

腳踏車坐墊高度對騎乘效率影響之研究

陳元鴻^{*}、黃紹仁^{**}

摘 要

本研究欲探討不同坐墊高度對騎乘效率之影響。以立意取樣選取 7 名鐵人三項選手做為研究對象。受試者依照節奏及規範姿勢於腳踏車上進行 30 秒踩踏，以肌電圖蒐集下肢肌群活化情形，經過資料處理獲得積分肌電 (IEMG) 及踩踏效率，統計分析以重複量數單因子變異數分析檢定五種不同坐墊高度在積分肌電的差異情形。顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。研究結果為：(1) 不同坐墊高度之下肢肌群總積分肌電達顯著差異。(2) 不同坐墊高度之下肢各肌群肌電達顯著差異。(3) 不同坐墊高度之騎乘效率最佳為坐墊高度 S-2，但過低的坐墊高度有髌骨股骨症候群的可能性，因此建議民眾可以依照個人騎乘感受，將坐墊高度調低一至兩公分。

關鍵詞：坐墊高度、騎乘效率、肌電圖、下肢肌群

* 本文第一作者為臺北市立教育大學體育學系碩士班

** 本文第二作者為臺北市立教育大學體育學系副教授

腳踏車坐墊高度對騎乘效率影響之研究

陳元鴻、黃紹仁

壹、緒論

一、研究背景與動機

腳踏車是當前最流行的休閒運動，亦是全民運動。從各國現況來看，丹麥夏天約有 70% 的 25 歲丹麥人騎車上下班；荷蘭平均每人擁有 1.11 輛腳踏車；日本騎乘腳踏車做為交通工具比率為 14%；臺灣 97 年腳踏車運動人口已達 23.5%（中華民國 97 年運動城市排行榜調查，2008）。由此可知，各國民眾使用腳踏車的比例相當高。

從臺灣體育施政方針來看：總統馬英九於 98 年全國運動會宣示時，說：「臺灣要走向運動島」。也曾表示「單車是很夯的運動」（全國基層體育行政業務研討會，2009）。並期待透過政府、產業、民間三方面支持，讓臺灣從自行車生產大國成為騎乘大國（治國週記，2009）。在體委會實施計畫方面，致力於推動單車成年禮、全島自行車路網設置計畫、城市自行車租賃系統、自行車專用道。另外，從腳踏車的銷售數量來看，在 2008 年度捷安特共銷售 39 萬輛，在 2009 上半年度捷安特與美利達分別銷售 14 萬及 9 萬輛腳踏車。因此，在政府將運動週邊設施有計畫地提升下，民眾也將運動工具具備，可預期未來會有更多民眾將腳踏車列為休閒運動中的優先選項，臺灣也會漸漸走向運動島。

騎乘腳踏車能帶來相當多的益處。針對丹麥 20 到 93 歲 6000 多名民眾的研究指出，沒有騎腳踏車上下班的人，比騎腳踏車上下班的人，因為心臟病等問題的死亡率高出 39%（Andersen, Schnohr, Schroll, Hein, 2000）；針對中國女性的研究也發現，騎腳踏車上下班、走路、操持家務等身體的活動，可以降低各種致死疾病罹患率約 35%（Wernli et al., 2006）。臺中榮總復健科物理治療師吳定中：「騎腳踏車是一項很好的復健運動，腳踏車運動屬於低關節衝擊性項目」（引自馮思宜，2008 年 10 月 27 日）。另外，腳踏車運動也附有文化教育意義。家庭化的腳踏車運動，能夠促近親子關係、培養孩子的挫折力。企業化的腳踏車運動，能夠促進人際間關

係、提升團隊動能。

腳踏車運動屬人車一體的運動。踩踏是騎乘過程中的唯一動力因素，直接影響腳踏車運動速度。其技術特點是：在踩踏過程中，雙腿踩踏時的力度比較柔和、平滑，較多採用腳尖朝下式的踩踏動作來完成整個過程（張健、李昕，1997）。而在下肢的踩踏過程中，又以膝關節的屈伸為主要動力來源。

根據腳踏車相關文獻書籍得知（Pruitt, 2001），目前腳踏車坐墊高度設定是由固定的公式計算而得，騎乘者依此進行調整。以腳踏車運動員的角度來看，些微的坐墊高度差異，皆會影響到平常的騎乘習慣。然而，普遍腳踏車愛好者並未進行腳踏車坐墊高度調整，以運動利益來看，過高的坐墊設定會帶給騎乘者在騎駛及停駛的不便，過低的坐墊設定不會有立即性的不便性。以科學的面向來看，Burke 和 Newsom（1988）指出過高的坐墊設定會造成騎乘者下背和臀部的運動傷害；太低的坐墊設定會導致髌骨股骨症候群。過高的坐墊設定，騎乘者進行踩踏時，下肢肌群會收縮，產生能量。此時，應傳到踏板的能量，在踩到最低點，能量經由膝蓋承受；過低的坐墊設定容易造成髌骨股骨症候群，因為騎乘者彎曲著膝蓋費力踩踏板，膝蓋前面的髌骨和大腿股骨互相摩擦，容易造成膝蓋發炎酸痛，嚴重的話會變成髌骨軟化症。且踩踏效率低，許多踩踏能量沒有正確的施力到踏板上，造成白費力氣。

因此，本研究期透過坐墊高度的選擇，建議專業腳踏車運動員調整出最佳化的坐墊高度，有效提升運動成績；提醒喜愛腳踏車一般民眾從事休閒運動時調整腳踏車坐墊高度的必要性。

二、研究目的

根據上述研究動機，歸納出本研究目的如下：

- （一）探討不同坐墊高度之下肢總積分肌電差異。
- （二）探討不同坐墊高度之下肢各肌群積分肌電差異。
- （三）探討不同坐墊高度騎乘效率差異。

三、研究問題

根據上述研究目的，建構本研究問題如下：

- (一) 下肢總積分肌電是否因為不同坐墊高度而有差異？
- (二) 下肢各肌群積分肌電是否因為不同坐墊高度而有差異？
- (三) 騎乘效率是否因為不同坐墊高度而有差異？

四、研究假設

根據上述研究問題，提出本研究假設如下：

- (一) 下肢總積分肌電會因為不同坐墊高度而有差異。
- (二) 下肢各肌群積分肌電會因為不同坐墊高度而有差異。
- (三) 騎乘效率會因為不同坐墊高度而有差異。

五、研究範圍

本研究範圍選取臺北市立教育大學體育學系鐵人三項選手，受試者於實驗前三個月無下肢疼痛病史。

六、研究限制

本研究依研究範圍內的受試者，調查顯示受試者身高介於 170 公分至 180 公分間，因此將腳踏車車架訂為 S 號，腳踏車車款為富士 newest 1.0 公路車。

表 1 富士 newest 1.0 公路車尺寸基本資料

項目	尺寸
車架	46 公分
上管	530 毫米
坐管	453 毫米
上管角度	74.5 度
頭管角度	71.5 度
頭管長度	126 毫米

貳、文獻探討

一、腳踏車坐墊高度

1、John Howard 方法

騎乘者坐於坐墊上時，並且踏板位於下死點，膝關節與踝關節之連結與踏板夾角為 30° 。使用的工具-測角器要和股骨及脛骨成一直線，軸線在股骨的中心點。腳以自然的方式置於踏板位置，進行測量。

2、Greg LeMond 方法

測量的方式需以胯下長（腳從地板到胯下的長度） $\times 88\%$ 後所得之高度。測量方式為測量者背部倚靠著牆壁並且腳張開約 15 公分。在胯下抵著一本書，施加一些壓力，類似於測量者坐於坐墊上。胯下長的測量方式再 $\times 88\%$ 將對應到腳踏車的曲柄中心到坐墊頂端，即是建議之坐墊高度。

3、Andy Pruitt 方法

採用胯下長 $\times 85\%$ 。利用大轉子、髕骨、外踝作為選擇坐墊高度的參考點。坐墊高度必須在踝部與大轉子與髕骨之延伸連線，形成的角度介於 $25-30^{\circ}$ 之間。

4、MacAuley 方法

測量騎乘者大轉子的位置至腳底的長度，兩者長度的 95% ，即為 MacAuley 的建議坐墊高度。此測量方式與其他學者採用標準不同，以其方式測量出坐墊高度，必須以胯下長 $\times 104\%$ 。

5、中華臺北鐵人三項國家隊教練

研究者曾與中華臺北鐵人三項國家隊教練田偉璋，針對選手坐墊高度調整的方式進行請益。田偉璋根據長期訓練經驗指出，腳踏車坐墊高度調整應為胯下長 $\times 83\%$ 。

綜合以上各學者專家的研究與建議，對於坐墊高度的設定，均有高低不同的建議。四種坐墊高度分別是 104% 、 88% 、 85% 以及 83% ，因此，本研究採取 Pruitt (2001) 的研究結果。

二、腳踏車下肢肌電學

在所有人體動作當中，小到肢段的屈指，大到跑跳擲接，皆需要肌肉的收縮來達成，肌肉的收縮實際上是包含離子濃度的維持與變化、膜電位的改變、神經衝動的傳遞、神經傳遞物質的釋放與動作電位的發生等等，以產生肌肉收縮的現象，因此，如何描述這些肌肉活動情形將是研究運動表現或運動傷害重要的依據，而肌電圖（electromyography, EMG）分析為目前最常用來分析肌肉活動情形的工具。根據生物電活化引導方法的不同分為表面肌電（Surface electromyography, SEMG）和針電極肌電圖（Needle electromyography, NEMG）（蔡宗晏、王進華，2007）。而表面肌電分析即是量測肌肉活化情形的非侵入性方法，具備便利性以及受試者不適感較低。在腳踏車運動的肌肉活化情形相關研究中，大多採用此方法進行量測與分析。

Smak, Neptune 和 Hull (1999) 研究指出，雙腿下肢在固定阻力的腳踏車運動當中，以不同速度進行踩踏時，慣用腳與非慣用腳對於踏板所產生的正功、負功、平均功，結果發現三種指標對於速度均沒有線性相關，因為受試者間不對稱性的差異極大。

Baum 和 Li (2003) 研究指出，當曲柄迴轉速增加時，下肢肌肉活化電位會因大腿、小腿等動作的往復慣量所影響而升高。

Lucia, Juan, Montilla, Can, Santalla 和 Earnest (2004) 研究中比較腳踏車運動之踩踏節奏對於運動經濟的影響認為，低頻率踩踏節奏較高頻率增加肌肉電位活化值，以及降低運動經濟性，因此高頻率踩踏節奏較具有競技運動上的優勢。

Rocha, Bonezi, Molenda, Cantergi, Soares, Candotti 和 Loss (2006) 針對不同曲柄迴轉速之踩踏力量與 EMG 峰值的研究發現，相同負荷時，不同曲柄迴轉速（60、75、90、105rpm），力量峰值出現在曲柄迴轉區間的角度會隨著曲柄轉增加而延遲，但是 EMG 峰值出現角度會提早。其原因可能是由於肌電延遲（electromechanical delay, EDM）現象所影響。

張錚璿 (2009) 研究中比較不同踩踏頻率及不同負荷強度，結果發現在不同運動測驗情境中，踩踏力量之負功隨著踩踏頻率的增加而上升；大腿肌電活化情形隨著踩踏頻率的增加而下降，而小腿則隨著踩踏頻率增加而活化率上升。下肢肌群肌電活化情形，因大、小腿在踩踏過程間活化呈現消長現象。

參、研究方法

一、研究對象與抽樣方法

本研究以鐵人三項選手為研究對象，並立意取樣 7 名選手。7 名受試者的年齡： 20 ± 2.77 歲，身高： 174.14 ± 5.40 公分，體重： 66.81 ± 6.53 公斤，胯下長： 79.84 ± 3.91 公分。

二、操作型定義

(一) 胯下長 (hip, H)

本研究測量方式為受試者背部靠著一面牆，眼睛自然的注視前方，肩膀放輕鬆，腳與肩同寬，胯下抵著一物體，工作人員測量書本上方到地面的高度。此即受試者的胯下長 (Unit: CM)。

(二) 坐墊高度設定

本研究坐墊高度設定以 Pruitt (2001) 研究認為腳踏車標準坐墊選取依據騎乘者胯下長 $\times 0.85$ (CM) 所得。所得高度即受試者個人的標準坐墊高度 (Standard Cushion Height, S)，將標準坐墊高度向上調高 2 公分，為 S+2；將標準坐墊高度向上調高一公分，為 S+1；將標準坐墊高度向下調低 2 公分，為 S-2；將標準坐墊高度向下調低一公分，為 S-1。此為本研究五種坐墊高度設定。本研究規定受試者以赤腳進行踩踏，為避免不同鞋子高度及材質影響實驗結果，因此，統一扣掉鞋子高度一公分。

(三) 踩踏頻率

依據劉倩、李洋及張生榮 (2009) 專業腳踏車運動員的踩踏頻率應保持在 90-120 轉/分鐘，因此本研究踩踏頻率設定為 120 轉/分鐘。實驗中，要求受試者須依照節拍器節奏頻率進行踩踏，若受試者與節奏頻率不符，實驗即予以重來。在實驗後，計算受試者在不同坐墊高度 30 秒中共有幾次的 emg 波形，以此數據求得結果均為高相關。證實本研究之踩踏頻率受到良好控制。

(四) 騎乘效率

本研究依據 Pruitt (2001) 的公式，並測量受試者胯下長 $\times 0.85$ 所得。此為標準坐墊高度，每個人均測得個人的標準坐墊高度再進行不同坐墊高度的調整，因此本研究將標準坐墊高度的積分肌電視為 1，與不同坐墊高度的積分肌電比較，即可得知，不同坐墊高度的騎乘效率好壞。當坐墊高度積分肌電值大，騎乘效率即低；坐墊高度積分肌電值小，騎乘效率即高。

三、研究流程

(一) 填寫基本資料、測量、說明實驗流程

請受試者填寫基本資料。測量受試者身高、體重、胯下長。告知受試者本研究實驗流程。

(二) 熱身

受試者進行本研究的熱身活動，共 10 分鐘。著重於下肢關節、膝關節、踝關節部位的暖身。

(三) 儀器設置、校正與測試

肌電圖 (Electromyography) 部份，於受試者左膝關節髌骨黏貼一電極片，作為所有肌電訊號的參考電極。另於股直肌 (rectus femoris, RF)、股二頭肌 (biceps femoris, BF)、脛前肌 (tibial anterior, TA)、腓腸肌 (gastrocnemius, GA) 設置肌電訊號蒐集器，共四條。依據 Peter (2005) 研究指出各部位肌電圖黏貼位置，使本研究肌電訊號獲得各肌群最具代表性的訊號。設置肌電訊號蒐集器前，需將欲檢測之肌群部位進行除毛與酒精擦拭處理。並以運動貼布、黑色膠帶將所有線路予以固定避免脫落及干擾，正式實驗蒐集 30 秒資料。肌電訊號的取樣頻率為 1000Hz。

(四) 試做

熱身結束及儀器設置完畢後，請受試者上腳踏車，工作人員啟動節拍器，播放踩踏節奏，進行試踩。要求受試者務必確實與節奏頻率相同，若正式實驗中，兩位工作人員察覺與節奏頻率不符，即重新實驗。另外進行以觸發器觸發各實驗儀器收集之訊號是否符合實驗要求。

（五）正式實驗

受試者分別於五種（S+2、S+1、S、S-1、S-2）不同坐墊高度，進行 30 秒的踩踏。當受試者聞「預備、開始」，即開始實驗，受試者聞「停」，即停止踩踏。受試者需與節拍器節奏配合，每種坐墊高度進行兩次，每次之間皆休息兩分鐘。

（六）資料檢核

確認肌電的資料是否有確實蒐集並存檔；檢查攝影機影片是否有確實的 30 秒踩踏過程。於資料檢核完成後，進行下一次的實驗。

四、研究工具

（一）肌電訊號蒐集器

肌肉電位的測量以肌電圖做為描述肌肉收縮時電位活動（electrical activity）的方法，藉由電極記錄肌肉收縮時運動單位興奮之動作電位總和。以 AcqKnowledge4.0 分析軟體將原始資料經積分運算程序，獲得積分肌電（Integrted EMG, IEMG）。如圖 1。

（二）Fuji 腳踏車

本研究採用 Fuji 公路車 Newest 1.0，S 號車架。如圖 2。

（三）Cycle Ops power 訓練台

本研究採用 Cycle Ops power 訓練台，將腳踏車前輪拆除，前叉固定於訓練台，後輪置於滾筒上，此作法增加受試者騎乘路面感覺。此外，受試者以體重、肌力大小作為阻力、動力多寡的依據。

（四）節拍器

本研究採用 Joy Link MTR-C255C，節奏固定為 120 次/分鐘。將節拍器固定於腳踏車前方，以便受試者能與節奏配合。



圖 1 肌電訊號蒐集器



圖 2 Fuji 腳踏車

五、資料處理與分析

本研究以 AcqKnowledge 4.0、Excel2007、SPSS for Windows12.0 相關軟體的處理及計算之後，以重複量數單因子變異數分析 (one-way ANOVA, repeated measures) 與 LSD 事後比較法檢定五種坐墊高度的下肢肌群積分肌電的差異顯著性。本研究顯著水準訂為 $\alpha = .05$ 。

肆、研究發現與討論

一、不同坐墊高度之下肢總積分肌電之差異

(一) 統計結果

根據研究目的一，經過重複量數單因子變異數分析考驗五組平均數，結果詳如表 2，由表可知，受試者在不同坐墊高度之下肢總積分肌電的結果經檢定後達顯著水準，表示不同坐墊高度之下肢總積分肌電有顯著差異。

表 2 不同坐墊高度之下肢總積分肌電之單因子變異數分析摘要表 (單位：mV)

變異來源	SS	df	MS	F	p
SS _s	16918.23	6	2819.71		
SS _a	9974.83	4	2493.71	13.85*	.00
SS _{sa}	4322.75	24	180.12		

* $p < .05$

得知不同坐墊高度間有顯著差異後，進一步以 LSD 法進行事後比較，由表 3 中得知，不同坐墊高度之下肢總積分肌電大小依序為「S+1」、「S+2」、「S」、「S-1」、「S-2」。

表 3 不同坐墊高度之下肢總積分肌電之事後比較摘要表

組別	M (mV)	S+1	S+2	S	S-1	S-2
S+1	136.16	-		*	*	*
S+2	127.52		-		*	*
S	116.45			-	*	*
S-1	97.23				-	
S-2	92.46					-

(二) 分析與討論

在下肢總積分肌電部份，資料顯示在不同坐墊高度，肌電活化情形大小依序為「S+1」、「S+2」、「S」、「S-1」、「S-2」，達顯著差異。本研究認為當肌肉以不同的負荷進行收縮時，其肌電訊號的積分值 (IEMG) 同肌力成正比關係，即肌肉產生張力愈大 IEMG 愈大。依據文獻得知，下肢總積分肌電大小，是因為不同坐墊高度有不同大小的負荷阻力，使得肌群必須動員不一樣多的運動單位，以應付阻力。因此，下肢總積分肌電較大的坐墊高度，有較大的負荷阻力，動員較多運動單位，使用更大的力量，反之，下肢總積分肌電較小的坐墊高度，有較小的負荷阻力，動員較少的運動單位，使用較小的力量，而在踩踏頻率控制之下，達到相同的騎乘距離。其中，以坐墊高度 S+1 較費力，S-2 較省力。本研究認為不同負荷阻力來源之一，為較高的坐墊高度能使膝關節的使力角度範圍加大，動員更多運動單位，此假設與曹昭懿、賴金鑫 (1990) 膝關節角度變化影響膝部肌纖維的長度，進而影響下肢肌群的張力相同。

二、不同坐墊高度之下肢各肌群肌電差異

(一) 統計結果

根據研究目的二，經過重複量數單因子變異數分析考驗五組平均數，結果詳如表 4，由表可知，受試者在不同坐墊高度之股直肌肌電結果經檢定後達顯著水準，表示不同坐墊高度之股直肌有顯著差異。

表 4 不同坐墊高度之股直肌肌電之單因子變異數分析摘要表 (單位：mV)

變異來源	SS	df	MS	F	p
SS _s	1148.91	6	191.49		
SS _a	263.81	4	65.95	6.91*	.00
SS _{sa}	229.01	24	9.54		

* $p < .05$

得知不同坐墊高度有顯著差異後，進一步以 LSD 法進行事後比較，由表 5 中得知，不同坐墊高度間股直肌肌電大小依序為「S+1」、「S」、「S+2」、「S-2」、「S-1」。

表 5 不同坐墊高度之股直肌肌電之事後比較摘要表

組別	M (mV)	S+1	S	S+2	S-2	S-1
S+1	27.37	-			*	*
S	24.29		-			*
S+2	24.23			-		*
S-2	20.35				-	
S-1	20.05					-

根據研究目的二，經過重複量數單因子變異數分析考驗五組平均數，結果詳如表 6，由表可知，受試者在不同坐墊高度之股二頭肌肌電結果經檢定後達顯著水準，表示不同坐墊高度在股二頭肌肌電有顯著差異。

表 6 不同坐墊高度之股二頭肌肌電之單因子變異數分析摘要表 (單位：mV)

變異來源	SS	df	MS	F	p
SS _s	1816.93	6	302.82		
SS _a	362.40	4	90.60	8.93*	.00
SS _{sa}	243.39	24	10.14		

* $p < .05$

得知不同坐墊高度有顯著差異後，進一步以 LSD 法進行事後比較，由表 7 中得知，不同坐墊高度間股二頭肌肌電大小依序為「S+1」、「S+2」、「S」、「S-1」、「S-2」。

表 7 不同坐墊高度之股二頭肌肌電之事後比較摘要表

組別	<i>M</i> (mV)	S+1	S+2	S	S-1	S-2
S+1	26.45	-			*	*
S+2	23.56		-		*	*
S	22.82			-	*	*
S-1	19.57				-	
S-2	17.20					-

根據研究目的二，經過重複量數單因子變異數分析考驗五組平均數，結果詳如表 8，由表可知，受試者在不同坐墊高度之脛前肌肌電結果經檢定後達顯著水準，表示不同坐墊高度之脛前肌肌電有顯著差異。

表 8 不同坐墊高度之脛前肌肌電之單因子變異數分析摘要表（單位：mV）

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>SS_s</i>	908.38	6	151.40		
<i>SS_a</i>	584.75	4	146.19	2.84*	.04
<i>SS_{sa}</i>	1236.03	24	51.50		

**p* < .05

得知不同坐墊高度間有顯著差異後，進一步以 LSD 法進行事後比較，由表 9 中得知，不同坐墊高度脛前肌肌電大小依序為「S+1」、「S+2」、「S」、「S-2」、「S-1」。

表 9 不同坐墊高度之脛前肌肌電之事後比較摘要表

組別	<i>M</i> (mV)	S+1	S+2	S	S-2	S-1
S+1	27.13	-		*	*	*
S+2	25.87		-			
S	23.00			-		
S-2	18.89				-	
S-1	16.35					-

根據研究目的二，經過重複量數單因子變異數分析考驗五組平均數，結果詳如表 10，由表可知，受試者在不同坐墊高度腓腸肌肌電結果經檢定後達顯著水準，表示不同坐墊高度之腓腸肌肌電有顯著差異。

表 10 不同坐墊高度之腓腸肌肌電之單因子變異數分析摘要表 (單位: mV)

變異來源	SS	df	MS	F	p
SS _s	9286.85	6	1547.81		
SS _a	1872.36	4	468.09	13.13*	.00
SS _{sa}	855.47	24	35.65		

* $p < .05$

得知不同坐墊高度間有顯著差異後，進一步以 LSD 法進行事後比較，由表 11 中得知，不同坐墊高度腓腸肌肌電大小依序為「S+1」、「S+2」、「S」、「S-1」、「S-2」。

表 11 不同坐墊高度之腓腸肌肌電之事後比較摘要表

組別	M (mV)	S+1	S+2	S	S-1	S-2
S+1	55.21	-		*	*	*
S+2	53.86		-	*	*	*
S	46.34			-		
S-1	41.26				-	
S-2	36.02					-

(二) 分析與討論

在下肢各肌群積分肌電部份，皆因不同坐墊高度，而達到顯著差異。本研究觀察發現，在調高坐墊高度時，各肌群積分肌電均上升；在調低坐墊高度時，各肌群積分肌電均下降，因此，降低坐墊高度較為有利。此外，在不同坐墊高度各肌群積分肌電的平均數排序，發現有此趨勢。坐墊 S+1 高度皆為五種高度之間最大，S+2 為次之，接著為 S。僅在股直肌時，S+2 與 S 有所變動，但觀察其平均數，並無太大差異。透過各肌群之事後比較得知，坐墊 S+2 和 S+1 高度兩者均無顯著差異。另外，在股直肌和脛前肌時，坐墊 S-2 高度肌電訊號值大於 S-1；在股四頭肌和腓腸肌時，坐墊 S-1 高度肌電訊號值大於坐墊 S-2 高度。在腳踏車踩踏過程中，肌群運動單位的動員最主要來自股直肌和脛前肌。首先，要了解股直肌主要工作為伸直膝關節，必須先了解髌骨的機能。髌骨在力學上提供兩個非常重要的機能，除了可使股直肌的力臂增加，而達最有效的力學經濟效應外，另外由於其關節面構造，使得髌骨和股骨間的關節面達到最大的接觸面積，而減少髌骨關節面的應力（溫玉瑋，2009）。

髕骨對股直肌產生效應的力臂，隨膝關節的位置而異，當膝關節完全彎曲時，股直肌的有效力臂最短，約只有有效力臂長的 10%，但當膝關節開始伸直時，髕骨離開股骨髁的股內溝而往上移，結果使得股直肌的力臂急驟增加，當膝關節彎曲 45 度時，力臂增加約 30%，繼續在伸展時，力臂稍微減少，當由 45 度至完全伸直（180 度）間，股直肌必須付出較大的力量以維持等量的力矩。此外，在股直肌和脛前肌中，另一重要肌群，脛前肌為維持踩踏時，直角的正常外觀，小腿前方的脛前肌負責拉高足部的肌肉常常被迫工作，保持肌張力（韓毅雄，1983）。但依據 Burke 和 Newsom（1988）指出太低的坐墊設定會導致髕骨股骨症候群。雖然，在坐墊 S-2 高度時，股直肌和脛前肌肌電訊號值大於 S-1，在股四頭肌和腓腸肌，坐墊 S-1 高度運動單位動員較多，惟焦點仍應著眼於股直肌和脛前肌的肌電值大小，畢竟踩踏過程中，股直肌和脛前肌為主要作用肌群。

從各肌群積分肌電值來看，腓腸肌肌電值均大於其他肌群。在踩踏至踏板接近一百八十度時是腿後肌群作用的時候，所以在較高的坐墊高度，必須使用到腳尖踩踏，因此需要花費更多的下肢後肌群力量。在較低的坐墊高度，腓腸肌肌電訊號值與其他各肌群肌電訊號值，差異不大。由於本研究對象是鐵人三項選手，平時不僅參與自行車訓練，也會進行長跑及游泳的鍛鍊，不同的運動項目，會需要不同肌群的參與，因此，在腓腸肌肌電訊號大於其他肌群，本研究認為除了較高坐墊高度所造成，另有可能是對象在訓練時所造成此結果，至於真正的原因尚待之後研究探討。

三、不同坐墊高度之騎乘效率差異

（一）統計結果

表 12 為不同坐墊高度之騎乘效率結果表，依據本研究騎乘效率之定義，坐墊 S 高度為每位受試者之標準坐墊高度，所得下肢積分肌電值除以不同坐墊之下肢積分肌電值，可得不同坐墊高度騎乘效率。

表 12 不同坐墊高度之騎乘效率結果表（單位：%）

組別	百分比
S+2	91.32
S+1	85.52
S	100
S-1	119.76
S-2	125.94

(二) 分析與討論

在騎乘效率部份，依據公式換算後，騎乘效率高低情形為「S-2」、「S-1」、「S」、「S+2」、「S+1」。依據結果得知較佳者為 S-2，較差者為 S+1。相關文獻及 Burke 和 Newsom (1988) 均指出太低的坐墊設定會導致髌骨股骨症候群，因為騎乘者彎曲著膝蓋費力踩踏踏板，膝蓋前面的髌骨和大腿股骨互相摩擦，容易造成膝蓋發炎酸痛，嚴重的話會變成髌骨軟化症。根據本研究結果一、二之事後比較表可以得知，坐墊 S-1 和 S-2 高度均無顯著差異。因此，坐墊 S-2 高度雖有最好的騎乘效率，但透過 Abt、Smoliga、Brick、Jolly、Lephart 和 Fu (2007) 瞭解核心訓練在自行車選手的力量連結，收集髌、膝、腳踝關節的運動學和力學的資料中，發現當核心肌群疲勞時，矢狀切面的腳踝和膝蓋移動面均增加，顯示當核心肌群疲勞時，可能會增加膝關節的壓力面變大而造成髌脛束症候群的運動傷害產生，因此，本研究認為，長期在較低的坐墊高度，有運動傷害的疑慮，使用腳踏車的民眾在進行騎乘前，應依照標準坐墊高度調低一至兩公分，再視個人騎乘感受，進行坐墊高度微幅調整，以避免運動傷害的產生，並獲得最佳的踩踏效率。

伍、結論與建議

一、結論

根據研究問題，經統計處理後，獲得以下結論：

- (一) 下肢總積分肌電會因為不同坐墊高度而有差異
以下肢總積分肌電活化情形，是以坐墊降低兩公分活化程度最小。
- (二) 下肢各肌群積分肌電會因為不同坐墊高度而有差異
以股直肌肌電活化情形，是以坐墊降低一公分活化程度最小。
以股二頭肌肌電活化情形，是以坐墊降低兩公分活化程度最小。
以脛前肌肌電活化情形，是以坐墊降低一公分活化程度最小。
以腓腸肌肌電活化情形，是以坐墊降低兩公分活化程度最小。
- (三) 騎乘效率會因為不同坐墊高度而有差異
以騎乘效率觀看不同坐墊高度，是以坐墊調低兩公分最好。

本研究藉由肌電活化情形探討不同坐墊高度之間的騎乘效率，最重要之研究結果為進行腳踏車運動時，需將坐墊高度調低，以獲得最有利的運動利益。

二、建議

根據上述結論，本研究針對運動員及民眾和未來研究方向提出下列建議：

(一) 對運動員及民眾之建議

本研究結果顯示坐墊 S-2 高度有最好的騎乘效率，文獻中也未提及多低的坐墊高度會造成運動傷害。但依照本研究結果在坐墊 S-1 高度及 S-2 高度都具有良好的騎乘效率，因此建議民眾可依照個人騎乘感受，將坐墊高度調低一至兩公分。

(二) 對未來研究之建議

1. 本研究僅對此五種坐墊高度做探討，騎乘者仍可以往下調整坐墊高度進行騎乘，因此未來研究應可朝向低的坐墊高度會造成的運動傷害做探討，以讓民眾了解坐墊高度的重要性。
2. 本研究僅對下肢肌群活化做探討，未來研究可利用高速攝影機拍攝，探討不同坐墊高度間曲柄角度變化情形，以了解曲柄角度與下肢肌群力量的結合。

參考文獻

- 行政院體育委員會 (2008)。中華民國 97 年運動城市排行榜調查。臺北市：作者。
- 馬英九 (2009 年 6 月)。98 年全國基層體育行政業務研討會。基隆市。
- 馬英九 (2009 年 8 月)。治國週記。臺北市：總統府。
- 曹昭懿、賴金鑫 (1990)。髖關節及膝關節角度對膝部肌力的影響。中華物療誌，15，1-6。
- 張健、李昕 (1997)。對自行車運動員在騎行過程中踏蹬動作的生物力學分析。北京體育師範學院學報，9，52-55。
- 張錚璿 (2009)。改變踏車運動迴轉速與負荷量之下肢肌電學與踩踏力量分析。國立臺灣師範大學體育學系碩士論文，未出版，臺北市。

- 溫玉瑋 (2009)。籃球鞋筒高度對著地穩定性影響之研究。臺北市立教育大學體育學系碩士論文，未出版，臺北市。
- 馮惠宜 (2008 年 10 月 27 日)。享受騎乘樂拒絕腰酸背痛。中國時報，第 2 版。
- 劉倩、李洋、張生榮 (2009)。提高山地自行車運動員踩踏力量的研究。綿陽師範學院學報，28，146-149。
- 蔡宗晏、王進華 (2007)。淺談肌電圖在運動科學中的應用。大專體育，90，155-161。
- 韓毅雄 (1983)。骨骼肌肉系統之生物力學。臺北市：銀禾文化事業有限公司。
- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F.H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (4), 1300-1304.
- Baum, B. S., & Li, L. (2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 181-190.
- Burke, E. R., & Newsom, M. M. (1988). Medical and Scientific Aspects of Cycling. *Colorado Springs*, 5, 266.
- Wernli, K. J., Fitzgibbons, E. D., Ray, R. M., Gao, D. L., Li, W., Seixas, N.S., Camp, J. E., Astrakianakis, G., Feng, Z., Thomas, D. B., & Checkoway, H. (2006). Occupational Risk Factors for Esophageal and Stomach Cancers among Female Textile Workers in Shanghai, China. *American Journal of Epidemiology*, 163(8), 717-725.
- Andersen, L. B., Schnohr, P., Schroll, M., Hein, H. O. (2000). All-Cause Mortality Associated With Physical Activity During Leisure Time, Work, Sports, and Cycling to Work. *Archives of Internal Medicine*, 160, 1621-1628.
- Lucia, A. S., Juan, A. F., Montilla, M., Canete, S., Santalla, A., & Earnest, C. (2004). In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 1048-1054.

- Peter Konrad (2005). *The ABC of EMG a Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Arizona: Noraxon INC.
- Pruitt, A. (2001). *Andy Pruitt's medical guide for cyclists*. Chapel Hill, NC: RBR Publishing Company.
- Rocha, E., Bonezi, A., Molenda, D., Cantergi, D., Soares, D., Candotti, C., & Loss, J. (2006). Place of the force and emg peak in different cadences in the cycling. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 193.
- Smak, W., Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*, 32, 899-906.

The Ride Efficiency of Different Cushion's Height in Cycling

Yuan-Hung Chen^{*}, Shao-Jen Huang^{**}

Abstract

The purpose of this study is to find the best ride efficiency in different cushion's heights. This study took seven triathlons player (Male, age: 20 ± 2.77 years), and used electromyography to measure the four-part muscle activation of lower limbs. The result showed that different cushion heights resulted in significant difference in total muscle activation. The best riding efficiency in the resulted from cushion height was S-2. We conclude that cushion height decreased by one or two cm results in a better cycling experience.

Key words: cushion's height, ride efficiency, lower limbs, electromyography

^{*} Master, Department of Physical Education, Taipei Municipal University of Education

^{**} Associate Professor, Department of Physical Education, Taipei Municipal University of Education