

國立臺灣體育學院競技運動學系
碩士學位論文

不同坡度對自由車的下肢運動學影響
Effect of Kinematics of Lower Extremity Under
Various of Slopes in Cycling



研 究 生：林 昆 鴻 撰
指 導 教 授：陳 重 佑 博 士

中 華 民 國 99 年 6 月

不同坡度對自由車的下肢運動學影響

研 究 生：林 昆 鴻

指 導 教 授：陳 重 佑

中文摘要

本研究的主要目的旨在探討不同坡度情境下，自由車踩踏的運動學特徵差異。研究以 3 名優秀自由車運動員為自願的實驗參加者，其平均年齡 19.6 ± 1.1 歲、平均身高 169.4 ± 2.6 公分、平均體重 69.2 ± 1.8 公斤，並要求實驗參加者在無坡度、上坡 7 度、上坡 15 度、下坡 7 度、下坡 15 度等情境下以 30 公里/小時的速度踩踏，運動學參數的記錄與計算為 VICON 三度空間動作分析系統 (500Hz)。研究結果顯示下肢關節角度最大值與最小值不會因為上坡或下坡斜度的實驗操弄而有統計的顯著差異 ($p > .05$)，從上死點 (0 度) 到下死點 (180 度) 的動作過程，上坡踩踏的時間高於無坡度情境，而無坡度情境踩踏的時間則高於下坡踩踏的情境。由於坐墊與踏板限制了下肢工作的範圍，致使下肢運動學參數特徵沒有差異存在，而騎乘坡度影響踩踏動作時間的內在機制，則需要未來動力學分析深入探討。

關鍵詞：運動學、坡度、動力鏈

Effect of Kinematics of Lower Extremity Under Various of Slopes in cycling

Graduated Student: Lin, Kuan-Hun

Adviser: Chen, Chung-You

Abstract

The purpose of this study was to compare the kinematical differences of lower extremity under various conditions of slop in cycling. There were three elite cycling athletes served as the voluntary participants for this study. Their age, body height, and body weight were 19.6 ± 1.1 years old, 169.4 ± 2.6 cm, and 69.2 ± 1.8 kg respectively. Participants were asked to ride on cycling under the conditions of slop of 0° , uphill 7° , uphill 15° , downhill 7° , and downhill 15° in the speed of 30 km/hr. The Vicon three-dimensional cinematography system (500Hz) was used to record and to analysis the kinematical parameters for this study. The results showed that there were no differences significantly among the conditions of uphill or downhill for the maximal and minimal joint angles of lower extremity ($p > .05$). During the movement process of top dead center (0°) to bottom dead center (180°), the durations of uphill were higher than flat road and the flat road was higher than the conditions of downhill. The range of motion of lower extremity was limited between sattel and pedal, and it led to there were no differences in the kinematical characteristics of lower extremity in this study. It is necessary to insight into the mechanism of pedal movement that effect on the slop of road by the kinetics analysis further.

Keywords: kinematics, slop of road, kinetic chain

謝 誌

走過年少輕狂，經歷人生挫折，心靈漸漸歸於寧靜淡泊。幾年的台灣體院競技研究所碩士班讓我吃盡苦頭，也讓我獲益良多。感謝競技研究所的師長幾年來的教導與提攜，讓我能跟著時代腳步一起成長。今天論文得以順利完成，非常感謝國立彰化師範大學提供運動生物力學實驗室給予使用，師大博士班學生林俊龍同學抽空幫忙協助，指導老師陳重佑博士，不辭辛勞的批閱修改，對於論文格式的指導與匡正。從論文题目的擬訂、架構的更改、研究方法的選用，以及結果的呈現與討論等。尤其在最後階段的討論更是備極辛勞。

幾年的求學過程，在校務、課業與家庭的交互忙碌之中渡過。感謝父母的體諒與支持；感謝清泉國中體育組同仁的鼓勵，讓我原本已放棄的學業，在不知不覺中又一步一步的前進。

今年是忙碌的一年，撰寫論文，又擔任清泉國中自由車隊教練，忙的分身乏術，但仍咬緊牙關堅持下去，所幸在期限中完成。指導老師陳重佑博士的耐心指導，不辭辛勞的匡正，在在都讓我銘記於心。

我的師長、我的同事、我的車隊教練、朋友、學弟、我的家人，有你們真好，感恩你們！

林昆鴻 謹誌

中華民國 99 年 6 月

目 錄

第壹章 緒論	1
第一節 問題背景	1
第二節 研究目的	2
第三節 研究範圍	3
第四節 研究限制	3
第五節 名詞解釋	4
第貳章 文獻探討	6
第一節 動力鏈的基本運動型態	6
第二節 下肢運動學及動力學分析	8
第參章 研究方法	13
第一節 實驗參與者	13
第二節 儀器與場地佈置	13
第三節 實驗設計	18
第四節 實驗流程及步驟	19
第五節 資料處理與分析	23
第肆章 結果與討論	25
第一節 不同坡度之自由車足部運動軌跡	25
第二節 不同坡度下關節角度分析	34
第三節 不同坡度下關節角度統計差異比較	38
第四節 討論	43
第伍章 結論	46
引用文獻	48
附錄一	51

表目錄

表 3-1 實驗參與者基本資料表	13
表 3-2 標記名稱及貼附位置表	15
表 4-1 不同坡度對髌、膝、踝關節最小角度差異表	38
表 4-2 不同坡度對髌關節最小角度單因子變異數分析表 ..	39
表 4-3 不同坡度對膝關節最小角度單因子變異數分析表 ..	39
表 4-4 不同坡度對踝關節最小角度單因子變異數分析表 ..	39
表 4-5 不同坡度對髌、膝、踝關節最大角度差異表	40
表 4-6 不同坡度對髌關節最大角度單因子變異數分析表 ..	41
表 4-7 不同坡度對膝關節最大角度單因子變異數分析表 ..	42
表 4-8 不同坡度對踝關節最大角度單因子變異數分析表 ..	42

圖目錄

圖 1-1 踏板位置與施力說明圖	4
圖 2-1 騎自由車的 EMG 訊號，EMD 為 50。Hogan (1985)	10
圖 3-1 反光標記點位置及名稱	16
圖 3-2 實驗使用的自由車及架高平台	17
圖 3-3 實驗使用的巧拼	17
圖 3-4 實驗場地佈置圖	18
圖 3-5 實驗步驟	19
圖 3-6 實驗使用的自由車	22
圖 3-7 VICON 空間設定圖	23
圖 4-1 實驗參與者在無坡度之關節角度變化圖	25
圖 4-2 不同坡度之關節角度變化圖	27
圖 4-3 自由車不同坡度運動時之足尖軌跡	29
圖 4-4 自由車不同坡度運動時之踝關節軌跡	31
圖 4-5 自由車不同坡度運動時之膝關節軌跡	33
圖 4-6 不同坡度踝關節角度變化圖	35
圖 4-7 不同坡度膝關節變化圖	36
圖 4-8 不同坡度髖關節變化圖	37
圖 4-9 不同坡度對髖、膝、踝關節最小角度差異	40
圖 4-10 不同坡度對髖、膝、踝關節最大角度差異	42

第壹章 緒論

第一節 問題背景

自由車運動是一項極具挑戰的耐力性運動項目，也是規模最大的競賽之一，縱使自由車賽項目之多，但公路賽的性質仍非常吸引人。公路賽可分為單日賽、多日賽兩種。單日賽，顧名思義，即賽程是在一天內完成，而多日賽通常是採取由這個城市騎到下一個城市的方式進行，並且要分段繞行主辦國家一圈，著名的多日分段賽有環西班牙賽（始於 1935 年），環義大利賽（始於 1909 年），環法大賽（始於 1903 年）。以上三種比賽各持續約三週，首先是環西班牙賽，接著環義大利賽，壓軸的是環法大賽。而臺灣的自由車協會舉辦的環臺公路賽，在亞洲與環韓國公路賽及環馬來西亞公路賽，都是在亞洲較具知名度的公路賽。

自由車公路比賽相當費時，有爬坡的賽段會更久，爬坡賽段對於選手來說非常吃力，也常是決定勝負的主要關鍵，運動員要隨著坡度的起伏改變前後座姿來放鬆肌肉群的使用，潘正吉（1989）與鄭詠謙（1992）指出自由車座姿的變化將會影響到選手成績；Faria 與 Cavanagh（1978）提出有關自由車運動學的訊息，研究者認為髖關節與膝關節活動範圍是受到坐墊位置高低的影響。為了避免特定的肌肉群過度疲勞而造成抽筋、體力瞬間下滑等現象，除了要具備好的體能之外，爬坡的技巧仍然不可輕易忽略。Bobbert（1988）認為自由車踩踏時，主要工作肌肉為半腱肌、臀大肌、股直肌、股內側肌、腓腸肌、比目魚肌等肌群。以上顯示踩踏的共同

作用可以解釋為自由車此階段的特有工作要求，並能有效率的傳送肌肉做功至踏板的迴轉動力上。

自由車運動中，踩踏的力量，會因為物理性的施力慣性和機械性的車架設計變數等互相影響。因此，除了自由車的騎乘位置、車架型式、曲柄長度、踩踏頻率、力量輸出大小和速度外，人體活動的骨骼及肌肉系統，亦扮演著極為重要的角色（Burke，1996），如何讓運動員在爬坡中有效節省體力消耗，並在比賽中獲得優異的成績表現，是運動員及教練所要追求的目標；基於此，運動生物力學之分析對於自由車下肢運動是不可或缺的一門學問，因此自由車運動就有必要從生物力學的觀點探討工作的特徵。

第二節 研究目的

本研究為瞭解，隨著坡度的起伏改變前後座姿時下肢各關節之差異性，希望運用生物力學的研究方法來分析不同之處，以便教練指導選手時，有一定的方法去改善選手技術，為本研究的動機。為了探討在不同坡度下時，各關節之差異性，因此本研究假設主要為如下：

- 一、不同坡度下，踝、膝、髖關節角度之差異性。
- 二、不同坡度下，踝、膝、髖關節最大與最小角度之差異性。
- 三、不同坡度下，踝、膝、髖關節角度軌跡變化之差異。

第三節 研究範圍

本研究的實驗對象是以三位有受過三年以上正規訓練的自由車隊運動員為實驗參與者。實驗參與者必須限制在固定式風阻訓練台上踩踏，在用水平測量器測出上下坡 7 度與 15 度的傾斜角度後，以騎乘時速 30 公里/小時為平均速，並保持 30 秒的有效踩踏。

第四節 研究限制

本研究之研究對象為受過三年以上正規訓練的自由車隊運動員，故所建立之數據不適用於一般人，未來若推論至其他具有運動專項選手，則需再考慮其運動特性以及其他影響因素。

第五節 名詞解釋

一、上死點 Top Dead Center (TDC)：

TDC 是指踏板位置在 12 點鐘方向也就是 0 度與 360 度，這個踏板位置因為無法施力向下踩踏所以稱為上死點。

二、下死點 Bottom Dead Center (BDC)：

BDC 是指踏板位置在 6 點鐘方向也就是 180 度，這個踏板位置無法下踩與迴拉所以稱為下死點，如圖 1-1 所示。

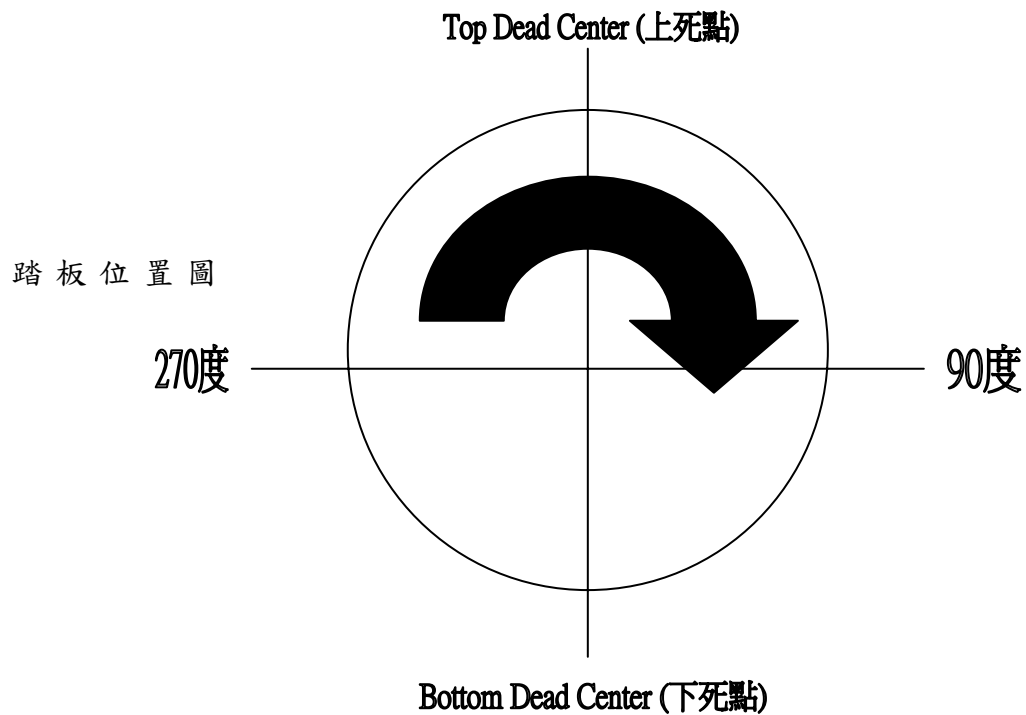
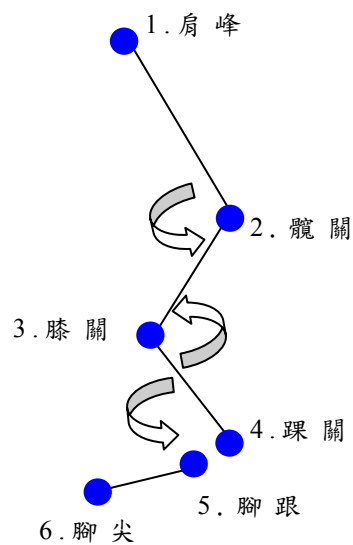


圖 1-1 踏板位置與施力說明圖

三、下肢關節角度定義

1. 踝關節角度 (ankle angle): 由膝關節連接到踝關節到腳尖角度。
2. 膝關節角度 (knee angle): 由髋關節連接到膝關節到踝關節的角度。
3. 髋關節角度 (hip angle): 由肩關節連接到髋關節到膝關節的角度。



髋關節角度定義：

1-2-3

膝關節角度定義：

4-3-2

踝關節角度定義：

3-4-6

圖 1-2 關節定義說

第貳章 文獻探討

本研究是針對自由車選手，在下肢踩踏過程中肌肉所運用到的主要肌腱群進行討論，然而，為了探究下肢踩踏的肌群，本文以動力鏈的基本運動型態與下肢踩踏機制作為討論，所以，本章根據下列四個小節說明：一、動力鏈的基本運動型態；二、下肢運動學與動力學分析；三、自由車的下肢踩踏機制；四、結語。

第一節 動力鏈的基本運動型態

動力鏈 (kinetic chain) 的概念廣泛被應用在運動科學訓練及醫學復健當中，而早期將肢體的動作區分為開放式動力鏈 (open kinetic chain) 與封閉式動力鏈 (close kinetic chain) 是源自於 Steindler 在 1977 年所提出的觀念。而所謂的封閉式動力鏈動作，例如下蹲、推蹬、登階、踩腳踏車，這些都是遠端肢段受到阻力 (considerable resistance)，此阻力必須足以影響肢段的自由活動，Steindler 認為封閉式動力鏈擁有的特點是雙關節肌肉會有『concurrent shift』的情況產生，例如在蹲姿轉換成站姿動作時，髖、膝、踝關節同時運作，當髖關節伸展時，腿後肌腱群會收縮變短，而當膝關節伸展時，腿後肌腱群會伸展拉長；相反的，股直肌在髖關節伸展時會拉長，而在膝關節伸展時會收縮變短，也就是說，一條雙關節肌肉在一個關節產生離心收縮，而同時在另一個關節卻有向心收縮的狀況，這樣子的動作只會在封閉式動力鏈運動中產生 (Axe et al., 1996)。

Gray (1985) 對動力鏈提出看法與定義，他認為開放式動力鏈是遠端肢段可自由活動的系統，其動作通常只發生在單一平面上；封閉式動力鏈的動作是遠端肢段固定，動作發生在多平面，另外，Gray 認為封閉式動力鏈必須負荷身體重量才能成立；Davies (1995) 則是用動作的特性作為界定，對封閉式、開放式動力鏈進行定義，他認為開放式動力鏈是一種旋轉壓力模式 (rotary stress pattern)，若以膝關節的屈伸動作為例，開放式動力鏈包括四種特性：1. 動作產生在單一關節；2. 有一動作軸提供相對的穩定性 (膝)；3. 肢體的一部份提供關節的穩定度 (大腿)，另一部份則是可以活動的 (小腿)；4. 肢體的動作發生在膝關節的矢狀面。封閉式動力鏈的定義，被認為是一種直線壓力模式 (linear stress pattern)，若以仰臥做腿部推舉動作 (supine leg press) 為例，封閉式動力鏈包括以下幾個特性：1. 動作發生在多個關節 (膝及髖關節)；2. 最初的動作軸可以轉移為其他軸；3. 關節的近端及遠端肢段同時移動；4. 在仰臥腿部推舉的這個實例中，動作大部份發生在膝關節的橫斷面。

人體在著地時，下肢必須支撐體重、且肢體的遠端是固定的，符合以上研究者對封閉式動力鏈的定義，然而，人體著地時並不是只有下肢的動作而已，上肢的動作也是影響著地動作的要素之一，但人體的上肢動作並未受任何限制，屬於可以自由活動的開放式動力鏈，因此著地動作同時包含了兩種動力鏈，而這似乎是人體大部分動作的特性。

第二節 下肢運動學及動力學分析

一、下肢運動學分析

影響自由車踩踏速度來自於運動員座椅的前後高低位置與髖、膝、踝關節踩踏角度，要騎的舒適就必需了解如何正確調整適合自己的椅墊高度；Faria 與 Cavanagh(1978)認為髖關節與膝關節活動範圍是受到坐墊位置高低的影響。每個人的身高腿長不一樣，要使踩踏頻率加快必須測量出有力於自己的椅墊高度；Houtz 與 Fischer(1959)在固定式腳踏車上，將座椅高度調整在 21 英吋，測出膝關節彎曲平均在 117 度與膝關節伸展平均在 62 度，當座椅拉高到 25 英吋，膝關節彎曲變成平均 103 度而膝關節伸展則變成平均 48 度；可想而知座椅高度的變化會改變關節的施力角度。

自由車踩踏過程中座椅的高低會影響踩踏的頻率與髖、膝、踝關節施力角度，具了解在國內還有很多運動員、俱樂部愛好者甚至教練都還搞不清楚如何正確調整出適合的椅墊高度，導致運動員在踩踏過程中無法有效發揮，並受到不正確的座姿限制影響到發展空間，甚至受傷導致提早結束運動生涯。

二、下肢動力學分析

自由車的特殊作功是由下肢肌肉群所啟動；Ericson et al (1986) 使用 EMGs 測量下肢的十一條肌肉，在無負重的腳踏車實驗中發現，120W 時；股二頭肌施力佔 44%，腿後腱佔 64%及腓腸肌佔 118%；同時也計算出在 120w，60rpm 情況下，髖、膝踝關節的轉動慣量及肌肉力矩，平均最大髖伸肌功率為 74W，髖屈肌為 18W，膝伸肌為 110W，膝屈肌為

30W，及踝屈肌為 59W，此研究結果證實了肌肉功率的產生是依賴髖、膝、踝關節的作用；Bobbert et al. (1986) 用混合腓腸肌與比目魚肌的肌肉－肌腱模型模擬顯示膝關節傳至踝關節的功率中，有 25% 的功率峰蹠是傳遞至蹠骨關節彎曲中，腓腸肌的收縮佔另外的 25%，剩餘的部份則由於腓腸肌其餘的彈性元素反作用（後座力）吸收；Vandewalle et al (1985) 證實，運動時的最大功率與股外側肌內所含的 FT 肌群比率有關，當 FT 肌群比例愈高，則產生的速度愈快，但速度同時也受到身高與手腳長度的影響。

第三節 自由車的下肢踩踏機制

自由車的驅動方式，是經由騎乘者施力於腳踏板上來傳遞作用力，拉動鏈條，啟動後輪來使車子往前行駛，腳踏板作用力的大小決定車子的速度，它由肌肉收縮工作而來；（Vandewalle et al，1985）肌肉長度、收縮速度、無氧功率是限制運動員表現的主要因素，這些肌肉適應可藉由等速肌力測量力矩速度取得。

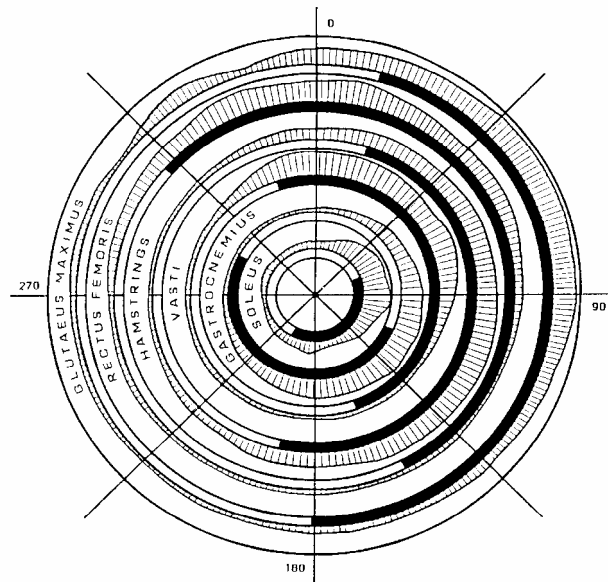


圖 2-1 騎自由車的 EMG 訊號，EMD 為 50。(Hogan，1985)

圖 2-1 的 EMG 模型是自由車下肢踩踏中肌肉運作的情形（Hogan，1985），曲線由 0 度（也稱 360 度）、90 度、180 度、270 度表示出踏板曲柄角度函數（在上端中心為零度），圖中表示往下踩踏過程（0 度到 180 度）臀大肌和股直肌的共同作用情形非常強烈，膝關節的單關節伸肌與腿後肌在（90 度到 225 度）回拉工作也是很明顯的，在 270 度到 360 度當

中，股外側肌的曲線和股內側肌、脛骨前肌的曲線幾乎是一樣的，這三條肌肉主要工作在幫助回拉後的一個往下踩踏工作，來幫助踏板能快速在進行下一次的迴轉工作；因此，將自由車運動分為兩部分，第一部分，乃向下踏的過程（0 度至 90 度），踏板是朝前運動的，在第二部分（180 度至 270 度），踏板是向下且向後的，為了直接給予踏板力量，股直肌與腿後肌在此階段連續（依序）的收縮以盡可能的傳送關節肌肉的力量。

Bobbert（1988）認為自由車踩踏時，主要工作肌肉為半腱肌、臀大肌、股直肌、股內側肌、腓腸肌、比目魚肌等肌群。以上顯示踩踏的共同作用可以解釋為自由車此階段的特有工作要求，並能有效率的傳送肌肉作工至踏板的迴轉動上。

腳踏車測功計現今已被廣泛的利用在人體生物力學實驗中。早期最常被利準確地計算人體運動時效能的大小，那時認為肌肉產生的能量全等於腳踏車所產生的阻力。有些研究致力於腳踏車的內在阻力，他們認為內在阻力是一定存在但卻又無法測量的。

第四節 結語

自由車競賽結果是由時間來決定勝負，要使速度加快時間縮短，並非只是靠材料的科技應用，變速器的加設。唯有讓教練、自由車運動員瞭解下肢肌肉踩踏的運作過程以及各肌肉群的分工作用，才能有效使下肢肌肉在踩踏過程一切順暢，並且減少不必要的肌肉運作與肌肉間互相抵消的力量，降低肌肉損傷，讓下肢肌肉群有用不完的能量，這樣才能使速度提升時間減少，讓臺灣自由車成績進步迅速。

第參章 研究方法

第一節 實驗參與者

本實驗以三名臺中縣自由車隊運動員為實驗參與者，這三位參與者都受過三年以上的自由車正規訓練，年齡正值體能狀況最佳時期（表 3-1），實驗參與者輪流在固定式風阻訓練台進行模擬上下坡踩踏動作，並經實驗參與者同意後並簽署同意書繼續為本實驗之實驗參與者。以 30 公里/小時平均時速保持 30 秒。

表 3-1 實驗參與者基本資料表

實驗參賽者 代號	年齡 (age)	身高 (cm)	體重 (kg)	車齡 (year)
A	18	170	68	4
B	18	167	68	4
C	19	168	70	5
平均	19.6 ± 1.1	169.4 ± 2.6	69.2 ± 1.8	4.3 ± 0.5

第二節 儀器與場地佈置

本研究所使用之硬體設備包括三度空間 VICON Motion Capture System 運動分析系統、自由車一部。以下分別就各項設備說明：

1. 三度空間運動分析系統（VICON Motion Capture System）

實驗中所使用之三度空間運動分析系統為 VICON

Motion Capture System，以反光球作標記之 Polygon RT 模型，加上實驗參與者之計測資料，可直接用來建立人體之基本全身運動模型，其黏貼位置及名稱如圖 3-1 所示。硬體系統使用十部 CCD 紅外線攝影機，以 500Hz 頻率收集三維反光球標記之空間位置資料，主要在擷取反光標記運動軌跡以供人體在空間中各肢段的運動學之運算。

表 3-2 標記名稱及貼附位置表

反 光 標 記 名 稱	標 記 位 置	反 光 標 記 名 稱	標 記 位 置
HEAD	頭 部 上 方 定 義 點	RBAK	右 後 背 定 義 點
LHFD	左 前 端 頭 部 定 義 點	RHFD	右 前 端 頭 部 定 義 點
LSHO	左 肩 峰	RSHO	右 肩 峰
LELB	左 手 肱 骨 外 上 髁	RELB	右 手 肱 骨 外 上 髁
LWRA	左 手 拇 指 側 腕 骨	RWRA	右 手 拇 指 側 腕 骨
LASI	左 側 髌 前 上 棘	RASI	右 側 髌 前 上 棘
LPSI	左 側 髌 後 上 棘	RPSI	右 側 髌 後 上 棘
LTHI	左 大 腿 外 側	RTHI	右 大 腿 外 側
LAKN	左 膝 股 骨 外 上 髁	RAKN	右 膝 股 骨 外 上 髁
LMKN	左 膝 股 骨 內 上 髁	RMKN	右 膝 股 骨 內 上 髁
LANK	左 踝 部 腓 骨 外 髁	RANK	右 踝 部 腓 骨 外 髁
RMNK	左 踝 部 腓 骨 內 髁	RMNK	右 踝 部 腓 骨 內 髁
LMT5	左 腳 第 五 趾 骨	RMT5	右 腳 第 五 趾 骨
LHEE	左 後 跟 骨	RHEE	右 後 跟 骨
LTOE	左 第 二 趾 骨 粗 隆	RTOE	右 第 二 趾 骨 粗 隆

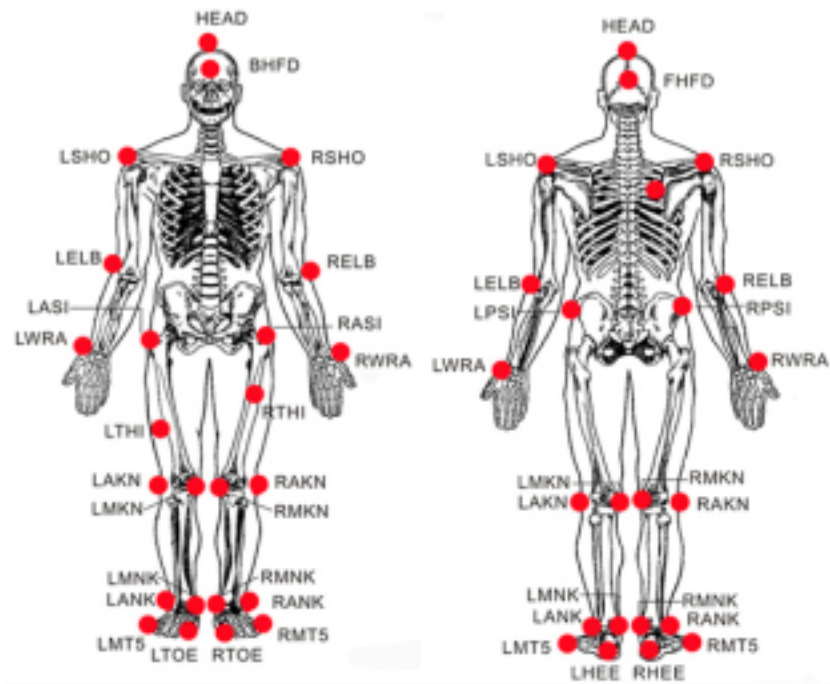


圖 3-1 反光標記點位置及名稱

2. 測試平台

實驗中所使用之自由車及架高平台，如圖 3-2 所示，為上坡 15 度之架高台，若為 7 度時，則為圖 3-3 之三塊巧拼之高度。



圖 3-2 實驗使用的自由車及架高平台

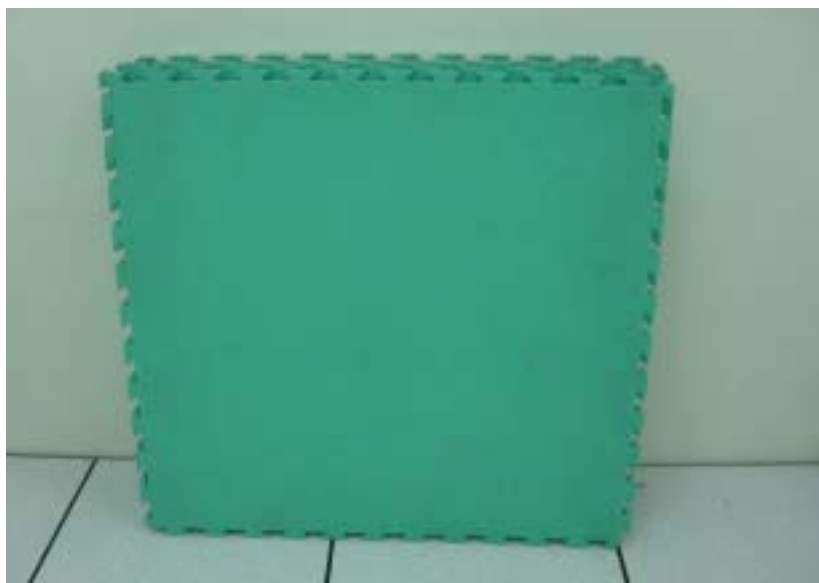


圖 3-3 實驗使用的巧拼

第三節 實驗設計

本研究以三度空間運動分析系統（VICON Motion Capture System）獲得實驗參與者運動過程中運動學參數。實驗平台包括一自由車及固定器。圖 3-4 則為實驗場地佈置。



圖 3-4 實驗場地佈置圖

第四節 實驗流程及步驟

本研究實驗步驟如圖 3-5 所示，並分別敘述如下：

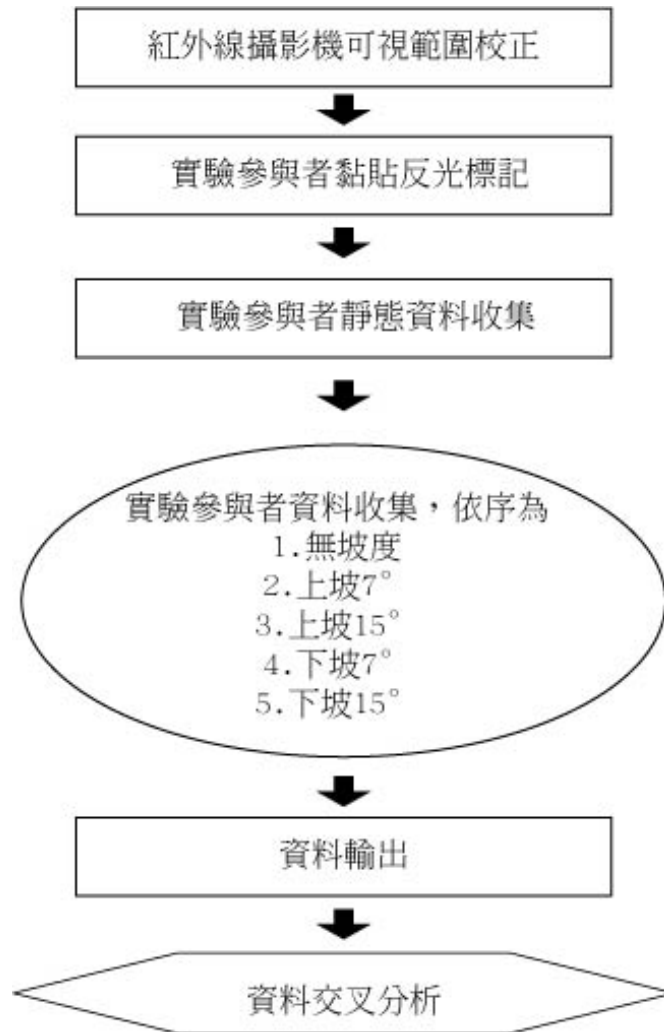


圖 3-5 實驗步驟

實驗開始前，研究者先向實驗參與者說明整個實驗的目的與流程，並請實驗參與者詳讀並填寫「實驗參與者需知及參與同意書」。

（一）儀器

本實驗使用 VICON Motion Capture System 高速數位影像擷取攝影機 10 部（500Hz）。

（二）空間與座標校正

1. 動態校正（dynamic calibration）：第一步驟為動態校正，使用 T 型校正棒在每一台攝影機範圍內揮動，揮動範圍盡量充滿每台攝影機的二維畫面。
2. 靜態校正（static calibration）：第二步驟為靜態校正，將 L 參考架（L-frame）固定於實驗室中，由此定義出實驗室的座標系統位置。
3. 實驗參與者校正（subject calibration）：實驗參與者貼好反光球後以 T-pose 姿勢（雙腳與肩同寬、雙手平舉、掌心朝下、上身挺直），由 VICON Nexus 1.3 軟體擷取畫面。

（三）實驗步驟：

1. 向實驗參與者說明實驗流程。
2. 填寫實驗參與者需知及參與同意書。
3. 實驗參與者換穿束褲後貼上反光球。
4. 實驗參與者在一旁等待並熱身。
5. 實驗參與者校正：以 T-pose 姿勢擷取畫面。
6. 實驗參與者熟悉動作：在正式開始測試前，讓實驗參與者先熟悉動作，並了解燈號的產生方式，同時檢查反光球是否黏貼牢固。
7. 開始實驗：

(1) 主試者喊開始後，實驗參與者即進行不同坡度實驗踩踏 30 秒。

(2) 每完成一個坡度實驗後，即休息約 5 分鐘重新做場地佈置。

(四) 本研究的實驗測試時間地點如下：

1. 實驗時間：2007 年 7 月份。

2. 實驗地點：國立彰化師範大學，運動生物力學實驗室。

3. 基本資料

實驗參與者於實驗前詳閱實驗參與者須知，並透過研究人員的解說，讓實驗參與者充分瞭解研究目的、步驟及可能花費的時間，填寫實驗參與者同意書。再量測紀錄受測者之身高、體重及年齡等基本尺寸資料。

4. 反光標記貼點

依據 PolygonRT 模型所設定之人體標定位置，在實驗參與者身上相對應位置黏貼 20 顆反光標記點。

5. 自由車

實驗參與者於實驗機台上暖身 3 分鐘後，即隨機收集 30 秒實驗參與者在運動過程中的訊號以作為分析之用。為使研究結果一致，實驗參與者在踩踏速度穩定為 30 公里/小時後，才開始收集資料。其測試順序為無坡度→上坡 7 度→上坡 15 度→下坡 7 度→下坡 15 度。



圖 3-6 實驗使用的自由車

第五節 資料處理與分析

資料處理過程中，本研究是使用 VICON Nexus 1.3 軟體擷取資料處理。利用 L-frame 參考架及 T 型校正棒進行空間與座標校正，在座標系統的設定上，以笛卡兒右手定則座標系統（right-handed Cartesian coordinate system）為依據，定義 X 軸、Y 軸與 Z 軸如圖 3-8。

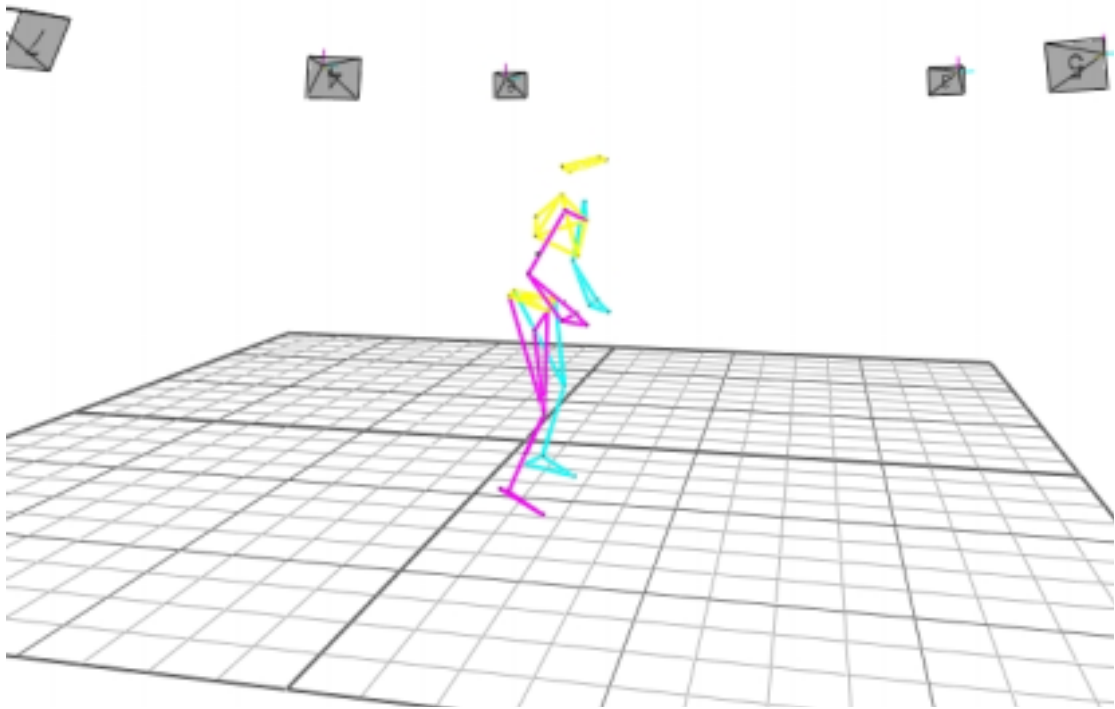


圖 3-7 VICON 空間設定圖

資料分析是以一個運動周期為單位，一個完整運動周期的定義通常是根據腳踏板最高點至下一個最高點為擷取開始與結束。因此本研究利用貼附於腳踝的反光標記點來分割週期，以腳踝反光記點的空間垂直座標最低點做為判定周期的

基準；並分別處理不同坡度下的運動周期關節資料。

本研究使用 VICON Nexus 1.3 版，經由計算所得出來的下肢各關節資料中，是採用遠端肢段肢體相對於近端肢段座標 X、Y、Z 軸的資料進行運算。

本研究分別以重複量數單因子變異數分析（one-way ANOVA）比較踝、膝及髖關節最小關節角度及最大關節角度之差異，本研究統計的顯著水準訂為 $\alpha = .05$ 。

第肆章 結果與討論

第一節 不同坡度之自由車足部運動軌跡

經由腳尖的反光球標記點描繪出實驗參與者在上下坡不同度數之下肢軌跡圖，圖 4-1 為實驗參與者在無坡度狀況下之足尖、踝關節及膝關節軌跡圖。由於自由車為封閉式動力鏈，故可發現皆有固定軌跡可尋。由於自由車騎乘動作部分，分為上半身的靜態動作狀態及下半身的動態動作狀態，故髖關節的軌跡在運動時並無變化，在此並不圖示。

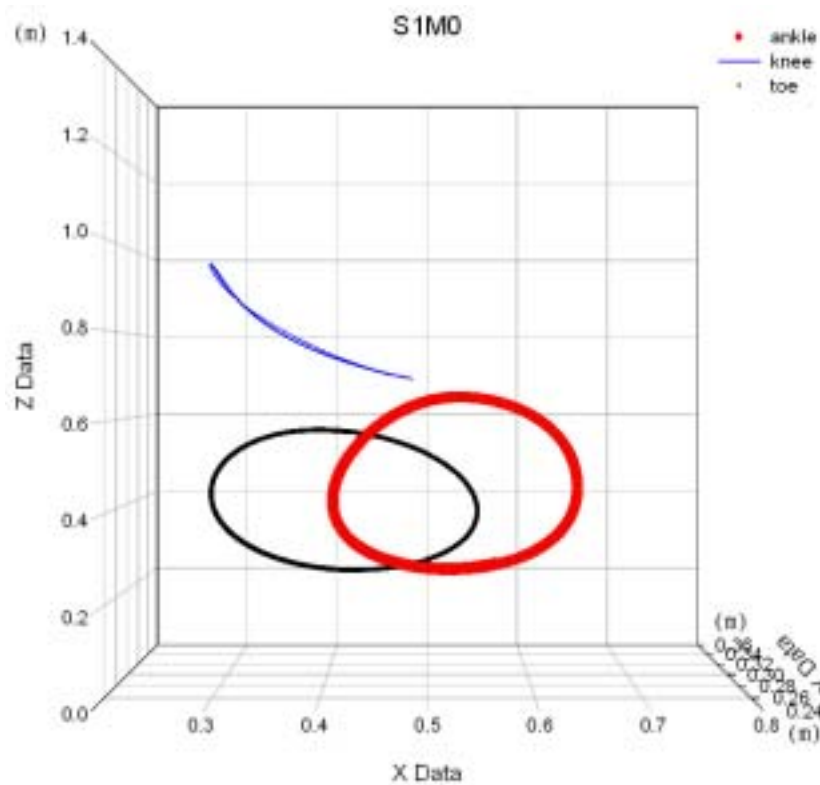


圖 4-1 實驗參與者在無坡度之關節角度變化圖

根據圖 4-2 所示，M7 為前輪提高 7 度，M15 為前輪提高 15 度，此部分為模擬實驗參與者騎乘上坡路段時之軌跡變化。由於為封閉式動力鏈之運動，故在足尖及踝關節部分較無明顯差異，但在 15 度部分已可看出，踝關節軌跡之橢圓在推蹬期初期位置較高，而比較膝關節之軌跡可發現，當前輪提高 7 度時，膝關節軌跡斜率則較無坡度時大，而當前輪提高 15 度時，則更為明顯，顯示上坡坡度愈大，則膝關節屈曲的角度愈大。

P7 則表示後輪提高 7 度，P15 表示後輪提高 15 度，主要目的在模擬實驗參與者在下坡時之關節軌跡變化。由於為封閉式動力鏈，關節軌跡會隨著車體的位置變化，在下坡 15 度時之踝關節軌跡則與上坡時之軌跡相反，蹬推期開始之位置則較低，且在伸展期之橢圓軌跡則較為平坦；但反觀膝關節軌跡之變化，卻較無坡度時之斜率小，表膝關節之伸展在下坡時會較無坡度來得大。

而本研究結果再分別敘述如下：1. 不同坡度影響下肢之運動軌跡之比較；2. 不同坡度下肢關節角度變化比較；3. 不同坡度下肢關節角度統計差異。

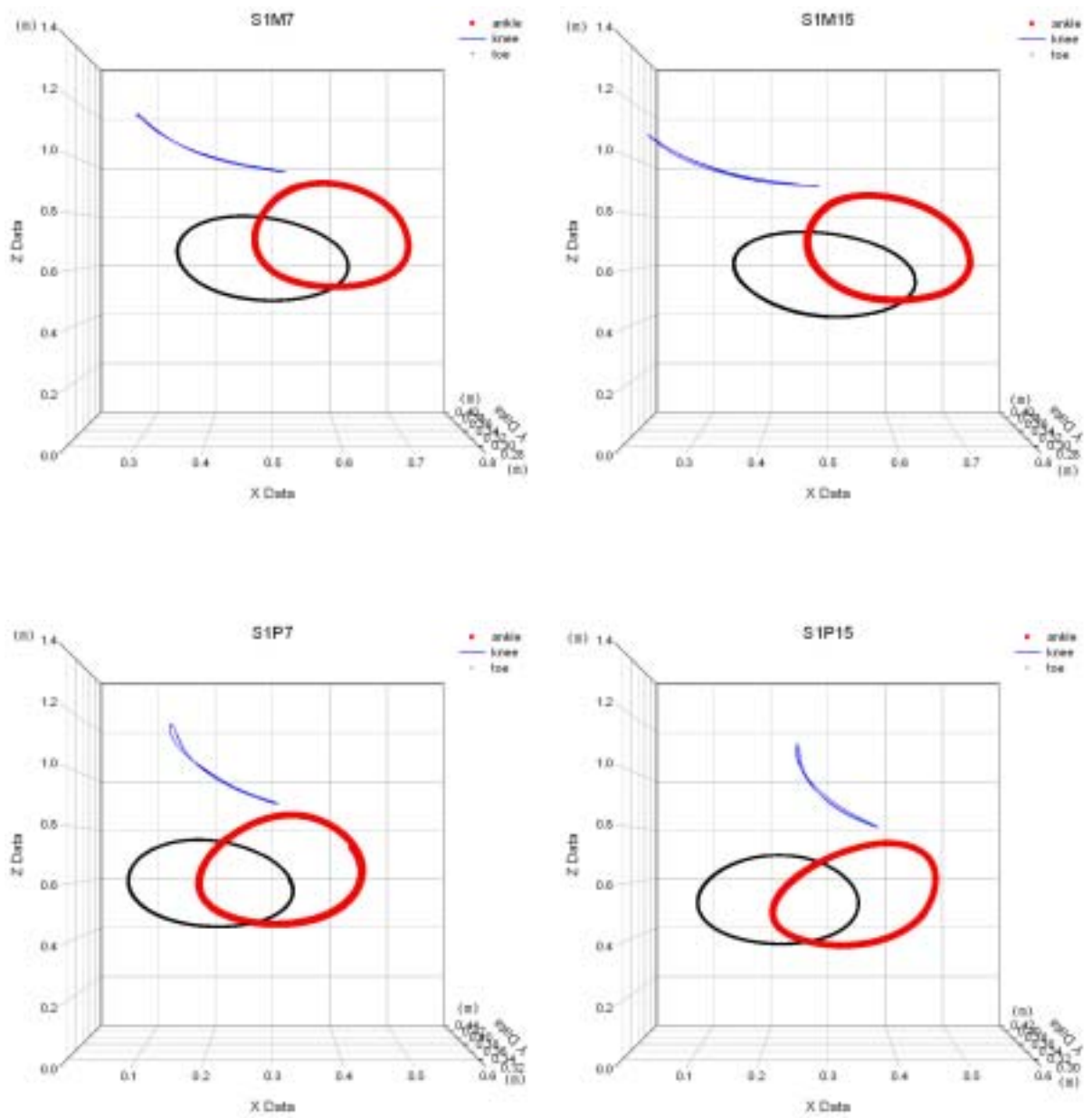


圖 4-2 不同坡度之關節角度變化圖

1. 不同坡度足尖運動軌跡

自由車運動特色在於封閉的動力曲線。因此首先必須先瞭解踝部的運動軌跡，實驗分析結果顯示，由矢狀面看其向前時運動軌跡圖 4-3，可發現與無坡度時相較之下，受坡度影響，足尖的橢圓軌跡在下踩期（0-50%）時，即開始傾斜，且上坡角度愈大時，則下踩期之軌跡則愈傾斜。但反之，當下坡坡度愈大時，下踩期之軌跡則較為垂直，顯見受身體位置改變所影響，在下踩期時必須抵抗下坡時地心引力及身體位置往前傾斜之變化。

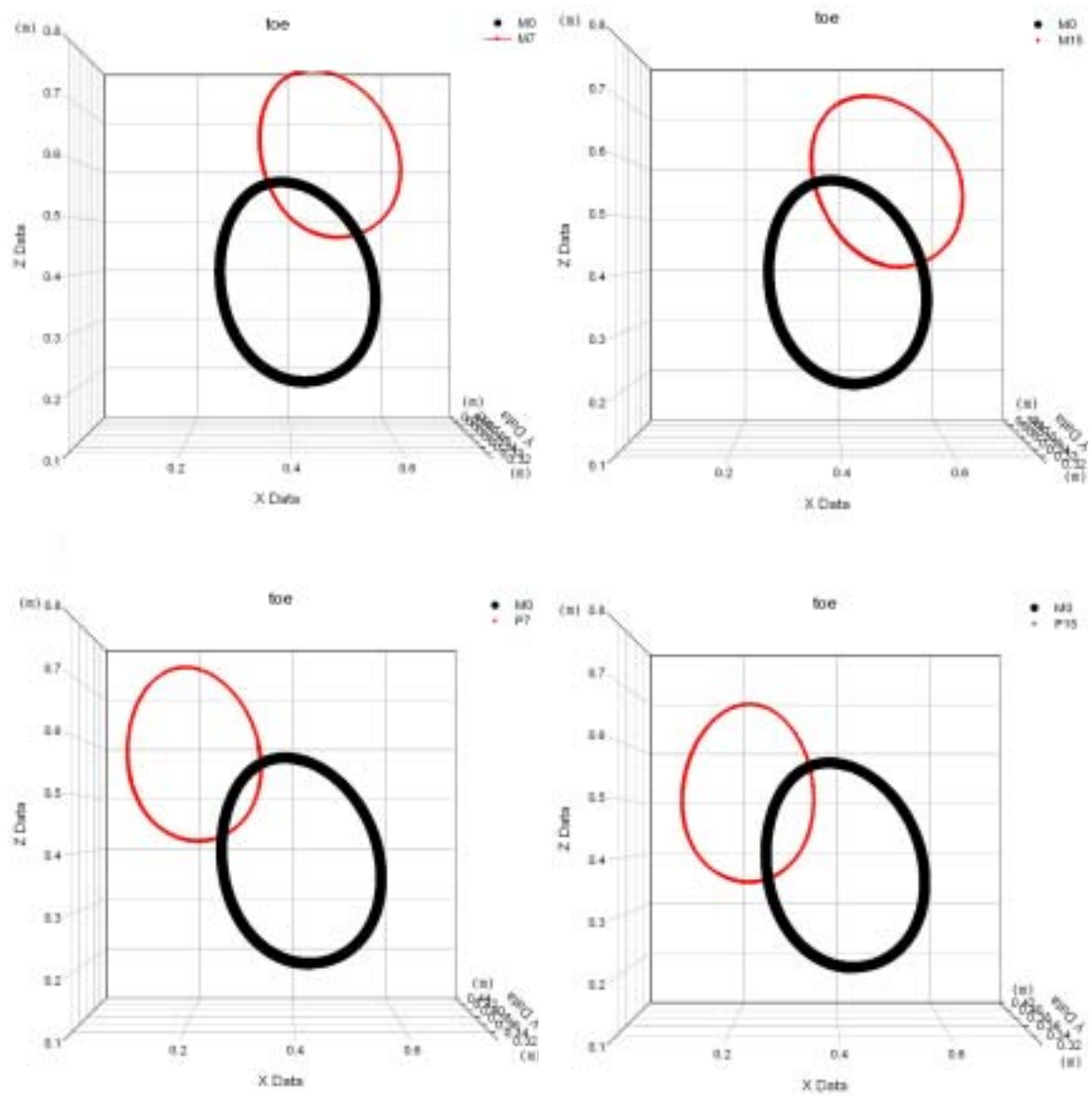


圖 4-3 自由車不同坡度運動時之足尖軌跡

2. 不同坡度踝關節運動軌跡

自由車運動為一封閉式動力鏈，故每一處關節的運動，由下至上皆環環相扣，由圖 4-4 可看出，與無坡度時踝關節運動軌跡相比，無論是上坡或下坡，在下踩期時之軌跡皆無甚大差異，但當上下坡角度加大至 15 度時，其軌跡變化則因身體位置改變而有所不同。

上坡坡度為 15 度時，下踩期會有向下及向後推的軌跡，使得整個橢圓軌跡呈現往前傾之橢圓，但在下坡 15 度時則反之，下踩期會有向下及向前的軌跡，而使得整個橢圓軌跡為一往後傾之橢圓，此效應與前文所提及之足尖軌跡有相同結果，但在踝關節軌跡卻更為明顯。

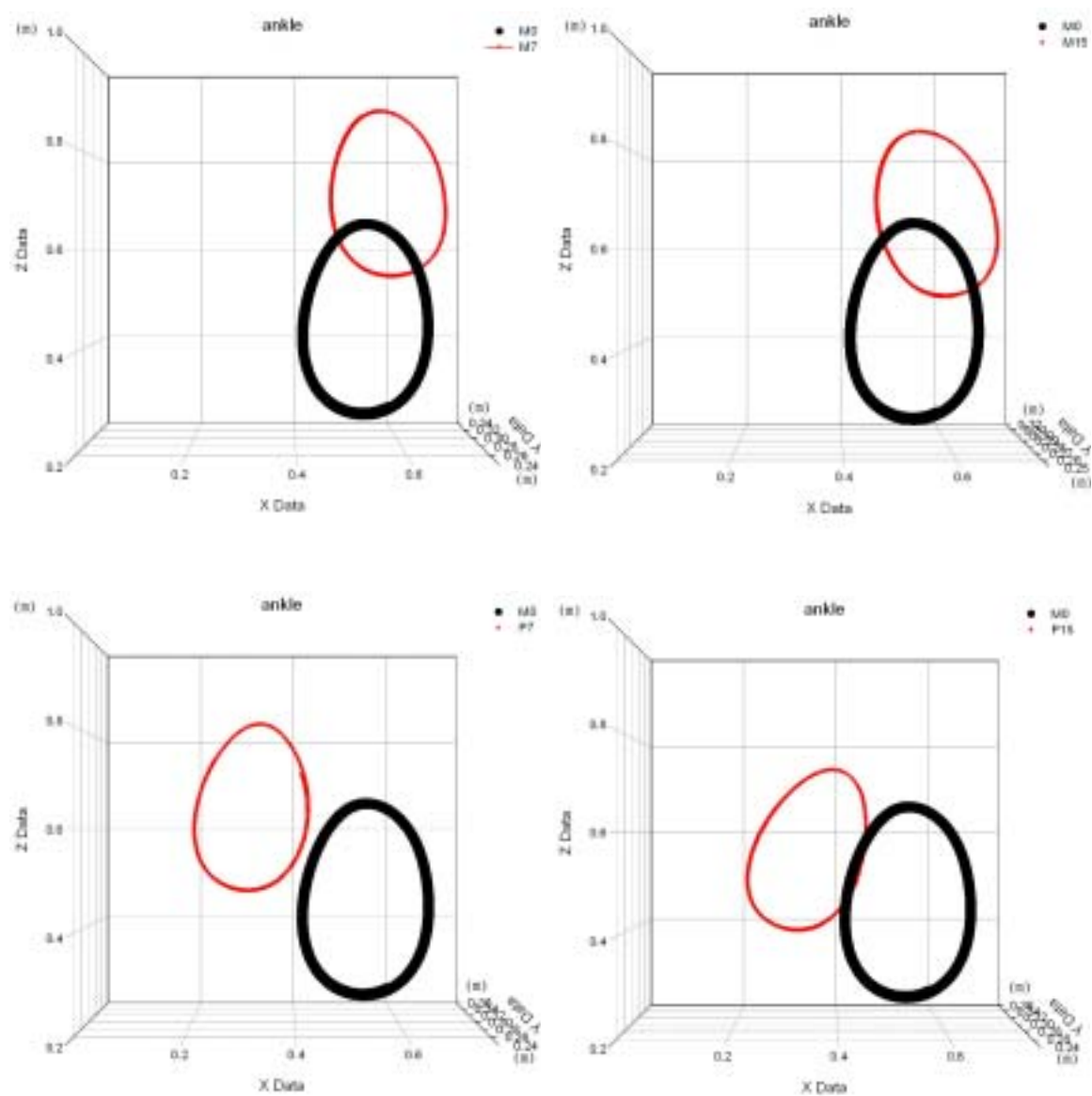


圖 4-4 自由車不同坡度運動時之踝關節軌跡

3. 不同坡度膝關節運動軌跡

如圖 4-5 所示，受封閉式動力鏈影響，膝關節無論在何種坡度之運動軌跡，該下踩期與回拉期之軌跡皆為重疊；上面兩個圖為上坡之膝關節軌跡變化圖，可發現該軌跡較除了斜率較無坡度小外，其軌跡長度亦較短。但該情形在下坡時卻無明顯差異。但無論是上坡或下坡角度增加為 15 度後，皆可發現膝關節最高點位置與最低點位置皆較 7 度時來得低。此一現象皆與前文所提及之足尖軌跡及踝關節有相同結果。

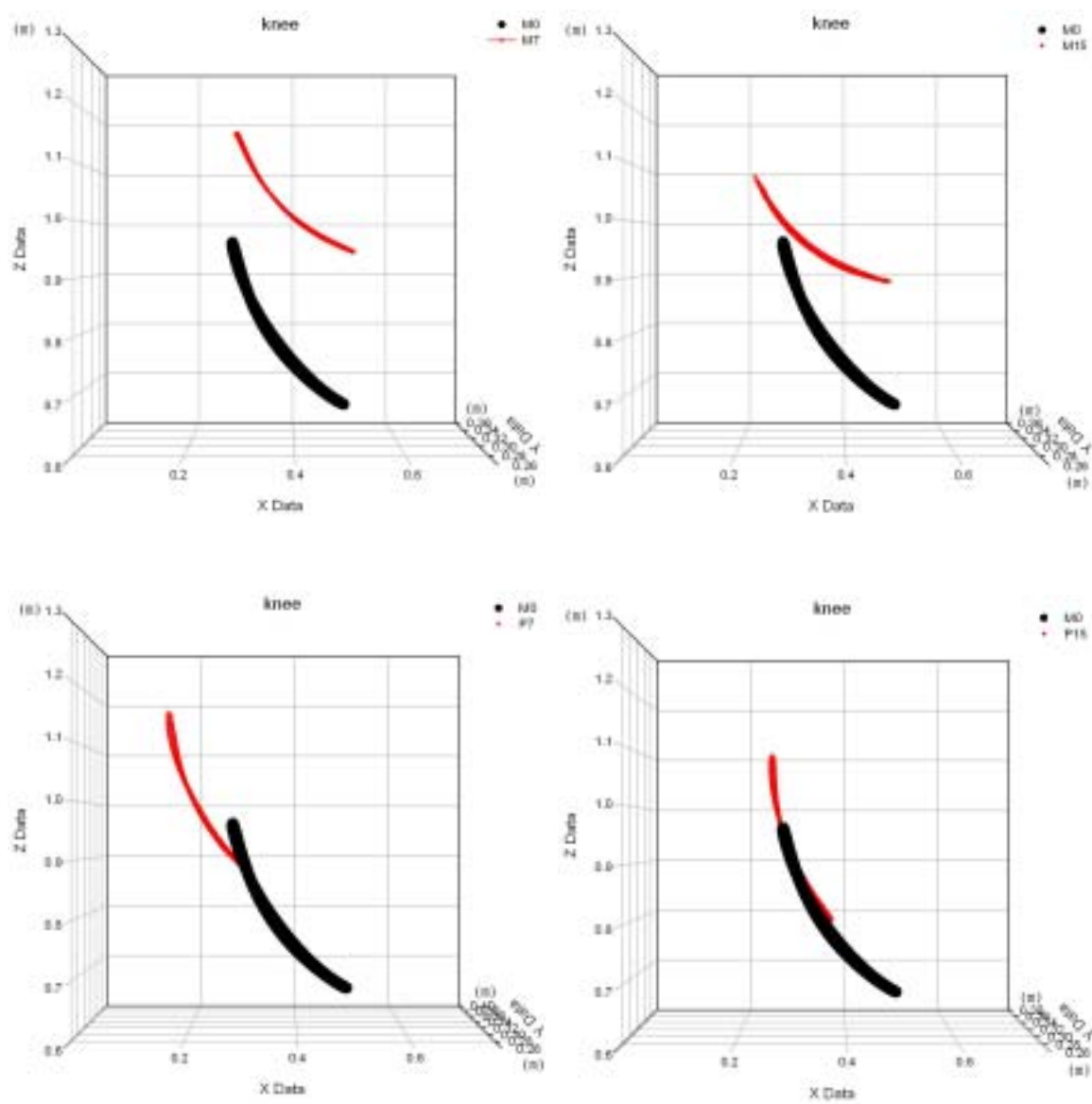


圖 4-5 自由車不同坡度運動時之膝關節軌跡

第二節 不同坡度下關節角度分析

1. 不同坡度踝關節角度比較

如前述第參章所示，在踝關節角度變化的部分，隨著踏板往下踩後，關節角度會逐漸變大，如圖 4-6 所示，在踏板軌跡為 0 度時（即踏板最高位置起點），踝關節角度值為最小，代表此刻踝關節運動情形為彎曲狀態。當下踩期（運動軌跡 0 度至 180 度）開始時，即施力腳開始往下推蹬後，可見踝關節逐漸伸展，因此踝關節角度值也愈趨於大，其最大值即在於踏板軌跡最低處。而當進入回拉期（180 度至 360 度）開始後，則踝關節角度再度開始彎曲，其值亦開始變小。

從圖中顯示，雖然擷取資料以踏板軌跡最高處至下一次最高處為一個循環，但受限於人體肌肉組織的變化，最大角度發生時間仍會因不盡相同，但與無坡度時關節角度變化比較，可發現當上坡時，則關節角度變化最大值及最小值會較晚發生，且會隨著坡度變大，最大值發生的時間會更晚。相反的，當下坡時，其關節最大值及最小值卻反而較早發生，且坡度愈大時，發生的情形亦相同較早。

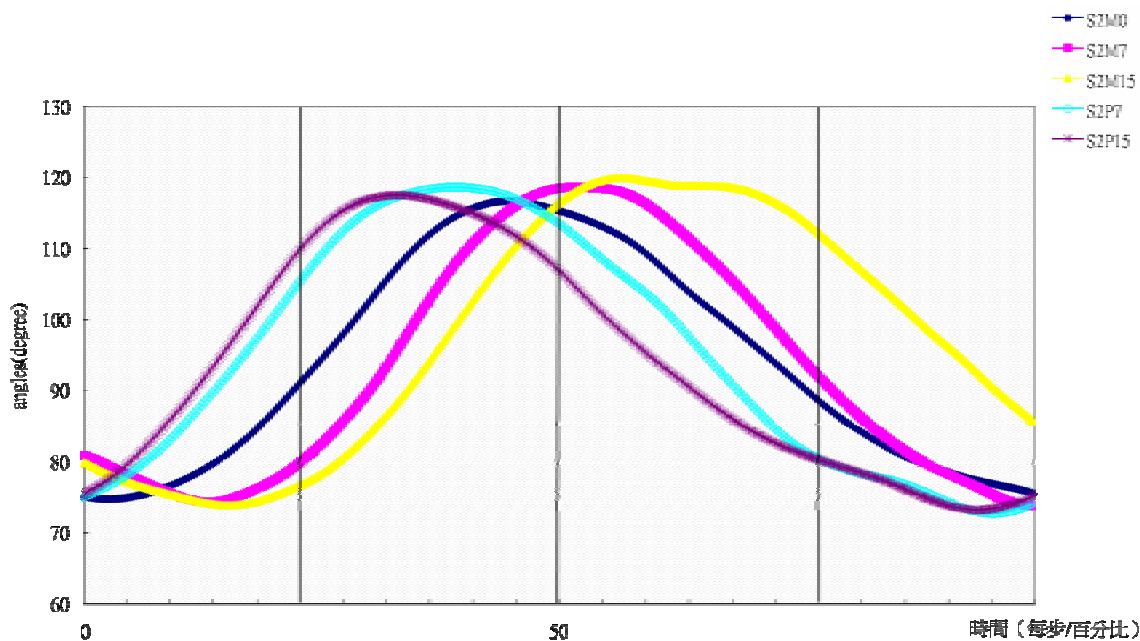


圖 4-6 不同坡度踝關節角度變化圖

2. 不同坡度膝關節角度比較

自由車運動為封閉動力曲線，故下肢關節為環環相扣之影響，受到踝關節角度變化的影響，膝關節角度變化呈現相同的情形。膝關節角度變化時，在將每一步百分化後，在步伐為 50% 時，則為膝關節角度最大值，表膝關節在此刻呈現最大伸展，同樣，在踏板位置最高時，膝關節角度亦為最小值，呈現屈曲狀態，隨著踏板往下踩時，則膝關節角度開始伸展。

而如同踝關節角度影響，上坡坡度往上後，則關節最大角度發生的時機亦較無坡度時晚，但當坡度為向下時，則關節最大角度則發生較晚如圖 4-7 所示，而不同的是，膝關節角度伸展最大值於 150 度，而最小值則於 60 度。

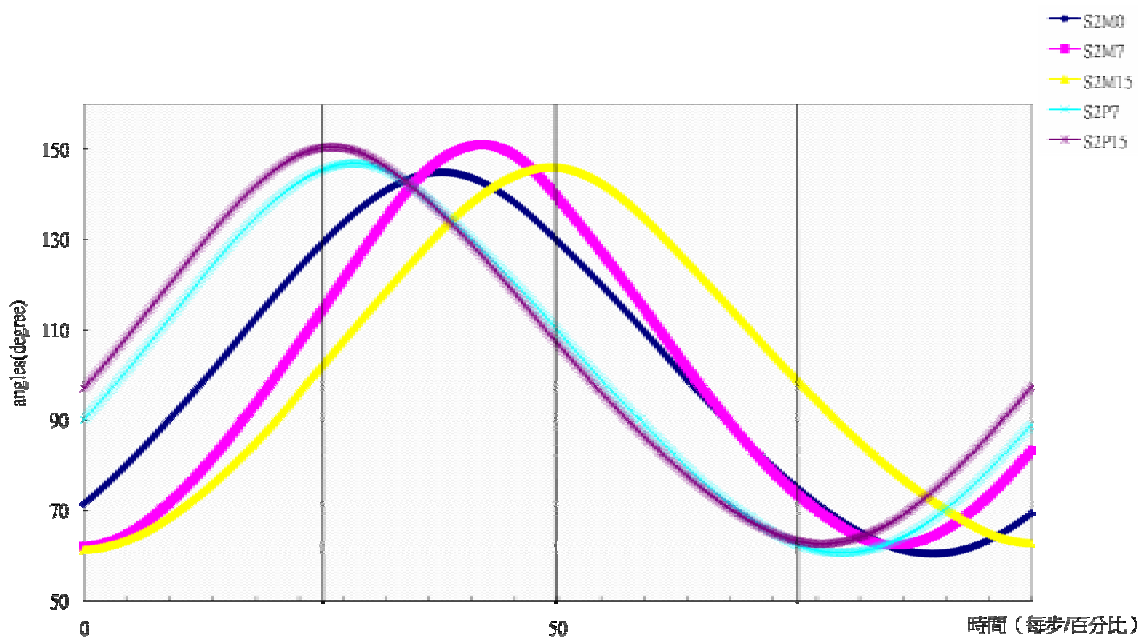


圖 4-7 不同坡度膝關節變化圖

3. 不同坡度髖關節角度比較

與前述踝、膝關節比較，髖關節角度變化來自於大腿與軀幹之變化，雖然實驗參與者是坐在椅墊上，軀幹變化不大，但是由於下肢膝關節大腿運動影響，髖關節角度變化仍頗大，最大值與最小值皆介於 120 度與 70 度之間。受到膝關節影響，關節角度最小時在於踏板最高時，此刻大腿與軀幹的直線距離為最短，而關節角度最大時則在於踏板高度最低時，此結果與踝、膝關節之角度變化一致，而在坡度影響部分，與無坡度時相較，當實驗參與者處於上坡段時，其髖關節角度最大值發生的較晚，而坡度為 15 度時，此情形則更為明顯。反之，在下坡時，髖關節最大角度發生的情形較無坡度時晚，但當下坡坡度達 15 度時，雖發生時間更晚，但整體而言曲線並無特別有差異如圖 4-8 所示。

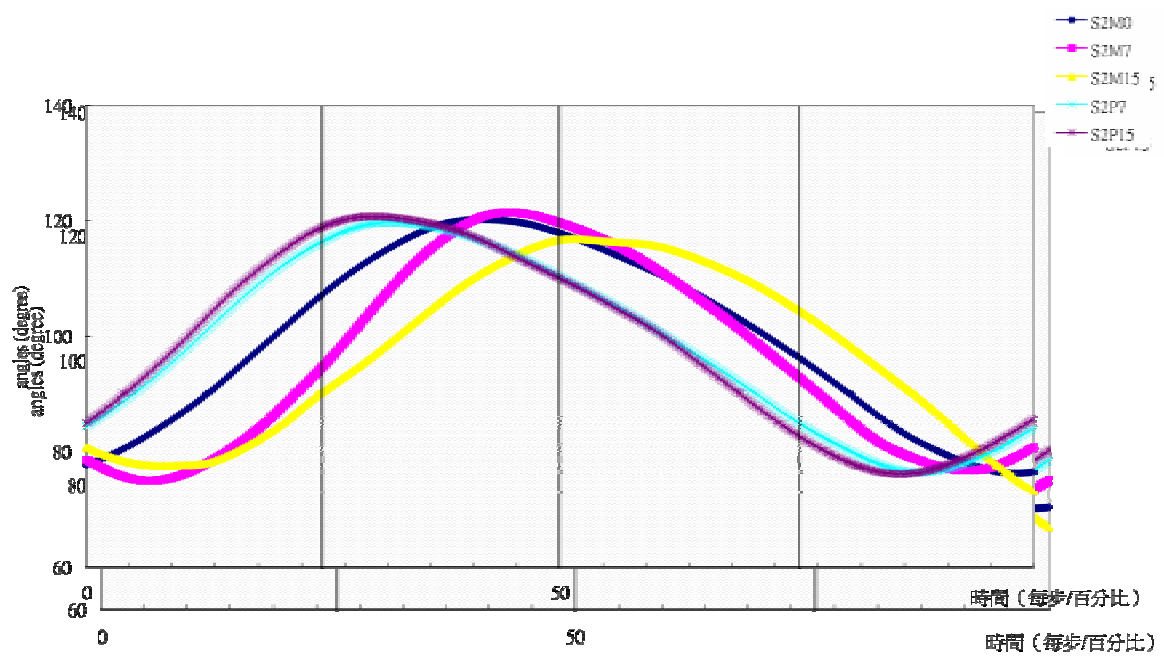


圖 4-8 不同坡度腕關節變化圖

第三節 不同坡度下關節角度統計差異比較

1. 不同坡度下最小關節角度統計差異比較

探討不同坡度對關節彎曲最小角度的影響。圖 4-10 不同坡度關節最小角度比較圖，由表 4-1 可發現，無論何種坡度情況下，踝關節角度皆介於 77.64 度至 78.81 度之間，但以單因子變異數分析做比較後，由表 4-2 至 4-4 結果顯示不同坡度對髁關節最小角度 ($F(4, 10) = 0.09, p > .05$)、不同坡度對膝關節最小角度 ($F(4, 10) = 0.16, p > .05$)、不同坡度對踝關節最小角度 ($F(4, 10) = 0.02, p > .05$) 等參數皆無達顯著差異。

表 4-1 不同坡度對髁、膝、踝關節最小角度差異表（單位：度）

	踝關節		膝關節		髁關節	
	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差
無坡度	78.20	2.56	63.40	2.43	72.05	4.15
上坡 7 度	77.81	2.81	64.55	2.45	71.87	3.60
上坡 15 度	78.12	3.14	64.41	2.81	71.12	3.99
下坡 7 度	78.48	5.20	63.35	2.32	73.21	2.50
下坡 15 度	77.65	3.50	64.79	2.00	71.70	3.90

表 4-2 不同坡度對髌關節最小角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	7.10	4	1.78	0.09	.98
組內	202.85	10	20.29		
總和	209.95	14			

表 4-3 不同坡度對膝關節最小角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	5.45	4	1.36	0.16	.96
組內	87.78	10	8.78		
總和	93.24	14			

表 4-4 不同坡度對踝關節最小角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	1.30	4	0.33	0.02	1
組內	191.39	10	19.14		
總和	192.69	14			

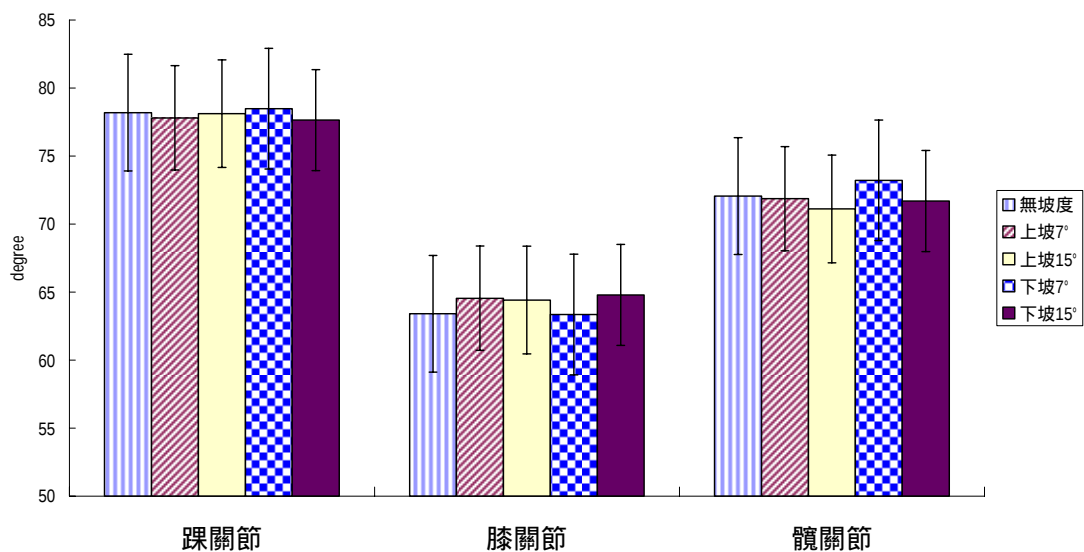


圖 4-9 不同坡度對髖、膝、踝關節最小角度差異

2. 不同坡度下最大關節角度統計差異比較

探討不同坡度對關節彎曲最大角度的影響。圖 4-10 不同坡度關節最大角度比較圖，由表 4-5 可發現，踝關節最大角度平均值介於 109 度至 113 度之間，而膝關節角度最大平均值落於 148.76 度至 152.54 度之間，髖關節最大角度平均值則介於 117 度至 120 度之間。

與最小角度相比較，可發現由於是伸展運動的過程，其角度差異則會較大，不如關節最小角度之差異皆非常接近，由表 4-6 至 4-8 結果顯示不同坡度對髖關節最大角度 ($F(4, 10) = 0.09, p > .05$)、不同坡度對膝關節最大角度 ($F(4, 10) = 0.65, p > .05$)、不同坡度對踝關節最大角度 ($F(4, 10) = 0.27, p > .05$) 等參數皆無達顯著差異。

表 4-5 不同坡度對髖、膝、踝關節最大角度差異表 (單位：

度)

	踝關節		膝關節		髖關節	
	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差
無坡度	109.21	5.40	148.76	2.70	119.02	4.57
上坡 7 度	113.19	4.18	150.46	3.01	118.87	4.25
上坡 15 度	112.87	5.00	149.36	2.85	117.62	5.40
下坡 7 度	108.84	7.13	149.86	2.23	120.12	2.51
下坡 15 度	111.13	5.02	152.54	1.66	118.65	3.53

表 4-6 不同坡度對髖關節最大角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	9.57	4	2.39	0.09	.98
組內	260.83	10	26.08		
總和	270.40	14			

表 4-7 不同坡度對膝關節最大角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	25.28	4	6.32	0.65	.64
組內	96.51	10	9.65		
總和	121.79	14			

表 4-8 不同坡度對踝關節最大角度單因子變異數分析表

變源	SS	df	MS	F	p
組間	47.81	4.00	11.95	0.27	.89
組內	443.05	10.00	44.31		
總和	490.86	14.00			

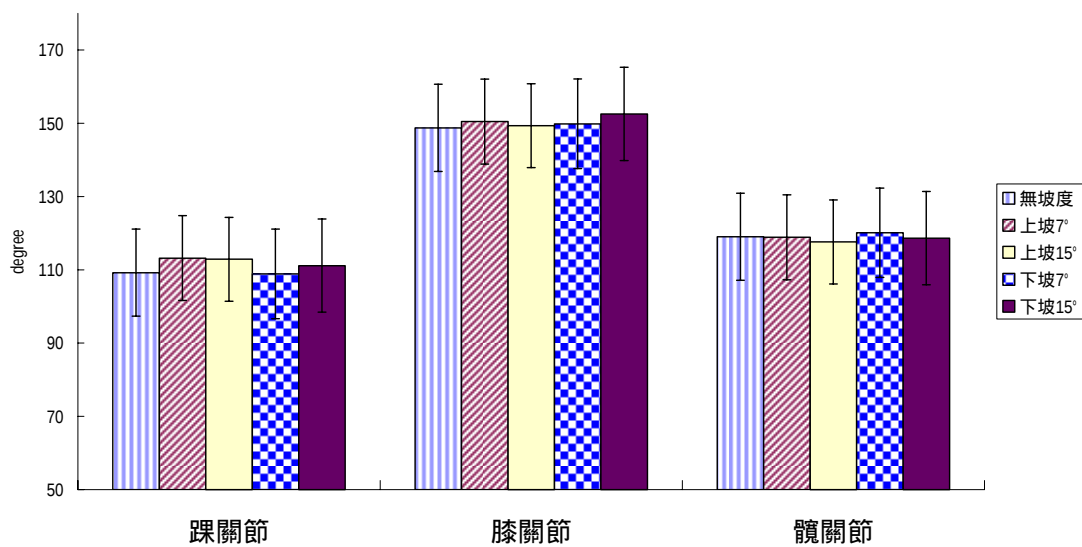


圖 4-10 不同坡度對髖、膝、踝關節最大角度差異

第四節 討論

人體運動時，下肢除了產生力量外，更同時需要承受物體對肢體所產生的反作用力。同樣的，當人從事自由車踩踏運動時，下肢也將承受踏板所給予的反作用力。Ericson 與 Nisell (1988) 在研究中指出，自由車運動的踏板效益 (efficiency of pedal forces)，其中主要影響因素為作功負荷 (work load) 及足部所踩踏的位置，而研究結果也顯示，最大的踩踏效益發生在曲柄為 90 度時，而最小的踩踏效益則發生在曲柄為 285 度。而當膝關節角度約為 60 度至 100 度時，曲柄角度在 90 度上下時，對於膝關節而言會產生最大之負荷與壓力 (Ericson & Nisell, 1986)。而人體騎乘自由車時的運動軌跡，可以藉由踏板的轉動及腳部的轉動位置來獲得，因此由生物力學的觀點來看，腳對於踏板的踩踏方向及大小、踝關節、膝關節以及踏樣的旋轉角度，可以構成一個連續的線段，此線段即為人體騎乘自由車的運動軌跡線。

根據第肆章所敘述之運動軌跡的部分，可發現，封閉式動力鏈關節角度軌跡變化不會太大，但受到了上坡及下坡影響，身體位置改變，進而改變運動時之關節角度變化。由於踏板為可旋轉之影響，在足尖的運動軌跡本文即可觀察到上、下坡之運動軌跡不同，與無坡度時相較，上坡之運動軌跡橢圓會較傾斜，這是由於在上坡路段時，軀幹往前傾，使得足尖與踝關節角度變化皆受壓迫，進而使得下踩期之運動軌跡曲線斜率較小，回拉期運動軌跡亦受其影響。在下坡時運動軌跡曲線斜率則較無坡度時大，此結果在圖 4-4 下坡 15 度之踝關節變化影響下最為明顯。

延續足尖以及踝關節之運動軌跡影響，會發現膝關節變化圖亦受此效應影響，在髖關節為固定座墊上之結果，膝關節在上坡時之運動軌跡斜率亦較無坡度時小，而下坡時斜率亦較大，再次說明了封閉式動力鏈之影響，無論是屈曲及伸展運動，皆為環環相扣之運動。雖然如此，卻未達顯著差異，這與黃有烽（1999）研究踏車運動力矩與坡度之舒適性結果相較，在轉速為 60rpm 以下時，大部分的感覺對於平地與上坡皆無差異。

在自由車踩踏運動時，關節間作用時，會互相產生反作用力，而減低其運動效能，而運動時，在回拉期最先作用的是腿後肌，當然，股四頭肌亦是同時招募的，在推蹬初期，膝的伸展會遠大於臀的伸展，同時，踩踏的過程中，踩踏的施力過程是進行著周期運動，而踝關節的旋轉角度則會因下踩及回拉的大小、座姿、曲柄長及腳部尺寸的不同而有所差異，因此一部自由車的運動軌跡，會隨著上述各項變數的不同，而產生不同的旋轉周期（Burke，1996）。而這旋轉周期包括了三個主要軸心：膝關節、踝關節及髖關節。因此由肢段末段開始的運動軌跡皆環環相扣的影響。

Davis（1995）研究相較後可發現，在踩踏周期運動中，作功效能最大時是踏板角度為 50 度至 100 度之間，此時即為所謂的下踩期，而後作功效能逐漸下降，至踏板角度 270 度至 300 度時則為最低，再周而復始。而本研究第肆章第二節所述，雖然最大關節角度與最小關節角度在不同坡度比較下並未達顯著差異，但其運動軌跡卻顯示出，最大關節角度與最小關節角度發生時間點皆有所不同。如圖 4-2 所示，與無坡度時比較，在上坡時，最大關節角度發生點均較晚，顯見

實驗參與者在下踩期花費較多的時間，使得最大關節角度發生的時間延後，而在下坡時，最大關節角度發生時間點則較無坡度的時間點早，表示實驗參與者在下踩期花費較少的時間，而在回拉期則耗費較多時間點。除了踝關節外，進而影響了膝關節及髖關節之運動周期皆有同樣情況。

總結以上論述，可發現在踩踏周期運動中，當上坡坡度增加時，則最大關節角度發生時間點則愈晚，相反的，若下坡坡度增加後，則最大關節角度發生時間點亦愈早，明顯表現出軀幹影響關節角度之變化。

第伍章 結論

在本研究結果中，膝關節角度值約介於 60 度至 150 度之間，且其值仍受限於自行車座墊之高度，以及座墊至腳踏高度之影響。本研究以上坡角度以及下坡角度做變項，雖膝關節角度最大值及最小值並無顯著差異，但可發現，最大值及最小值在周期運動中發生的時間點不同。

受封閉式動力鏈影響，關節角度變化由踝關節向上延伸至髖關節，皆為環環相扣之變化，由足尖的運動軌跡一直到膝關節的運動軌跡，與無坡度時相較，上坡之運動軌跡橢圓會較傾斜，下坡時則較為垂直，由於髖關節是固定於座墊上，故較無明顯變化。而在關節運動周期部分，當上坡時，踝關節最大伸展周期較晚發生，則膝關節及髖關節亦有相對變化，而下坡時，踝關節最大伸展周期發生較無坡度時早，亦使得膝關節及髖關節產生相同的變化。

故可明顯看出，受到坡度影響，軀幹位置的變化，會由髖關節沿路往上反映在足尖的角度變化上。同時可發現在踩踏周期運動中，當上坡坡度增加時，則最大關節角度發生時間點則愈晚，相反的，若下坡坡度增加後，則最大關節角度發生時間點亦愈早，明顯表現出軀幹影響關節角度之變化。由於自由車騎乘動作基本以下肢肌肉反覆收縮及伸展為主，而處於靜態動作狀態的上半身部份，仍舊在騎乘時的運動負荷有決定性的影響。

本研究仍有許多受限處，如此次實驗參與者皆為受過訓練之自由車運動員，對肌肉協調及軀體變化皆可應付得宜，可能導致於實驗資料較無差異化。對照現今單車運動發達之

情況，未來若擴及有一般運動習慣者或是年長者，應可獲得更多具指標性之資料。

引用文獻

一、中文部份

- 潘正吉 (1989)。正確的乘車姿勢。單車世界，48，31-36。
- 鄭詠謙 (1992)。自由車場地賽技術訓練。臺北市：中華民國自由車協會。
- 黃信福 (1997a)。人體騎乘自由車時騎乘姿態下身體各部之運動分析 (一)。自行車工業雙月刊，11，40-49。
- 黃信福 (1997b)。人體騎乘自由車時騎乘姿態下身體各部之運動分析 (二)。自行車工業雙月刊，12，47-69。
- 黃有烽 (1999)。騎腳踏車之踏力與速度之最適化研究。國立清華大學動力機械工程學系碩士論文，未出版，新竹市。
- 林奕均 (1997)。拉力對腳踏車踩踏下肢生物力學之比較。臺北市立體育學院運動器材研究所碩士論文，未出版，臺北市。

二、外文部分

- Axe, M. J., Lindsay, K., & Snyder-Mackler, L. (1996). The relationship between knee hyperextension and articular pathology in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Journal of Sports Rehabilitation*, 5, 120-126.
- Bernstein, N. A. (1967). *The coordination and regulation of movement*. London: Pergamon.
- Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 249-262.

- Bobbert, M. F. (1988). *Vertical jumping: A study of muscle functioning and coordination*. Amsterdam: Free University.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, 18, 887-898.
- Burke, E. R. (1996). *Science of cycling*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Davies, G. J. (1995). The need for critical thinking in rehabilitation. *Journal of Sports Rehabilitation*, 4, 1-22.
- Enoka, R. M. (1983). Muscular control of a learned movement: The speed control systems hypothesis. *Experimental Brain Research*, 51, 135-145.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1986). Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(4), 285-290.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1988). Efficiency of pedal force during ergometer cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 9, 118-122.
- Ericson, M. O. (1988). Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 382-387
- Faria, I. E., & Cavanagh, P. R. (1978). *The physiology and biomechanics of cycling*. New York: John Wiley & Sons.
- Gray, J. L. (1985). A survey of injuries to the anterior

- circuited ligament of the knee in female basketball players. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 314-316.
- Hogan, N. (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52, 315-331.
- Houtz, S. J., & Fischer, F. (1959). Analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 41A, 123-131.
- Hull, M. L., & Davis, R. R. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14, 857-872.
- Steindler, A. (1977). *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, IL: Charles C. Thomas Publisher.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J. Monod, H. (1985). All out anaerobic capacity tests on cycle ergometers: A comparative study on men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 54(2), 222-229.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3, 51-76.

附錄一

實驗參與者同意書

研究題目：不同坡度對自由車的下肢運動學影響

研究生：林昆鴻

指導教授：陳重佑

單位：國立臺灣體育學院競技研究所

聯絡電話：0988295552

依實驗研究的規定與保護實驗參與者的權益，研究者應將研究過程可能發生的危險合法律上的責任等事宜，向實驗參與者說明清楚。而研究者應盡其所能保護實驗參與者的健康與權益，並隨時回答實驗參與者的問題。實驗參與者如有改變意願時應通知實驗者，可隨時退出實驗而不受任何限制。參與實驗研究的實驗參與者並須瞭解下列注意事項：

- 一、實驗時間：中華民國 96 年 7 月份。
- 二、實驗地點：國立彰化師範大學，運動生物力學實驗室。
- 三、參與本實驗的實驗參與者，應將本身調整至最佳體能狀態。

本實驗需要您的參與合作，才能圓滿進行。現在麻煩您在姓名欄內簽名，表示同意並遵守同意書內的各項規定。

實驗參與者 _____ 簽名
日 期 年 月 份