第 18 卷第 1 期，01-09 頁 (2021 年 03 月)

腓腸肌緊縮者在靜態牽拉後快走時的踝關節的力學表現

[1]游家源、[1]李新民、[2]吳鴻文、[3]羅世忠、[4]陳翰裕、[4]吳錫昆*

[1]義守大學物理治療系、[2]國立臺灣體育運動大學體育學系、[3]中山醫學大學職能治療學系、[4]弘光科技大學物理治療系

投稿日期：2021 年 01 月；通過日期：2021 年 03 月

摘要

目的：快走常被推薦為有氧運動。腓腸肌柔軟度不足可能影響走路動作。利用牽拉可改善肌肉柔軟度不足，因此本研究目的在探討靜態牽拉對腓腸肌緊縮者快走動作的立即影響。**方法：**本研究徵召 24 位腓腸肌緊縮者並隨機分成緊縮組和牽拉組，和 12 位健康且腓腸肌柔軟度正常者為控制組。其中牽拉組接受 20 分鐘的靜態牽拉。三組皆進行腓腸肌柔軟度測試和快走試驗。快走試驗是用動作分析系統和測力板測量，以計算快走時踝關節的運動學和動力學資料。腓腸肌拉緊程度是參考過去文獻建立腓腸肌長度的數學模型推算。**結果**：腓腸肌柔軟度測試顯示控制組的柔軟度最大、牽拉組次之、緊縮組最小 ($p < .001$)。緊縮組在快走時的腓腸肌最大拉緊程度為最大、牽拉組次之、控制組最小 ($p < .001$)。當快走的腓腸肌拉緊程度達最大時，三組在踝關節蹠屈力矩、關節功率和縱向壓縮力有顯著差異 (p 值分別為 .005, .015, 和 .021)。相較控制組，牽拉組和緊縮組皆有較大的蹠屈力矩、較多的吸收功率和較大的縱向壓縮力。牽拉組和緊縮組間無明顯差異。**結論：**靜態牽拉可改善緊縮腓腸肌的柔軟度。腓腸肌緊縮者在牽拉後仍較正常人有較大的蹠屈力矩、較多的踝關節吸收功率和較大的踝關節縱向壓縮力等不正常的動作表現。

關鍵詞：蹠屈肌、柔軟度、快走動作、關節受力、關節力矩

壹、緒論

走路是一種日常生活中經濟而簡單的運動，常被建議作為促進或改善心肺耐力的一種方式 (Kisner & Colby, 2013; 江宗麟、林貴福，2015; 何忠鋒，2001)。先前的學者研究顯示當快走的速度增加到接近可轉換為慢跑動作的行進速度時，快走能較慢跑產生較大的下肢肌肉肌電活動量 (林羿志、林怡欣、陳韋翰、劉宗翰、相子元，2019)。快走是以較平常走路更快速度的一種活動方式，需要神經肌肉系統進行良好的協調整合以產生動作。此外，下肢關節與肌肉也要有足夠的柔軟度以滿足活動所需。一旦任一環節失能就可能導致快走時發生不正常的動作。Chiu 和 Wang (2007) 研究顯示正常人的走路速度增加能使腰部與下肢的肌肉活動增加，也會造成地面鉛直反作用力增加 (Chiu & Wang, 2007)。地面反作用力的增加會使足踝部關節的受力增加。因此快走時若發生不正常動作如過度旋前或用踮腳尖走路時，就更可能因較大的力量施加於不正常排列的關節，影響踝足部關節及周邊的組織而引起傷害。

肌肉是具有生物力學上塑性改變能力的組織。如果肌肉減少使用或在使用程度未到達正常最長延展的範圍，就會逐漸造成肌肉柔軟度的喪失 (Kisner & Colby, 2013; Nordin & Frankel, 2012)。肌肉的柔軟度是指骨骼肌在沒有肌肉活動時能被拉長的程度，在臨床常用柔軟度測試來測量肌肉能被拉長的程度 (Gajdosik, 2001; Kisner & Colby, 2013)。不足的肌肉柔軟度可能會影響關節動作，進而影響身體的功能活動。嚴重的柔軟度受限會產生攣縮 (contracture) 現象，造成關節喪失大部分的活動範圍 (Kisner & Colby, 2013)。例如腓腸肌攣縮會導致背屈活動喪失，站姿下只能以墊腳尖的方式站立，走路時則形成前足著地的馬蹄足步態 (Magee, 2008; Perry & Burnfield, 2010)。輕度肌肉柔軟度受限會形成肌肉緊縮 (tightness)，會造成關節活動度少部份的受限，對功能性活動的影響須視該活動的在肌肉延展性需求而定 (Hertling & Kessler, 2006; Kisner & Colby, 2013)。例如腓腸肌緊縮者，在站姿下足部能維持平貼地面的站立方式，但可能會有旋前足的代償姿勢；走路時可採用腳跟著地的方式正

*通訊作者：吳錫昆　弘光科技大學物理治療系
地址：臺中市沙鹿區臺灣大道六段1018號
E-mail：skwu@sunrise.hk.edu.tw

DOI：10.3966/207332672021031801001

常行走，但在需要較大腓腸肌延展程度的時期會發生一些不正常的動作如增加膝屈曲或足部朝外方向 (Gross, 1995; Magee, 2008; Perry & Burnfield, 2010; Wu, Lou, Lee, Chen, & You, 2014; You et al., 2009)。

腓腸肌是一條橫跨踝關節和膝關節的雙關節肌肉，臨床上發現腓腸肌緊縮可能會引起一些踝足部的肌肉骨骼傷害伴隨足部或小腿疼痛的問題 (Hertling & Kessler, 2006; Machado et al., 2018; Neely, 1998; Riddle, Pulisic, Pidcoe, & Johnson, 2003; Wilder & Sethi, 2004)。過去的研究顯示肌肉組織一旦開始被適當的牽拉時，便可以產生一定程度的力學特性改變而逐漸恢復其柔軟度 (Gajdosik, 2001; Kisner & Colby, 2013)。因此，牽拉常被作為改善肌肉柔軟度的活動方式 (Kisner & Colby, 2013; Radford, Burns, Buchbinder, Landorf, & Cook, 2006)。常用於牽拉肌肉的方式包括靜態牽拉、本體感覺神經肌肉誘發牽拉和動態牽拉 (Behm, Blazevich, Kay, & McHugh, 2016; Kisner & Colby, 2013; Medeiros & Martini, 2018)。Medeiros 與 Martini (2018) 回顧不同牽拉方式對增加踝關節背屈活動度的效果，結果顯示靜態牽拉較本體感覺神經肌肉誘發牽拉或彈動式的動態牽拉能增加較多的背屈活動度 (Medeiros & Martini, 2018)。因此，靜態牽拉能作為一種有效增加腓腸肌柔軟度的方式。

為了減少緊縮肌肉對下肢造成的傷害，臨床常建議進行牽拉運動以改善肌肉柔軟度。然而，McHugh 與 Cosgrave (2010) 的研究卻發現運動前進行肌肉牽拉並沒有顯著降低過度使用傷害的發生 (McHugh & Cosgrave, 2010)。Macklin、Healy、與 Chockalingam (2012) 指出腓腸肌緊縮者在進行 8 週的腓腸肌自我牽拉運動後，受試者的踝關節活動度增加，但是行走時前腳的足底壓力峰值和站立期的最大鉛直向的地面反作用力反而增加 (Macklin, Chocklingam, & Chockalingam, 2012)。吳錫昆等人 (2019) 的研究也發現腓腸肌緊縮者在牽拉後，能夠顯著改善腓腸肌柔軟度，但進行快走時仍有較大的膝屈曲和髖屈曲的動作，這些不正常動作和緊縮組的不正常動作相似 (吳錫昆等人，2019)。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時踝關節動作在生物力學上的立即影響，希望能提供建議以改善腓腸肌緊縮者在快走時的動作表現。

貳、研究方法

本研究所有受試者的選取條件是能以正常腳跟著地的方式行走，並排除下肢關節手術病史、系統性神經病變的問題或最近一個月內下肢有骨頭病變、關節炎或其他發炎症狀的受試者。實驗中是先以腓腸肌柔軟度的表現篩選受試者，腓腸肌緊縮者的選取條件是腓腸肌柔軟度測試結果在踝關節背屈角度介於 0~10 度，正常控制組的條件則為測試結果在踝關節背屈角度大於 15 度 (Gross, 1995; Perry & Burnfield, 2010)。腓腸肌柔軟度測試是讓受試者仰躺，膝關節完全伸直和距骨下關節 (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) 測量踝關節背屈最大角度，以測量三次的平均值計算 (Norkin & White, 2003)。本實驗共徵召 28 位腓腸肌緊縮的受試者，但其中 4 位受試者在時間上無法配合試驗而退出，最後共有 24 位腓腸肌緊縮受試者參與，隨機分成緊縮組和牽拉組。另外徵召 12 位的健康且腓腸肌柔軟度正常的受試者作為控制組。三組皆包括 6 位男性與 6 位女性。本研究內容經弘光科技大學人體試驗委員會審查通過，實驗前先讓受試者閱讀並填寫實驗知情同意書。

控制組和緊縮組在完成腓腸肌柔軟度測試後，便進行快走的動作測試。牽拉組會先進行腓腸肌牽拉，之後立即進行牽拉後的腓腸肌柔軟度測試和快走的動作測試。實驗中的腓腸肌牽拉是由一位資深物理治療師以徒手方式施行。受試者仰臥於床上保持膝關節伸直。物理治療師一手固定受試者的小腿前側；另一手抓住受試者的後腳跟，其前臂靠在牽拉腳的腳掌上，施予溫和向上方向的壓力於蹠骨頭近端，使受試者的腳踝產生背屈 (Kisner & Colby, 2013)。持續增加背屈角度，一直到受試者覺得酸痛時，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。

在本研究的快走動作實驗中，受試者被指示參考節拍器所設定的頻率 140 步/分鐘以較快的方式行走，但不需要完全符合節拍器的頻率。在讓受試者充分練習過後才開始進行。實驗中利用攝影機系統與測力板系統測量受試者在快走時的動作表現。受試者身體表面在薦骨背側頂端的中間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蹠骨頭部間特定部位會貼上反光標記，以表示肢體位置 (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990)。攝影機系統 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) 包含五架攝影機，系統會發出光源投射於反光標記，經由攝影機以 60Hz 取樣頻率拍攝反光標記的影像，以記錄下肢的肢體動作。這些影像資料經 Motion Analysis 公司所提供的 EvA 軟體 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) 辨識處理以取得反光標記的空間位置資料。測力板系統包含兩塊 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測力板的力量資料。

每位受試者的快走動作實驗是收集三次試驗結果進行分析。每次快走動作試驗所收集資料的時間是從腳著地於第一塊測力板開始到同一隻腳再次著地的一個完整步幅 (stride)，亦即包含連續的兩步 (step)。攝影機系統所記錄的反光標記空間位置和測力板系統所測量的腳施予測力板資料會輸入由 Motion Analysis

DOI：10.3966/207332672021031801001

公司所提供的 OrthoTrak 軟體 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) 進行處理和計算，以獲得快走時的時間和空間的參數、關節角度、關節受力、關節力矩和關節功率等數值。腓腸肌的拉緊程度是用踝關節背屈和膝關節屈曲角度估算，用 Hawkins 與 Hull (1990) 所發展的數學模型，輸入踝關節背屈和膝關節屈曲角度以計算出腓腸肌長度 (Hawkins & Hull, 1990)。其數學模式如下:

標準化腓腸肌長度=0.9-0.00062×膝屈曲角度+0.00214×(90+踝背屈角度)

快走時的腓腸肌長度除以柔軟度測試時的腓腸肌長度作為量化在快走過程中腓腸肌的拉緊程度。踝關節受力包含三維方向的力量，標準化 (normalization) 成以體重的百分比表示。踝關節的蹠屈力矩、內翻力矩和功率也都除以體重使其標準化。

本研究主要在探討腓腸肌緊縮者牽拉後的快走時的踝關節動作表現。因此，本研究包含兩個虛無假設：1.牽拉組、緊縮組和控制組在腓腸肌柔軟度測試和快走時的最大腓腸肌拉緊程度沒有差異。2.牽拉組、緊縮組和控制組在腓腸肌最大拉緊程度時的動作表現沒有差異。動作表現的變數包括步幅長度、步頻及步行速度，最大的腓腸肌長度和拉緊程度，和腓腸肌最大拉緊程度時的踝部的關節角度、關節力矩、關節功率、及關節受力。利用單因子變異數分析 (one-way ANOVA) 考驗組別因子 (牽拉組、緊縮組和控制組) 的腓腸肌柔軟度測試表現、快走時的最大腓腸肌長度和拉緊程度、和在腓腸肌最大拉緊程度時的動作表現的變數的影響。對於單因子變異數分析統計考驗達顯著時，使用埃塔平方(eta squared) 計算統計效果量 (Portney & Watkins, 2008)。當埃塔平方大於0.138代表大的效應，埃塔平方介於 0.138至 0.059間代表中度效應，埃塔平方介於 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，再以最小顯著性差異檢定法進行事後比較分析。所有統計以SPSS軟體進行分析，統計顯著水準訂在 α =.05。

參、結果

緊縮組受試者年齡、身高與體重平均分別為 22.2 ± 2.3 歲、166.8 ± 9.2 公分和 59.0 ± 10.9 公斤，牽拉組分別為 23.6 ± 2.7 歲、167.4 ± 7.3 公分和 61.3 ± 8.0 公斤，控制組分別為 22.7 ± 2.3 歲、168.0 ± 7.9 公分和 61.8 ± 11.7 公斤。腓腸肌柔軟度測試結果如表一所示，腓腸肌柔軟度在牽拉組、未牽拉組和控制組間有顯著差異 ($F = 100.266$, $p < .001$, 埃塔平方 = 0.859)。牽拉組的腓腸肌柔軟度顯著較緊縮組大，平均相差 5 度 ($p < .001$)，但仍較控制組小，平均相差 5 度 ($p < .001$)。三組在快走時的步頻、步幅長度、行走速度和腓腸肌最大長度皆無顯著差異 (表 1)。

快走時的腓腸肌拉緊程度的平均變化曲線如圖 1A 所示，三組有相似的變化曲線，牽拉組的腓腸肌拉緊程度較緊縮組小，但較控制組大。統計結果顯示三組在最大腓腸肌拉緊程度有顯著差異 ($F = 55.431$, $p < .001$, 埃塔平方 = 0.771)。事後比較顯示牽拉組的最大腓腸肌拉緊程度顯著較緊縮組低，平均相差 0.9% ($p < .001$)；但也顯著較控制組高，平均相差 1.1% ($p < .001$)。緊縮組和控制組間也有顯著差異 ($p < .001$)。踝關節角度的平均變化曲線如圖 1B 和 1C 所示，圖 1B 為背屈/蹠屈角度，正值代表背屈，而負值則為蹠屈。圖 1C 為外翻/內翻角度，正值代表外翻，而負值則為內翻。三組的關節角度變化曲線相似，統計結果顯示三組在腓腸肌最大拉緊程度時的踝關節角度無顯著差異 (表 1)。

在快走時踝關節力矩如圖 2A 和 B 所示，圖 2A 為蹠屈/背屈力矩，正值代表蹠屈，而負值則為背屈。圖 2B 為內翻/外翻力矩，正值代表內翻，而負值則為外翻。三組的蹠屈力矩或內/外翻力矩的平均變化曲線相似，但在腓腸肌最大拉緊程度時的蹠屈力矩有明顯差異 ($F = 6.273$, $p = .005$, 埃塔平方 = 0.275) (表 2)。事後比較顯示牽拉組和緊縮組顯著較控制組有較大的蹠屈力矩 (p 值分別為 .002, .009)。牽拉組和控制組相差 0.144 Nm/kg。但牽拉組和緊縮組間則無顯著差異。在踝關節內/外翻力矩方面，三組的平均變化曲線相似，在腓腸肌最大拉緊程度時無明顯差異 (圖 2B 和表二)。圖 2C 顯示三組在快走時踝關節功率。正值代表產生功率，負值代表吸收功率。三組的平均變化曲線相似，但是在腓腸肌最大拉緊程度時有顯著差異 ($F = 4.816$, $p = .005$, 埃塔平方 = 0.226) (表 2)。事後比較顯示牽拉組和緊縮組顯著較控制組有較大的吸收功率 (p 值分別為 .011 和 .011)。牽拉組和控制組相差 0.234 瓦特/公斤。但牽拉組和緊縮組間則無顯著差異。

在踝關節受力的平均變化曲線方面，三組在三維方向關節受力曲線如圖 3A、B 和 C 所示，圖 3A 為前/後向受力，正值代表前向而負值則為後向。圖 3B 為內/外向受力，正值代表內向而負值則為外向。圖 3C 為縱向壓縮力，正值代表壓力而負值則為張力。三組在三個方向的關節受力的平均變化曲線相似，但在縱向壓縮力有顯著差異 ($F = 4.353$, $p = .021$, 埃塔平方 = 0.209)。如表 2 所示，

牽拉組和緊縮組明顯較控制組有較大的壓力 (p 分別為 .02 和 .012)。牽拉組和控制組相差 7%體重。牽拉組和緊縮組間無顯著差異。

DOI：10.3966/207332672021031801001

表 1 控制組、緊縮組和牽拉組在腓腸肌柔軟度、快走時的時空參數和在腓腸肌最大拉緊程度時候的踝關節三維方向的平均值±標準差。

組別名稱	1.控制組 (n=12)	2.緊縮組 (n=12)	3.牽拉組 (n=12)	主要效果	F 值	事後比較
腓腸肌柔軟度(度)	18.8 ± 2.1	8.8 ± 0.9	13.8 ± 2.0	$p < .001$	100.266	[1,2] ($p < .001$) [1,3] ($p < .001$) [2,3] ($p < .001$)
步頻 (步/分)	136 ± 4	138 ± 4	138 ± 4	$p = .515$	0.677	
步幅長度 (公尺)	1.12 ± 0.07	1.16 ± 0.08	1.10 ± 0.08	$p = .222$	1.576	
步行速度 (公尺/秒)	1.26 ± 0.07	1.33 ± 0.10	1.27 ± 0.10	$p = .204$	1.666	
腓腸肌最大長度 (%)	111.3 ± 0.6	111.6 ± 0.6	111.6 ± 0.4	$p = .423$	0.883	
腓腸肌最大拉緊程度 (%)	98.3 ± 0.5	100.3 ± 0.5	99.4 ± 0.4	$p < .001$	55.431	[1,2] ($p < .001$) [1,3] ($p < .001$) [2,3] ($p < .001$)
腓腸肌最大拉緊程度時的踝部關節角度(度)						
背屈角度	11.7 ± 2.9	13.8 ± 2.3	13.6 ± 2.8	$p = .113$	2.332	
內翻角度	0.9 ± 2.5	1.1 ± 1.8	2.2 ± 2.2	$p = .326$	1.158	

註:踝關節角度:正值分別代表背屈和內翻角度，負值代表蹠屈和外翻角度。

表 2 控制組、緊縮組和牽拉組在腓腸肌最大拉緊程度時的踝關節力矩和踝關節受力的平均值±標準差。

組別名稱	1.控制組 (n=12)	2.緊縮組 (n=12)	3.牽拉組 (n=12)	主要效果	F 值	事後比較
			踝關節力矩 (Nm/kg)			
蹠屈力矩	1.085 ± 0.103	1.205 ± 0.097	1.229 ± 0.119	$p = .005$	6.273	[1,2] ($p = .009$) [1,3] ($p = .002$)
內/外翻力矩	0.003 ± 0.062	-0.002 ± 0.052	0.039 ± 0.068	$p = .207$	1.652	
踝關節功率 (瓦特/公斤)	-0.103 ± 0.269	-0.337 ± 0.160	-0.337 ± 0.196	$p = .015$	4.816	[1,2] ($p = .011$) [1,3] ($p = .011$)
			踝關節受力 (%體重)			
前向受力	5.9 ± 3.0	5.0 ± 2.9	4.2 ± 2.5	$p = .366$	1.036	
內向受力	4.6 ± 3.4	2.8 ± 3.9	4.8 ± 3.8	$p = .368$	1.032	
縱向壓縮力	99.4 ± 9.7	107.0 ± 6.6	106.4 ± 3.1	$p = .021$	4.353	[1,2] ($p = .012$) [1,3] ($p = .02$)

註: 踝關節力矩:正值分別代表蹠屈和內翻，負值分別代表背屈和外翻。踝關節功率:正值代表產生功率，負值代表吸收功率。關節受力:正值分別代表前向、內向和鉛直向的壓力，負值分別代表後向、外向和鉛直向的張力。

DOI：10.3966/207332672021031801001

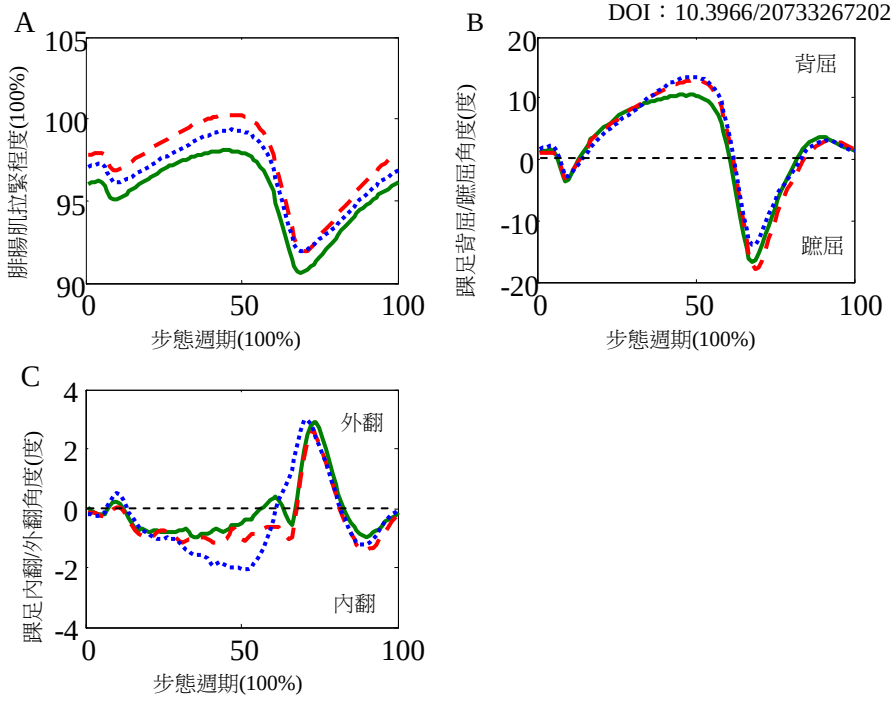


圖 1 在快走時控制組、緊縮組和牽拉組的 (A) 腓腸肌拉緊程度、(B) 踝部背屈方向角度和 (C) 踝部外翻方向角度的平均時間變化曲線。虛線 (---) 代表緊縮組的變化情形。點線 (…) 代表牽拉組的變化情形。實線 (—) 代表控制組的變化情形。

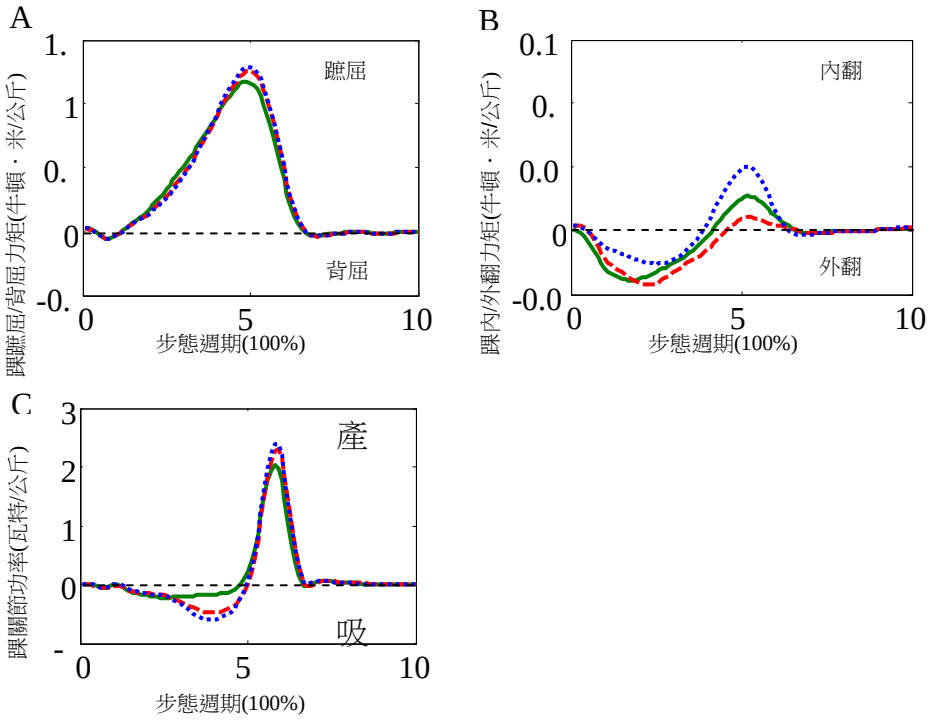


圖 2 在快走時控制組、緊縮組和牽拉組的 (A) 蹠屈力矩、(B) 踝關節內翻力矩、和 (C) 踝關節功率的平均時間變化曲線。虛線 (---) 代表緊縮組的變化情形。點線 (…) 代表牽拉組的變化情形。實線 (—) 代表控制組的變化情形。

DOI：10.3966/207332672021031801001

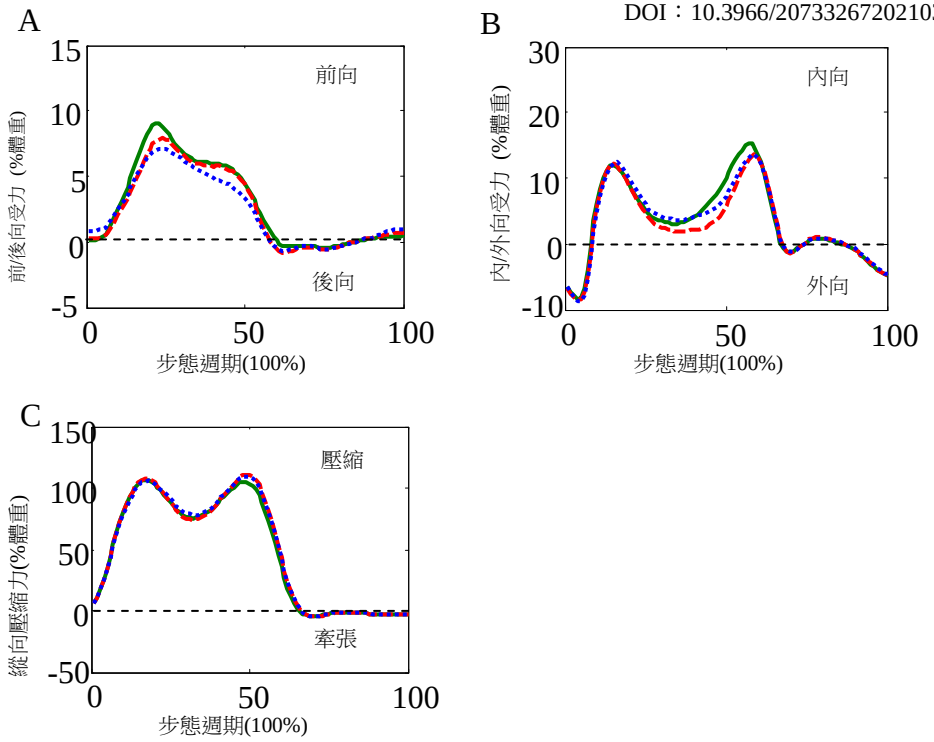


圖3 在快走時緊縮組正常組、緊縮組和牽拉組的 (A)踝關節前向受力、(B) 踝關節內側向受力和 (C) 踝關節縱向壓縮力的平均時間變化曲線。虛線 (---) 代表緊縮組的變化情形。點線 (…) 代表牽拉組的變化情形。實線 (—) 代表控制組的變化情形。

肆、討論

本研究在探討靜態牽拉對腓腸肌緊縮者的腓腸肌柔軟度和快走時踝關節動作表現的立即影響。研究結果發現長時間靜態牽拉能立即有效改善腓腸肌的緊縮情況，牽拉後的腓腸肌柔軟度測試平均增加 6.8 度，和過去學者採用長時間靜態牽拉腓腸肌的研究結果相似 (Fowles, Sale, & MacDougall, 2000)。牽拉組的腓腸肌柔軟度明顯優於緊縮組，但仍較控制組低。對於腓腸肌緊縮者而言，因為腓腸肌柔軟度是輕度受限，所以緊縮組的腓腸肌最大長度在快走時仍和正常控制組或牽拉組相似。然而，腓腸肌拉緊程度較能展現出在快走時腓腸肌柔軟度的影響，牽拉組最大腓腸肌拉緊程度明顯較緊縮組低，但比控制組高。

先前的研究顯示腓腸肌緊縮者在行走時的踝關節動作和正常人沒有明顯差異 (Moseley, Crosbie, & Adams, 2003; You et al., 2009)。Johanson 等人 (2006) 的研究則發現腓腸肌緊縮者牽拉後在行走時的踝關節動作也和正常人沒有明顯差異 (Johanson et al., 2006)。本研究的結果也有相似的發現，緊縮組、牽拉組和控制組的快走過程在腓腸肌最大拉緊程度時的踝關節角度變化沒有明顯差異。在快走過程中，腓腸肌拉緊程度會隨著踝關節和膝關節的動作而產生不同拉緊程度的變化。理論上，當腓腸肌到達最大拉緊程度時是最可能影響踝關節的動作。然而，本研究結果發現踝關節動作並沒有受到腓腸肌緊縮的影響，緊縮組的踝關節角度變化和控制組或牽拉組並沒有明顯差異。腓腸肌最大的拉緊程度是發生於行走的站立期，此時為足部固定於地面，以踝足部為軸，脛骨向前擺動使身體能向前移動。可能是因為腓腸肌緊縮是較輕的柔軟度受限，受試者可採用其他代償動作如膝屈曲以降低腓腸肌的拉緊程度，避免身體向前移動受到影響。牽拉後的腓腸肌拉緊程度更小，所以不會干擾踝關節動作。

先前的研究發現腓腸肌緊縮者在站立中期比正常人有較大的蹠屈力矩，推測是因為使身體向前的動作牽拉緊縮的腓腸肌，而產生較大的被動張力所造成 (Wu et al., 2014)。Fowles 等學者研究發現 30 分鐘的靜態牽拉後可立即降低腓腸肌 27% 的被動張力 (Fowles et al., 2000)。本研究也發現牽拉組的腓腸肌的拉緊程度，在快走時較緊縮組小，顯示在長時間靜態牽拉後能降低腓腸肌的拉緊程度，亦即可降低腓腸肌的被動張力。理論上，腓腸肌的被動張力減少應能使蹠屈力矩減小。然而本研究發現快走時的蹠屈力矩在牽拉組和緊縮組沒有差異，比正常控制組高。推測牽拉組受試者可能主動增加腓腸肌或比目魚肌的收縮張力，以維持原有習慣的動作感覺，而導致蹠屈力矩和緊縮組相似。未來需要進行肌電訊號的測量，以證實腓腸肌緊縮者牽拉後進行快走時可能增加腓腸肌收縮的情形。此外牽拉組的吸收功率也和緊縮組相似，明顯較控制組高，顯示此時腓腸肌進行的是離心收縮。臨床上認為離心收縮較易導致肌肉的傷害 (Kisner & Colby, 2013)。當腓腸肌達最大拉緊程度的過程，腓腸肌的收縮是屬於是離心收縮的形式，因此腓腸肌過度的離心收縮在長期活動下仍可能造成肌肉或肌腱的過

DOI：10.3966/207332672021031801001

度使用傷害。

Macklin 等人的研究發現腓腸肌緊縮者在牽拉後行走時的鉛直向地面反作用力反而增加 (Macklin et al., 2012)。本研究結果相似，顯示腓腸肌緊縮者在牽拉後仍有較大的踝關節縱向壓縮力。此外本研究發現在腓腸肌到達最大拉緊程度時，牽拉組或緊縮組有較大的蹠屈力矩。關節的受力主要受關節上方的體重和肌肉收縮力量影響 (Nordin & Frankel, 2012)。所以推測牽拉組或緊縮組有較大的踝關節鉛直壓力，可能是因為蹠屈肌有較大的收縮力量而產生較大關節受力所致。較大的踝關節鉛直壓力在長期活動仍可能引起骨骼關節的過度使用傷害。

本研究受試者的快走速度大約在 4.5~4.8 公里/小時，比正常行走速度高但較其他學者研究的健走速度低 (林羿志等人，2019; 梁日蕾、邱宏達，2011)。過去的學者比較快走、慢跑和快跑時發現，快跑著地時的，踝關節角度最大，膝關節角度最小 (梁日蕾、邱宏達，2011)。踝關節角度增加伴隨膝關節角度減小會使快跑動作的腓腸肌拉緊程度會較快走大，更可能增加緊縮腓腸肌所造成的動作干擾。因此未來的研究需要再調高快走的速度，以瞭解牽拉對於腓腸肌緊縮者在高速健走時動作表現的影響。

伍、結論

本研究的結果發現長時間的靜態牽拉可以改善腓腸肌緊縮者在快走時腓腸肌的拉緊程度。在靜態牽拉腓腸肌後的腓腸肌緊縮者和未牽拉的緊縮者的快走動作相似；和正常控制組相比，在最大的腓腸肌拉緊程度時，牽拉組仍有有較大的蹠屈力矩、踝關節吸收功率和踝關節壓力。所以本研究建議除了要牽拉外，還需要進行動作的再教育訓練才能有效改變原有不良動作習慣。

陸、參考文獻

江宗麟、林貴福 (2015)。步頻作為走路運動強度指標的可行性。*中華體育季刊，29*，221-227。

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。

吳錫昆、羅世忠、吳鴻文、李新民、陳翰裕、游家源 (2019)。牽拉對快走時步態與腓腸肌長度的影響。*體育學報，52*，199-212。

林羿志、林怡欣、陳韋翰、劉宗翰、相子元 (2019)。不同坡度與速度下走跑對下肢肌肉活化的影響。*華人運動生物力學期刊，17*，33-44。

梁日蕾、邱宏達(2011)。不同步態在足跟著地時下肢運動學與撞擊能量之關係。*華人運動生物力學期刊，5*，8-14。

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. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 41*(1), 1-11.

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 & Posture, 25*, 385-392.

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale. NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

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.

Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics, 16*, 87-101.

Gross, M. T. (1995). Lower quarter screening for skeletal malalignment- suggestions for orthotics and shoewear. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 21*(6), 389-405.

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.

Hertling, D., & Kessler, R. M. (2006). *Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods* (4th ed.). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.

Johanson, M. A., Wooden, M., Catlin, P. A., Hemard, L., Lott, K., Romalino, R., et al. (2006). Effects of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of gait. *Physical Therapy in Sport, 7,* 93-100.

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.

Kisner, C., & Colby, L. A. (2013). *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques* (6th ed.). Philadelphia, Pa: FA Davis Co.

Machado, S., Hardt, M. R., Demore, A. B., Kim, A., Camargo, L. M., & Barbosa, C. C. (2018). Short gastrocnemius: epidemiology and associated signs and symptoms. *Scientific Journal of the Foot & Ankle, 12*(2), 106-111.

Macklin, K., Healy, A., & Chockalingam, N. (2012). The effect of calf muscle stretching exercises on ankle joint dorsiflexion and dynamic foot pressures, force and related temporal parameters. *The Foot*, 22, 10-17.

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

DOI：10.3966/207332672021031801001

prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports, 20,* 169-181.

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.

Moseley, A. M., Crosbie, J., & Adams, R. (2003). High- and low-ankle flexibility and motor task performance. *Gait & Posture, 18*, 73-80.

Neely, F. G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine, 26*(6), 395-413.

Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculosketeal 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.

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.

Riddle, D. L., Pulisic, M., Pidcoe, P., & Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: a matched case-control study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume, 85-A*(5), 872-877.

Wilder, R. P., & Sethi, S. (2004). Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. *Clinics in Sports Medicine, 23*(1), 55-81.

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.

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.

Volume 18 Issue 1, March 2021

The performance of ankle kinetics in individuals with gastrocnemius tightness during fast walk following the static stretch

[1]Jia-Yuan You, [1]Hsin-Min Lee, [2]Hong-Wen Wu, [3]Shu-Zon Lou, [4]Han-Yu Chen, [4]Shyi-Kuen Wu*

[1]Department of Physical Therapy, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan
[2]Department of Physical Education,National Taiwan University of Sport, Taichung, Taiwan
[3]Department of Occupational Therapy, Chung Shan Medical University, Taichung, Taiwan
[4]Department of Physical Therapy, HungKuang University, Taichung, Taiwan

Reviced：2021/01; Accepted：2021/03

ABSTRACT

Purpose： Fast walking is one of the recommended aerobic exercise. Insufficient gastrocnemius flexibility may affect the movement of ankle during fast walking. Stretching improves the muscle flexibility. Therefore, the purpose of the study is to determine the acute effects of static stretching on the ankle movement of patient with tight gastrocnemius during fast walking. **Methods：** The 24 participants with tight gastrocnemius were randomly assigned to either tight group or stretch group, and 12 healthy volunteers with normal gastrocnemius flexibility were assigned to control group. Gastrocnemius flexibility test and fast walking measurements were performed in all participants. The stretch group received 20 min of static stretching before the measurement. The kinematic and kinetic data of ankle joint during fast walking is calculated and analyzed by motion analysis system and two force plates. The regression model for gastrocnemius length proposed by the previous studies was used to estimate the tensile level of gastrocnemius during fast walking. **Results：** The healthy control group showed the greatest gastrocnemius flexibility, followed by the stretch group, and the tight group had the worst gastrocnemius flexibility ($p < .001$). The maximal tensile level of gastrocnemius during fast walking was greatest in the tight group, then in the stretch group, and it is smallest in the control group ($p < .001$). The plantar flexor torque , joint power and vertical joint force at the maximal tensile level of gastrocnemius were significantly different among three groups (p = .005, .015, and .021, respectively). Compared with control group, the tight and stretch groups have a larger plantar flexor torque, power absorption and compression force at ankle joint. There were no significant differences between stretch and tight groups. **Conclusion：** The flexibility of tight gastrocnemius can be improved by the static stretching. Compared with the control group, the subjects with tight gastrocnemius demonstrated a larger plantar flexor torque, greater power absorption and greater compression force at the ankle joint after static stretching during fast walking.

Keywords: plantar flexor, flexibility, fast gait, joint force, joint moment

*Corresponding author: Shyi-Kuen Wu, Department of Physical Therapy, HungKuang University, Taichung, Taiwan
Address: No. 1018, Sec. 6, Taiwan Boulevard, Shalu District, Taichung City 433304, Taiwan
E-mail: skwu@sunrise.hk.edu.tw