痛, 分 | | | | | | | | | |
| 腓腸肌 | 3.9±1.7 | 3.4±1.4 | 4.1±1.9 | 3.9±1.6 | 3.6±1.9 | 4.2±2.1 | 4.2±1.7 | 3.3±2.2 | 4.4±2.1 |
| 脛前肌 | 3.5±2.0 | 3.7±2.5 | 3.7±1.8 | 3.8±1.8 | 3.9±2.5 | 4.3±2.1 | 3.7±2.0 | 3.5±2.1 | 4.2±2.0 |

註: A: 假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮在貼紮前與疲勞後有顯著差異, p < .05; B: 假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮在貼紮後與疲勞後有顯著差異, p < .05

表十二、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組肌肉硬度及肌肉壓痛之統計數據結果

| | Within-subject (pre-post-postfatigue) | | | Between-subject (group) | | | Interaction (group x time intervention) | | | |
|--|---------------------------------------|---------|---------------------|-------------------------|---------|---------------------|---|---------|---------------------|-------|
| | F(2,84) | P value | Partial eta squared | F(1,42) | P value | Partial eta squared | F(2,84) | P value | Partial eta squared | Power |
| 肌肉硬度, kg/πcm² | | | | | | | | | | |
| 腓腸肌 | 18.180 | .000 | .302 | 1.264 | .293 | .057 | 1.726 | .152 | .076 | .508 |
| 脛前肌 | 8.628 | .000 | .170 | 1.820 | .175 | .080 | .692 | .599 | .032 | .216 |
| 肌肉壓痛, 分 | | | | | | | | | | |
| 腓腸肌 | .279 | .757 | .007 | .947 | .396 | .043 | .429 | .787 | .020 | .146 |
| 脛前肌 | 1.890 | .157 | .043 | .213 | .809 | .010 | .691 | .600 | .032 | .216 |

表十三、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組關節位置覺、力量覺、振動覺、及兩點辨識覺資料

| | 假性貼紮 ^A | | | 促進貼紮 ^A | | | 抑制貼紮 | | |
|------------------|-------------------|------------|------------|-------------------|------------|-----------|------------|------------|------------|
| | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 |
| 振動覺, sec | 31.72±6.88 | 32.80±8.06 | 31.48±6.92 | 31.30±5.85 | 29.47±3.63 | 28.78±4.8 | 29.22±8.03 | 30.27±8.55 | 32.01±9.07 |
| 兩點辨識覺, cm | 7.47±2.16 | 7.10±1.50 | 7.30±2.27 | 5.57±2.22 | 5.83±2.12 | 5.57±2.43 | 7.30±2.27 | 7.00±1.61 | 7.00±1.40 |

註: A: 假性貼紮與促進貼紮兩組間有顯著差異, $p < .05$

表十四、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組振動覺、及兩點辨識覺資料之統計數據結果

| | Within-subject (pre-post-postfatigue) | | | Between-subject (group) | | | Interaction (group x time intervention) | | | |
|--------------|---------------------------------------|---------|---------------------|-------------------------|-------------|---------------------|---|---------|---------------------|-------|
| | F(2,84) | P value | Partial eta squared | F(1,42) | P value | Partial eta squared | F(2,84) | P value | Partial eta squared | Power |
| 振動覺 | .007 | .993 | .000 | .494 | .614 | .023 | 1.586 | .186 | .070 | .470 |
| 兩點辨識覺 | .364 | .696 | .009 | 3.992 | .026 | .160 | .355 | .840 | .017 | .127 |

表十五、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在功能性動作評估之深蹲與直線弓箭步之角度資料

| | 假性貼紮 | | | 促進貼紮 | | | 抑制貼紮 | | |
|----------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 | 貼紮前 | 貼紮後 | 疲勞後 |
| 深蹲(DS) | | | | | | | | | |
| 肩部角度 | 169.1±12.3 | 171.1±15.4 | 167.7±14.5 | 167.0±18.2 | 166.1±14.1 | 165.3±10.1 | 167.7±14.5 | 165.3±10.1 | 165.6±11.4 |
| 髖角度 | 57.3±13.9 | 56.2±11.6 | 56.6±12.2 | 55.1±13.2 | 54.9±9.9 | 58.3±11.3 | 53.5±9.7 | 55.6±8.5 | 55.7±10.4 |
| 桿子水平 | 2.4±2.1 | 1.9±2.0 | 2.7±1.7 | 2.1±2.1 | 1.9±1.9 | 2.0±1.8 | 2.5±2.2 | 3.3±2.2 | 3.2±2.1 |
| 膝角度 | 39.7±9.6 | 39.3±7.9 | 38.9±8.0 | 42.0±12.0 | 37.7±10.3 | 37.5±8.9 | 39.7±13.5 | 34.5±8.9 | 35.7±8.1 |
| 踝角度 | 72.9±11.1 | 75.9±9.3 | 74.9±10.0 | 71.8±8.3 | 72.9±9.9 | 70.6±9.4 | 69.9±9.3 | 68.7±11.3 | 71.3±12.3 |
| 右側直線弓箭步 | | | | | | | | | |
| 膝角度 | 59.2±7.8 | 60.3±8.5 | 60.5±7.2 | 55.5±8.9 | 57.1±7.2 | 57.6±7.4 | 58.1±10.3 | 58.6±9.5 | 65.9±23.2 |
| 髖角度 | 157.4±12.9 | 157.7±10.2 | 161.7±11.4 | 154.8±13.2 | 155.8±12.2 | 157.3±10.9 | 153.3±13.2 | 156.5±10.5 | 150.8±29.2 |
| 左側直線弓箭步 | | | | | | | | | |
| 膝角度 | 61.7±11.5 | 59.3±9.6 | 62.0±8.9 | 60.7±10.5 | 59.4±9.2 | 59.9±11.4 | 58.0±13.4 | 61.2±9.6 | 64.1±10.0 |
| 髖角度 | 161.8±16.0 | 158.4±11.7 | 161.8±10.6 | 151.0±9.0 | 150.4±13.9 | 154.0±15.3 | 154.5±12.4 | 156.6±13.1 | 160.4±13.2 |

表十六、假性貼紮、促進貼紮、與抑制貼紮三組在功能性動作評估之深蹲與直線弓箭步之角度資料統計數據結果

| | Within-subject (pre-post-postfatigue) | | | Between-subject (group) | | | Interaction (group x time intervention) | | | |
|----------------|---------------------------------------|---------|---------------------|-------------------------|---------|---------------------|---|---------|---------------------|-------|
| | F(2,84) | P value | Partial eta squared | F(1,42) | P value | Partial eta squared | F(2,84) | P value | Partial eta squared | Power |
| 深蹲(DS) | | | | | | | | | | |
| 肩部角度 | .193 | .825 | .005 | .305 | .739 | .015 | .860 | .492 | .040 | .263 |
| 髖角度 | 1.079 | .345 | .025 | .113 | .894 | .005 | .907 | .464 | .041 | .277 |
| 桿子水平 | .487 | .616 | .011 | 1.539 | .226 | .068 | .913 | .460 | .042 | .278 |
| 膝角度 | 5.945 | .004 | .124 | .408 | .668 | .019 | 1.099 | .363 | .050 | .332 |
| 踝角度 | .213 | .809 | .005 | 1.156 | .325 | .053 | .624 | .647 | .030 | .197 |
| 右側直線弓箭步 | | | | | | | | | | |
| 膝角度 | 1.707 | .188 | .041 | 1.032 | .366 | .049 | .764 | .552 | .037 | .235 |
| 髖角度 | .248 | .781 | .006 | .761 | .474 | .037 | .833 | .508 | .040 | .255 |
| 左側直線弓箭步 | | | | | | | | | | |
| 膝角度 | 1.658 | .197 | .039 | .060 | .942 | .003 | 1.710 | .156 | .077 | .503 |
| 髖角度 | .318 | .729 | .008 | 1.044 | .361 | .048 | 1.151 | .338 | .053 | .347 |

參考文獻

1. 郭豐州 (2014)。 [筆記焦點] 熱鬧的 2013 路跑年。 *運動筆記*。取自 <http://tw.running.biji.co/index.php?q=news&act=info&id=4475>。
2. Aarseth LM, Suprak DN, Chalmers GR, Lyon L, Dahlquist DT. Kinesio Tape and Shoulder-Joint Position Sense. *J Athl Train*. 2015; 50(8):785-91.
3. Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Curr Sports Med Rep*. 2012; 11(5):244-50.
4. Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys Ther*. 2012; 7(2):154-66.
5. Bongiovanni LG, Hagbarth KE, Stjernberg L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *J Physiol*. 1990; 423: 15-26.
6. Bravi R, Quarta E, Cohen EJ, Gottard A, Minciocchi D. A little elastic for a better performance: kinesiotaping of the motor effector modulates neural mechanisms for rhythmic movements. *Front Syst Neurosci*. 2014; 8:181.
7. Bravi R, Cohen EJ, Quarta E, Martinelli A, Minciocchi D. Effect of Direction and Tension of Kinesio Taping Application on Sensorimotor Coordination. *Int J Sports Med*. 2016; 37(11):909-14.
8. Briem K, Eythörðsdóttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarrsson R, Rúnarsdóttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011; 41(5):328-35.
9. Cai C, Au IP, An W, Cheung RT. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *J Sci Med Sport*. 2016; 19(2):109-12.
10. Chang HY, Cheng SC, Lin CC, Chou KY, Gan SM, Wang CH. The effectiveness of kinesio taping for athletes with medial elbow epicondylar tendinopathy. *Int J Sports Med*. 2013 ;34(11):1003-6.
11. Chang HY, Chou KY, Lin JJ, Lin CF, Wang CH. Immediate Effect of Forearm Kinesio Taping on Maximal Grip Strength and Force Sense in Healthy Collegiate Athletes. *Physical Therapy in Sports*. 2010; 11: 122-127.
12. Chang HY, Huang YH, Cheng SC, Yeh CY, Wang CH. Prophylactic Kinesio taping enhances balance for healthy collegiate players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2018; 58(5):651-658. doi: 10.23736/S0022-4707.17.06955-9.
13. Chang HY, Wang CH, Chou KY, Cheng SC. Could forearm Kinesio Taping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? *Clin J Sport Med*. 2012; 22(4):327-33.
14. Chang HY, Wu KH, Wu MC. Effects of Fibular Kinesio Taping and Athletic Taping on Basic Motor Performance of the Ankle Joint. *Sports Coaching Science*. 2013; 29:1-17.
15. Cho HY, Kim EH, Kim J, Yoon YW. Kinesio taping improves pain, range of motion, and proprioception in older patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil*. 2015; 94(3):192-200.
16. Fayson SD, Needle AR, Kaminski TW. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Res Sports Med*. 2013; 21(3):204-16.
17. Fernandes de Jesus J, de Almeida Novello A, Bezerra Nakaoka G, Curcio Dos Reis A, Fukuda TY,

- Fernandes Bryk F. Kinesio taping effect on quadriceps strength and lower limb function of healthy individuals: A blinded, controlled, randomized, clinical trial. *Phys Ther Sport*. 2016; 18:27-31.
18. Friesenbichler B, Stirling LM, Federolf P, Nigg BM. Tissue vibration in prolonged running. *J Biomech*. 2011; 44(1):116-20.
 19. Fu TC, Wong AMK, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *J Sci Med Sport* 2008; 11: 198-201.
 20. Gilioli R, Tomasini M, Bulgheroni C, and Grieco A. Effects of vibrating tools on the peripheral vessels and the peripheral nervous system in workers of an iron foundry—preventative suggestions. In: *Man Under Vibration—Suffering and Protection*, edited by Bianchi G, Frolvlov KV, and Oledzky A. Amsterdam: Elsevier, 1981, p. 97–129.
 21. Gómez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, Fernández-Rodríguez JM. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Man Ther*. 2014; 19(2):131-6.
 22. Guner S, Alsancak S, Koz M. Effect of two different kinesio taping techniques on knee kinematics and kinetics in young females. *J Phys Ther Sci*. 2015; 27(10):3093-6.
 23. Gusella A, Bettuolo M, Contiero F, Volpe G. Kinesiologic taping and muscular activity: a myofascial hypothesis and a randomised, blinded trial on healthy individuals. *J Bodyw Mov Ther*. 2014; 18(3):405-11.
 24. Halski T, Dymarek R, Ptazkowski K, Słupska L, Rajfur K, Rajfur J, Pasternok M, Smykla A, Taradaj J. Kinesiology Taping does not Modify Electromyographic Activity or Muscle Flexibility of Quadriceps Femoris Muscle: A Randomized, Placebo-Controlled Pilot Study in Healthy Volleyball Players. *Med Sci Monit*. 2015; 21: 2232-9.
 25. Harmanci H, Kalkavan A, Karavelioglu MB, Yuksel O, Şentürk A, Gülaç M, Altinok B. Effects of kinesio taping on anaerobic power and capacity results. *J Sports Med Phys Fitness*. 2016; 56(6):709-13.
 26. Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36:845–849.
 27. Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online*. 2011; 10: 70.
 28. Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19:1092–1099.
 29. Keenan KA, Akins JS, Varnell M, Abt J, Lovalekar M, Lephart S, Sell TC. Kinesiology taping does not alter shoulder strength, shoulder proprioception, or scapular kinematics in healthy, physically active subjects and subjects with Subacromial Impingement Syndrome. *Phys Ther Sport*. 2016. [Epub ahead of print]
 30. Kocyigit F, Turkmen MB, Acar M, Guldane N, Kose T, Kuyucu E, Erdil M. Kinesio taping or sham taping in knee osteoarthritis? A randomized, double-blind, sham-controlled trial. *Complement Ther Clin Pract*. 2015;21(4):262-7
 31. Lemos TV, Albino AC, Matheus JP, Barbosa Ade M. The effect of kinesio taping in forward bending of the lumbar spine. *J Phys Ther Sci*. 2014; 26(9):1371-5.
 32. Lin JJ, Hung CJ, Yang PL. The Effects of Scapular Taping on Electromyographic Muscle Activity and Proprioception Feedback in Healthy Shoulders. *J Orthop Res* 2011; 29: 53-7.
 33. Lins CA, Neto FL, Amorim AB, Macedo Lde B, Brasileiro JS. Kinesio Taping(®) does not alter

- neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther.* 2013; 18(1):41-5.
34. Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, et al. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A systematic review. *Sports Med.* 2012; 42:891-905.
 35. Magalhães I, Bottaro M, Freitas JR, Carmo J, Matheus JP, Carregaro RL. Prolonged use of Kinesiotaping does not enhance functional performance and joint proprioception in healthy young males: Randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther.* 2016; 20(3):213-22.
 36. Martínez-Gramage J, Merino-Ramirez MA, Amer-Cuenca JJ, Lisón JF. Effect of Kinesio Taping on gastrocnemius activity and ankle range of movement during gait in healthy adults: A randomized controlled trial. *Phys Ther Sport.* 2016; 18: 56-61.
 37. Martínez-Silván D, Díaz-Ocejo J, Murray A. Predictive Indicators of Overuse Injuries in Adolescent Endurance Athletes. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016; 1-14. [Epub ahead of print]
 38. Merino-Marban R, Fernandez-Rodriguez E, Mayorga-Vega D. The effect of kinesio taping on calf pain and extensibility immediately after its application and after a duathlon competition. *Res Sports Med.* 2014; 22(1):1-11.
 39. Merino-Marban R, Mayorga-Vega D, Fernandez-Rodriguez E. Effect of kinesio tape application on calf pain and ankle range of motion in duathletes. *J Hum Kinet.* 2013; 37: 129-35.
 40. Miller ST. Applied Biomechanics. In: Magee DJ, Manske RC, Zachazewski JE, Quillen WS, ed. *Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation.* St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2011, pp 307-330.
 41. Mostaghim N, Koushkie Jahromi M, Rojhani Z, Salesi M. The effect of quadriceps femoris muscle kinesio taping on physical fitness indices in non-injured athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2016 Mar 31. [Epub ahead of print]
 42. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(11):1939-45.
 43. Nigg BM. *Biomechanics of running shoes,* Champaign, IL, 1986, Human Kinetics Publishers.
 44. Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev.* 2001; 29(1): 37-41.
 45. Nakajima MA, Baldrige C. The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J Sports Phys Ther.* 2013; 8(4):393-406.
 46. Nunes GS, de Noronha M, Cunha HS, Ruschel C, Borges NG Jr. Effect of kinesio taping on jumping and balance in athletes: a crossover randomized controlled trial. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(11):3183-9.
 47. Oliveira AK, Borges DT, Lins CA, Cavalcanti RL, Macedo LB, Brasileiro JS. Immediate effects of Kinesio Taping(®) on neuromuscular performance of quadriceps and balance in individuals submitted to anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized clinical trial. *J Sci Med Sport.* 2016; 19(1):2-6.
 48. Ozmen T, Aydogmus M, Dogan H, Acar D, Zoroglu T, Willems M. The Effect of Kinesio Taping on Muscle Pain, Sprint Performance, and Flexibility in Recovery From Squat Exercise in Young Adult Women. *J Sport Rehabil.* 2016; 25(1):7-12.
 49. Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, Mangone M, Parrinello L, Cooper MDD, Desto L, Sante LD, Santilli V. Kinesio taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011; 47: 1-8.
 50. Rendall EO, Mohtadi NG. Survey of competitive distance runners in Alberta: satisfaction with health

- care services with respect to running injuries. *Clin J Sport Med.* 1997; 7: 104–112.
51. Ristolainen L, Heinonen A, Turunen H, et al. Type of sport is related to injury profile: a study on cross country skiers, swimmers, long-distance runners and soccer players. A retrospective 12-month study. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20:384–393.
 52. Poon KY, Li SM, Roper MG, Wong MK, Wong O, Cheung RT. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Man Ther.* 2015; 20(1):130-3.
 53. Rodrigues M, Costa R, Romão D, Dias M, Valério S, Espejo-Antunes L, Ribeiro F. Immediate Effect Of Forearm Kinesio Taping On Handgrip Strength And Muscle Tone, Stiffness And Elasticity. *Med Sci Sports Exerc.* 2016; 48(5 Suppl 1):625.
 54. Roos KG, Marshall SW. Definition and usage of the term “overuse injury” in the US high school and collegiate sport epidemiology literature: a systematic review. *Sports Med.* 2014; 44: 405–421.
 55. Schiffer T, Möllinger A, Sperlich B, Memmert D. Kinesio taping and jump performance in elite female track and field athletes and jump performance in elite female track and field athletes. *J Sport Rehabil.* 2015; 24(1):47-50.
 56. Schmitz TJ. Examination of sensory function. In: Susan B. O'Sullivan, Thomas J. Schmitz (ed.). *Physical Rehabilitation.* Philadelphia, Pennsylvania: F.A. Davis Company; 5th edition, 2006, pp121-155.
 57. Seo HD, Kim MY, Choi JE, Lim GH, Jung SI, Park SH, Cheon SH, Lee HY. Effects of Kinesio taping on joint position sense of the ankle. *J Phys Ther Sci.* 2016; 28(4):1158-60.
 58. Serrão JC, Mezêncio B, Claudino JG, Soncin R, Miyashiro PL, Sousa EP, Borges E, Zanetti V, Phillip I, Mochizuki L, Amadio AC. Effect of 3 Different Applications of Kinesio Taping Denko® on Electromyographic Activity: Inhibition or Facilitation of the Quadriceps of Males During Squat Exercise. *J Sports Sci Med.* 2016; 15(3):403-409.
 59. Smith S. Athletes, runners, and joggers: participant-group dynamics in a sport of “individuals”. *Soc Sport J.* 1998; 15: 174–192.
 60. Slupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. [Abstract] *Ortop Traumatol Rehabil* 2007; 9: 644-51.
 61. Strutzenberger G, Moore J, Griffiths H, Schwameder H, Irwin G. Effects of gluteal kinesio-taping on performance with respect to fatigue in rugby players. *Eur J Sport Sci.* 2016; 16(2):165-71.
 62. Tam N, Astephen Wilson JL, Noakes TD, Tucker R. Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. *Br J Sports Med.* 2014; 48(5):349-55.
 63. Tamburella F, Scivoletto G, Molinari M. Somatosensory inputs by application of Kinesio Taping: effects on spasticity, balance, and gait in chronic spinal cord injury. *Front Hum Neurosci.* 2014; 8:367.
 64. Trecroci A, Formenti D, Rossi A, Esposito F, Alberti G. Acute effects of kinesio taping on a 6 s maximal cycling sprint performance. *Res Sports Med.* 2016; 18:1-10.
 65. Tremblay F, Karam S. Kinesio-Taping Application and Corticospinal Excitability at the Ankle Joint. *J Athl Train.* 2015; 50(8):840-6.
 66. Van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2007; 41: 469–480.
 67. Vithoulka I , Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinet Exerc Sci* 2010; 18: 1-6.
 68. Wang CK, Fang YD, Lin LC, Lin CF, Kuo LC, Chiu FM, Chen CH. Magnetic Resonance Elastography

- in the Assessment of Acute Effects of Kinesio Taping on Lumbar Paraspinal Muscles. *J Magn Reson Imaging*. 2018 Oct 4. doi: 10.1002/jmri.26281.
69. Wilson V, Douris P, Fukuroku T, Kuzniewski M, Dias J1, Figueiredo P. The immediate and long-term effects of Kinesiotape® on balance and functional performance. *Int J Sports Phys Ther*. 2016; 11(2):247-53.
 70. Wakeling JM, Nigg BM. Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. *J Biomech*. 2001;34(4):539-43
 71. Yeung SS, Yeung EW. Acute Effects of Kinesio Taping on Knee Extensor Peak Torque and Stretch Reflex in Healthy Adults. *Medicine (Baltimore)*. 2016; 95(4): e2615.
 72. Zanca GG, Grüninger B, Mattiello SM. Effects of Kinesio taping on scapular kinematics of overhead athletes following muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*. 2016; 29:113-20.

科技部補助專題研究計畫出席國際學術會議心得報告

日期：108 年 1 月 27 日

| | | | |
|--------|---|---------|--------------|
| 計畫編號 | MOST 106-2410-H-040-013- | | |
| 計畫名稱 | 肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿肌肉協調性、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響：神經肌肉與感覺因素之探討 | | |
| 出國人員姓名 | 張曉昀 | 服務機構及職稱 | 中山醫學大學物理治療學系 |
| 會議時間 | 107 年 7 月 23 日 至 107 年 7 月 27 日 | 會議地點 | 韓國濟州島 |
| 會議名稱 | (中文)第一屆 IEEE 國際知識創新與發明研討會 (英文)1st IEEE International Conference on Knowledge Innovation and Invention 2018 | | |
| 發表題目 | (中文)自動圖像捕捉和角度追蹤系統在運動員功能運動評估中的應用 (英文) Automatic Image-Capture and Angle Tracking System Applied on Functional Movement Screening for Athletes | | |

一、參加會議經過

今年至韓國濟州島參加第 1 屆 IEEE 國際知識創新與發明研討會，IEEE 協會是國際性電子技術與電子工程師協會，亦是世界上最大的專業技術組織之一，擁有來自 175 個國家的 42 萬會員，此次第一次在韓國濟州島辦理國際知識創新與發明研討會，期會議目標是提供在不同學科的多元化教師、教育工作者、工程師和技術人員之間實現跨學科合作，為新一代提供創意、合作潛力和商機。由於本次的研究中，我們使用的其中一項儀器設備是自動圖像捕捉和角度追蹤系統，我們並將其應用於評估

運動員的功能性動作中，是屬於創新性評估設備，因此符合次會議目標，所以選擇此研討會進行參與及報告。此次會議共有 292 份投稿，最終選出 115 份論文並註冊參加本次會議。會議時間從 107 年 7 月 23 日至 107 年 7 月 27 日，每天均有邀請演講。

二、與會心得

本次參與者主要以教育工作者、工程師和技術人員居多，並實現跨學科合作研究及討論，十分符合今年來的運動科學領域的發展。

三、發表論文全文或摘要

Automatic Image-Capture and Angle Tracking System Applied on Functional Movement Screening for Athletes

Chang H.Y.¹, Hsueh Y. H.², Lo, C.L.^{3,*}

¹Department of Physical Therapy, Chung Shan Medical University, Taichung City, Taiwan

²Department of Electronic Engineering, National Yunlin University of Science and Technology, Yunlin, Taiwan

^{3,*} Department of Physical Medicine, Cheng Ching General Hospital, Taichung, Taiwan

Yun1130@gmail.com; *Corresponded author

Abstract

In recent years, the Functional Movement Screen (abbreviation: FMS) has been used to assess athletes' movement patterns and quality in recent years. However, the score of FMS system are assessed by manual observation. Therefore, the purpose of this study is to develop an automatic Image-capture and angle tracking system to assist and assess the movement pattern for athletes by comparing the results when using self-made angle tracking system and free Kinovea motion analysis system during performing the FMS screen. Twelve volleyball athletes and 12 track and field athletes are recruited in our study. Two webcams were placed in front and on the side of FMS equipment to capture the image and body angles respectively. In addition, one of the researchers manually loaded the recorded image into free motion analysis software (Kinovea, Vision 8.25) to capture and mark the angle. The results were shown that a moderate to high positive correlation of the joint angles between 2 systems in most of the FMS movement patterns ($p < .05$). When compared with the volleyball and track and field athletes, there were significantly different in the hip and ankle angle of deep squat, the hip and knee angle of the in-line lunge, and shank angle of hurdle step ($p < .05$). In conclusion, the advantage of the automatic image-capture and angle tracking system applied on FMS are included automatic image recognition and labelled, fast and accuracy of angle tracking, data reports exported, and inexpensive equipment. The automatic image-capture and angle tracking system can assist the FMS to evaluate the bilateral limb or torso deficit or asymmetric in various sports.

Key words: FMS, Angle Tracking, Image Capture, Sports

Introduction

In recent years, the Functional Movement Screen (abbreviation: FMS) has been used to assess athletes' movement patterns and quality. The FMS was first proposing by Gray Cook and Lee Burton in 1995 [1]. It was used to observing athletes' movement coordination and performance. There are 7 test items included deep squat, hurdle step, in-line lunge, shoulder mobility, active straight leg raise, trunk stability push up, and rotatory stability. This screening system applied those usual athletes' movement pattern to understand the movement control and symmetry, torso and extremities stability, balance, and flexibility [1, 2].

Although the FMS system can effectively assess the movement pattern, there are scored the movement patterns by manual observation. This can lead to differences in scores between experienced and beginners [3, 4]. Therefore, the purpose of this study is to develop an automatic Image-capture and angle tracking system to assist and assess the movement pattern for athletes by comparing the results when using self-made angle tracking system and free Kinovea motion analysis system during performing the FMS screen.

Methods

A. Design and development of the automatic image-capture and angle tracking system

There are three hardware and a software program which with two webcams and a laptop with self-written LabVIEW software program, and FMS equipment. The framework of the software is designed and categorized into five parts. First part is classification and definition of the FMS movement pattern. The second part is the image captured by webcam shot. The third part is calculation and recognition of angles and movement pattern. The fourth part is image operation process. The fifth part is angle results output by using Excel program [5, 6].

B. Participates

Twelve volleyball athletes (height: 183.9 ± 3.8 cm, weight: 77.4 ± 8.4 kg; age: 17.2 ± 0.4 years old) and 12 track and field athletes (height: 167.5 ± 5.9 cm, weight: 57.7 ± 7.0 kg; age: 19.7 ± 2.8 years old) are recruited in our study.

C. Measured procedure (Figure 1)

The FMS equipment placed in the centre of the floor. One webcam placed in front of the FMS equipment and another webcam placed on the side of the FMS equipment for image-capture and angle tracking. The distance of the front webcam is 320 cm from the centre of the FMS equipment, and the distance of the side webcam is 195 cm from the centre of the FMS equipment. Before the FMS movement patterns measured, the orange-color self-adhesive Velcro fasteners were tied to the bilateral wrist, elbows, shoulder, greater trochanter of the thigh, knee joint, the ankle of the participates. Firstly, the participated hold the start position of each FMS movement patterns for 3 seconds, then executed the movement pattern. At the same time,

the self-written LabVIEW software program drove the two webcams to capture the final posture image of the participants while executing each FMS movement patterns. After the 7 test items are completed, the captured images with angle tracking and analysis data are export to Excel program and save as JPG files on the laptop memory [5, 6].



Figure 1. The experimental setting.

D. Image recognition and angle recording

The recorded image applies detection to orange-colour Velcro fasteners edge for recognizing the movement patterns which processing order is arranged sequentially as HSV, Sollberger calculation, expansion, erosion, filtering mixed points and filling for recognized and calculated the angle. In addition, one of the researchers manually loaded the recorded image into free motion analysis software (Kinovea, Vision 8.25) to capture and mark the angle [5,6].

E. Statistical analysis

IBM SPSS22.0 for windows was used to analyze the results. Firstly, the Pearson's correlation coefficient was performed for the automatic image-capture and angle tracking system with a self-written program and the artificially labelled angle by applied the Kinovea software. Secondly, the independent T-test was used to analyze and compare the angle results between the volleyball and track and field athletes. The alpha value was set to A difference of 0.05 is significant.

Results

The results were shown that a moderate to high positive correlation of the joint angles between 2 systems in most of the FMS movement patterns ($p < .05$). The ICC value of joint angles for deep squat was between 0.680-0.948, for hurdle step was between 0.495-0.956, for in-line lunge was between 0.533-0.912, for active straight leg raise was between 0.991-0.996, for trunk stability push up was between 0.901-0.963, and for rotatory stability was between 0.995-0.963. Additionally, the shoulder mobility was can't analyze because of the Kinovea software cannot measure the distance between the two tested wrists.

When compared with the volleyball and track and field athletes, there were significantly different in the hip and ankle angle of deep squat, the hip and knee angle of the in-line lunge, and shank angle of hurdle step ($p < .05$).

Discussion and Conclusion

This study found that in addition to the shoulder angle of deep squat and shank angle of hurdle step, all of the seven FMS test items showed moderate to high correlation between automatic image-capture and angle tracking system and manually labelled Kinovea software. Therefore, the effectiveness of the automatic image-capture and angle tracking system is high, and it has the function of automatic image recognition. The angle tracking speed is faster than manual marking. In order to measure the process above convenient, it is recommended that this system can apply on FMS for athletes. Secondly, this study observes that certain joint angles of FMS do differ between volleyball and track and field athletes. Compared with volleyball players, the track and field athletes have smaller joint angles in the lower limbs. This may be due to the different movement patterns. Therefore, we thought that in the future, the FMS can be used as the screening criteria for athletes of various sports. In conclusion, the advantage of the automatic image-capture and angle tracking system applied on FMS are included automatic image recognition and labelled, fast and accuracy of angle tracking, data reports exported, and inexpensive equipment. The automatic image-capture and angle tracking system can assist the FMS to evaluate the bilateral limb or torso deficit or asymmetric in various sports.

References

- [1] G. Cook, et al., *Int. J. Sports. Phys. Ther.*, 9(4), pp. 549-563, 2014.
- [2] B. E. Anderson, et al., *J. Strength. Cond. Res.*, 29(4), pp. 1098-1106, 2015.
- [3] N. A. Bonazza, et al., *Am. J. Sports. Med.*, 45(3), pp. 725-732, 2017.
- [4] M. Eltoukhy et al., *Sports. Biomech.*, 15(1), pp. 89-102, 2016.
- [5] Y. H. Hsueh, et al., *The 72th Academic Conference of the Physical Therapy Association of R.O.C. Taichung*, pp. 28-29, 2016.
- [6] C. Y. Wang, et al., *2017 T.S.B.S. Pingtung*, pp. A25, 2017.

四、建議

無

五、攜回資料名稱及內容

會議議程、研討會論文集

六、其他

無

106年度專題研究計畫成果彙整表

| 計畫主持人：張曉昫 | | | 計畫編號：106-2410-H-179-011- | | | | |
|---|----------|-----------|--------------------------|-----|---|---|---|
| 計畫名稱：肌內效貼紮之抑制與促進貼法對運動員的小腿肌肉協調性、肌肉硬度、感覺功能、及功能性動作之影響：神經肌肉與感覺因素之探討 | | | | | | | |
| 成果項目 | | | 量化 | 單位 | 質化 (說明：各成果項目請附佐證資料或細項說明，如期刊名稱、年份、卷期、起訖頁數、證號...等) | | |
| 國內 | 學術性論文 | 期刊論文 | | 0 | 篇 | | |
| | | 研討會論文 | | 0 | | | |
| | | 專書 | | 0 | 本 | | |
| | | 專書論文 | | 0 | 章 | | |
| | | 技術報告 | | 0 | 篇 | | |
| | | 其他 | | 0 | 篇 | | |
| | 智慧財產權及成果 | 專利權 | 發明專利 | 申請中 | 0 | 件 | |
| | | | | 已獲得 | 0 | | |
| | | | 新型/設計專利 | | 0 | | |
| | | 商標權 | | 0 | | | |
| | | 營業秘密 | | 0 | | | |
| | | 積體電路電路布局權 | | 0 | | | |
| | | 著作權 | | 0 | | | |
| | | 品種權 | | 0 | | | |
| | | 其他 | | 0 | | | |
| | 技術移轉 | 件數 | | 0 | 件 | | |
| | | 收入 | | 0 | 千元 | | |
| | 國外 | 學術性論文 | 期刊論文 | | 0 | 篇 | |
| | | | 研討會論文 | | 1 | | 6. Chang HY, * Hsueh YH, Lo CL. Automatic Image-Capture and Angle Tracking System Applied on Functional Movement Screening for Athletes. 1st IEEE International Conference on Knowledge Innovation and Invention (IEEE ICKII) 2018. July. 23-27; Jeju Island, South Korea: 106. |
| 專書 | | | 0 | 本 | | | |
| 專書論文 | | | 0 | 章 | | | |
| 技術報告 | | | 0 | 篇 | | | |
| 其他 | | | 0 | 篇 | | | |
| 智慧財產權及成果 | | 專利權 | 發明專利 | 申請中 | 0 | 件 | |
| | 已獲得 | | | 0 | | | |
| | | | | | | | |

| | | | | | |
|--|------|-----------|----|----|--|
| | | 新型/設計專利 | 0 | | |
| | | 商標權 | 0 | | |
| | | 營業秘密 | 0 | | |
| | | 積體電路電路布局權 | 0 | | |
| | | 著作權 | 0 | | |
| | | 品種權 | 0 | | |
| | | 其他 | 0 | | |
| | 技術移轉 | 件數 | 0 | 件 | |
| 收入 | | 0 | 千元 | | |
| 參與計畫人力 | 本國籍 | 大專生 | 0 | 人次 | |
| | | 碩士生 | 0 | | |
| | | 博士生 | 0 | | |
| | | 博士後研究員 | 0 | | |
| | | 專任助理 | 0 | | |
| | 非本國籍 | 大專生 | 0 | | |
| | | 碩士生 | 0 | | |
| | | 博士生 | 0 | | |
| | | 博士後研究員 | 0 | | |
| | | 專任助理 | 0 | | |
| 其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。) | | | | | |

科技部補助專題研究計畫成果自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現（簡要敘述成果是否具有政策應用參考價值及具影響公共利益之重大發現）或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以100字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形（請於其他欄註明專利及技轉之證號、合約、申請及洽談等詳細資訊）

論文： 已發表 未發表之文稿 撰寫中 無

專利： 已獲得 申請中 無

技轉： 已技轉 洽談中 無

其他：（以200字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性，以500字為限）

研究結果發現肌內效貼紮之抑制貼法可能會影響下肢平衡的能力，使其變差；另外肌內效貼紮之促進貼法在兩點辨識覺較敏感；第三、肌內效貼紮之抑制與促進貼法均能改善整體下肢動力練執行動作時之膝關節彎曲角度。本次研究結果可應用於量化肌內效貼紮的技術方式(抑制貼法及促進貼法)，並具有運動科學理論之驗證，可提供運動科學、運動醫學、或復健醫療人員應用之價值。

4. 主要發現

本研究具有政策應用參考價值： 否 是，建議提供機關

（勾選「是」者，請列舉建議可提供施政參考之業務主管機關）

本研究具影響公共利益之重大發現： 否 是

說明：（以150字為限）