

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析
(第2年)

研究成果報告(完整版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 97-2221-E-040-006-MY2
執行期間：98年08月01日至99年10月31日
執行單位：中山醫學大學職能治療學系

計畫主持人：羅世忠
共同主持人：陳瓊玲、游家源
計畫參與人員：碩士級-專任助理人員：孫佑榮

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中華民國 100 年 01 月 31 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 成果報告
 期中進度報告

以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析

Human factor engineering analysis of elliptical trainer by human motion
analysis and physical load analysis

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 97-2221 - E -040-006-MY2

執行期間：97 年 8 月 1 日至 99 年 10 月 31 日

計畫主持人：羅世忠

共同主持人：陳瓊玲、游家源

計畫參與人員：碩士級助理-孫佑榮

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、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

執行單位：中山醫學大學職能治療學系

以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析

Functional evaluation of elliptical trainer with human motion analysis

摘要

近年國內運動風氣的興盛，使用運動器材健身比例節節升高，而市面上運動產品種類繁多，加上機構初始設計上符合人因工程實驗項目的情形並不普遍，倘若設計不良之運動器材將可能導致運動者在動作上的不協調與不舒適，嚴重的可能導致肌肉骨骼的傷害。

本研究目的是以人體動作分析系統，來瞭解兩部不同設計等級的滑步機運動的舒適性差異。並以人體質量中心(center of mass, COM)、肌電訊號(EMG)與關節角度變化作為橢圓滑步機相關評估之參數，最後以模擬軟體(ADAMS-LifeMOD)進行初步模擬。

實驗結果發現在兩台不同的橢圓滑步機上，人體質量中心在垂直高度(238%、211%與199%)與前後距離(輕156%、154%與131%)有顯著性差異，而在同一橢圓滑步機之不同負荷比較上，只有在輕負荷與重負荷發現人體質量中心的左右移動軌跡(machine A:147%、machine B:134%)有顯著性增加。肌電訊號(EMG)峰值會隨者負荷而增加(股直肌、股二頭肌與脛前肌)，以及股直肌與腓腸肌有位移的現象，除此之外，關節角度變化上，負荷間均沒有顯著影響(髖關節、膝關節與踝關節)。人體動作模擬軟體則得到初步分析結果，包含運動學關節角度變化與模擬肌肉出力的先後順序，配合實驗數據在未來可做橢圓機設計的參數。

關鍵詞：橢圓滑步機、人體質量中心、肌電訊號、人體動作模擬軟體

Abstract

The exercise equipment used for strengthening and shaping body is getting more important due to the increased population in exercise. The musculoskeletal disorders will occur while people conducting the exercise in unfit exerciser.

The purpose of this study was to compare two different mechanism designs of elliptical exerciser using motion analysis system (Vicon 460) for the evaluation and design of the elliptical exerciser. The evaluated parameter of elliptical exerciser were center of mass (COM), electromyography (EMG), and joint angle. Finally, the software (ADAMS-LifeMOD) was used for establishment of the biomechanical model.

The resistant loading was set to three levels (Light, Middle and High) in the experiment. In the result, there was significant difference in both vertical (238%, 211% and 199%) and antero/posterior (156%, 154% and 131%) excursion of COM compared with two types of elliptical trainer. There was significant difference in high loading and light loading compared among three levels of loading. The EMG peak value of the rectus femoris, biceps femoris and tibialis anterior was increased with loads, and the load effect was observed from the onset of RF, the offset of gastrocnemius. There was no statistical difference in joint angle (hip, knee and ankle). The simulated result of joint movement and muscle active from biomechanical software was provided the parameters for machine designs.

Keywords : elliptical exerciser; COM; EMG; ADAMS-LifeMOD

1. 研究背景與目的

對於維持身體基本體適能訓練一直受到現在

社會人的重視，而由於工作時間或是居家環境等因素，以有許多人選擇始用運動器材作為強健身

體的重要項目之一。但有許多案例指出對於長時間使用運動器材後，會產生不舒適或甚至有可能發生肌肉骨骼性傷害。目前運動器材漸漸由原本機構設計[1]，慢慢增加人因工程方面考量，所以除了機構設計外，測試上加入人體運動分析，其分析項目有動作分析與生理肌電訊號評估[2, 3]，追求運動器材設計達到舒適的健身。

橢圓滑步機主要以全身性運動，平滑順暢地模擬跑步或是走路，並且減少跑步或走路時的地面衝擊力，加上又是全身性舒展運動，比起走路的運動範圍還廣，運動效果為佳，視為一項良好的設計，因此漸漸為大眾所採用作為訓練體能的運動器材[4]，但也因於橢圓滑步機的機構設計為與腳接觸式的限制性運動(close chain)與跑步機上的開放性運動(open chain)不同，close chain 運動會限制原本運動的習慣性，增加關節與肌肉的作用力可能產生肌肉關節痠痛[5]，也引起運動器材製造廠商的注意。

為能瞭解橢圓滑步機在設計上對人體運動時的相關性，選擇兩台不同類型市售橢圓滑步機，包括大賣場販售低階機型與俱樂部使用高階機型，使用動作分析系統，以建立人體在橢圓滑步機運動分析與評估模式。本研究將結合三維動作分析系統與肌電訊號量測系統作為評估兩台不同類型橢圓滑步機，以瞭解在輕、中與重負荷下對人體肌肉骨骼系統的影響，並期待從研究中找出設計符合人體舒適度之橢圓滑步機之重要參數：

(一) 人體運動學方面：主要探討人體質量中心(COM)的變化；(二) 肌肉骨骼系統則以肌電訊號(EMG)的肌肉活動起點(onset)、肌肉活動終點(offset)、肌肉活動期間(duration)、肌肉出力大小(%MVC)及是否有肌肉拮抗現象等方面進行研究。

此外，本研究嘗試進行軟體模擬，則是以ADAMS-LifeMOD 配合實驗所得之資訊，嘗試以3D 呈現方式建立生物力學模擬模型，模擬人體運

動於橢圓滑步機進行初步人體動作與肌肉骨骼系統評估。

2. 文獻參考

國內外有關於運動器材研究設備，常見的有跑步機與健身用腳踏車，大多數都是以機構設計為主要研究目標，而近來則以人體動作分析與肌電訊號為主，並且以人體步態資料為對比，試圖定義運動器材對人體基本動作的影響，進一步發展設計出適合人體之運動器材。而對於橢圓滑步機的研究則僅僅只有機構分析，缺乏相關的人體運動學與動力學資料。以下文獻回顧就跑步機與健身用腳踏車相關並且適合橢圓滑步機研究探討，並且回顧橢圓滑步機機構分析，以及回顧人體模擬軟體的使用與發展。

傳統的運動器材包括跑步機與腳踏車由於機構較為單純，因此變化上較橢圓滑步機少，但是常常被用來做對比，因此有必要瞭解其相關研究。跑步機[6, 7] (Treadmill) 一般是用來模擬走路或跑步，也用來做肌耐力訓練[8]。

比較跑步機與橢圓運動機在下肢肌肉的使用情形，受測者使用橢圓運動機時下肢肌肉有較明顯之拮抗情形發生，且脛前肌與腓腸肌作用的時序亦不盡相同。跑步機也提供有效的運動物理治療[9, 10]，中風病人藉由跑步機的安全裝置可以減少支撐身體重量而達到自如的練習行走動作。

在腳踏車相關的運動分析，以生物力學方式分析腳踏車在承受不同的負荷下，騎乘腳踏車對人體運動的影響，Hansen[11]發現在週期達到前後水平端點附近會有最大扭力產生，對於人體肌肉動作會產生明顯影響。以肌電訊號分析腳踏車運動時下肢肌群拮抗關係，Brian 與 Li[12]發現在踏板接近最高端點位置，大腿肌群股直肌、股二頭肌與臀大肌峰值有明顯的增加趨勢，踏板在 90 度位置，主要以腿肌群脛前肌、腓腸肌、比目魚肌作用，實驗結果顯示，不同負荷下會影響大小腿

肌群的關係。

人體質量中心在對於垂直位移變化情形，代表為機械位能的改變，2003 年 Kenneth G. Holt 利用不同的生物力學模式，試圖模擬膝關節之關節力與關節力矩，實驗目的主要在不同的速度下，人體背負一定重量作行走，人體質量中心之垂直位移變化差異能最小，主要是因為受到負荷的關係，增加高度也相對增加負荷能量，導致膝關節受力變大，有可能導致肌肉骨骼之傷害[13]。

洪征貝之論文[1]提到蒐集及分析現有專利中橢圓運動機之構造與運動特性，歸納其設計所求及設計限制，所求得的運動曲線為近似橢圓形的封閉曲線，再經系統化的設計程式，根據功能需求，合成並評估出可行的新型橢圓運動機構想，如跨距長與高度符合一般人的跨步距離；曲柄的位置在使用者前方，使用者可以更自由的伸展運動；選定新型構想後，配合所訂定的運動軌跡曲線，以圖集蒐尋法及連續法合成出新型橢圓運動機各參數值。

劉佳玲之論文[14]以實驗方式獲得肌電訊號及生物力學運動分析資料，並將其結果以跑步機及橢圓運動機作初步性的評估；期望透過所分析之結果進行運動產品設計上的改善，以提高產品附加價值。而論文中詳細描述人體腳尖運動軌跡在對跑步機與橢圓滑步機繪呈現不同的軌跡，橢圓運動機的軌跡主要以橢圓形為主，而跑步運動的軌跡卻類似水滴形狀。

人體在做跑步機與滑步機運動時，下肢各關節角度與肌肉活動先後順序有明顯的差異性，人體處於跑步運動時的肌肉活動依序從脛前肌、股二頭肌、股直肌與腓腸肌動作，而橢圓滑步機肌肉活動順序為股直肌、股二頭肌、腓腸肌與脛前肌，會有肌肉共同收縮機制的拮抗作用發生，如股直肌與股二頭肌；腓腸肌與脛前肌，因此，在兩種不同運動狀態下，人體下肢分析有明顯不同。

橢圓滑步機在運動學與動力學研究，台大醫

學院附屬醫學工程研究所呂東武教授於目前研究結果中，比較橢圓滑步機與正常走路下，發現在下肢主要三個關節，髌關節、膝關節與踝關節有顯著不同，而力矩方面也有顯著上的差異性，因此，使用橢圓滑步機的人體動作在動力學結果並非相似步態分析。

使用人體動作分析設備(VICON 動作擷取系統, AMTI 力板)進行資料收集，人體動作模擬軟體(ADAMS LifeMOD)模擬預測改變環境參數對步行穩定性的影響。DeGoede 與 Ashton-Miller[15] 運用 ADAMS 模擬不同年齡性別的於向前跌倒時所產生的地面反作用力，預測出隨年齡老化的肌肉強度所反應的策略。

3. 研究方法

本研究實驗方式結合三維動作分析系統，收集人體於兩台不同橢圓滑步機於輕中重負荷下的動作資料，並計算關節角度與質量中心期望建立以生物力學評估橢圓滑步機的方法。

3.1 受測者

十位均無神經肌肉骨骼傷害之年輕受測者，皆為在學大學生與研究生。基本資料如表 1：

表 1：受測者基本資料

編號	身高 (cm)	體重 (kg)	年齡 (year)	腿長 (cm)
平均	172.9	72	25	87.7
標準差	±6.4	±8.0	±1.6	±5.2

3.2 實驗設備

主要有硬體收集資料與軟體分析資料兩項：

硬體方面：

(1) 三維動作分析系統：主要為 Vicon460 (Vicon Motion System Corp., Oxford, UK)，包括六台 CCD 攝影機，資料收集頻率 120Hz，收集人體在空間中的運動；反光球黏貼的位置以 Vicon 內建的 PolygonRT 模型，如圖 1 所示：

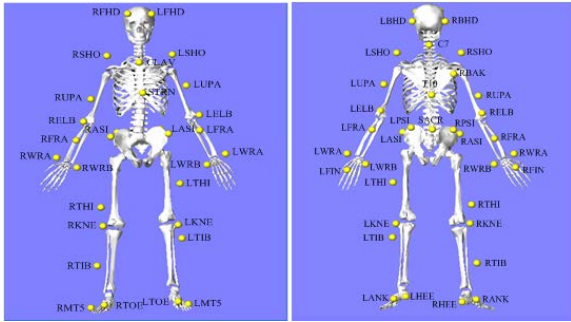


圖 1：PolygonRT marker 黏貼圖

(2) 肌電訊號收集儀器：本實驗所使用的肌電訊號儀器分析模組為 MP150 (Biopac Inc)，主要收集人體下肢各肌群的肌電訊號，並配合動作分析系統之 A/D 訊號收集器進行資料同步收集。肌電訊號採用皮膚表面收集方式，使用兩極貼片(3.5cm × 5cm)，收集受測者右腳之股直肌(rectus femoris RF)、股二頭肌(biceps femoris)、脛前肌(tibialis anterior)與腓腸肌(gastrocnemius)四條肌肉，訊號收集放大倍率設定為 2000 倍，截止頻率設定範圍在 10 至 500Hz 之間。

(3) 橢圓滑步機選擇：本研究所使用的兩種不同橢圓滑步機型，均為目前市面上均可購置的運動器材商品，本實驗中設定的型號分別為 machine A 與 machine B 兩種機型，如圖 2 所示，實驗負荷是以機型內所預設的負荷，區分為三種不同負荷量，設定輕負荷為 70W、中負荷為 220W、重負荷為 370W。

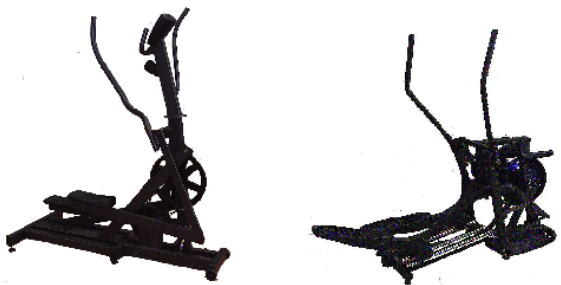


圖 2：兩種不同實驗機型（左為 machine A，右為 machine B）

本實驗開始以隨機選取橢圓滑步機與負荷大小，總共進行兩台不同等級的橢圓滑步機，並設

定三種不同負荷，受測者先在橢圓滑步機暖身分鐘後，以 VICON460 動作分析系統，擷取人體上所黏貼的反光球三維空間座標與肌電訊號，每次實驗資料收集時間為 10 秒，流程如圖 3 所示：

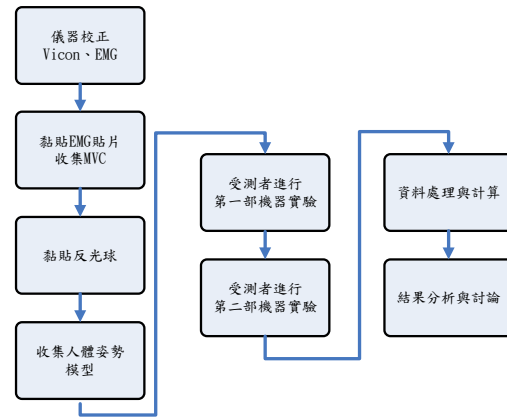


圖 3：實驗流程圖

軟體設備：

資料處理軟體為 (1) Matlab 7.01：利用此軟體內建完整矩陣處理運算函式功能，依據人體計測資料與尤拉角計算，及肌電訊號收集等原始資料，以撰寫所需程式碼，最後以圖表方式呈現實驗結果；(2) Excel 2003：統整圖表與表格的製作；(3) Origin 7.5：處理數據與繪製圖表用。

4. 資料處理

本研究使用動作分析系統以獲得人體身上之反光球點在實驗室座標系的空間位置，配合人體基本計測資料，以 Helen Hayes 與 Vicon 方法求得各關節中心位置，並將整個人體總共分為 12 軀段 (segments)，使用 Dempster 計測資料，分別計算出各肢段的質量中心位置，最後再推導出人體總質量中心位置，如圖 4 所示：

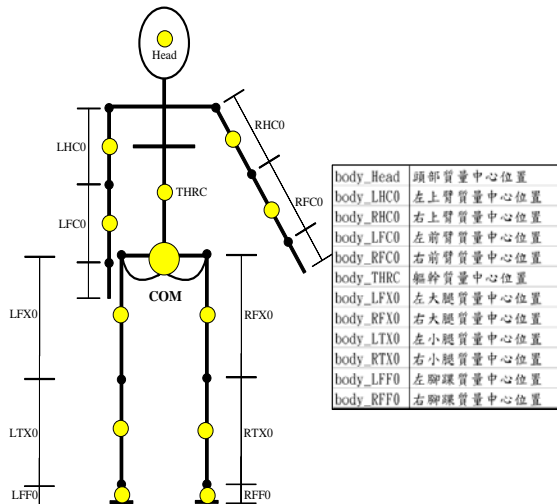


圖 4：人體質量中心與各肢段質量中心位置圖

$$COM = \frac{\sum_{i=1}^n m_i p_i}{\sum_{i=1}^n m_i}$$

COM：人體質量中心位置

m_i ：各肢段之質量

p_i ：各肢段之質量中心位置

人體質量中心座標系以骨盆座標系運動一週期後的平均值做為人體質量中心座標系的固定座標系(如圖 5)，分別以前後、左右以及上下代表三個軸向。質量中心週期起始位置是人體質量中心在運動過程中，移動至最左邊界為週期啟始，至下一次質量中心回到最左邊界，作為質量中心運動的一週期，每次實驗資料均擷取 5 週期並百分比標準化(normalization)。

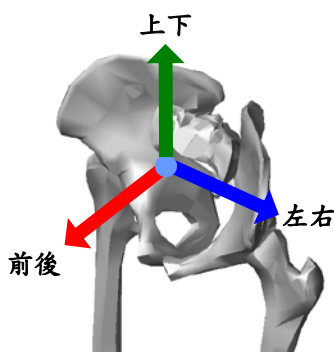


圖 5：人體質量中心座標系圖

本研究在進行橢圓滑步機時，會在機器上面

安裝反光球點，以作為肌電訊號週期之分割，週期主要切割為四個時期，如圖 6 所示，分別為 25%、50%、75%與 100%。

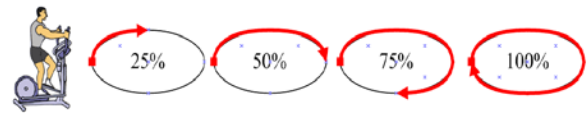


圖 6：肌電訊號週期示意圖

每位受測者在各種實驗情形下，皆擷取兩週期作訊號處理，處理的方法為線性風波轉換：先將原始肌電訊號取絕對值，將所有離散數位訊號變為正值，再經由 Butterworth 進行濾波，肌電訊號資料處理完畢以後再給予百分比標準化，以方便之後的肌電訊號結果分。

本研究設定每一肌群動作基準線 (baseline) 為最大自主性收縮 (MVC) 的百分之十 (圖 7)，以計算峰值 (peak) 的平均值、肌肉活動起點 (onset) 的平均值、終點 (offset) 的平均值等。

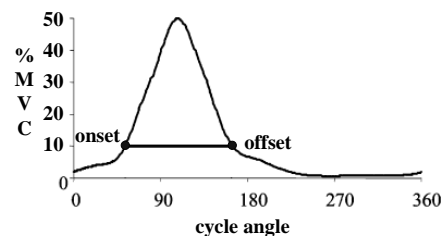


圖 7：肌肉動作基準線

本研究將所實驗收集的反光球資訊，經過座標轉換處理後，再將所量到測受測者基本資料，一併輸入至軟體內建立人體模型。橢圓滑步機則使用 3D 繪圖軟體，SolidWorks2001 繪製，經過檔案轉換為 ADAMS 的檔案格式，輸入至軟體內，建立模擬環境，結合人體模型與機型環境之後，開始進行模擬與分析。

統計分析使用的方法為單、雙因子變異數分析 (ANOVA)，使用的統計軟體為 SPSS 10.0 版本，進行多重比較分析 (Post Hoc - Tukey)，主要討論 (一) 人體質量中心在不同負荷與不同機型

的比較；(二) 下肢各肌電訊號在不同負荷與不同機型的比較，而本研究主要因數的顯著水準設為 $p < 0.05$ 。

5. 結果

人體質量中心分析：

本研究在週期擷取方式有分為人體質量中心與滑步機橢圓軌跡兩種，以人體質量中心週期起點相對滑步機橢圓週期軌跡的位置，質量中心起點(C)位於大約為橢圓週期的55%至70%之間，上下位移同側面最高點(A)位於40%至50%，最低點(B)位於75%位置，其中A'、B'與C'為質量中心在人體另一側的相對上下位移最高與最低位置(圖13)。

觀察 machine A 與 machine B 之人體質量中心在空間中的軌跡位移，發現 machine A 與 machine B 軌跡變化相似蝴蝶形狀或∞的形狀(圖8)，從圖形中發現為左右對稱的情形，且外側有向前彎曲的情形，在使用橢圓滑步機進行運動時，人體質量中心運動方向如圖箭頭所示。

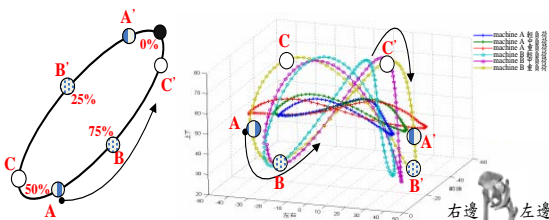


圖 8：在不同負荷、不同機型下人體質量中心在前後、左右與上下位移變化情形

人體質量中心在不同負荷之三軸位移：

本研究以相同的橢圓滑步機，不同的負荷情況下，人體質量中心以三軸最大差距位移量進行分析，machine A 前後軌跡在三種負荷下變化，以輕負荷設為基準(100%)，則中負荷與重負荷分別為99%與115%(表2)；由此可知前後軌跡變化差異不大，接者為左右軌跡位移比較，依照輕、中、重順序比例分別為：100%、116%及147%(表

2)，在輕與重負荷有顯著差異($p < 0.05$ ；圖9)；則上下方面的比例依序為100%、117%及132%，有增加百分比趨勢，但是重負荷與輕負荷差距不到一公分的變化。

表 2：machine A 不同負荷人體質量中心軌跡最大位移量 單位：mm

	前後	左右	上下
輕	25±8 (100%)	60±17 (100%)	25±10 (100%)
中	25±9 (99%)	70±17 (116%)	29±7 (117%)
重	30±12 (115%)	88±19 (147%)*	33±15 (132%)

ps：平均值±標準差 (%)三種負荷除以輕負荷百分比值

*:在 machine A 機型下，輕與重負荷有顯著(ANOVA $p < 0.05$)

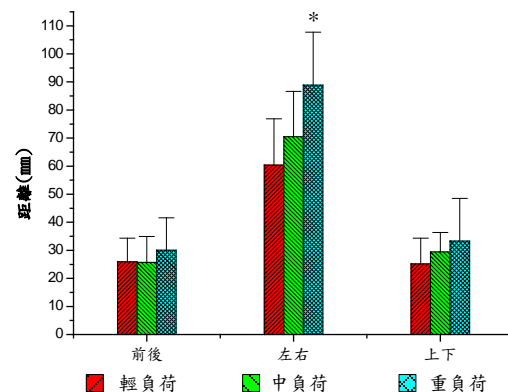


圖 9：machine A 最大位移量統計分析圖

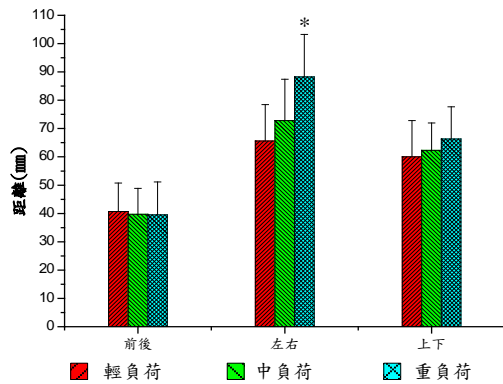
另外，在 machine B 三種負荷方面，前後軌跡的比例以負荷的輕、中、重分別為100%、97%與97%；而在左右的比例依序為100%、110%及134%；上下則為100%與103%與110%(表3)，因此從統計數據驗證 machine B 在左右會隨負荷有明顯增加($p < 0.05$ ；圖10)，則在前後與上下軌跡變化卻無 machine A 來的明顯。

表 3：machine B 不同負荷人體質量中心軌跡最大位移量 單位：mm

	前後	左右	上下
輕	40±10(100%)	65±13 (100%)	60±13 (100%)
中	39±9 (97%)	72±15 (110%)	62±10 (103%)
重	39±12 (97%)	88±15 (134%)*	66±12 (110%)

ps：平均值±標準差（%）三種負荷除以輕負荷百分比例

*:在 machine B 機型下，輕與重負荷有顯著（ANOVA p<0.05）



*:在 machine B 機型下，輕與重負荷有顯著
圖 10：machine B 最大位移量統計分析圖

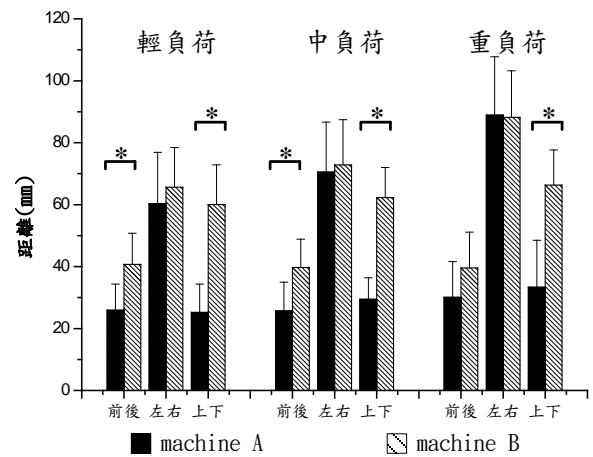
本實驗分別對 machine A 與 machine B 在相同負荷下，分別進行前後、左右與上下軸方向的位移分析，在前後位移方向的分析結果，輕與中負荷有顯著性的差異（p<0.05；圖 11），其比例分別為 156%與 154%（表 4），而重負荷為 131%，從表 2 與表 3 中可發現在 machine B 的前後位移變化比 machine A 將近多 1 到 1.5 公分，接者在左右位移方向，比例分別為 108%、103%與 99%（表 4），均沒有統計上的意義，最後在上下位移方向，三種負荷下都有明顯差異，其比例為 238%、211%與 199%（表 4），因此在上下位移方向，machine B 比 machine A 將近多 3 到 3.5 公分。

表 4：人體質量中心軌跡在兩台機型前後、左右、上下方向上的位移百分比例

	前後%	左右%	上下%
輕	156%*	108%	238%*
中	154%*	103%	211%*
重	131%	99%	199%*

ps：以相同負荷計算 machine B/machine A 百分比值

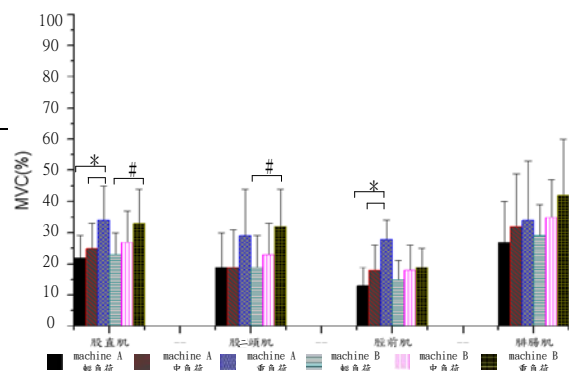
*:在相同負荷下，machine A 與 machine B 有顯著（ANOVA p<0.05）



*:相同負荷下，machine A 與 machine B 有顯著性
圖 11：兩台機型在同負荷下的最大位移量統計分析圖

肌電訊號峰值之比較：

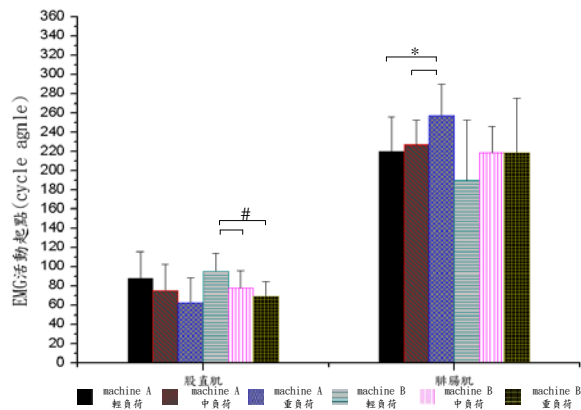
本研究設定的橢圓軌跡週期進行觀察，四條肌肉分別達到峰值的先後順序為脛前肌（週期範圍 90%至 120%）、股直肌（週期範圍 30%至 50%）、股二頭肌與腓腸肌（週期範圍 50%至 80%），因此從實驗數據結果觀察，其中以股直肌在相同橢圓滑步機下，隨負荷增加有顯著的增加趨勢（p<0.05；圖 12），而股二頭肌只有在 machine B 機型下，有顯著性的增加，脛前肌則是在 machine A 有明顯的趨勢，此結果符合實驗設定的假設，另外，在相同負荷，不同機型比較下對四條肌肉共十二種情況下，只有在腓腸肌的肌肉活動起點與股二頭肌的終點有負荷群體間的顯著，其餘均無顯著性差異。



*:在 machine A 下，與重負荷有顯著性差異
 #:在 machine B 下，與重負荷有顯著性差異
 圖 12：股直肌、股二頭肌、脛前肌與腓腸肌在不同機型與負荷之峰值

從研究結果顯示，脛前肌的峰值除了在重負荷有比較長的活動時期，達到本研究設基準值（%10MVC），其餘負荷均是間斷活動，因此本研究不考量脛前肌的活動起點、終點與期間情況。

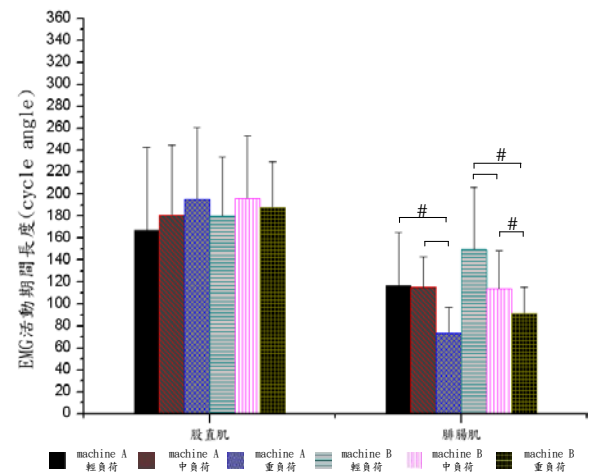
本實驗從肌肉活動起點觀察，主要以股直肌、股二頭肌與腓腸肌實驗數據進行分析，發現在股直肌方面會隨者負荷的增加而肌肉提前活動（shift）的情況產生，尤其是在 machine B 輕負荷（95 度）與中負荷（77 度）及輕負荷與重負荷（69 度）有顯著性的差異（ $p < 0.05$ ；圖 13），腓腸肌則是會隨者負荷的增加而肌肉延遲活動的現象，在 machine A 中的輕負荷（220 度）與重負荷（257 度）及中負荷（226 度）與重負荷有顯著性的差異（ $p < 0.05$ ；圖 13），最後在相同負荷下，以不同機型作統計分析，結果都沒有差異性，另外在肌肉活動終點，均無明顯的差異。



*:在 machine A 下，與重負荷有顯著性差異
 #:在 machine B 下，與輕負荷有顯著性差異
 圖 13：在不同機型與負荷的肌肉活動起點

最後由實驗數據觀察，四條肌肉中只有腓腸肌會隨者負荷的增加而減少肌肉活動期間，腓腸肌在 machine A 機型中，輕負荷活動長度為 116 度，與重負荷 73 度有明顯的差異（圖 14）；另一方面，machine B 機型則是在輕負荷活動長度為

149 度、中負荷為 110 度及重負荷為 90 度，分別是輕與中負荷、輕與重負荷及中與重負荷有顯著性的差異（圖 14）。



*:在 machine A 下，與重負荷有顯著性差異
 #:在 machine B 下，與重負荷有顯著性差異
 ##:在 machine B 下，與輕負荷有顯著性差異
 圖 14：在不同機型與負荷的肌肉活動期間

人體下肢運動各關節角度變化

實驗結果發現在髌關節最大角度發生在週期 40%；膝關節最大角度發生在週期 25%，此為踏板軌跡為最上方之位置。

從一週期內觀察髌關節活動角度範圍 (region of motion ROM) 由開始 0 度至 60 度的變化；而膝關節的範圍則是從 0 度至 80 度變化，此外，下肢三個關節在不同機型，負荷群體間分析比較下，關節角度變化有統計上的顯著性，machine B 膝關節角度約比 machine A 多出 6 至 8 度。

踝關節在兩台機型統計分析，負荷群體間有顯著差異，結果發現不同機構設計在角度變化上是會有差異，在 machine B 三種負荷下，有兩次較明顯的背曲角度 (dorsiflexion)，而 machine A 只有在重負荷發生，隨負荷的增加，踝關節在週期 80% 至 110%，屈曲角度變化有增加的情形。

表 5：不同負荷下，machine A 與 machine B 之下肢各關節的屈曲角度（踝關節：背屈角度）單位：角度

machine A	髌關節	膝關節 h	踝關節 h
輕負荷	52±9	69±11	27±6
中負荷	51±10	67±12	24±7
重負荷	52±9	66±12	24±8
machine B	髌關節	膝關節 h	踝關節 h
輕負荷	54±8	74±8	21±7
中負荷	53±8	75±10	22±5
重負荷	52±8	74±6	19±3

ps：平均值±標準差

h：在 machine A 與 machine B 下，負荷群體間有顯著差異 (ANOVA $p < 0.05$)

ADAMS-LifeMOD 模擬結果

本研究模擬分別以逆向模擬及正向模擬兩種進行，逆向模擬主要是以人體身上 40 顆反光球點之位移進行人體模型模擬動作，由模擬結果顯示，下肢各關節角度變化與實驗數據變化趨勢相似，但由於 ADAMS-LifeMOD 預設的人體模型座標系統與本論文方法所計算的座標系稍有誤差，

導致三個關節在角度計算上有偏移的情況發生，而平均偏移誤差角度分別為：髌關節偏移為 25.94 度 (圖 15)，膝關節為 7.24 度 (圖 16)，踝關節為 16.93 度 (圖 17)。

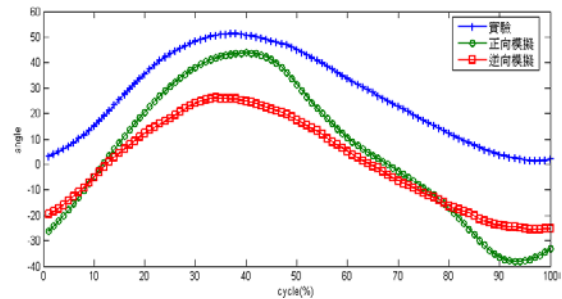


圖 15：髌關節角度模擬(+：flex -：exten)

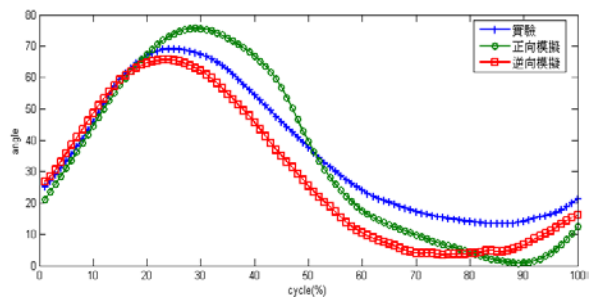


圖 16：膝關節角度模擬(+：flex -：exten)

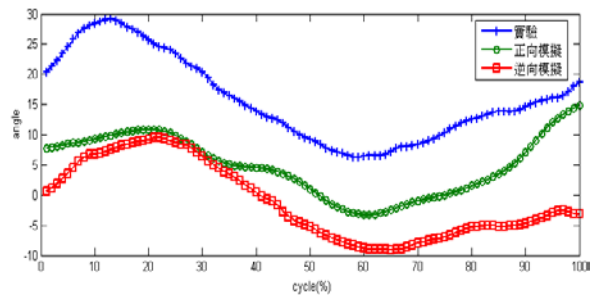


圖 17：踝關節角度模擬(+：dorsi -：plantar)

由逆向模擬結果得知，並以實驗數據進行比較，如下肢三個關節是否角度變化趨勢相似，若符合，則進行正向模擬步驟，首先將軟體內人體反光球點移除，並紀錄逆向模擬各關節角度變化與軟組織參數特性，開始正向模擬。模擬結果顯示，下肢三個關節角度變化趨勢相似於實驗與逆向模擬之結果 (圖 15 至 17)，至於肌肉模擬方面，模擬結果單位為牛頓，並非 MVC 百分比，其中以股直肌符合實驗肌電訊號的變化，腓腸肌在模擬初期會有一次的峰值產生，可能是因為初始條件設定限制，後續模擬結果與實驗肌肉活動圖形相似，脛前肌與股二頭肌還需進一步作調整與測試。

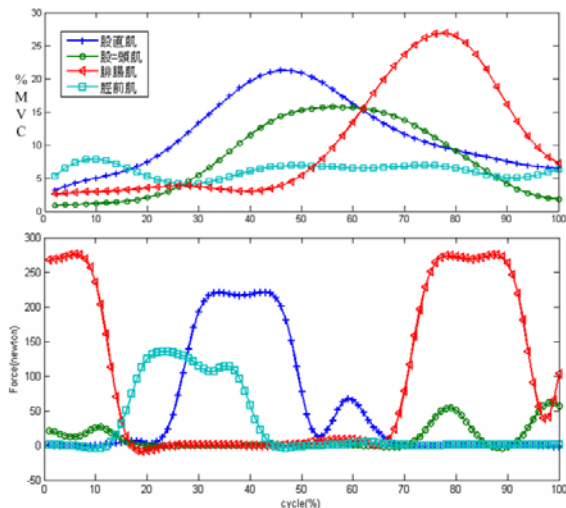


圖 18：模擬下肢各肌群肌力變化結果圖（上圖為 600E 肌變化；下圖為模擬結果）

6. 討論

本研究在研究前已經從橢圓滑步機銷售市場了解 machine B 型橢圓滑步機較 machine A 型橢圓滑步機價格高、顧客抱怨少與銷售地點為運動健身俱樂部，但是 machine B 與 machine A 橢圓滑步機製造成本差異不大，機構設計有差異，主要讓橢圓滑步機踏板作橢圓形運動，因此如何提出正確的合適的評估參數作為機構設計的參考，一直是橢圓滑步機製造廠商急切想知道的，大部分的橢圓滑步機製造廠商都是以試誤法修正缺點，但是需要人力與耗時。因此本研究嘗試以人體動作分析系統與肌電訊號量測系統，分析不同等級的橢圓滑步機與運動負荷下對人體運動的影響，進而分析出橢圓滑步機在設計重要的評估參數，作為運動器材產品設計參考。以下就人體質量中心、肌電訊號、關節角度與模擬分析等方面討論對兩台不同設計之橢圓滑步機影響。

人體質量中心：

人體質量中心為人體運動時平衡穩定的重要的特徵，並且為步態分析上、體育運動分析、跌倒與滑倒等分析上重要參數[7]。在 Dierick 與 Penta 研究中，讓受測者在跑步機上進行步態分析，說明人體質量中心在跑步機分析可當作重要分析參

數，而橢圓滑步機的設計是以模擬跑步走路的方式進行全身性運動，因此人體質量中心對於全身運動的橢圓滑步機運動亦是一個重要的評估參數。

在本研究以同一橢圓滑步機下，在三種負荷分析中，在重負荷與輕負荷分析比較，兩台機型 (machine A 與 machine B) 在人體質量中心左右位移有明顯增加左右擺動的趨勢，而在前後與上下位移軌跡雖然沒有顯著性變化，但因負荷的提升，人體質量中心軌跡還是有小幅度增加，所以可看出在限制性的運動器材中，負荷增加時，人體質量中心只能以增加限制較小的左右側位移做修正。

在相同負荷，不同機型的比較上，人體質量中心在 machine A 與 machine B 比較，前後與左右位移的上明顯統計上意義，從步態活動與本實驗進行分析比較，步態在人體質量中心的水平與垂直距離比為一穩定的比例[16-18]，本研究結果中兩種機型的人體質量中心軌跡，machine A 在三種負荷情況下，其水平與垂直位移比為 8:3，所以主要還是依靠左右的擺動來完成動作，另一方面，machine B 的水平與垂直位移接近 4:3 比例，又因於兩機型在同負荷下的左右位移比值相近（約為 1:1），使得兩台機型之間最大差異在於垂直位移變化，接者是前後位移，從本研究觀察人體質量中心在冠狀面與矢狀面運動軌跡，machine B 比 machine A 活動範圍大，比較能產生動作協調空間，或許在速度變化上，人體質量中心在比較大的位移量之下，可能影響到下肢協調的整體動作，而且就以受測者與使用者的使用感覺，均認為 machine B 比 machine A 舒適，因此可以說人體質量中心的變化似乎可以作為評估橢圓滑步機設計的重要參數。

肌電訊號分析：

本研究結果顯示，隨者負荷增加，肌電訊號峰值有顯著相關的有股直肌、股二頭肌與脛前

肌；隨者負荷增加，肌肉活動起點與終點有顯著變化的有股直肌與腓腸肌；而隨者負荷增加，肌肉活動期間有顯著變化的有腓腸肌，此結果比較 Baum 與 Li 在腳踏車不同負荷的實驗，其中以股直肌的肌肉活動起點[12]與股直肌、股二頭肌與脛前肌的峰值情況相同，但是在腓腸肌活動期間，在文獻中並沒有顯著性差異，另外文獻提及股二頭肌在肌肉活動終點會隨者負荷增加而延遲，本研究結果觀察 machine A 在輕與重負荷的股二頭肌活動圖符合，雖然在此沒有統計上的差異。

當從事橢圓滑步機運動，沒有像跑步對踝關節產生衝擊力量，但是人體動作會受限於機構軌跡動作，大腿肌群如股直肌與股二頭肌有明顯拮抗現象的發生，主要是對橢圓機運動作協調與穩定，本研究結果與劉佳玲研究相符，並指出在肌肉先後動作上與一般跑步或是步態不同。另外，由實驗結果觀察，股直肌與股二頭肌活動週期範圍角度分別為 70 度至 270 度與 140 度至 310 度左右，與 Neptune 與 Kautz 利用 PCFG 分析腳踏車結果相似[19]，當橢圓軌跡週期開始至 50% 範圍時，大腿股直肌主要為運動肌力來源，隨負荷增加使肌肉活動起點向前移，主要因素可能是要提前達成左右腳交替作用，利用另一腳股直肌進行滑步機運動，減少大腿與小腿伸肌的負荷，另一方面，在橢圓軌跡週期 50% 至結束範圍，股二頭肌與腓腸肌會達到峰值，腓腸肌最大峰值發生在踝關節背屈角度，呈現為離心收縮狀態，本研究認為此時腓腸肌在作”煞車”之功用，以穩定整體運動性，結果顯示，隨者負荷增加，腓腸肌活動期間縮短，很可能會導致肌肉傷害。

研究結果顯示，在脛前肌會有兩次的峰值產生，股二頭肌是在橢圓軌跡週期 40% 至 60% 會有較小的峰值，文獻提及在腳踏車運動中，腳踏曲柄在本實驗軌跡 180 度與 360 度位置會產生較大的扭力以及較大的功率 (Hansen 與 Neptune)，因此本研究認為脛前肌與股二頭肌在此範圍主要提

供協調狀態，達到運動穩定的機制。

本研究結果在相同負荷，不同機型對四條肌肉的活動影響 (肌肉峰值、活動起點、終點與期間) 作統計分析，大部分均無明顯差異，顯然肌電訊號以線性峰波的處理方式無法對本實驗兩台滑步機作評估比較，但可作為橢圓滑步機週期軌跡下，肌肉活動功能之評估。

關節角度與模擬分析：

本研究使用動作分析系統，在人體表面黏貼反光球，因此有皮膚滑動或是人為因素上的誤差，再加上人體計測的誤差，因此在計算關節中心位置或是關節角度，可能會有誤差的產生，因此建議在實驗黏貼膝關節與踝關節時，可以在內外關節兩側貼上反光球點，以精確獲得關節中心位置[14]。

本研究結果顯示，兩台機型不同負荷等情況下，髌關節與膝關節運動角度沒有明顯差異，但是負荷的增加卻影響了肌肉的活動狀態，與 Martin 及 Cavanagh 研究符合[20]。

一般步態或是跑步關節角度分析，膝關節活動範圍均為 0 度至 60 度之間[21]，但是本實驗觀察在滑步機膝關節變化在 0 度到 80 度之間，而踝關節在 machine A 會有兩次明顯的角度變化，此結果與劉佳玲研究相同，踝關節主要是受到膝關節與腳踏板軌跡的影響，產生兩次的背屈角度變化，但隨者負荷的增加，受測者會有明顯的屈曲角度變化，以調節踝關節運動限制，減少橢圓軌跡週期初始的背曲角度。

本研究結果發現在髌關節達到最大屈曲角度，同時為股直肌峰值活動範圍，人體質量中心變化則是利用大腿股直肌對腳踏板施力，位移至質量中心運動軌跡最高點位置，並且是由後向前快速移動，再由髌關節與膝關節伸展角度變化，人體質量中心策略會人體正前方移動，以順利移至最低點位置，再由另一腳重複相同的動作。

本研究順利將橢圓滑步機以模擬分析軟體，

進行運動學資料評估，從模擬結果中，主要下肢三個運動關節因受限於滑步機機構軌跡，導致正向模擬時候，會有些微角度偏差，但關節運動角度範圍符合實驗與逆向模擬結果趨勢，因此可接受此模擬結果。

7. 結論及建議

本研究以動作分析系統計算人體運動學資料與質量中心，並輔以肌電訊號，分析不同機構設計與不同等級橢圓滑步機，對人體運動的影響，試圖提出橢圓滑步機設計上應注意之功能性分析，最後以人體動作模擬軟體 ADAMS-LifeMOD 做簡易的模擬分析。

由本研究的實驗結果，我們可以得到人體質量中心的變化確實可以作為分辨 machine B 與 machine A 橢圓滑步機的重要參數，亦即質量中心可以作為橢圓滑步機功能性分析的重要參數。在肌電訊號的線性封波的分析上，不論在肌電訊號起點、終點與活動範圍，machine B 與 machine A 橢圓滑步機並沒有明顯差異，因此肌電訊號的線性封波分析似乎無法作為有效的橢圓滑步機功能性分析的重要參數。

人體動作模擬軟體 ADAMS-LifeMOD 的模擬，在運動學上可以提供準確的資料，但是在動力學上仍需要更多的邊界條件，才能有效的提供分析的模擬模型。

本研究目前階段只做到人體質量中心及肌電訊號量測，以及初步的模擬分析，未來可進行生理氧消耗測量，以進算人體內部能量；安裝三軸壓力計於腳踏板下，以量測三軸力量與力矩，推算關節力與力矩，評估整體運動效益。模擬方面可進行參數調整來模擬關節力矩，等參數調節完善後，可進行最佳化設計分析。

8. 參考文獻

1. 洪征貝, *橢圓形機的運動合成*. 國立成功大學碩士論文, 2003.
2. Robert, C., J.P. Valette, and J.M. Denoix, *The effects of treadmill inclination and speed on the activity of three trunk muscles in the trotting horse*. Equine Veterinary Journal, 2001. 33(5): p. 466-72.
3. Kang, J., et al., *Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women*. European Journal of Applied Physiology, 2002. 86(6): p. 503-8.
4. Green, J.M., et al., *Heart rate and ratings of perceived exertion during treadmill and elliptical exercise training*. Perceptual & Motor Skills, 2004. 98(1): p. 340-8.
5. Nakajima, K., et al., *Biomechanical constraints in hindlimb joints during the quadrupedal versus bipedal locomotion of M. fuscata*. Progress in Brain Research, 2004. 143: p. 183-90.
6. Hesse, S., et al., *Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients*. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2001. 82(11): p. 1547-50.
7. Dierick, F., et al., *A force measuring treadmill in clinical gait analysis*. 2004. 20: p. 299-303.
8. Kivi, D.M., B.K. Maraj, and P. Gervais, *A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities*. Medicine & Science in Sports & Exercise. Vol. 34. 2002. 662-6.
9. Hesse, S., D. Uhlenbrock, and T. Sarkodie-Gyan, *Gait pattern of severely disabled hemiparetic subjects on a new controlled gait trainer as compared to assisted treadmill walking with partial body weight support*. Clinical Rehabilitation 1999. 13(5): p. 401-410.

10. Herzog, S. and D. Uhlenbrock, *A mechanized gait trainer for restoration of gait*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000. 37(6): p. 701-708.
11. Hansen, E.A., et al., *Crank inertial load affects freely chosen pedal rate during cycling.[erratum appears in J Biomech 2002 Nov;35(11):1521]*. Journal of Biomechanics, 2002. 35(2): p. 277-85.
12. Baum, B.S. and L. Li, *Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003. 13: p. 181-190.
13. Holt, K.G., et al., *Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass*. Journal of Biomechanics, 2003. 36(4): p. 465-71.
14. 劉佳玲, *適應性動作調整對活動下肢生理負荷之影響 -以跑步機與橢圓軌道機為例*. 朝陽科技大學碩士論文, 2003.
15. DeGoede, K.M., et al., *Biomechanical factors affecting the peak hand reaction force during the bimanual arrest of a moving mass*. Journal of Biomechanical Engineering, 2002. 124(1): p. 107-12.
16. Webster, K.N. and T.J. Dawson, *Locomotion energetics and gait characteristics of a rat-kangaroo, Bettongia penicillata, have some kangaroo-like features*. Journal of Comparative Physiology - B, Biochemical, Systemic, & Environmental Physiology, 2003. 173(7): p. 549-57.
17. Warren, G.L., R.M. Maher, and E.J. Higbie, *Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed*. Gait & Posture, 2004. 19(1): p. 91-100.
18. Cottalorda, J., et al., *Influence of school bag carrying on gait kinetics*. Journal of Pediatric Orthopaedics, Part B, 2003. 12(6): p. 357-64.
19. Neptune, R.R., S.A. Kautz, and M.L. Hull, *The effect of pedaling rate on coordination in cycling*. Journal of Biomechanics, 1997. 30(10): p. 1051-1058.
20. Martin, P.E. and P.R. Cavanagh, *Segment interactions within the swing leg during unloaded and loaded running*. Journal of Biomechanics, 1990. 23: p. 529-536.
21. Threlkeld, A.J., et al., *Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension*. Gait & Posture, 2003. 17(3): p. 235-45.

出席國際學術會議心得報告

計畫編號	NSC 97-2221-E-040-006-MY2
計畫名稱	以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析
出國人員姓名服務機關及職稱	羅世忠 中山醫學大學職能治療學系助理教授
會議時間地點	August 9-14, Beijing, China.
會議名稱	17th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, IEA 2009
發表論文題目	Motion analysis for elliptical exerciser

一、參加會議經過

台灣時間 8 月 9 日早上由桃園國際機場飛往香港，再由香港轉機至大陸北京，於台灣時間 8 月 9 日晚上下榻九華山莊，一早就到九華山莊會場報到，領取相關資料，下午參加教育訓練課程，晚上則有主辦單位舉辦的晚宴，遇到許多國內外的人因工程先進，互相寒暄交換名片，隔日便展開一連串的論文報告。

二、與會心得

本次研討會主要包括生理人因、認知人、社會與組織人因、人因與可用性評估、保健與特別族群、安全、生物力學、工業人因與人工物料搬運等，包含領域廣泛，也讓參與者獲益良多。專題演講中，清華大學王茂駿教授講述數位模型在工業製造以及人體衣服穿著方面，其模擬逼真以及應用上成熟，的確是另人寡目相看。

我呈現的海報題目是 motion analysis for elliptical exerciser,以及 The Effect of Orthotic Shoe Inserts in the flatfoot，會場中獲得一些前輩給與指教，這些意見讓我受益無窮。在會場中見識到許多人因先進熱烈參與國際學術交流，讓後學有所學習與傳承，這些傳承也將為往後新進學者帶來學習的模式。

三、建議

多鼓勵參與國際學術交流，增進研究視野。

四、攜回資料名稱及內容

1. 大會議程及各類宣傳手冊
2. 研討會論文光碟
3. 參展廠商資料

國科會補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2011/01/31

國科會補助計畫	計畫名稱：以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析
	計畫主持人：羅世忠
	計畫編號：97-2221-E-040-006-MY2 學門領域：人因工程與工業設計
無研發成果推廣資料	

97 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：羅世忠		計畫編號：97-2221-E-040-006-MY2				計畫名稱：以人體動作分析與生理負荷分析對橢圓滑步機作人因分析	
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	4	4	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	4	4	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	1	1	100%		
國外	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	2	2	100%		
		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%		

<p>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。)</p>	<p>無</p>
--	----------

	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）

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）