



不同坡度與速度下走跑對下肢肌肉活化的影響

^{1,2}林羿志、³林怡欣、³陳韋翰、^{1,4}劉宗翰、³相子元*

¹國立臺灣師範大學體育學系、²東海大學體育室、³國立臺灣師範大學競技學系、⁴勝利體育事業股份有限公司球鞋研發部

投稿日期：2019年11月；通過日期：2020年03月

摘要

目的：快走、健走與慢跑是非常容易執行且非常多人從事的運動，當跑步速度降低時常會介於走跑的轉換速度之間，了解轉換速度區間下走路與跑步對下肢肌肉的影響，將有助於提供健身運動的建議。健走或慢跑時常於戶外進行且有坡度變化，因此不同坡度的影響也有其了解的必要。**目的：**本研究以不同坡度 (10% 下坡、平地及 10% 上坡) 與不同速度 (75%、100%、125%的轉換速度) 下，比較不同坡度下走路與跑步差異，進而探討人體肌肉活化的變化，期能提供使用跑步機訓練時的參考依據。**方法：**本研究招募 12 位有規律運動的男性實驗參與者，實驗過程分為兩階段：第一階段為轉換速度的訂定；第二階段收集在三種不同坡度與三種不同速度下，走路與跑步慣用腳的下肢肌肉 (股直肌、股二頭肌、脛前肌與腓腸肌) 活動情形。統計採用重複量數三因子變異數分析，顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。**結果：**所有受試者在不同坡度下其轉換速度之平均值，分別為 $7.24 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (平地)、 $7.19 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (下坡)、 $6.63 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (上坡)。支撐期時，在上坡且高速的情境下，走路時的下肢肌群的平均肌電皆大於跑步時。擺盪期時，在平地、下坡及上坡且高速的情境下，走路時的下肢肌群的平均肌電在皆大於跑步時；在不同坡度及速度的情境下，跑步時的下肢肌群的平均肌電的影響較不明顯。不同坡度情境下，上坡走路時的肌肉活動量大於平地與下坡。**結論：**不同的坡度與速度變化，會對走路的下肢肌肉活動產生明顯影響，對於跑步則較不明顯。當行進速度大於轉換速度時，走路的下肢肌肉平均肌電活動量大於跑步。本研究建議，可以快走的方式取代慢跑，並加入坡度上的變化，增加訓練時的強度與身體活動量。

關鍵詞：步態轉換、上坡、下坡、轉換速度、肌肉活動

壹、緒論

走路與跑步是生活中最基本的兩種主要步態。當行進速度增加時，人類除了會在步態上做調整外，在某些速度時，還可能產生自發性的 (spontaneously) 步態轉換 (Nilsson & Thorstensson, 1987; Kung, Fink, Legg, Ali, & Shultz, 2018)。為了適應速度上的變化，行進時 (locomotion) 大多會使用步長 (step length) 與步頻 (step cadence) 做相互調節，當行進速度增加到達一個明確的轉換點 (explicit event) 時，人會由走路轉換成跑步 (Nilsson & Thorstensson, 1987; Hreljac, 1995; Hanna, Abernethy, Neal, & Burgess-Limerick, 2000; Raynor, Yi, Abernethy, & Jong, 2002; Kung, Fink, Legg, Ali, & Shultz, 2018)。過去針對相同速度下走路和跑步的相關研究，發現當行進速度小於個人由走路

轉換到跑步偏好的轉換速度 (PTS) 時，跑步在生理學上的能量消耗大於走路；當行進速度大於轉換速度時，走路的能量消耗則大於跑步 (Mercier et al., 1994)。

過去人體的步態轉換研究是在平路，然而，路跑是在不同坡度變化的環境下進行，坡度的變化會對人體有什麼影響？人體在坡度的變換下對平衡控制的機制，藉由下肢抗重力肌群的活化及身體微小的晃動，以維持身體平衡 (黃漢年、陳秀華、蘇明耀與賈叢林, 2018)。從過去文獻得知，不同坡度變化的走路與跑步，會造成能量消耗以及肌肉活動的差異，進而達到訓練效果 (Padulo, Annino, Migliaccio, D'Ottavio, & Tihanyi, 2012; Vernillo et al., 2016)。上坡時，下肢肌肉活化程度較大，心跳率與耗氧量也會增加 (Gregor

*通訊作者：相子元 國立臺灣師範大學競技學系
地址：臺北市文山區汀州路四段88號
E-mail: tyshiang@gmail.com

& Costill, 1973; Pivarnik & Sherman, 1990; Staab, Agnew, & Siconolfi, 1992; Yokozawa Fujii, & Ae, 2007)。在上坡跑步時，耗氧量、心跳率、血氧濃度會大於平地跑步 (Gregor et al., 1973; Pivarnik et al., 1990; Staab et al., 1992); 下坡跑步訓練後，耗氧量、心跳率、血氧濃度也會有增加的效果 (Chen, Nosaka, & Tu, 2007)。許多長跑選手常會以上坡與下坡進行訓練 (hill training)，改善他們的有氧能力、下肢肌力與心理韌性 (Tulloh, 1998; Yokozawa et al., 2007)。從文獻中發現，坡度的不同，對生理學和肌肉活動也有相當程度的影響。過去研究使用肌肉骨骼模型探究肌肉活動，發現上坡高速跑步其肌肉活化量會大於在平地跑步時 (Yokozawa et al., 2007)。上坡走路的部份，相關實驗也指出，其肌肉活動會比平地走路與下坡走路大 (Lay, Hass, Nichols, & Gregor, 2007)。因此，了解轉換速度區間下走路與跑步對下肢肌肉的影響，將有助於提供健身運動的建議。

過去針對不同坡度變化的研究，主要是比較單一種步態形式下。不同坡度間動作型態的差別，較少有將兩種步態 (走與跑) 放在一起比較，也沒有以轉換速度為分界，比較不同坡度下行進速度差異的研究。先前研究發現大於轉換速度時，平地快走的身體活動量會大於慢跑。但以不同坡度變化做為介入，探討轉換速度於不同坡度變化時的力學參數變化，是否也有相同趨勢，值得深入探討的部分。故本研究目的以轉換速度做分界進行快走與慢跑，在不同坡度 (10% 下坡、平地和 10% 上坡) 變化時，快走與慢跑對於下肢肌肉活動變化的影響，以期能提供使用跑步機訓練時的參考依據。本研究假設隨著坡度與速度的增加，下肢平均肌電會有增加的趨勢；快走與慢跑相比時，平均肌電也會有不同的變化差異。

貳、研究方法

一、研究對象

本研究以12名有休閒運動之男性為實驗參與者，年齡 23.7 ± 1.6 歲，身高 173.5 ± 6.6 公分，體重 70.5 ± 8.3 公斤。所有參與者皆有規律運動習慣，在參與實驗的近六個月內，皆無下肢神經、肌肉、骨骼、肌腱、韌帶及心血管方面疾病，並能適應在跑步機上跑步。在每位參與者參與本實驗之前，予以告知及說明研究內容、步驟及注意事項，之後詳閱參與者須知，

瞭解實驗內容後簽署參與者同意書，同意參與本實驗。

二、實驗設計

所有實驗參與者需進行三種不同坡度 (10% 的下坡、平地、10% 的上坡) 與三種不同速度 (75%、100%、125% 的PTS) 的跑步與走路，本研究使用一台跑步機，特製一高度與 10% 上坡等高之木箱，放置於跑步機跑台尾端下方 (圖1)，產生下坡的運動情境。水準儀用以校正下坡高度與上坡高度，確保兩種坡度都是 10% (下坡 -5.7度與上坡 +5.7度)。實驗過程分為兩階段，為避免疲勞產生影響，兩階段之間需隔三天以上進行。第一階段為測出每位受試者的轉換速度，以轉換速度作為速度定義的基準，計算出 75%、100% 與 125% 的 PTS 三種速度。第二階段為主實驗的部份，每位受試者都必須在10% 的上坡、平地、10% 的下坡，進行三種不同速度 (75%PTS、100%PTS、125%的PTS) 的走路與跑步。第二階段實驗的同時，收取下肢慣用腳的運動學參數與肌電訊號。實驗內容為避免實驗順序產生的影響，作平衡次序法分配。

實驗前將四個單軸向負重元放置跑步機下方，並將訊號連接至Biopac MP150 (Goleta, Ca, US.A.) 生理訊號擷取器，利用AcqKnowledge 3.9.1訊號分析軟體，做資料上的收集，取樣頻率為1000 Hz，作為實驗中步態的判定。為了將所有資料同步，會使用一個3伏特電壓值訊號的同步訊號器，與Biopac MP150生理訊號擷取器及Vicon 三維人體動作分析系統 (Vicon MX13+; Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) 連結。首先在受試者慣用腳貼上四條表面雙極肌電感測元件 (Biovision Inc., Wehrheim, Germany)，分別貼在股直肌 (rectus femoris)、股二頭肌 (biceps femoris)、脛前肌 (tibialis anterior) 和內側腓腸肌 (medial gastrocnemius)，取樣頻率設為1000 Hz，搭配九片雙極式電極貼片和表面肌電感測元件連接。電極片黏貼位置在慣用腳之表面肌群肌腹上，先進行除毛與酒精消毒，兩電極貼片約間距2公分，地線接於髕骨邊緣，用來蒐集下肢慣用腳表面肌群肌肉收縮時的生理訊號及肌肉活化情形，四條表面電極感測元件與四顆負重元訊號皆使用Biopac MP150生理訊號擷取器作即時收取。運動學資料部份，採用Vicon三維動作分析系統，搭配十台紅外線攝影機，截取空間中反光球的點，以捕捉人體在空間中運動學資料，使用軟體為Vicon Nexus 1.4.116版本，取樣頻率為250 Hz。受試者身上參照Plug-in-Gait模型，全身貼上39顆反光球，完成後，開始進行步態分析資料擷取。

受試者在跑步機上行走，起始速度定為每小時5公里 ($5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$)，採用增量方式 (incremental protocol)，以每15秒增加 $0.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ 的速度，使跑步機速度往上遞增 (Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards, 2007)。實驗過程中，告訴受試者覺得當下速度是可以自然的想跑，且走起來也不會過於費力，可以走也可以跑的速度，即視為PTS一筆資料。收取完走到跑轉換速度後，採用同樣的方式，但起始速度改為 $9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ，以每 15 秒減少 $0.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ 的速度，使跑步機速度向下遞減，直到受試者認為當下速度是自然的想要走的速度，且跑起來也不會不舒服，可以跑也可以走的速度，即視為PTS的一筆資料。每種坡度變化下，都要執行走到跑完整的三筆資料，與跑到走完整的三筆資料。每筆資料收取間，需間隔三分鐘。受試者在實驗期間，無法得知跑步機當下速度。

第一階段不同坡度的轉換速度統計完後，訂出三種本實驗所需的速度，分別是 75%的轉換速度、100%的轉換速度與 125%的轉換速度。第二階段實驗進行三種不同坡度 (10%下坡、平地、10%上坡) 與三種不同速度 (75%、100%、125%的PTS) 下走路與跑步下肢肌電訊號收集。實驗開始先讓受試者在跑步機上，以每小時3到5公里 ($3\text{-}5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) 的速度進行暖身，直到受試者認為當下狀態是可以進行運動的情況。接著，在受試者下肢慣用腳的四條肌群貼上表面肌電感測器，分別進行這四條肌肉的徒手最大肌力測試。完成最大自主收縮肌力 (MVC) 測試後，MVC 每條肌肉各收5秒，取中間較穩定且較大的1秒分析，取 1秒 RMS 的EMG。受試者搭配走或跑兩種步態模式於跑步機上行進三種速度與三種坡度變化，每次測驗皆等跑步機達到測試速度時，受試者維持 5秒的步態模式，接著收集 15秒的穩定步態。實驗過程中，為減少疲勞對肌電資料收取產生的影響，每筆資料間，至少讓受試者休息三分鐘。

三、資料處理與分析



圖1 上坡、平地與下坡的運動情境。

將每位受試者收取到的走到跑轉換速度平均值，即定義為 100%轉換速度 (100%PTS)，分別乘以 75% 及 125%，計算出每位受試者在每一種不同坡度下的三個不同速度 (75%、100%、125%的PTS)，以描述性統計分析所有受試者在不同坡度下其轉換速度之平均值。

本實驗使用 AcqKnowledge 3.9.1 軟體將肌電訊號作分析運算，先將實驗所得的肌電原始資料做基本處理。原始肌電訊號 (raw EMG) 濾波，使用Hanning數學運演算法，利用帶通濾波 (band pass)，低頻設為 10Hz，高頻設為 500Hz，濾波完後，將肌電訊號取絕對值做全波整流翻正 (full rectification)，再將訊號以均方根 (root mean square, RMS) 求出平均振幅肌電值。基本處理完成後，從三維動作分析系統中擷取連續三個步態之時間點，套用在下肢肌電活動量分析，將每個步態分為支撐期 (stance phase) 與擺盪期 (swing phase)，腳跟著地到腳尖離地前判斷為步態的支撐期 (約60%)，腳尖離地後到腳跟著地前判斷為擺盪期 (約40%) (Whittle, 2007)，將三個支撐期與擺盪期分別取平均值。將每一筆資料中，每一條肌肉的肌電活動量，除以該條肌肉在實驗前收取的最大自主收縮肌力，乘以百分比，作為標準化。求出平均振幅肌電值，取中間穩定且較大的1秒，走路速度的支撐期約需要0.6秒 (Whittle, 2007; Laribi & Zeghloul., 2020)，此結果顯示在一個步態週期中，支撐期與擺盪期該肌肉的活動量，在此稱之為平均肌肉活動量。

統計分析採用 IBM SPSS Statistics 22.0 for Windows (Armonk, NY., IBM Corp.) 統計套裝軟體進行資料處理，使用重覆量數三因子變異數分析 (三種坡度x 三種速度x 兩種步態模式)，顯著水準訂為 $\alpha = .05$ ，觀察每一種參數間是否有交互作用。若三因子間有交互作用，則進一步進行單純交互作用分析；若單純交互作用達顯著，就進行單純主要效果分析。若三因子間沒有交互作用，則進行二因子變異數分析。顯著水準訂為 $\alpha = .05$ 。

參、結果

一、不同坡度下之轉換速度 (PTS)

以描述性統計分析所有受試者在不同坡度下其轉換速度之平均值，依平地、下坡、上坡速度之順序分別為7.24、7.19、6.63 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ，再依受試者自身之轉換速度，計算出其不同坡度下75%轉換速度以及125%轉換速度，其速度平均值如表1所示。

二、下肢肌電分析

分析慣用腳之股直肌、股二頭肌、脛前肌與腓腸肌，在支撐期與擺盪期之平均肌電；並使用重覆量數三因子變異數分析（三種坡度、三種速度、兩種步態形式），檢視坡度、速度和步態模式對股直肌、股二頭肌、脛前肌與腓腸肌的影響。

支撐期時的統計與實驗結果發現：

(1) 股直肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度有顯著交互作用效果， $F(4,44) = 5.407$ ， $p = .001$ 。進一步進行單純交互作用檢定，步態模式與速度在股直肌有顯著單純交互作用效果， $F(1,135, 12.488) = 20.058$ ， $p = .001$ ，股直肌的平均肌電會隨著走路或跑步的轉換速度上升而增加；坡度與速度在股直肌有顯著單純交互作用效果， $F(1,913, 21.038) = 9.646$ ， $p = .001$ ，不同坡度（平地、下坡與上坡）時，轉換速度增加也會增加股直肌的平均肌電。由於速度對步態模式與坡度有顯著單純交互作用，進一步進行單純主要效果檢定，速度有顯著單純主要效果， $F(1,154, 12.697) = 113.864$ ， $p < .001$ ，125%轉換速度

下的股直肌平均肌電會大於 100%與 75%的轉換速度。

(2) 股二頭肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果， $F(4, 44) = .245$ ， $p = .911$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與坡度在股二頭肌有顯著交互作用效果， $F(2, 22) = 6.768$ ， $p = .005$ ，走路與跑步在上坡有明顯增加股二頭肌的平均肌電；坡度與速度在股二頭肌有顯著交互作用效果， $F(2.554, 28.096) = 5.221$ ， $p = .008$ ，不同坡度（平地、下坡與上坡）且轉換速度增加，股二頭肌的平均肌電也會增加。由於坡度對步態模式與速度有顯著單純交互作用，進一步進行單純主要效果檢定，坡度有顯著單純主要效果， $F(2, 22) = 15.265$ ， $p < .001$ ，上坡時的股二頭肌平均肌電會大於平地與下坡。

(3) 脛前肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果（表2）， $F(4, 44) = 1.183$ ， $p = .331$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與坡度在脛前肌有顯著交互作用效果， $F(2, 22) = 8.582$ ， $p = .002$ ，走路與跑步在不同坡度都會對脛前肌肌群活化；步態模式與速度在脛前肌有顯著交互作用 $F(1,122, 12.339) = 18.941$ ， $p = .001$ ，100%與 125%轉換速度時，走路的脛前肌平均肌電會大於跑步。由於步態模式對坡度與速度有顯著單純交互作用，進一步進行單純主要效果檢定，步態模式有顯著單純主要效果， $F(1, 11) = 16.287$ ， $p = .002$ 。

表1 12位受試者在不同坡度下轉換速度 (PTS) 值 (單位元： $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)

	平地			下坡			上坡		
	75%	100%	125%	75%	100%	125%	75%	100%	125%
1	5.5	7.3	9.1	5.5	7.3	9.1	5.3	7.0	8.8
2	5.7	7.6	9.5	5.6	7.5	9.4	5.6	7.4	9.3
3	5.3	7.1	8.9	5.4	7.2	9.0	4.7	6.3	7.9
4	5.8	7.8	9.7	5.2	6.9	8.6	5.1	6.8	8.5
5	5.1	6.7	8.4	5.7	7.6	9.5	4.7	6.3	7.9
6	5.4	7.2	9.0	5.4	7.2	9.0	4.7	6.3	7.9
7	5.4	7.2	9.0	5.2	6.9	8.6	4.7	6.3	7.9
8	5.2	6.9	8.6	5.2	6.9	8.6	4.8	6.4	8.0
9	5.5	7.3	9.2	5	6.6	8.3	4.8	6.4	8.0
10	5.1	6.8	8.5	5.5	7.3	9.1	4.9	6.5	8.1
11	5.4	7.2	9.0	5.2	6.9	8.7	5.0	6.7	8.3
12	5.8	7.8	9.7	6	8	10	5.4	7.2	9.0
平均值	5.43	7.24	9.05	5.41	7.19	8.99	4.98	6.63	8.30
標準差	0.24	0.36	0.43	0.27	0.38	0.48	0.31	0.39	0.49

表2 步態模式、坡度、速度對站立期脛前肌的影響統計結果

變異來源	MS	df	SS	F	Sig.
步態模式(f1)	534.458	1	534.458	16.287	.002*
殘差(f1*S)	360.966	11	32.815		
坡度(f2)	255.755	2	127.878	3.250	.058
殘差(f2*S)	865.513	22	39.342		
速度(f3)	2783.37	2	1391.68	48.152	.000*
殘差(f3*S)	635.844	22	28.902		
步態模式*坡度(f1*f2)	192.335	2	96.167	8.582	.002*
殘差(f1*f2*S)	246.519	22	11.205		
步態模式*速度(f1*f3)	810.266	1.122	722.316	18.941	.001*
殘差(f1*f3*S)	470.562	12.339	38.135		
坡度*速度(f2*f3)	11.199	2.638	4.246	.312	.792
殘差(f2*f3*S)	395.156	29.016	13.618		
步態模式*坡度*速度(f1*f2*f3)	42.982	4	10.745	1.183	.331
殘差(f1*f2*f3*S)	399.602	44	9.082		

* $p < .05$

表3、步態模式、坡度、速度對站立期腓腸肌的影響統計結果

變異來源	MS	df	SS	F	Sig.
步態模式(f1)	4435.04	1	4435.04	19.786	.001*
殘差(f1*S)	2465.59	11	224.145		
坡度(f2)	24180.8	2	12090.4	83.839	.000*
殘差(f2*S)	3172.63	22	144.211		
速度(f3)	24131.1	2	12065.5	202.598	.000*
殘差(f3*S)	1310.19	22	59.554		
步態模式*坡度(f1*f2)	14.468	2	7.234	.156	.857
殘差(f1*f2*S)	1022.17	22	46.463		
步態模式*速度(f1*f3)	2252.18	1.049	2146.70	8.075	.015*
殘差(f1*f3*S)	3067.95	11.540	265.843		
坡度*速度(f2*f3)	1633.71	4	408.430	13.004	.000*
殘差(f2*f3*S)	1381.9	44	31.407		
步態模式*坡度*速度(f1*f2*f3)	526.425	4	131.606	3.977	.008*
殘差(f1*f2*f3*S)	1456.19	44	33.095		

* $p < .05$

(4) 腓腸肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度有顯著交互作用效果 (表3), $F(4,44) = 3.977$, $p = .008$ 。進一步進行單純交互作用檢定, 步態模式與速度在腓腸肌有顯著單純交互作用效果, $F(1.049, 11.540) = 8.075$, $p = .015$, 走路與跑步的轉換速度增加, 腓腸肌的平均肌電也會增加; 坡度與速度在腓腸肌有顯著單純交互作用效果, $F(4, 44) = 13.004$, $p < .001$, 不同坡度 (平地、下坡與上坡)時, 轉換速度增加也會增加腓腸肌的平均肌電。由於速度對步態模

式與坡度有顯著單純交互作用, 進一步進行單純主要效果檢定, 速度有顯著單純主要效果, $F(2, 22) = 202.598$, $p < .001$, 相同轉換速度下, 跑步的腓腸肌平均肌電會大於走路 (圖2)。支撐期時的實驗結果顯示如表4, 速度的增加會明顯影響到走路時的平均肌電。走路速度大於轉換速度時, 股直肌在平地及上坡的平均肌電會大於跑步。坡度變化造成的影響, 除了對跑步時脛前肌平均肌電影響較小外, 其他肌肉不論走跑, 會有隨著坡度增加而肌肉活化量增加的趨勢。

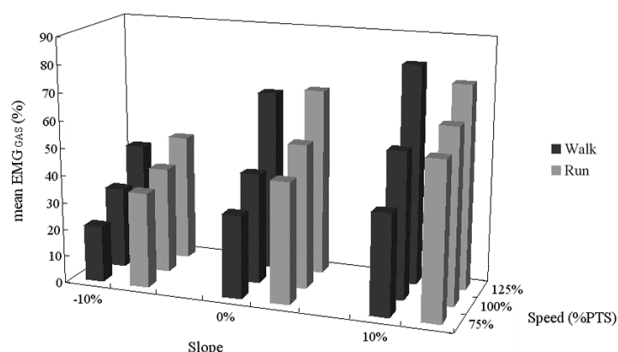


圖2 不同坡度、速度與步態模式對腓腸肌在支撐期的平均肌電比較

擺盪期時的統計與實驗結果發現：

(1) 股直肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果, $F(3.422, 37.642) = 1.936, p = .133$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與速度在股直肌有顯著交互作用效果, $F(1.109, 12.194) = 18.341, p = .001$, 走路的轉換速度增加, 股直肌的平均肌電也會增加; 坡度與速度在股直肌有顯著交互作用效果, $F(2.966, 32.625) = 5.616, p = .003$ 。由於速度對步態模式與坡度有顯著單純交互作用, 進一步進行單純主要效果檢定, 速度有顯著單純主要效果, $F(1.241, 13.649) = 27.208, p < .001$ 。走路時, 股直肌平均肌電於 125% 轉換速度時會大於 100% 與 75% 轉換速度。

(2) 股二頭肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果, $F(2.396, 26.351) = .728, p = .516$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與速度在股二頭肌有顯著交互作用效果, $F(1.337, 14.712) = 34.292, p < .001$, 股二頭肌的平均肌電會隨著走路或跑步的轉換速度上升而增加; 坡度與速度在股二頭肌有顯著交互作用效果, $F(2.126, 23.388) = 5.745, p = .008$, 不同坡度 (平地、下坡與上坡) 且轉換速度增加, 股二頭肌的平均肌電也會增加。由於速度對步態模式與坡度有顯著單純交互作用, 進一步進行單純主要效果檢定, 速度有顯著單純主要效果, $F(2, 22) = 50.339, p < .001$ 。相同坡度時, 股二頭肌平均肌電於 125% 轉換速度會大於 75% 轉換速度。

(3) 脛前肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果 (表5), $F(2.839, 31.233) = 1.729, p = .183$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與速度在脛前肌有顯著交互作用效果, $F(1.231,$

$13.543) = 57.934, p < .001$ 。由於步態模式對速度有顯著單純交互作用, 進一步進行單純主要效果檢定, 步態模式有顯著單純主要效果, $F(1, 11) = 14.889, p = .003$; 速度有顯著單純主要效果, $F(1.390, 15.288) = 120.609, p < .001$ 。相同坡度時, 跑步的脛前肌平均肌電於 75% 轉換速度時會大於走路; 走路的脛前肌平均肌電於 100% 與 125% 轉換速度時則會大於跑步 (圖3)。

(4) 腓腸肌在三因子交互作用分析顯示步態模式與坡度及速度沒有顯著交互作用效果 (表6), $F(4, 44) = .227, p = .922$ 。二因子變異數分析顯示步態模式與速度在腓腸肌有顯著交互作用效果, $F(1.417, 15.589) = 8.456, p = .006$ 。由於步態模式對速度有顯著單純交互作用, 進一步進行單純主要效果檢定, 速度有顯著單純主要效果, $F(1.454, 15.996) = 15.914, p < .001$ 。相同坡度時, 走路的腓腸肌平均肌電於 125% 轉換速度時會大於 100% 與 75% 轉換速度。

擺盪期時的實驗結果顯示 (表7), 走路隨著速度的增加, 下肢肌群的平均肌電也會增加, 相較之下, 跑步受速度變化的影響較少。不論在何種坡度下走路, 大於轉換速度時, 都會有最大的肌肉活化。在跑步的步態下, 擺盪期時, 下肢肌群平均肌電受坡度及速度的影響較不明顯。

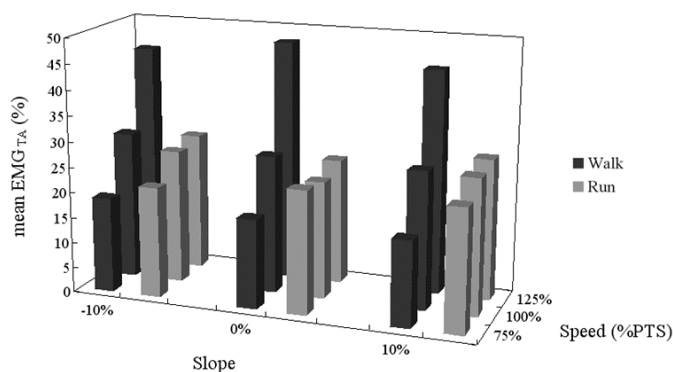


圖3 不同坡度、速度與步態模式對脛前肌在擺盪期的平均肌電比

肆、討論

本研究不同坡度下之轉換速度結果 (表1), 在平地時的平均值為 $7.24\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, 所有受試者的平地轉換速度範圍為 $6.70 - 7.80\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$, 此結果與過去研究指出一般人從走轉換到跑的自發性轉換速度 (PTS) 約為

表4 不同坡度、速度及步態模式對下肢肌群支撐期之平均肌電影響 (%MVC)

		股直肌		股二頭肌		脛前肌		腓腸肌	
		走	跑	走	跑	走	跑	走	跑
平地	75%	6.9 ± 5.1	10.5 ± 4.7	5.3 ± 5.1	7.4 ± 3.7	11.3 ± 5.8	10.9 ± 4.9	30.5 ± 7.2	44.3 ± 12.8
	100%	10.3 ± 6.0	12.4 ± 5.3	7.5 ± 3.9	9.6 ± 5.0	17.1 ± 7.4	12.1 ± 4.5	40.6 ± 8.2	52.9 ± 12.3
	125%	19.7 ± 9.4	15.4 ± 6.8	11.9 ± 5.1	14.9 ± 8.3	24.7 ± 8.8	14.6 ± 5.3	66.2 ± 13.8	68.5 ± 12.1
下坡	75%	8.8 ± 4.2	10.9 ± 4.5	3.4 ± 2.3	6.4 ± 2.6	9.0 ± 2.2	11.7 ± 5.1	20.7 ± 4.1	34.7 ± 7.4
	100%	10.6 ± 4.5	12.3 ± 5.0	5.2 ± 2.3	8.7 ± 3.9	14.0 ± 3.4	13.4 ± 3.7	29.8 ± 5.8	39.1 ± 9.3
	125%	14.5 ± 5.7	15.5 ± 8.3	7.7 ± 4.5	10.4 ± 5.1	20.6 ± 5.9	16.6 ± 6.5	41.8 ± 8.8	46.6 ± 9.9
上坡	75%	6.5 ± 2.8	12.2 ± 5.2	9.0 ± 5.0	7.9 ± 4.0	11.2 ± 3.7	13.3 ± 7.7	37.0 ± 6.4	57.4 ± 12.6
	100%	10.2 ± 3.5	14.6 ± 5.8	13.4 ± 4.9	12.0 ± 7.2	18.1 ± 6.0	15.0 ± 5.8	53.9 ± 12.2	64.1 ± 11.7
	125%	20.9 ± 6.4	18.5 ± 6.9	16.1 ± 6.4	16.0 ± 8.8	26.7 ± 11.8	16.8 ± 7.1	80.3 ± 18.2	74.7 ± 14.2

表5 步態模式、坡度、速度對擺盪期時脛前肌的影響統計結果

變異來源	MS	df	SS	F	Sig.
步態模式(f1)	1434.81	1	1434.81	14.889	.003*
殘差(f1*S)	1060.02	11	96.366		
坡度(f2)	10.245	1.310	7.822	.070	.857
殘差(f2*S)	1602.41	14.407	111.222		
速度(f3)	8657.96	1.390	6229.76	120.609	.000*
殘差(f3*S)	789.640	15.288	51.653		
步態模式*坡度(f1*f2)	119.118	2	59.559	1.862	.179
殘差(f1*f2*S)	703.679	22	31.985		
步態模式*速度(f1*f3)	5538.89	1.231	4498.72	57.934	.000*
殘差(f1*f3*S)	1051.67	13.543	77.652		
坡度*速度(f2*f3)	84.162	2.353	35.776	1.196	.324
殘差(f2*f3*S)	774.384	25.878	29.925		
步態模式*坡度*速度(f1*f2*f3)	127.786	2.839	45.005	1.729	.183
殘差(f1*f2*f3*S)	812.972	31.233	26.029		

7.2km·h⁻¹ (Di Prampero, 1986; Thorstensson & Roberthson, 1987; Hreljac, 1993; Prilutsky & Gregor, 2001; Hreljac et al., 2007) 結果相近。從過往研究發現當行進速度大於轉換速度時，人類會傾向改變步態形式，採用跑步的方式來節省身體能量的消耗 (Alexander, 1989; Minetti et al., 1994)。

下肢肌肉的平均肌電變化，主要是觀察在支撐期與擺盪期，下肢慣用腳的股直肌、股二頭肌、脛前肌、腓腸肌的平均肌電有何變化。同坡度相比的研究結果上來看，在上坡 125%轉換速度時，支撐期的股直肌、股二頭肌、脛前肌及腓腸肌，會有各肌群的最大平均肌電，走路的平均肌電會大於跑步情況。支撐期時腓

腸肌的平均肌電，在上坡 125%轉換速度時，會有下肢肌群的最大平均肌電 (圖2與表6)。一般人都習慣在低速下走路和在高速下跑步，之前的文獻探討不同速度下走路和跑步的差異，其研究結果發現，跑步的能量消耗大於走路 (Biewener, Farley, Roberts, & Temaner, 2004)。本研究發現，隨著速度的增加，不論何種坡度下，用 125% 轉換速度的高速走方式運動，其下肢肌肉平均肌電活動量會大於跑步的方式；用 75%轉換速度的低速跑方式，其下肢肌肉平均肌電活動量則大於走路的方式。

表6 步態模式、坡度、速度對擺盪期時腓腸肌的影響統計結果

變異來源	MS	df	SS	F	Sig.
步態模式(f1)	.128	1	.128	.004	.949
殘差(f1*S)	326.445	11	29.677		
坡度(f2)	26.025	2	13.013	.412	.668
殘差(f2*S)	695.458	22	31.612		
速度(f3)	394.352	1.454	271.193	15.914	.000*
殘差(f3*S)	272.576	15.996	17.041		
步態模式*坡度(f1*f2)	28.259	1.338	21.114	2.460	.132
殘差(f1*f2*S)	126.382	14.723	8.584		
步態模式*速度(f1*f3)	258.166	1.417	182.165	8.456	.006*
殘差(f1*f3*S)	335.845	15.589	21.543		
坡度*速度(f2*f3)	35.735	4	8.934	2.015	.109
殘差(f2*f3*S)	195.099	44	4.434		
步態模式*坡度*速度(f1*f2*f3)	4.303	4	1.076	.227	.922
殘差(f1*f2*f3*S)	208.783	44	4.745		

表7 不同坡度、速度及步態模式對下肢肌群擺盪期之平均肌電影響 (%MVC)

		股直肌		股二頭肌		脛前肌		腓腸肌	
		走	跑	走	跑	走	跑	走	跑
平地	75%	4.8 ± 3.1	5.2 ± 2.7	11.3 ± 6.2	13.8 ± 3.7	17.6 ± 5.8	24.2 ± 13.2	7.4 ± 5.6	8.8 ± 4.9
	100%	5.9 ± 2.6	4.9 ± 2.4	14.3 ± 5.7	15.7 ± 3.8	27.2 ± 8.5	23.0 ± 7.6	9.3 ± 6.1	9.1 ± 4.4
	125%	11.6 ± 5.6	5.8 ± 2.4	20.0 ± 6.0	14.8 ± 3.3	47.4 ± 13.9	24.7 ± 6.7	13.6 ± 4.3	9.7 ± 4.1
下坡	75%	5.7 ± 3.6	6.2 ± 3.1	7.5 ± 2.3	13.6 ± 3.2	18.6 ± 3.7	21.7 ± 8.3	6.2 ± 2.5	9.9 ± 6.2
	100%	6.8 ± 4.0	6.4 ± 3.6	11.6 ± 3.5	14.4 ± 2.6	29.1 ± 5.7	26.3 ± 6.4	8.3 ± 3.8	9.5 ± 4.6
	125%	9.7 ± 5.1	6.2 ± 3.4	16.9 ± 5.1	12.1 ± 4.1	44.2 ± 10.8	27.2 ± 6.0	11.1 ± 4.3	8.8 ± 2.2
上坡	75%	4.0 ± 2.2	5.6 ± 3.2	8.6 ± 3.8	13.8 ± 2.9	16.9 ± 4.9	24.1 ± 6.6	6.0 ± 4.4	7.8 ± 3.5
	100%	5.8 ± 2.7	5.3 ± 2.6	13.7 ± 3.7	15.6 ± 2.9	27.1 ± 7.5	26.8 ± 9.6	8.1 ± 4.3	8.8 ± 4.1
	125%	11.1 ± 7.1	5.5 ± 2.2	21.6 ± 7.2	17.1 ± 3.5	44.1 ± 11.3	27.7 ± 9.2	12.5 ± 4.5	9.8 ± 4.3

下肢肌肉的平均肌電變化，主要是觀察在支撐期與擺盪期，下肢慣用腳的股直肌、股二頭肌、脛前肌、腓腸肌的平均肌電有何變化。同坡度相比的研究結果上來看，在上坡 125%轉換速度時，支撐期的股直肌、股二頭肌、脛前肌及腓腸肌，會有各肌群的最大平均肌電，走路的平均肌電會大於跑步情況。支撐期時腓腸肌的平均肌電，在上坡 125%轉換速度時，會有下肢肌群的最大平均肌電 (圖2與表6)。一般人都習慣在低速下走路和在高速下跑步，之前的文獻探討不同速度下走路和跑步的差異，其研究結果發現，跑步的能量消耗大於走路 (Biewener, Farley, Roberts, &

Temaner, 2004)。本研究發現，隨著速度的增加，不論何種坡度下，用 125% 轉換速度的高速走方式運動，其下肢肌肉平均肌電活動量會大於跑步的方式；用 75%轉換速度的低速跑方式，其下肢肌肉平均肌電活動量則大於走路的方式。

同速度相比的研究結果上來看走的部份，除了支撐期 100%轉換速度的股直肌、擺盪期 100% 轉換速度的股直肌、擺盪期 125% 轉換速度的股直肌與 125% 轉換速度脛前肌外，其餘參數在上坡時，下肢肌肉活動量皆大於平地與下坡。在 125% 轉換速度時，擺盪期時的股二頭肌平均肌電會隨坡度增加而增加，

股二頭肌在走路時的肌電也會大於跑步時。另外，坡度間的變化以及跑步的步態對股直肌則沒有明顯影響。不同坡度情境下，上坡走路時的下肢肌肉活化量大於平地與下坡；跑步時的下肢肌肉活動量變化不明顯，但隨坡度的增加，下肢肌肉活動量會略為增加。

脛前肌與腓腸肌為控制踝關節動作的最主要肌肉，在 100% 轉換速度與 125% 轉換速度時，加速步態的進行。擺盪期時的脛前肌結果與支撐期時相同 (表6 與表7)，會受到速度變化影響，當速度越大時，脛前肌的平均肌電也會隨之上升；當速度 100% 及 125% 轉換速度時，脛前肌的肌電走路時會明顯大於跑步。擺盪期時的腓腸肌主要受速度變化的影響，走路時隨著速度的增加，平均肌電也會增加；當速度大於轉換速度時，走路的平均肌電也會大於跑步 (圖3)。過去的研究中證實，踝關節蹠屈肌群為支撐、向前推進和擺盪期的重要角色，臨床研究中也發現，踝關節蹠屈肌群是影響人類是否能在高速下走路的重要限制因素 (林建志、戴詠璇、李恆儒, 2018; Mueller, Minor, Schaaf, Strube, & Sahrman, 1995; Neptune, Zajac, & Kautz, 2004)。相關研究中指出當走路速度增加到接近個人轉換速度時，踝關節的蹠屈角度和速度也會增加，根據肌肉收縮力量 - 長度 - 速度原理 (the muscle force-length-velocity relationships)，有可能會使蹠屈肌群受傷，因此可視為步態轉換之原因 (Neptune & Sasaki, 2005)。當行進速度增加時，會自然轉變走跑模式是為了避免背屈肌群在擺盪期過度使用而受到傷害，從文獻的研究結果發現蹠屈肌群有相同情形 (Hreljac, 1995; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001)，本實驗結果與先前研究一致。

由於下坡有承重的問題，容易對下肢關節造成傷害，所以大部份都不建議從事下坡運動。然而，從文獻得知下坡運動的訓練，就生理學觀點，對人體仍是好處存在的，傷害的產生也可能源自於較少從事這方面的運動 (Clement et al, 1980; Grimston et al., 1994; Gottschall et al., 2005)。本研究結果只適用於一般健康男性使用跑步機進行走與跑的運動，無法推論到實際在戶外進行的上、下坡運動；學者指出不同的著地動作會改變動作期間肌肉活化的程度，其於跑步機與地面上跑步量測結果肌肉活化的特徵亦不盡相同 (王奕霖、王令儀、高金江、辜瀾儀, 2017)。

本研究主要是提出新的觀點，以轉換速度做分界進行快走與慢跑，將不同坡度做為介入，以期能提供使用跑步機訓練時運動處方的參考依據。從結果得知，

在平地、下坡與上坡的 125% 轉換速度高速走時，擺盪期的脛前肌與支撐期的腓腸肌平均肌電大於其他下肢肌群活動；在平地與上坡 125% 轉換速度高速跑時，支撐期的腓腸肌平均肌電大於其他下肢肌群活動。因此，強化脛前肌與腓腸肌控制踝關節動作的訓練，可因應加速步態的進行，以及增進下肢肌肉活動。跑步機設計加入了坡度變化，使用者經過跑步機量測轉換速度 (PTS) 後，即可透過跑步機裡的訓練模式，進行不同坡度變化的走跑訓練，更符合客製化及有效率的訓練。一般人無法直接於高速的狀況下行走，可考慮先從坡度增加開始，在有坡度且安全的狀況下行走，增加身體活動量。故本研究建議，可以高速走的方式取代慢跑，加入坡度上的變化，一方面增加訓練時的強度與身體活動量，也可增加使用跑步機時的樂趣，仿造在戶外運動般。

伍、結論

綜合以上結果發現，坡度變化造成的影響，除了對跑步時脛前肌平均肌電影響較小外，其他下肢肌肉 (股直肌、股二頭肌、腓腸肌) 不論走跑，會有隨著坡度增加而肌肉活化量增加的趨勢。所有下肢肌肉在上坡高速 (125% 轉換速度) 走時，會有最大的平均肌電訊號。100% 與 125% 轉換速度在不同坡度 (平地、下坡與上坡) 情形時，走路時的脛前肌平均肌電會大於跑步。支撐期時，腓腸肌在平地與上坡的 125% 轉換速度，快走與慢跑的平均肌電會大於其他下肢肌肉，上坡高速 (125% 轉換速度) 走則會產生最大平均肌電。擺盪期時，走路隨著速度的增加，下肢肌群的平均肌電也會增加，不同坡度走路且大於轉換速度 (125%PTS) 時，所有肌肉都會有最大的肌肉活化。綜合以上結論，不論上下坡或平地，在高速走的生理與生物力學效益都已獲證實比慢跑好，除了可提高身體活動量之外，在跑步機上進行高速走，亦可強化脛前肌與腓腸肌對踝關節動作的訓練。

陸、參考文獻

王奕霖、王令儀、高金江、辜瀾儀 (2017)。穿鞋與赤足跑步之下肢動作型態與肌肉活化差異。《運動表現期刊》，4(1)，17-22。

- 林建志、戴詠璇、李恆儒 (2018)。自不同弓箭步的膝關節肌群活化與力矩之比較。《體育學報》，51(3)，333-344。
- 黃漢年、陳秀華、蘇明耀、賈叢林 (2018)。25 度斜台面拉筋刺激對人體站姿晃動表現之影響。《華人運動生物力學期刊》，15(2)，32-39。
- Alexander, R. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, 69(4), 1199-1227.
- Biewener, A., Farley, C., Roberts, T., & Temaner, M. (2004). Muscle mechanical advantage of human walking and running: Implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*, 97(6), 2266-2274.
- Chen, T., Nosaka, K., & Tu, J. (2007). Changes in running economy following downhill running. *Journal of Sports Sciences*, 25(1), 55-63.
- Clement, D., & Taunton, J. (1980). A guide to the prevention of running injuries. *Canadian Family Physician*, 26, 543-548.
- Di Prampero, P. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports Medicine*, 7(2), 55-72.
- Gottschall, J., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 445-452.
- Gregor, R., & Costill, D. (1973). A comparison of the energy expenditure during positive and negative grade running. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 13(4), 248-252.
- Grimston, S., Nigg, B., Fisher, V., & Ajemian, S. (1994). External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. *Journal of Biomechanics*, 27(6), 668-673.
- Hanna, A., Abernethy, B., Neal, R., & Burgess-Limerick, R. (2000). Triggers for the transition between human walking and running. *Energetics of Human Activity*, 124-164.
- Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(10), 1158-1162.
- Hreljac, A. (1995). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: Kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 669-677.
- Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R. F., & Edwards, W. B. (2007). Effects of changing protocol, grade, and direction on the preferred gait transition speed during human locomotion. *Gait & Posture*, 25(3), 419-424.
- Kung, S. M., Fink, P. W., Legg, S. J., Ali, A., Shultz, S. P. (2018) What factors determine the preferred gait transition speed in humans? A review of the triggering mechanisms. *Human Movement Science*, 57, 1-12.
- Laribi, M., & Zeghloul, S. (2020). Human lower limb operation tracking via motion capture systems. In M. Ceccarelli & G. Carbone (Eds.), *Design and Operation of Human Locomotion Systems* (pp. 83-107). Elsevier Inc: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815659-9.00004-4>
- Lay, A., Hass, C., Nichols, T., & Gregor, R. (2007). The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1276-1285.
- Mercier, J., Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J., & Prefaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(6), 525-529.
- Minetti, A., Ardigo, L., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: Metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323.
- Mueller, M. J., Minor, S. D., Schaaf, J. A., Strube, M. J., & Sahrman, S. A. (1995). Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. *Physical Therapy*, 75(8), 684-693.
- Neptune, R., Kautz, S., & Zajac, F. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during

- walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
- Neptune, R., Zajac, F., & Kautz, S. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*, 19(2), 194-205.
- Neptune, R., & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *The Journal of Experimental Biology*, 208(Pt 5), 799-808.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1987). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 129(1), 107-114.
- Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, GM., D'Ottavio, S., & Tihanyi, J.(2012). Kinematics of Running at Different Slopes and Speeds. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1331–1339. doi: 10.1519/JSC.0b013e318231aafa
- Pivarnik, J., & Sherman, N. (1990). Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(1), 127-130.
- Prilutsky, B., & Gregor, R. (2001). Swing-and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *The Journal of Experimental Biology*, 204(Pt 13), 2277-2287.
- Raynor, A., Yi, C., Abernethy, B., & Jong, Q. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Human Movement Science*, 21(5-6), 785-805.
- Staab, J., Agnew, J., & Siconolfi, S. (1992). Metabolic and performance responses to uphill and downhill running in distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 124-127.
- Thorstensson, A., & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: Speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(2), 211-214.
- Tulloch, B. (1998). The role of cross-country in the development of a runner. *New Studies in Athletics*, 13, 9-12.
- Vernillo, G., Giandolini, M., Edwards, WB., Morin, JB., Samozino, P., Horvais, N., & Millet, G. (2016). Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sports Medicine*, 47(4), 615-629. doi: 10.1007/s40279-016-0605-y.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Butterworth-Heinemann, Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-8883-3.X5001-6>
- Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. (2007). Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 40, 3467-3475.



Effects of walking and running at different slopes and speeds on muscle activation of lower extremity

^{1,2}Yi-Chih Lin, ³Yi-Hsin Lin, ³Wei-Han Chen, ^{1,4}Tsung-Han Liu, ³Tzyy-Yuang Shiang*

¹Department of Physical Education, National Taiwan Normal University, Taipei, Taiwan

²Office of Physical Education, Tunghai University

³Department of Athletic Performance, National Taiwan Normal University, Taipei, Taiwan

⁴Victor Rackets IND. CORP

Received : 2019/11 ; Accepted : 2020/03

ABSTRACT

Walking and running could be the most popular exercise. Activation level of the Lower extremity muscles at time of running or walking relates to at least two essential factors: preferred transition speed and inclination angle of the running surface. Understanding the relationship among those factors may help physical trainers provide appropriate fitness advice to the participants. **Purpose:** This study compared lower extremities' electromyographic (EMG) activities with two varied conditions: running speed (75%, 100%, 125% of the preferred transition speed, PTS) and varied inclinational slope of the running ground (10% downhill, level, 10% uphill). **Methods:** Twelve male subjects were invited to voluntarily participate in this study. The experiment is comprised of two parts. Part one was to determine the PTS at the given slopes, and part two was to collect EMG activities at conditions of varied running speed and varied ground slopes. Four leg muscles: rectus femoris, bicep femoris, tibialis anterior, and gastrocnemius were chosen as the studied muscles in this study. Three-way ANOVA was used to examine groups' difference, and significant level was set at level of p value less than 0.05. **Results:** The average of the transition speeds of all subjects among level, downhill and uphill slope were 7.24, 7.19 and 6.63 km·h⁻¹, accordingly. The results showed that, in stance phase, walking was found to activate higher EMG activities for the lower extremity than that of running at uphill and high-speed condition. However, in swing phase, walking was found to generate more averaged EMG activities for the lower extremity than that of high-speed running among level, downhill and uphill condition. **Conclusion:** Running speed and ground-surface slope are two crucial factors determining EMG behaviors of the lower extremity muscles. Walking with speed higher than the preferred transition speed would facilitate higher EMG activation and produce larger averaged EMG activity than that of running at varied ground' slope and speed.

Keywords: gait transitions, uphill, downhill, preferred transition speed, EMG