

科技部補助專題研究計畫成果報告 期末報告

職能治療復健訓練器材之人因工程分析-以彩虹橋為例(II)

計畫類別：個別型計畫
計畫編號：MOST 103-2221-E-040-006-
執行期間：103年08月01日至104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、周伯禧
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：宜娟

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：

1. 公開資訊：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，1年後可公開查詢
2. 「本研究」是否已有嚴重損及公共利益之發現：否
3. 「本報告」是否建議提供政府單位施政參考：否

中華民國 105 年 01 月 31 日

中文摘要：復健醫療院所有許多傳統輔具器具，職能治療師們仍使用這些輔助器材幫忙協助病患恢復身體機能以及返回工作崗位。但是職能治療師大部分根據自己的臨床經驗，調整並使用相關輔具器材，這些經驗可能會在工作量大的台灣醫療環境下產生問題，也可能在年輕經驗較少的治療師身上發生錯誤，因此一套有系統人因工程分析與評估這些醫療輔助器材並且訂定對肌肉骨骼影響的資料手冊是有必要的。

為了解傳統復健儀器的功能與效能，本研究採用臨床職能治療常用的彩虹橋為例子，以中山職能動作行為與姿勢控制研究室既有的設備，以三年為期建立中風病人在彩虹橋復建時之人體運動與重量轉移之分析與評估模式。本研究第一年將結合三維動作分析系統與肌電系統作為評估在不同大小以及距離遠近的彩虹橋以下，對中風病人的肌肉骨骼系統的影響，並期待從研究中找出設計符合病人訓練效能之彩虹橋調整參數。第二年將配合實驗資料結果，建立生物力學模擬模型與制定中風病人於彩虹橋之人因評估模型。第三年將配合所有實驗資料與模擬結果，使用平衡測定儀進行彩虹橋使用3個月與6個月後的人體動作穩定平衡的評估。

中文關鍵詞：人因工程分析、彩虹橋、動作分析、重量轉移

英文摘要：Conventional rehabilitation instruments are commonly seen in the department of rehabilitation of the hospital. Occupational therapists still help patients restore their physical function and return to work by using these conventional instruments. They adapt the training intensity by their experiences. However, errors could happen, even for advanced therapists, while they deal with patients in a heavy duty. Also, errors could happen in younger therapists. Therefore, a systematic ergonomic analysis for the conventional rehabilitation instruments is needed for avoiding the re-injury and as a reference by documenting the influences on human musculoskeletal loadings. The goal is to understand the function and efficiency for conventional rehabilitation instruments. The three-year study is to establish the analyzing and evaluating model of human motion and weight shift for stroke patients on commonly used instrument in clinics, single curved shoulder arc, with the equipment of Chung Shan Occupational Motion and Postural Control Laboratory, motion analysis system and forceplate. The first-year study will explore the effect of distances and dimensions of a single curved shoulder arc on musculoskeletal loading with kinematics, kinetics, weight shift and electromyography (EMG) for stroke patients. The second-year study is to establish the biomechanical simulation model and ergonomic model for the single curved shoulder arc using the experimental data in the first-year study. The three-year study will focus on stability evaluation after training on a redesigned single curved

shoulder arc in the second-year study for three- and six-month by smart balance master system (NeuroComR).

英文關鍵詞：Ergonomic analysis, single curved shoulder arc, motion analysis, weight shift

科技部補助專題研究計畫成果報告

(期中進度報告/期末報告)

職能治療復健訓練器材之人因工程分析-以 彩虹橋為例(II)

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：MOST 103-2221-E-040-006 -

執行期間：103年8月1日至104年10月31日

執行機構及系所：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、周伯禧

計畫參與人員：蔡宜娟

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 ___ 份：

執行國際合作與移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

期末報告處理方式：

1. 公開方式：

非列管計畫亦不具下列情形，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

2. 「本研究」是否已有嚴重損及公共利益之發現：否 是

3. 「本報告」是否建議提供政府單位施政參考 否 是，_____ (請
列舉提供之單位；本部不經審議，依勾選逕予轉送)

中 華 民 國 105 年 1 月 30 日

一、中文摘要

復健醫療院所有許多傳統輔具器具，職能治療師們仍使用這些輔助器材幫忙協助病患恢復身體機能以及返回工作崗位。但是職能治療師大部分根據自己的臨床經驗，調整並使用相關輔具器材，這些經驗可能會在工作量大的台灣醫療環境下產生問題，也可能在年輕經驗較少的治療師身上發生錯誤，因此一套有系統人因工程分析與評估這些醫療輔助器材並且訂定對肌肉骨骼影響的資料手冊是有必要的。

為了解傳統復健儀器的功能與效能，本研究採用臨床職能治療常用的彩虹橋為例子，以中山職能動作行為與姿勢控制研究室既有的設備，以三年為期建立中風病人在彩虹橋復建時之人體運動與重量轉移之分析與評估模式。本研究第一年將結合三維動作分析系統與肌電系統作為評估在不同大小以及距離遠近的彩虹橋以下，對中風病人的肌肉骨骼系統的影響，並期待從研究中找出設計符合病人訓練效能之彩虹橋調整參數。第二年將配合實驗資料結果，建立生物力學模擬模型與制定中風病人於彩虹橋之人因評估模型。第三年將配合所有實驗資料與模擬結果，使用平衡測定儀進行彩虹橋使用 3 個月與 6 個月後的人體動作穩定平衡的評估。

關鍵詞：人因工程分析、彩虹橋、動作分析、重量轉移

Conventional rehabilitation instruments are commonly seen in the department of rehabilitation of the hospital. Occupational therapists still help patients restore their physical function and return to work by using these conventional instruments. They adapt the training intensity by their experiences. However, errors could happen, even for advanced therapists, while they deal with patients in a heavy duty. Also, errors could happen in younger therapists. Therefore, a systematic ergonomic analysis for the conventional rehabilitation instruments is needed for avoiding the re-injury and as a

reference by documenting the influences on human musculoskeletal loadings.

The goal is to understand the function and efficiency for conventional rehabilitation instruments. The three-year study is to establish the analyzing and evaluating model of human motion and weight shift for stroke patients on commonly used instrument in clinics, single curved shoulder arc, with the equipment of Chung Shan Occupational Motion and Postural Control Laboratory, motion analysis system and forceplate. The first-year study will explore the effect of distances and dimensions of a single curved shoulder arc on musculoskeletal loading with kinematics, kinetics, weight shift and electromyography (EMG) for stroke patients. The second-year study is to establish the biomechanical simulation model and ergonomic model for the single curved shoulder arc using the experimental data in the first-year study. The three-year study will focus on stability evaluation after training on a redesigned single curved shoulder arc in the second-year study for three- and six-month by smart balance master system (NeuroCom[®]).

Keywords: Ergonomic analysis, single curved shoulder arc, motion analysis, weight shift

二、緣由與目的

(一) 研究動機與研究問題

據統計，腦中風為台灣第三大死因。多數的患者會留下不等程度的神經功能障礙，大約有百分之四十中風患者會有比較明顯的後遺症，發病後經常伴隨著半側偏癱、肌力不足、協調性不佳、運動失調、姿勢控制不佳等問題[1, 2]。

中風不僅影響到個人的健康，也增加了家人和社會成本的負擔。職能治療最大的目標就是幫助個案達到生活功能的獨立，提昇病患及家屬的生

活品質。因此，如何提升病人的軀幹控制能力以恢復出院後日常生活功能，往往是職能治療中所關注的議題[3-5]。

職能治療臨床上，治療師常常設計不同的活動及情境例如變換站立姿勢或是伸手及物的活動，來誘發中風患者將重心轉移到患側，訓練患側肌耐力以增進雙側協調性。在職能治療室裡，上升爬肢架、手臂划車、丟沙包、水平塔、彩虹橋等等器具相當普使用來訓練個案的肌肉耐力、手眼協調、兩肢上肢協調性等[6-8]。

在中風恢復後早期的復健，治療師應加強身體雙側肢關節運動並將注意力集中在患側以便達到身體雙側的整合，以免肢體萎縮及變形。然而，因為患者對於患側的痙攣和無力而感到害怕，在從事各項職能活動時，活動的開始往往從健側開始而不是從患側，這種對患側的忽視容易形成健側補償性的過度活動，反而造成病人做不出任何動作，例如從坐姿到站姿、正面到側面翻身等[9, 10]。

本研究背後有四大目的和動機，一、藉由患者肩關節附近肌肉如肱二肌、肱三肌、三角肌等和骨骼自發性的活動，讓病人自然而然而熟悉的將重心轉移到患側以達到治療性。二、具有痙攣和無力等症狀的患者常常忽視患側而導致軀幹能力控制的下降，利用彩虹橋活動做整合身體的雙側並讓患者意識到眼前患肢的存在。三、將上肢抬高擺動到不同高度和角度使肘關節和腕關節能獨立執行是日常生活功能基本的動作，如穿脫衣服、拾碗吃飯等。假設此研究預期成果正確將能給予職能治療師一個參考，希望藉由這些普便且在治療室裡唾手可得的器具，增進中風患者雙側協調性和控制軀幹的能力，讓個案能以簡單的職能治療活動達到最大的生活功能獨立，而不用耗費大量社會成本資源購買昂貴的復健器具。四、以往有關臨床上職能治療活動不像物理治療那麼講求實證，大部分都沒有精確的數據化，所以希望藉由此研究，證明職能治療的輔具和器具不僅只有目的性也有治療性。

(二)文獻回顧與探討

近年來，與重心轉移相關的研究越來越多，Van Peppen 等人在 2006 年發表關於利用視覺回饋影響重心轉移來訓練半偏癱中風患者的研究，結果顯示實驗中的中風患者跌倒的機會減少，利用視覺回饋影響重心轉移的方法可以增進患者動態平衡的功能[11]。Mudie 等人 2002 年發表在中風之後訓練分配身體雙侧重心的研究，研究結果建議如果在復健治療在早期時能把重心放在創造個案身體擺位的覺醒，中風患者有可能恢復坐姿的對稱[12]。

有關上肢活動對於中風患者的影響相關研究也是日聚益多，在 2005 年的職能治療學會雜誌中，林婷瑩等人研究關於雙手與單手伸手及物對中風患者軀幹動作影響，研究結果支持雙手同時及物的操作情境會比單手及物產生較大的活動需求，同時也會誘發較大的軀幹往前移動動作[6]。2007 年的職能治療學會雜誌中，魏慈慧等人研究目標物距離與軀幹侷限對中風病患伸手及物動作表現的影響，研究結果指出左腦傷者及神經學嚴重度高者在手臂動作軌跡的控制出現明顯的失能，而軀幹控制能力也對伸手及物動作之時間參數產生影響[8]。兩側動作及工作平面高低對中風患者患側上肢之動作控制分析之文中，如果適當限制軀幹活動，可以增加患側關節活動度。其研究建議在職能治療臨床上，如果改變活動需求、訓練雙側上肢並適度限制軀幹活動，將有助誘發患側上肢關節活動度。劉秀之等人在雙上肢協調性訓練對偏癱瘓者上肢功能的影響文章中，利用訓練雙側和訓練單側當治療組和對照組，證明了兩組訓練組皆能改善上肢偏癱功能及日常生活功能，但其中治療組療效更優於對照組，結論是訓練雙側上肢較訓練單側上肢更能提高中風患者整體能力水平[7]。

綜合這些文獻，我們可以知道重心轉移對於中風偏癱患者的雙側協調的確有治療性，不只是利用坐姿到站姿、步行等下肢運動，訓練上肢所造成的重心轉移也能讓偏癱患者對患側重新再定位並改善平衡和對稱性。但是，目前還沒有很多的研究，將職能治療室裡的器具對於偏癱患者的影響

予以數據化，所以，希望能透過本研究將職能治療更實證化而能進一步為臨床的職能治療提供參考。

三、方法

I. 主要實驗設備包括：

硬體方面：

本研究計畫主要以三維動作分析系統 (MAC, Eagle)、測力板(Bertec)、肌電訊號儀器為主要量測儀器。

(1) 三維動作分析系統： 6 支高解析度數位式擷取攝影機 Eagle(Motion Analysis Corp, USA)，速度達 500Hz。

(2) 測力板： 2 塊 Bertec (型號 BP 4550-08，45 cm *50 cm, USA)。

軟體方面

(1) EVA: version 5.04，動作分析系統軟體，可以整合同步攝影機、測力板，肌電訊號。

(2) Matlab 7: 撰寫資料程式，處理資料。

(3) SPSS 12: 統計分析。

II 本研究計畫之研究方法:

本研究計畫之研究方法包括，牛頓力學之逆向動力學計算、肌電訊號資料處理、質量中心計算等，茲分別敘述如下。

牛頓力學之逆向動力學計算

利用動作分析擷取系統，所用的定理主要為牛頓運動學及尤拉角方程式 (Euler angles)[13-15]，以計算各肢段座標系間的夾角，再求得各關節角速度、角加速度與肢段質心，其流程如下：

I、反光球標記黏貼位置

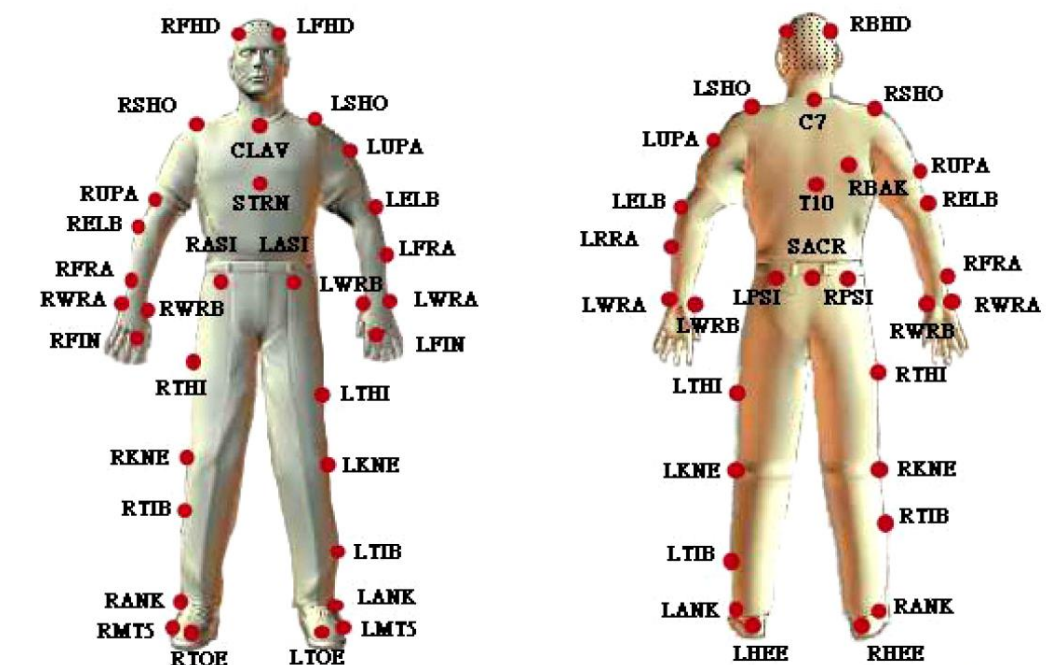
本實驗採用的 42 顆反光球標記黏貼在人體全身，其黏貼的位置如圖一。

II、人體計測資料

各肢段質心位置、肢段質量與肢段轉動慣量係採用 Dempster(1995)[16]所發表之人體計測資料進行運動學及動力學計算。

III、關節中心的計算

由貼於人體表面的反光球標記之空間位置以及參考人體計測資料分別計算出各主要關節的關節中心位置。



圖一、全身模型之反光球黏貼位置

IV、座標系定義

先以實驗室座標系(global coordinate system)之建立及定義反光球標記點在空間中的位置；藉此以建立人體各肢段立座標系(local coordinate system)。

V、運動學分析

從尤拉角公式以繞浮動軸轉動的方式，計算近端與遠端座標系的夾角，此即為下肢各關節之角度變化。

運動學旋轉矩陣：旋轉軸順序為 Y-X-Z

$$\begin{aligned}
 R &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c\phi & -s\phi & 0 \\ s\phi & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\phi & -s\phi & 0 \\ s\phi & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c\phi c\phi - s\phi c\theta s\phi & -c\phi s\phi - s\phi c\theta c\phi & s\phi s\theta \\ s\phi c\phi + c\phi c\theta s\phi & -s\phi s\phi + c\phi c\theta c\phi & -c\phi s\theta \\ s\theta s\phi & s\theta c\phi & c\theta \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

s 為 sin，c 為 cos

VI、動力學分析

使用牛頓第二定律(如下列式子)，可以計算出關節力與力矩。

$$F_p = ma - F_d - F_w$$

$$M_p = I\dot{\omega}' + \omega' \times (I\omega') - [M_d + r_d \times F_d + r_p \times F_p]$$

F_p 為肢段近端關節所受的作用力、 F_d 為肢段遠端關節所受的作用力、 F_w 肢段重量、 M_p 為肢段近端關節所受的作用力矩、 M_d 為肢段遠端關節所受的作用力矩、 I 肢段相對於質心之慣性矩、 ω 為肢段瞬間的角速度、 $\dot{\omega}$ 肢段瞬間的角加速度、 r_d 為質心到肢段遠端的位置向量、 r_p 為質心到肢段近端的位置向量、 m 為肢段的質量、 a 肢段質心的加速度[15, 17]。

3-1 彩虹橋實驗流程

受測者包括 12 位正常年輕人與 5 位中部某復健醫院之中風或腦傷引起之單側偏癱患者為對象。偏癱患者之選擇標準為：(1) 四十至六十五歲，能擺動上肢且能久站十至十五分鐘的中風偏癱患者，(2) 可以聽從簡單之口令及指示，(3) 下肢沒有其他肌肉骨骼問題(如攣縮、變形或關節炎等影響屈膝及重心轉移)，(4) 沒有嚴重視知覺障礙，個案在無協助下，可以正確辨認所拾物品的位置，(5) 健側手沒有功能障礙，具有足夠手眼協調能力，可以在無協助下準確拾物。

在實驗前簽署實驗同意書，並檢查受測者肌肉骨骼，並完成上肢肢段的記測資料包括長度、寬度、圓周大小、關節最大活動範圍與體重身高等。實驗時，受測者貼上反光球，並完成裝戴安全背帶，雙腳站立各站立於一塊測力板上（圖二），正常人使用三種不同的彩虹橋寬度包括 3 倍肩寬、4 倍肩寬與 5 倍肩寬，而中風病人由於再實驗時無法執行 5 倍肩寬之彩虹橋實驗，所以只使用 3 倍肩寬、4 倍肩寬之彩虹橋實驗。將掛環由彩虹橋的左邊移到彩虹橋的右邊（如圖三），或將掛環由彩虹橋的右邊移到彩虹橋的左邊，再利用 MOTION ANALYSIS 系統和測力板，紀錄健側手與患側手隨著上肢擺動所改變的姿勢和重心，實驗的流程如圖四。

資料收集

實驗開始，MAC 動作資料擷取系統分別以 120Hz 的頻率擷取人體上所黏貼的反光球三維空間座標，以及 1080Hz 的頻率擷取力板資料與肌電訊號，並由動作分析系統控制軟體(EVA)同步收集到個人電腦中，每次資料收集時間為 5 秒。

在實驗期間如果發生漸進性心絞痛 (Progressive angina)、收縮壓明顯降低的反應、頭重腳輕、意識模糊、蒼白、發紺、噁心或周邊循環不足、血壓過度升高與受試者希望停止時則終止測試。

資料處理

將收集到的人體上所黏貼的反光球三維空間座標與力板資料，藉由人體計測資料，可以計算質量中心，由力板資料可得到壓力中心，再經由逆向動力學法計算得到下肢各關節之關節角度、關節力、關節力矩與重量轉移。

資料統計

以單因子重複變異數分析(one-way repeated ANOVA)，12 位正常人與

12 位中風病患在不同彩虹橋寬度，使用單手時之運動學、動力學之差異，以了解不同彩虹橋寬度對中風病人重心轉移、姿勢控制與骨骼肌肉負荷之影響，統計結果所得 $P < 0.05$ 視為有明顯意義。

3-2 模型資料驗證分析：

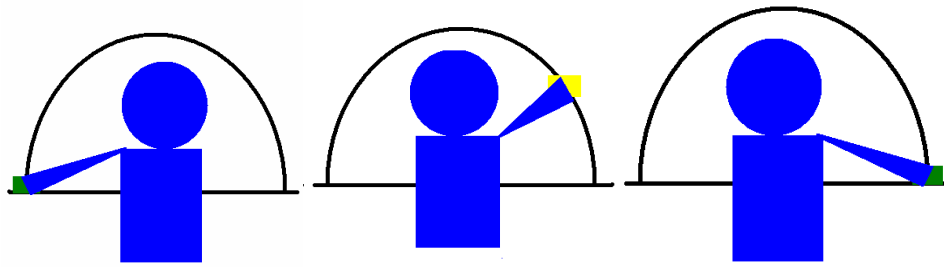
由動作分析反光球空間座標資料與人體計測資料得到的模型，進行一個人的資料模擬(圖五)。模擬的模型以逆向動力學與正向動力學計算後，將所得到的測力板資料與第一年計畫中實驗室所量測得到的測力板資料比較，以作為生物力學模擬模型的驗證，如果比較差異大，則需要作參數修正，直到模擬模型的準確，如果再要求精確，則在身體上裝上加速規，作為模型計算驗證。

3-3 訓練的檢測：

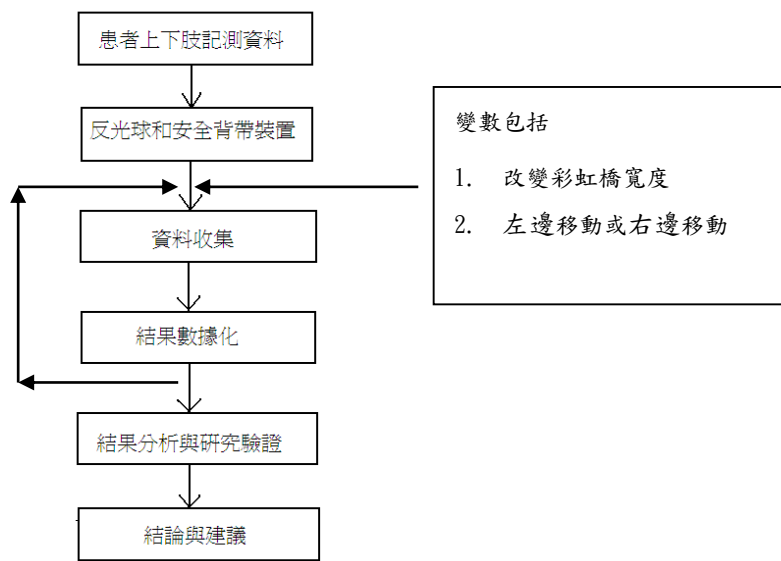
在進行訓練實驗前，進行電腦平衡測試儀的測定包括”改良式感覺統合測試”(modified sensory organization test)、“身體穩定極限測試”(limit of stability test)、“平台前傾測試”(anterior tilt test)、“平台後傾測試”(posterior tilt test)以及”縱排行走測試”(tandem walk test)等，並完成收集資料，資料包括在不同的測試條件下壓力中心的變化(COP)，比對正常人的平均資料(系統內建資料)，可以得出評比，以瞭解受測者在訓練前之平衡穩定狀況。在訓練前以及訓練後的 3 與 6 個月後，再做追蹤量測平衡穩定測試(圖六)。



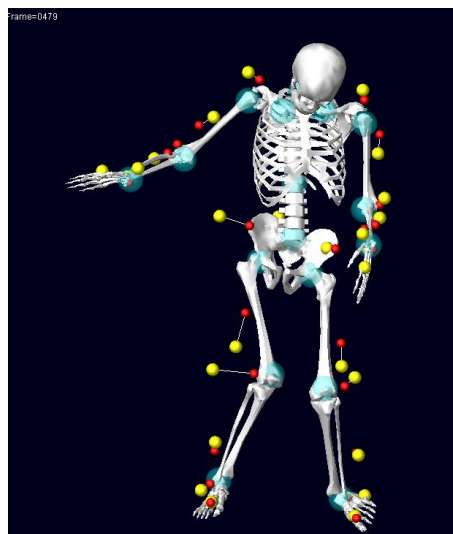
圖二、進行之彩虹橋之動作分析實驗



圖三、將掛環由彩虹橋的左邊移到彩虹橋的右邊



圖四、研究實驗流程圖



圖五、結合反光節資料與 Adams+LifeMod 人體模型，進行模擬分析



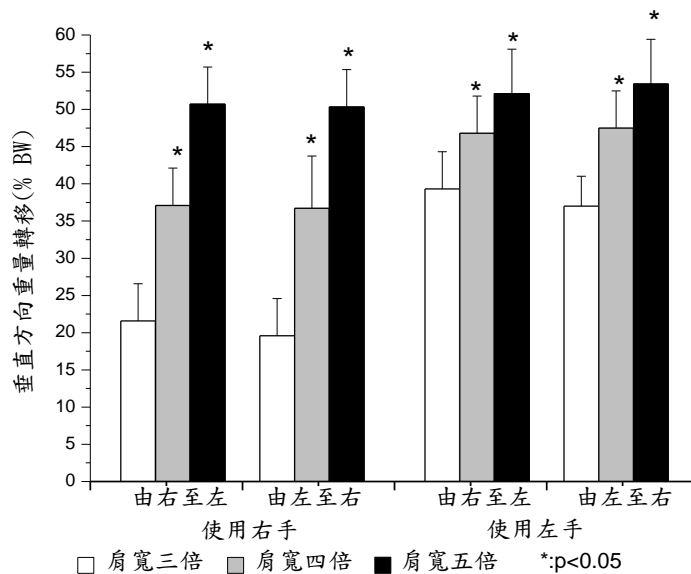
圖六、6個電腦平衡測試儀的測定

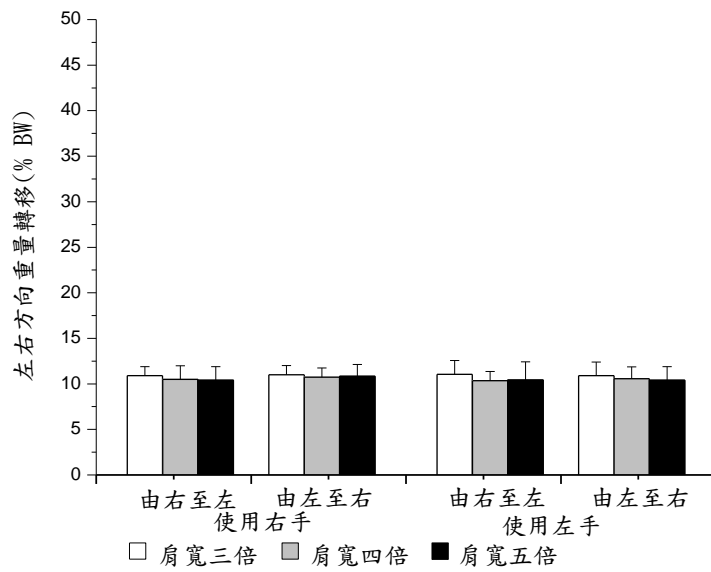
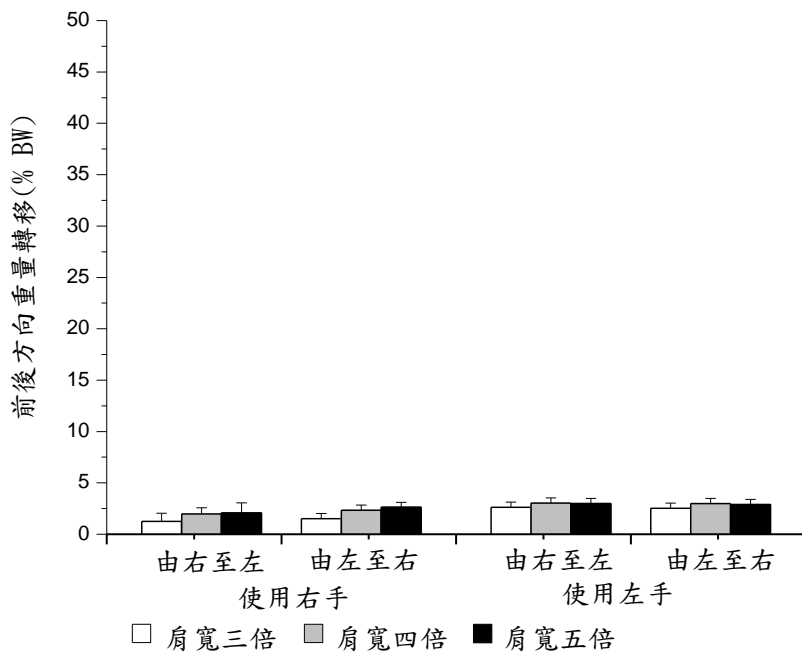
四、結果

4-1 彩虹橋實驗結果

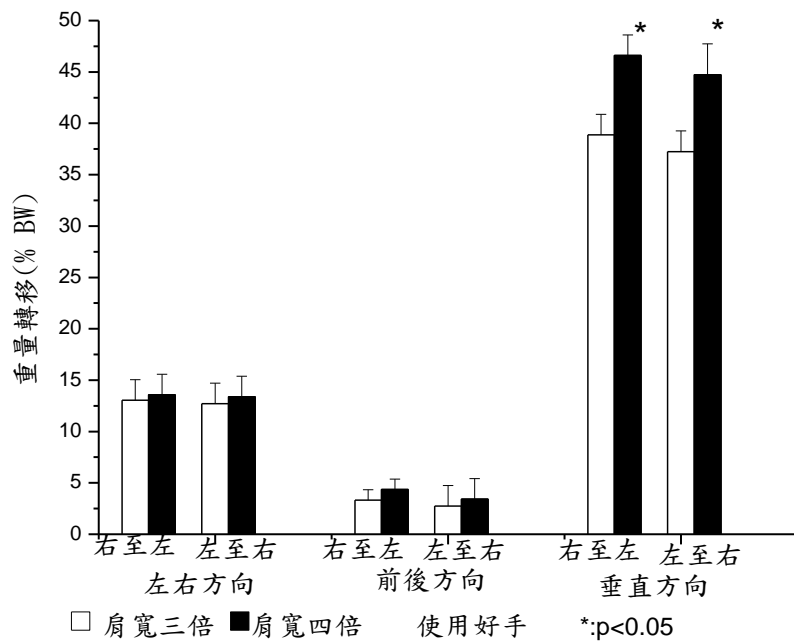
1. 重量轉移

不同寬度的彩虹橋對正常人使用右手完成彩虹橋實驗而言，垂直方向的重量轉移有明顯的差異($p < 0.05$, 圖七)，使用左手與使用右手也有明顯的差異($p < 0.05$, 圖七)，但是在前後與左右方向的重量轉移則沒有明顯差異；對於中風病人而言，使用健側手時，對垂直方向的重量轉移也有明顯的差異($p < 0.05$, 圖八)。





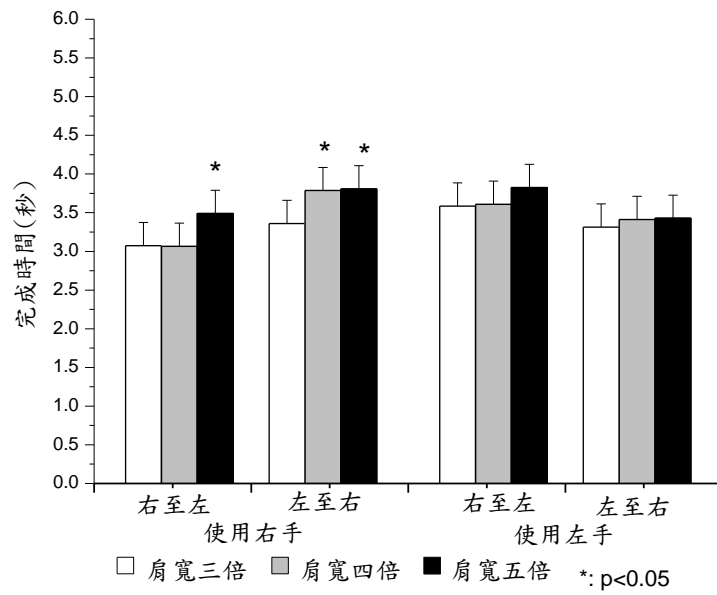
圖七、正常人完成一次彩虹橋實驗之最大重量轉移比



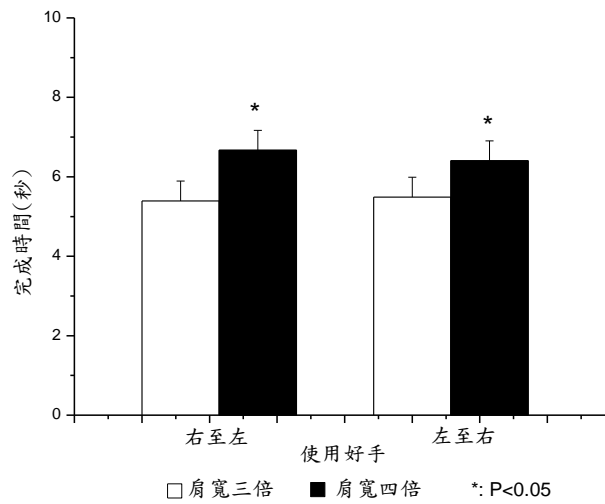
圖八、中風病人完成一次彩虹橋實驗之最大重量轉移比

2. 完成時間

不同寬度的彩虹橋對正常人使用右手完成彩虹橋實驗而言，完成彩虹橋實驗時間有明顯的差異($p < 0.05$, 圖九)，但是使用左手則沒有明顯的差異；對於中風病人而言，使用健側手時，對完成彩虹橋實驗時間也有明顯的差異($p < 0.05$, 圖十)。



圖九、正常人完成一次彩虹橋實驗之時間

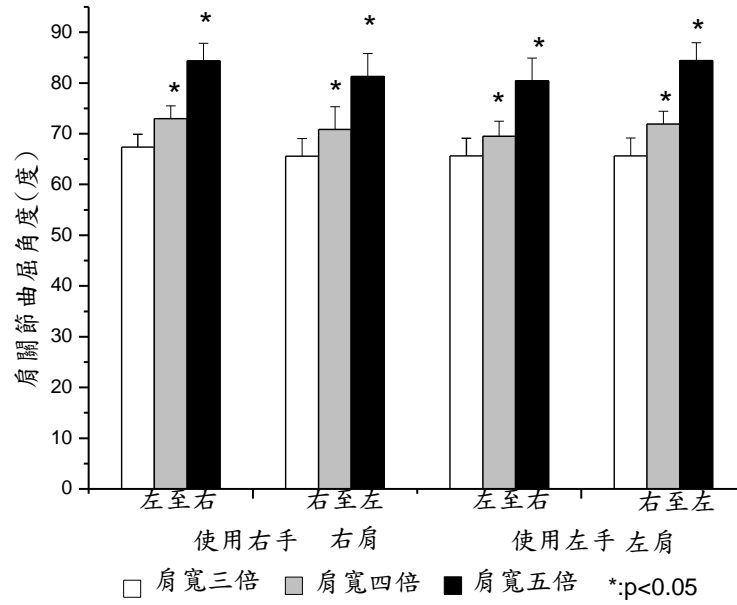


圖十、中風病人完成一次彩虹橋實驗之時間

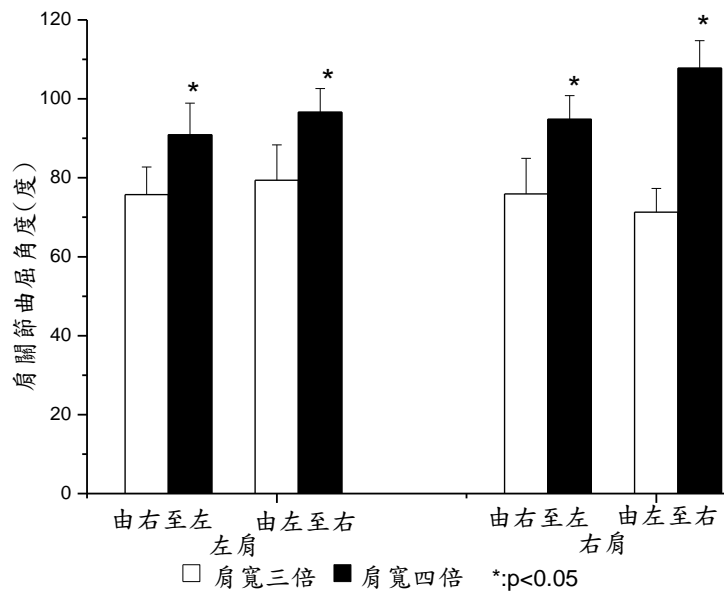
3. 肩關節角度

不同寬度的彩虹橋對正常人使用右手完成彩虹橋實驗而言，肩關節最大曲屈角度有明顯的差異($p < 0.05$, 圖十一)，但是使用左手則沒有明顯的差異；對於中風病人而言，使用健側手時，對完成彩虹橋實驗時肩關節最大曲屈

角度有明顯的差異($p < 0.05$, 圖十二)。



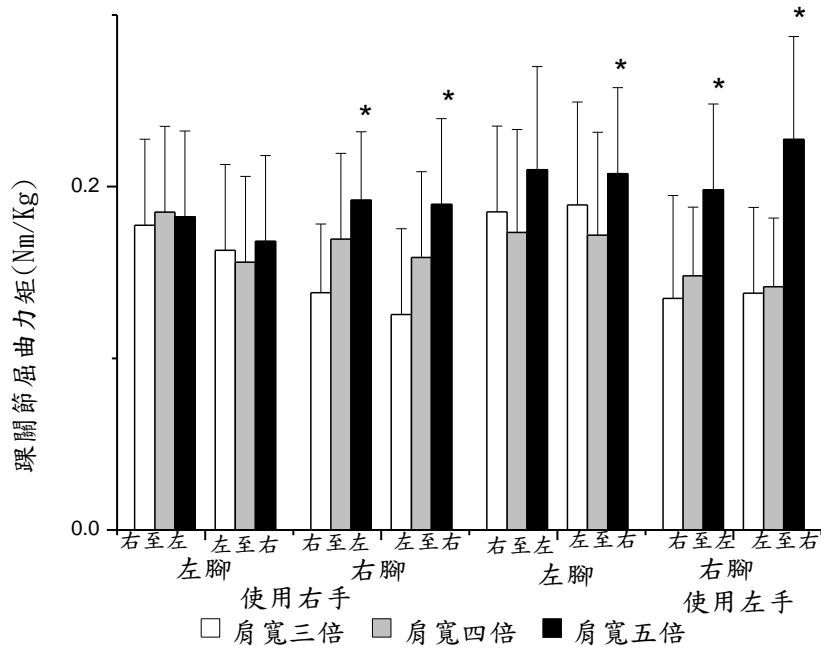
圖十一、正常人完成一次彩虹橋實驗之最大肩關節角度



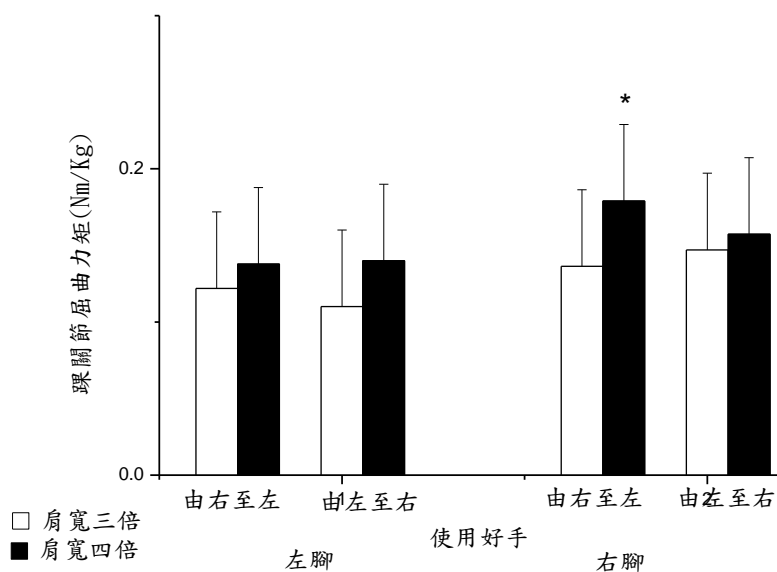
圖十二、中風病人完成一次彩虹橋實驗之最大肩關節角度

4. 踝關節力矩

不同寬度的彩虹橋對正常人使用右手與左手完成彩虹橋實驗而言，踝關節力矩有明顯的差異($p < 0.05$, 圖十三)，使用左手右而左彩虹橋實驗而言則也有明顯的差異；對於中風病人而言，使用健側手時，對完成彩虹橋實驗時踝關節力矩有明顯的差異($p < 0.05$, 圖十四)。



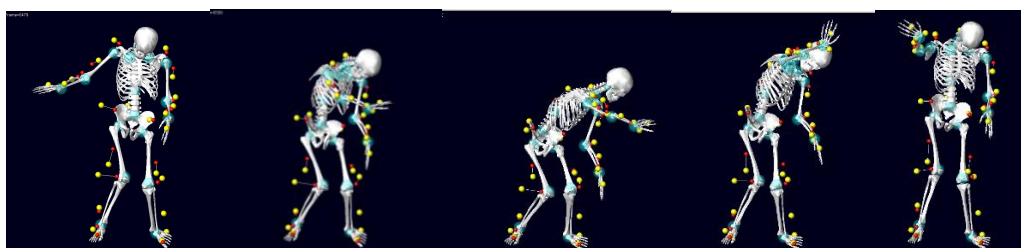
圖十三、正常人完成一次彩虹橋實驗之最大踝關節屈曲力矩



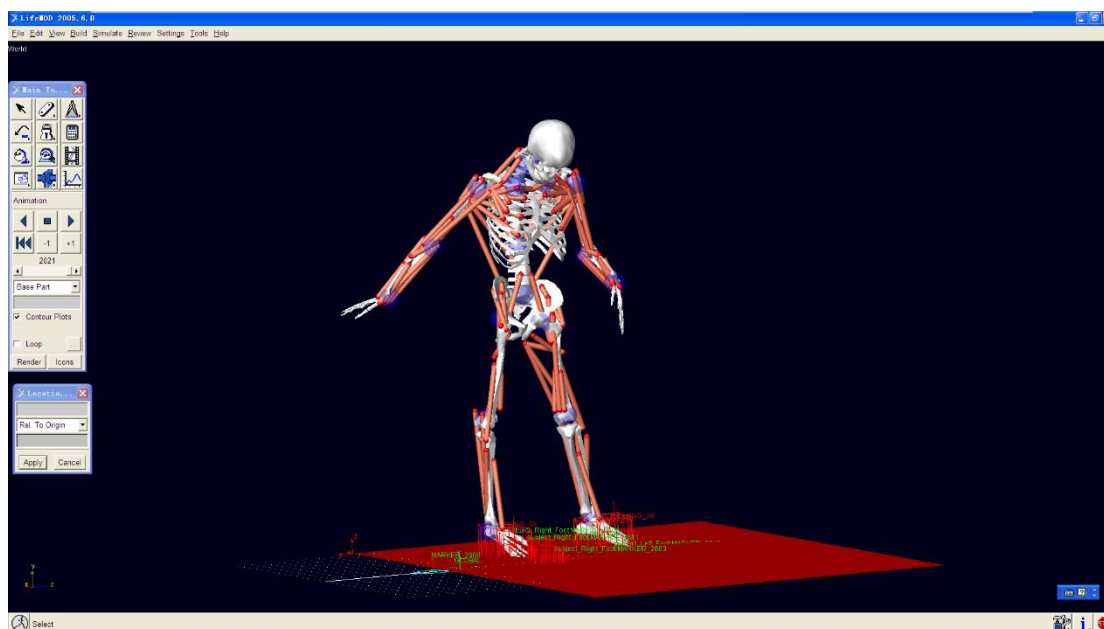
圖十四、中風病人完成一次彩虹橋實驗之最大踝關節屈曲力矩

4-2 模型資料驗證分析：

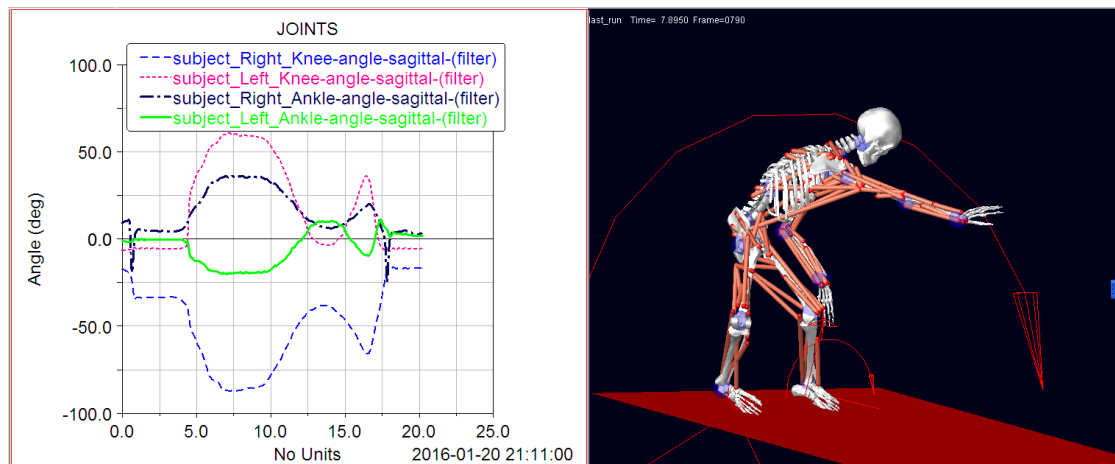
將一筆一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反光球資料，匯入人體動作模擬軟體(Adams+LifeMod)如圖十五，並將肌肉骨骼組織的參數匯入，基本參數資料如表一以及表二，先以反光球資料驅人體動模型進行逆向動力學分析(圖十六、圖十七、圖十八以及圖十九)，計算出關節與肌肉骨骼間的關係，最後去除反光球資料，增加與地面接觸條件，進行出正向動力學分析。增加與地面接觸條件是在腳的前面與後面增加鏈結，鏈結的方式為 bush 方式，bush 為利用旋轉與移動的 damping 以及 spring 方式使腳與地面接觸，bush 參數設定為表三。



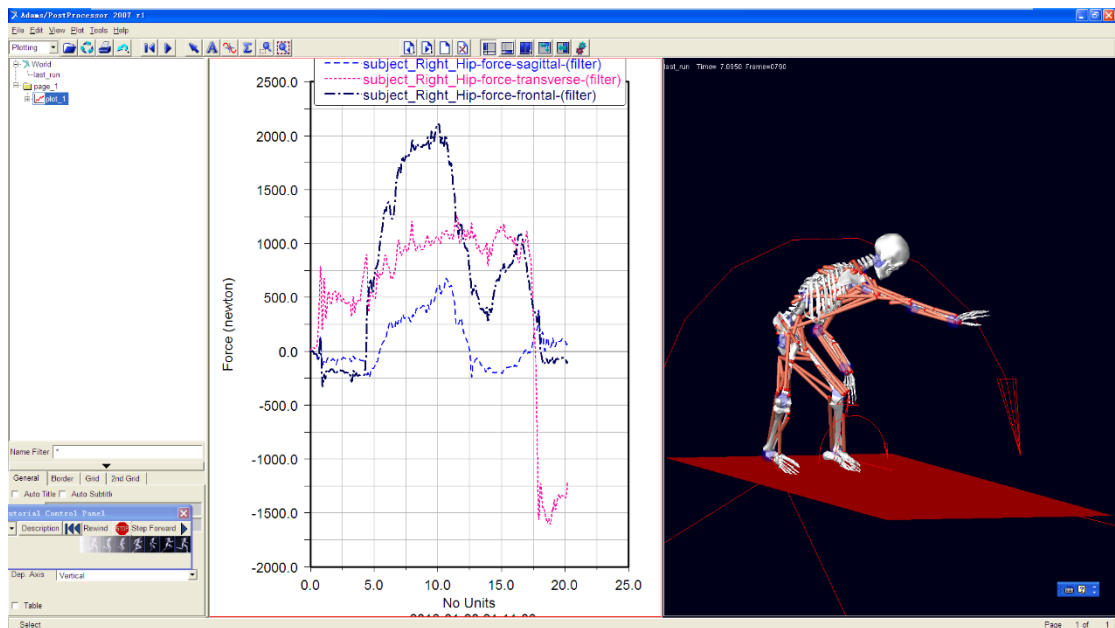
圖十五、一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反光球資料，匯入人體動作模擬軟體



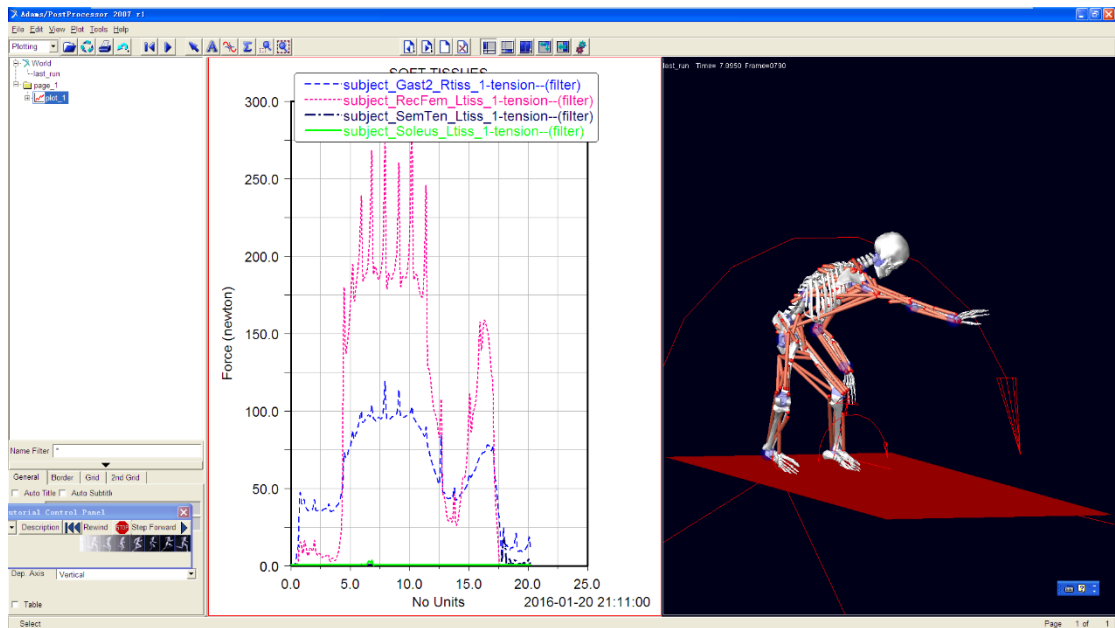
圖十六、一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反光球資料，匯入人體動作模擬軟體



圖十七、一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反光球資料，匯入人體動作模擬軟體，計算出關節角度



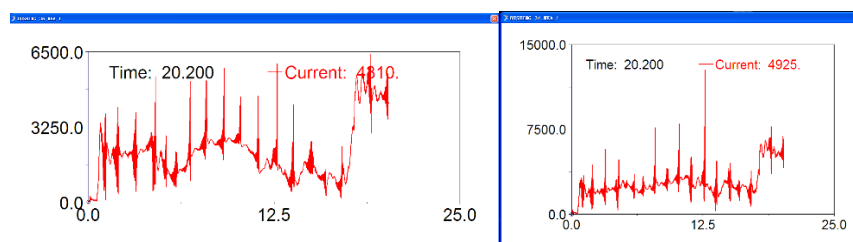
圖十八、一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反光球資料，匯入人體動作模擬軟體，計算出關節力量



圖十九、一般性的中風病人使用三倍手臂長的彩虹橋時的動作分析反
光球資料，匯入人體動作模擬軟體計算出關節力矩

1. 地面反作用力

由於中風病人的動作緩慢，模擬的結果造成抖動，而這些結果產生相當大的地面反作用力，實驗的結果在三倍的手臂長時地面反作用力約為體重的 1.5 倍，以 70 公斤重的病患而言，約為 1050N，而模擬的結果約為 2~3 倍的體重（圖二十）。

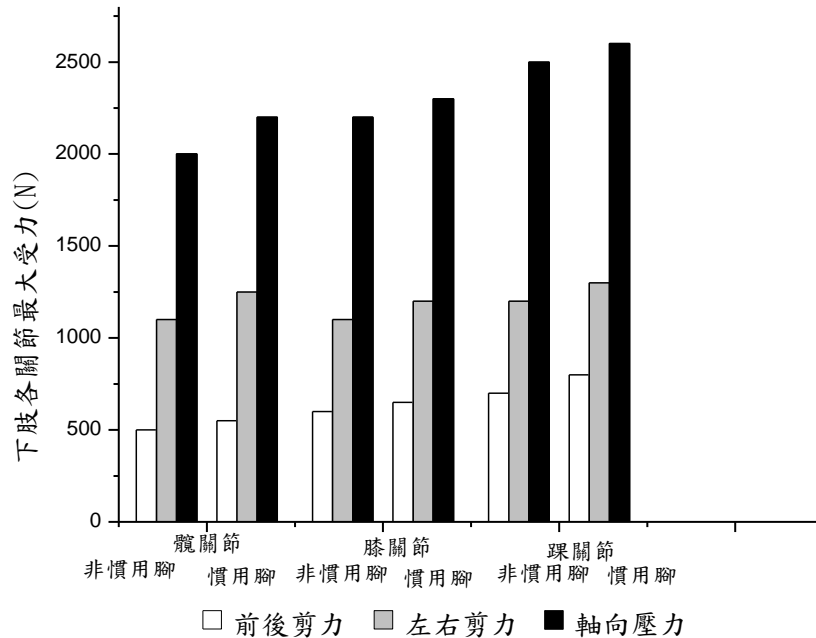


圖二十、右腳前面(左)以及右腳後面(左)的地面反作用力

2. 關節受力

左右腳的下肢關節受力如圖二十一，各關節的軸向壓力都較左有前後剪力大，

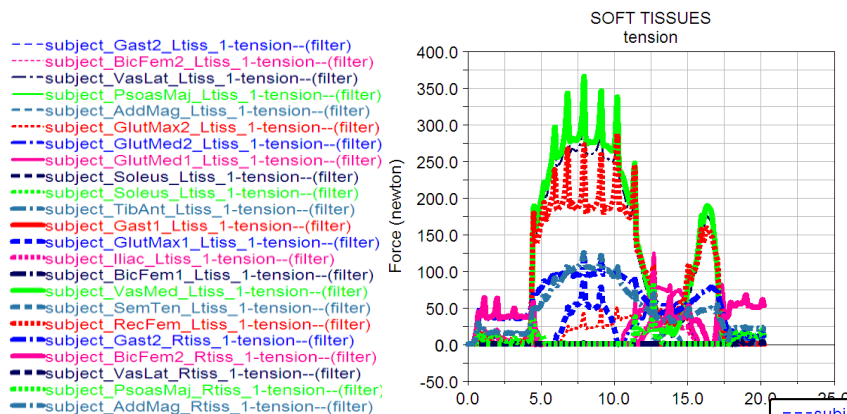
軸向力大約 2500N(圖二十一)，比起一般的關節合力大。



圖二十一、下肢各關節最大受力

3. 肌肉施力

分析結果肌肉施力約為 200~400N(圖二十二)，股直肌(Retus femoris)以及股外側肌(Vastus lateralis)最大，分別為 380N，300N。其餘的都在 200N 以下。這些數值都小於一般肌肉施力的大小。



圖二十二、下肢各關節最肌肉施力

表一、匯入人體動作模擬軟體(Adams+LifeMod)之關節參數

```

$-----UNITS
[UNITS]
LENGTH           ='millimeter'
FORCE             ='newton'
ANGLE             ='degrees'
MASS              ='kg'
TIME              ='second'
$-----ANTHROPOMETRIC_DATA
[ANTHROPOMETRIC_DATA]
SUBJECT_NAME      ='subject'
GENDER            = 1.0
TOTAL_BODY_HEIGHT = 1650
TOTAL_BODY_MASS   = 63.00
AGE               = 721.0
HANDS             = 1
NOHAT             = 1
$-----JOINT_DATA
[JOINT_DATA]
UPPER_NECK_X      ='FIXED,'
UPPER_NECK_Y      ='FIXED,'
UPPER_NECK_Z      ='FIXED,'
LOWER_NECK_X      ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
LOWER_NECK_Y      ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
LOWER_NECK_Z      ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
THORACIC_X        ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
THORACIC_Y        ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
THORACIC_Z        ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
LUMBAR_X          ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
LUMBAR_Y          ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
LUMBAR_Z          ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,40.0,-40.0,1.0E+007,'
RIGHT_SCAPULAR_X ='FIXED,'
RIGHT_SCAPULAR_Y ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,50.0,-25.0,1.0E+007,'
RIGHT_SCAPULAR_Z ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,25.0,-35.0,1.0E+007,'
RIGHT_SHOULDER_X ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,90.0,-175.0,1.0E+007,'
RIGHT_SHOULDER_Y ='FIXED,'
RIGHT_SHOULDER_Z ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,90.0,-175.0,1.0E+007,'
RIGHT_ELBOW_X     ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,3.0,-150.0,1.0E+007,'
RIGHT_ELBOW_Y     ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,90.0,-90.0,1.0E+007,'
RIGHT_ELBOW_Z     ='FIXED,'
RIGHT_WRIST_X     ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,50.0,-50.0,1.0E+007,'
RIGHT_WRIST_Y     ='FIXED,'
RIGHT_WRIST_Z     ='PASSIVE,1.0E+005,1.0E+004,85.0,-85.0,1.0E+007,'
LEFT_SCAPULAR_X   ='FIXED,'
    
```

表二、匯入人體動作模擬軟體(Adams+LifeMod)之肌肉參數

MUSCLE	FORCE OUTPUT %	pCSA	MAX. STRESS	REST LOAD
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Major 1	100	266.19503038	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Major 2	100	242.91266987	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Major 3	100	250.11373793	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Major 4	100	267.20225475	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Major 5	100	258.65799634	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Minor 1	100	234.57871105	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Minor 2	100	232.24846704	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pectoralis Minor 3	100	231.47171296	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Trapezius 1	100	621.40058536	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Trapezius 2	100	630.72161426	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Trapezius 3	100	628.39135203	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Trapezius 4	100	627.61459796	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Latissimus Dorsi 1	100	919.67281926	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Latissimus Dorsi 2	100	916.56587578	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Latissimus Dorsi 3	100	913.45885948	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Deltoides 1	100	751.11791327	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Deltoides 2	100	324.68178320	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Deltoides 3	100	257.10448819	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Biceps Brachii 1	100	121.17311680	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Biceps Brachii 2	100	148.35939107	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Brachioradialis	100	94.763587492	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Triceps Brachii 1	100	475.37145471	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Triceps Brachii 2	100	474.59470064	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Triceps Brachii 3	100	524.30674295	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Pronator Teres	100	310.70028268	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Flexor Carpi Ulnaris	100	32.623530045	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Flexor Carpi Radialis	100	42.721287503	1.786	0.4448
<input checked="" type="checkbox"/> Flexor Pollicis Longus	100	42.721287503	1.786	0.4448

表三、左右的前腳以及後腳與地面接觸條件的 bush 參數

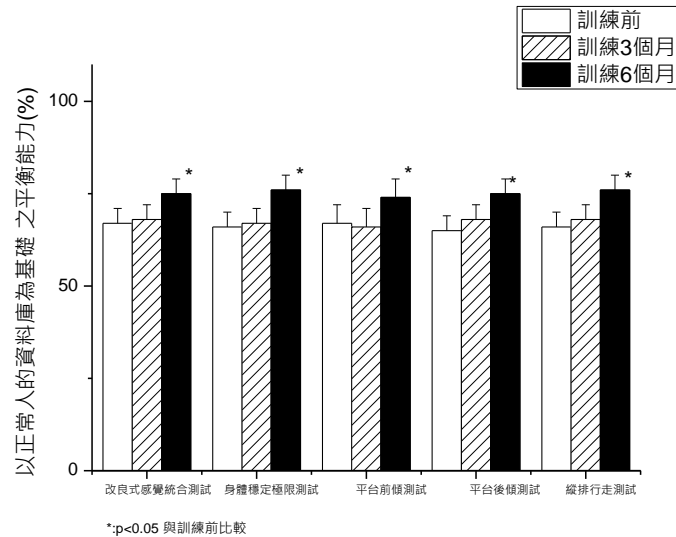
右腳前	移動 stiffness	(6.7E+005(newton/mm)) (6.7E+005(newton/mm)) (6.7E+005(newton/mm))
	移動 damping	(1.7E+004(newton-sec/mm)) (1.7E+004(newton-sec/mm)) (1.7E+004(newton-sec/mm))
	旋轉 stiffness	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	旋轉 damping	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
右腳前	移動 stiffness	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	移動 damping	(1700.0(newton-sec/mm)) (1700.0(newton-sec/mm)) (1700.0(newton-sec/mm))
	旋轉 stiffness	(471.238898(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	旋轉 damping	(1169.370599(newton-mm-sec/deg)) (1169.370599(newton-mm-sec/deg)) (1169.370599(newton-mm-sec/deg))

左腳前	移動 stiffness	(6.7E+005(newton/mm)) (6.7E+005(newton/mm)) (6.7E+005(newton/mm))
	移動 damping	(1.7E+004(newton-sec/mm)) (1.7E+004(newton-sec/mm))

		(1.7E+004(newton-sec/mm))
	旋轉 stiffness	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	旋轉 damping	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
左腳前	移動 stiffness	(4712.38898(newton-mm/deg)) (4.71238898E+004(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	移動 damping	(1700.0(newton-sec/mm)) (1700.0(newton-sec/mm)) (1700.0(newton-sec/mm))
	旋轉 stiffness	(471.238898(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg)) (471.238898(newton-mm/deg))
	旋轉 damping	(1169.370599(newton-mm-sec/deg)) (1169.370599(newton-mm-sec/deg)) (1169.370599(newton-mm-sec/deg))

4-3 電腦平衡測試儀的測定

本研究只完成 3 位受測者在 6 個電腦平衡測試儀(balance master)的測定包括改良式感覺統合測試、身體穩定極限測試、平台前傾測試、平台後傾測試以及縱排行走測試等在訓練前約為正常人資料的 66% 的能力，3 個月的訓練平衡能力並沒有明顯的增加，但是 6 個月的訓練平衡能力，則有明顯的進步($p < 0.05$ 圖二十三)，約為正常人平衡能力的 76%。



圖二十三、6 個電腦平衡測試儀的測定

五、討論與結論

本研究使用職能治療師在臨床上治療中風偏癱患者的輔助器材-彩虹橋，作為研究儀器，以正常人與中風病人為對象，使用動作分析系統與測力板擷取反光球與地面反作用力資料、分析重量轉移、完成時間、肩關節角度與踝關節力矩間的差異。

不同寬度的彩虹橋確實會影響受測者的重量轉移，本研究結果發現彩虹橋的訓練確實可以使中風病人使用重量轉移至患側，但是重量轉移效果對中風病人特別明顯，明顯大於正常人。當正常人在 5 倍肩寬的彩虹橋時，重量轉移達約 50%BW，而中風病人在 3 倍肩寬的彩虹橋時，重量轉移達 40%BW，而在 4 倍肩寬的彩虹橋時，重量轉移達 50%BW，可見中風病人比正常人更容易晃動重量，也就是可能造成不穩定的情況，因此對於中風病人的訓練需要特別注意。廖婉均也提到中風病人確實在重心轉移上有困難，但[18]，另外也可以搭配虛擬實境、機電整合等技術，讓中風患者進行有效的坐姿平衡訓練[19]。隨著彩虹橋寬度增加，完成時間也隨之增加，而完成動作時所採行的肩關節姿勢也隨彩虹橋寬度增加而增加。另外踝關節力矩隨著彩虹橋寬度增加有平均的增加，但是並沒有明顯的統計意義，這可能與中風病人的人數少有關。

模擬的結果顯示在地面反作用力的大小仍有明顯的差異，這個差異主要是因為地面與腳的接觸參數所造成，一般在模擬走路時是使用接觸方式(contact)來解決，但是由於使用 contact 方式無法使彩虹橋的運動無收斂，沒有解，因此使用 bush 方式將腳與地面綁在一起，一開始只有 bush 在腳的中間，仍無法收斂，參考 lifemodeler 手冊選擇兩個 bush 方式(腳前與腳後)，才有辦法收斂，如同孫佑榮[20]的研究類似，但是造成接觸壓力的數值較實際值大，而且使身體的壓力中心保持在腳的中間，使肌肉的施力變化不大(~400N 間)，正常而言，身體移動時會使壓力中心往移動方向移動，身體的本體感覺會偵測到這些變化使肌肉往反方向平衡施力，但是模擬的軟體只是依據關節角度變化去產生關節力以及肌肉施力，無法依據壓力中心變化，而造成如果沒有將腳綁在地面就會無法收斂的情形。因此，對於模擬系統如何強化本體感覺的回饋導致肌肉收縮強度加強的反應，是未來需要補強的方向。

彩虹橋在經過 3 個月的訓練後在平衡穩定的測試並沒有明顯的進步，但是 6 個月的訓練後在平衡穩定的測試下都有明顯的進步，顯示訓練必須要較長時間的訓練才能顯現成果，當然受測者的個數由於實驗時間較短，平衡穩定的測試實驗只完成 3 位，個數上較少，但是仍有明顯的趨勢。

綜合上述，在提供中風病人的訓練方式時應特別針對中風病人的反應與能力，才不會採行高於中風病人能力之訓練方式或者採用太過保守的訓練方式而達不到訓練效果，而長期性的訓練後可以得到不錯的平衡穩定的效果。本研究結果可以提供給職能治療師在臨床上治療中風偏癱患者一個重要參考數據，也可以作為未來量化臨床使用訓練輔具之參考模式，長期使用彩虹橋訓練的確會對穩定性不佳的中風病人有明顯的幫忙，所以綜合言之，彩虹橋確實是一件實用的復健輔具，可以幫助訓練中風病人的平衡穩定。

六、參考文獻

1. Liston, R. and B. Brouwer, *Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1996. 77(5): p. 425-430.
2. Lennon, S. and A. Ashburn, *The Bobath concept in stroke rehabilitation: a focus group study of the experienced physiotherapists' perspective*. Disability and rehabilitation, 2000. 22(15): p. 665-674.
3. 張志仲, *半身不遂與職能治療*. 1992, 臺北市: 合記出版社出版.
4. Goldie, P., T. Matyas, K. Spencer, and R. McGinley, *Postural control in standing following stroke: test-retest reliability of some quantitative clinical tests*. Physical Therapy, 1990. 70(4): p. 234.
5. Nichols, D., *Balance retraining after stroke using force platform biofeedback*. Physical Therapy, 1997. 77(5): p. 553.
6. 林婷瑩, 董玟伶, 郭藍遠, 張增瑩, 張志仲, *雙手與單手伸手及物對中風患者軀幹動作影響之運動學分析*. 職能治療學會雜誌, 2005. 23: p. 38-48.
7. 劉秀之, 陳瓊玲, 楊國德, 王珩生, 郭雪娥, 游志煌, *站立姿勢與伸手及物對中風患者患側載重之影響*. 職能治療學會雜誌, 2000. 18: p. 10-18.
8. 魏慈慧, 許瑋丹, 吳菁宜, 林克忠, *目標物距離與軀幹局限對中風病患伸手及物動作表現的影響: 運動學分析*. 職能治療學會雜誌, 2007. 25(1): p. 45-58.
9. Geurts, A., M. de Haart, I. van Nes, and J. Duysens, *A review of standing balance recovery from stroke*. Gait and Posture, 2005. 22(3): p. 267-281.
10. Dault, M., M. de Haart, A. Geurts, I. Arts, and B. Nienhuis, *Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients*. Human Movement Science, 2003. 22(3): p. 221-

236.

11. Van Peppen, R., M. Kortsmit, E. Lindeman, and G. Kwakkel, *Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review*. Journal of Rehabilitation Medicine, 2006. 38(1): p. 3-9.
12. Mudie, M., U. Winzeler-Mercay, S. Radwan, and L. Lee, *Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bo bath and feedback training approaches*. Clinical Rehabilitation, 2002. 16(6): p. 582.
13. Haug, E.J., *Computer Aided Kinematics and Dynamics of Mechanical Systems Volume I: Basic Methods*. 1989, Massachusetts: Allyn and Bacon.
14. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 1990, New York: John Wiley and Sons. 75-102.
15. 蘇芳慶, *人體運動生物力學*. 機械工程, 1991. 180: p. 19-24.
16. Dempster, W.T., *Space requirements of the seated operator*. 1955, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton: OH. p. 55-159.
17. 羅世忠, *向前跌倒時上肢的生物力學分析與模擬*. 國科會報告 93-2213-E-324-009, 93.
18. 廖婉均, *探討以兩種不同重心轉移訓練方式對中風患者功能性表現之影響* 中山醫學大學醫學檢驗暨生物技術學系, 碩士論文, 2014.
19. 陳彥達, *虛擬實境應用於坐姿平衡訓練系統之研究*, 國立中央大學機械工程研究所, 碩士論文, 2006.
20. 孫佑榮, *人工搬運作業之生物力學模擬與分析*, 朝陽科技大學工業工程, 碩士論文, 2008.

科技部補助專題研究計畫出席國際學術會議心得報告

日期：105年1月28日

計畫編號	MOST 103-2221-E-040-006		
計畫名稱	職能治療復健訓練器材之人因工程分析-以彩虹橋為例(II)		
出國人員姓名	羅世忠	服務機構及職稱	中山醫學大學職能治療學系
會議時間	104年7月20日至 104年7月22日	會議地點	日本北海道
會議名稱	(中文)2015 第5屆工程以及應用科學國際研討會 (英文) 2015 5 th International Conference on Engineering and Applied Science(ICEAS)		
發表題目	(中文) 彩虹橋對中風病人的人體動作分析 (英文) Human motion analysis of a single curved shoulder arc for stroke patient		

一、參加會議經過

台灣時間7月19日早上由桃園國際機場飛往日本北海道新千歲機場在到札幌，晚上下榻中島公園旅館。7/20早上就搭地鐵到會場報到(會場在就Renaissance Sapporo Hotel)，領取相關資料，約14點會議才開始的正式進行。本次研討會主要是工程以及科學的理論、方法以及應用，裡面包涵醫學工程、環境科學、材料科學與工程、基礎與應用科學、土木工程、電腦資訊科學、機械工程、化學工程、電子科學、系統與輪機科學、地質與石油工程等領域。裡面還細分許多相關領域，是一個綜合型研討會，研討會的主要目的是結合各個領域的研究學者，互相交流、相互討論、希望能激發出新的研究方向。午餐時間有傳統的日本藝術團體表演擊鼓，反應十分熱烈。專題演講是Kwun Nam Hui博士，題目是Strategic Potential Use of Layered Double Hydroxides as Electrode Materials for Supercapacitors(氫氧化物作為超導體的可能應用)，題目相當引人注意並且十分有趣，演講中提到可以應用在隨身電子產品、電子行動車、空中巴士(Airbus A380)緊急門等，不過要應用到人因工程或者復健醫療上可能還需要進一步的研究。

二、 與會心得

本次研討會主要是集合各式各樣的研究領域，讓相關的研究學者可以借由此次研討會激發出新的研究想法，我報告的海報題目是 Human motion analysis of a single curved shoulder arc for stroke patient（彩虹橋對中風病人的人體動作分析(如附錄)），有幾個問題將當有趣。與會學者提到為何要使用彩虹橋常用在坐姿時上肢訓練，這與站姿訓練有何差別?坐立時主要是在上肢關節活動度上的訓練，並且協調軀幹肌肉，並沒有訓練重心轉移，並且坐姿通常能夠在病患早期機能較差時就能開始訓練，而站立訓練需要病患機能較好時才能訓練。另一學者問到彩虹橋來訓練中風病人，有何優點?為何不用較為自動化機械人來帶動上肢訓練?這的確是個好的問題，也是許多人的疑問，彩虹橋確實是相當傳統的訓練輔具，其訓練強度的確是較低，但是對於中風病人而言，剛剛能夠站立支撐，但是無法順利移動重心，是我們使用彩虹橋的主要的病人時機，在這種情況下，要能使用自動化機構訓練重心轉移確實比較困難，因為重心移動的訓練，是需要本體覺的刺激與回饋，以自動化機構訓練上無法達到回饋的訓練，僅僅只有肌肉骨骼的強化，因此只能借由這些行之有年的傳統輔具來達到訓練的目的，未來也許會有新的訓練機構問世，但是在那之前，要能達到訓練目的，還是要回到簡單有效，在家裡也能訓練的傳統簡易可行的輔具。其次彩虹橋原本的目的是訓練上肢關節的活動度，但是因為大範圍的移動會產生重心的移動，剛好可以用來訓練很難訓練的重心轉移，所以彩虹橋在職能治療上是一項相當實用的復健輔具。

在會場中見識到許多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國際交流與學習的模式。

一、 發表論文全文或摘要

詳見附錄

二、 建議

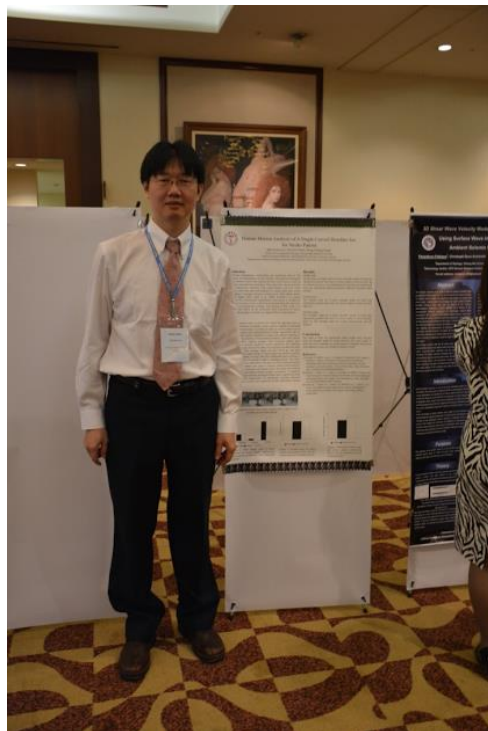
1. 多鼓勵參與國際學術交流，增進研究視野以及刺激研究想法，造福國內醫療服務以及人因研究。
2. 提供學術交流機會，使年輕學者有較多機會參與
3. 獎勵國內專家舉辦國際學術研討會，使國內學者有機會參與觀摩學術交流事務。

三、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

六、其他

無其他補充。



Human motion analysis of a single curved shoulder arc for stroke patient

Shu-Zon Lou

No.110,Sec.1,Jianguo N.Rd., Taichung City 40201, Taiwan
szlou2007@gmail.com

Yu-Chi Chen

No.110,Sec.1,Jianguo N.Rd., Taichung City 40201, Taiwan
cs3401@gmail.com

Peng-Cheng Sung

168, Jifeng E. Rd., Wufeng District, Taichung, 41349 Taiwan
sungpc@cyut.edu.tw

The corresponding author: Shu-Zon Lou

Abstract

A motion analysis for the conventional rehabilitation instruments is needed for avoiding the re-injury and as a reference by documenting the influences on human musculoskeletal loadings. The purpose of this study is to investigate the effects of the commonly used instrument in clinics, single curved shoulder arc (SCSA), on weight shift for stroke patients. Ten stroke patients were recruited. Each subject was asked to perform three different width of SCSA with the unaffected hand including 3 times and 4 times of shoulder width in standing posture. The Vicon Motion System (Vicon 460, Oxford, UK) with six 120 Hz cameras and two forceplates with 1080Hz was used to measure relative joint positions. The weight shift, kinematics and kinetics were calculated and analyzed using laboratory-developed motion analysis procedures. A repeated one-way ANOVA was used for statistical analysis with a significance level $p < 0.05$. The width of SCSA can significantly affect weight shift, finished time and shoulder angle for stroke patients. The more width of SCSA the more challenge for stroke patient. Therapist should pay more attention to the use of different width of SCSA.

Keyword: Human Motion Analysis, single curved shoulder arc, stroke patient

1. Introduction

Conventional rehabilitation instruments are commonly seen in the department of rehabilitation of the hospital. Occupational therapists still help patients restore their physical function and return to work by using these conventional instruments. They adapt the training intensity by their experiences. However, errors could happen, even for senior therapists, while they deal with patients in a heavy duty. Also, errors could happen in younger therapists (Cordo et al., 2013; Masia, Krebs, Cappa, & Hogan, 2007; Volpe et al.,

2000). Therefore, an motion analysis for the conventional rehabilitation instruments is needed for avoiding the re-injury and as a reference by documenting the influences on human musculoskeletal loadings. The purpose of this study is to investigate the effects of the commonly used instrument in clinics, single curved shoulder arc (SCSA), on weight shift for stroke patients.

2. Methods

Ten stroke patients were recruited. The criteria for selection were as follows: (1) unilateral hemiplegic stroke patients capable of following simple verbal instructions; (2) ability to walk on a level surface and to walk up and down stairs independently or under supervision with or without assistive devices (handrail or cane) and without wearing an AAFO; and (3) no systemic or local medical problems, other than stroke, that might affect walking mobility. Four exclusion criteria were established: (1) clinically significant visual impairment; (2) unilateral neglect; (3) aphasia; and (4) the ability to voluntarily dorsiflex the ankle against gravity. Their average weight was 60.6 (± 9.5) kg, and their average height was 168.4 (± 8.8) cm. Each subject was asked to perform three different width of SCSA with the unaffected hand including 3 times and 4 times of shoulder width in standing posture. The Vicon Motion System (Vicon 460, Oxford, UK) with six 120 Hz cameras and two forceplates with 1080Hz was used to measure relative joint positions. The weight shift, kinematics and kinetics were calculated and analyzed using laboratory-developed motion analysis procedures. A repeated one-way ANOVA was used for statistical analysis with a significance level $p < 0.05$. Before the experiment, all participants provided informed consent, and the protocol was approved by the Institutional Review Board.



Figure 1. Experiment setup of the motion analysis with a single curved shoulder arc for stroke patient

3. Results

Weight shift

Vertical force of weight shift of 4 times shoulder width of SCSA was significantly greater than that of 3 times width of SCSA ($p < 0.05$, fig 2). Anterior/posterior and medial/lateral

shear force of weight shift were not significantly different between different shoulder width of SCSA.

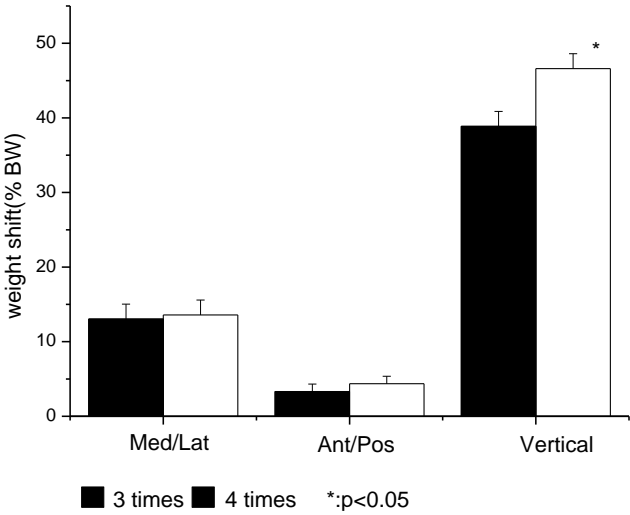


Figure 2. Peak weight shift in three direction for stroke patient performing SCSA with the unaffected hand in standing posture

Finished time

The finished time of 4 times shoulder width of SCSA was significantly greater than that of 3 times width of SCSA ($p < 0.05$, figure 3).

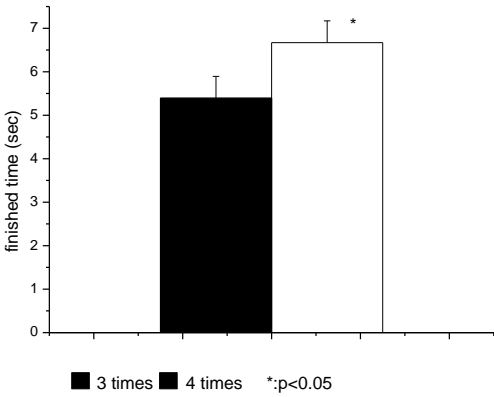


Figure 3. Finished time for stroke patient performing SCSA with the unaffected hand in standing posture

Shoulder angle

The shoulder angle of 4 times shoulder width of SCSA was significantly greater than that of 3 times width of SCSA ($p < 0.05$, figure 3). The shoulder angle for 4 times SCSA groups was 91 degrees.

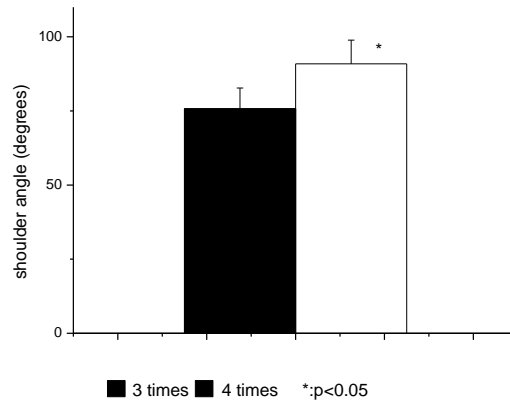


Figure 4. Maximal shoulder angle for stroke patient performing SCSA with the unaffected hand in standing posture

4. Conclusion

The width of SCSA can significantly affect weight shift, finished time and shoulder angle for stroke patients. The more width of SCSA the more challenge for stroke patient. Therapist should pay more attention to the use of different width of SCSA.

- [1] Cordo, P., Wolf, S., Lou, J. S., Bogey, R., Stevenson, M., Hayes, J., & Roth, E. (2013). Treatment of severe hand impairment following stroke by combining assisted movement, muscle vibration, and biofeedback. *J Neurol Phys Ther*, 37(4), 194-203. doi: 10.1097/NPT.0000000000000023
- [2] Masia, L., Krebs, H. I., Cappa, P., & Hogan, N. (2007). Design and Characterization of Hand Module for Whole-Arm Rehabilitation Following Stroke. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 12(4), 399-407. doi: 10.1109/TMECH.2007.901928
- [3] Volpe, B. T., Krebs, H. I., Hogan, N., Edelman, O. L., Diels, C., & Aisen, M. (2000). A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology*, 54(10), 1938-1944.

科技部補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2016/01/31

科技部補助計畫	計畫名稱: 職能治療復健訓練器材之人因工程分析-以彩虹橋為例(II)
	計畫主持人: 羅世忠
	計畫編號: 103-2221-E-040-006- 學門領域: 人因工程與工業設計
無研發成果推廣資料	

103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：103-2221-E-040-006-				計畫名稱：職能治療復健訓練器材之人因工程分析-以彩虹橋為例(II)	
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	1	1	100%		
		研討會論文	1	1	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（本國籍）	碩士生	1	1	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%		
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	1	1	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%		
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。）		無					

	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	

科技部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）

已經發表於研討會中，題目：虹橋對中風病人的人體動作分析。

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）

復健醫療院所有許多傳統輔具器具，職能治療師們仍使用這些輔助器材幫忙協助病患恢復身體機能以及返回工作崗位。但是職能治療師大部分根據自己的臨床經驗，調整並使用相關輔具器材，這些經驗可能會在工作量大的台灣醫療環境下產生問題，也可能在年輕經驗較少的治療師身上發生錯誤，因此一套有系統人因工程分析與評估這些醫療輔助器材並且訂定對肌肉骨骼影響的資料手冊是有必要的。

本研究結果可以提供給職能治療師在臨床上治療中風偏癱患者一個重要參考數據，也可以作為未來量化臨床使用訓練輔具之參考模式。

未來，可以結合視覺回饋或聽覺回饋，讓中風病患能夠知道訓練的強度或達到的程級，以作為往上努力的依據。另外也可以增加虛擬實境，互動式回饋系統，讓中風病患能夠有參與感，而不只是反覆無趣的訓練。