

牽拉對快走時的步態 與腓腸肌長度的立即影響

吳錫昆¹、羅世忠²、吳鴻文³、李新民⁴、陳翰裕¹、游家源⁴

¹臺灣 臺中市 弘光科技大學物理治療系

²臺灣 臺中市 中山醫學大學職能治療學系

³臺灣 臺中市 國立臺灣體育運動大學體育學系

⁴臺灣 高雄市 義守大學物理治療系

摘要

緒論：快走是以較平常走路更快速度的行走方式，常被建議作為增進體適能的運動。肌肉柔軟度不足會限制關節活動而影響行走動作。腓腸肌緊縮是常見肌肉柔軟度不足的問題。利用靜態牽拉可改善肌肉柔軟度不足，但過去文獻指出牽拉可能對肌力和一些運動表現有負面影響。本研究目的在探討靜態牽拉對腓腸肌緊縮者快走步態與腓腸肌長度的立即影響。**方法：**本研究徵召 20 位腓腸肌緊縮者隨機分為緊縮牽拉組和緊縮無牽拉組，和 10 位健康且腓腸肌柔軟度的正常人作為正常控制組。所有實驗參與者在牽拉前後均測量腓腸肌柔軟度。緊縮牽拉組接受 10 次靜態牽拉，每次牽拉 2 分鐘休息 30 秒。緊縮無牽拉組和正常控制組休息沒有牽拉。步態測試於牽拉後進行，以動作分析系統和測力板測量與計算出快走的時空參數、下肢關節角度和地面反力。腓腸肌長度是依過去文獻建立的數學模式，以踝背屈彎曲角度和膝伸直角度推算。**結果：**緊縮牽拉組於牽拉後柔軟度測試的腓腸肌長度明顯較緊縮無牽拉組長。緊縮牽拉組和緊縮無牽拉組在快走時下肢各關節的角度、腓腸肌長度和地面反力變化無明顯差異。快走動作在當腓腸肌到達最大長度時，在髁關節和膝關節的關節角度方面，緊縮牽拉組相較正常控制組有明顯較大的彎曲角度。**結論：**靜態牽拉可改善緊縮腓腸肌的柔軟度，但是對快走時的步態與腓腸肌長度沒有顯著影響。與正常控制組相比，腓腸肌緊縮者在牽拉後仍有較大髁關節和膝關節彎曲的不正常步態。

關鍵詞：靜態牽拉、肌肉緊縮、快走動作、步態分析、運動學

壹、緒論

行走是人們經常使用的一種移動方式，而快走則是一種以較平常舒適走路更快速度的行走方式。過去的研究顯示當走路速度增加時，腰部與下肢的肌肉活動皆會隨之增加 (Chiu & Wang, 2007)。所以快走常被建議給體能較差的成人或老人作為訓練下半身的肌肉能力和改善體能的一種有氧運動 (何忠鋒, 2001; 林瑞興、方進隆, 2000)。正常行走的動作需要功能良好的神經和肌肉系統進行肌肉活動的整合與協調，以及下肢關節與肌肉系統有足夠的穩定度與活動度能滿足活動範圍所需。一旦任一環節發生問題就會產生不正常的步態，例如肌肉柔軟度不足就會影響關節活動而造成不正常的步態 (Magee, 2008; Nordin & Frankel, 2012; Perry & Burnfield, 2010)。

肌肉柔軟度不足的問題常見於運動員如長跑員或足球員等 (Ekstrand & Gillquist, 1982; Wang, Whitney, Burdett, & Janosky, 1993)。一般人可能因部份肢體長期不動、靜態的生活方式、不良姿勢、肌肉骨骼傷害或神經肌肉疾病引起肌肉適應性縮短所造成的活動不足 (Hertling & Kessler, 2006; Kisner & Colby, 2013)。肌肉柔軟度不足的程度可從嚴重的攣縮 (contracture) 到輕微的緊縮 (tightness) (Hertling & Kessler, 2006; Kisner & Colby, 2013)。攣縮是一種肌肉和肌腱發生嚴重適應性縮短而導致幾乎完全喪失關節活動的問題，肌肉緊縮則是輕度適應性縮短，會造成部份關節活動喪失的問題 (Hertling & Kessler, 2006; Kisner & Colby, 2013)。腓腸肌是橫跨踝關節與膝關節的肌肉，因此柔軟度不足時可能會影響踝關節背屈彎曲或膝關節伸直的動作。僵硬的腓腸肌攣縮會導致以腳尖走路的不正常步態 (Armand, Watelain, Mercier, Lensel, & Lepoutre, 2006; Magee, 2008; Perry & Burnfield, 2010; Svehlik, Zwick, Steinwender, Kraus, & Linhart, 2010)。腓腸肌緊縮者仍可用正常腳跟著地的方式行走，因為身體重量或拮抗肌收縮的力

量可以牽拉腓腸肌而使踝關節表現出正常的活動度，或在走路時會增加膝關節彎曲以避免腓腸肌緊縮對踝關節活動產生限制的情形 (Houx, Lempereur, Re'my-Ne'ris, & Brochard, 2013; Perry & Burnfield, 2010; You, Lee, Luo, Leu, Cheng, & Wu, 2009)。然而，研究腓腸肌緊縮對步態影響的文獻指出腓腸肌緊縮仍會引起一些不正常的步態 (Wu, Lou, Lee, Chen, & You, 2014; You et al., 2009)。因此，需要利用牽拉的方式改善肌肉的柔軟度不足，以降低其可能造成的不正常動作與其他骨骼關節肌肉系統的傷害。

靜態牽拉是常被用來增加肌肉柔軟度的一種牽拉方式 (Hertling & Kessler, 2006; Kisner & Colby, 2013)。Behm, Blazeovich, Kay, 與 McHugh (2016) 回顧過去的研究指出靜態牽拉可以增進肌肉與肌腱的柔軟度，並可以增加關節的活動度 (Behm, Blazeovich, Kay, & McHugh, 2016)。Radford, Burns, Buchbinder, Landorf, 與 Cook (2006) 的回顧研究發現對腓腸肌的牽拉時間越長時，踝關節關節角度傾向增加越大 (Radford, Burns, Buchbinder, Landorf, & Cook, 2006)。Fowles, Sale, 與 MacDougall (2000) 顯示靜態牽拉腓腸肌 30 分鐘後立即可以增加踝關節背屈彎曲 6.5 度 (Fowles, Sale, & MacDougall, 2000)。然而，最近的回顧研究顯示靜態牽拉對於運動表現的立即效應需視運動的型式而定，在需要爆發力運動的表現可能有負面的影響，如鉛直跳躍的高度、競速短跑時間或肌肉最大等長收縮的力量等。在需要在較長肌肉長度收縮的運動則可能有正面的影響，如肌肉離心收縮的肌力或長距離跑步 (Behm et al., 2016; Behm & Chaouachi, 2011)。

腓腸肌的柔軟度不足是常見的下肢肌肉適應性縮短，容易影響踝關節活動與引起下肢骨骼關節肌肉系統的傷害 (Ekstrand & Gillquist, 1982; Hertling & Kessler, 2006; Neely, 1998; Riddle, Pulisic, Pidcoe, & Johnson, 2003; Waryasz & McDermott, 2008; Wilder & Sethi, 2004)。因此，腓腸肌的靜態牽拉可以改善腓腸肌的緊縮

情形與增加踝關節背屈彎曲的活動度。回顧過去的文獻，較少研究提及有關腓腸肌的靜態牽拉對於腓腸肌緊縮者步態的影響。Johanson, Cuda, Koontz, Stell, 與 Abelew (2009) 研究腓腸肌靜態牽拉對於腓腸肌緊縮者於一般走路步態的影響，結果發現牽拉組與控制組在從腳跟著地到腳跟離地期間的最大踝關節背屈彎曲角度與膝伸直角度並無顯著差異，亦即顯示牽拉後並沒有改善腓腸肌緊縮者的不正常步態 (Johanson, Cuda, Koontz, Stell, & Abelew, 2009)。雖然過去的研究顯示當走路速度增加時，踝關節的最大背屈彎曲會隨之減少 (Schwartz, Rozumalski, & Trost, 2008; Wu et al., 2014; You et al., 2009)。但是在較快步頻行走時，對照正常實驗參與者的步態，腓腸肌緊縮者仍有較大的髖關節彎曲、膝關節彎曲和足部朝外前進角度等不正常步態 (Wu et al., 2014; You et al., 2009)。因此，本研究的主要目的在於探討靜態牽拉對腓腸肌緊縮者在快走步態的立即影響，希望將有助於提供建議以改善腓腸肌緊縮者的步態。

貳、方 法

一、研究對象

本研究徵召 20 位有腓腸肌緊縮的實驗參與者 (10 位女性與 10 位男性) 作為緊縮組，和性別比例相符的 10 位健康且腓腸肌柔軟度正常的實驗參與者作為正常控制組。實驗參與者皆需能以正常腳跟著地的方式行走。緊縮組和控制組的徵召條件以腓腸肌柔軟度測試結果為標準。腓腸肌柔軟度的測試是以實驗參與者仰臥姿勢下，膝關節完全伸直且距骨下關節 (subtalar joint) 擺位在正中位置下，以一標準的塑膠量角器 (Model J00240, Lafayette Instrument Co., IN, USA) 測量踝關節背屈彎曲最大角度 (Norkin & White, 2003)。緊縮組的選擇標準為最大踝關節背屈彎曲角度介於 0~10 度，控制組的選擇標準為背屈彎曲角度大於 15 度 (Gross, 1995;

Perry & Burnfield, 2010)。所有實驗參與者皆排除踝關節外傷或手術的病史、系統性神經病變的問題與最近兩週無下肢的骨頭病變、關節炎或其他發炎症狀。本研究內容經弘光科技大學人體試驗委員會審查通過，實驗前先讓實驗參與者閱讀並填寫實驗知情同意書。

緊縮組會分成兩組，分別為緊縮牽拉組和緊縮無牽拉組，每組各包含 5 位男性和 5 位女性實驗參與者。分組的方式是採分層隨機分組，依性別分兩類，在各類內依電腦隨機產生分成兩組，以維持性別比例相同。緊縮牽拉組實驗參與者年齡、身高與體重平均值 (標準差) 分別為 24.3 (3.0) 歲、167.1 (8.0) 公分和 60.8 (8.3) 公斤，緊縮無牽拉組分別為 23.1 (2.5) 歲、164.1 (6.3) 公分和 58.2 (7.5) 公斤，控制組分別為 22.9 (2.3) 歲、168.0 (8.3) 公分和 63.6 (11.4) 公斤。

二、研究設備

本研究利用攝影機系統與測力板系統收集實驗參與者的步態參數。實驗參與者體表特定部位會貼上反光標記，以表示肢體位置。反光標記的貼法是參考 Kadba, Ramakrishnan, 與 Wootten (1990) 所發展的 Helen Hays 的標記貼法 (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990)。反光標記貼於薦骨背側頂端的中間，以及左右下肢的骨盆的髂前上棘、大腿外側中點、股骨外上髁、小腿外側中點、腳跟、外踝和前腳腳背位第二至三跖骨頭部間。攝影機系統發出光源投射於反光標記，經由拍攝反光標記所反射的影像，以收集走路時下肢肢體的動作。攝影機系統 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) 包括五架攝影機以 60Hz 取樣頻率拍攝。這些影像資料經視訊處理器轉換為數位的形式，輸入電腦後由 Motion Analysis 公司所提供的軟體辨識處理以取得反光球的空間位置資料。測力板系統是利用兩塊 AMTI 的測力板 (AMTI, Watertown, Mass., USA) 以 1000 Hz 取樣頻率收集實驗參與者行走時的腳施予力板的力量資料。

三、研究設計

緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和控制組皆會進行兩回合的腓腸肌柔軟度測試。每回合的腓腸肌柔軟度測試是以測量三次的平均值計算。緊縮牽拉組則在第一回合的腓腸肌柔軟度測試(牽拉前柔軟度測試)後進行腓腸肌牽拉，牽拉程序含休息時間共 25 分鐘，之後立即進行二回合的腓腸肌柔軟度測試(牽拉後柔軟度測試)。緊縮無牽拉組和控制組進行牽拉前柔軟度測試後，休息 25 分鐘，再進行牽拉後柔軟度測試。本研究由一位研究人員負責評估腓腸肌柔軟度。在實驗初期進行試驗性研究時對 6 位正常受試者進行柔軟度測量，並於在兩週後再施測一次以評估施測者內信度 (Intra-reliability)。結果顯示相關係數為 0.78，兩次的測量平均差異(標準差)為 0.2 (1.5)度。

腓腸肌牽拉是依照 Kisner 與 Colby (2013) 所提出的徒手牽拉技術，由一位物理治療師協助執行徒手牽拉的過程如圖 1 所示 (Kisner & Colby, 2013)。牽拉的時間與次數則是根據 Fowles 等 (2000) 在研究中所提出的牽拉參數調整 (Fowles et al., 2000)。進行腓腸肌牽拉時，實驗參與者仰躺於床上膝關節伸直。物理治療師一手固定參與者的小腿前側。另一手抓住參與者的後腳跟，保持距骨下關節擺位在正中位置，以拇指和手指以向下方向施加拉力；同時，前臂靠在牽拉腳的腳掌上，對參與者腳掌的跖骨頭近端施予溫和向上方向的壓力，使參與者的被牽拉腳的腳踝產生背屈彎曲。牽拉的時間與次數是持續增加背屈彎曲角度，一直到參與者覺得酸痛時，維持 2 分鐘。然後休息 30 秒後再進行下一次牽拉。一共牽拉 10 次，總牽拉時間為 20 分鐘。



圖 1. 徒手牽拉腓腸肌。

所有實驗參與者皆在牽拉後柔軟度測試完成後進行步態測試，實驗參與者在約距第一塊力板前五步的距離作為起點開始行走，攝影機系統與測力板系統在實驗參與者大約達第一塊力板前作同步啟動收集資料。實驗中以節拍器作為步行速度的調整，節拍器所設定的頻率為 140 步/分鐘 (Rebecca & Carol, 1995; Wu et al., 2014; You et al., 2009)。實驗參與者被指示可參考節拍器以較快的方式行走，但並不需要完全符合節拍器的步頻。在讓實驗參與者充分練習過後，收集三次步行試驗結果進行分析。

四、資料處理與分析

每次步行試驗所收集資料的時間是從腳著地於第一塊力板開始到同一隻腳再次著地的一個完整步幅 (stride)。所以步態資料是從腳著地於第一塊力板開始連續的兩步 (step) 資料。步態資料包括反光球的空間位置和腳施予力板的力量資料，經由 Motion Analysis 公司所提供的 EvA 和 OrthoTrak 軟體 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) 的處理與計算，可獲得基本時空參數 (步幅長度、步頻與步行速度)、關節角度與地面反力等數值。其中，關節角度主要量測踝、膝與髕關節在矢狀面 (sagittal plane) 的角度變化。地面反力包含三維方向的力量，標準化 (normalization) 成以體重的倍率表示。關節角度與地面反力的資料則會將時間標準化成一步態週期百分比。腓腸肌長度是利用

Hawkins 與 Hull (1990) 所發展的數學模型估算標準化腓腸肌長度 (normalized gastrocnemius length)，將踝背屈彎曲角度和膝伸直角度輸入該數學模型以計算出內側腓腸肌相對小腿肢段的標準化長度 (Hawkins & Hull, 1990)。其數學模式如下：

$$\text{標準化腓腸肌長度} = 0.9 - 0.00062 \times \text{膝彎曲角度} + 0.00214 \times (90 + \text{踝背屈彎曲角度})$$

因此，可計算出牽拉前後柔軟度測試的腓腸肌長度和走路時最大腓腸肌長度。走路時最大腓腸肌長度發生的時間也可獲得，並以步態週期百分比表示。

本研究主要在探討相對緊縮無牽拉組或正常控制組，緊縮牽拉組是否因牽拉而在快走時的步態及腓腸肌長度有所不同。步態反應的變數包括時空參數 (步幅長度、步頻、步行速度、最大腓腸肌長度發生的時間)、最大腓腸肌長度時的下肢關節角度 (踝、膝與髖關節在矢狀面) 和地面反力 (前向、內側向與鉛直方向)。腓腸肌長度是包括柔軟度測試和步態測試時所測得之踝關節和膝關節的彎曲角度進行推算其最大腓腸肌長度。為瞭解牽拉對於腓腸肌緊縮者在腓腸肌長度和快走步態的影響，本研究包含兩個虛無假設：1. 腓腸肌牽拉對於緊縮牽拉組和緊縮無牽拉組在快走時的步態與腓腸肌長度沒有影響。2. 緊縮牽拉組和正常控制組在快走時的步態與腓腸肌長度沒有差異。因此利用單因子變異數分析 (one-way ANOVA) 考驗組別因子 (緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組) 對牽拉前後柔軟度測試表現、快走時步態反應的變數和最大腓腸肌長度的影響。對於單因子變異數分析統計考驗達顯著時，使用埃塔平方 η^2 (eta squared) 計算統計效果量 (effect size) (Portney & Watkins, 2008)。當 η^2 大於 0.138 代表大的效應， η^2 介於 0.138 至 0.059 間代表中度效應， η^2 介於 0.059 至 0.01 間代表小的效應 (Cohen, 1988)。當變異數分析統計考驗達顯著時，再以 Bonferroni 法進行事後比較分析。各

組間的年齡、身高和體重的差異性也利用單因子變異數分析進行考驗。最後，以配對 t 檢定 (paired sample t -test) 衡量各組在牽拉後柔軟度測試時的腓腸肌長度和快走時最大腓腸肌長度的差異。在配對 t 檢定統計考驗達顯著時，則利用 Cohen's d 計算統計效果量 (Portney & Watkins, 2008)。當 Cohen's d 數值大於 0.8 表大的效應，數值介於 0.8 至 0.5 間代表中度效應，數值介於 0.5 至 0.2 代表小的效應 (Cohen, 1988)。統計顯著水準訂為 $p < .05$ 。所有統計分析的計算皆使用 Statistical Product and Service Solutions (SPSS Version 11, SPSS, IL, USA) 軟體進行資料分析。

參、結 果

在緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組的實驗參與者基本人體參數方面，統計結果顯示三組間的年齡、身高和體重無顯著差異。緊縮牽拉組的腓腸肌柔軟度在牽拉前後的平均值 (標準差) 分別為 8.4 (1.8) 度和 15.4 (2.9) 度，緊縮無牽拉組為 7.4 (1.0) 度和 7.6 (1.3) 度，控制組為 18.7 (2.0) 度和 18.6 (1.4) 度。如表 1 所示，將測量角度換算成標準化腓腸肌長度後，統計結果顯示三組在牽拉前柔軟度測試的腓腸肌長度有顯著的差異 ($p < .001$, $\eta^2 = .913$)。事後比較分析顯示，緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組在牽拉前柔軟度測試中，腓腸肌長度皆顯著較正常控制組小。在牽拉後柔軟度測試中，三組的腓腸肌長度也有顯著的差異 ($p < .001$, $\eta^2 = .857$)。進一步的事後比較分析顯示緊縮牽拉組的腓腸肌長度顯著較緊縮無牽拉組長，顯示牽拉可以增加腓腸肌的柔軟度。然而，無論緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組，在牽拉後柔軟度測試的腓腸肌長度皆顯著較正常控制組小。

在步行時空參數方面，組別因子對於步頻、步幅長度、和行走速度皆無顯著影響 (表 1)。如圖 2D 所示，步行時的緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組的腓腸肌長度的平均曲

線有相似的變化模式。緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的平均最大腓腸肌長度較控制組短，發生時間較早，但在三組間皆無明顯差異（表 1）。比較牽拉後柔軟度測試的腓腸肌長度和快走時的最大腓腸肌長度時，正常控制組在快走時的最大腓腸肌長度明顯小於牽拉後柔軟度測試時的長度 ($p < .001$, $Cohen's d = 4.102$)。緊縮牽拉組也和正常控制組有相似的表現，在快走時的最大腓腸肌長度明顯小於牽拉後柔軟度測試時的長度 ($p < .001$, $Cohen's d = 2.926$)。緊縮無牽拉組的腓腸肌長度在牽拉後柔軟度測試和快走時無顯著差異 ($p = .433$)。

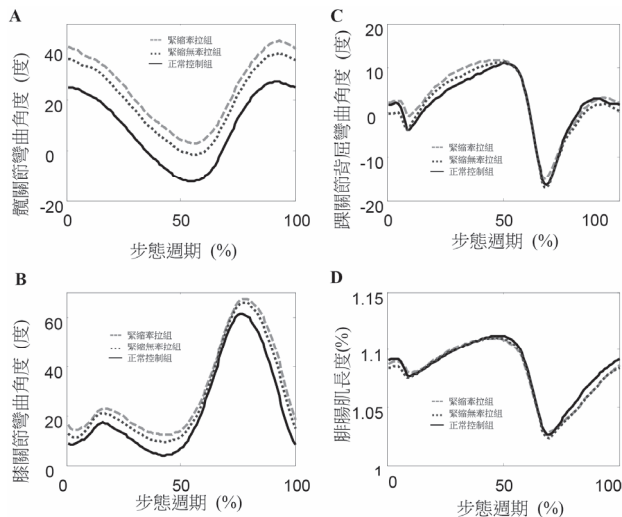


圖 2. 在步態週期中緊縮組和正常控制組分別於牽拉前後的 (A) 髖關節彎曲角度、(B) 膝關節彎曲角度、(C) 踝關節背屈彎曲角度和 (D) 腓腸肌長度的平均時間變化曲線。虛線 (---) 代表緊縮牽拉組的變化情形。點線 (...) 代表緊縮無牽拉組的變化情形。實線 (—) 代表正常控制組的變化情形。

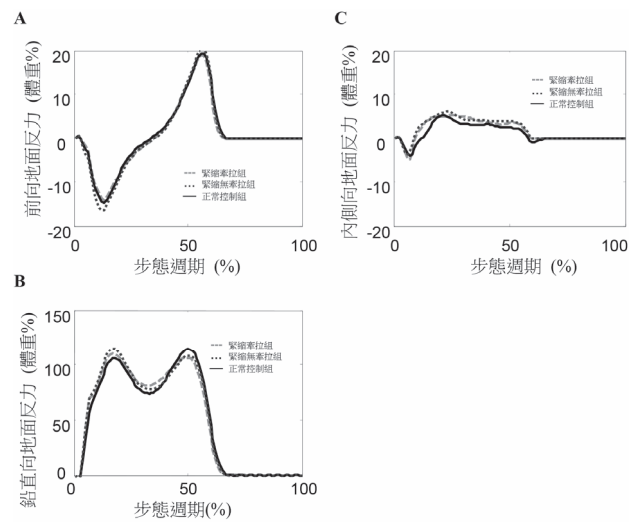


圖 3. 在步態週期中緊縮組和正常控制組分別於牽拉前後的 (A) 前向地面反力、(B) 鉛直向地面反力和 (C) 內側向地面反力的平均時間變化曲線。虛線 (---) 代表緊縮牽拉組。點線 (...) 代表緊縮無牽拉組。實線 (—) 代表正常控制組。

在步行時的下肢關節角度方面，緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組於各關節的平均角度變化曲線如圖 2 A、B 和 C 所示。圖 A 為髖關節彎曲 (正值) 或伸直 (負值) 方向角度變化，圖 B 為膝關節彎曲 (正值) 或伸直 (負值) 方向角度變化，圖 C 為踝關節背屈彎曲 (正值) 或蹠屈彎曲 (負值) 方向角度變化。整體而言，三組於在各關節角度曲線的變化型式相似。但在步態的站立期 (約步態週期 60%前)，無論緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的曲線皆有較正常控制組偏向彎曲方向的角度變化。如表 1 所示，在快走的最大腓腸肌長度時，髖關節的彎曲角度明顯受到組別因子的影響 ($p < .001$, $\eta^2 = .533$)。事後比較顯示緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的髖關節皆較正常控制組顯著彎曲。緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的髖關節角度無顯著差異。在快走的最大腓腸肌長度時，膝關節彎曲角度亦明顯受到組別因子的影響 ($p < .001$, $\eta^2 = .514$)。事後比較顯示緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的膝關節皆較正常控制組顯著彎曲 (表 1)。緊縮牽拉組或緊縮無牽拉組的膝關節角度無

顯著差異。組別因子對於踝關節在快走的最大腓腸肌長度時的角度無顯著影響 (表 1)。

在快走時地面反力方面，緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組於各方向的平均力量變化曲線如圖 3 A、B 和 C 所示。圖 A 為前向 (正

值) 或後向 (負值) 的地面反力變化，圖 B 為內側向 (正值) 或外側向 (負值) 的地面反力變化，圖 C 為鉛直向上 (正值) 或向下 (負值) 的地面反力變化。快走的最大腓腸肌長度時，組別因子對各方向地面反力的影響皆不顯著 (表 2)。

表 1

各組腓腸肌長度，步態時空參數和關節角度的平均值 (標準差)

組別名稱	1. 緊縮牽拉組 (N = 10)	2. 緊縮無牽拉組 (N = 10)	3. 正常控制組 (N = 10)	主要效果	事後比較
牽拉前柔軟度測試的腓腸肌長度 (%)	111.06 (0.39)	110.84 (0.21)	113.26 (0.43)	$p < .001^*$	[1,3] ($p < .001$) [2,3] ($p < .001$)
牽拉後柔軟度測試的腓腸肌長度 (%)	112.56 (0.62)	110.89 (0.27)	113.24 (0.31)	$p < .001^*$	[1,2] ($p < .001$) [1,3] ($p = .008$) [2,3] ($p < .001$)
時空參數					
步頻 (步/分)	139 (3)	137 (6)	136 (4)	$p = .292$	
步幅長度 (公尺)	1.085 (0.068)	1.133 (0.096)	1.129 (0.077)	$p = .364$	
步行速度 (公尺/秒)	1.261 (0.080)	1.295 (0.103)	1.275 (0.086)	$p = .698$	
快走最大腓腸肌長度 (%)	111.19 (0.54)	111.22 (1.13)	111.40 (0.64)	$p = .797$	
快走的最大腓腸肌時間 (% 步態週期)	43.5 (5.1)	45.2 (4.3)	46.9 (4.4)	$p = .289$	
關節角度					
髖關節 (度)	8.3 (4.8)	3.0 (7.6)	-9.9 (9.4)	$p < .001^*$	[1,3] ($p < .001$) [2,3] ($p = .003$)
膝關節 (度)	13.3 (3.7)	10.5 (3.0)	5.7 (3.0)	$p < .001^*$	[1,3] ($p < .001$) [2,3] ($p = .002$)
踝關節 (度)	13.0 (5.1)	12.1 (2.5)	11.7 (3.2)	$p = .718$	

註：關節角度正值代表髖關節彎曲、膝關節彎曲和踝關節背屈彎曲，負值代表髖關節伸直、膝關節伸直和踝關節跖屈彎曲。(*) 代表組別因子的主要效果顯著 $p < .05$ 。[1,2] 表示事後比較中組別 1 (緊縮牽拉組) 和組別 2 (緊縮無牽拉組) 有顯著差異在 $p < .017$ 。

表 2

各組地面反力的平均值 (標準差)

組別名稱	1. 緊縮牽拉組 (N = 10)	2. 緊縮無牽拉組 (N = 10)	3. 正常控制組 (N = 10)	主要效果
前向地面反力 (體重%)	6.1 (2.8)	8.0 (3.5)	9.2 (3.4)	$p = .104$
內側向地面反力 (體重%)	3.6 (1.2)	3.7 (1.8)	2.7 (1.6)	$p = .294$
鉛直向地面反力 (體重%)	100.4 (7.9)	103.6 (9.4)	111.3 (11.6)	$p = .053$

註：地面反力正值代表前向地面反力、內側向地面反力和鉛直向上地面反力，負值代表後向地面反力、外側向地面反力和鉛直向下地面反力。(*) 代表因子的主要效果顯著 $p < .05$ 。

肆、討 論

過去的研究顯示牽拉可改善腓腸肌緊縮者的腓腸肌柔軟度，牽拉後膝關節完全伸直位置下的踝關節背屈彎曲角度最大可增加 5.1 度至 6.5 度 (Fowles et al., 2000; Johanson et al., 2009)。本研究也有相似的結果，緊縮組的踝關節背屈彎曲角度在牽拉後平均增加 7 度。緊縮牽拉組在牽拉後柔軟度測試的平均腓腸肌長度 (112.56%) 較正常控制組的長度 (113.24%) 短，但是大於正常控制組在走路時的平均最大標準化腓腸肌長度 (111.40%)，顯示緊縮牽拉組在牽拉後的腓腸肌長度可以符合正常走路的需求。緊縮牽拉組在快走時的標準化腓腸肌長度最長的發生時間較正常控制組早，但無顯著差異。本研究顯示腓腸肌長度最長的發生時間在步態週期的 43.5% 至 46.9%，大約在踝關節接近最大背屈彎曲的站立中期 (圖 2)。對比在牽拉後柔軟度測試與行走時的最大的腓腸肌長度變化，正常控制組在走路時的平均長度 (111.40%) 較柔軟度測試的平均長度 (113.24%) 短。反之，緊縮無牽拉組在柔軟度測試的平均長度 (110.89%) 比行走時的平均長度 (111.22%) 長。當肌肉被拉長超過其休息時的長度時，肌肉長度的增加會導致被動張力的增加 (Nordin & Frankel, 2012)。因此，腓腸肌緊縮者在行走至腓腸肌最大長度時會比正常控制組產生較大的被動張力而更容易引起踝關節蹠屈彎曲或膝關節彎曲。在行走站立中期時，站立腳的足部固定於地面，其踝關節作出背屈彎曲動作使脛骨向前擺動而使身體向前移動 (Perry & Burnfield, 2010)。如果踝關節背屈彎曲動作受限就可能影響身體前進的幅度，所以本研究結果顯示緊縮無牽拉組會以膝關節彎曲代償其腓腸肌柔軟度不足的影響，而使踝關節動作幅度和正常控制組相似。此外，在正常行走的站立中期時，髌關節逐漸伸直到最大，代償性的膝彎曲角度增加會導致股四頭肌被拉長，因此增加髌關節彎曲角度可能是因為橫跨髌關節和膝關節的股

直肌，經由雙關節肌肉的長度和張力關係的特性所造成。

過去的研究發現牽拉後可立即降低腓腸肌 27% 的被動張力 (Fowles et al., 2000; Weir, Tingley, & Elder, 2005)。此外，Ryan 等 (2008) 學者指出牽拉時間較長時對肌肉被動張力降低的影響時間能持續較久。因此，長時間的靜態牽拉對於腓腸肌緊縮者能降低其腓腸肌的被動張力而使腓腸肌柔軟度測試時的踝關節背屈彎曲活動度增加。對比在牽拉後柔軟度測試與行走時的最大的標準化腓腸肌長度變化，緊縮牽拉組在走路時的平均長度 (111.19%) 較柔軟度測試的平均長度 (112.56%) 短，和正常控制組的表現相似。但是，緊縮無牽拉組在走路時的平均長度較柔軟度測試的平均長度長。因此可推論緊縮牽拉組在牽拉後的腓腸肌被動張力比緊縮無牽拉組小，較接近正常控制組的狀態。此外，Behm 等 (2016) 的系統性回顧研究顯示靜態牽拉對於在肌力與爆發力的表現會有降低的情形，但也發現肌肉長度對靜態牽拉引起運動表現改變有不同的效應，靜態牽拉後，在較短肌肉長度收縮時，肌力會顯著降低，而在較長的肌肉長度收縮時 肌力則有增加的現象。本研究是以快走動作在腓腸肌長度最長的時間進行分析，因此推論牽拉後被動張力的下降應該不會影響腓腸肌的肌力表現。然而，本研究結果發現緊縮牽拉組在牽拉後行走時的踝關節、膝關節與髌關節動作和緊縮無牽拉組並無顯著差異。緊縮牽拉組在牽拉後行走時的膝關節與髌關節仍較正常控制組彎曲。行走時膝關節過度的彎曲容易增加髌骨與股骨的壓力而引起膝關節的傷害 (Hertling & Kessler, 2006; Waryasz & McDermott, 2008)。經由牽拉可使緊縮腓腸肌的可拉伸長度更符合正常行走的需求，並且降低腓腸肌的被動張力，因此腓腸肌的柔軟度應該不會再干擾行走的動作。緊縮牽拉組在牽拉後仍然存在的不正常步態可能是源自於長期在緊縮腓腸肌影響下所形成的走路習慣。身體的動作是由中樞神經系統主導，在動作學習初

期，需要仰賴感覺回饋的提示經由試誤學習完成正確的動作；不正常的感覺訊息就無法提供大腦正確的回饋，可能導致動作學習受損或產生不正確的動作 (O'Sullivan, 2013)。因此，即使干擾步態的腓腸肌緊縮狀況可經由牽拉改善，但卻無法立即改善原有養成的行走習慣。

在運動實務應用上，當肌肉緊縮程度影響關節的正常活動度時，會造成運動時該關節與鄰近關節的動作不正常，這樣不正常的動作可能造成鄰近組織的傷害 (Gross, 1995; Hertling & Kessler, 2006)。本研究證實腓腸肌緊縮會造成快走時髕膝關節不正常的增加彎曲角度，其中膝關節彎曲的增加可能與實務上發現腓腸肌緊縮容易引起髕骨股骨症候群的問題相關 (Hertling & Kessler, 2006; Lun, Meeuwisse, Stergiou, & Stefanyshyn, 2004; Waryasz & McDermott, 2008)。此外，靜態牽拉能改善被牽拉組織的柔軟度表現 (Behm, Blazevich, Kay, & McHugh, 2016; Behm & Chaouachi, 2011; Medeiros & Martini, 2018)。理論上，當原本緊縮的肌肉柔軟度改善時，應該就不會再妨礙關節活動，肌肉緊縮者的不正常動作也可以獲得改善。然而，本研究結果顯示腓腸肌緊縮者在牽拉後，腓腸肌柔軟度的增加並沒有改善原本腓腸肌緊縮造成的不正常髕和膝關節動作，腓腸肌緊縮者在牽拉後的快走然存在較大的髕彎曲和膝彎曲動作。顯示單純的牽拉並不足以改善因緊縮導致的不正常肢體動作。因此，本研究建議想藉由靜態牽拉改善緊縮組織對動作表現的影響時，單獨的靜態牽拉無法立即改善動作品質，可能需要配合動作再教育的訓練才能改善肌肉緊縮者的肢體動作品質。

目前常被用來牽拉肌肉的方法有三種，包括靜態牽拉、本體感覺神經肌肉誘發牽拉 (PNF stretch) 和動態伸展 (dynamic stretch) (Behm et al., 2016; Medeiros & Martini, 2018)。本體感覺神經肌肉誘發牽拉常用的技巧為受牽拉肌肉先等長收縮數秒鐘，再進行靜態牽拉或牽拉時伴隨該動作的主動肌收縮 (Behm et al., 2016;

Sharman, Cresswell, & Riek, 2006)。動態伸展則是包含一個控制的動作，利用主動肌收縮到最大角度使拮抗肌被拉長，但在最大角度時不持續牽拉 (Behm et al., 2016; Opplert & Babault, 2018)。彈動式牽拉 (ballistic stretch) 則是利用快速的彈跳動作創造動力，進行高速和高強度的牽拉動作。有的系統回顧文獻將彈動式牽拉和動態伸展視為相同的牽拉型式 (Behm & Chaouachi, 2011)。但有的回顧文獻則視為不同的牽拉型式 (Opplert & Babault, 2018)。Behm 等 (2016) 回顧過去的研究文獻顯示本體感覺神經肌肉誘發牽拉和動態伸展亦可以有效增加關節活動度；但比較這三種牽拉方式對關節活動度增加的效果卻呈現異質性的結果，有的研究顯示本體感覺神經肌肉誘發牽拉或動態伸展會較靜態牽拉增加較多的關節活動度，有的研究結果則顯示這兩種牽拉型式增加關節活動度的幅度相似或較少於靜態牽拉。Medeiros 與 Martini (2018) 針對不同型式牽拉方式對增加踝關節背屈彎曲活動度的研究進行系統性回顧與統合分析，結果顯示靜態牽拉和本體感覺神經肌肉誘發牽拉均可有效增加背屈彎曲活動度，靜態牽拉增加角度的加權平均值為 5.17 度，本體感覺神經肌肉誘發牽拉的加權平均值為 4.32 度，彈動式的動態牽拉 (ballistic stretch) 則無法有效增加背屈彎曲活動度，加權平均值為增加 3.77 度。然而，靜態牽拉對於最大肌力與需要爆發力的運動表現有不良的影響，本體感覺神經肌肉誘發牽拉也存在不良的影響，但動態伸展則可增強肌力與爆發力 (Behm et al., 2016; Behm & Chaouachi, 2011; McHugh & Cosgrave, 2010)。本研究的限制之一是僅採用靜態牽拉作為牽拉腓腸肌的方式，靜態牽拉可能引起肌力與爆發力減少而影響動作品質。未來建議需要研究本體感覺神經肌肉誘發牽拉或動態牽拉對改善腓腸肌緊縮者快走動作的影響。

過去的研究顯示正常舒適走路的步頻為 100 步/分至 120 步/分，在要求實驗參與者以其較快速度行走時，其步頻與步長會隨之增加

(Inman, Ralston, & Todd, 1981; Rebecca & Carol, 1995)。走路的速度會影響步態在時空參數、運動學、動力學與肌電訊號的表現 (Rebecca & Carol, 1995; Schwartz et al., 2008; Teixeira-Salmela, Nadeau, Milot, Gravel, & Requiao, 2008; Wu et al., 2014; You et al., 2009)。因此，使用節拍器設定步頻便常被用以降低不同實驗參與者間在走路速度的差異 (Schwartz et al., 2008; Teixeira-Salmela et al., 2008; Wu et al., 2014; You et al., 2009)。然而，為避免實驗參與者為完全符合設定步頻而過度調整行走動作，研究中指示實驗參與者只需參考節拍器的頻率以較快的方式行走，並不需要完全符合節拍，並經由充分練習使實驗參與者以其熟習的較快速度行走。研究結果顯示實驗參與者的平均步頻雖較設定的頻率略小，但仍較正常舒適走路的步頻高。無論在緊縮牽拉組、緊縮無牽拉組和正常控制組之間的步頻與走路速度無明顯差異，可降低不同實驗參與者間在走路速度差異對行走動作的影響。本研究的限制在於只討論 140 步/分鐘的快走動作，Ishikawa, Pakaslahti, 與 Komi (2007) 研究腓腸肌長度在行走和跑步的變化，顯示跑步時最大腓腸肌長度明顯較行走長。推論腓腸肌緊縮對跑步的影響可能會增加，牽拉的立即效果可能會較明顯。未來建議研究牽拉對腓腸肌緊縮者在跑步動作的影響。

總結本研究的結果，靜態牽拉可以改善緊縮腓腸肌的柔軟度，但是對於快走時的步態與腓腸肌長度沒有顯著影響。腓腸肌緊縮者在牽拉後的步態，與正常控制組相比，在腓腸肌最大長度沒有顯著差異，但在髖關節和膝關節仍有顯著的較彎曲的不正常步態。

引用文獻

- 何忠鋒 (2001)。十二週健走運動與飲食控制計畫對停經婦女身體組成及血脂肪的影響。《體育學報》，32，11-24。doi: 10.6222/pej.0032.200109.5631
- [Ho, C. F. (2001). The effects of twelve-week walking and diet program on body composition and blood lipid in postmenopause women. *Physical Education Journal*, 32, 11-24.]
- 林瑞興、方進隆 (2000)。十二週不同形式快走訓練對血壓偏高青少年血壓值及血液分析值的效果探討。《體育學報》，29，115-125。doi: 10.6222/pej.0029.200009.1911
- [Lin, J. H., & Fang C. L. (2000). Effects of 12 weeks different walking training in borderline hypertensive adolescents. *Physical Education Journal*, 29, 115-125.]
- Armand, S., Watelain, E., Mercier, M., Lensel, G., & Lepoutre, F. X. (2006). Identification and classification of toe-walkers based on ankle kinematics, using a data-mining method. *Gait and Posture*, 23(2), 240-248. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.02.007
- Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2016). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review. *Apply Physiology Nutrition Metabolism*, 41(1), 1-11. doi: 10.1139/apnm-2015-0235
- Behm, D. G., & Chaouachi, A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 2633-2651. doi: 10.1007/s00421-011-1879-2
- Chiu, M. C., & Wang, M. J. (2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait and Posture*, 25, 385-392. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.008
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1982). The frequency of muscle tightness and injuries in soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(2), 75-78. doi: 10.1177/036354658201000202

- Fowles, J. R., Sale, D. G., & MacDougall, J. D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, *89*(3), 1179-1188. doi: 10.1152/jappl.2000.89.3.1179
- Gross, M. T. (1995). Lower quarter screening for skeletal malalignment-suggestions for orthotics and footwear. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *21*(6), 389-405. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.389
- Hawkins, D., & Hull, M. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*, *23*(5), 487-494. doi: 10.1016/0021-9290(90)90304-L
- Hertling, D., & Kessler, R. M. (2006). *Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods* (4th ed.). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.
- Houx, L., Lempereur, M., Re'my-Ne'ris, O., & Brochard, S. (2013). Threshold of equinus which alters biomechanical gait parameters in children. *Gait and Posture*, *38*, 582-589. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.026
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (1981). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wikins.
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J., & Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait and Posture*, *25*, 380-384. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.002
- Johanson, M. A., Cuda, B. J., Koontz, J. E., Stell, J. C., & Abelew, T. A. (2009). Effect of stretching on ankle and knee angles and gastrocnemius activity during the stance phase of gait. *Journal of Sport Rehabilitation*, *18*, 521-534. doi: 10.1123/jsr.18.4.521
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *8*, 383-392. doi: 10.1002/jor.1100080310
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2013). *Therapeutic exercise: Foundations and techniques* (6th ed.). Philadelphia, Pa: FA Davis Co.
- Lun, V., Meeuwisse, W. H., Stergiou, P., & Stefanyshyn, D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, *38*, 576-580. doi: 10.1136/bjism.2003.005488
- Magee, D. J. (2008). *Orthopedic physical assessment* (5th ed ed.). Missouri: Saunders.
- McHugh, M. P., & Cosgrave, C. H. (2010). To stretch or not to stretch: The role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, *20*, 169-181. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.01058.x
- Medeiros, D. M., & Martini, T. F. (2018). Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. *The Foot*, *34*, 28-35. doi: 10.1016/j.foot. 2017.09.006
- Neely, F. G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine*, *26*(6), 395-413. doi: 10.2165/00007256-199826060- 00003
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Baltimore: Lippincott Williams & Wikins.
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2003). *Measurement of joint motion-a guide to goniometry* (3rd ed.). Philadelphia, PA: FA Davis Co.
- Opplert, J., & Babault, N. (2018). Acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: An analysis of the current literature. *Sports Medicine*, *48*(2), 299-325. doi: 10.1007/s40279-017-0797-9
- O'Sullivan, S. B. (2013). Strategies to improve motor function. In S. B. O'Sullivan, T. J. Schmitz & G. D. Fulk (Eds.), *Physical rehabilitation* (6 ed., pp. 393-436). Philadelphia: F.A. Davis.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare: SLACK.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2008). *Foundations of clinical research: Applications to practice* (3rd ed.). Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.

- Radford, J. A., Burns, J., Buchbinder, R., Landorf, K. B., & Cook, C. (2006). Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *40*, 870-875. doi: 10.1136/bjism.2006.029348
- Rebecca, L., Craik, & Carol, A. O. (1995). *Gait analysis: Theory and application* St Louis: Mosby.
- Riddle, D. L., Pulisic, M., Pidcoe, P., & Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: A matched case-control study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *85-A*(5), 872-877. doi: 10.2106/00004623-200305000-00015
- Ryan, E. D., Beck, T. W., Herda, T. J., Hull, H. R., Hartman, M. J., Costa, P. B., ... Cramer, J. T. (2008). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *38*(10), 632-639. doi: 10.2519/jospt.2008.2843
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, *41*, 1639-1650. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.015
- Sharman, M. J., Cresswell, A. G., & Riek, S. (2006). Proprioceptive neuromuscular acclimation stretching: Mechanisms and clinical implications. *Sports Medicine*, *36*(11), 929-939. doi: 10.1097/00005768-200505001-02280
- Svehlik, M., Zwick, E. B., Steinwender, G., Kraus, T., & Linhart, W. E. (2010). Dynamic versus fixed equinus deformity in children with cerebral palsy: How does the triceps surae muscle work? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*, 1897-1903. doi: 10.1016/j.apmr.2010.09.005
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., & Requiao, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*, *23*, 769-778. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.007
- Wang, S. S., Whitney, S. L., Burdett, R. G., & Janosky, J. E. (1993). Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *17*(2), 102-107. doi: 10.2519/jospt.1993.17.2.102
- Waryasz, G. R., & McDermott, A. Y. (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): A systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*, *7*, 9. doi: 10.1186/1476-5918-7-9
- Weir, D. E., Tingley, J., & Elder, G. C. B. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, *93*, 614-623. doi: 10.1007/s00421-004-1265-4
- Wilder, R. P., & Sethi, S. (2004). Overuse injuries: Tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. *Clinics in Sports Medicine*, *23*(1), 55-81. doi: 10.1016/S0278-5919(03)00085-1
- Wu, S. K., Lou, S. Z., Lee, H. M., Chen, H. Y., & You, J. Y. (2014). Gastrocnemius inflexibility on foot progression angle and ankle kinetics during walking. *Clinical Biomechanics*, *29*, 556-563. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.03.004
- You, J. Y., Lee, H. M., Luo, H. J., Leu, C. C., Cheng, P. G., & Wu, S. K. (2009). Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. *Clinical Biomechanics*, *24*, 744-750. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.002

投稿日期：107 年 01 月

通過日期：107 年 05 月

Acute effect of stretch on gait pattern and gastrocnemius muscle length during fast walking

Shyi-Kuen Wu¹, Shu-Zon Lou², Hong-Wen Wu³, Hsin-Min Lee⁴,
Han-Yu Chen¹ and Jia-Yuan You⁴

¹Department of Physical Therapy, HungKuang University, Taichung City, Taiwan

²Department of Occupational Therapy, Chung Shan Medical University,
Taichung City, Taiwan

³Department of Physical Education, National Taiwan University of Sport,
Taichung City, Taiwan

⁴Department of Physical Therapy, I-Shou University, Kaohsiung City, Taiwan

Abstract

Introduction: Fast walking is faster than stroll or pedestrian walking and is often recommended for fitness. Poor muscular flexibility can restrict joint motion and affect walking movement. Gastrocnemius is a common tight muscles found in lower limbs. Static stretching is frequently recommended to elongate tight muscle. However, some previous evidences suggested that acute muscle stretching might impair muscle strength and other components of sports performance. Thus, the purpose of the study is to investigate the acute effects of stretching on the gait performance and gastrocnemius muscle length during fast walking for people with tight gastrocnemius. **Methods:** Twenty volunteers with tight gastrocnemius were randomly assigned to a stretch or no-stretch group. Ten healthy volunteers with normal gastrocnemius flexibility were assigned to normal control group. Gastrocnemius tightness measurements were performed before and after stretching. The stretch group underwent ten gastrocnemius stretches for 2 minutes each with 30-second rest periods. The no-stretch and normal control group would rest instead of stretch. The gait data were collected using a motion analysis system and two force plates after stretching. The spatiotemporal parameters, joint angles in the lower extremity and ground reaction forces were computed and analyzed. The regression model of previous study was used to estimate gastrocnemius length from measurements of joint angle in ankle dorsiflexion and knee extension. **Results:** Compared with the no-stretch group, a greater gastrocnemius length in flexibility test was found after stretching for the participants with tight gastrocnemius. The joint angles in lower limbs, ground forces and gastrocnemius length in fast walking were not significantly different in stretch group as compared to no-stretch group. Compared with the normal control group, significantly greater flexion angles of the hip and knee were detected in stretch group during fast walking. **Conclusion:** Static stretch can improve the flexibility of tight gastrocnemius. However, the stretch has no significant effect on gait

movement and gastrocnemius length during fast walking for people with tight gastrocnemius. Compared with the normal controls, participants with tight gastrocnemius adopt a flexed hip and knee gait after stretching during fast walking.

Key words: stretch, fast walk, gastrocnemius, gait analysis, kinematics