



## 腓腸肌緊縮對行走時的肌肉拉緊程度及踝和膝關節動作的影響

吳錫昆<sup>1</sup>、羅世忠<sup>2</sup>、陳翰裕<sup>1</sup>、陳志鳴<sup>1</sup>、李瑋君<sup>1</sup>、游家源<sup>3,\*</sup>

### 摘要

**背景與目的：**腓腸肌緊縮會影響踝或膝關節的活動度，本研究目的在探討腓腸肌緊縮對行走時腓腸肌拉緊程度、踝和膝關節動作的影響。**方法：**實驗包含腓腸肌緊縮組、輕度緊縮組和腓腸肌柔軟度正常的控制組，各組依腓腸肌柔軟度測試結果篩選分別徵召 10 位受試者。步態試驗是以動作分析系統測量與計算出行走的時空參數、踝關節和膝關節的角度。腓腸肌長度是利用踝和膝關節角度輸入數學模式推算。腓腸肌拉緊程度為行走中腓腸肌長度除以腓腸肌柔軟度測試的長度。**結果：**行走中在第二峰值腓腸肌長度（腓腸肌最長）時，3 組間的腓腸肌拉緊程度有顯著差異 ( $p < 0.001$ )。緊縮組的腓腸肌拉緊程度最大，輕度緊縮組次之，正常控制組最小。在第二峰值腓腸肌長度時的踝關節角度在 3 組間無顯著差異，但膝關節角度在 3 組間有顯著差異 ( $p = 0.002$ )。緊縮組和輕度緊縮組的膝關節較正常控制組彎曲。**結論：**在行走中腓腸肌最長時期，緊縮腓腸肌的拉緊程度已超過柔軟度測試的情況，患者以增加膝彎曲的不正常動作代償肌肉的延展受限而維持踝關節正常動作。（物理治療 2019；44(2)：53-61）

**關鍵詞：**腓腸肌、肌肉緊縮、步態分析、運動學

## The Effect of Gastrocnemius Tightness on the Tensile Level of Muscle, the Ankle and the Knee Movement During Walking

Shyi-Kuen Wu<sup>1</sup>, Shu-Zon Lou<sup>2</sup>, Han-Yu Chen<sup>1</sup>, Chih-Ming Chen<sup>1</sup>, Wei-Chun Lee<sup>1</sup>, Jia-Yuan You<sup>3,\*</sup>

### Abstract

**Background and Purpose:** Gastrocnemius tightness can affect the ankle or the knee joint movement. Therefore, the purpose of the study is to investigate the effect of the gastrocnemius tightness on the tensile level of muscle, the ankle and the knee movement in gait. **Methods:** The gastrocnemius flexibility test was used to screen the participants. Ten volunteers with tight gastrocnemius (tight group), 10 volunteers with mildly tight gastrocnemius (mildly tight group), and 10 healthy volunteers with normal gastrocnemius flexibility (control group) were recruiting in the study. A motion analysis system was used in the gait analysis. The spatiotemporal parameters, joint angles in the ankle and the knee joints were computed and analyzed. The gastrocnemius length was calculated by the mathematic model with input the joint angles in the ankle and the knee joints. The gastrocnemius tensile level was using the gastrocnemius length during gait divided by the length in the gastrocnemius flexibility test. **Results:** At the time of second peak gastrocnemius

Received: 2018.7.9; Revised: 2018.10.11; Accepted: 2018.10.11

1 弘光科技大學物理治療系；Department of Physical Therapy, HungKuang University

2 中山醫學大學職能治療學系；Department of Occupational Therapy, Chung Shan Medical University

3 義守大學物理治療系；Department of Physical Therapy, I-Shou University

\* Corresponding author: 游家源 Jia-Yuan You; E-mail: you0902@isu.edu.tw

length (maximal gastrocnemius length) during walking, significant differences were found in the gastrocnemius tensile level among the three groups ( $p < 0.001$ ). The tight group had the higher gastrocnemius tensile level than the mildly tight group, and the both tight and mildly tight groups had higher gastrocnemius tensile level than the control group. There was no significant difference for the dorsiflexion angle among the three groups at the time of second peak gastrocnemius length during gait. However, the group significantly affected the knee joint angle at the time of second peak gastrocnemius length during gait ( $p = 0.002$ ). Compared with the control group, a greater knee flexion was found in the tight group and mildly tight group. **Conclusions:** At the time of maximal gastrocnemius length in gait, the tensile level of tight gastrocnemius exceeds the condition in the gastrocnemius flexibility test. Participants with tight gastrocnemius increase the knee flexion to compensate the limitation of gastrocnemius tensile level and to maintain the normal movement in the ankle joint. (FJPT 2019;44(2):53-61)

**Key Words:** Gastrocnemius, Muscle tightness, Gait analysis, Kinematics

## 前言

腓腸肌是雙關節的肌肉，肌肉收縮可使踝關節蹠屈彎曲或膝關節彎曲。Neptune 等學者提出腓腸肌在行走過程中會因不同時期而有不同的功能，在站立早期會使軀幹向上加速移動但減少其向前移動，在站立中期的活動則是在控制軀幹向前移動，在站立末期到擺盪前期則是提供軀幹向前加速移動。<sup>1</sup>此外，腓腸肌的延展性 (extensibility) 也可能影響行走動作。肌肉的被動延展性是指骨骼肌在沒有肌肉活動時被拉長的程度，最大的肌肉長度能影響最大的關節活動角度，進而影響功能活動。<sup>2</sup>臨床上常利用肌肉柔軟度測試以徒手測量肌肉最大的被動延展性。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。<sup>3</sup>例如在痙攣型腦性痙瘓患者常有腓腸肌和比目魚肌攣縮，並伴隨肌肉痙攣 (spasticity) 的問題，使患者會以腳尖著地的方式走路而形成馬蹄足步態 (equinus gait)，導致站立期的踝關節動作不正常、膝關節和髖關節增加彎曲角度等不正常步態。<sup>4-8</sup>較輕肌肉柔軟度的受限則形成肌肉緊縮 (tightness)，會造成關節活動度少部分的受限。<sup>3,9</sup>先前的文獻指出腓腸肌緊縮患者可藉由身體的重量、背屈彎曲肌的施力或其他關節的代償動作如膝關節彎曲增加，而能夠以腳跟著地方式行走。<sup>10-14</sup>

當腓腸肌的柔軟度受限時，無論肌肉攣縮或緊縮皆可能影響行走時的下肢動作，因此行走過程中

腓腸肌長度與拉緊程度的變化便成為可能影響步態的重要因素。回顧過去的研究，腓腸肌長度是採用數學模式推算，並將踝關節和膝關節的彎曲角度納入模式中計算。<sup>5,8,15-19</sup>研究結果顯示正常成人或小孩在行走過程中的腓腸肌長度會有 2 個峰值，第一個峰值（稱為第一峰值腓腸肌長度）發生在擺盪末期至站立早期之間，最大值（稱為第二峰值腓腸肌長度）則在站立中期（44 ~ 45% 步態週期）。<sup>5,8,16,18,19</sup>先前的研究發現腓腸肌攣縮的腦性痙瘓患者在整個步態週期中的腓腸肌長度皆明顯較正常人短，在站立早期腓腸肌快速拉長到最大的長度（22% 步態週期）。<sup>5,8</sup>然而，較少研究提及腓腸肌緊縮患者在行走時的腓腸肌長度變化。因此，本研究的主要目的在於探討不同程度的腓腸肌緊縮對於行走時腓腸肌長度與拉緊程度的影響，以及其對踝關節和膝關節動作的影響，希望能提供作為治療腓腸肌緊縮者下肢骨骼肌肉問題的參考。

## 研究方法

### 研究對象

本研究的受試者分成 3 組，包括緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組，每組 5 位男性和 5 位女性。徵召基本條件是以能正常腳跟著地的方式行走，並依腓腸肌柔軟度測試結果徵召與篩選各組受試者。腓腸肌柔軟度的測試是在受試者仰躺且膝關節完全伸直下，將距下關節 (subtalar joint) 擺在正中位置，

以 1 個標準的塑膠量角器 (Model J00240, Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN, USA) 測量踝關節背屈彎曲最大角度。<sup>20</sup> 緊縮組的選擇標準為腓腸肌柔軟度測試角度介於  $0 \sim 9^\circ$ ，輕度緊縮組的標準為介於  $10 \sim 14^\circ$ ，正常控制組的標準為大於  $15^\circ$ 。<sup>10,11</sup> 受試者的排除條件為系統性神經病變的問題、踝關節或膝關節外傷、手術的病史和最近 2 週無下肢的骨骼關節肌肉系統病變或發炎症狀。本研究內容經弘光科技大學人體試驗委員會審查通過 (編號: 99-B-011)，實驗前先讓受試者閱讀並填寫實驗知情同意書。

## 研究步驟

關節角度的測量包括腓腸肌柔軟度和踝關節活動度。踝關節背屈彎曲活動度的測量是相似於測量腓腸肌柔軟度的方式，唯一差異是受試者的膝關節擺在彎曲  $90^\circ$ 。所有關節角度測量皆由同一位物理治療師完成，以測量 3 次的平均值作為分析。在行走試驗中，受試者被指示依其習慣的方式行走。在讓受試者充分練習過後，收集 3 次行走測試結果進行分析。行走測試是利用攝影機系統收集受試者的步態動作。參考 Kadaba 等學者所發展的標記貼法，在受試者體表貼上反光標記，以表示肢體位置。<sup>21</sup> 反光標記貼於腳跟、外踝和前腳腳背位第二至第三趾骨頭部間、兩側下肢的小腿外側中點、股骨外上髁、大腿外側中點、骨盆的髂前上棘，以及薦骨背側頂端的中間。經由攝影機拍攝反光標記的影像，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 5 架攝影機以 60 Hz 取樣頻率拍攝。再利用 Motion Analysis 公司所提供的 EvA 和 OrthoTrak 軟體 (Motion Analysis Corporation) 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) 和關節角度數值。

## 資料分析

每次行走測試所收集資料的時間是從腳跟著地開始到同一隻腳再次腳跟著地的 1 個完整步幅 (stride)。關節角度主要量測踝關節與膝關節在矢狀面的角度變化。並利用 Hawkins 和 Hull 所發展的數學模型估算腓腸肌長度，將踝關節背屈彎曲和膝

關節彎曲角度輸入該數學模型以計算出腓腸肌相對小腿肢體的標準化長度。<sup>15</sup> 此外，在本研究中進一步將走路時的腓腸肌長度除以柔軟度測試的腓腸肌長度以量化在行走過程中腓腸肌的拉緊程度。

本研究主要在探討緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組間是否因腓腸肌柔軟度的差異而產生步態的變化。步態的變數包括時空參數和下肢關節角度變化。時間與空間參數包含步幅長度、步頻和步行速度。行走時期於第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時及踝關節最大背屈彎曲時的腓腸肌長度與其發生的時間，其中第一峰值腓腸肌長度是指腓腸肌長度在擺盪末期至站立初期所發生的峰值，第二峰值腓腸肌長度則是指最大腓腸肌長度。此外，時空參數也包括第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時的腓腸肌拉緊程度。下肢關節角度包括第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時的踝關節與膝關節在矢狀面的角度。本研究的虛無假設為行走時腓腸肌緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組的步態沒有顯著差異。利用單因子變異數分析 (one-way analysis of variance, one-way ANOVA) 考驗組別因子 (緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組) 對腓腸肌柔軟度測試時的腓腸肌長度、踝關節背屈彎曲活動度、時空參數和下肢關節角度的影響。各組間的年齡、身高和體重的差異性也利用 one-way ANOVA 進行考驗。對於 one-way ANOVA 統計考驗達顯著時，使用埃塔平方 (eta squared) 計算統計效果量 (effect size)。<sup>22</sup> 埃塔平方數值介於  $0.059 \sim 0.010$  間代表小的效應，數值介於  $0.138 \sim 0.059$  間代表中度效應，當埃塔平方數值大於  $0.138$  代表大的效應。<sup>23</sup> 當 ANOVA 統計考驗達顯著時，再以最小平方法 (least significance difference, LSD) 進行事後比較分析。最後，以配對  $t$  檢定 (paired sample  $t$ -test) 衡量行走過程腓腸肌最大長度的發生時間和踝關節最大背屈彎曲角度的發生時間是否有差異。在配對  $t$  檢定統計考驗達顯著時，則利用 Cohen'd 計算統計效果量。<sup>22</sup> 當 Cohen'd 數值大於  $0.8$  代表大的效應，數值介於  $0.8 \sim 0.5$  間代表中度效應，數值介於  $0.5 \sim 0.2$  代表小的效應。<sup>23</sup> 所有統計分析的計算皆使用 Statistical Product and Service Solutions (SPSS version 11, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 軟體進行資料分析，統計顯著水準訂為  $p < 0.05$ 。



## 結果

在基本人體參數方面，平均受試者的年齡、身高與體重在緊縮組分別為  $24.0 \pm 3.4$  歲、 $167.8 \pm 6.0$  cm 和  $60.6 \pm 7.9$  kg，輕度緊縮組分別為  $23.2 \pm 2.5$  歲、 $166.4 \pm 8.6$  cm 和  $61.0 \pm 9.3$  kg，正常控制組分別為  $23.8 \pm 2.5$  歲、 $167.1 \pm 6.6$  cm 和  $63.5 \pm 9.6$  kg。統計結果顯示緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組間的年齡、身高和體重無顯著差異。

踝關節背屈彎曲活動度方面，緊縮組為  $17.7 \pm 2.8^\circ$ 、輕度緊縮組為  $21.5 \pm 3.1^\circ$  和正常控制組為  $21.8 \pm 4.6^\circ$ 。統計結果顯示 3 組的踝關節背屈彎曲活動度有顯著的差異 ( $p = 0.028$ ,  $\eta^2 = 0.233$ )。事後比較分析顯示緊縮組的踝背屈彎曲活動度較輕度緊縮組和正常控制組小 ( $p$  值分別為 0.025 和 0.016)，輕度緊縮組和正常控制組則無顯著差異。腓腸肌柔軟度測試結果顯示在緊縮組為  $6.5 \pm 1.8^\circ$ 、輕度緊縮組為  $11.6 \pm 1.6^\circ$  和正常控制組為  $18.8 \pm 2.3^\circ$ 。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 3 組在柔軟度測試的腓腸肌長度有顯著的差異 ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.877$ )。事後比較分

析顯示腓腸肌長度為正常控制組顯著大於輕度緊縮組，輕度緊縮組顯著大於緊縮組。

在時間與空間參數方面，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 1A 所示，步行時的輕度緊縮組、緊縮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。行走時期於第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時的發生時間與其腓腸肌長度在 3 組間皆無明顯差異 (表 1)。踝關節最大背屈彎曲角度的發生時間與腓腸肌長度在 3 組間亦無明顯差異 (表 1)。行走時期於第二峰值腓腸肌長度的發生時間會明顯較踝關節最大背屈彎曲角度的時間早，平均相差約 1.9% 步態週期 ( $p < 0.001$ ,  $\text{Cohen}'d = 0.84$ )。腓腸肌拉緊程度在 3 組間的平均曲線有相似的變化模式，但是緊縮組要較高的拉緊程度，輕度緊縮組次之，而正常控制組的拉緊程度較低 (圖 1B)。如表 2 所示，行走時期於第二峰值腓腸肌長度時的腓腸肌拉緊程度在 3 組間有顯著差異 ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.637$ )。事後比較分析顯示腓腸肌拉緊程度為緊縮組顯著高於輕度緊縮組，輕度緊縮組顯著高於正常控制組。在第一峰值腓腸肌長度時的腓腸肌拉緊程度在 3 組間也有

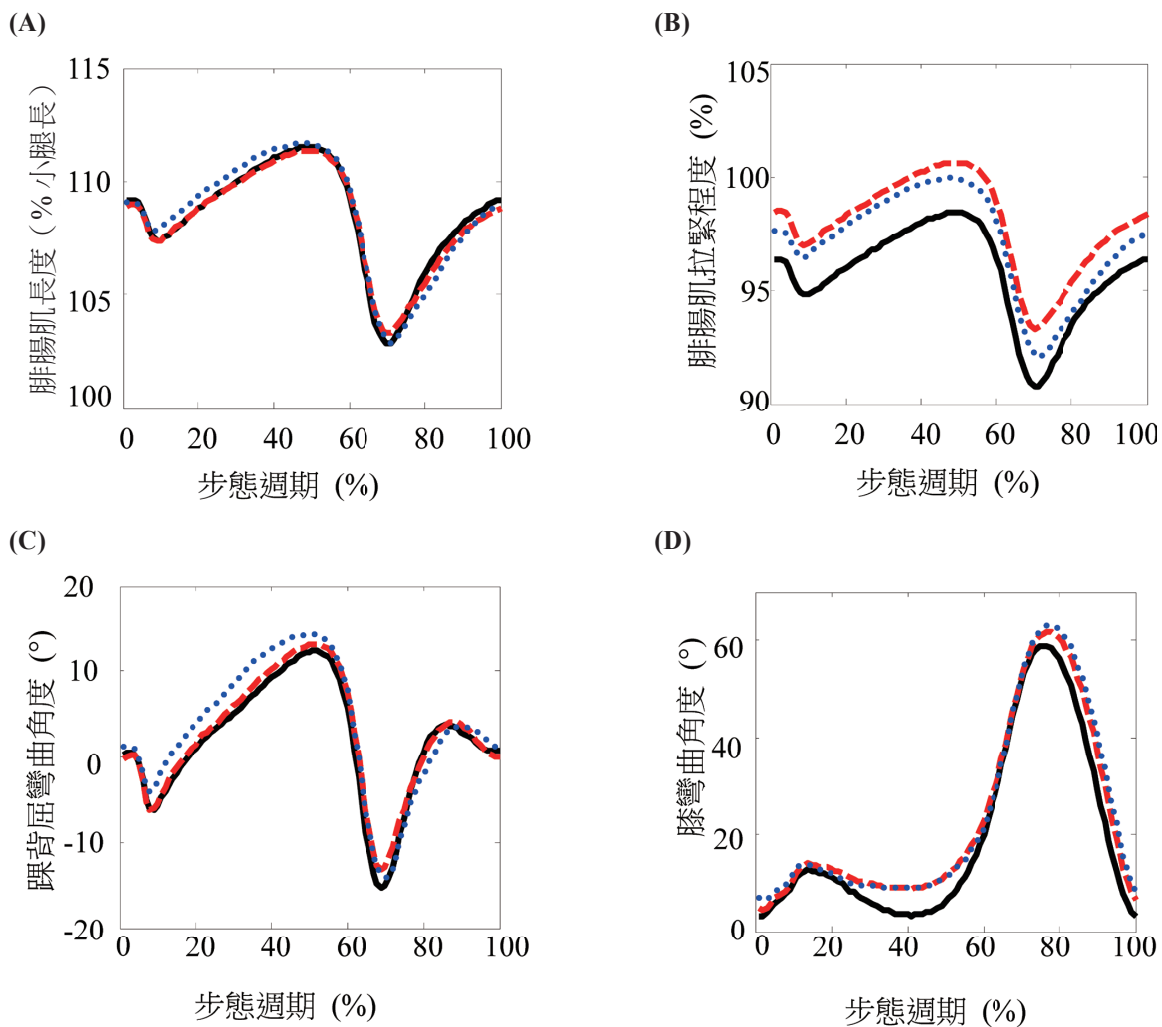
表 1. 緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組的時間與空間參數平均值  $\pm$  標準差

組別名稱	輕度緊縮組 (n = 10)	緊縮組 (n = 10)	正常控制組 (n = 10)	p	事後比較
柔軟度測試的腓腸肌長度 (% 小腿長)	111.7 $\pm$ 0.3	110.7 $\pm$ 0.4	113.3 $\pm$ 0.5	0.001*	<sup>a</sup> $p < 0.001$ <sup>b</sup> $p < 0.001$ <sup>c</sup> $p < 0.001$
第一峰值腓腸肌長度 (% 小腿長)	109.4 $\pm$ 0.9	109.2 $\pm$ 0.3	109.5 $\pm$ 0.6	0.632	
第二峰值腓腸肌長度 (% 小腿長)	111.8 $\pm$ 0.8	111.5 $\pm$ 0.7	111.7 $\pm$ 0.6	0.645	
行走中踝背屈彎曲最大時腓腸肌的長度 (% 小腿長)	111.7 $\pm$ 0.8	111.4 $\pm$ 0.7	111.6 $\pm$ 0.6	0.630	
步頻 (步 / min)	102.6 $\pm$ 2.5	101.8 $\pm$ 2.5	100.8 $\pm$ 2.2	0.276	
步幅長度 (cm)	107.5 $\pm$ 7.5	109.0 $\pm$ 5.7	112.3 $\pm$ 8.7	0.359	
步行速度 (cm/s)	92.4 $\pm$ 6.9	92.9 $\pm$ 6.3	94.5 $\pm$ 6.6	0.769	
第一峰值腓腸肌長度的發生時間 (% 步態週期)	0.2 $\pm$ 2.3	1.1 $\pm$ 1.1	0.9 $\pm$ 1.3	0.463	
第二峰值腓腸肌長度的發生時間 (% 步態週期)	46.2 $\pm$ 3.1	48.4 $\pm$ 3.0	47.9 $\pm$ 2.8	0.248	
行走中踝背屈彎曲最大的發生時間 (% 步態週期)	47.5 $\pm$ 6.0	50.6 $\pm$ 4.2	50.2 $\pm$ 2.6	0.260	

<sup>a</sup> 輕度緊縮組 vs. 緊縮組。<sup>b</sup> 輕度緊縮組 vs. 正常控制組。<sup>c</sup> 緊縮組 vs. 正常控制組。  
\* 代表因子的主要效果顯著  $p < 0.05$ 。

顯著差異 ( $p = 0.001$ , eta squared = 0.585)。事後比較分析顯示腓腸肌拉緊程度為緊縮組顯著高於輕度緊縮組，輕度緊縮組顯著高於正常控制組（表 2）。在踝關節最大背屈彎曲角度時，腓腸肌拉緊程度在緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組分別為  $100.7 \pm 0.8\%$ 、 $100.0 \pm 0.8\%$  和  $98.5 \pm 0.6\%$ 。3 組間有顯著差異 ( $p < 0.001$ , eta squared = 0.631)。事後比較分析顯示腓腸肌拉緊程度為緊縮組顯著高於輕度緊縮組 ( $p = 0.042$ )，輕度緊縮組顯著高於正常控制組 ( $p < 0.001$ )。

步行時在矢狀面的踝關節和膝關節平均角度變化如圖 1C、D 所示，緊縮組、輕度緊縮組和正常控制組的平均角度變化曲線相似。在第二峰值腓腸肌長度時，緊縮組和輕度緊縮組的膝關節均較正常控制組彎曲。統計結果顯示，在行走過程第二峰值腓腸肌長度時的膝關節角度在 3 組間有顯著差異 ( $p = 0.002$ , eta squared = 0.364)。事後比較顯示緊縮組或輕度緊縮組的膝關節皆較正常控制組顯著彎曲，但緊縮組和輕度緊縮組間則無明顯差異（表 2）。在



--- 代表緊縮組，..... 代表輕度緊縮組，—— 代表正常控制組

圖 1. 在步態週期中輕度緊縮組、緊縮組和正常控制組的 (A) 腓腸肌長度、(B) 腓腸肌拉緊程度、(C) 踝關節背屈彎曲角度和 (D) 膝關節彎曲角度的平均時間變化曲線。

表 2. 行走時的腓腸肌拉緊程度和關節角度平均值 ± 標準差

組別名稱	輕度緊縮組 (n = 10)	緊縮組 (n = 10)	正常控制組 (n = 10)	p	事後比較
在第一峰值腓腸肌長度時					
腓腸肌拉緊程度 (%)	97.9 ± 0.9	98.7 ± 0.7	96.6 ± 0.6	0.001*	<sup>a</sup> p = 0.037 <sup>b</sup> p < 0.001 <sup>c</sup> p < 0.001
踝背屈彎曲 <sup>d</sup> (°)	3.1 ± 4.0	1.3 ± 2.9	1.7 ± 2.7	0.423	
膝彎曲 <sup>d</sup> (°)	8.1 ± 5.7	5.6 ± 6.9	2.7 ± 4.1	0.126	
在第二峰值腓腸肌長度時					
腓腸肌拉緊程度 (%)	100.1 ± 0.8	100.8 ± 0.8	98.6 ± 0.6	0.001*	<sup>a</sup> p = 0.037 <sup>b</sup> p < 0.001 <sup>c</sup> p < 0.001
踝背屈彎曲 <sup>d</sup> (°)	14.8 ± 3.9	13.8 ± 2.6	12.8 ± 2.7	0.385	
膝彎曲 <sup>d</sup> (°)	10.1 ± 2.0	11.3 ± 5.3	5.6 ± 1.7	0.002*	<sup>b</sup> p = 0.007 <sup>c</sup> p = 0.001

<sup>a</sup> 輕度緊縮組 vs. 緊縮組。 <sup>b</sup> 輕度緊縮組 vs. 正常控制組。 <sup>c</sup> 緊縮組 vs. 正常控制組。 <sup>d</sup> 關節角度正值代表膝關節彎曲和踝關節背屈彎曲；負值代表膝關節伸直和踝關節跖屈彎曲。

\* 代表因子的主要效果顯著  $p < 0.05$ 。

第二峰值腓腸肌長度時的踝關節角度在 3 組間則無顯著差異 (表 2)。在第一峰值腓腸肌長度時，組別因子對踝關節和膝關節角度無顯著影響 (表 2)。

## 討論

本研究發現組別因子對腓腸肌拉緊程度在第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時均有顯著影響，緊縮組的拉緊程度最高、輕度緊縮組次之，正常控制組最低。在第一峰值和第二峰值腓腸肌長度時，組別因子對踝關節動作均無明顯影響。在第二峰值腓腸肌長度時，緊縮組和輕度緊縮組的膝關節明顯較正常控制組彎曲，但在第一峰值腓腸肌長度時，3 組間的膝關節角度無明顯差異。

過去的研究發現正常人在行走過程中的踝背屈彎曲最大角度是介於 10 ~ 15°。<sup>5,11,13,24,25</sup> 腓腸肌柔軟度測試大於 15° 的正常控制組則因為柔軟度已超過正常步態所需的範圍，其腓腸肌柔軟度對步態的影響較小。柔軟度測試在踝背屈彎曲的角度小於 10° 的緊縮組，其步態有較大可能受到腓腸肌緊縮的影響。本研究結果證實緊縮組膝關節在腓腸肌最大長度時會產生較大膝彎曲的不正常步態，此結果與先前研究發現的不正常步態模式相符。<sup>13,24,26,27</sup> DiGiovanni 等學者的研究發

現腓腸肌柔軟度測試在 10° 以下的腓腸肌緊縮患者，有 88% 的患者存在有下肢骨骼肌肉疼痛的症狀，剩餘 12% 的患者的柔軟度測試結果是介於 10.0 ~ 14.3° 之間。<sup>28</sup> 因此，柔軟度測試在 10.0 ~ 14.0° 的受試者仍有可能因腓腸肌柔軟度不足而產生症狀。此外，先前研究發現有髌骨股骨疼痛症候群的患者明顯較正常受試者在腓腸肌柔軟度有顯著的不足的現象。<sup>29,30</sup> Witvrouw 等學者是以站姿的方式測量腓腸肌柔軟度，有髌骨股骨疼痛症候群的患者是 32.12 ± 5.35°，沒有症狀的正常控制組是 35.22 ± 6.59°，腓腸肌柔軟度在有無症狀的受試者間相差僅 3.10°。<sup>29</sup> Piva 等學者是以俯臥姿勢測量腓腸肌柔軟度，有髌骨股骨疼痛症候群的患者是 7.4 ± 6.0°，沒有症狀的正常控制組是 17.6 ± 5.2°。<sup>30</sup> 顯示髌骨股骨疼痛症候群的患者中有部分受試者的腓腸肌柔軟度是超過 10°。本研究結果發現輕度緊縮組在第二峰值腓腸肌長度時的膝關節有增加彎曲角度的現象。這代表腓腸肌柔軟度測試在 10.0 ~ 14.0° 的腓腸肌輕度緊縮患者也可能因為腓腸肌柔軟度不足而影響步態。膝關節增加彎曲角度時會增加髌骨股骨間的壓力，而使腓腸肌輕度緊縮患者產生前膝痛的風險增加。

在正常人的整個步態週期中，踝關節在矢狀面的動作會有 2 個背屈彎曲峰值和 2 個跖屈彎曲峰值呈現交替的發生，其中最大背屈彎曲峰值發生在站



立中期至後期（48%步態週期），另一個背屈彎曲峰值的發生時間較有變異，在介於擺盪末期至站立早期間。<sup>11,25</sup> 在2個背屈彎曲的峰值期間，膝關節也位在較伸直的位置，因此行走過程中腓腸肌長度的變化也有2個峰值，發生時間接近2個踝關節背屈彎曲峰值所發生的時間。<sup>5,16,18,19</sup> 本研究結果發現第二峰值腓腸肌長度的發生時間較踝關節最大背屈彎曲角度的發生時間較早，但發生時間相當接近。第一峰值腓腸肌長度發生的時間較有變異性，介於擺盪末期至腳跟著地後的時期。正常控制組在行走過程中，腓腸肌長度變化與過去研究結果相似。<sup>5,8,16,19</sup> 緊縮組或輕度緊縮組在行走時的腓腸肌長度變化與正常控制組相似，在第一峰值腓腸肌或第二峰值腓腸肌長度沒有顯著差異，顯示腓腸肌緊縮患者的腓腸肌長度與腓腸肌攣縮的腦性痲痹患表現並不相同。<sup>5,8</sup> 這可能是緊縮組或輕度緊縮組的腓腸肌長度較能滿足以腳跟著地行走方式的需求。然而，腓腸肌拉緊程度卻能顯示出腓腸肌被拉伸的程度在這3組間有顯著不同。在腓腸肌長度較長的2個峰值時期，緊縮組的腓腸肌拉緊程度最大，輕度緊縮組次之，正常控制組最小，顯示腓腸肌緊縮患者在行走過程中的腓腸肌被拉緊的程度較正常控制組大。行走過程在腓腸肌到達最大長度時，踝關節的背屈彎曲角度皆小於踝關節背屈彎曲活動度的測量值，表示踝關節內的非收縮性軟組織並不會影響下肢的動作。然而，腓腸肌拉緊程度的結果顯示此時的腓腸肌長度在緊縮組和輕度緊縮組皆已經大於柔軟度測試時的最大長度。在當肌肉逐漸被拉長超過休息長度後，肌肉的被動張力會以指數曲線變化的方式快速增加。<sup>2,25,31</sup> 因此，在腓腸肌柔軟度測試中所測得的肌肉最大長度已經產生相當程度的被動張力，當肌肉長度超過柔軟度測試的最大長度時，會產生更大的被動張力及可能引發疼痛感而限制踝背屈彎曲或膝關節伸直的動作。研究結果發現緊縮組和輕度緊縮組的踝關節背屈彎曲的角度和正常控制組並無差異，而是在膝關節有顯著的彎曲。顯示緊縮組或輕度緊縮組的受試者是以膝彎曲的方式代償，以保持踝關節的動作與身體的前進不受影響。先前的研究發現在踝關節背屈彎曲最大角度時，腓腸肌緊縮者的膝關節彎曲角度會較正常人彎曲。<sup>13</sup> 本研究結果顯示無論輕度緊縮或緊縮組在踝關節最大背屈彎

曲角度時的腓腸肌拉緊程度也略微超過100%。因此，無論在腓腸肌最大長度或踝關節背屈彎曲最大角度時，下肢的動作均會受到緊縮腓腸肌被過度牽拉效應的影響。過去模擬不正常步態的研究顯示，行走過程維持膝彎曲或踝關節屈彎曲，其腓腸肌長度皆能顯著比正常步態低。<sup>19</sup> 因此，當腓腸肌因緊縮限制被拉伸長度時，利用腳尖走路或膝彎曲走路的方式皆可以降低腓腸肌長度的需求。然而，以腳尖著地走路的方式，身體在1個相對較小的支撐基底行走，容易增加站立期的不穩定與前足的傷害。<sup>28</sup> 因此，腓腸肌緊縮患者偏向使用膝彎曲的方式代償，但長期這樣的代償姿勢仍可能引起髌骨和股骨間關節的傷害。<sup>32</sup> 此外，腓腸肌緊縮者的膝關節並非一直都維持較彎曲的姿勢，在第一峰值腓腸肌長度時，緊縮組或輕度緊縮組的踝關節與膝關節動作和正常控制組並無差異。此時緊縮組或輕度緊縮組的腓腸肌拉緊程度雖然較正常控制組大，但卻近似或小於正常控制組在第二峰值腓腸肌長度時的98.6%，可推論此時緊縮腓腸肌被拉伸程度較輕並不影響下肢的動作。Ishikawa等學者研究顯示跑步時的腓腸肌長度較走路時長。<sup>18</sup> 本研究顯示腓腸肌緊縮患者，行走過程的中腓腸肌拉緊程度高和膝彎曲增加的代償動作。因此，推論在跑步時，這樣的問題將更嚴重而可能導致下肢骨骼肌肉的傷害，未來建議可針對腓腸肌緊縮者在跑步動作的研究，以瞭解腓腸肌的拉緊程度和可能發生的代償動作。此外，本研究的限制只探討關節角度方面的步態變化，並未調查腓腸肌緊縮組或輕度緊縮組受試者的活動情形與過去是否有下肢骨骼關節肌肉疼痛的病史，未來建議可針對腓腸肌緊縮者進行步態分析時，能夠增加運動習慣、工作形式與下肢骨骼肌肉問題的病史調查，可以瞭解對腓腸肌緊縮者的不正常步態與臨床在下肢骨骼肌肉症狀間的關連性。

## 結論

腓腸肌緊縮患者，無論是輕度緊縮組或緊縮組，在行走時的腓腸肌長度變化和正常控制組沒有差異，但腓腸肌的拉緊程度明顯高於正常控制組。行走過程在腓腸肌最長的第二峰值腓腸肌長度時，因為腓腸肌的拉緊程度高於正常控制組行走的最大

值，輕度緊縮組和緊縮組會產生增加膝關節彎曲的不正常動作。然而，在擺盪末期至站立早期的第一峰值腓腸肌長度時，輕度緊縮組和緊縮組的腓腸肌拉緊程度低於正常行走的最大值，所以踝關節和膝關節的動作和正常控制組沒有差異。因此，不同於腓腸肌攣縮患者在整個站立期的膝關節均較彎曲，腓腸肌緊縮患者只在鄰近腓腸肌最長時期的膝關節較為彎曲的不正常步態。

## 參考文獻

1. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech* 2001;34:1387-98. doi:10.1016/S0021-9290(01)00105-1
2. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* 2001;16:87-101. doi:10.1016/S0268-0033(00)00061-9
3. Kisner C, Colby LA. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. 6th ed. Philadelphia: F. A. Davis; 2013.
4. Tardieu C, Lespargo A, Tabary C, Bret MD. Toe-walking in children with cerebral palsy: Contributions of contracture and excessive contraction of triceps surae muscle. *Phys Ther* 1989;69:656-62. doi:10.1093/ptj/69.8.656
5. Baddar A, Granata K, Damiano DL, Carmines DV, Blanco JS, Abel MF. Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: Effects of gastrocnemius-soleus lengthening. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A:736-44. doi:10.2106/00004623-200205000-00006
6. Armand S, Watelain E, Mercier M, Lensel G, Lepoutre FX. Identification and classification of toe-walkers based on ankle kinematics, using a data-mining method. *Gait Posture* 2006;23:240-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.02.007
7. O'Sullivan R, Walsh M, Jenkinson A, O'Brien T. Factors associated with pelvic retraction during gait in cerebral palsy. *Gait Posture* 2007;25:425-31. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.004
8. Svehlík M, Zwick EB, Steinwender G, Kraus T, Linhart WE. Dynamic versus fixed equinus deformity in children with cerebral palsy: How does the triceps surae muscle work? *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91:1897-903. doi:10.1016/j.apmr.2010.09.005
9. Hertling D, Kessler RM. *Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy Principles and Methods*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
10. Gross MT. Lower quarter screening for skeletal malalignment—Suggestions for orthotics and footwear. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21:389-405. doi:10.2519/jospt.1995.21.6.389
11. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare: SLACK; 2010.
12. Moseley AM, Crosbie J, Adams R. High- and low-ankle flexibility and motor task performance. *Gait Posture* 2003;18:73-80. doi:10.1016/S0966-6362(02)00196-0
13. You JY, Lee HM, Luo HJ, Leu CC, Cheng PG, Wu SK. Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. *Clin Biomech* 2009;24:744-50. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.07.002
14. Wu SK, Lou SZ, Lee HM, Chen HY, You JY. Gastrocnemius inflexibility on foot progression angle and ankle kinetics during walking. *Clin Biomech* 2014;29:556-63. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.03.004
15. Hawkins D, Hull M. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech* 1990;23:487-94. doi:10.1016/0021-9290(90)90304-L
16. Eames NWA, Baker RJ, Cosgrove AP. Defining gastrocnemius length in ambulant children.



Gait Posture 1997;6:9-17. doi:10.1016/S0966-6362(96)01105-8

17. Orendurff MS, Segal AD, Aiona MD, Dorociak RD. Triceps surae force, length and velocity during walking. *Gait Posture* 2005;21:157-63. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.01.009
18. Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture* 2007;25:380-4. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.002
19. Rao S, Dietz F, Yack HJ. Estimates of gastrocnemius muscle length during simulated pathological gait. *J Appl Biomech* 2013;29:127-34. doi:10.1123/jab.29.2.127
20. Norkin CC, White DJ. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 3rd ed. Philadelphia: F. A. Davis; 2003.
21. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990;8:383-92. doi:10.1002/jor.1100080310
22. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*. 3rd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall; 2008.
23. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
24. Goodman MJ, Menown JL, West JM Jr, Barr KM, Vander Linden DW, McMullin ML. Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait Posture* 2004;20:238-44. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.09.005
25. Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 4th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
26. Matjacić Z, Olensek A, Bajd T. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *J Biomech* 2006;39:255-66. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.11.024
27. Houx L, Lempereur M, Rémy-Néris O, Brochard S. Threshold of equinus which alters biomechanical gait parameters in children. *Gait Posture* 2013; 38:582-9. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.026
28. DiGiovanni CW, Kuo R, Tejwani N, Price R, Hansen ST Jr, Cziernecki J, et al. Isolated gastrocnemius tightness. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A:962-70. doi:10.2106/00004623-200206000-00010
29. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med* 2000;28:480-9. doi:10.1177/03635465000280040701
30. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35:793-801. doi:10.2519/jospt.2005.2026
31. Riemann BL, DeMont RG, Ryu K, Lephart SM. The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athl Train* 2001;36:369-75.
32. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med* 2004;38:576-80. doi:10.1136/bjism.2003.005488