

國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學研究所

碩士論文

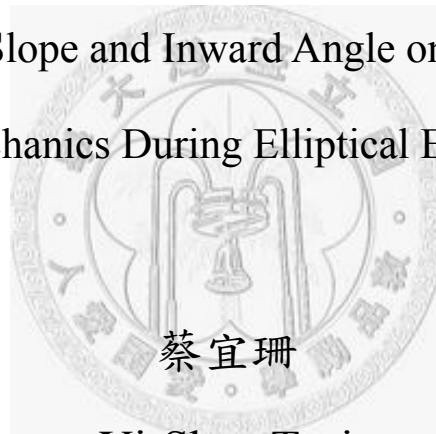
Institute of Biomedical Engineering
Colleges of Medicine and Engineering
National Taiwan University
Master Thesis

橢圓機運動中踏板坡度與內偏角

對下肢生物力學之影響

Effect of Pedal Slope and Inward Angle on the Lower Limb

Biomechanics During Elliptical Exercises



Yi-Shan Tsai

指導教授：呂東武 博士

Advisor: Lu Tung-Wu, Ph.D.

中華民國 98 年 7 月

July, 2009

致謝

首先感謝指導老師呂東武教授給我機會進入骨科暨動作分析實驗室學習，也感謝您在課業上的指導及教誨，耐心包容我大大小小的過錯，讓我能順利拿到碩士文憑，衷心感謝溢於言表。也感謝章良涓老師之前的教導，感謝章老師諒解我因興趣不合而離開，在實驗室學到的一切都是我一生寶貴的收穫。同時向所有口試委員表達謝意，陳祥和老師、林聰穎老師及陳顥齡老師在百忙之中撥空給予指導、提供寶貴的意見。

感謝墩豐機械提供橢圓機及自行車暨健康科技工業研究發展中心提供六軸測力元，使得本研究能順利進行。感謝羅接興老師、聖昌、士文、宗遠學長、顥齡、維君、祝芬、惠蓮學姐們不厭其煩的指出我研究中的缺失，且總能在迷惘時為我解惑。感謝同屆的冠穎、佳達、郁琦、博翔、正忠在學習過程中的扶持、互相打氣與幫助。感謝炫綸、廷伊、哲安、彥百、偉菁、方杰、易叡、王瑞君小姐在實驗上的協助及生活上的鼓舞激勵。有很多幫助或鼓勵過我的人，雖然我沒有在這寫出你們的名字，但你們所做的一切我都銘記在心，謝謝你們給我力量。

最後，謹以此文獻給我摯愛的雙親及妹妹。

蔡宜珊 謹誌

九十八年七月於台灣大學醫學工程研究所
骨科暨動作分析實驗室

摘要

介紹：橢圓機的設計概念為模仿步行且能減低對關節的衝擊力，由過去的文獻得知橢圓機運動與步行之生物力學效應有很大的不同，目前有許多新式橢圓機設計專利，企圖使橢圓機運動更趨近於步行或是其他日常運動，這些新設計對肌肉骨骼系統的影響還未曾被討論，本研究欲探討不同坡度及內偏角對橢圓機運動在生物力學上造成的影響，及其改善膝關節不適當生物力學環境的可能性。

方法：本研究收了 8 位年輕男性受試者，腿長範圍在 85.5~92 公分，在全身骨標記處貼反光球取得運動資料，六軸測力元裝置在橢圓機左側踏板上取得力學資料，以四種坡度模式（坡度一、二、三、四，各表 $\gamma = -1.08^\circ, -1.59^\circ, -2.36^\circ, -3.17^\circ$ ）及四種內偏角模式（ $\alpha = 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 12^\circ$ ）共 16 種情況進行橢圓機運動，步頻設定在 60 rpm，阻值為 30 watt，手握前端固定式手把。

結果：本研究顯示坡度對所有參數皆無顯著影響，但內偏角對三個平面都有發現顯著改變。增加內偏角可以減少第四期膝關節的彎曲角度，但同時會使踏板垂直反作用力變大，增加第四期最大膝關節伸直。增加內偏角使第一期及第四期踏板向內反作用力減少，但增加第二期及第三期踏板向內反作用力。為了配合踏板在內外方向的位置髖關節在 T0 附近呈現更內縮的角度，第二期及第三期呈現更外張的角度，整個運動過程中膝關節更加內轉，並減少膝關節外轉力矩。當 $\alpha = 10^\circ, 12^\circ$ 時踏板向內作用力不穩定，造成額狀面及橫切面力矩發生劇烈抖動且快速變化。

結論：坡度不會顯著改變下肢生物力學在橢圓機運動的表現。內偏角也不如預期使橢圓機運動更相似於步行也無法降低膝關節伸直力矩，這是因為在步行中腳掌向身體中線移動，但腳掌都是呈現外八狀，在本研究的橢圓機運動在 T3~T1 腳掌皆呈內八狀，若能減少踏板內轉的角度可能可以改善下肢生物力學的表現。

關鍵字：橢圓機、運動學、力動學、下肢、坡度、內偏角

ABSTRACT

Introduction : The concepts of elliptical trainer design were to simulate the motion of the human gait and avoid the impact force. The pervious papers showed the biomechanical environments of the gait and the elliptical exercise were totally different. Many new designs of the elliptical trainer were invented to approach the ambulation or other daily motions. However, the influences of those new designs on human musculoskeletal system have not been discussed. The purpose of this research is to investigate the effect of the slope and inward angle of pedal by quantifying lower limb dynamics.

Method : Eight young-male subjects without any musculoskeletal impairments or disability were recruited to this study. The range of leg length between 85.5~92 cm. The passive optical markers and electrodes were placed on subjects. The load cell installed on the left pedal measured the pedal reaction force. The elliptical exercise was measured at four level of pedal slopes (slop1,2,3,4) and inward angles ($\alpha=0,5,10,12^\circ$). Totally, sixteen conditions with the same cadence and resistance (60 rpm, 30 watt) were discussed.

Result: The investigation shows that there are no significant influences on all parameters with slope. However, the inward angle significantly changes the lower limb biomechanics in three planes. Inward angle can reduce the knee flexion angle of phase IX, but it will increase vertical PRF at the same time and, therefore, will increase the knee extensor moment of phase IX. Medial PRF is decreased in phase I and IX but increased in II and III. Besides, hip adduction angle increases near T0 and hip abduction angle increases in phase II and III. Inward angle also increases knee internal rotator angle and reduces knee external rotator moment. In addition, when $\alpha=10,12^\circ$, the medial PRF is not stable and induces disturbed moments on frontal plane and transverse plane.

Conclusion: Pedal slope does not significantly affect the lower limb biomechanics. Inward angle can not make elliptical exercise more similar to walking and can not decrease knee extensor moment. The results may be caused by the fact that foot swings and closed to the center line of the body but toe out while walking, yet it is toe in during T3~T1 in the elliptical exercisr. Reducing the toe-in angle may improve the performance of lower limb biomechanics.

Keywords: elliptical trainer , kinematics , kinetics , slope , inward angle

目錄

摘要	I
ABSTRACT	II
目錄	III
表目錄	VI
圖目錄	VII
第壹章 緒論	1
第一節 研究背景	1
第二節 橢圓機文獻回顧	2
一、運動生理學討論	2
二、生物力學討論	3
三、電生理學討論	4
第三節 不同坡度對步行的影響	5
第四節 研究目的	6
第貳章 研究方法	7
第一節 實驗對象	7
第二節 實驗儀器與設備	7
第三節 實驗步驟	10

一、 系統校正	11
二、 實驗準備	11
三、 靜態校正	13
四、 橢圓機實驗	14
第四節 下肢數學模型建立	17
第五節 資料分析	22
一、 橢圓機運動周期定義	22
二、 統計分析	23
第參章 研究結果	23
第一節 坡度對下肢生物力學影響	23
第二節 內偏角對下肢生物力學影響	28
一、 質量中心	28
二、 踏板反作用力	28
三、 關節角度	31
四、 關節力矩	40
第肆章 討論	51
第一節 坡度對下肢生物力學的影響	51
第二節 內偏角對下肢生物力學的影響	52
一、 T0 時的下肢生物力學分析	52

二、 T1 時的下肢生物力學分析	53
三、 T2 時的下肢生物力學分析	53
四、 T3 時的下肢生物力學分析	54
五、 整體討論	54
第五章 結論	56
第六章 參考文獻	57



表目錄

表 1 八位受試者的基本資料.....	7
表 2 反光球黏貼位置與對應肢段表.....	12
表 3 各坡度之橢圓軌跡傾斜角度.....	15
當踏板在最前端時會有最大向內偏轉角度	



圖目錄

圖 1 立體攝影術原理.....	8
圖 2 左側踏板的六軸測力元及六顆反光球.....	9
圖 3 橢圓機及相關設備.....	9
圖 4 實驗流程圖.....	10
圖 5 全身反光球位置.....	11
圖 6 受試者進行靜態校正.....	13
圖 7 受試者進行橢圓機實驗.....	14
圖 8 橢圓長軸傾角示意圖.....	15
圖 9 定義內偏角 A.....	16
圖 10 四種 A 值在橢圓周期中內偏角之變化.....	16
圖 11 實驗室下肢模型示意圖.....	17
圖 12 骨盆局部座標系統之定義.....	18
圖 13 右側大腿局部座標系統之定義.....	19
圖 14 右側小腿局部座標系統之定義.....	20
圖 15 右側足部局部座標系統之定義.....	21
圖 16 橢圓周期的定義.....	22
圖 17 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心內外向移動距離之比較.....	23
圖 18 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心前後向移動距離之比較.....	24
圖 19 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心垂直向移動距離之比較.....	24
圖 20 轉速 60RPM、阻值 30WATT、內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之踏板反作用力變化.....	25
圖 21 轉速 60RPM、阻值 30WATT、內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之矢狀面關節角度變化.....	26
圖 22 轉速 60RPM、阻值 30WATT、內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之矢狀面關節	

力矩變化.....	27
圖 23 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,質量中心內外向位移之比較.....	28
圖 24 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之踏板反作用力變化.....	29
圖 25 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第一期最大向外反作用力之比較.....	30
圖 26 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第四期最大向外反作用力之比較.....	30
圖 27 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第四期最大正向力之比較.....	30
圖 28 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之矢狀面關節角度變化.....	32
圖 29 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節彎曲角度之比較.....	33
圖 30 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大踝關節蹠屈角度之比較.....	33
圖 31 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之額狀面關節角度變化.....	34
圖 32 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大髖關節外張角之比較.....	35
圖 33 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第四期最大髖關節內縮角度之比較.....	35
圖 34 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最小膝關節外張角度之比較.....	35
圖 35 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節角度變化.....	37
圖 36 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節內轉角之比較.....	37
圖 37 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第一期最小踝關節內轉角度之比較.....	38
圖 38 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第四期最小踝關節內轉角度之比較.....	38

圖 39 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節外轉角之比較.....	38
圖 40 四種坡度下, 內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節角度變化圖	39
圖 41 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大骨盆同側轉動角度之比較...39	
圖 42 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大骨盆對側轉動角度之比較...40	
圖 43 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之矢狀面關節力矩變化.....	41
圖 44 內偏角 $A=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 反作用力與下肢在矢狀面之關係.....	42
圖 45 內偏角 $A=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 反作用力與下肢在矢狀面之關係.....	42
圖 46 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$, 第四期最大膝關節伸直力矩之比較.....	43
圖 47 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之額狀面關節力矩變化.....	44
圖 48 內偏角 $A=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 反作用力與下肢在額狀面之關係.....	45
圖 49 內偏角 $A=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 反作用力與下肢在額狀面之關係.....	45
圖 50 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$, 最大踝關節外張力矩之比較.....	46
圖 51 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大髖關節內縮力矩之比較.....	46
圖 52 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$, 最大膝關節內縮力矩之比較.....	46
圖 53 轉速 60RPM、阻值 30WATT、四種坡度下,內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節力矩變化.....	48
圖 54 內偏角 $A=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 踏板反作用力與下肢在橫切面之關係.....	49
圖 55 內偏角 $A=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60RPM、阻值 30WATT 下, 踏板反作用力與下	

肢在橫切面之關係.....	49
圖 56 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第一期最大髖關節內轉力矩之比較	50
圖 57 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,第一期膝關節最大外轉力矩之比較	50
圖 58 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,擺盪期最大膝關節外轉力矩之比較	50
圖 59 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節內轉力矩之比較.....	51
圖 60 在四種坡度下,增加內偏角 $A=0,5,10,12^\circ$,最大髖關節外轉力矩之比較.....	51



第壹章 緒論

第一節 研究背景

近年來健康意識日漸抬頭，健康就等同沒有疾病的概念，已漸漸被健康體能的思維所取代[1]。許多文獻也都證實良好的運動習慣可以預防控制疾病、促進健康，對生活品質的提升具有正面意義[2-4]。但隨著工業與經濟的發展，生活空間狹窄受限，越來越難找到方便又適合的戶外運動場所，這促使室內運動器材產業快速發展，健身器材在 2000 年已經成為美國體育用品消費市場的最大項目[5]，而橢圓機這種新一代的心肺健身器材又是其中發展最快的產品。

美國體育用品製造商協會(Sporting Goods Manufacturers Association, SGMA)調查指出，橢圓機的使用者從 2000 年的 6,176,000 人次成長到 2004 年的 15,678,000 人次，5 年間成長達到 153.85%，參與人次可說是近二十年來成長率最高、人數最多的一種運動型態，儼然已成為室內健身器材市場中最具主導性產品。

橢圓機的設計概念主要是模擬人走路、跑步或上下樓梯時之運動方式與軌跡，進行全身性運動，增強使用者之心肺功能及肌肉強度[6-8]，強調能減低下肢與地面的衝擊力，目前橢圓機文獻大多著重在討論心肺功能訓練[9-11]及機構設計[12, 13]，在生物力學上面的分析十分缺乏。市面上有許多不同機械設計的橢圓機，聲稱能藉由踏板軌跡模擬出不同類型的運動，但這些設計是否能達成設計目標仍有待證實，更令人擔憂的是不當設計會對關節及相關組織造成傷害，例如水滴型運動軌跡，在運動頻率較快時會產生明顯的衝擊折返點，增加腳部關節負荷。目前橢圓機設計都是以不同的踏板軌跡去模擬各種運動，但因為橢圓機運動為封閉動力鍊 (closed kinetic chain) 且雙腳一直與踏板保持接觸，造成橢圓機運動的生物力學表現與其他日常運動不同[14]，所以各種踏板運動參數及其生物力學表現都很需要被分析討論，才能預防不適當的生物力學環境，避免長期使用造成的傷害。

橢圓機的相關專利相當多，大多集中在九十年代後[13]，最近的專利大多在改

善踏板軌跡使橢圓機運動更接近日常運動，目前有兩種新式橢圓機尚未被討論，一為改變坡度來模擬不同日常運動[15, 16]，另一為增加踏板在水平面上的內偏角度[17]，但這兩種設計對人體肌肉骨骼系統的影響仍未知，且參數應如何選擇至今也沒有很客觀的標準，需要做全面性的討論。

文獻指出橢圓機可以應用在訓練病人的心肺功能上[18]，病人包括髖關節置換、小兒麻痺、糖尿病及髖骨壓力症候群等患者，但之前已有研究指出，橢圓機運動對膝關節可能會造成不良的生物力學環境，長時間影響下會有造成傷害的隱憂[14]，這顯示出全面性了解不同種橢圓機運動參數對肌肉骨骼系統之影響是如此迫切，因為唯有如此才能提供病患良好的復健且避免額外的傷害。

第二節 橢圓機文獻回顧

一、運動生理學討論

Porcari比較使用橢圓機、跑步機、固定式腳踏車及踏步機運動時的運動生理學反應[10]，結果顯示在跑步機上跑步與使用橢圓機時，最大攝氧量(oxygen consumption, VO_2)、每分鐘卡路里消耗(Kilocalories per minute)及心跳兩者並無顯著差異，且皆大於腳踏車、踏步機及跑步機上行走。但使用橢圓機時之地面最大正向力明顯比在跑步機上跑步小，其值只有在跑步機上跑步時的一半，與在跑步機上行走差不多，這個研究發現橢圓機比起其他運動器材不但能達到良好的心肺訓練且能減少地面對關節之衝擊，對於年長者或病人的訓練上有很大的優勢。

Larsen 比較在不同步頻下使用橢圓機造成的生理效應[9]，在步頻為56、69、80 rpm下，心跳和最大攝氧率都隨步頻加快而增加，56 rpm之橢圓機運動之平均攝氧量比在跑步機上以3.7 mph (13.5 ml/kg/min)步行還要高，80 rpm之橢圓機運動之平均攝氧量和在跑步機上以5.0 mph (13.5 ml/kg/min)跑步之攝氧量相差不多。

二、生物力學討論

雖然橢圓機為模擬人類步行運動的運動器材，但步行與橢圓機運動在生物力學表現上有很大的差異。Lu與Chien以步行與相似條件的橢圓機運動（步長=55%腿長，50rpm，阻值=0watt）互相比較[14, 19]，證實橢圓機的確能明顯降低地面对下肢的正向力，但卻會增加向後與向內的踏板反作用力。橢圓機運動與步行在髖關節與膝關節角度上趨勢一致，但使用橢圓機時髖關節與膝關節角度皆比步行時更彎曲，推測是為了增加緩衝，在運動後期踝關節角度就有明顯的差異，使用橢圓機時保持在背屈角度，步行則是在跖屈角度。在下肢關節力矩上，可以明顯看出橢圓機運動與步行的差異，橢圓機運動相對於步行而言，會增加髖關節最大彎曲力矩並減少最大伸直力矩，在運動全程皆強烈增加膝關節伸直力矩（約為走路的4倍），降低踝關節跖屈力矩。

值得特別注意的是，橢圓機運動在膝關節的生物力學表現，膝關節在極彎曲角度時需要肌肉提供很大的伸直力矩，這會增加股四頭肌的負荷，將造成髌股關節(patellofemoral joint)傷害。在斜坡步行的研究，發現在下坡步行時，會增加膝關節的彎曲角度與伸直力矩，且下坡的角度越大越明顯[20]。同樣的膝關節生物力學情況在橢圓機運動（橢圓長軸下坡六度）和下坡步行皆被發現，橢圓長軸下坡與步行下坡之生物力學可能有點相似，減少橢圓長軸下傾角度或許能解決膝關節在橢圓機運動產生的問題。

一般的橢圓機能調整的參數還有步長、步頻、阻值，這些參數也會改變下肢生物力學表現[19]。當步長增加時，踝關節跖屈角度隨之增加，也使站立期髖關節彎曲力矩與膝關節伸展力矩增加，而踝關節跖屈力矩則減少。當步頻加快時，為了使肌肉在更好施力的位置並且使增加全身質心移動效率，髖關節與膝關節角度會保持在更彎曲的姿勢，增加步頻會改變大部分的下肢關節力矩，因為需要更多肌肉協助才能達成較高轉速的運動。當阻值增加時，對關節角度影響不大但會影

響關節力矩，在高轉速下增加阻值，會顯著增加膝關節力矩，但對髖關節力矩無明顯影響。

本實驗室比較可調式水平步長及可調式垂直步幅之兩種橢圓機，研究發現步幅坡度對身體質心移動並無顯著影響，而全身質心的穩定主要仰賴於下肢關節角度之調整，但增加步長會使得全身質心在垂直方向位移增加。

三、電生理學討論

Browder 比較跑步機、橢圓機與固定式腳踏車[21]，發現胸大肌、股外側肌、股二頭肌、臀大肌在各運動器材間無顯著差異，腓腸肌活化情形在使用橢圓機時較低。

Browder 比較橢圓機在不同步長及推進方向之差異[22]，發現雖然在不同步長間肌肉活性沒有顯著差異，但在前踏時（forward）增加步長會增加股二頭肌活化峰值及降低股外側肌活化峰值，而在不同推進方向上前踩（forward）與後踩（backward）各肌肉的活化情形不相同，前踩時會增加臀大肌活性但減低股外側肌活性。

Bradford 比較一般橢圓機和新式踝部控制橢圓機[23]，新式踝部控橢圓機能模擬步行時之踝部運動（provided controlled gait-like ankle articulation），研究發現使用新式橢圓機時有較高的攝氧量，新式踝部控橢圓機在步頻為 60rpm 時會增加股外側肌、股二頭肌、前脛肌和內側腓腸肌的平均活化量。

第三節不同坡度對步行的影響

人步行在平地、上坡、下坡為三種不同的控制策略，完全不同的生物力學表現可以從當中被發現。[20, 24]

上坡相較於平地步行，在關節角度上，髖關節角度趨勢與平地相似，腳尖觸地時膝關節彎曲角度增加，站立中期膝關節伸直角度變大以便升高身體質心，踝關節在站立期大多是維持在背屈姿勢，與平地步行有很大的差別。三種地面在地面反作用力上有明顯的差異，上坡時在站立前期沒有向後剎車的分量（braking force），反而有向前的分量，上坡時在站立後期的向前推進力比平地及下坡步行大，反作用力的垂直分量則與平地步行差不多，反作用力大小在站立初期及站立後期與平地步行差不多，但在站立中期反作用明顯變小。在力矩表現上，上坡對髖關節力矩的影響最明顯，站立初期時上坡的最大髖關節伸直力矩增加，且髖關節力矩由伸直變成彎曲的時間點也向後延遲，膝關節力矩表現則與平地步行相似。

下坡相較於平地步行，在關節角度上，在站立初期及擺盪末期髖關節彎曲角度減少，而在站立中期髖關節彎曲角度增加，站立中後期膝關節彎曲角度增加以便降低身體質心位置，踝關節趨勢相同但在峰值上不同。在地面反作用力上，站立前期向後剎車的分量明顯增加，站立後期向後的推進力減少，反作用力的垂直分量則與平地步行差不多，反作用力大小在站立初期比步行大，在站立後期比步行小。髖關節最大伸直力矩在下坡與平地步行差不多，下坡會對膝關節力矩造成明顯的影響，使站立中後期膝關節力矩皆為伸直力矩。

在肌電訊號上，也可以觀察到不同坡度對步行的影響。上坡步行相較於平地，臀大肌、股直肌及半腱肌(hamstring)的活性(activity)較強且活化時間(burst duration)較久。下坡步行相較於平地，腓腸肌和股直肌活化時間較長，且半腱肌在站立中期會被誘發(burst)，臀大肌和前脛肌的肌電訊號則是和平地步行差不多。[25]

第四節 研究目的

為了使橢圓機能成功推廣被一般人接受甚至應用在病人復健上，並提供未來橢圓機設計的修改方向，了解不同橢圓機參數對下肢各關節受力狀態以及其影響是非常必要的，唯有如此才能真正瞭解正常人以及未來在臨床上使用時有何優點及使用上應注意之事項。這些遠大的目標都必須由最基礎的研究開始，本研究探討在同一橢圓機上改變不同橢圓長軸坡度與橢圓軌跡內偏角對正常男性之下肢生物力學造成的影響，希望能逐步探究不同機械參數對正常人甚至是病人的影響。在不同機台上，橢圓長軸坡度與橢圓軌跡內偏角對使用者在生物力學上的影響可能不盡相同，但本研究先專注在單一機台上討論，以作為後續研究的參考。

過去的橢圓機軌跡設計並未把垂直坡度視為設計重點，也沒有討論坡度對下肢生物力學影響之文獻，之前的研究發現下傾六度的橢圓長軸會造成膝關節不良的生物力學環境，產生過大的膝關節彎曲角度及伸直力矩，與下坡步行對膝關節的影響一致，也許可以透過提高機台前方坡度來增加踏板上坡角度減少膝關節不當的受力。傳統橢圓機兩側踏板之運動軌跡在運動過程中都保持互相平行，改良傳統踏板運動軌跡，讓踏板往前方移動時更接近身體中線，使橢圓機運動與真正的跨步動作更相似，可能可以改善膝關節不適當的生物力學環境。然而以上兩種設計概念並沒有經過驗證，不當的設計會對關節及相關組織造成傷害，因此需要全面性瞭解新設計對人體肌肉骨骼的影響，提供安全的運動環境並避免非必要的傷害，才有機會應用到病人的復健上。

本研究目的在探討橢圓機坡度與內偏角度對人體骨骼肌肉系統的影響，並驗證是否如預期能減少膝關節伸直力矩及彎曲角度。

第貳章 研究方法

第一節 實驗對象

本研究收了八位年輕男性受試者(表 1)，受試者腿長範圍在 85.5~92 公分，無任何神經骨骼肌肉系統方面的疾病，在熟知實驗內容並同意接受測試後在臺灣大學醫學工程研究所骨科工程暨動作分析實驗室內進行資料蒐集。

表 1 八位受試者的基本資料

	年齡(年)	身高(公分)	體重(公斤)	腿長(公分)	步長(%腿長)
受試者 1	27.4	175	66.5	89.5	48.4
受試者 2	25.4	176	75	90.5	47.8
受試者 3	24.8	170	69	89	48.7
受試者 4	24.0	178	78.5	92	47.0
受試者 5	27.0	171	67	89	48.7
受試者 6	22.8	177	70	90.5	47.8
受試者 7	24.7	168	60	85.5	50.6
受試者 8	23.0	170	60	87	49.8
平均值	24.9±1.7	173.1±3.8	68.3±6.5	89.1±2.1	48.6±2.1

第二節 實驗儀器與設備

本實驗是以 3 D 紅外線攝影機 (VICON512, VICON Motion Systems Ltd., UK) 取得受試者身上所黏貼反光球的空間位置，裝置在橢圓機左側踏板的六軸測力單元 (Bertec, USA) 量測實驗時左側踏板的反作用力，所有資料會由 VICON 系統同步擷取並重建皮膚標記的三維座標，再套入實驗室所建立的數學模型進行分析。

三維立體動作分析系統包含七台高精度紅外線攝影機(ultra-high-resolution infrared video cameras)及相關資料擷取設備，攝影機以每秒高達120HZ的頻率進行影像擷取，單一攝影機所拍攝的影像只能提供二維平面的資訊，若欲知物體三維資訊，則要使物體同時被兩台以上攝影機由不同方向拍攝到，經由計算則可得知其在空間中的位置(圖 1)。

一個六軸測力單元裝置在橢圓機左側踏板下(圖 2)，測量受試者進行橢圓機運動時左側踏板提供下肢的反作用力，由於六軸測力單元每一瞬間的位置都隨左側踏板變化，故利用左側踏板黏貼的六顆反光球定位六軸測力單元當時的位置，把力學資料由測力單元局部座標系統轉到實驗室廣義座標系統進行力動學分析。

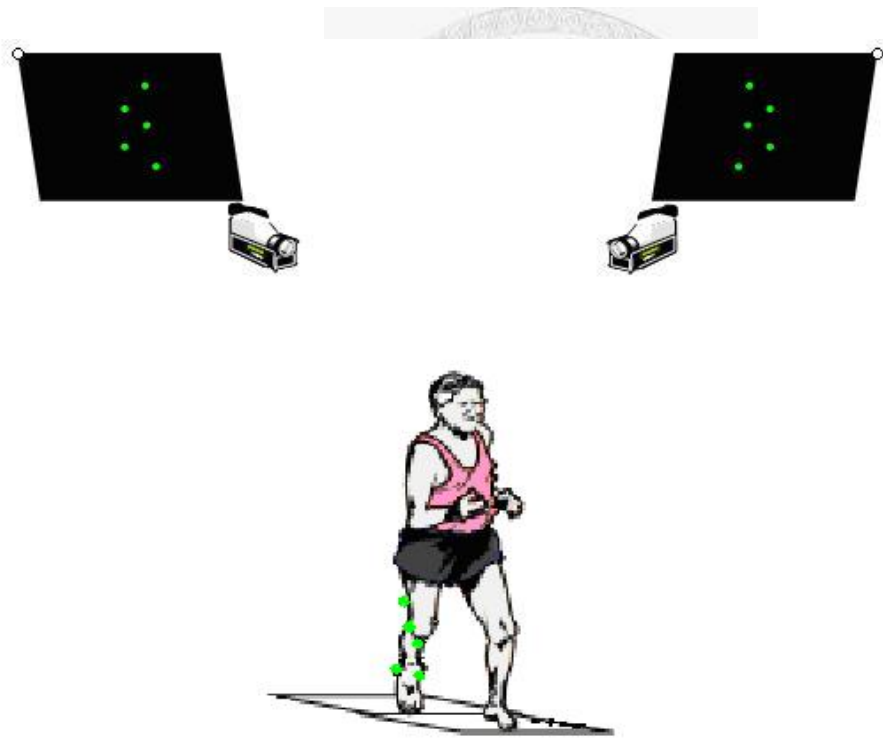


圖 1 立體攝影術原理

利用至少兩部的攝影機，在不同位置同時擷取黏貼於受試者身上反光標記在空間中的位置，再將每個攝影機的二維畫面相互結合運算之後，便可得知每個反光標記之三維座標。

橢圓機由墩豐機械提供(圖 3)，前端插銷位置可調整坡度，手把角度用來調整踏板內偏角。外接橢圓機阻值控制器用來調控橢圓機運動時之阻值，節拍器用來調節步行及橢圓機運動頻率。本實驗使用的橢圓機，當有內偏角時踏板除了會改變與中線的距離，同時踏板也會向內外偏轉。當踏板在最前端時會有最大向內偏轉角度，當踏板在最後端時會有最大向外偏轉角度，且因機構因素兩踏板在運動期間皆保持平行。



圖 2 左側踏板的六軸測力元及六顆反光球



圖 3 橢圓機及相關設備

第三節 實驗步驟

於實驗前先進行攝影機位置調整以及系統校正，接著向受試者詳細說明實驗內容以及填寫基本資料，待受試者熟知實驗內容後，將反光標記黏貼各肢段特定骨標記，用來擷取運動學資料。實驗準備完成後，進行橢圓機實驗，橢圓機實驗改變四種坡度及四種內偏角，共模擬16種運動形式。

實驗完成後利用Workstation軟體進行皮膚標記的三維座標重建，然後對標記作標示動作之前處理過程。經前處理後之資料帶入本研究所發展的動作分析模型進行分析。最後將質量中心移動量、關節角度、關節力矩、踏板反作用力、地面反作用力等變數之峰值進行統計分析。

實驗流程(圖 4)，細節於後逐步說明。

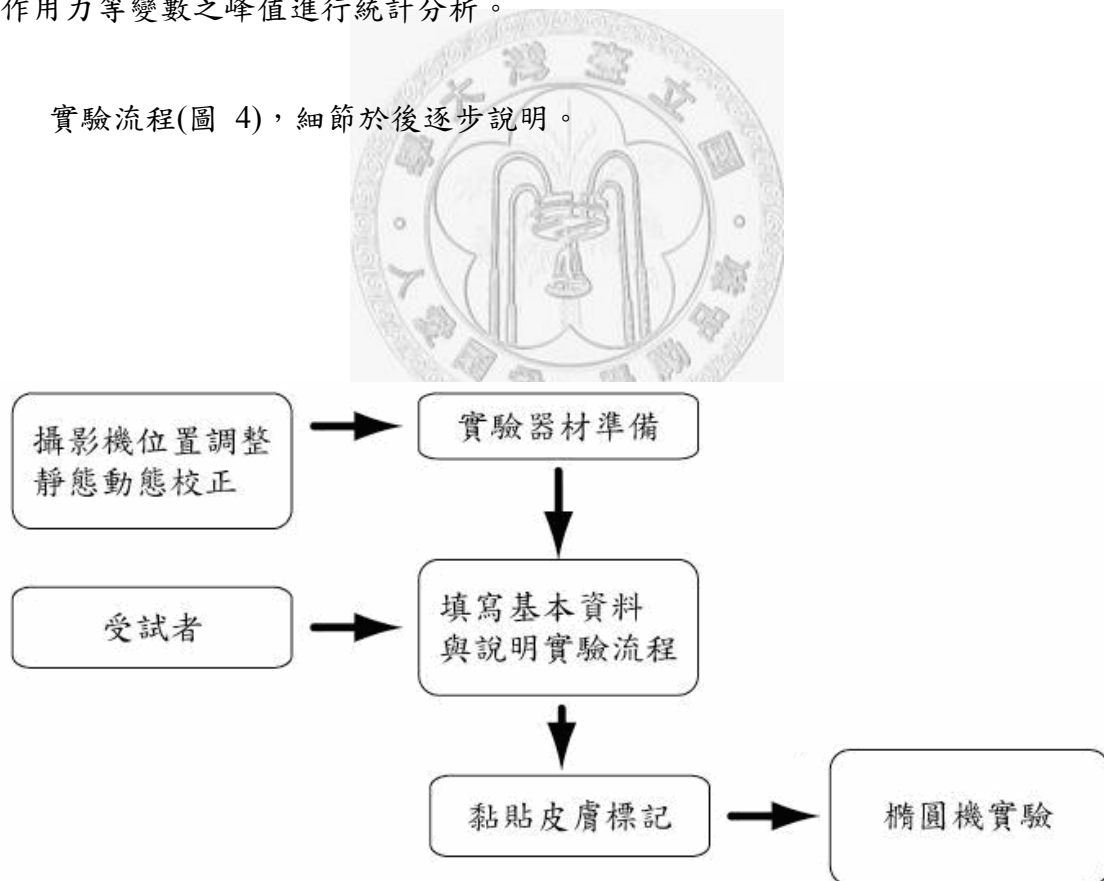


圖 4 實驗流程圖

一、系統校正

實驗開始前，先調整七台紅外線攝影機使之可以監看到我們所需要的運動範圍，調整完畢則不再改變攝影機位置，先進行 VICON 系統校正，使用 L-framez 進行靜態校正，500 mm 之 L-framez 緊靠測力板邊緣，建立實驗室廣義座標系統，再使用一支長度固定且貼有反光球的棒子在運動空間揮舞進行動態校正，目的在對拍攝所得之影像進行扭曲校正，反覆校正直到實驗室系統所產生之校正殘餘值（calibration residual）小於 1，即完成攝影機校正。

二、實驗準備

受試者穿著短衣褲，量測肢段幾何參數及身高體重後，將上肢 11 顆和下肢 28 顆，共 39 顆直徑 14 公釐的反光球黏貼在全身特定骨標記(圖 5)，下肢詳細解剖標記位置與之段定義(表 2)，在實驗中攝影機可以提供這些反光球的 3D 位置以進行運動學分析，橢圓機兩側踏板也貼上至少四顆的反光球，並利用指標器(pointer)定義六軸測力單元局部座標，求得踏板局部座標與踏板上反光球之相對關係，在運動時提供踏板的位置資訊，用以計算踏板反作用力方向及位置進行下力動學分析。

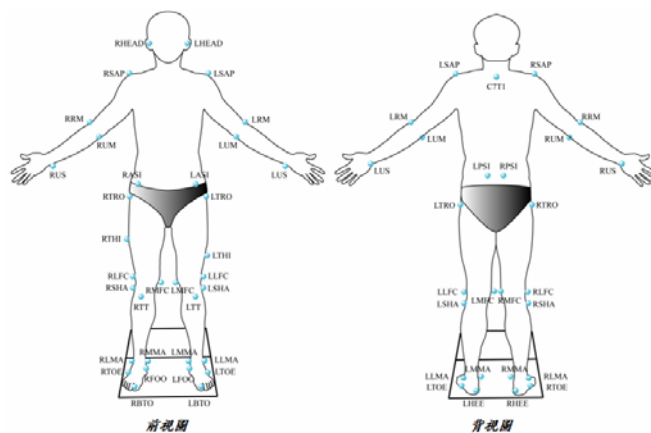


圖 5 全身反光球位置

表 2 反光球黏貼位置與對應肢段表

肢段名稱	標記名稱	解剖標記位置	英文對照
軀幹 (trunk)	Head	耳管	ear canal
	C7	頸椎第七節胸椎	C7
上肢 (upper limb)	SAP	肩峰鎖骨關節處	glenohumeral axis
	RM	橈側肘關節線	radius side of elbow axis
	UM	尺側肘關節線	ulna side of elbow axis
	US	尺骨莖突	ulna styloid
骨盆 (pelvis)	RASI	右腸骨前上棘	anterior superior iliac spine
	RPSI	右腸骨後上棘	posterior superior iliac spine
	LASI	左腸骨前上棘	anterior superior iliac spine
	LPSI	左腸骨後上棘	posterior superior iliac spine
大腿 (thigh)	TRO	股骨大轉子	greater trochanter
	THI	大腿外側	thigh wand marker
	LFC	股骨的外側髁	lateral femoral epicondyle center
	MFC	股骨的內側髁	medial femoral epicondyle center
小腿 (shank)	SHA	腓骨的頭	head of fibula
	TT	脛骨粗隆	tibial tuberosity
	LMA	腓骨的外側髁	lateral malleolus
	MMA	脛骨的內側髁	medial malleolus
足 (foot)	HEE	腳後跟	heel
	FOO	舟狀骨粗隆	navicular tuberosity
	TOE	第五跖骨粗隆	tuberosity of 5 th metatarsal bone
	MTH	第三跖骨遠端	3 rd metatarsal head

三、靜態校正

受試者保持解剖姿勢（anatomy neutral position）站在一塊力板上數秒，全身所有的反光球都必須能被攝影機拍攝到(圖 6)。這個靜態校正（subject calibration）的步驟是用來定義關節零度位置及各骨標記在局部座標的位置，關節角度可能因為骨標記的技術限制或受試者本人因素而有誤差，所以用靜態校正時各肢段局部座標之間的關係當成關節角度的零度基準。



圖 6 受試者進行靜態校正

四、橢圓機實驗

本次實驗討論坡度與內偏角對下肢生物力學的影響，操作變因是坡度及內偏角，討論四種坡度模式（坡度一、坡度二、坡度三、坡度四）和四種內偏角模式（ $\alpha=0、5、10、12^\circ$ ），步頻皆為 60 rpm，阻值維持在 30 watt，手握前端固定式手把，共模擬 16 種運動模式(圖 7)。實驗前受試者以 0watt 作五分鐘暖身，每個實驗回合中間休息 5 分鐘，步頻以節拍器調節，當受試者達到指定步頻才開始擷取，每個回合取 10 個週期。步長定義為坡度一且 $\alpha=0^\circ$ 時踏板在最前後端之距離，其值為 43.3cm。

坡度由橢圓機前端高度調整，總共有四個高度，高度改變橢圓長軸傾斜角度 γ (圖 8)，橢圓機也藉此切換不同的坡度模式（坡度一到四）。坡度一時橢圓長軸下傾角度最小，坡度二三依序次之，坡度四時橢圓長軸下傾角度最大(表 3)。

內偏角定義為踏板在水平面上相對前進方向的內偏夾角，定義 α 為踏板在最前端時之內偏角(圖 9)，本實驗分為四個等級（ $\alpha=0、5、10、12^\circ$ ）， α 由改變手把角度來調整，描述四種 α 值在橢圓周期中踏板內轉之變化(圖 10)，踏板在最前端時 (T0) 最內轉，踏板在最下端 (T1) 時平行前進方向，踏板在最後端時 (T2) 最外轉，踏板在最上端時 (T3) 因為橢圓軌跡後方較高。



圖 7 受試者進行橢圓機實驗

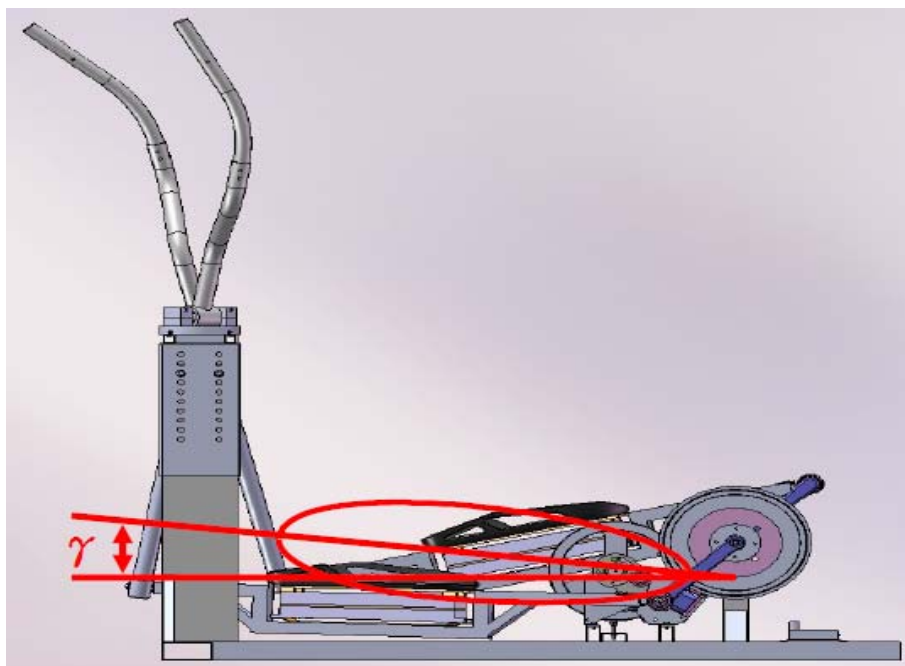


圖 8 橢圓長軸傾角示意圖



表 3 各坡度之橢圓軌跡傾斜角度
(負值表示橢圓長軸向下傾斜)

	橢圓長軸傾斜角度 γ
坡度一	-1.08°
坡度二	-1.59°
坡度三	-2.36°
坡度四	-3.17°

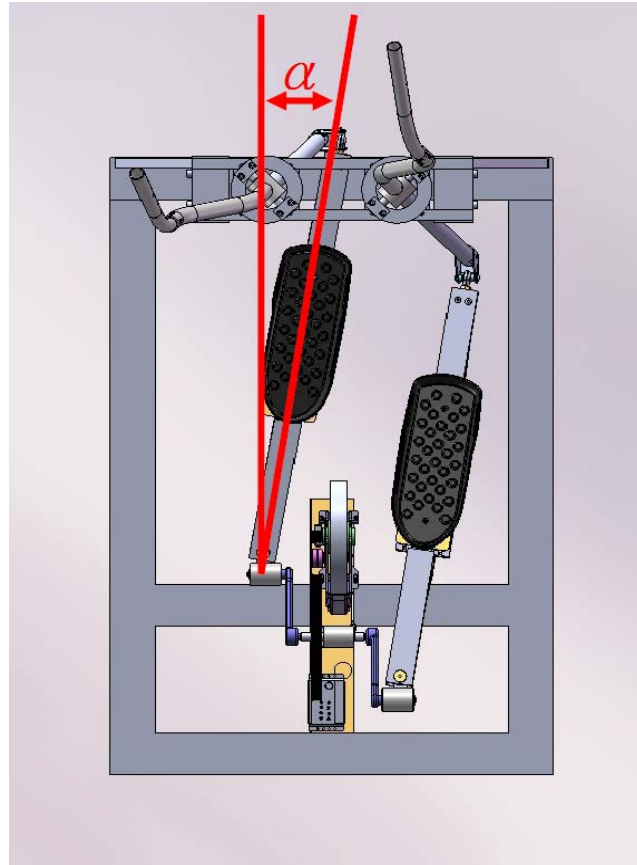


圖 9 定義內偏角 α

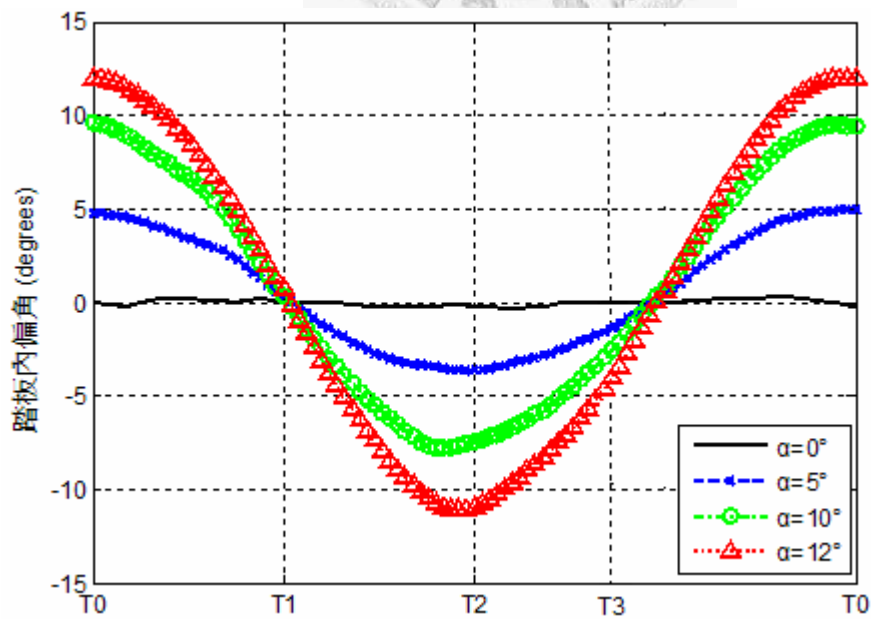


圖 10 四種 α 值在橢圓周期中內偏角之變化

第四節 下肢數學模型建立

本研究把下肢模擬成七個剛體，包括左右足部、左右小腿、左右大腿及骨盆，肢段間以球接關節互相連接(圖 11)。藉由Grood and Suntay提出之方法計算得到關節角度[14]，並求得關節的角速度與角加速度，再利用逆向動力學分析 (inverse dynamics analysis) 得到力動學資料，即得各關節的合力與合力矩以及功率。所謂逆向動力學是藉由皮膚標記在空間中之動態位置得知人體各肢段在空間之位置及運動狀態，經二次微分得到各肢段加速度，再配合肢段的慣性性質，利用Newton-Euler平衡方程式反推肢段與關節的受力大小，其中各肢段之慣性參數 (inertial properties) 使用Dempster's 係數之資料[26]。

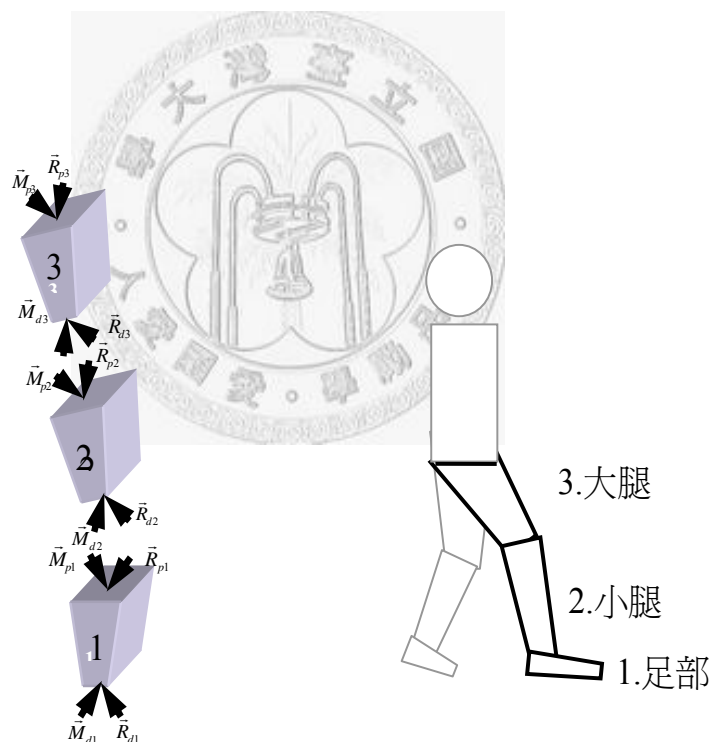


圖 11 實驗室下肢模型示意圖

各肢段的局部座標系統(Local coordinate system)之三軸方向依ISB所建議，x軸以前方為正，y軸以上方為正，z軸以右邊為正，各肢段利用貼在各骨標記點的反光球位置定義各肢段不同的局部座標系統，以下以右側下肢為例詳細介紹。

骨盆(pelvis)局部座標系統之定義如(圖 12)，以右側腸骨前上棘前面最突出處(RASI)、左側腸骨前上棘前面最突出處(LASI)及右側腸骨後上棘後面最突出處(RPSI)定義其局部座標系統。令RASI為原點，可依式(1)決定各座標軸之單位向量。

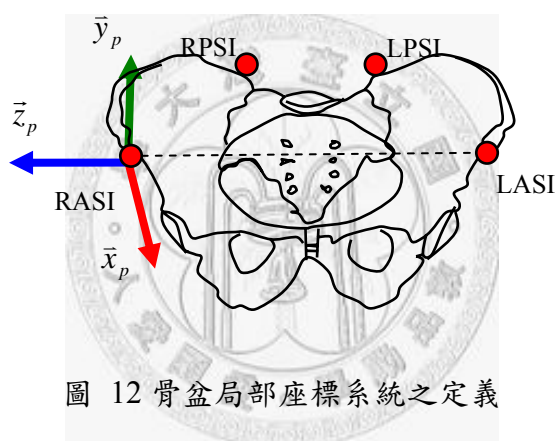


圖 12 骨盆局部座標系統之定義

$$\vec{z}_p = \frac{\vec{P}_{RASI} - \vec{P}_{LASI}}{|\vec{P}_{RASI} - \vec{P}_{LASI}|}$$

$$\vec{y}_p = \frac{(\vec{P}_{RPSI} - \vec{P}_{RASI}) \times \vec{z}_p}{|(\vec{P}_{RPSI} - \vec{P}_{RASI}) \times \vec{z}_p|} \quad (1)$$

$$\vec{x}_p = \vec{y}_p \times \vec{z}_p$$

右側大腿局部座標系統之定義如(圖 13)，以大轉子外側最突出處(RTRO)為原點，利用股骨外上髁最外側突出處(RLFC)及股骨內上髁最內側突出處(RMFC)兩點，可定義大腿局部座標系統 $S_{RT} = (\bar{x}_{RT}, \bar{y}_{RT}, \bar{z}_{RT})$ 如式(2)。

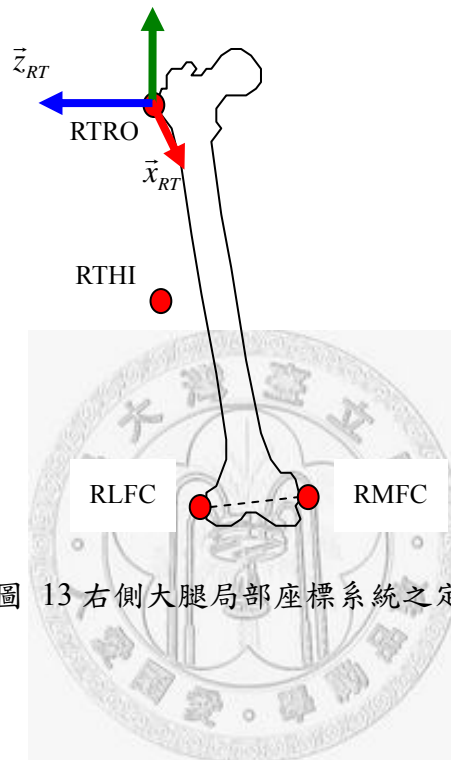


圖 13 右側大腿局部座標系統之定義

$$\bar{z}_{RT} = \frac{\bar{P}_{RLFC} - \bar{P}_{RMFC}}{|\bar{P}_{RLFC} - \bar{P}_{RMFC}|}$$

$$\bar{x}_{RT} = \frac{(\bar{P}_{RTRO} - \bar{P}_{RLFC}) \times \bar{z}_{RT}}{|(\bar{P}_{RTRO} - \bar{P}_{RLFC}) \times \bar{z}_{RT}|} \quad (2)$$

$$\bar{y}_{RT} = \bar{z}_{RT} \times \bar{x}_{RT}$$

右側小腿局部座標系統之定義如(圖 14)，以脛骨粗隆最突出處(RTT)、外踝外側最突出處(RLMA)、內踝內側最突出處(RMMA)及腓骨頭(RSHA)定義局部座標系統 $S_{RS} = (\bar{x}_{RS}, \bar{y}_{RS}, \bar{z}_{RS})$ 。以 RTT 為原點，各單位向量計算如式(3)。

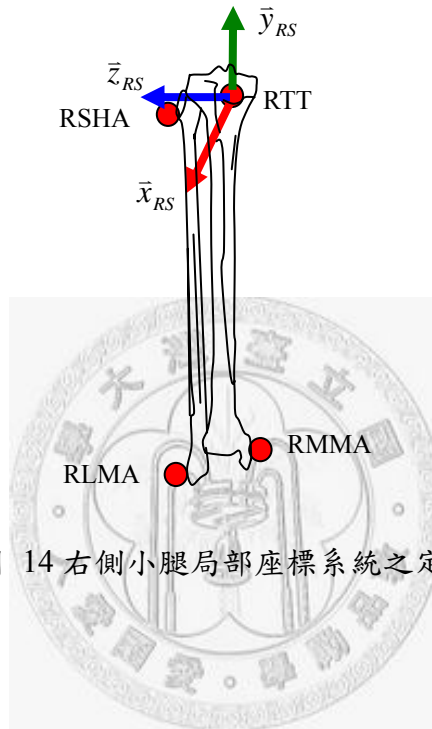


圖 14 右側小腿局部座標系統之定義

$$\bar{x}_{RS} = \frac{(\bar{p}_{RSHA} - \bar{p}_{RMMA}) \times (\bar{p}_{RLMA} - \bar{p}_{RMMA})}{|(\bar{p}_{RSHA} - \bar{p}_{RMMA}) \times (\bar{p}_{RLMA} - \bar{p}_{RMMA})|}$$

$$\bar{z}_{RS} = \frac{\left(\frac{\bar{p}_{RMMA} + \bar{p}_{RLMA}}{2} - \bar{p}_{RTT} \right) \times \bar{x}_{RS}}{\left| \left(\frac{\bar{p}_{RMMA} + \bar{p}_{RLMA}}{2} - \bar{p}_{RTT} \right) \times \bar{x}_{RS} \right|} \quad (3)$$

$$\bar{y}_{RS} = \bar{z}_{RS} \times \bar{x}_{RS}$$

右側足部部分之局部座標系統定義如(圖 15)，以跟骨後側最突出處(RHEE)、舟狀骨結節最突出處(RFOO)及第五個跖骨外側最近端(RTOE)等皮膚骨標記定義足骨局部座標系統。以 RHEE 為其原點，各座標軸單位向量決定如式(4)。

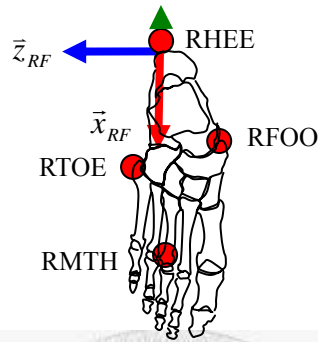


圖 15 右側足部局部座標系統之定義

$$\vec{x}_{RF} = \frac{\frac{\vec{p}_{RFOO} + \vec{p}_{RTOE}}{2} - \vec{p}_{RHEE}}{\left| \frac{\vec{p}_{RFOO} + \vec{p}_{RTOE}}{2} - \vec{p}_{RHEE} \right|}$$

$$\vec{y}_{RF} = \frac{(\vec{p}_{RHEE} - \vec{p}_{RFOO}) \times \vec{x}_{RF}}{\left| (\vec{p}_{RHEE} - \vec{p}_{RFOO}) \times \vec{x}_{RF} \right|} \quad (4)$$

$$\vec{z}_{RF} = \vec{x}_{RF} \times \vec{y}_{RF}$$

第五節 資料分析

一、橢圓機運動周期定義

為了能有系統分析橢圓機運動，本研究定義了四個特徵點T0、T1、T2、T3，將橢圓機整個運動周期畫分為四個時期（圖 16）。橢圓機踏板的軌跡為橢圓，這四個特徵點是以踏板位置來定義，當踏板在最前端時定義為T0，踏板在最下方時定義為T1，踏板在最後端時定義為T2，踏板在最上方時定義為T3，踏板由T0依序經T1、T2、T3最後又回到T0定義為一個橢圓機運動周期。由兩腳的相對位置又可與步行特徵點互相對照，T0對應到腳跟著地(Heel strike)，T1對應到站立中點(Mid-stance)，T2對應到腳尖離地(Toe off)，T3對應到擺盪中點(Mid-swing)。本研究定義T0經T1到T2為站立期，因為此時期從腳跟著地到腳尖離地，腳的位置向後方移動，T2經T3到T0為擺盪期，因為此時期從腳尖離地到腳跟著地，腳的位置向前方移動。

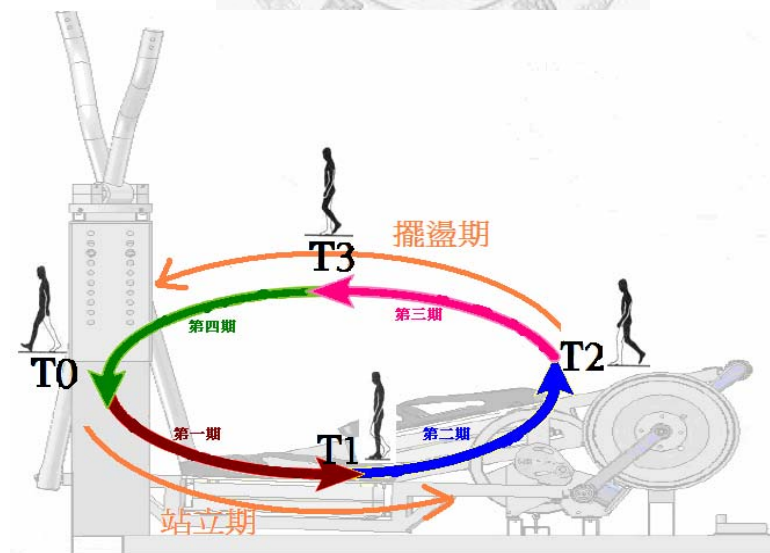


圖 16 橢圓周期的定義

二、統計分析

本研究對踏板反作用力、關節角度 (joint angle)、關節力矩 (joint moment) 等變數之峰值 (peak value) 及在四個特徵點時之表現進行統計分析。並利用 repeated ANOVA 分析坡度及內偏角對最大關節角度及力矩的影響 (SPSS 13.0, SPSS Inc, U.S.A), 顯著差異質設定為 0.05。

第參章研究結果

在橢圓機運動中阻值維持 30w 頻率維持 60 rpm，改變坡度及內偏角，探討這些運動參數對踏板反作用力、關節角度、關節力矩的影響。

第一節 坡度對下肢生物力學影響

實驗結果顯示，改變坡度對身體質量中心移動量(圖 17,18,19)、踏板反作用力(圖 20)、下肢矢狀面關節角度(圖 21)、下肢矢狀面關節力矩(圖 22)皆沒有顯著的影響。

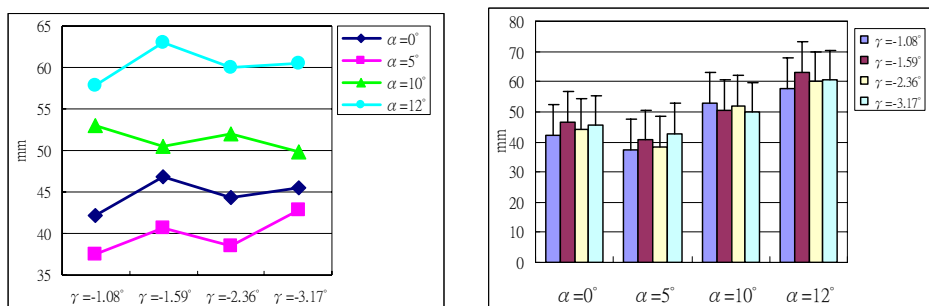


圖 17 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心內外向移動距離之比較 (坡度改變無顯著影響, $P=0.939$)

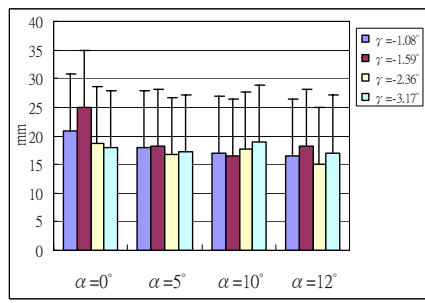
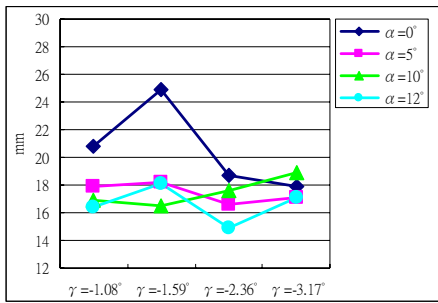


圖 18 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心前後向移動距離之比較
(坡度改變無顯著影響, $P=0.847$)

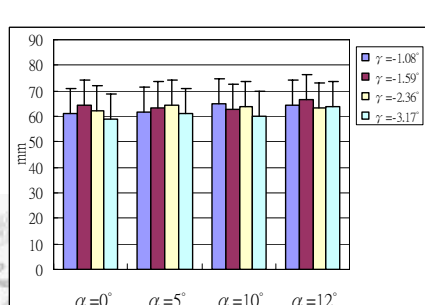
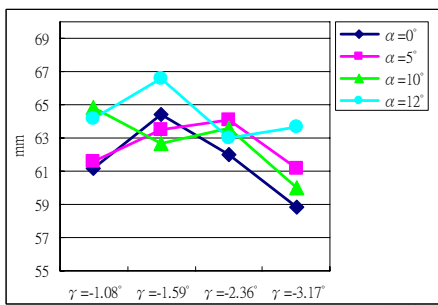


圖 19 在四種內偏角下,改變不同坡度,身體質心垂直向移動距離之比較
(坡度改變無顯著影響, $P=0.982$)

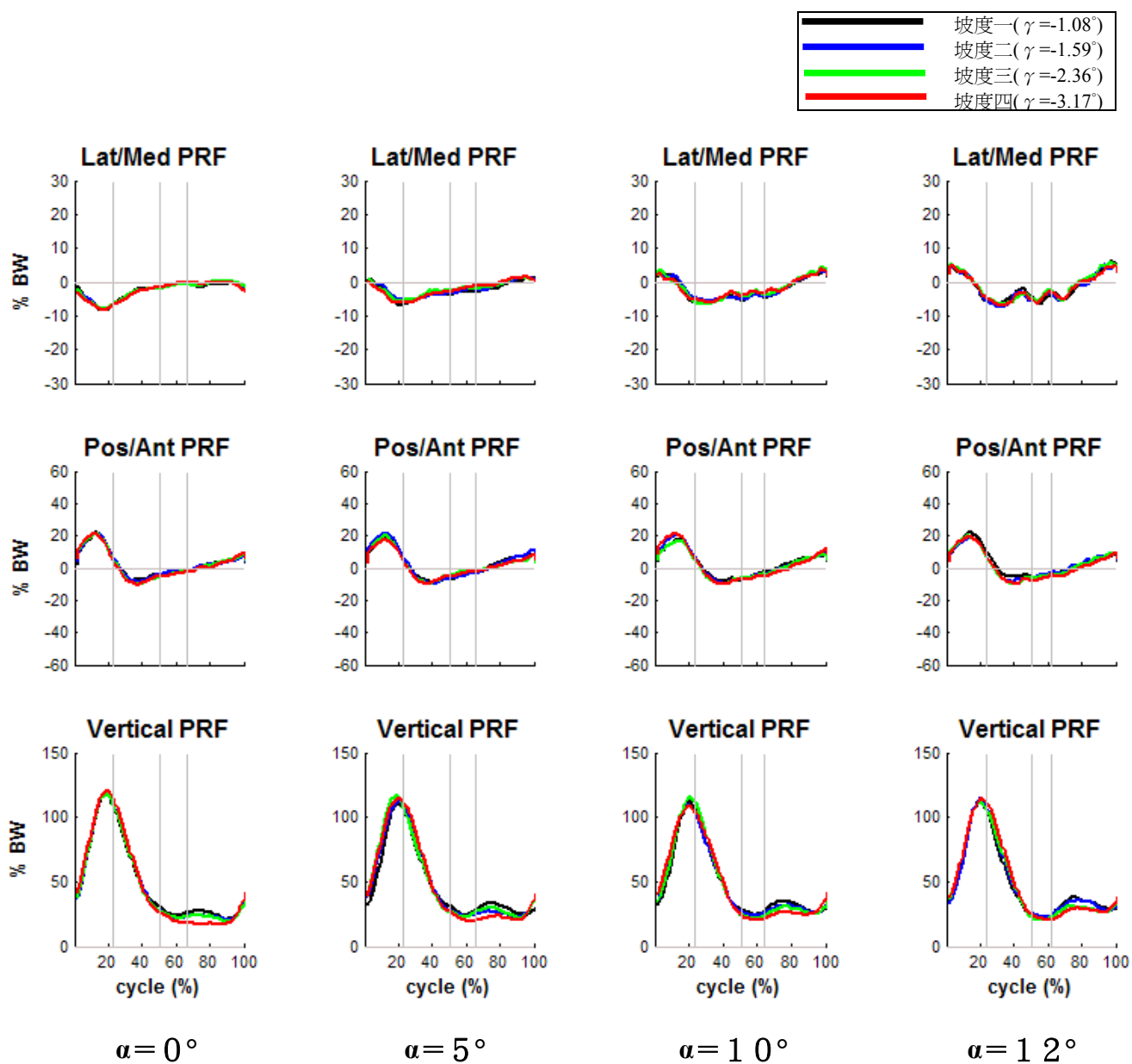


圖 20 轉速 60rpm、阻值 30watt、內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之踏板反作用力變化

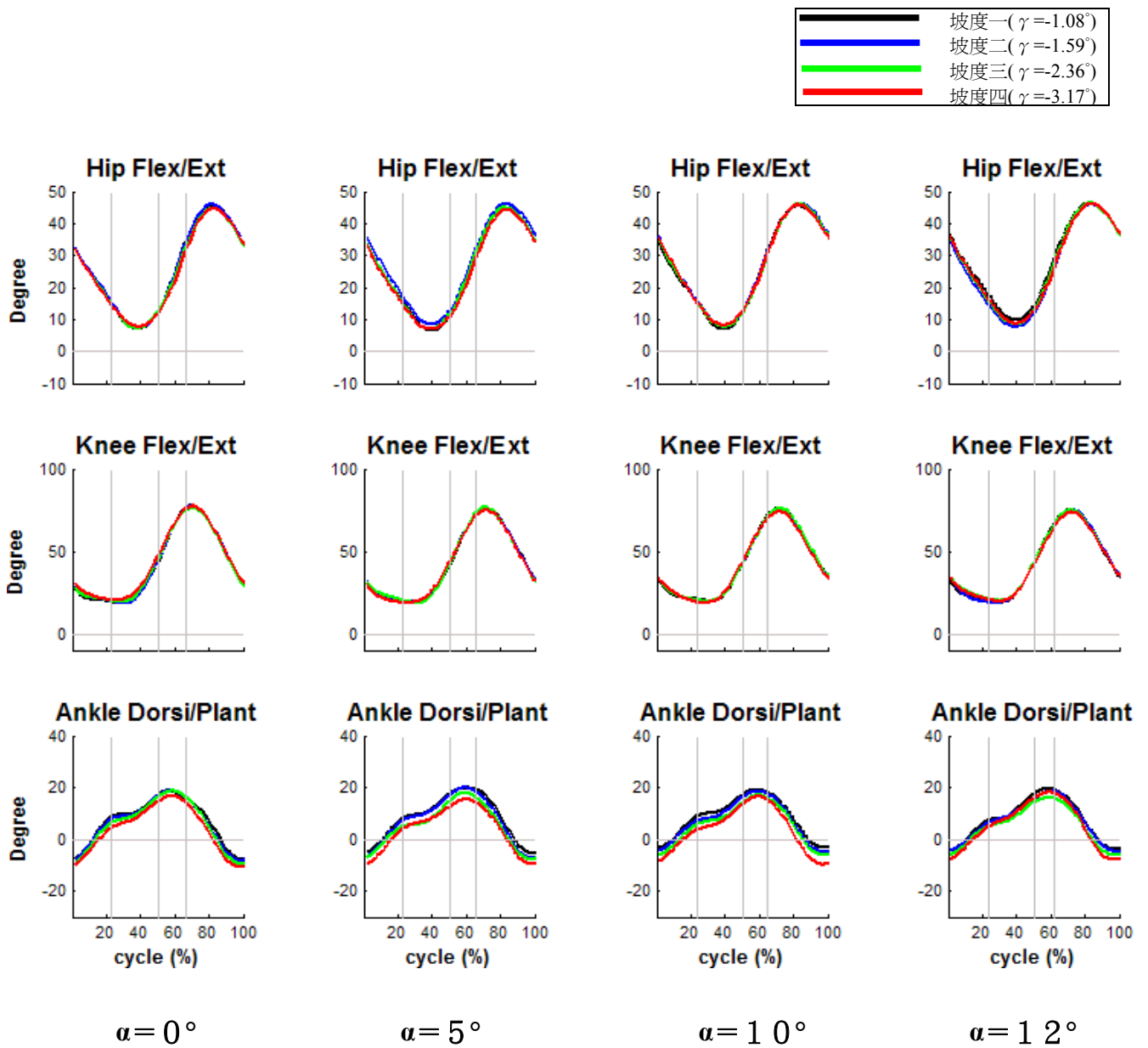


圖 21 轉速 60rpm、阻值 30watt、內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之矢狀面關節角度變化

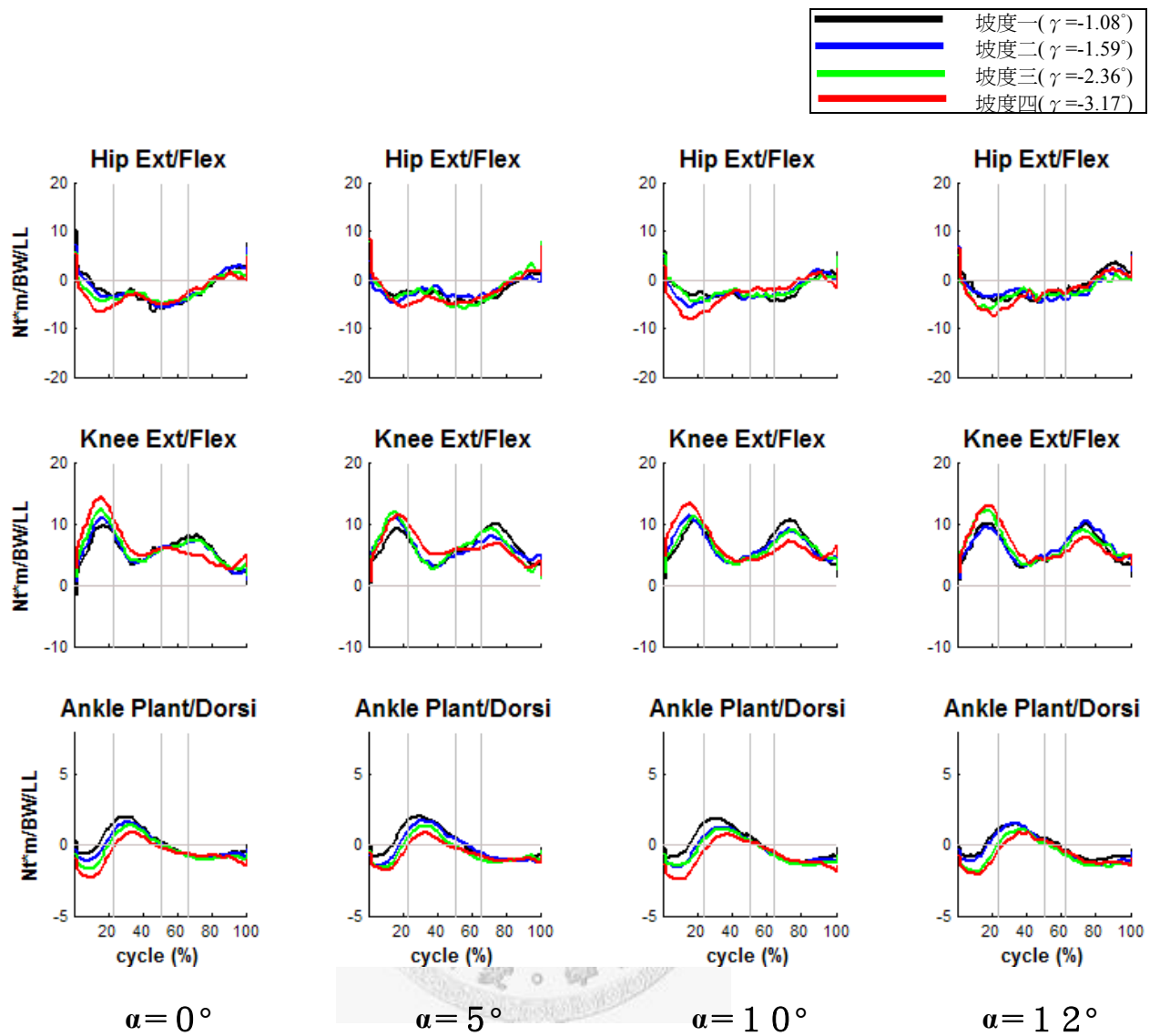


圖 22 轉速 60rpm、阻值 30watt、內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 下,四種坡度之矢狀面關節力矩變化

第二節 內偏角對下肢生物力學影響

一、質量中心

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角對身體質量中心位移的影響，結果顯示，內偏角對身體質量中心左右向移動量有顯著的影響， $\alpha=5^\circ$ 比其他角度更能減少身體質量中心在左右向的位移(圖 23)。

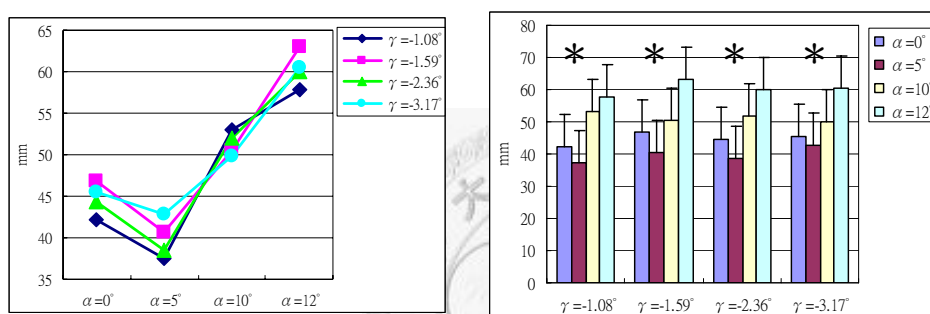


圖 23 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,質量中心內外向位移之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

二、踏板反作用力

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角對踏板反作用力在四個特徵點的影響(圖 24)，發現增加內偏角會增加 T0 時的向外反作用，增加 T2 及 T3 時向內向前的反作用力，減少 T2 時的正向力，增加 T3 時的正向力。

討論不同內偏角對踏板反作用力極值的影響，發現內偏角對第一期及第四期之最大向外反作用力及第四期的最大正向力造成顯著的影響。增加內偏角會顯著增加第一期及第四期的最大踏板向外反作用力(圖 25,圖 26)及第四期的最大踏板正向力(圖 27)。

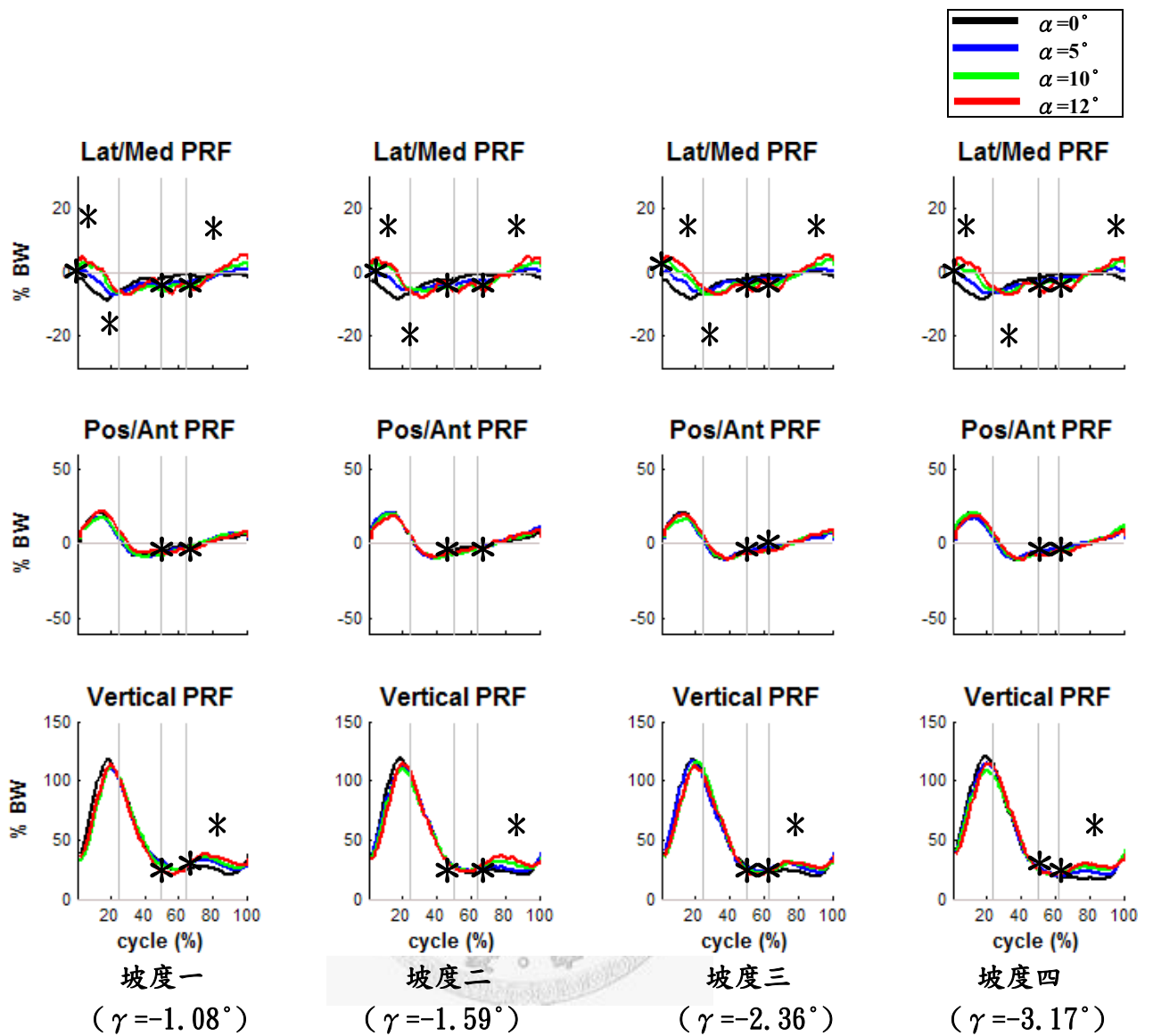


圖 24 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之踏板反作用力變化 (*表示 $p < 0.05$)

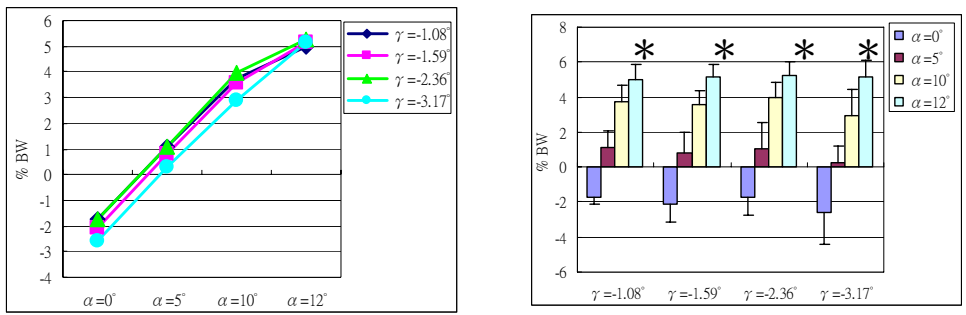


圖 25 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,第一期最大向外反作用力之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

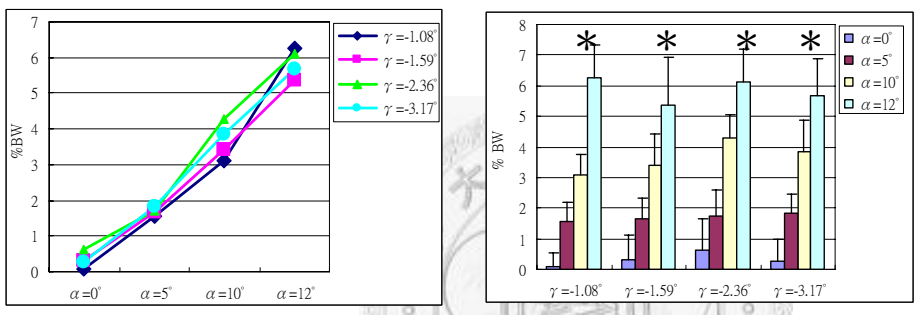


圖 26 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,第四期最大向外反作用力之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

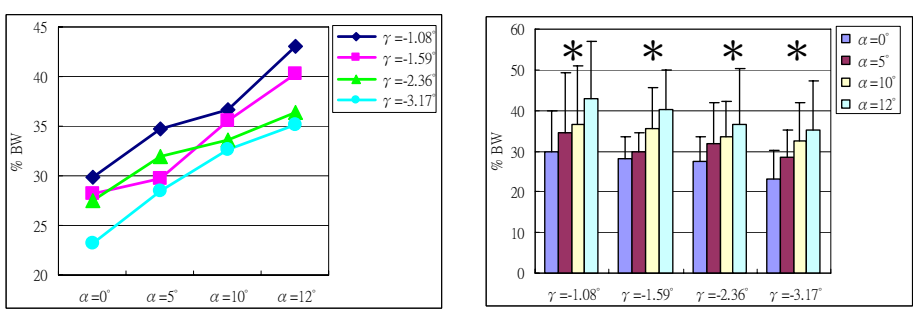


圖 27 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,第四期最大正向力之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

三、關節角度

1. 矢狀面

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角在四個特徵點對矢狀面下肢關節角度的影響(圖 28)，發現增加內偏角在 T0 會增加髌膝關節彎曲角度及踝關節蹠屈角度，T2 會減少膝關節彎曲角度，T3 時會減少髌膝關節彎曲的角度增加踝關節蹠屈角度。

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角對矢狀面下肢關節角度的影響，發現增加內偏角會使膝關節最大彎曲角度(圖 29)及踝關節最大蹠屈角度(T0)顯著減少(圖 30)。



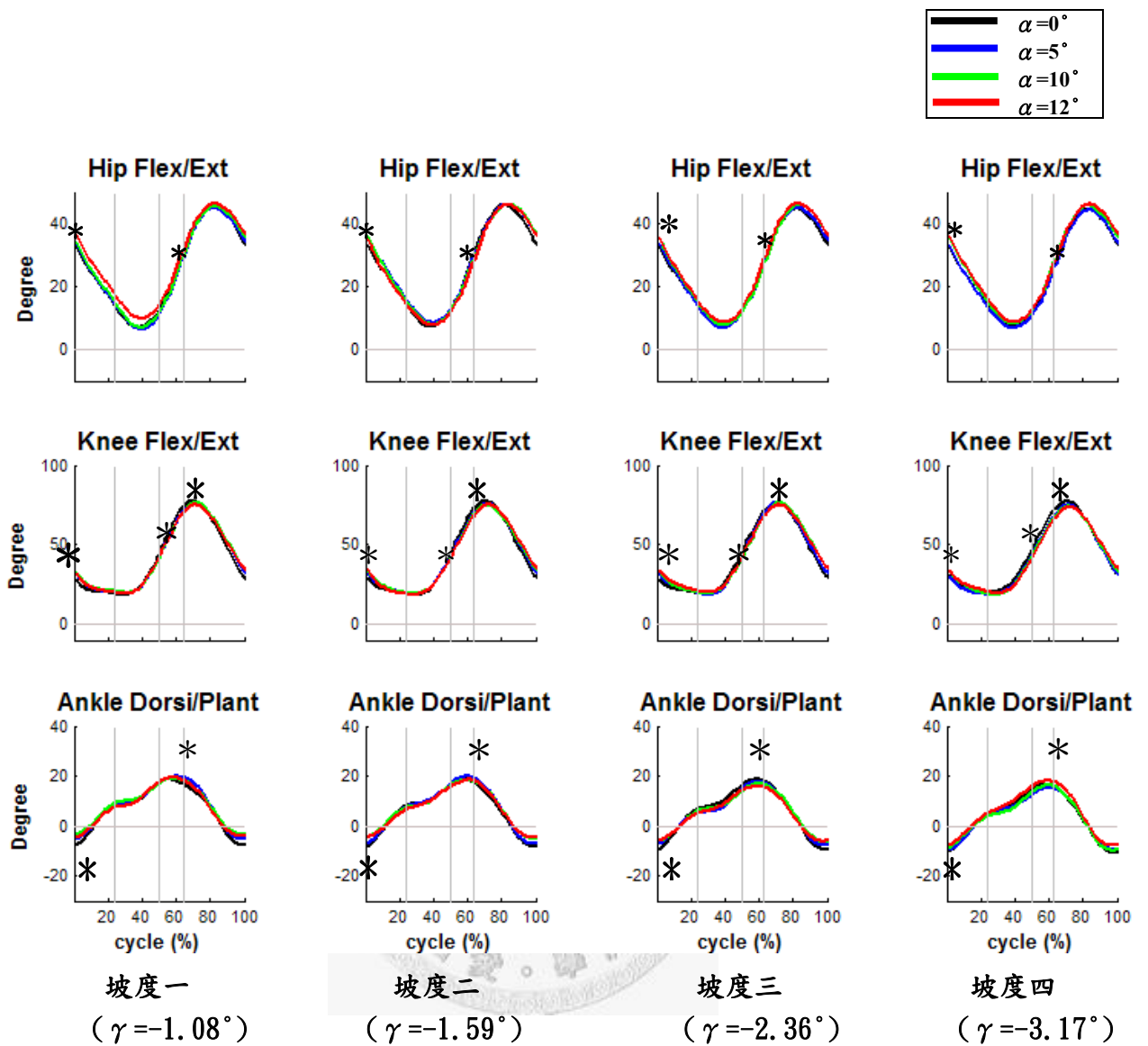


圖 28 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之矢狀面關節角度變化 (*表示 $p < 0.05$)

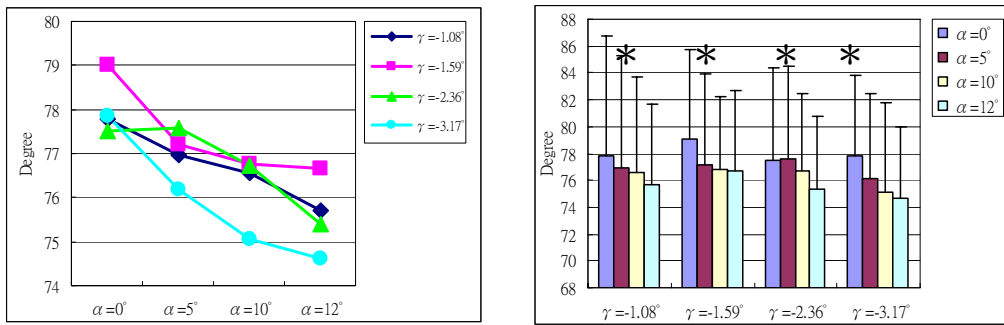


圖 29 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節彎曲角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

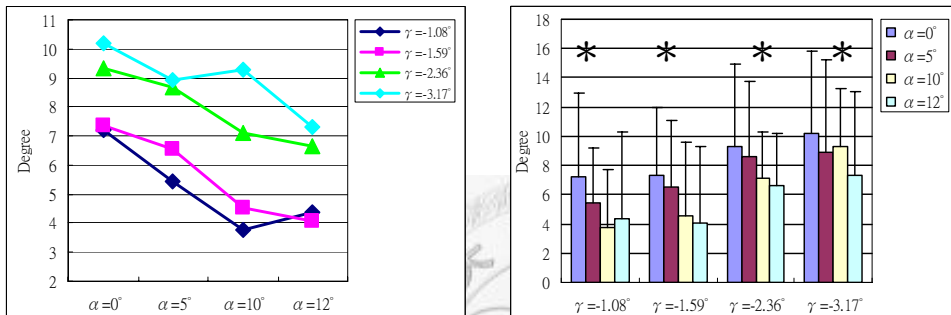


圖 30 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大踝關節蹠屈角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

2. 額狀面

分別在四個坡度模式下,討論不同內偏角對額狀面下肢關節角度的影響(圖 31),發現增加內偏角會增加 T0 時髖關節內縮角度但在 T1、T2、T3 時增加髖關節外張角度,在 T0 時會增加膝關節外張角度,在 T1 時增加踝關節內縮角度。

分別在四個坡度模式下,討論不同內偏角對額狀面下肢關節角度的影響,發現增加內偏角會使髖關節最大外張角度(圖 32)、第四期最大內縮角度(圖 33)及膝關節最小外張角度(圖 34)顯著增加。

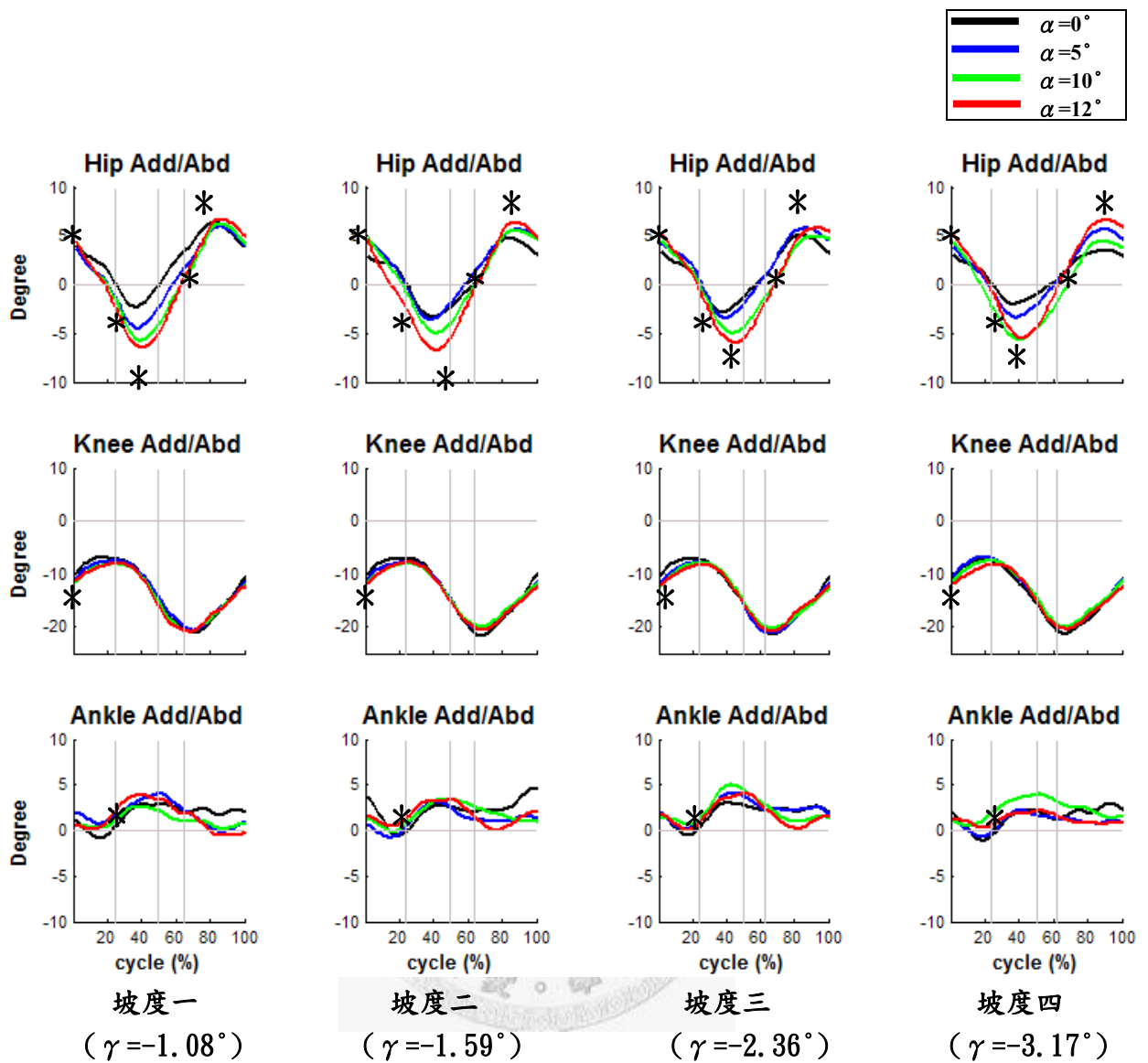


圖 31 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之額狀面關節角度變化

(*表示 $p < 0.05$)

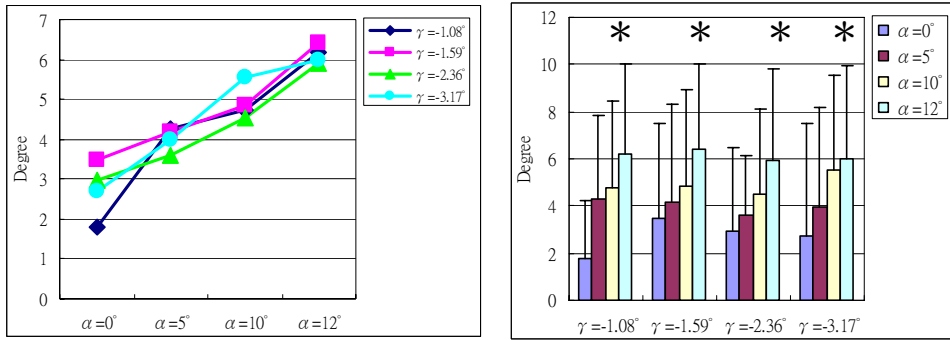


圖 32 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 最大髖關節外張角之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

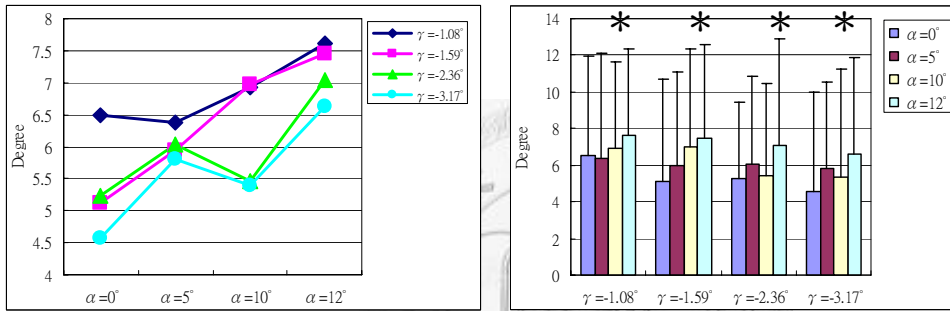


圖 33 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 第四期最大髖關節內縮角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

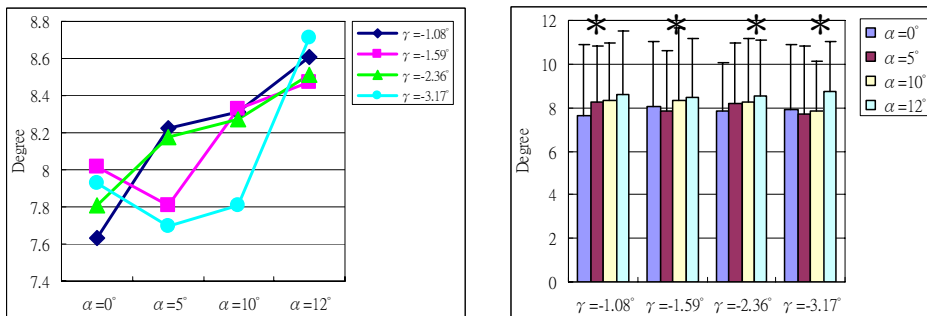


圖 34 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 最小膝關節外張角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P=0.038$)

3.橫切面

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角在四個特徵點對橫切面下肢關節角度的影響(圖 35)，發現增加內偏角會增加膝關節在 T0、T1、T2 之內轉角度及降低 T3 之膝關節外轉角度，在 T0 時增加髖關節與踝關節的內轉角度。

討論不同內偏角對橫切面下肢關節角度的影響，發現增加內偏角會使膝關節最大內轉角度(圖 36)、第一期及第四期踝關節最小內轉角度顯著增加(圖 37,圖 38)，膝關節最大外轉角度顯著減少(圖 39)。

橢圓機運動時骨盆在橫切面的轉動隨著內偏角而變大(圖 40)，在 T0 附近有最大的骨盆對側轉動角度(圖 42)，在 T2 附近有最大的骨盆同側轉動角度(圖 41)。



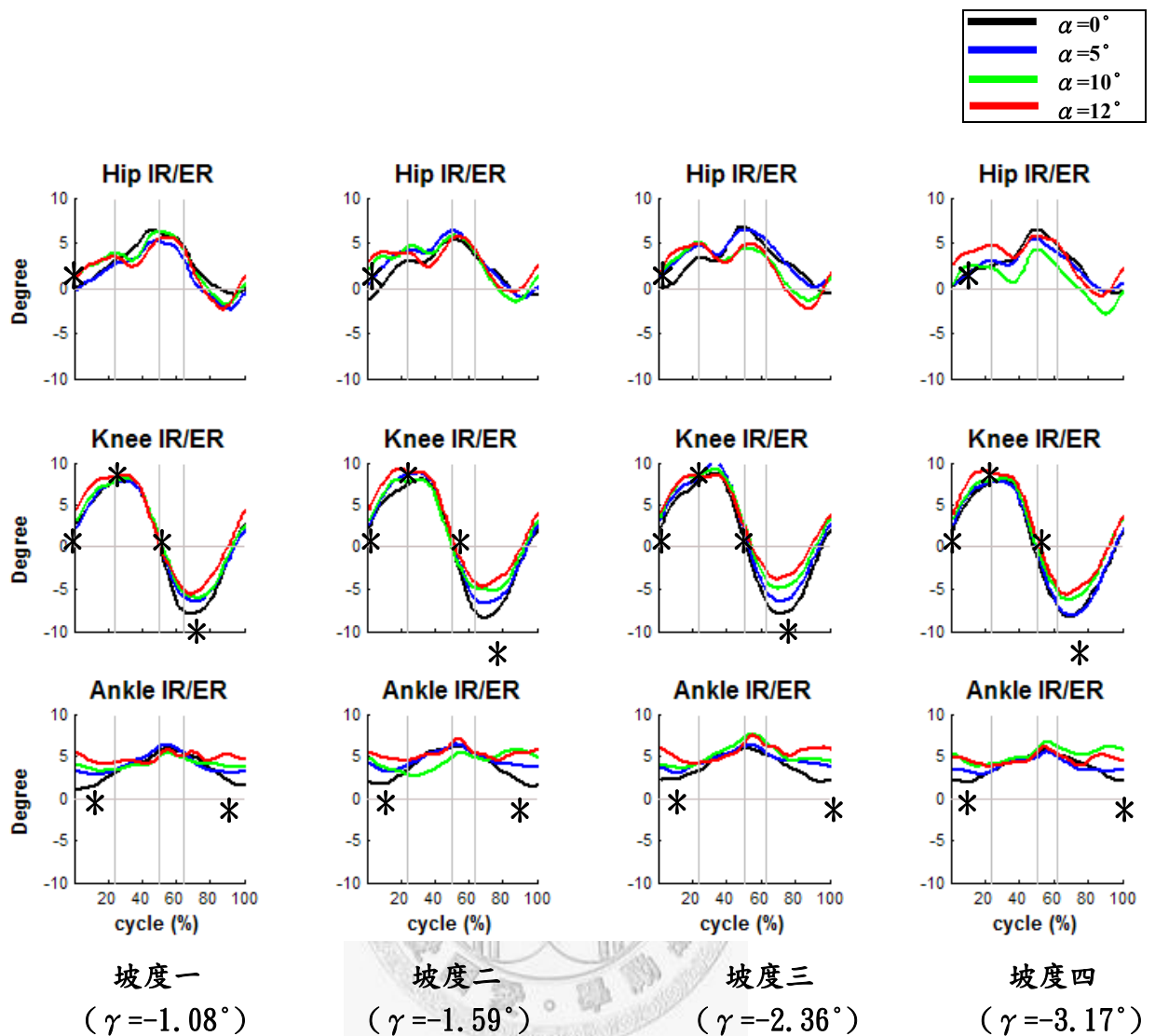


圖 35 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節角度變化 (*表示 $p < 0.05$)

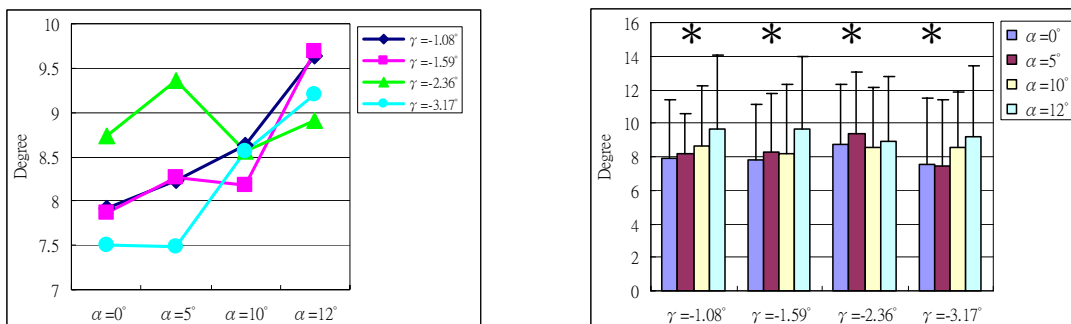


圖 36 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節內轉角之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

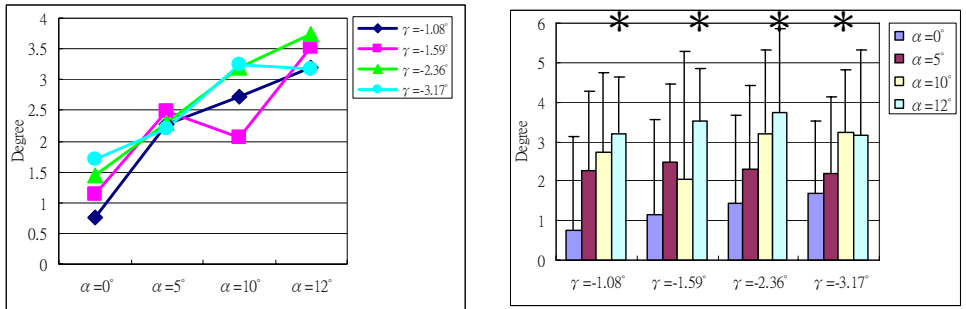


圖 37 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 第一期最小踝關節內轉角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

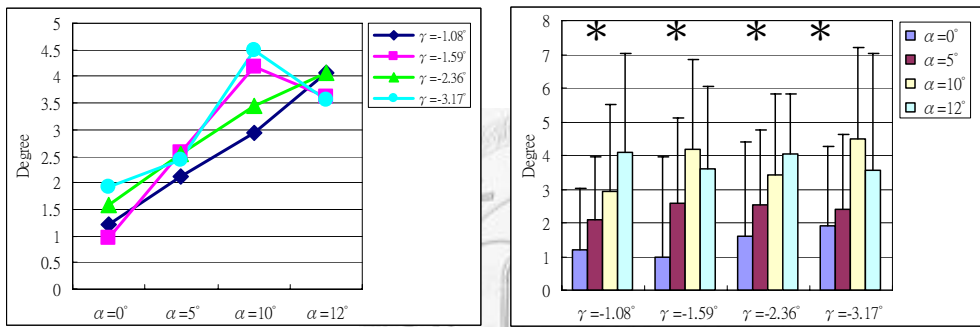


圖 38 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 第四期最小踝關節內轉角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

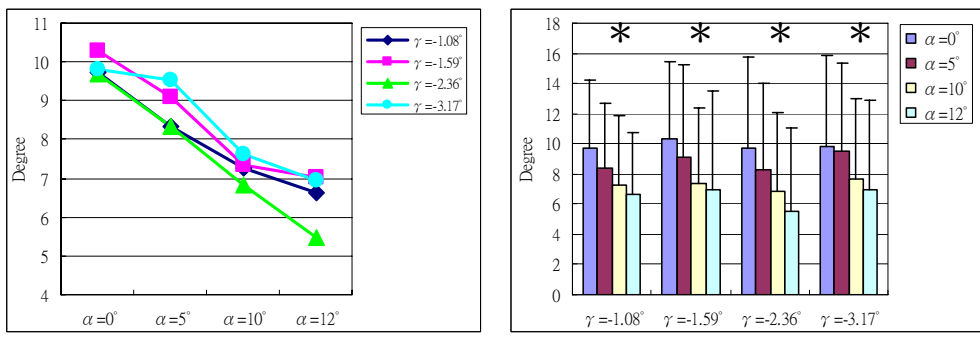
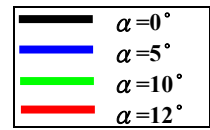


圖 39 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節外轉角之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)



Pelvic Ipsilateral Rotation

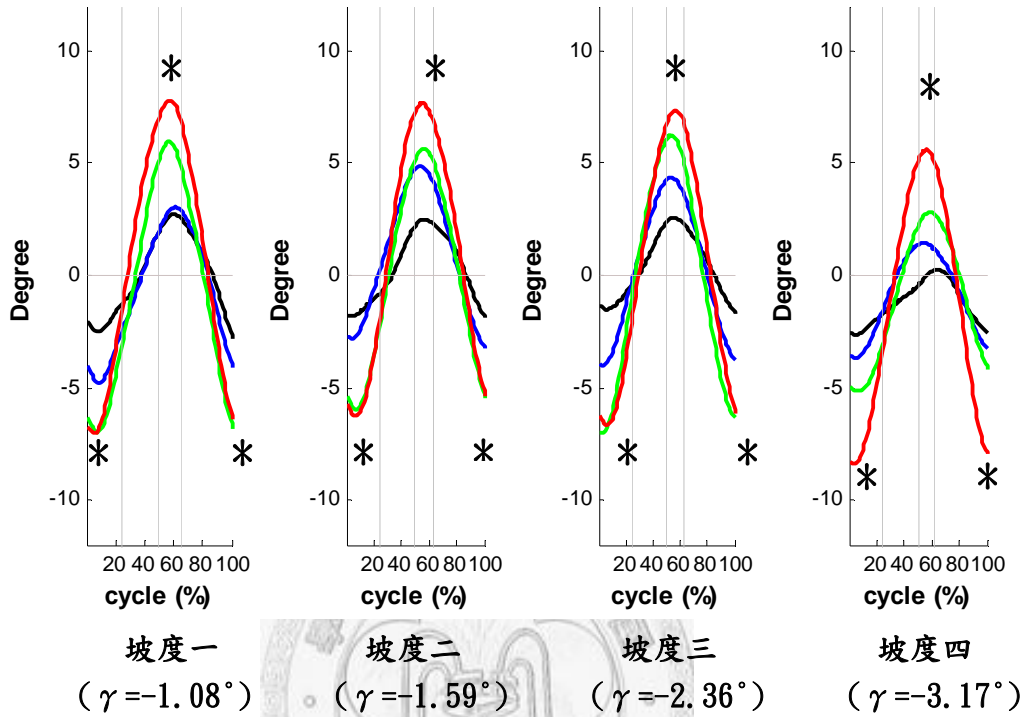


圖 40 四種坡度下，內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節角度變化圖 (*表示 $p < 0.05$)

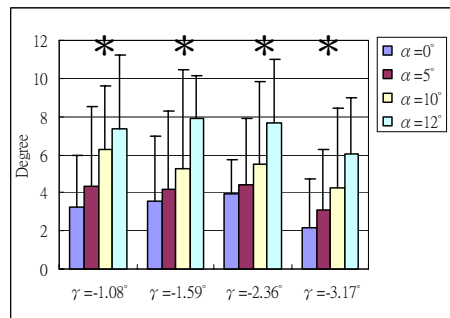
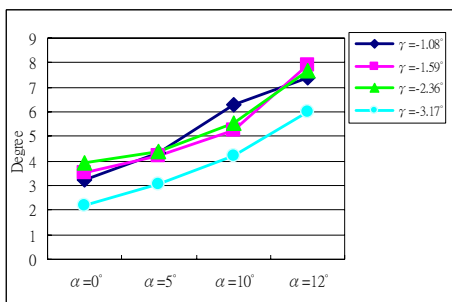


圖 41 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大骨盆同側轉動角度之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

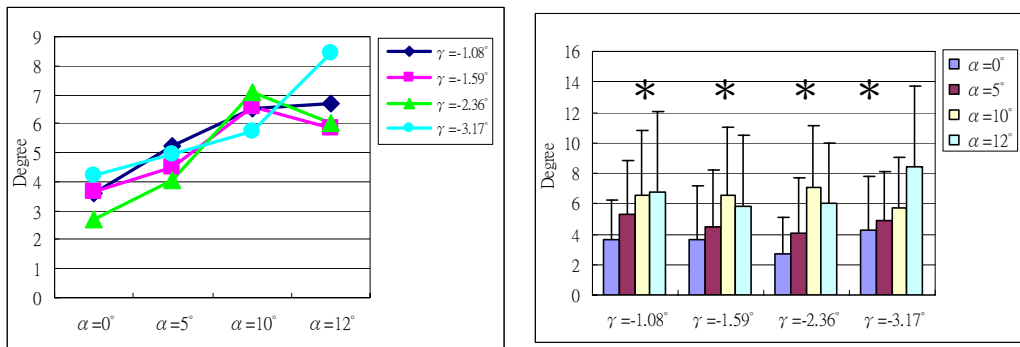


圖 42 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大骨盆對側轉動角度之比較
(*表 α 改變有顯著影響, $P < 0.001$)

四、關節力矩

1. 矢狀面

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角在各特徵點時對矢狀面下肢關節力矩的影響(圖 43)，由坡度一、 $\alpha=0,12^\circ$ 時在矢狀面反作用力與下肢各關節角度之差異(圖 44,圖 45)，可推知內偏角對各特徵點之矢壯面關節力矩的影響。發現增加內偏角會減少 T2 時的腕關節彎曲力矩及膝關節伸直力矩。

討論不同內偏角對矢狀面下肢關節力矩的影響，發現增加內偏角會使第四期之膝關節最大伸直力矩(圖 46)顯著增加，第一期之最大膝關節伸直力矩則沒有顯著變化。

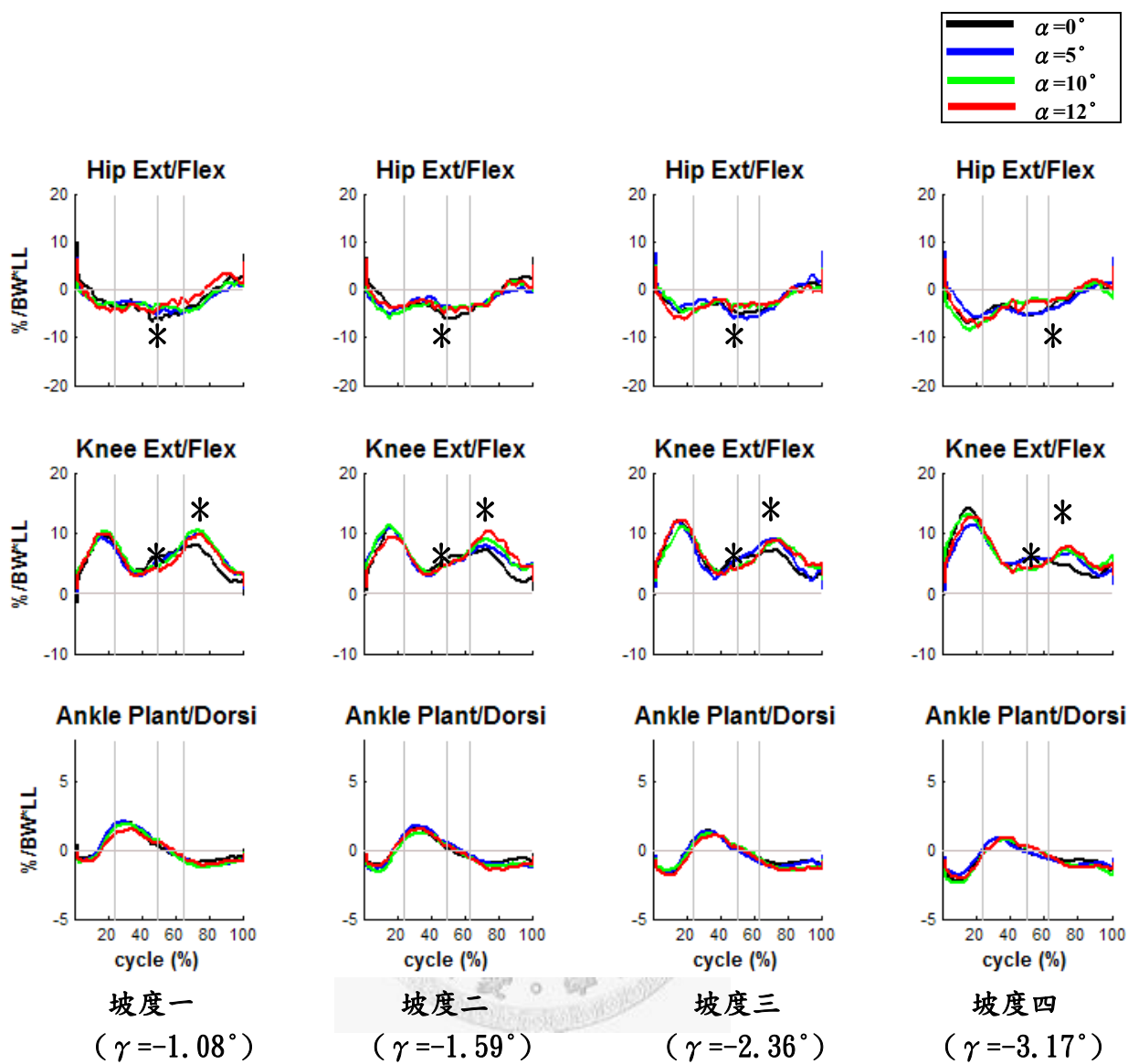


圖 43 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之矢狀面關節力矩變化

(*表示 $p < 0.05$)

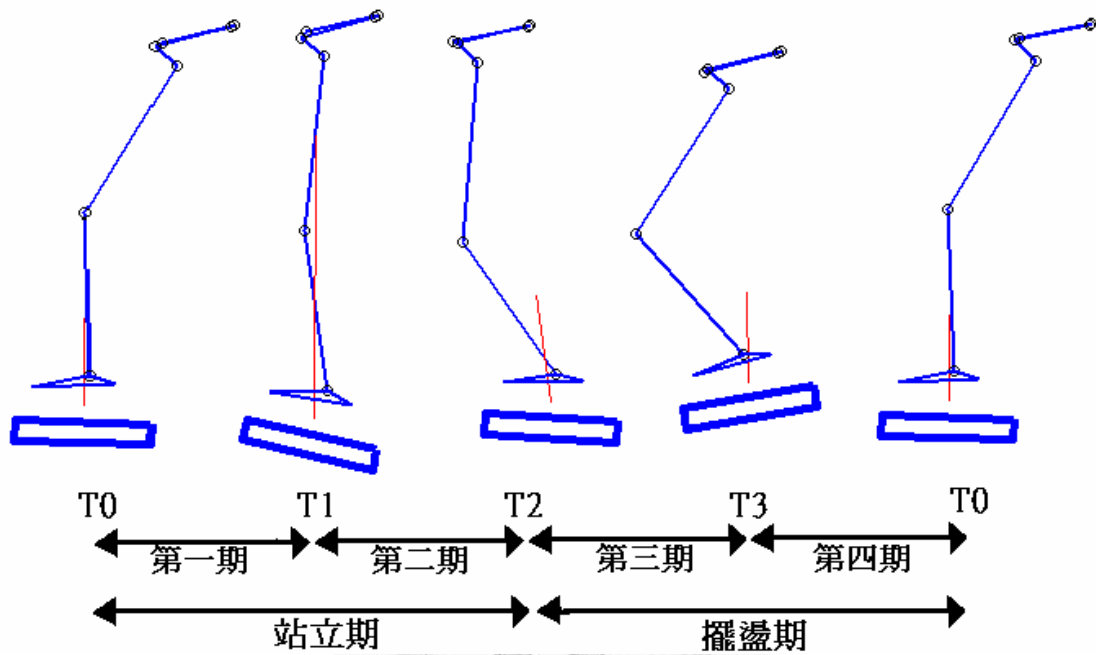


圖 44 內偏角 $\alpha=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，反作用力與下肢在矢狀面之關係

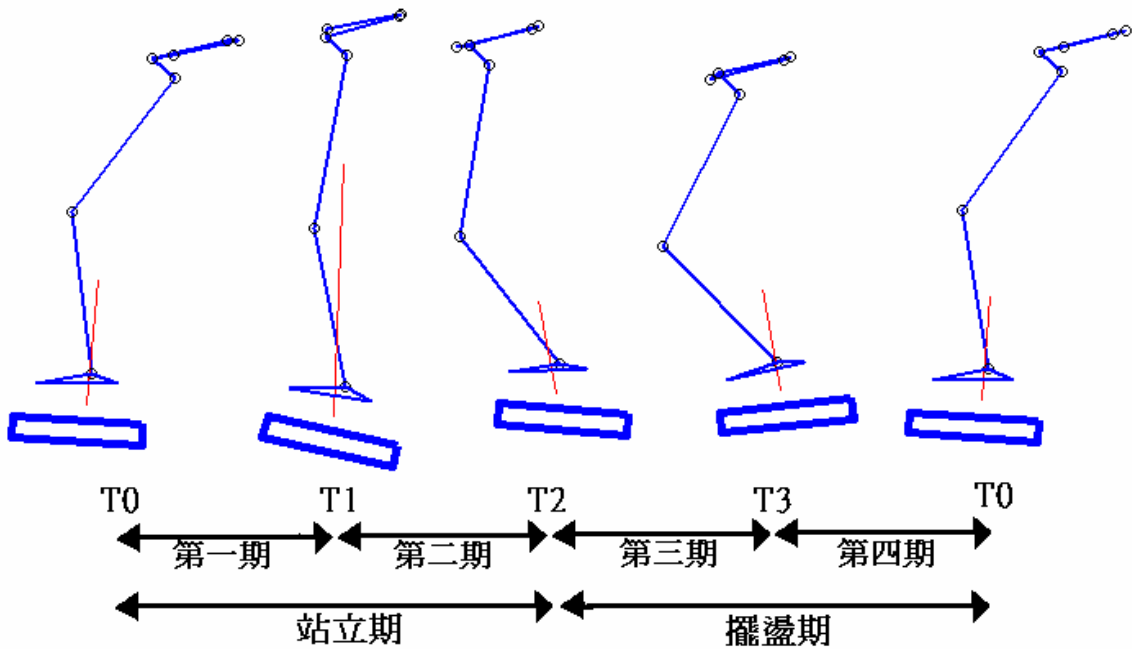


圖 45 內偏角 $\alpha=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，反作用力與下肢在矢狀面之關係

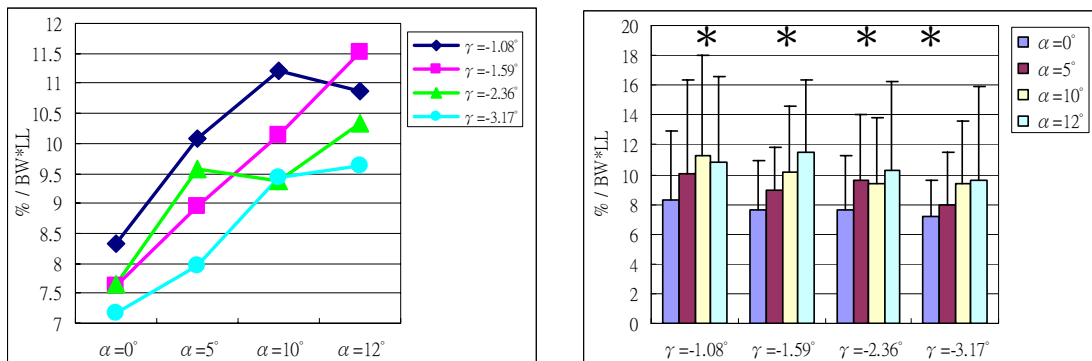


圖 46 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 第四期最大膝關節伸直力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

2. 額狀面

分別在四個坡度模式下,討論不同內偏角在各特徵點對額狀面下肢關節力矩的影響(圖 47),由坡度一、 $\alpha=0,12^\circ$ 時在額狀面反作用力與下肢各關節角度之差異(圖 48,圖 49),可推知內偏角對各特徵點之額狀面關節力矩的影響。發現增加內偏角在 T0 時使膝關節內縮力矩增加,在 T2、T3 時使膝關節內縮力矩減少, T1、T2 時踝關節內縮力矩減少。

討論不同內偏角對額狀面下肢關節力矩的影響,發現增加內偏角會使踝關節最大外張力矩顯著增加(圖 50)。 $\alpha=12^\circ$ 時,額狀面下肢關節力矩產生不穩定震盪,使得腕關節最大內縮力矩(圖 51)及膝關節最大內縮力矩(圖 52)急劇增加。

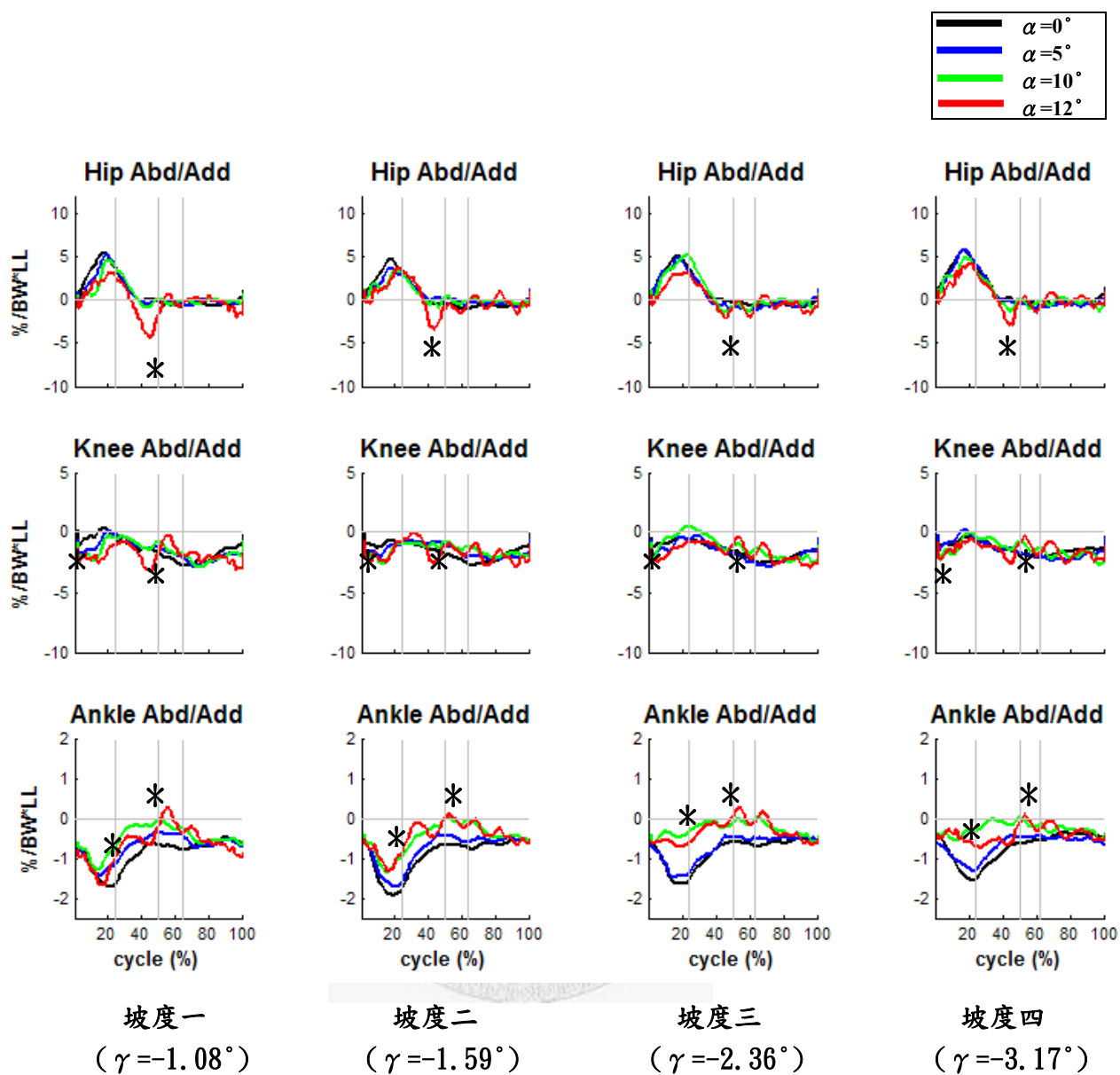


圖 47 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之額狀面關節力矩變化 (*表示 $p < 0.05$)

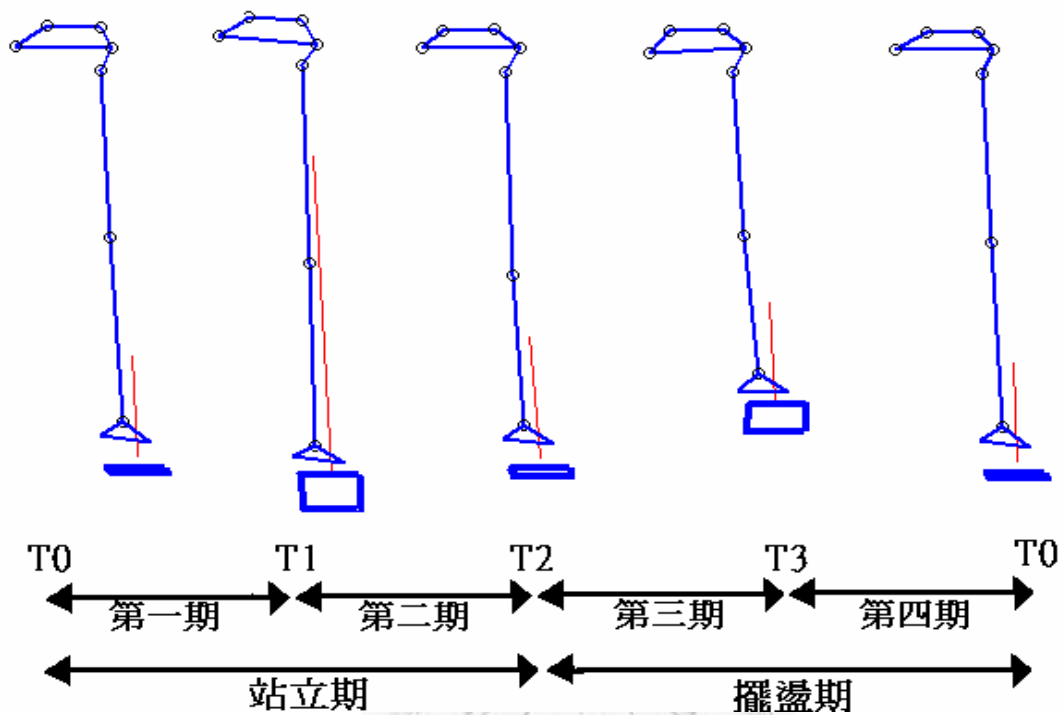


圖 48 內偏角 $\alpha=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，反作用力與下肢在額狀面之關係

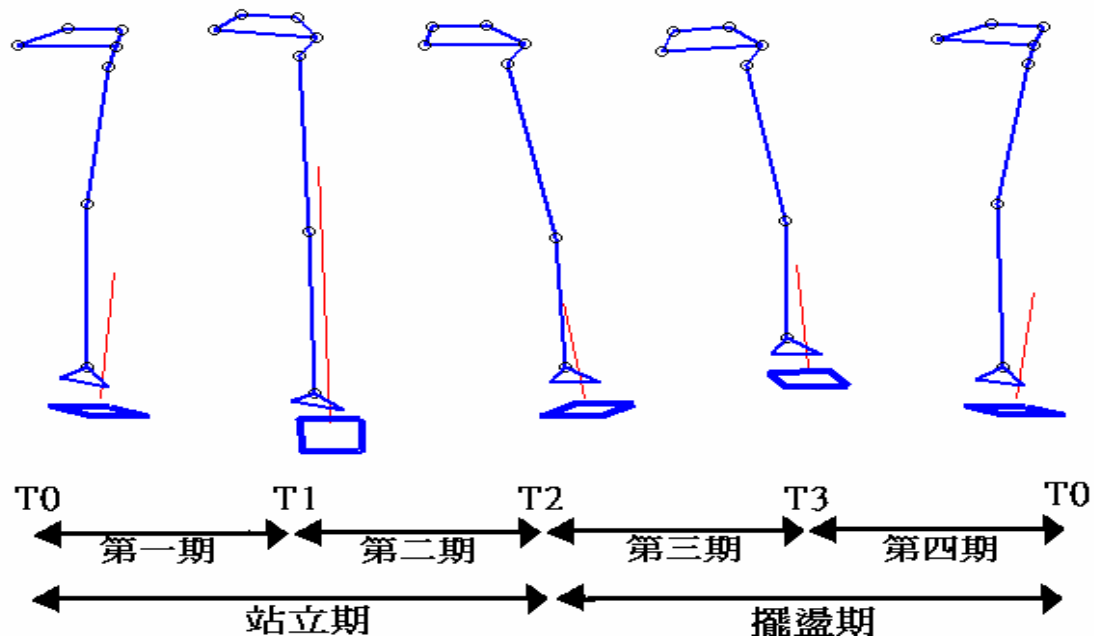


圖 49 內偏角 $\alpha=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，反作用力與下肢在額狀面之關係

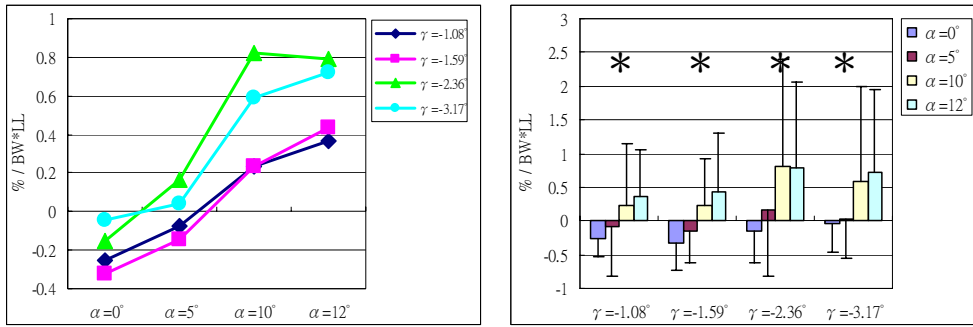


圖 50 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 最大踝關節外張力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

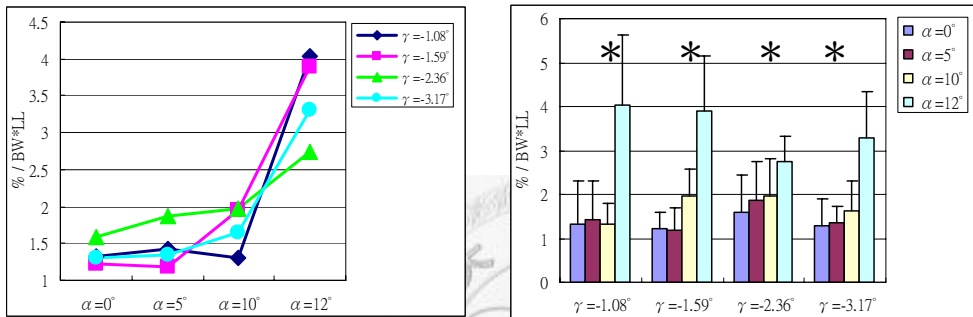


圖 51 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大髖關節內縮力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

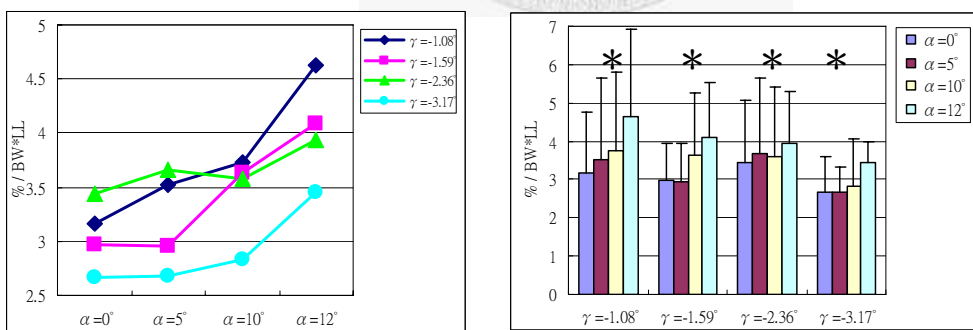


圖 52 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$, 最大膝關節內縮力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

3.橫切面

分別在四個坡度模式下，討論不同內偏角在四個特徵點對橫切面下肢關節力矩的影響(圖 53)，由坡度一、 $\alpha=0,12^\circ$ 時在橫切面反作用力與下肢各關節角度之差異(圖 54,圖 55)，可推知內偏角對各特徵點之橫切面關節力矩的影響。發現增加內偏角會減少 T1、T2 時之膝關節外轉力矩，在 T0 會減少髌關節內轉力矩，T3 時會減少髌關節外轉力矩，T2 時會降低踝關節內轉力矩。

討論不同內偏角對橫切面下肢關節力矩的影響，發現增加內偏角會使第一期之髌關節最大內轉力矩(圖 56)、第一期與擺盪期之膝關節最大外轉力矩顯著減少(圖 57,圖 58)，膝關節最大內轉力矩則隨內偏角增加而顯著增加(圖 59)。 $\alpha=12^\circ$ 時，髌關節與膝關節橫切面力矩產生不穩定震盪，使得髌關節最大外轉力矩急劇增加(圖 60)。



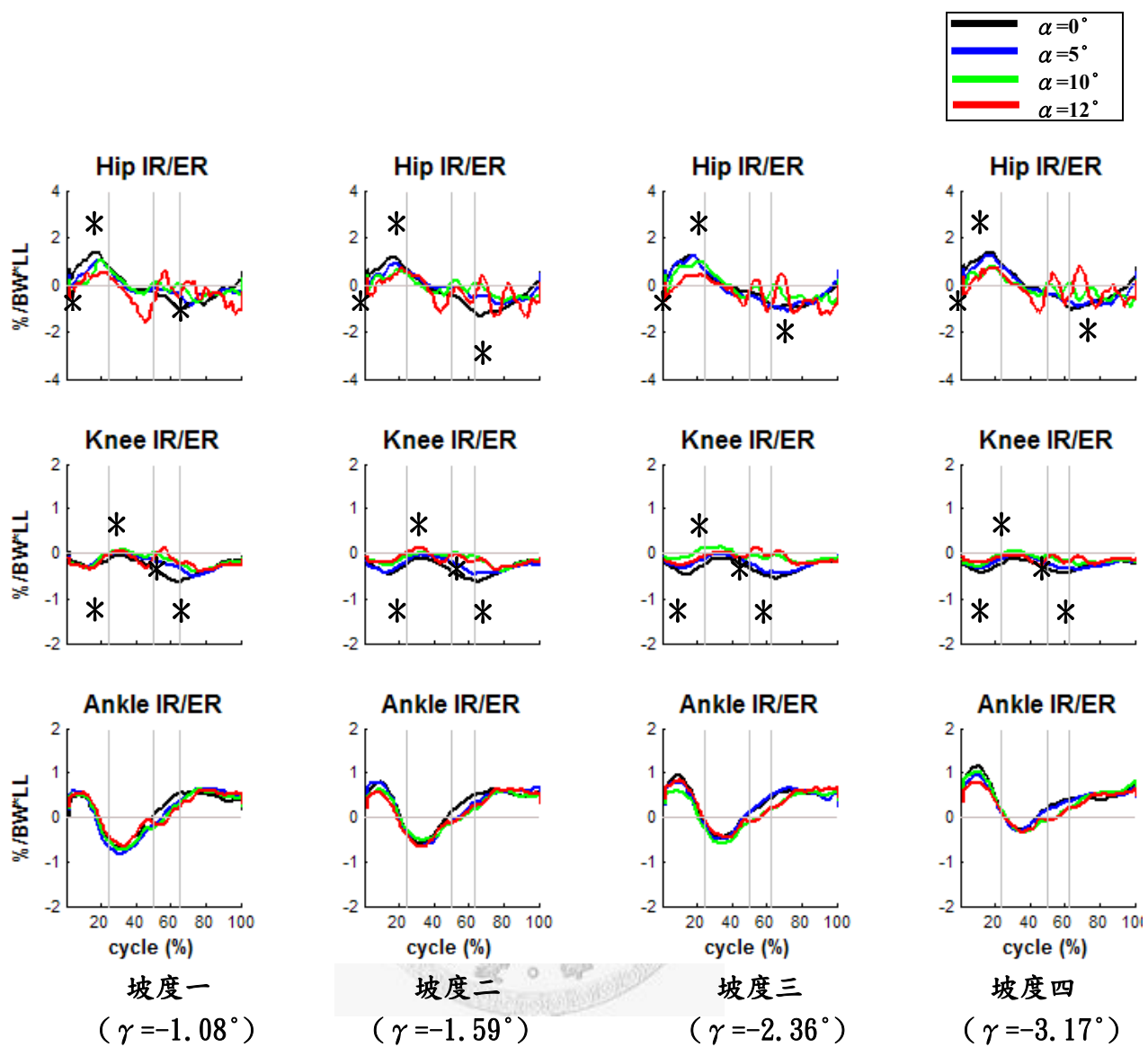


圖 53 轉速 60rpm、阻值 30watt、四種坡度下,內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$ 之橫切面關節力矩變化

(*表示 $p < 0.05$)

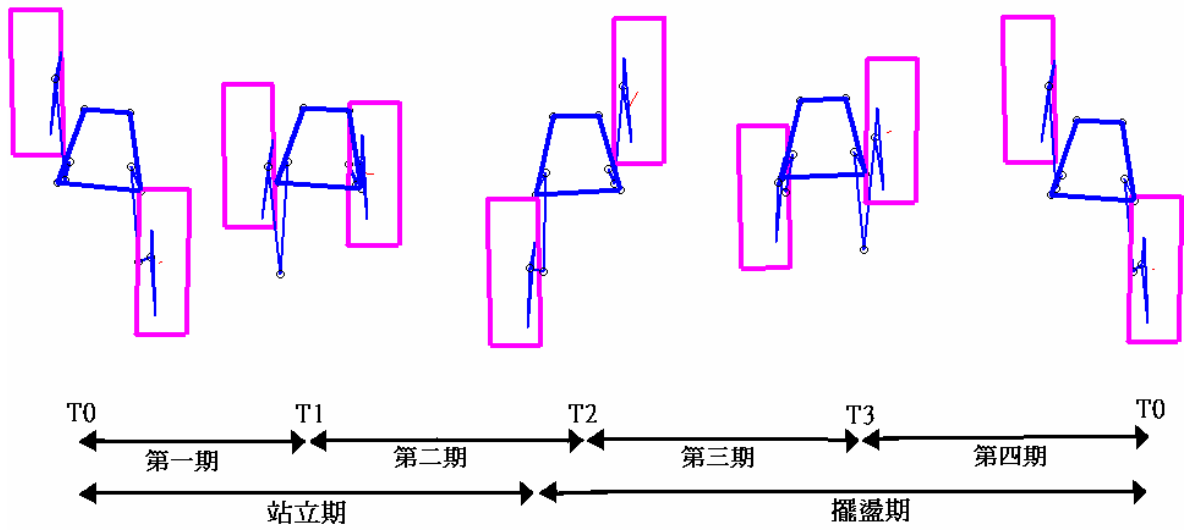


圖 54 內偏角 $\alpha=0^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，踏板反作用力與下肢在橫切面之關係

(圖下方表橢圓機前向，長方形表示踏板位置，梯形表示骨盆上四顆標記點 LASI LPSI RASI RPSI 之連線)

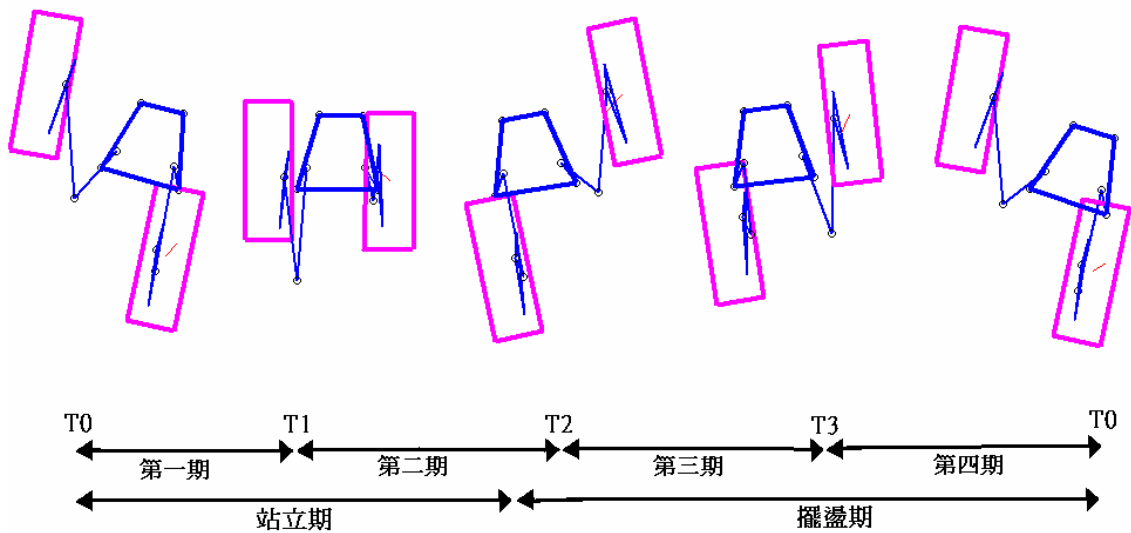


圖 55 內偏角 $\alpha=12^\circ$ 、坡度一、轉速 60rpm、阻值 30watt 下，踏板反作用力與下肢在橫切面之關係

(圖下方表橢圓機前向，長方形表示踏板位置，梯形表示骨盆上四顆標記點 LASI LPSI RASI RPSI 之連線)

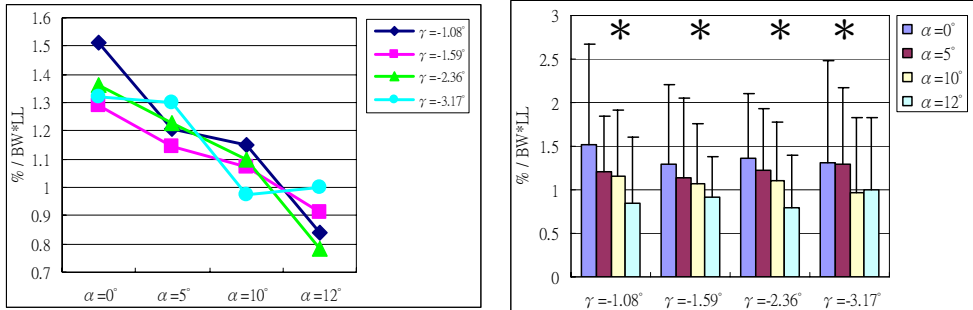


圖 56 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,第一期最大髖關節內轉力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

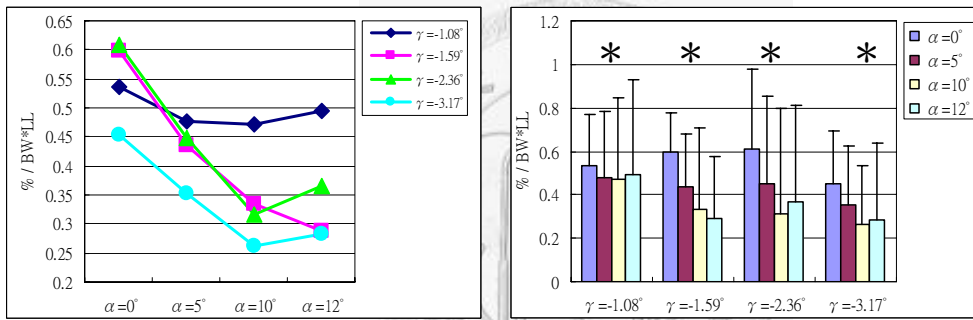


圖 57 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,第一期膝關節最大外轉力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

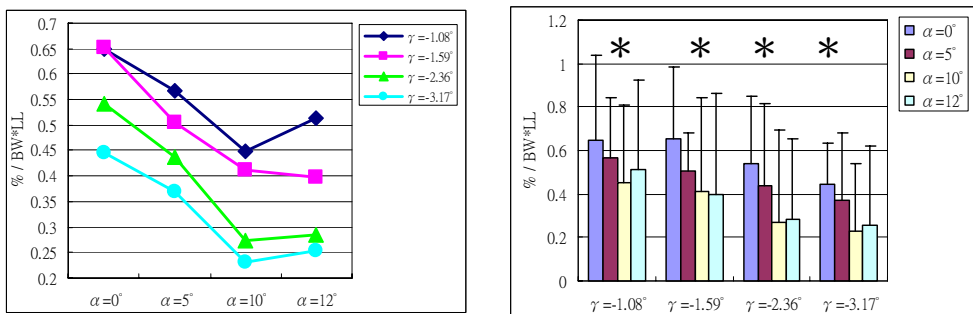


圖 58 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,擺盪期最大膝關節外轉力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

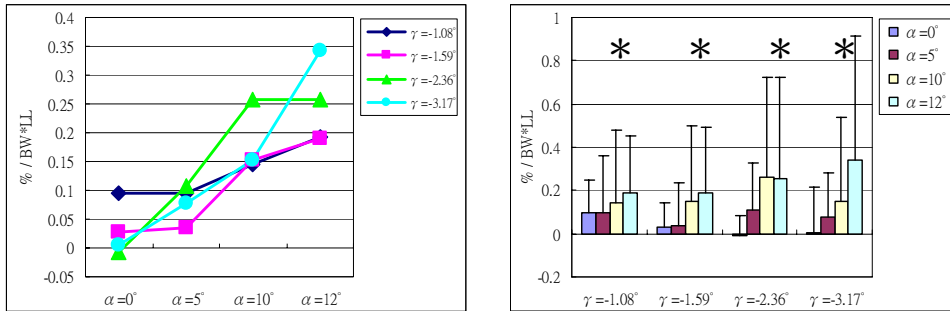


圖 59 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大膝關節內轉力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

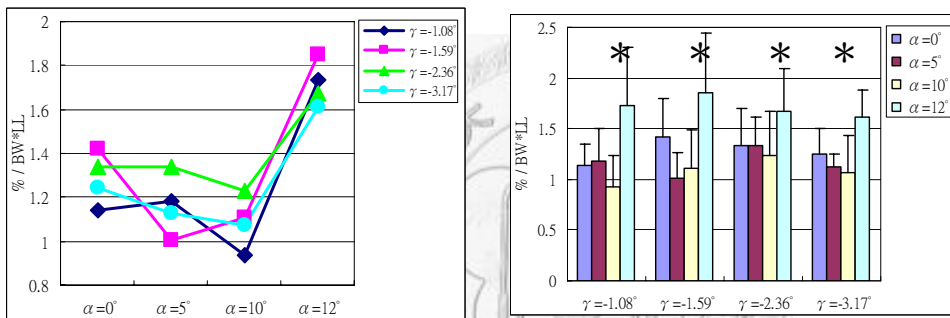


圖 60 在四種坡度下,增加內偏角 $\alpha=0,5,10,12^\circ$,最大髖關節外轉力矩之比較 (*表 α 改變有顯著影響, $P<0.001$)

第肆章 討論

第一節 坡度對下肢生物力學的影響

本研究結果顯示橢圓機坡度對人體下肢關節生物力學在統計上沒有任何的顯著影響，但事實上還是可以發現橢圓機坡度有造成一些趨勢，但統計上沒有顯著差異推論有三個原因：受試者人數不足，橢圓機運動變異性高，本實驗各坡度間差異太小。

第二節 內偏角對下肢生物力學的影響

本研究結果顯示內偏角對下肢生物力學在三平面都會有影響，額狀面及橫切面的影響又更勝於矢狀面。橢圓機定義的特徵點也是踏板偏轉很重要的轉折點，運動策略亦是為了協調身體使之更容易能達到這幾個特徵點踏板對腳掌的拘束，藉由這幾個特徵點的分析，更能了解內偏角改變對下肢生物力學的影響，並可由此推論各參數出現峰值受內偏角影響的原因。

一、T0 時的下肢生物力學分析

本研究的橢圓機運動中在有內偏角的情形下，T0 時腳在整個運動過程的最前方，此時踏板最靠近身體中線，且踏板方向與身體中線有一個最大往內的夾角。因為橢圓機為封閉動力鏈 (closed kinetic chain)，腳掌被踏限制也必須往身體中線靠近且向內轉呈內八狀(toe-in)，下肢關節以更內縮的角度使腳掌能更靠近身體中線，但膝關節與踝關節在額狀面角度變化對改變腳掌在內外方向的位置效果有限，所以以增加髌關節內縮角這個最效率的方法做為使腳掌靠近身體中線的運動策略，且髌、膝、踝三關節皆以更內轉的角度來達成腳掌向內轉呈現內八狀的運動目標，此時下肢位置相較於沒有內偏角時相對地較不穩定，為了增加緩衝及保持身體質心在上下方向的穩定，髌、膝、踝三關節皆保持在更彎曲的角度，其他關節運動保持腳掌能平貼踏板膝關節減少內縮的角度。

T0 時，腳掌被拘束在內轉的位置(toe-out)，且腳掌必須保持與踏板接觸，由於施力方向改變，增加腳掌傳遞給踏板向內的力分量，踏板向外反作用力也隨之增加。在下肢關節力矩上，因踏板向外反作用力增加，膝關節內縮力矩隨之增加，理論上髌關節內轉力矩應該也隨之增加，但內偏角越大時，腳掌越靠近身體中線，增加壓力中心與髌關節在內外向的距離，向後反作用力在橫切面對髌關節之力臂增加，髌關節內轉力矩因而減少。

二、T1 時的下肢生物力學分析

T1 為腳掌在最下方時，本研究的橢圓機運動中不管有沒有內偏角的情況在 T1 時左右兩踏板的相對位置相同，儘管在此時間點兩踏板的相對位置相同，但內偏角仍會對這瞬間的下肢生物力學造成影響。髌關節增加外張角度為接下來兩腳將遠離身體中線作準備，踝關節增加內縮角度使腳掌能與踏板保持接觸，髌關節與踝關節角度這樣的變化下，膝關節受鄰近兩關節影響內轉角度隨之增加。

在額狀面關節力矩上，因髌關節增加外張角度使得踝關節以更內縮的角度才能使腳掌與踏板接觸，主要在接觸在腳掌偏外側，也使得壓力中心往腳掌外側移動，原本在踝關節中心外側的反作用力更接近踝關節中心，造成腳踝內縮力矩減少。在橫切面關節力矩上，踏板向內反作用力變大，所以膝關節外轉力矩減少。

三、T2 時的下肢生物力學分析

T2 時腳在整個運動過程的最後方，在有內偏角的情況下，此時踏板最遠離身體中線，且踏板方向與身體中線有一個最大往外的夾角。因為橢圓機為封閉動力鏈 (closed kinetic chain)，腳掌被踏板限制也必須往身體中線遠離且向外轉呈外八狀(toe-out)，下肢關節以更外張的角度使腳掌能遠離身體中線，但膝關節與踝關節在額狀面角度變化對改變腳掌在內外方向的位置效果有限，所以以增加髌關節外張角度這個較效率的方法做為使腳掌靠近身體中線的運動策略，腳掌外轉由骨盆轉動及踝關節來達成，其他關節不必增加外轉角，踏板離身體質心距離增加使得膝蓋必須減少彎曲的角度才能維持腳掌與踏板的接觸，髌與踝關節在額狀面及橫切面的角度為了配合踏板位置被確立後，膝關節自然增加其內轉角度。

T2 時腳掌被拘束在外偏(toe-out)的位置，且腳掌必須保持與踏板接觸，由於身體質量中心位置改變，踏板向內及向前反作用力增加，垂直向反作用力則減少。在額狀面力矩上，踏板向內反作用力增加在額狀面使得膝關節與踝關節內縮力矩

減少。在橫切面力矩上，壓力中心(center of pressure)落在踝關節前方及膝關節後方，所以向內的反作用力增加會減少踝關節內轉力矩及膝關節外轉力矩。在矢狀面力矩上，垂直向反作用力減少，又膝關節彎曲角度減少力臂變短，膝關節伸直力矩減少，原本通過髖關節後方的外力因為向前反作用力增加更接近髖關節中心，使得髖關節彎曲力矩減少。

四、T3 時的下肢生物力學分析

由於本研究之踏板橢圓軌跡後端較高，T3 與 T2 非常靠近，增加內偏角 T3 時之踏板更遠離身體中線仍呈外八狀。增加髖關節外張角度使踏板遠離身體中線，骨盆轉動增加使得膝關節降低外轉角度。

在額狀面關節力矩上，髖關節外張使膝關節向外移動，通過關節外側的反作用力距離變短，減少膝關節內縮力矩。在橫切面關節力矩上，向內反作用力增加所以髖關節外轉力矩減少。在矢狀面力矩上，增加內偏角時因為質量中心與踏板的相對位置改變使得踏板反作用力之向內、向前及向上的分量皆增加，身體利用增加踝關節彎曲角度、減少髖關節與膝關節彎曲角度之策略，使在踏板反作用力增加的情況下能不增加矢狀面關節力矩。

五、整體討論

因為機械結構因素，運動過程中一側踏板內轉時另一側則外轉，左右兩踏板在橫切面上幾乎保持平行，腳掌被踏板限制住也在橫切面上一直保持平行，骨盆方向容易因踏板方向而改變，尤其在 T2 時雖然踏板往外轉，但沒有任何下肢關節因此增加外轉角度，那是因為身體使用轉動骨盆的策略去達成腳掌外轉的運動目標，且內偏角越大骨盆轉動角度越大。

內偏角越大骨盆在橫切面上轉動角度越大，上肢之手握手把而被限制，使得腰部在有內偏角的橢圓機運動中會有扭動的情況，內偏角越大扭動越大，這樣的運動會造成脊椎比較大的負荷，對腰椎方面有退化或病變的人不適合使用較大的內偏角。

內偏角越大使膝關節在整個運動過程都保持在更內轉的位置。在 T3~T1 時膝關節內轉是為了貢獻內轉角度使腳掌符合踏板的內轉角度，T1~T3 時踏板成外轉狀但膝關節卻是更偏向內轉，那是因為踏板外轉時骨盆也向同側轉動，因為橢圓機為封閉動力鏈，腳掌被踏板限制後，膝關節就更趨向於內轉。在一般步行膝關節最大內轉角度約為 5° ，一般橢圓機運動膝關節最大內轉角就大於步行，增加內偏角又更加增加了膝關節內轉角度， $\alpha=12^\circ$ 時其膝關節內轉角度是走路的兩倍。

當內偏角過大受試者足部發生不穩定，踏板向內反作用力在第二三四期不平滑，導致下肢關節力矩在額狀面及橫切面上發生抖動，造成運動中額狀面及橫切面上之關節力矩極值驟升，內偏角越大這個現象越明顯，可能會造成關節受傷的風險。



第五章結論

橢圓機的設計概念為模擬人步行的運動模式，但走路為開放式動力鏈，橢圓機運動為封閉式動力鏈，之前研究已發現走路與橢圓機運動在運動學及力動學表現皆不同，並指出橢圓機運動中膝關節一直保持在十分彎曲的角度且須提供很大的伸直力矩，可能會造成髕骨—股骨間的關節壓力及增加此關節退化的可能性，改變踏板軌跡可能會是改善膝關節不適當生物力學環境的方法。

本研究討論踏板坡度與內偏角對下肢生物力學的影響，發現坡度對所有參數皆無顯著影響，顯示坡度對橢圓機運動並非一個決定性的設計變數。

內偏角對橢圓運動的影響非常大，但不如預期能使橢圓機運動更相似於步行也無法降低膝關節伸直力矩，第四期膝關節最大伸直力矩甚至隨之增加，這是因為在步行中腳掌向身體中線移動，但腳掌都是呈現外八狀，在本研究的橢圓機運動在 T3~T1 腳掌皆呈內八狀，這與步行不符，踏板在橫切面轉動會造成膝關節內轉角過大及增加胸腰椎軸向的轉動，有造成膝關節及胸腰椎傷害之疑慮，若能減少踏板內轉的角度可能可以改善下肢生物力學的表現。

第陸章 參考文獻

1. Simons, R.a.A., R., The effects of resistance training and walking on functional fitness in advanced old age J Aging Health, 2006. 18(1): p. 91-105.
2. Dunn, A., et al., Comparison of Lifestyle and Structured Interventions to Increase Physical Activity and Cardiorespiratory Fitness A Randomized Trial. 1999, Am Med Assoc. p. 327-334.
3. Paffenbarger RS, H.R., Wing AL, and Hsien C, Physical activity, all-cause mortality, and longevity of college alumni. New England Journal of Medicine, 1986. 314: p. 605-613.
4. 蘇俊賢, 健康體能介入對健康的影響之研究. 行政院體育委員會委託, 2002.
5. 洪文信, 台灣健身器材產業西進大陸策略分析-以喬山為例. 碩士論文, 國立交通大學科技管理研究所, 2002.
6. Batte, A.L., Darling, J., Evans, J., Lance, L. M., Olson, E. I. and Pincivero, D. M., Physiologic response to a prescribed rating of perceived exertion on an elliptical fitness cross-trainer. Journal of Sports Medicine & Physical Fitness, 2003. 43: p. 300-305.
7. Donne, M.B., Physiological changes following a 12 week gym based stair-climbing, elliptical trainer and treadmill running program in females. Journal of Sports Medicine & Physical Fitness 2004. 44: p. 141-146.
8. Green J. M., C.T.R., et al, Heart rate and ratings of perceived exertion during treadmill and elliptical exercise training. Perceptual and Motor Skills 98, 2004: p. 340-348.
9. Larsen, B. and E. Heath, Energy expenditure for an elliptical trainer at three cadences. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2002. 34(5 Supplement 1): p. S295.
10. Porcari, J., et al., Evaluation of an elliptical exercise in comparison to treadmill walking and running, stationary cycling, and stepping. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1998. 30.
11. Bradford, J., R. Arena, and P. Pidcoe, Mechanical and Metabolic Energy Differences When Using a Modified NordicTrack Elliptical Trainer for Gait Training: 1204: Board# 3 May 31 3: 15 PM-5: 15 PM. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2007. 39(5): p. S154-S155.
12. 洪征貝, 橢圓運動機之運動合成. 未出版碩士論文, 國立成功大學, 台南市, 2002.
13. 徐正會, 郭., 踏步機之回顧與分析. 中華民國機構與機械原理學會第六屆全國機構與機械設計學術研討會論文集, 2003: p. 217-224.

14. Lu, T., H. Chien, and H. Chen, Joint Loading in the Lower Extremities during Elliptical Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2007. 39(9): p. 1651.
15. 王國樑, 橢圓機之手動式坡度調整機構. 中華民國專利第 M339318 號, 2008.
16. 羅秋香, 具調整傾角功能的橢圓機. 中華民國專利第 M287690 號, 2005.
17. 王士鵬, 扭腰滑雪式橢圓機. 中華民國專利第 200824752 號, 2006.
18. Stalzer, S., et al., Rehabilitation After Hip Arthroscopy. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 2005. 15(3): p. 280-289.
19. 簡惠蓮, 橢圓機運動之下肢生物力學分析. 2007.
20. Lay, A., C. Hass, and R. Gregor, The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 2006. 39(9): p. 1621-1628.
21. Browder, K., et al., Muscle Activation During Elliptical Trainer And Recumbent Bike Exercise: 554 Board# 145 2: 00 PM-3: 30 PM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2005. 37(5): p. S106.
22. Browder, K. and D. Dolny, Lower extremity muscle activation during elliptical trainer exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2002. 34(5): p. S35.
23. Bradford, J., R. Arena, and P. Pidcoe, Metabolic Energy and Muscle Activity Differences When Using a Modified Elliptical Trainer for Gait Training: 2106: Board# 77 May 30 9: 00 AM-10: 30 AM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2008. 40(5): p. S379.
24. McIntosh, A., et al., Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, 2006. 39(13): p. 2491-2502.
25. Lay, A., et al., The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics*, 2007. 40(6): p. 1276-1285.
26. Winter, D., *Biomechanics and motor control of human movement*. 1990.