

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

固定式腳踏車運動之下肢生物力學分析 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 100-2410-H-028-003-
執行期間：100年08月01日至101年07月31日
執行單位：國立臺灣體育運動大學體育學系

計畫主持人：吳鴻文
共同主持人：謝禮丞
計畫參與人員：博士班研究生-兼任助理人員：何奕宏

公開資訊：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中 華 民 國 101 年 10 月 31 日

中文摘要：腳踏車運動逐漸成為一項普遍性的全民運動，其同時也是一項有效率的心肺有氧運動，再加上能兼具訓練下肢肌力及耐力的效果，因此逐漸普及於一般都會家庭及健身房中。然而研究顯示，腳踏車的愛好者越來越多，有關騎乘腳踏車的運動傷害也越來越多，其症狀包括膝關節疼痛、髕骨四頭肌腱炎、髂脛束症候群、應力性骨折、腔室症候群及足部疾病等。而造成傷害的主要原因通常是不良的騎乘姿勢、準備不足、過度使用。

本研究藉由設計及驗證一腳踏車踏板的下肢力量及力矩的量測系統，來探討騎乘腳踏車坐姿時下肢運動學及動力學的數據，有助於了解傷害的機轉。利用了單柱式材料試驗機驗證踏板的力量力矩量測系統後，以 ACSM 發佈 YMCA submaximal cycle ergometer test 之最大次強度腳踏車測試規範騎乘固定式腳踏車做為量測標準，量測下肢的關節角度及踏板力量。本研究結果驗證了腳踏車踏板之下肢動力學量測系統的準確度，並經由人體動作分析應用 YMCA submaximal ergometer test 後的實驗結果顯示，膝關節最大屈曲力矩 0.5 Nm/Kg，平均伸展力矩 0.13 Nm/Kg，與過去文獻結果相當類似，顯示此踏板量測系統已可準確測量下肢力量及力矩，日後經由此系統及模式，可以幫助教練以及腳踏車選手日後能避免運動傷害的發生及增加腳踏車訓練的效果，且其相關結果將能廣泛應用於各樣式的室內外腳踏車。

中文關鍵詞：固定式腳踏車、運動學、動力學

英文摘要：Cycling is one of the most popular exercises in Taiwan. However, there are several reports regarding sports injury in cycling, including knee pain, quadriceps tendonitis, stress fracture and foot disease. The causes to induce injuries might be improper cycling posture, insufficient warm-up and overuse. Therefore, the objective of this study was to measure the biomechanics parameters during seated on a stationary cycling. This study developed the force and torque measuring system for recording three-dimensional forces and moments on the pedal. First of all, a material compression test machine was used to validate the pedal system. Also, the kinematics and kinetics of the lower limbs during the ACSM sub-maximal bicycle test were evaluated. This study have been developed and validated a

bicycle pedal measuring system for the kinetics of lower extremity, and the experimental results of human motion analysis showed that the peak knee flexion moment was 0.5 Nm/Kg, and the peak knee extension moment was 0.13 Nm/Kg. The results were very similar to previous studies, indicating that the developed pedal can accurately measure force and moment of lower extremity. In the future, this system and the model would help coaches and athletes to prevent bicycle injuries and increase the efficiency of bicycle training. And the relevant results could be widely used in various styles of indoor and outdoor cycling.

英文關鍵詞： Stationary cycling, Kinematics, Kinetics

固定式腳踏車運動之下肢生物力學分析

計畫類別：☒個別型計畫 ☐整合型計畫

計畫編號：NSC 100 — 2410 —H —028—003 —

執行期間：100 年 08 月 01 日至 101 年 07 月 31 日

執行機構及系所：國立臺灣體育運動大學體育學系

計畫主持人：吳鴻文

共同主持人：謝禮承

計畫參與人員：何奕宏

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 0 份：

☐移地研究心得報告

☐出席國際學術會議心得報告

☐國際合作研究計畫國外研究報告

處理方式：除列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

☐涉及專利或其他智慧財產權，☐一年☒二年後可公開查詢

中 華 民 國 101 年 10 月 30 日

目錄

目 錄	I
中 文 摘 要	II
英 文 摘 要	III
前 言	1
研 究 目 的	1
文 獻 探 討	1
研 究 方 法	4
結 果 與 討 論	6
參 考 文 獻	10

中文摘要

腳踏車運動逐漸成為一項普遍性的全民運動，其同時也是一項有效率的心肺有氧運動，再加上能兼具訓練下肢肌力及耐力的效果，因此逐漸普及於一般都會家庭及健身房中。然而研究顯示，腳踏車的愛好者越來越多，有關騎乘腳踏車的運動傷害也越來越多，其症狀包括膝關節疼痛、髕骨四頭肌腱炎、髂脛束症候群、應力性骨折、腔室症候群及足部疾病等。而造成傷害的主要原因通常是不良的騎乘姿勢、準備不足、過度使用。

本研究藉由設計及驗證一腳踏車踏板的下肢力量及力矩的量測系統，來探討騎乘腳踏車坐姿時下肢運動學及動力學的數據，有助於了解傷害的機轉。利用了單柱式材料試驗機驗證踏板的力量力矩量測系統後，以 ACSM 發佈 YMCA submaximal cycle ergometer test 之最大次強度腳踏車測試規範騎乘固定式腳踏車做為量測標準，量測下肢的關節角度及踏板力量。本研究結果驗證了腳踏車踏板之下肢動力學量測系統的準確度，並經由人體動作分析應用 YMCA submaximal ergometer test 後的實驗結果顯示，膝關節最大屈曲力矩 0.5 Nm/Kg，平均伸展力矩 0.13 Nm/Kg，與過去文獻結果相當類似，顯示此踏板量測系統已可準確測量下肢力量及力矩，日後經由此系統及模式，可以幫助教練以及腳踏車選手日後能避免運動傷害的發生及增加腳踏車訓練的效果，且其相關結果將能廣泛應用於各樣式的室內外腳踏車。

關鍵字： 固定式腳踏車、運動學、動力學

ABSTRACT

Cycling is one of the most popular exercises in Taiwan. However, there are several reports regarding sports injury in cycling, including knee pain, quadriceps tendonitis, stress fracture and foot disease. The causes to induce injuries might be improper cycling posture, insufficient warm-up and overuse. Therefore, the objective of this study was to measure the biomechanics parameters during seated on a stationary cycling. This study developed the force and torque measuring system for recording three-dimensional forces and moments on the pedal. First of all, a material compression test machine was used to validate the pedal system. Also, the kinematics and kinetics of the lower limbs during the ACSM sub-maximal bicycle test were evaluated.

This study have been developed and validated a bicycle pedal measuring system for the kinetics of lower extremity, and the experimental results of human motion analysis showed that the peak knee flexion moment was 0.5 Nm/Kg, and the peak knee extension moment was 0.13 Nm/Kg. The results were very similar to previous studies, indicating that the developed pedal can accurately measure force and moment of lower extremity. In the future, this system and the model would help coaches and athletes to prevent bicycle injuries and increase the efficiency of bicycle training. And the relevant results could be widely used in various styles of indoor and outdoor cycling.

Keywords: Stationary cycling, Kinematics, Kinetics

前言

在都市化快速發展、紛紛提倡節約能源的時代裡，腳踏車運動逐漸成為一項普遍性的全民運動，其同時也是一項有效率的心肺有氧運動。根據美國 Sporting Goods Manufacturing Association 2008 年的統計，一年所售出的室內固定式腳踏車超過三百萬台，一年中有超過一百天騎乘腳踏車的民眾約有五百萬人，其中年齡低於十六歲的約佔百分之四十四，而在成人的部分，男性約佔百分之四十五，女性則佔百分之五十五，由以上數據顯示，腳踏車的愛好者越來越多，可想見的，有關騎乘腳踏車的運動傷害也將會越來越多，而造成傷害的主要原因通常是不良的騎乘姿勢、準備不足、過度使用，尤其腳踏車運動是下肢的大肌肉群運動，包括控制髖關節活動的臀部肌肉群；控制膝關節彎曲、伸直的大腿前側的股四頭肌群及後側大腿肌肉群(hamstring)及控制踝關節活動的脛前肌及腓腸肌(tibialis anterior and gastrocnemius)，若稍有不慎將會造成許多及重覆性的下肢傷害，這些症狀包括了膝關節疼痛(knee pain)，髕骨四頭肌腱炎(patellar quadriceps tendinitis)，髂脛束症候群(iliotibial band syndrome)，應力性骨折(stress fracture)，腔室症候群(compartment syndrome)及足部疾病等(Wanich et al. 2007)。

藉由生物力學的分析，可以提供許多腳踏車運動訓練上的建議，例如減少能量消耗、降低傷害的發生率、增進運動表現等；而腳踏車訓練時，姿勢的不當常會造成不同等級的運動傷害，且運動傷害卻常在不經意時發生，進而造成不可預知的嚴重傷害，因此完整的了解腳踏車下肢的生物力學是非常重要的，過去文獻顯示，目前並未有一套踏板系統能即時量測在騎乘腳踏車時，動態的下肢關節三維力量及力矩。因此，設計一可完整量測腳踏車騎乘時的三維踩踏負荷，並計算下肢關節動力學，有助於了解下肢運動傷害的機轉及作為訓練時的參考。

研究目的

本研究的目的為

1. 建造一套三維的力量-力矩的踏板量測系統(三個方向力量及力矩)，並驗證其量測之準確度，以量測動態騎乘腳踏車時的下肢力量及力矩。
2. 參照 ACSM 發佈之 YMCA submaximal cycle ergometer test 的腳踏車測試，依照不同階段的心跳率調整強度，量測此騎乘條件下，下肢關節的負荷。

文獻探討

腳踏車運動常見傷害

隨著腳踏車運動越來越盛行，騎乘腳踏車所造成的運動傷害也越來越多，通常會造成傷害的原因很多，包括騎乘時的不注意(把手控制、速度過快、經驗不足等)、或是路面的不平，甚至是腳踏車本身的機械造成，尤其是在騎乘越野自行車下坡時，往往因為速度過快及不熟悉的地形造成腳踏車失控，進而對身體造成傷害(Segers et al. 1997)，常見的傷害大致分為創傷性(traumatic)及過度使用(overuse)兩大類。

創傷性腳踏車傷害：大多數的創傷皆發生在四肢，接下來依序為頭部、臉部、腹部及胸部，多數皆因外傷所引起，如擦傷或挫傷 Mehan et al. (2009)，事實上，外傷的程度可能從皮膚表面輕微擦傷腫脹至真皮劇烈創傷，骨折的情形也非常普遍，最嚴重的情形就是頭部外傷，頭部外傷大約佔所有自行車傷害的 22 %至 47 %，常常是因為與機車或汽車碰撞，同時，所有死亡的比例中，與頭部有關的傷害佔了 60 %，也有可能因此造成下肢癱瘓(Puranik et al. 1998)；而臉部外傷的情形則包括了空氣中大型塵埃、

昆蟲等，少部份則因為衝撞造成顏面骨折或軟組織受損(Thompson et al. 1996)。其餘有關胸部、腹部的創傷則較為少見，發生原因可能為從腳踏車摔落時碰撞腳踏車把手或椅墊等。近年來則因為對於頭盔的研究及發明，頭部外傷明顯減少，也盡量將傷害減至最低。

過度使用性傷害：過度使用性的傷害最常發生在競賽型的腳踏車選手身上，以及常使用腳踏車的一般人，大部分的過度使用傷害都騎乘者與自行車間的連結有關，包括自行車的把手、坐墊高度、踏板的緊密度都有可能影響，若在騎車前能有適當調整，將可以減少相關的運動傷害(Burke, 1994)。頸部疼痛與背部疼痛是許多自行車騎乘者最常抱怨的，這與騎乘時前傾姿勢有極大關係，除了調整軀幹稍加直立 10 至 15 度外，必要時更應縮短軀幹相對手把的距離，在騎車時能保持手肘微彎的姿勢(Salai et al. 1999)。在手腕的部分，長期壓力集中在把手的位置常造成尺神經被壓迫，造成前掌筋膜特別脆弱，且當尺神經麻木時會造成拇指外展或內收功能遲鈍(Andersen et al. 1997)。另外，自行車騎乘者也常有腕隧道症候群(Carpal tunnel syndrome)，這是因為正中神經被壓迫，導致手指無力伸展或彎曲，這些症狀通常會因為減少騎車的時間而減緩，不過通常需要幾個月的時間才有辦法完全恢復，根據肌電訊號的研究發現(Puranik et al. 1998)，若能在自行車把手增加填充物或軟墊，將可以減少腕部不舒適的程度。相較於上肢，下肢受過度使用影響的部位更為廣泛，尤其是在膝關節及髖關節，Gregersen et al. (2003) 就曾經提及在騎乘腳踏車時若有過多變換膝關節的動作及姿勢不當負載過大的力量，都有可能造成膝關節疼痛或綜合性的病症，最常見的是髂脛束症候群(IT band syndrome)，主要其是當膝關節做屈曲與伸展時，長時間與膝關節摩擦引起發炎(Marko, 2004)。持續的給予臀部壓力也有可能造成在坐骨粗隆的部分疼痛，不過這通常好發於新手騎乘者(Ericson et al. 1986)。髖關節疼痛通常是由大轉子滑囊重複在闊筋膜滑動，造成過度的下肢剪力傳遞回大腿和髖關節的力量所造成，尤其是內旋動作可能造成應力性骨折或發炎反應。而膝關節疼痛通常則是因騎乘自行車時坐椅太高或太低所造成的，嚴重者會引起髕骨股骨疼痛症候群(patellofemoral pain syndrome)(Burke, 1994)，其中常見的有髕骨外側壓力過大症候群(excessive lateral pressure syndrome)、髕骨半脫位(patella subluxation)、髕骨錯位(patella dislocation)、髕骨股骨軟化症候群(chondromalacia patella)等等，此外，若反覆使膝關節做負荷大的活動，髕骨股骨關節也會因受力過大而疼痛(Thomee et al. 1995)。另外，髕骨肌腱炎也與過度使用有關，髕骨肌腱炎的疼痛區域位於髕骨下緣，起因於需要頻繁跳躍或隨時變換前進方向的運動，髕骨肌腱在著扮演著膝關節吸震、煞車、以及穩定的重要角色，一再重覆的改變施力方向，導致髕骨肌腱承受莫大的壓力，終究導致肌腱損傷的結果(Marko, 2004)。在足部的部分，常見的為跖骨痛及足底筋膜炎，通常與腳踏車鞋底的硬度及緩衝鞋墊有關，抑或是足部大小與鞋子大小不符也有可能造成，若能適當的減少接觸面的反作用力，改善吸震效果將可以減少足部症狀的發生。

腳踏車動作分析

有關腳踏車的生物力學研究，近幾年如雨後春筍般不斷發表，相關動作分析的文獻相當多，早在 1986 年 Ericson et al. 就曾分析過以頻率 60 rpm，功率 120 W 騎乘腳踏車時的下肢力矩，分別為平均髖屈曲力矩 34.3 Nm，髖伸展力矩 8.9 Nm，膝彎曲力矩 28.8 Nm，膝伸展力矩 11.9 Nm，最大踝關節背屈力矩 31.9 Nm。在 Sanderson et al. (2000) 的鞋內壓力研究，作者比較了 12 位腳踏車選手及 17 位一般人分為三種腳踏板節拍及四種不同功率的鞋內壓力，在力量方面，兩組之間並沒有顯著差異，主要是受節拍及功率影響，在衝量(Impulse)方面，作者發現增加頻率會減少鞋內正向的衝量(Positive Impulse)，增加腳踏板功率同樣也會使衝量增加，在相同條件下，腳踏車選手鞋內正向的衝量比正常人來得小。2004 年，Li 探討改變不同姿勢對於神經肌肉控制的影響，通常在下踩踏板時，個體間的姿勢差異會較大，因為此時踝關節和膝關節的關節力矩會增加，而髖關節的力矩會下降，同時作者測試當踏板頻率增加，髖關節所受的影響將會比踝關節及膝關節更大，而此差異作者推論為肌肉統合及神經

控制的相互反應。2007 年, Sauer et al. 試圖控制髖關節的姿勢以求減少應力集中於腳踏車坐墊, 作者比較兩種不同的腳踏車把手姿勢與三種不同功率, 結果發現在腳踏板向下踩瞬間, 髖關節會有最大的角位移 (大約是內旋 3 度及向前側位移 2 度), 而女性又會比男性有更大的骨盆前傾角度, 再進一步比較髖關節前傾與腰椎的柔軟度發現女性有較高的相關係數, 最後作者建議, 若要與腳踏車本體有更好的結合應控制把手姿勢、髖關節角度及腰椎的柔軟度; Abt et al. (2007) 也進一步探討核心肌群與關節運動學及踏板力量的關係, 測試腳踏車選手以每小時 25.8 公里的速度騎上坡的路段, 每 3 分鐘又再增加 1% 的速度, 以前後測的方式探討下肢活動度與核心肌群疲乏的關係, 結果發現, 核心肌群疲乏時會影響下肢三個關節的活動度, 進而受傷的風險也相對提高。2008 年 Potter et al. 比較不同把手姿勢、踏板功率、性別對於坐墊壓力的影響, 測試男女各 11 位選手在兩種不同把手姿勢及功率的坐式腳踏車椅墊壓力的分佈, 結果發現當握把從上方移至下方時, 身體也會隨著向前傾, 同時坐墊的壓力中心也會向前, 坐墊後方會有較少的應力集中, 同時女性因為骨盆較寬的緣故, 與男性相比壓力分佈的情形較為鬆散且集中於坐墊後側。2009 年 Chapman et al. 探討三項馬拉松賽跑與腳踏車的神經肌肉控制, 分析下肢的運動學及肌電訊號 (EMG), 計算兩者在賽跑與腳踏車的相關係數高達 0.8 以上, 證明了兩種運動在神經肌肉控制上有絕對的正面關係。

踏板頻率與下肢力學的相關性

2003 年, Baum et al. 也做了相關下肢的肌電訊號研究, 改變兩種不同的參數比較對下肢的影響, 分別為踏板的頻率及在大腿附加不同的重量, 在兩者相互的調控下, 股二頭肌 (biceps femoris)、股直肌 (rectus femoris)、股外側肌 (vastus lateralis) 及脛前肌皆會受到影響, 而單一頻率因子的改變則會造成臀大肌 (gluteus maximus)、股直肌、股二頭肌及脛前肌的高峰值及活化時間長短受到影響, 若改變大腿負重則會使股直肌的活化提早結束及比目魚肌作用時間延長。2006 年, Sanderson et al. 測試有經驗的腳踏車選手在五種不同踏板頻率下的肌肉活化情形, 紀錄比目魚肌與腓腸肌的肌電訊號, 作者比對了過去的文獻發現與其研究結果一致, 隨著踏板頻率的增加, 腓腸肌的肌電訊號與之前比對會有顯著差異, 但比目魚肌與踏板頻率間是沒有顯著關係的, 在踝關節動作的一部分, 踏板頻率增加, 腳踝蹠屈 (plantar flexion) 也會隨著增加, 關節活動度 (range of motion) 則會相對減少, 膝關節的部分, 踏板頻率增加將會使膝關節伸直的角度減少, 同時為了因應踏板頻率的增加, 比目魚肌與腓腸肌都將會提早被活化。2007 年, Bieuzen et al. 比較三種不同踏板頻率的下肢生物力學, 頻率分別是 50 rpm, 110 rpm 及受測者自由選擇, 結果指出, 在 50 rpm 與 110rpm 下, 股二頭肌與股直肌將隨著踩踏頻率的增加顯著提早活化。2009 年, Chapman et al. 比較兩個組別 (常人與菁英選手), 在四種不同踏板頻率對於下肢肌肉肌電訊號的影響, 研究發現, 頻率的改變對於運動學沒有任何影響, 且菁英選手不論是在哪一種踏板頻率下, 肌電訊號的峰值皆大於常人的組別。

量測腳踏車力量的方式

Ericson et al. (1986) 以一台攝影機拍攝騎乘腳踏車時的動作, 在一個平面上以位置微分為加速度的方式計算出下肢力量, 此也為最早的腳踏車力量計算研究。Broker et al. (1990) 則將兩個 Kistler 公司所出產, 型號 9251 A 的 load cell 安裝在右側踏板上, 在力量的量測方式還是缺少三個平面的相關數據, 只有兩個平面的下肢力量資料。Mornieux et al. (2005) 將應變規 (Strain gauge) 黏貼在踏板的支架 (crank) 上量測下肢施予踏板支架的力量, 但此粘貼方式只能測量單一平面的力量, 若需要有三維的力量, 必須將應變規黏貼在三個不同的平面, 實際施行上可能遭遇很大的困難。Ettema et al. (2007) 以裝置兩個 load cell 在腳踏車支架 (crank) 的方式量測下肢力量及力矩, 唯在 load cell 的選擇上, 以兩個一維的方式量測, 分別量測正向力量及側向力量。

根據以上的文獻，我們得知腳踏車運動的多種應用議題，以及許多相關的腳踏車運動傷害，像是膝關節及髖關節過度負荷或是使用過度造成其他部位的傷害。過去文獻在下肢動力學的部分，由於並無較完整三維踏板的力量與力矩量測，目前還未有完整的下肢三維動力學數據整理，亦沒有針對腳踏車運動訓練模式加以分析。

研究方法

一般動作分析研究，常利用測力板來量測步態分析或是跳躍動作的力量，我們利用同樣的概念來設計踏板的力量-力矩量測系統，將三個三維的感測器(load cell)；型號為 Vario Comp Force sensor 9602 與踏板結合，設計方式如同標準的測力板方式，將三個感測器以等腰三角形的方式安裝在踏板，上方兩個 load cell 距離為 6 cm，與下方 load cell 則相距 5 cm，踏板的長軸為 Y 軸，向左為正，短軸為 X 軸，向前為正（如圖 1）。

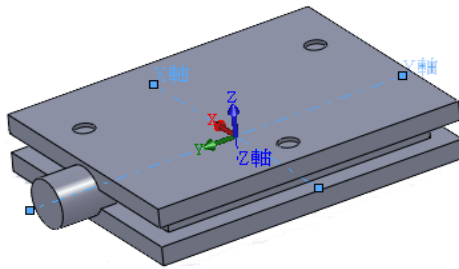


圖 1: 踏板設計圖

實驗對象

同時為方便維持衡定的踏板頻率及功率，將腳踏板裝於腳踏車測功計 (MONARK Ergomedic 828E)，再徵召 12 位國立台灣體育運動大學之男性學生，參照 ACSM 發佈的 YMCA submaximal cycle ergometer test，以腳踏板頻率 50 rpm 的最大次強度測試情況下，以不同時期的心跳率設定腳踏車強度，進一步評估下肢力學情況，以了解騎乘固定式腳踏車時下肢生物力學相關資料，亦可知道一般進行最大次強度檢測時，下肢負荷狀況，實驗的參與者必須符合過去並沒有下肢或脊椎開過刀的病史，半年內無下肢受傷，也沒有心臟血管或呼吸系統方面的疾病以及感冒的情況。

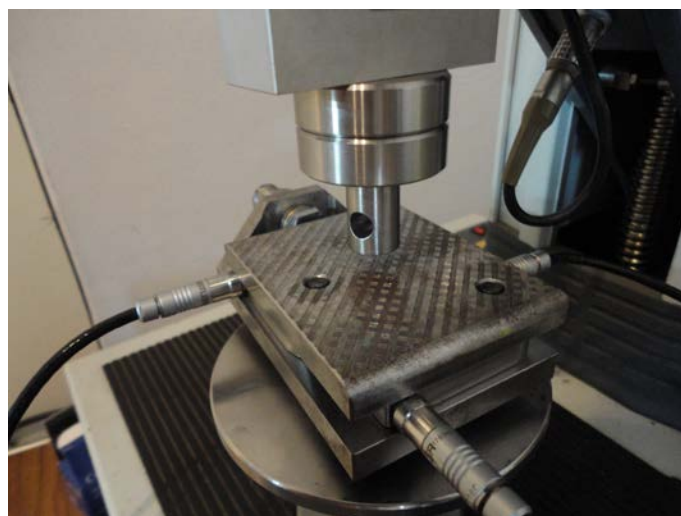


圖 2: 使用材料試驗機壓縮踏板之量測準確度測試

踏板力量-力矩量測系統之量測準確度驗證

本研究踏板力量-力矩量測系統為特別設計製作，加工後必須經過驗證量測之準確度後方能使用。本研究中量測之準確度驗證方式為利用單柱式萬能材料試驗機給予正向及側向力壓縮測試，分為水平、垂直壓縮靜態測試，本實驗使用試驗機（LLOYD- LRX）做為矯正，以每秒增加 50 N 的力量，從 0 N 至 1000 N 施加於踏板正面三個點，及施予側面 x 方向 0 N 至 400 N 的力量於兩個點的位置（如圖 2），將實際量測值與施加受力作一比較，以驗證此系統的標準化及正確性。LRXPlus 試驗機配合易於使用的系統，適合於載重 5 Kn (1124 lbf)以內的材料試驗應用。該機器使用高精度，可更換的 XLC 測力感測器，來進行從零負載的壓縮迴圈測量試驗，適用於產品開發及研究應用上的多種測試，具有極高的準確性和重覆度，隨機附有 RS232 界面，可直接與電腦連結，使用者可根據測試的需要選擇不同範圍的荷重傳感器及夾具，令測試更具彈完整性。

實驗流程與步驟

人體計測資料量測:為了有更精準的人體肢段參數，實驗開始前量測受試者的人體計測資料，包括身高、體重、膝關節寬度、踝關節寬度、大腿長度、小腿長度、足長、兩側髂前上棘距離、腰圍、大腿周徑、及小腿周徑等。同時人體肢段參數（各肢段慣性、質心等）套用 Paolo de Leva, (1996)所發表的研究做為基準。

受測者預先熱身: 根據美國運動醫學會所發行之運動測驗與處方(ACSM'S Guidelines for Exercise Testing and Prescription, GETP)，在任何運動測試前應先熱身五至十分鐘，以減少運動傷害的發生。

安置受測者反光標記: 本研究根據 Helen Hayes 的標記(Marker)位置在下半身貼上反光球，分別是薦骨上緣(Sacrum)、兩側之髌骨前上棘(Anterior superior iliac spine)、大腿外側(Lateral thigh)、股骨外髁(Lateral epicondyles of femur)、小腿(Shank)、腳跟 (Calcaneus)、腳踝外側(lateral malleolus)、第二腳掌趾基部 (Base of second metatarsal bone)等十五顆反光球標記為動態資料的收集，再加上股骨內髁(Medial epicondyles of femur) 和腳踝內側(Medial malleolus)總共十九顆反光球當作靜態資料的參考基準。

表 1: YMCA submaximal cycle ergometer test

	HR < 80	HR 80 - 89	HR 90 - 100	HR > 100
1th Stage	150 kgm/min (0.5 Kg / 25 W)	150 kgm/min (0.5 Kg / 25 W)	150 kgm/min (0.5 Kg / 25 W)	150 kgm/min (0.5 Kg / 25 W)
2nd Stage	750 kgm/min (2.5 Kg / 123 W)	600 kgm/min (2.0 Kg / 98 W)	450 kgm/min (1.5 Kg / 74 W)	300 kgm/min (1.0 Kg / 49 W)
3rd Stage	900 kgm/min (3.0 Kg / 147 W)	750 kgm/min (2.5 Kg / 123 W)	600 kgm/min (2.0 Kg / 98 W)	450 kgm/min (1.5 Kg / 74 W)
4th Stage	1050 kgm/min (3.5 Kg / 172 W)	900 kgm/min (3.0 Kg / 147 W)	750 kgm/min (2.5 Kg / 123 W)	600 kgm/min (2.0 Kg / 98 W)

腳踏車靜態與動態資料收集:受測者在實驗的前後必須要有至少五分鐘的暖身和緩和運動，並以漸進式的踏板頻率增加踩腳踏車，踏板功率為固定，必須連續且平穩的騎乘腳踏車。首先拍攝靜態的解剖學姿勢資料，此為靜態固定的動作，目的在於取得靜止時各肢段的反光標誌之間的相對位置及在自然解剖姿勢時的各關節的起始角度，作為動態資料分析時的基準。動態資料的部分，本研究使用 Vicon NEXUS 1.4.116 動態分析量測系統，將八部攝影機安置在受測者的周圍，收集各受測者在腳踏車運動時的軌跡資料。動態資料使用 YMCA submaximal cycle ergometer test 的程序進行(如表 1)，實驗過程依照不同時期的心跳率加入不同的負荷，總共有四個時期，每個時期騎乘三分鐘，總共十二分鐘，在每

個時期的倒數三十秒測量心跳並加上下一個時期的重量，而動態分析的資料則收取每個時期的第一分鐘至第二分鐘（期間共一分鐘），起始及全程的騎乘速度皆為 50 rpm。

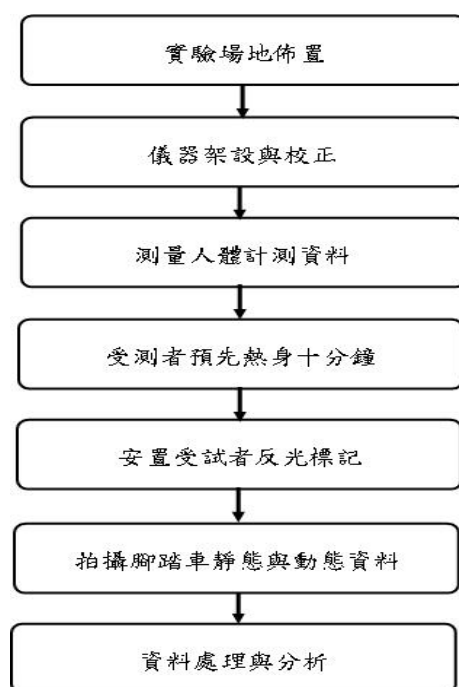


圖 3:實驗流程圖

資料處理與分析：在踏板的系統矯正方面，本研究使用 SPSS 12.0 中文版統計軟體處理，以複迴歸的方式分析，分別比較不同 load cell 與材料試驗機所給予力量的關係做為量測準確度之驗證。在人體動作分析的部分，本研究假設人體肢段為剛性多體系統，利用攝影機拍攝的反光球在空間座標中位置，定義出各肢段之座標，反光球軌跡再經 generalized cross-validation spline smoothing (GCVSPL) (Woltring, 1986)以 6 Hz 低通濾波 (Low pass filter)使資料平滑化(Smoothing) 並過濾雜訊。在運動學的部分，以尤拉角(Euler angle)的表示下肢關節角運動，本研究可得知下肢三個主要關節，包括髖關節、膝關節以及踝關節的關節角度。在動力學的部分，則以逆向動力學計算下肢三個主要關節的力量與關節力矩。

結果與討論

三維踏板量測系統之設計與驗證

腳踏車踏板組件係將 load cell 樞轉軸結合於兩片鐵板之間，在隔板兩側加裝螺絲將 load cell 固定，因此選擇矯正的方式上，分為 x 方向及 z 方向兩種為主，在 z 方向施予 0 N 至 1000 N 的力量在踏板的左上側、右上側及中心點的部分，圖 4 為材料試驗機施加於踏板的力與踏板 load cells 量測值的曲線結果及線性方程式值。圖 5 為材料試驗機施加於踏板的力矩(相對於踏板的中心點)與實際量測之關係圖。結果皆呈現施加的力量及力矩與踏板實際的量測的結果，皆呈現高度的線性關係。本研究結果顯示，所設計之踏板可準確量測踩踏時的力量與力矩。

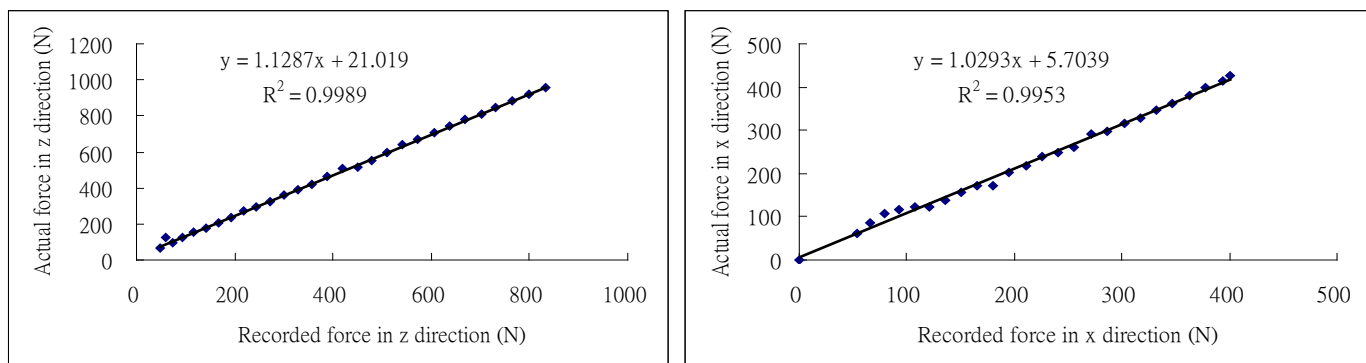


圖 4: 施予踏板正向力(z 方向)及剪力(x 方向)之實際量測值與施力關係

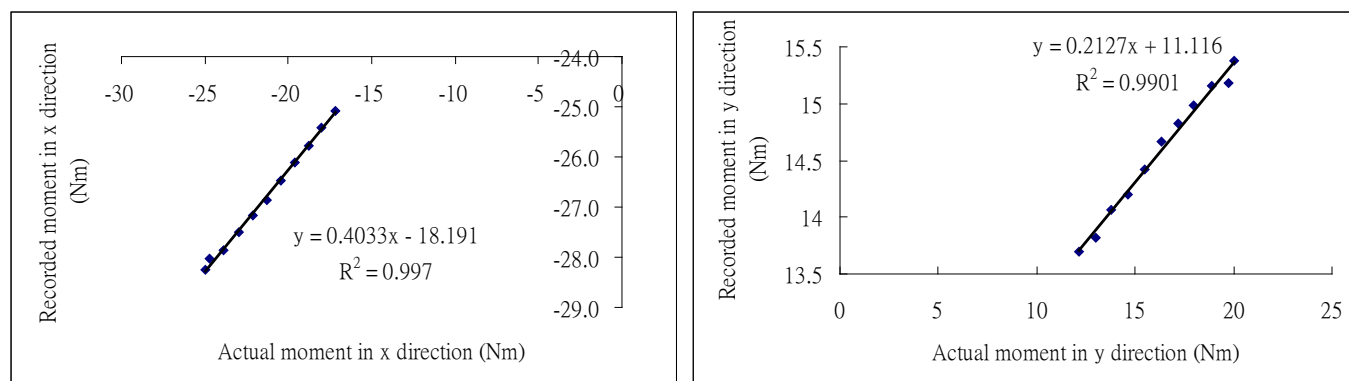


圖 5: 施予踏板力矩與量測值之關係圖

騎乘時踩踏力量

依照 YMCA submaximal cycle ergometer test 的程序(如表 1),三位實驗受測者全程心跳皆小於 80,故此四個時期的踏板負荷分別為 0.5 Kg (25 W)、2 Kg (123 W)、2.5 Kg (147 W)、3 Kg (172 W),每個時期騎乘 3 分鐘,總共 12 分鐘。表 2 為在四個不同階段承重的時候各方向的最大受力,在 z 的方向的最大受力方面,我們可以發現隨著重量的增加,最大受力也隨著變大,而在 y 方向的最大受力方面,則隨著承重增加而減少,此與 Bieuzen et al. (2007) 所提出的相符合,隨著承重重量的增加,為了給予正向更大的踩踏力量,在側向力的部分會隨之降低,而在 x 方向的受力則是並沒有太大的改變。而進一步從三個方向的踏板受力曲線圖可發現,不論是在哪一個階段的曲線模式皆沒有太大差異,在 z 方向(正向力)的踏板受力發現,隨著踏板功率增加,踏板受力有顯著的增加,相反的,在 y 方向的踏板受力則隨著踏板功率而減少。在大約角度 150 度時,無論是哪個訓練階段皆會有 z 方向的最大受力。而在 y 方向的踏板受力顯示,大約在踏板角度 110 度時會有最大的 y 方向踏板受力。

表 2: 四個不同階段的踏板最大受力比較表

	前後側 Fx (N)	內外側 Fy (N)	正向力 Fz (N)
Stage 1 (0.5Kg)	56.17	116.35	174.48
Stage 2 (2.5Kg)	57.88	94.34	191.26
Stage 3 (3.0Kg)	55.48	89.5	214.07
Stage 4 (3.5Kg)	75.7	76.99	246.45

關節角運動

關節角度分析，皆以右腳的四個階段踏板頻率及踏板負荷加以探討，以下為下肢三個主要關節在三個不同平面的運動角度曲線圖。在髖關節的角度方面，在矢狀面的部分可以發現屈曲的角度最大為 60 度左右，發生在踏板 0 度的時期，且隨著踏板負荷增加，髖關節伸展的角度也隨之增加，而在冠狀面的部分顯示隨著踏板下踩，髖關節會有內收的動作，直到踏板由最低點至最高點時，髖關節才會慢慢外展，最大外旋角度發生在踏板角度約為 180 度的時候，尤其當踏板負荷為 3.5 公斤時，髖關節外旋的程度為最大，此髖關節角度結果與 Bailey 等人在 2003 年的研究極為相似，作者認為隨著踏板負荷增加，髖關節伸展及外旋的程度也會隨之上升。

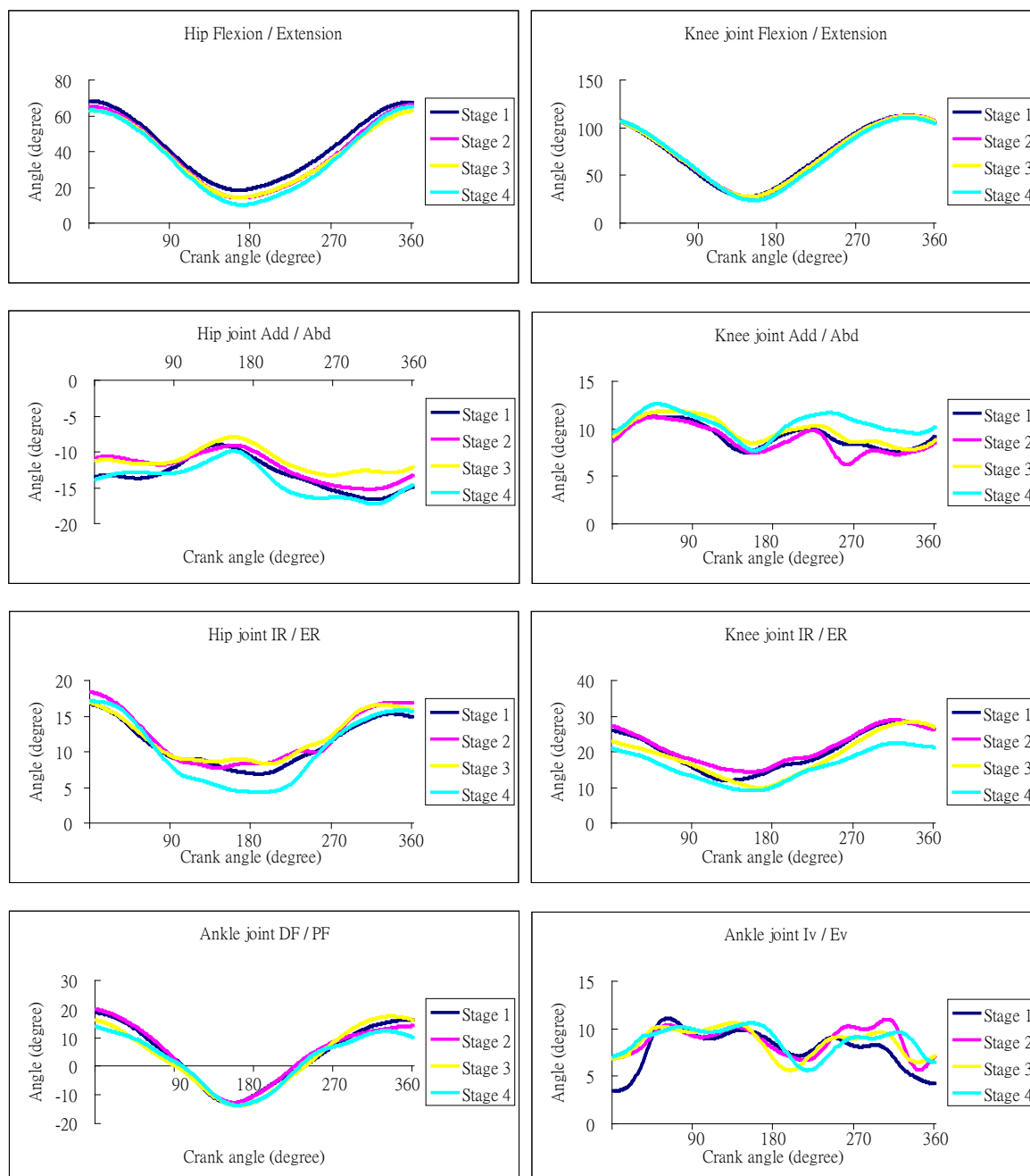


圖 6: 下肢關節角運動模式

在膝關節的角度方面，在矢狀面的部分可以發現屈曲角度的模式與髖關節相似，皆為在踏板角度 180 度時有最大的伸展角度，而在冠狀面的部分顯示四種不同踏板負荷的膝關節內收及外展角度極為類似，而在旋轉角度的部分，膝關節的最大外角度發生在踏板角度約為 150 度的時候，且隨著踏板負

荷增加，外旋的角度也變大，以上膝關節角度發現同樣與 Bailey 等人在 2003 年的研究極為相似。在踝關節的角度方面，在矢狀面的部分可以發現在踏板角度 0 度至 170 度時，踝關節會做蹠屈的動作，踏板角度自 170 度後踝關節才開始有背屈的動作發生，而在冠狀面及橫切面的部分，四種不同的踏板負荷對於踝關節內外翻及內外旋的程度是影響較小的，而在 Sanderson 等人 2006 的研究曾提及，以 50 rpm, 100 W 騎乘腳踏車時，踝關節在矢狀面的活動度約為 60 度，與本研究之結果相符。

關節力量

在膝關節力量的部分可以發現，隨著踏板負荷的增加，增加最顯著的是 x 方向的力量，也就是當踏板負荷增加時，膝關節向前踩踏的力量會隨之增加，在 y 方向的力量發現與髖關節相同的模式相同，並沒有顯示有直接的關係，在 z 方向的部分，可以發現當在踏板角度約 160 度的時候，膝關節向下踩踏的力量為最小，踩踏力量的最大值約為體重的 2 倍。踝關節的 x 方向力量隨著踏板負荷增加而顯著增加，在踏板角度約 150 度時有最大值發生，此同樣與 Ettema et al. (2007) 所發現的結果相同，而在踝關節 z 方向的力量發現，與膝關節 z 方向力量的模式相同，但踝關節力量最小值的發生點為踏板角度 120 度時，較膝關節為早，此可能為在接近踏板最低點時，膝關節須負責整個身體的平衡所導致。

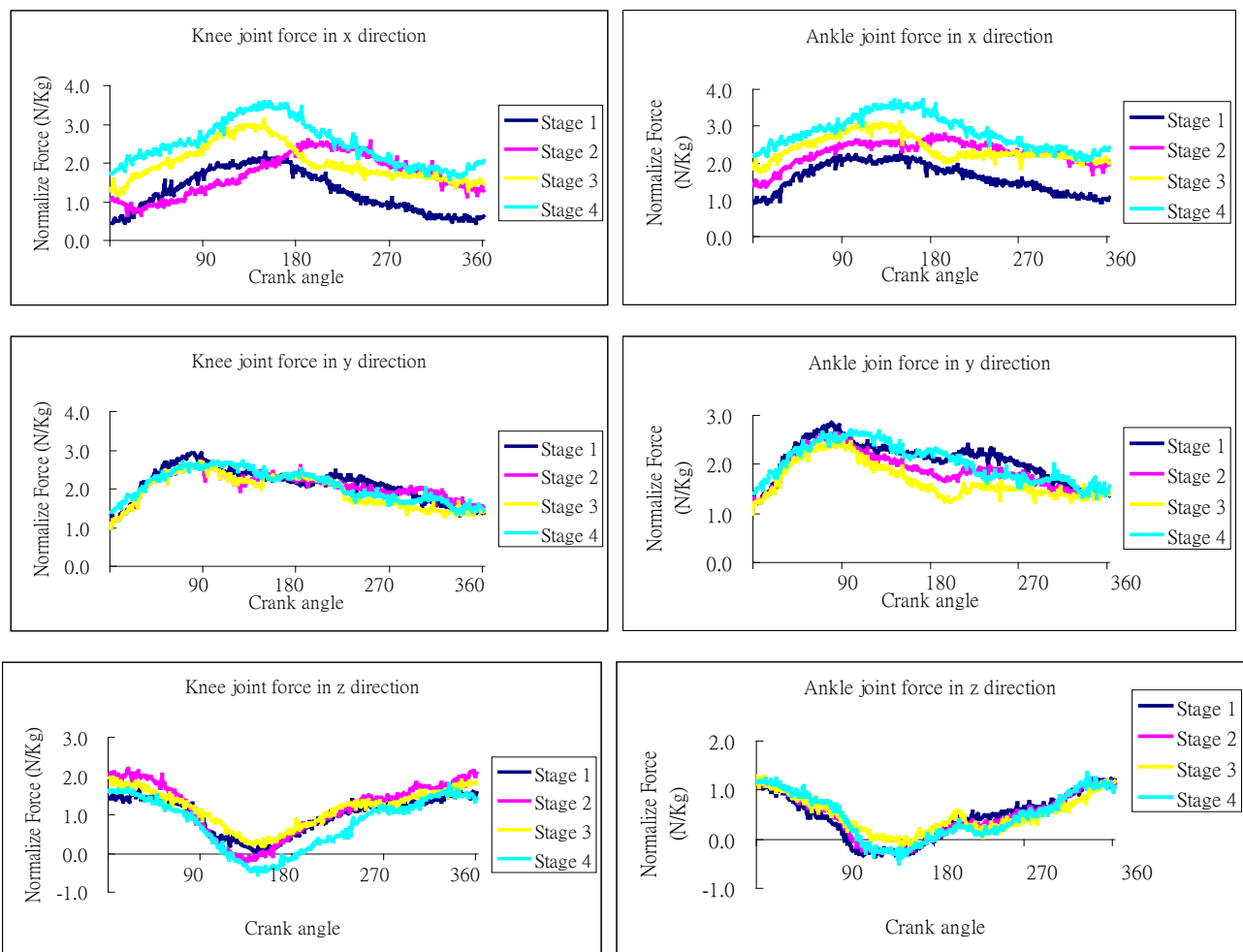


圖 7: 膝關節及踝關節踩踏時關節力

關節力矩

在膝關節的最大力矩方面顯示，與髖關節的模式相同，就是隨著踏板負荷增加，最大的屈曲力矩隨之減少且最大內收及外展力矩隨之上升，而在 Ericson et al. (1986) 的研究顯示，最大膝屈曲力矩為 38.8 Nm，最大膝伸展力矩 11.9 Nm，也與本研究 Stage 2 的膝關節力矩相符（分別為體重的 0.5 倍及 0.13

倍)，而在外展及內收的力矩方面，因過去文獻並未有三維的踏板量測系統，固較難以與本研究比較，不過可根據正向力矩的推導來得知此踏板系統已達到一定的準確性。在踝關節的最大力矩方面，Ettema et al. (2007)的文獻顯示，在 60 rpm 及 100 W 的負荷下，最大的踝關節背屈力矩為 31.7 Nm，最大的蹠屈力矩為 10.6 Nm，與本研究 Stage 2 最大背屈力矩為體重的 0.49 倍及最大蹠屈力矩為 0.13 倍結果相符。

表 3: 膝關節及踝關節最大力矩

Knee joint	Stage 1	Stage 2	Stage 3	Stage 4
Peak Flexion moment (Nm/Kg)	0.58	0.50	0.45	0.34
Peak Extension moment (Nm/Kg)	0.21	0.13	0.11	0.17
Peak Abduction moment (Nm/Kg)	1.26	1.49	1.49	1.78
Peak Adduction moment (Nm/Kg)	0.20	0.49	0.54	0.61
Ankle joint	Stage 1	Stage 2	Stage 3	Stage 4
Peak Dorsiflexion moment (Nm/Kg)	0.58	0.49	0.43	0.33
Peak Plantarflexion moment (Nm/Kg)	0.18	0.13	0.10	0.15
Peak Eversion moment (Nm/Kg)	0.42	0.50	0.51	0.52
Peak Inversion moment (Nm/kg)	0.13	0.09	0.11	0.14

本研究藉由開發與設計一腳踏車力量及力矩量測系統的踏板來紀錄下肢動力學的數據，透過材料試驗機完成矯正及驗證測試，並進一步分析下肢關節角度及踏板力量的數據，期望能了解下肢傷害的機轉。本研究已完整建立及驗證腳踏車踏板之下肢動力學量測系統，並分析完成腳踏車運動在 ACSM 次強度檢測強度下四個階段，0.5 Kg (25 W)、2 Kg (123 W)、2.5 Kg (147 W)、3 Kg (172 W) 的下肢相關運動學與動力學參數。未來可進行之研究方向：

1. 因本研究所獲得之補助經費嚴重不足，經變更人事經費成設備費後，仍只能採購兩個 load cell，加上外借一個 load cell，踏板內只鑲有三個 load cell，與傳統的測力板之力量力矩計算方式稍有不同，建議往後可再加入一個 load cell，並安裝在踏板的四個角落，如此在計算下肢力量及力矩將能更方便簡易。
2. 本研究原申請兩年，但只獲得補助一年。目前已完成第一年計畫 YMCA submaximal ergometer test 的最大次強度測試來做人體動作分析的資料。未來將再另尋找經費進行後續的研究，針對不同的踏板頻率、踏板負荷、椅高及不同訓練姿勢的因子多加探討，對於腳踏車的傷害機轉將會有更大的幫助。

參考文獻

- Abt, J. P., J. M. Smoliga, M. J. Brick, J. T. Jolly, S. M. Lephart, and F. H. Fu. 2007. Relationship between cycling mechanics and core stability. *J Strength Cond Res*, 21(4), 1300-1304.
- Andersen, K. V., and G. Bovim. 1997. Impotence and nerve entrapment in long distance amateur cyclists. *Acta Neurol Scand*, 95(4), 233-240.
- Bailey, M. P., F. J. Mailladet, N. Messenger. 2003. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *J Sports Sci*, 21(8), 649-657.
- Baum, B. S., and L. Li. 2003. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(2), 181-190.
- Bieuzen, F., R. Lepers, and F. Vercruyssen. 2007. Muscle activation during cycling at different cadences:

- effect of maximal strength capacity. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(6), 731-738.
- Bertucci, W., F. Grappe, and A. Gros Lambert. 2007. Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *J Appl Biomech*, 23(2), 87-92.
- Broker, J. P., and R. J. Gregor. 1990. A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. *International Journal of Sports Biomechanics*, 6, 394-403.
- Burke, E. R. 1994. Proper fit of the bicycle. *Clin Sports Med*, 13(1), 1-14.
- Chapman, A., B. Vicenzino, P. Blanch, and P. Hodges. 2009. Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *J Sci Med Sport*, 12(1), 31-34.
- Ericson, M. O., A. Bratt, R. Nisell, G. Nemeth, and J. Ekholm. 1986. Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, 18(4), 165-172.
- Ettema, G., H. Loras, and S. Leirdal. 2007. The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (10), 1010-1016.
- Gregersen, C. S., and M. L. Hull. 2003. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *J Biomech*, 36(6), 803-813.
- Li, L. 2004. Neuromuscular control and coordination during cycling. *Res Q Exerc Sport*, 75(1), 16-22.
- Li, L., and B. S. Baum. 2004. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(6), 647-652.
- Marko, M. P., and B. Ivan. 2004. Overuse injuries of the musculoskeletal system (2nd ed). *Boca Raton: CRC*.
- Mehan, T. J., R. Gardner, G. A. Smith, and L. B. McKenzie. 2009. Bicycle-related injuries among children and adolescents in the United States. *Clin Pediatr (Phila)*, 48(2), 166-173.
- Mornieux, G., K. Zameziati, E. Mutter, R. Bonnefoy, and A. Belli. 2005. A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling. *J Biomech* (39), 1296-1303.
- Puranik, S., J. Long, and S. Coffman. 1998. Profile of pediatric bicycle injuries. *South Med J*, 91(11), 1033-1037.
- Paolo de Leva. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. of Biomechanics*, vol. 29, No 9, pp. 1223-1230.
- Salai, M., T. Brosh, A. Blankstein, A. Oran, and A. Chechik. 1999. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *Br J Sports Med*, 33(6), 398-400.
- Sanderson, D. J., E. M. Hennig, and A. H. Black. 2000. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, 18(3), 173-181.
- Sanderson, D. J., P. E. Martin, G. Honeyman, and J. Keefer. 2006. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(6), 642-649.
- Sauer, J. L., J. J. Potter, C. L. Weisshaar, H. L. Ploeg, and D. G. Thelen. 2007. Biodynamics. Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 39(12), 2204-2211.
- Segers, M. J., D. Wink, and G. J. Clevers. 1997. Bicycle-spoke injuries: a prospective study. *Injury*, 28(4), 267-269.

- Thomee, R., P. Renstrom, J. Karlsson, and G. Grimby. 1995. Patellofemoral pain syndrome in young women. II. Muscle function in patients and healthy controls. *Scand J Med Sci Sports*, 5(4), 245-251.
- Thompson, D. C., M. E. Nunn, R. S. Thompson, and F. P. Rivara. 1996. Effectiveness of bicycle safety helmets in preventing serious facial injury. *Jama*, 276(24), 1974-1975.
- Wanich, T., C. Hodgkins, J. A. Columbier, E. Muraski, and J. G.. Kennedy. 2007. Cycling injuries of the lower extremity. *J Am Acad Orthop Surg*, 15(12), 748-756.
- Woltring, H. J. 1986. A fortran package for generalized cross-validation spline smoothing and differentiation. *Advance Engineering Software*, 8, 104-113.

國科會補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2012/10/31

國科會補助計畫	計畫名稱：固定式腳踏車運動之下肢生物力學分析	
	計畫主持人：吳鴻文	
	計畫編號：100-2410-H-028-003-	學門領域：運動生物力學
無研發成果推廣資料		

100 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：吳鴻文

計畫編號：100-2410-H-028-003-

計畫名稱：固定式腳踏車運動之下肢生物力學分析

成果項目			量化			單位	備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等）
			實際已達成數（被接受或已發表）	預期總達成數(含實際已達成數)	本計畫實際貢獻百分比		
國內	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	0	100%		
		專書	0	0	100%		
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（本國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	1	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		
國外	論文著作	期刊論文	0	1	100%	篇	撰寫全文中
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	1	100%		已投稿研討會(尚未回覆)
		專書	0	0	100%	章/本	
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（外國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		

其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)	未來可與腳踏車廠商合作，將設計作更進一步修改，與現有腳踏車踏板作一結合，提供踩踏資訊的回饋，開發高階車款的市場，提供使用族群新的選購設備。
---	--

	成果項目	量化	名稱或內容性質簡述
科 教 處 計 畫 加 填 項 目	測驗工具(含質性與量性)	0	
	課程/模組	0	
	電腦及網路系統或工具	0	
	教材	0	
	舉辦之活動/競賽	0	
	研討會/工作坊	0	
	電子報、網站	0	
	計畫成果推廣之參與（閱聽）人數	0	

國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

☒ 達成目標

☐ 未達成目標（請說明，以 100 字為限）

☐ 實驗失敗

☐ 因故實驗中斷

☐ 其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文：☐ 已發表 ☐ 未發表之文稿 ☒ 撰寫中 ☐ 無

專利：☐ 已獲得 ☐ 申請中 ☒ 無

技轉：☐ 已技轉 ☐ 洽談中 ☒ 無

其他：（以 100 字為限）

英文全文稿撰寫修稿中

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

一、完成腳踏板設計與製造，並完成準確度驗證，施加在腳踏板的負荷與 load cell 實際量測到的力量與力矩相當符合。此外，實際騎乘時的踩踏負荷與過去使用測功計進行的研究數值亦相近。

二、本研究之踏板，未來可進行各種騎乘腳踏車相關變數（腳踏車課程設計、騎乘姿勢、受試者類別、腳踏車設定），進行下肢生物力學的探討，在腳踏車設計上提供更多的資訊。

三、未來可與腳踏車廠商合作，將設計作更進一步修改，與現有腳踏車踏板作一結合，提供踩踏資訊的回饋，開發高階車款的市場，提供使用族群新的選購設備。