



國立臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所

碩士論文

School and Graduate Institute of Physical Therapy

College of Medicine

National Taiwan University

Master Thesis

Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變  
之研究

Corticomotor Excitability and Posturographical Changes  
After Balance Activity Using Wii Fit

張甯雅

Ning-Ya Jang

指導教授：胡名霞 博士

Advisor: Ming-Hsia Hu, Ph.D.

中華民國 2015 年 7 月

July, 2015

國立臺灣大學碩士學位論文  
口試委員會審定書



Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究  
Corticomotor Excitability and Posturographical Changes After  
Balance Activity Using Wii Fit

本論文係張甯雅君 (r02428005) 在國立臺灣大學物理治療學系暨  
研究所完成之碩士學位論文，於民國 104 年 7 月 28 日承下列考試委  
員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

胡名波

(簽名)

陸哲勳 (指導教授)

黃正雅

系主任、所長

曹昭毅

(簽名)



## 致謝

研究終於告一段落，而完成這本碩士論文，最令人感動的是背後默默支持、鼓勵、提拔我的幕後功臣，沒有您們的幫助，我絕對無法順利完成這個研究。

感謝指導老師 胡名霞老師，在學業及生活上給予我的教導與鼓勵，除了學習如何做研究及獨立思考的能力，最重要的是在老師身上看見對生活的態度及人生智慧，謝謝老師總是一再包容我的不足，給予我各式各樣的學習機會去嘗試與發掘。感謝黃正雅老師及陸哲駒老師對本論文的細心指導與寶貴的意見回饋，在百忙之中仍撥空給予許多協助。

本研究能順利完成感謝所有受試者熱心的參與並且完全配合，感謝實驗室所有成員，佩玲學姐、采均、信昌學長、碧蘭以及幫忙我招募受試者的虹臻，這段時間承蒙您們無私的幫忙及照顧，讓我能順利畢業。感謝研究所的好夥伴嘉容、舒涵和郁婷，很幸運能遇見妳們，在我需要幫忙時義無反顧的伸出援手，在我難過時給我最大的擁抱，一路上吵吵鬧鬧的支持與陪伴，一同運動揮灑汗水，沒有妳們的陪伴，我無法想像這兩年的研究生生活會如何度過。

感謝我最親愛的家人及朋友們，無時無刻的督促我，給予我無條件的包容與愛護，因為你們的一路相隨與相挺，才能讓我順利完成學業並邁向人生下一段的里程碑。這份研究不僅僅是屬於我的，更是屬於你們的。

張甯雅

僅於 2015 年 7 月

台大物理治療學系暨研究所



## 中文摘要

近年來以具備虛擬實境功能之遊樂器進行復健治療越來越受社會大眾以及治療人員之歡迎，例如市售的體感遊樂器 Wii Fit 則具有特別針對平衡功能所設計的活動。研究指出利用 Wii Fit 平衡活動介入，可增進正常年輕族群、社區老人、帕金森氏症、脊髓損傷以及中風後患者的平衡能力，而近代神經科學研究顯示，動作訓練後可誘發大腦重組(brain reorganization)和神經再塑(neuroplasticity)的現象。經顱磁刺激為一種非侵入性的方式，可用來探討運動訓練前後其大腦皮質脊髓路徑的興奮性與神經再塑等相關議題。目前僅有文獻探討 Wii Fit 平衡活動介入於中風患者會造成平衡功能的進步以及大腦運動皮質區興奮性的改變，至於正常年輕族群是否產生與中風患者類似的效應目前仍未知。因此，本研究將利用 Wii Fit 平衡活動介入於正常年輕族群，探討運動皮質興奮性與姿勢控制的改變之立即、短期與長期訓練效果，並了解運動皮質興奮性與姿勢控制的改變兩者之間的相關性。

本研究設計為評估者單盲之隨機分組控制(assessor-blind, randomized controlled study)，20 位正常年輕人隨機分配至訓練組與參考組。訓練組接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週的 Wii Fit 站姿平衡活動；參考組接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週的 Wii 坐姿上肢活動。兩組受試者於介入前、第一次 30 分鐘的介入後、介入後及介入後兩週進行評估。評估內容包含經顱磁刺激之脛前肌動作閾值與動作誘發電位、動態電腦姿勢平衡儀之感覺整合測驗、穩定限度測試、伯格氏平衡量表及計時起走測試等，並且使用 Wii 遊戲分數紀錄受試者每次接受活動後的表現，繪製表現曲線(performance curve)。

研究結果發現經過每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 活動後，其 Wii Fit 遊戲練習過程中的表現曲線顯示明確的訓練效應(訓練組: Chi-Square=18.125,  $p=0.03$ ；參考組: Chi-Square=36.353,  $p=0.011$ )。訓練前後

脛前肌的大腦皮質興奮性僅在訓練組有顯著改變( $\text{Chi-Square}=8.04, p=0.045$ )，參考組則無顯著差異( $\text{Chi-Square}=2.04, p=0.564$ )。然而動態姿勢控制能力、功能性平衡以及行走能力方面，兩組間沒有顯著差異。

本研究結果發現正常年輕人在 Wii 活動訓練過程中會出現任務特定(task-specific)顯著的表現改善情形，也就是若練習平衡活動、則平衡活動的遊戲分數顯著上升，但坐姿的桌球活動分數則沒有顯著改變。反之若練習坐姿桌球活動者，則桌球活動分數顯著改善、但站姿平衡活動的分數不會顯著增加。顯示 Wii 遊戲的動作表現進步是有任務特定現象，而非僅因為熟悉遊戲器材與規則所帶來的通則性的得分增加。在動作表現所伴隨的神經塑性改變方面，過去文獻顯示單一肌肉動作技巧訓練會使運動皮質興奮性增加，而平衡訓練會使運動皮質興奮性下降。本研究觀察到訓練組在第一次三十分鐘訓練後脛前肌的動作誘發電位上升，而兩週訓練後脛前肌的動作閾值上升，因此判斷第一次三十分鐘的 Wii Fit 平衡活動後與單一肌肉動作技巧訓練所產生運動皮質興奮性的增加相似，而兩週 Wii Fit 平衡活動後則與平衡訓練所產生運動皮質興奮性的下降相似。本研究並未觀察到 Wii Fit 訓練後的受試者在遊戲機以外的動態平衡控制能力、功能性平衡能力或行走能力有顯著訓練效應。顯示 Wii Fit 動作技巧練習效應可能無法轉移到其他日常生活的功能性活動，抑或本研究的劑量選擇過輕、任務難度不適當等等。總之，本研究發現 Wii Fit 訓練後運動皮質興奮性的改變，而未來可以朝向提高 Wii Fit 平衡活動劑量或改變任務難度以及應用於不同類型的受試者等方向進行研究。


關鍵字：Wii Fit、平衡活動、經顱磁刺激、姿勢控制

## 英文摘要



In the recent years, active video games or commercial gaming-based virtual reality are becoming increasingly popular among community and healthcare professional.


Nintendo Wii Fit, a commercially available gaming system using Wii balance board in order to perform balance activities. Balance training using Wii Fit gaming system is reported to improve balance in healthy young adults, community-dwelling elderly people and individuals with neurological disorder. Using transcranial magnetic stimulation (TMS), we could investigate neuroplasticity accompanying motor function changes induced by physical training. Despite the increasing number of applications using Wii Fit balance activity for neurorehabilitation, there remains a paucity of research directly investigating the neural mechanisms supporting its use in stroke rehabilitation. Previous study indicated that training with Wii Fit has the potential to improve balance and modulate corticomotor excitability post stroke. However, whether the healthy young adults produce the similar effect as stroke patients is still unknown. Hence, in this study we examined the immediate, short-term and long-term effect of Wii Fit balance activity on corticomotor excitability of the lower limb motor cortex and posturographical changes in healthy young adults. And thereby, to understand the correlation between corticomotor excitability and posturographical changes.



We used assessor blind randomized controlled study, recruiting twenty healthy young adults. The subjects were randomly assigned to either training group and reference group. In the training group, subjects received Wii Fit balance activity in standing, three 30-minute treatment sessions per week for two weeks. The reference group received Wii upper limb activity in sitting, three 30-minute treatment sessions per week for two weeks. Every subjects were evaluated at pre-training, after 30 minutes training, post-training and follow-up period (two weeks after training). The measurements include tibialis anterior (TA) motor threshold and motor evoked potential using TMS, Sensory organization test, Limits of stability test, Berg Balance Scale, Timed up and go test and performance curve plotted by Wii game score.

The results showed that after Wii Fit balance activity three 30-minute treatment sessions per week for two weeks, Wii performance curve demonstrated significant training effect (training group: Chi-Square=18.125,  $p = 0.03$ , reference group: Chi-Square=36.353,  $p = 0.011$ ). After training, corticomotor excitability of tibialis anterior significantly changed in training group (Chi-Square=8.04,  $p = 0.045$ ) and there was no significant changes in reference group (Chi-Square=2.04,  $p = 0.564$ ). However, our study failed to demonstrate significantly different in postural stability, balance and walking ability compared to the reference group.

The results found that Wii Fit balance training in healthy young adults were task



specific not because of familiarity with the game equipment. Each training group performed significantly better in their trained conditions; that is, Wii Fit balance training group performed significantly better than Wii upper limb activity group on Wii Fit balance activity scores and vice versa. In terms of neural plasticity, past studies showed that after motor skill training, corticomotor excitability increased. In contrast, corticomotor excitability decreased after balance training. Our results reported that motor evoked potential of tibialis anterior increased after 30 minutes Wii Fit balance activity is similar to motor skill training. However, motor threshold of tibialis anterior increased after two weeks Wii Fit balance activity is similar to traditional balance training. Our study failed to find significant training effect on postural stability, balance and walking ability in both training and reference group. It suggests that two weeks Wii Fit balance activity is insufficient to improve healthy young adults balance skills. On the other hand, unsuitable task difficulty may be another reasons. Further study with longer training sessions and proper task difficulty for subjects with balance training requirement might be necessary.

Key words: Wii Fit, balance activity, transcranial magnetic stimulation, postural control





# 目錄

口試委員審定書 .....	I
致謝 .....	II
中文摘要 .....	III
英文摘要 .....	V
第一章 前言 .....	1
第一節 研究背景 .....	1
第二節 研究目的 .....	3
第三節 研究問題與假設 .....	3
第四節 研究重要性 .....	4
第二章 文獻回顧 .....	6
第一節 Wii Fit 平衡活動 .....	6
第二節 經顱磁刺激控制機制 .....	8
第三節 評估工具介紹 .....	11
第三章 研究方法 .....	16
第一節 研究設計 .....	16
第二節 研究對象 .....	16
第三節 樣本估計 .....	17
第四節 評估方式 .....	17
第五節 訓練方式 .....	20

第六節 資料處理與統計分析 .....	22
第四章 結果 .....	23
第一節 受試者基本資料 .....	23
第二節 Wii 遊戲表現曲線 .....	23
第三節 動態平衡 .....	24
第四節 功能性平衡與步行能力 .....	26
第五節 脛前肌之運動皮質興奮性 .....	26
第六節 姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變之相關性 .....	27
第五章 討論 .....	28
第一節 Wii 活動中的學習效應 .....	28
第二節 Wii 活動後平衡功能的改變情形 .....	29
第三節 Wii 活動前後運動皮質興奮性的改變情形 .....	30
第四節 研究限制 .....	31
第五節 臨床應用及未來研究方向 .....	32
第六章 結論 .....	33
參考文獻 .....	34
附表 .....	43
附圖 .....	49
附錄 .....	58



## 表目錄



表 1. 受試者基本資料.....	43
表 2. 滾滾球平衡遊戲、坐姿桌球遊戲表現結果.....	44
表 3. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 感覺整合測試.....	45
表 4. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 穩定限度測試.....	46
表 5. 伯格氏平衡量表、計時起走測試結果.....	47
表 6. 脛前肌之經顱磁刺激結果.....	48

## 圖目錄



圖 1. 研究收案人數流程圖.....	49
圖 2. 滾滾球平衡遊戲表現曲線.....	50
圖 3. 坐姿桌球遊戲表現曲線.....	51
圖 4. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 感覺整合測試.....	52
圖 5. 伯格氏平衡量表結果.....	53
圖 6. 計時起走測試.....	54
圖 7. 穩定限度測試初次最大移動距離結果-訓練組與參考組.....	55
圖 8. 穩定限度測試最大移動距離結果-訓練組與參考組.....	56
圖 9. 脛前肌之經顱磁刺激結果-動作閾值與動作誘發電位.....	57

## 附錄

附錄 一、伯格氏平衡量表 .....	58
附錄 二、台灣大學醫學院暨附設醫院之倫理委員會臨床試驗許可書 .....	61
附錄 三、研究受試者說明及同意書 .....	63
附錄 四、受試者基本資料及評估表 .....	68






# 第一章 前言

## 第一節 研究背景

平衡的定義為個體不論在靜態姿勢或動態姿勢下皆能維持穩定執行正常功能的狀態，可分為動態與靜態平衡。而要維持良好的平衡能力需整合視覺、本體感覺與前庭覺、足夠的肌耐力與肌肉協調能力、良好的環境適應能力以及預期性姿勢反應機制等等。若平衡能力有所缺失，常會造成跌倒以及其他傷害。<sup>1</sup> Lin 等人提出平衡能力之評估可分為三個面向：自我陳述 (self-reported)、實驗室檢查以及體能表現，其中實驗室檢查包括動態電腦姿勢平衡儀，而體能表現包括計時起走測試及伯格氏平衡量表(Berg balance scale)等。<sup>2</sup>平衡訓練可有效增加運動員及一般正常人靜態與動態平衡能力，<sup>3</sup>並可降低正常人腳踝扭傷的機率，減少運動員下肢的運動傷害。<sup>4</sup>平衡訓練的方法有很多種，可針對靜態與動態平衡能力做介入。傳統的平衡訓練常使用軟墊、傾斜板等，提供個案體感覺與前庭覺刺激來訓練平衡，也常利用活動改變個案身體重心至各方向，訓練個案之穩定限度(limits of stability)。隨著科技快速發展，體感遊樂器也常應用於平衡訓練。

近年來相當流行的許多遊樂器，本身即具備類似虛擬實境的功能，例如市售的體感遊樂器 Wii Fit 則具有特別針對平衡功能所設計的活動。2007 年日本任天堂公司(Nintendo)推出體感式遊樂器 Wii，Wii 的遙控器有兩項功能：指向定位及動作感應器，指向定位可以像滑鼠一樣控制螢幕上的游標，而動作感應器可偵測三維空間中的移動及旋轉，結合此兩項功能則稱為體感操作。此外，搭配 Wii 平衡板，可進行 Wii Fit 之平衡遊戲，如與平衡能力有關的滑雪、滾滾球與走鋼索等遊戲。Wii 平衡板與傳統測力板類似，可偵測個案壓力中心(center of pressure)的位移。

Wii 體感遊樂器應用於復健領域，主要利用人機互動的裝置，藉由視覺、聽覺及觸覺等感覺刺激來提供動作的回饋。<sup>5</sup>根據 Gibson 所提出生態論，強調感知系統(perception)，認為個案需主動探索環境，而非被動受到環境的限制，因此 Wii 體感



遊樂器可使個案在不受環境的限制下，學習動作技巧。而在動作學習方面，所謂動作學習是藉由練習或經驗導致動作能力產生相對永久性的改變，重複練習是學習動作技巧的重要條件。<sup>6</sup> Wii 體感遊樂器可提供個案反覆練習的機會，並且針對個案動作能力的不同調整任務的難易度，進而增加練習的變異性。除此之外，可增加個案參與動機，對於動作技巧之學習也非常重要。

經顱磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)運用於評估運動皮質區神經活性為近年來相當熱門的技術，原理為應用電流快速通過刺激探頭內的線圈(coil)，產生高強度的磁場，而磁場可穿透顱骨，以非侵入性的方式造成大腦表層灰質神經元的電位改變，進而產生神經衝動，並下傳經過皮質脊髓路徑，可引發肌肉短暫收縮，稱為動作誘發電位(motor evoked potentials, MEPs)。<sup>7-9</sup> 適合用來探討運動訓練前後其大腦皮質脊髓路徑的興奮性與神經再塑的相關議題。而過去文獻指出有效的動作訓練會誘發大腦皮質興奮性的改變，Taube 等人研究 23 位正常年輕族群，經過四週傳統平衡訓練後，結果發現受試者靜態平衡能力增加、比目魚肌的動作誘發電位振幅值下降，代表運動皮質興奮性經由平衡訓練後降低，推測可能與皮質下區域如小腦及基底核等興奮性增加有關。<sup>10</sup>

儘管目前已有許多研究指出，利用 Wii Fit 平衡活動介入，可增進正常年輕族群<sup>11</sup>、社區老人<sup>12</sup>、帕金森氏症<sup>13</sup>、脊髓損傷<sup>14</sup>以及中風後患者<sup>15</sup>的平衡能力，並由平衡能力評估之實驗室檢查(動態電腦姿勢平衡儀)以及體能表現(伯格氏平衡量表與計時起走測試等)活動面向的進步探討。然而，仍較少文獻探討經由 Wii Fit 平衡活動介入是否造成動作訓練後大腦重組和神經再塑的現象。在功能性磁振造影(functional magnetic resonance imaging, fMRI)的研究方面，You 等人探討慢性中風患者經過四週互動式人機介面系統下肢活動(IREX system)介入後，大腦重組與動作功能恢復的關聯，研究發現介入後可引發大腦重組的現象，而此大腦重組現象與行走功能的恢復有關。<sup>16</sup> 在經顱磁刺激的研究方面，Esculier 等人比較帕金森氏症患者和正常人經由六週 Wii Fit 平衡活動介入後運動皮質興奮性的改變，結果發

現帕金森氏症患者和正常人的比目魚肌動作誘發電位振幅值皆下降。<sup>17</sup> Omiyale 等人研究 10 位慢性中風患者，經過三週 Wii Fit 平衡活動介入後，結果發現脛前肌的運動皮質區興奮性改變，且受試者的平衡能力也有所改善，顯示受試者運動皮質區興奮性的改變伴隨著功能性的恢復。<sup>18</sup> 至於 Wii Fit 平衡活動介入後對正常年輕族群是否產生與中風患者類似的大腦塑性以及平衡功能效應目前仍付之闕如。

綜合上述的研究限制，在於缺乏控制組排除運動皮質興奮性的改變是否真正為介入後所引發，且無追蹤此運動皮質興奮性的改變是否持續。因此，本研究擬使用 Wii Fit 平衡活動介入，加入 Wii 上肢活動參考組，探討正常年輕族群運動皮質興奮性與姿勢控制的改變之立即(immediate)、短期(short-term)與長期(long-term)訓練效果，進一步了姿勢控制能力與運動皮質興奮性之間的相關性。

## 第二節 研究目的

本研究以隨機分組對照試驗方式，將正常年輕族群分為訓練組與參考組，探討 Wii Fit 平衡活動介入前後姿勢控制能力與運動皮質興奮性的改變之立即、短期與長期訓練效果，並了解姿勢控制能力與運動皮質興奮性的改變兩者之間的相關性。

## 第三節 研究問題與假設

本篇研究探討的問題如下：

正常年輕族群進行為期兩週，共計三小時之 Wii Fit 站姿平衡活動後，訓練組相較於進行 Wii 坐姿上肢活動的參考組，姿勢控制能力以及運動皮質興奮性改變的程度是否有明顯差異？而姿勢控制能力的改變與運動皮質興奮性的改變是否具有相關性？

研究假說如下：





虛無假說：

- A. 正常年輕族群進行兩週 Wii Fit 站姿平衡活動相較於參考組進行 Wii 坐姿上肢活動，姿勢控制能力與運動皮質興奮性的改變在立即、短期與長期效果上沒有顯著差異。
- B. 介入前後姿勢控制能力的改變與運動皮質興奮性的改變之間不具統計上顯著之相關性。

對立假說：

- C. 正常年輕族群進行兩週 Wii Fit 站姿平衡活動相較於參考組進行 Wii 坐姿上肢活動，姿勢控制能力與運動皮質興奮性的改變在立即、短期與長期效果上具有顯著差異。
- D. 介入前後姿勢控制能力的改變與運動皮質興奮性的改變之間具有統計上顯著之相關性。

#### 第四節 研究重要性

近年來以具備類似虛擬實境功能之遊樂器進行復健治療越來越受社會大眾以及治療人員之歡迎。研究指出體感遊樂器對於中風患者上下肢運動功能、行走能力及認知功能的恢復確實有幫助，然而對於一般年輕族群的相關研究反而較少。Wii Fit 系統的優點在於可在一個相對低廉的設備與人力成本下，依個案能力調整活動的難易度並增加練習次數。其次，遊樂器具有高度娛樂性，可以提高個案參與動機。此外，遊樂器提供個案視覺及聽覺回饋，有利於動作學習，達到復健訓練的效果。近代神經科學研究顯示，動作訓練後可誘發腦中風患者大腦重組和神經再塑，為中風後動作功能恢復的基礎。經顱磁刺激可用於評估動作訓練前後大腦重組和神經塑性，有效的動作訓練會誘發大腦運動皮質神經興奮性的改變。目前僅有文獻探討 Wii Fit 平衡活動介入於中風患者會造成平衡功能的進步以及大腦運動皮質區興奮性的改變，然而應用於正常年輕族群是否產生相同的效應仍未知。

因此，本研究利用經顱磁刺激探討正常年輕族群進行 Wii Fit 平衡活動對神經塑性的影響，以及與姿勢控制能力改變之間的相關性，將有助於日後運動員及中樞神經系統損傷的患者，尋找適當的平衡訓練模式及治療策略。





## 第二章 文獻回顧

### 第一節 Wii Fit 平衡活動

#### 體感遊樂器的優勢


近年來隨著科技的快速成長，發展出體感式遊樂器即具備類似虛擬實境的功能，如 Wii Fit。Wii Fit 為日本任天堂公司所推出，內容包含有氧運動、伸展運動及平衡運動。Wii Fit 結合體感操作功能(指向定位、動作感應器與平衡板)，能讓使用者與遊戲中場景互動，提高使用者的融入感且價格較為經濟。Wii Fit 與虛擬實境之不同在於，Wii Fit 為商業化的遊樂器，因此具有價格低廉、遊戲軟體容易取得以及專為娛樂目的而設計等優勢，Wii Fit 使用者介面較具趣味性，在畫面及音效方面更為活潑且更具吸引力。因此目前，已廣泛應用於臨床復健治療，並指出對於中風患者上下肢運動功能及平衡能力的恢復確實有幫助。<sup>15, 19, 20</sup>

體感遊樂器應用於復健治療，最主要的概念為動作學習(motor learning)，所謂動作學習是藉由練習或經驗導致動作能力產生相對永久性的改變，包括重複練習、回饋及強烈動機。<sup>6</sup> 研究顯示重複練習可促進大腦皮質重組，Greenough 等人發現老鼠重複訓練上肢動作後，對側大腦運動皮質細胞，有較大的樹突區域及較多的突觸分支。<sup>21</sup> 雖然動物實驗未必能完全應用於人身上，然而目前神經科學研究，對於神經系統損傷的患者，仍強調密集且大量的練習與足夠的感覺回饋，可促進神經系統整合(neural organization)，進而使動作功能恢復。體感遊樂器可提供個案反覆練習的機會，且可依據個案的特性與功能程度不同，提供個人化的活動以及回饋。<sup>22</sup> 此外，體感遊樂器相較於傳統復健治療，還具有極高的娛樂性，能誘發個案主動學習的動機。而相較於目前尚無文獻指出使用體感式遊樂器 Wii，受試者有出現任何不適的情形。

## Wii Fit 平衡活動應用

目前，越來越多研究利用 Wii Fit 平衡活動介入探討不同疾病的療效，Wii Fit 平衡活動內容包含滾滾球、平衡泡泡、滑雪以及走鋼索等遊戲，主要藉由訓練受試者壓力中心往各方向轉移，並增加平衡及動作反應能力。Bieryla 等人研究 12 位大於 70 歲的健康社區老人，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期三週，共九次的 Wii Fit 平衡活動介入，在結束介入後一週以及一個月進行量測，結果顯示與控制組(從事正常生活)相比，在結束介入後一個月之伯格式平衡量表分數，達到統計上顯著的進步。<sup>12</sup> Mhatre 等人研究 10 位帕金森氏症患者，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期八週，共 24 次的個別化 Wii Fit 平衡活動介入，且根據個案功能程度調整遊戲的難易度，結果顯示伯格式平衡量表分數、動態步態指數(Dynamic Gait Index)以及站立下姿勢擺盪(postural sway)程度，皆達到統計上顯著的進步。<sup>13</sup> Wall 等人研究 5 位非完全性脊髓損傷患者，經過每週兩次，每次 60 分鐘，為期七週，共 14 次的 Wii Fit 平衡活動介入，在結束介入與一個月後進行量測，結果顯示在介入後與一個月的追蹤，行走速度與功能性前伸測試(functional reach test)，達到統計上顯著的進步。<sup>14</sup> Cho 等人研究 22 位慢性中風的患者，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期六週，共 18 次的 Wii Fit 平衡活動介入，結果顯示伯格式平衡量表分數與計時起走測試，達到統計上顯著的進步。<sup>15</sup> Gioftsidou 等人將 40 位正常年輕族群，分為 Wii Fit 平衡活動之訓練組與傳統平衡訓練之參考組，經過每週兩次，每次 24 分鐘，為期八週，共 16 次的介入後，結果顯示訓練組相較於參考組，前後向(antero-posterior)姿勢穩定度達到統計上顯著的進步。<sup>11</sup> Brian 等人研究 40 位正常年輕族群，分為 Wii Fit 平衡活動之訓練組與控制組，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期六週，共 18 次的介入後，結果顯示訓練組相較於控制組，感覺整合測試情境五(閉眼及底板同步)、穩定限度測試(反應時間、移動速度及初次最大移動距離)達到統計上顯著的進步。<sup>23</sup>

綜合上述研究顯示，利用 Wii Fit 平衡活動介入，可發現不論在社區老人、帕



金森氏症、脊髓損傷、中風後患者以及正常年輕族群的平衡能力與姿勢控制上，皆有立即與長期的訓練效果。而在訓練劑量(dose)上的考量，參考 Bieryla 等人<sup>12</sup> 社區老人的研究，每週三次，每次 30 分鐘，為期三週，共九次的介入後，伯格氏平衡量表的分數即有統計上顯著的進步。因此，本研究收取正常年輕族群為受試者，預期以更低劑量(每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週，共六次，總劑量為 3 小時)之 Wii Fit 平衡活動介入，探討平衡控制能力與運動皮質興奮性的改變。

## 第二節 經顱磁刺激控制機制

### 經顱磁刺激的介紹

1985 年，Barker 等人首次發表利用磁脈衝施打頭顱，不需要侵入性的植入電極，就能誘發手部的動作，同時紀錄到手部肌肉的動作誘發電位(motor evoked potential, MEP)。<sup>24</sup> 自此，經顱磁刺激的研究開始蓬勃發展。經顱磁刺激，為非侵入性的腦刺激工具，可改變大腦皮質的活性，並且產生強而短暫的磁場，而磁場可穿透顱骨，誘發大腦皮質內電位改變，產生神經衝動並下傳經過皮質脊髓路徑，引發肌肉短暫收縮。<sup>7-9</sup> 經顱磁刺激的施行方式包括單次磁脈衝(single-pulse TMS)、雙次磁脈衝(double-pulse TMS)以及反覆性磁脈衝(repetitive TMS, rTMS)。<sup>24</sup> 單次磁脈衝每次施打一下，可產生即時的效果，例如在相對應運動皮質區施打，即可誘發短暫的肌肉收縮；雙次磁脈衝為在短暫的時間內連續施打兩下在同一皮質或不同皮質部位，可使同一腦區內產生促進或抑制的效果或不同腦區之間相互功能；反覆性磁脈衝為連續且規律的磁脈衝，可使腦區受到較長時間的干擾或抑制。本研究施行方式為單次磁脈衝，所誘發之生理訊號參數，包含動作閾值(motor threshold, MT)與動作誘發電位(MEP)。動作閾值，定義為連續十次經顱磁刺激作用於目標肌肉對應的運動皮質區熱點(hot spot)，至少有五次可使脛前肌產生尖峰至尖峰振幅值(peak-to-peak) 0.05 mV 以上動作誘發電位，所需最小磁刺激強度。<sup>25</sup> 運用經顱磁刺激技術可反應腦神經的興奮性和抑制神經迴路的活性狀態，因此常用於

評估中樞神經系統損傷的患者。Turton 等人利用經顱磁刺激觀察中風後兩週的患者，結果發現患側大腦皮質神經興奮性明顯較健側低，包括動作閾值升高、動作誘發電位之潛伏期(MEP latency)延遲及振幅(MEP amplitude)降低等。<sup>26</sup> Cacchio 等人研究中風後患者與正常人大腦皮質神經興奮性，結果也有相同的發現。<sup>27</sup>

### 經顱磁刺激與動作訓練

近代神經科學研究顯示，動作訓練可誘發大腦重組與神經再塑的現象。<sup>28</sup> 而經顱磁刺激特別適合用來探討相關議題。Perez 等人，<sup>29</sup> 利用經顱磁刺激研究 25 位正常年輕族群經由脛前肌動作技巧訓練後大腦皮質興奮性的改變，共分為動作技巧訓練組、非動作技巧訓練組與控制組。動作技巧訓練組需跟隨電腦螢幕中的動作軌跡控制脛前肌的收縮，而非動作技巧訓練組只需要單純進行腳踝活動，兩訓練組之訓練時間皆為 32 分鐘，研究發現動作技巧訓練組相較於非動作技巧訓練組與控制組，脛前肌動作誘發電位振幅值顯著上升，且伴隨著動作表現的進步，然而脛前肌的動作閾值則三組間無顯著差異，此結果顯示動作技巧訓練組之大腦皮質興奮性上升可能與視覺輸入有關，因大腦需整合協調視覺輸入後，產生動作表現。Jensen 等人，<sup>30</sup> 利用經顱磁刺激研究 24 位正常年輕族群，肱二頭肌動作技巧訓練與肌力訓練後大腦皮質興奮性的改變，兩組的訓練時間皆為每週三次，維持四週，結果顯示動作技巧組的肱二頭肌動作閾值下降、動作誘發電位振幅值上升，並且與動作表現的進步之間具有顯著的相關性，此結果與 Perez 等人下肢的研究類似，<sup>29</sup> 即搭配視覺且較為複雜的動作技巧訓練應用於上、下肢，不管訓練時間為短期(32 分鐘)或長期(為期四週)，皆會造成大腦皮質興奮性的增加，伴隨著動作表現的進步。

## 經顱磁刺激與 Wii Fit 平衡活動

目前仍較少文獻利用經顱磁刺激探討平衡訓練後大腦重組與神經再塑的現象。Taube 等人，<sup>10</sup> 研究 23 位正常年輕族群，經過四週傳統平衡訓練後，結果發現比目魚肌的動作誘發電位振幅值下降，代表運動皮質興奮性經由平衡訓練後降低，推測可能與皮質下區域如小腦及基底核等興奮性增加有關。Esculier 等人，<sup>17</sup> 利用六週 Wii Fit 平衡活動比較帕金森氏症患者和正常人在不同動作學習技巧下(觀察、想像及動作模仿)運動皮質興奮性的改變，結果發現實際執行 Wii Fit 平衡活動組(動作模仿組)，不管在帕金森氏症和正常人上，比目魚肌與股四頭肌的動作誘發電位振幅值皆下降，推測可能原因為經由長時間的 Wii Fit 平衡活動後，多利用皮質下區域如小腦及基底核等迴路進行動作控制有關，此結果與 Taube 等人研究結果類似。<sup>10</sup> Omiyale 等人，<sup>18</sup> 研究 10 位慢性中風患者，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期三週，共九次的 Wii Fit 平衡活動介入後，在神經塑性方面，結果發現大腦兩側支配脛前肌的運動皮質區活性比值顯著上升(趨近為 1)，代表健側腦與患側腦的皮質興奮性越接近平衡，推論與中風後失去經胼胝體的抑制(transcallosal inhibition)有關，可透過 Wii Fit 平衡活動的介入，增加經胼胝體的抑制(抑制健側腦的活性，而增加患側腦的活性)。而在受試者功能方面，穩定限度測試的反應時間(reaction time)與計時起走及減三雙重任務測試(TUG and Subtraction by threes dual task)時間明顯縮短，顯示受試者運動皮質區興奮性的改變伴隨著功能性的恢復。

綜合以上文獻回顧，有效促進動作功能進步的動作訓練及平衡活動會造成大腦運動皮質神經活性的改變。因此，利用經顱磁刺激探討 Wii Fit 平衡活動介入後對神經塑性的影響，有助於未來應用於正常人、運動員、甚至是中樞神經系統損傷的患者，尋找安全有效的治療策略。

### 第三節 評估工具介紹

本研究以下列經顱磁刺激參數、動態電腦姿勢平衡儀、伯格氏平衡量表、計時起走測試等四項評估工具，做為主要的結果評量工具



#### 1. 經顱磁刺激

Barker 等人於 1985 年首次發表利用磁脈衝施打人類頭殼，能誘發手部的動作，並且紀錄到肌肉的動作誘發電位。<sup>24</sup> 近年來，經顱磁刺激常用來評估大腦運動皮質興奮性，本研究施行方式為單次磁脈衝(single-pulse TMS)，每次僅施打一下於運動皮質區，引發脛前肌動作誘發電位。紀錄脛前肌的動作閾值(motor threshold, MT)及動作誘發電位(motor evoked potential, MEP)兩項神經生理訊號參數。

#### 信度

Cacchio 等人研究 50 位健康成年人利用經顱磁刺激誘發脛前肌相關神經生理訊號參數，研究發現動作閾值的測試者內信度之相關係數為 0.98；測試者間信度之相關係數為 0.94；再測信度相關係數為 0.97。而在動作誘發電位振幅值的測試者內信度之相關係數為 0.75；測試者間信度之相關係數為 0.68；再測信度相關係數為 0.73。<sup>31</sup> 此外，Cacchio 等人研究 16 位慢性中風患者健側與患側脛前肌的經顱磁刺激參數，結果發現健側動作閾值的再測信度相關係數為 0.92；動作誘發電位振幅值的再測信度相關係數為 0.87。患側動作閾值的再測信度相關係數為 0.9；動作誘發電位振幅值的再測信度相關係數為 0.38。<sup>27</sup> 綜合以上研究顯示，除了慢性中風患者患側動作誘發電位振幅值之再測信度呈現低度相關，其餘參數皆擁有良好的測試者間、測試者內與再測信度。

#### 效度

Yen 等人研究 28 位慢性中風患者經過 4 週懸吊式跑步機訓練(body weight support treadmill training)，利用經顱磁刺激量測訓練前後健側與患側脛前肌的經顱磁刺激參數，與伯格氏平衡量表進步分數做比較，結果發現健側脛前肌動作閾值



的下降和伯格氏平衡量表分數的進步之相關係數為 0.839，呈現高度相關。<sup>32</sup>



## 2. 動態電腦姿勢平衡儀

可用來評估受試者感覺及姿勢控制能力，配合視覺與生理的回饋。受試者可在穩定或不穩定或視覺干擾與否的狀況下接受測試。本研究施測項目為感覺整合測試(Sensory organization test, SOT)與穩定限度測試(Limits of stability, LOS)。

### (1) 感覺整合測試

#### 信度

Brouwer 等人使用動態電腦姿勢平衡儀進行感覺整合測試於 70 位年齡介於 20 至 30 歲健康年輕族群上，結果顯示張眼及閉眼的再測信度相關係數分別為 0.45 及 0.38。<sup>33</sup> 此外，Ford-Smith 等人使用動態電腦姿勢平衡儀進行感覺整合測試於 40 位健康老年人，結果顯示在感覺整合測試六種情境中，屏幕轉動的再測信度最差，相關係數為 0.26；閉眼時力板轉動最好，相關係數為 0.68。綜合以上研究顯示感覺整合測試擁有尚可(fair)至好(good)的再測信度。

#### 效度

Badke 等人將平衡功能受損的患者和於治療前和治療後分別進行感覺整合測驗、動態步態指數和伯格氏平衡量表，其結果顯示患者的感覺整合測驗分數和動態步態指數分數的相關係數為 0.55，和伯格氏平衡量表的相關係數則為 0.69。<sup>34</sup>

### (2) 穩定限度測試

#### 信度

Pickerill 等人使用動態電腦姿勢平衡儀進行穩定限度測試於 23 位正常年輕族群上，其穩定限度測試之移動速度(movement velocity)再測信度相關係數達 0.80；而方向控制(directional control)再測信度相關係數達 0.69，顯示穩定限度測試擁有

中等至高的再測信度。<sup>35</sup> 此外，Chien 等人使用動態電腦姿勢平衡儀進行穩定限度測試於慢性中風的患者上，其動作時間(movement time)再測信度相關係數達 0.91；而移動軌跡(movement path sway)再測信度相關係數達 0.78，顯示穩定限度測試應用於慢性中風患者之評估也擁有中等至高的再測信度。<sup>36</sup>

### 效度

Pickerill 等人比較動態電腦姿勢平衡儀和 Biodex 平衡系統(Biodex Balance System)兩種不同儀器進行穩定限度測試在 23 位正常年輕族群上，發現使用動態電腦姿勢平衡儀所量測的終點路徑(endpoint excursion)與 Biodex 平衡系統所量測的方向控制，相關係數為 0.46，呈現低度相關。<sup>35</sup> Liston 等人研究中風患者穩定限度測試之動作時間與移動軌跡和伯格氏平衡量表的相關性，分別為-0.72 及-0.67，呈現中度相關。<sup>37</sup>

### 3. 伯格氏平衡量表

伯格氏平衡量表為 Berg 等人於 1989 年所發展，最早用於評估老人的平衡能力，目前已廣泛應用於多種族群，如不同時期的中風患者、帕金森氏症及社區老人。<sup>38</sup> 量表共有十四個項目，每項目滿分為四分，各項目的給分標準皆不同。量表總分最低為零分；最高為五十六分，得分越高代表平衡能力越好。詳細的量表及評分標準如(附錄一)。

### 信度

Downs 等人系統性回顧伯格氏平衡量表應用於各類型族群上，包含急性期至慢性期中風以及帕金森氏症患者，結果顯示測試者內信度之相關係數達 0.98；測試者間信度之相關係數達 0.97。<sup>38</sup> Godi 等人徵召 23 位平衡有問題的患者，其再測信度相關係數達 0.92。<sup>39</sup> 綜合以上研究顯示伯格氏平衡量表擁有良好的測試者間、測試者內與再測信度。



## 效度

Spagnuolo 等人比較伯格氏平衡量表、計時起走測試與步行速度在 21 位健康成年人大於 40 歲以上，結果發現伯格氏平衡量表和計時起走測試相關係數為-0.65，伯格氏平衡量表和步行速度相關係數為 0.61，皆達中度相關。<sup>40</sup> Godi 等人徵召 23 位平衡有問題的患者比較伯格氏平衡量表與迷你平衡評估系統測試(Mini-BESTest) 分數，發現兩者相關係數達 0.85，呈現高度相關。<sup>39</sup>

## 反應性

Godi 等人發現在 23 位平衡有問題的患者上，改變需大於 6.2 分才算達到最小可偵測改變值(Minimal Detectable Change, MDC)，即伯格氏平衡量表得分變化超過 6.2 分，則此變化為真實平衡能力的變化。此外，伯格氏平衡量表的敏感度為 0.77，指此量表具有 77% 的正確率篩檢出平衡功能異常的患者；特異度為 0.97，指此量表具有 97% 的正確率能排除非平衡功能異常的患者。<sup>39</sup> Mao 等人徵召 123 位中風患者，探討中風後第 14、30、90、180 天伯格氏平衡量表得分的效應值(effect size)，研究結果發現中風後第 14 至 30 天效應值為 0.8；第 30 至 90 天效應值為 0.69；第 90 至 180 天效應值則降為 0.69，具有中至高度反應性。<sup>41</sup>

## 4. 計時起走測試

計時起走測試為 Mathias 等人於 1986 年所發展，<sup>42</sup> 因只需少量的時間、地點及工具即可完成評估，因此目前廣泛使用於臨床評估。主要用於評估老年人的平衡及移動能力表現，結果以完成任務所需的時間表示。

## 信度

Podsiadlo 等人徵召 60 位社區健康老人進行計時起走測試，結果顯示測試者內信度之相關係數達 0.98；測試者間信度之相關係數達 0.99。<sup>43</sup> Steffen 等人徵召 96 位社區健康老人進行計時起走測試，其再測信度相關係數達 0.97。<sup>39</sup> Bara 等人研究 91 位高中生進行計時起走測試之信度，結果顯示測試者內信度之相關係數達

0.84。<sup>44</sup> 綜合以上研究顯示計時起走測試擁有良好的測試者間、測試者內與再測信度。

### 效度

Podsiadlo 等人比較計時起走測試、伯格氏平衡量表、步行速度與巴氏量表在 60 位社區健康老人上，結果發現計時起走測試和伯格氏平衡量表相關係數為-0.81，計時起走測試和步行速度相關係數為-0.61，計時起走測試和巴氏量表相關係數為-0.78，皆達中至高度相關。<sup>40</sup> Rockwood 等人徵召 1461 位認知功能異常的老人，發現計時起走測試和巴氏量表相關係數為-0.72，呈現中度相關。<sup>45</sup>

### 反應性

Shumway-Cook 等人研究 30 位老人計時起走測試做為社區老人跌倒篩檢工具，結果發現計時起走測試的敏感度為 0.87，指此測試具有 87% 的正確率篩檢出過去六個月內曾發生跌倒的個案；特異度為 0.87，指此測試具有 87% 的正確率能排除過去六個月內沒有發生跌倒的個案。<sup>46</sup> Chantanachai 等人研究 161 位老人利用計時起走測試來預測跌倒機率，發現完成測試時間大於 10.5 秒之社區老人，有 74% 的個案在過去六個月內曾發生一次或一次以上的跌倒。<sup>47</sup> Bara 等人研究 91 位高中生，發現計時起走測試之最小偵測變化量(Minimal Detectable Change, MDC)為 0.9 秒。

44



## 第三章 研究方法

### 第一節 研究設計

本研究經過國立台灣大學醫學院暨附設醫院之倫理委員會審核通過(附錄二)，每位受試者皆簽署受試者同意書(附錄三)。本研究為探討 Wii Fit 平衡活動介入對正常年輕族群的中樞神經興奮性及姿勢控制能力影響。實驗設計為評估者單盲設計之隨機分組控制(assessor-blind, randomized controlled study)。所有受試者皆被分配於 Wii Fit 平衡活動組(Wii Fit balance activity)和控制組(control)。由兩位具有執照的物理治療師分別擔任評估者和訓練者，評估者並不知道受試者分組情形。本研究的隨機分組採區塊式隨機分組(blocked randomization)，以避免各組之間人數分配不均。

### 第二節 研究對象

本研究於台大醫學院徵召受試者，共收取 20 位正常年輕族群，年齡範圍 20 歲以上。研究人員使用抽籤方式將受試者隨機分配至訓練組或參考組。訓練組與參考組各 10 位受試者，研究收案人數流程圖如(圖 1.)。

受試者的篩選條件如下：

1. 年齡 20 歲以上；無任何神經系統及前庭系統方面疾病
2. 認知能力正常；可了解並配合活動指令
3. 不持輔具可獨立行走 10 公尺
4. 受試者同意參與本實驗並簽署同意書

排除條件如下：

1. 具經顱磁刺激的禁忌症，如近期接受腦部手術或頭頸部有金屬植入物、不明原因暈倒、胸腔有心臟節律器、個人過去有癲癇病史

### 第三節 樣本估計

本研究樣本數估計(sample size estimation)採用文獻回顧方法，因目前探討 Wii Fit 平衡活動後中樞神經興奮性的文獻有限，本研究根據 Esculier 等人<sup>17</sup>利用經顱磁刺激比較帕金森氏症患者和正常人在 Wii Fit 平衡活動後中樞神經興奮性的改變，以經顱磁刺激誘發比目魚肌的運動誘發電位振幅值的大小為主要的分析結果，文獻顯示效應值為 2.79。因此若將  $\alpha$  值設為 0.05，並且  $\beta$  值設為 0.8，則本研究共需 4 位受試者於訓練組，4 位受試者於參考組，但考量受試者可能臨時退出或因其他因素造成實驗必須中止，因此本研究共收取 20 位受試者。

### 第四節 評估方式

每一位受試者加入實驗後皆以研究編號記載，將收集：

1. 紀錄受試者基本人口學資料，包含姓名、年齡、性別、身高、體重等
2. 其它相關資料，包含過去曾接觸 Wii 活動經驗、運動習慣、腳踝扭傷病史(受試者基本資料及評估表參閱附錄四)

接著藉由經顱磁刺激、動態電腦姿勢平衡儀、伯格氏平衡量表及計時起走測試等評估工具，探討受試者經由 Wii Fit 平衡活動介入後中樞神經興奮性、平衡能力及行走相關功能的改變，受試者將於加入實驗後的第一天、第一次 30 分鐘的介入後、兩週後及四週後接受相同的評估。每次完整評估時間約需一小時。

此外，受試者在每次接受 Wii 活動後，將使用 Wii 遊戲分數紀錄並繪製受試者表現曲線，訓練組使用滾滾球(table tilt)平衡遊戲，紀錄每一分鐘進球數，共取三次之平均值；參考組使用桌球(table tennis)連續擊球上肢遊戲，紀錄連續擊球不掉的球數，共取三次之平均值。

各工具評估方法介紹如下：



## 1. 經顱磁刺激

本研究使用經顱磁刺激為 MagStim200 (MagStim Ltd, Whitland, UK)，置於慣用腳脛前肌相對應之大腦運動皮質區，刺激探頭為錐形線圈(double cone coil)，利用表面肌電圖儀(EMG Biopac MP150, Biopac Systems Inc, Goleta, CA, USA)偵測運動誘發電位。取樣頻率(sampling rate)為 5000 赫茲(Hz)，訊號濾波器設定為 20 Hz~3K Hz。訊號使用直徑為一公分的 Ag-AgCl 表面電極紀錄肌電訊號，電極置於慣用側小腿脛前肌肌腹，參考電極放在同一肢體相對遠端 3 公分處，地線放置於內踝。首先，受試者採舒適坐姿坐在有靠背的椅子上，保持軀幹及上肢放鬆，髖關節屈曲九十度，膝關節屈曲六十度，雙腳平放在地面。接著，受試者戴上泳帽，在泳帽上訂定座標，縱軸為眉心到枕骨窩(occipital notch)的連線；橫軸為兩側乳突(mastoid process)的連線，中心點為頭頂(vertex)，在選定刺激強度下，找到可誘發脛前肌產生最大動作誘發電位的刺激位置，此位置為最佳定位點(hot spot)。在受試者所戴的泳帽上標出此點，以方便之後探頭擺放復位和刺激位置不變。紀錄以下兩項神經生理訊號參數：

- A. 動作閾值(motor threshold, MT)：調整刺激強度直到給予十次磁刺激中，至少有五次可使脛前肌產生尖峰至尖峰振幅值 0.05 mV 以上動作誘發電位，此時的刺激強度值定義為靜止動作閾值(resting motor threshold, RMT)。靜止動作閾值以經顱磁刺激最大輸出強度的百分比表示，可反應運動皮質神經興奮性狀態，數值越小代表所對應皮質區與動作神經元整體活性越高。
- B. 動作誘發電位(motor evoked potential, MEP)：使用靜止動作閾值之 120% 的刺激強度，於最佳定位點給予五次刺激，取五次尖峰至尖峰振幅值的平均，數值越大代表運動皮質神經活性越大。



## 2. 動態電腦姿勢平衡儀

本研究使用動態電腦姿勢平衡儀中感覺整合測試及穩定限度測試。

- A. 感覺整合測試：測試參數為平衡指數(equilibrium score, ES)，此為平衡的站立穩定度指標。即在前後方向軸上之重心搖晃的最大距離與預期之最大值間的比值，100 分為最佳平衡狀態；0 分為最差平衡狀態。此測試包含六種感覺情境：感覺情境 1 為張眼(eyes open)；感覺情境 2 為閉眼(eyes closed)；感覺情境 3 為視覺同步(eyes open, sway referenced surround)；感覺情境 4 為底板同步(eyes open, sway referenced support)；感覺情境 5 為閉眼及底板同步(eyes closed, sway referenced support)；感覺情境 6 為視覺同步及底板同步(eyes open, sway referenced surround and support)。六個情境各重複測試三次，每次測試為 20 秒，以六種感覺情境下測得的分項分數與平衡指數總分(composite score)來量化站立平衡穩定度。
- B. 穩定限度測試：量化受試者在空間中轉移至不同方向的動作特性(前、右前、右、右後、後、左後、左、左前；共八個目標區域)。受試者在可維持平衡的範圍內，將壓力中心(center of pressure)移至最遠距離。電腦將紀錄其反應時間(reaction time)、移動速度(movement velocity)和方向控制(directional control)。反應時間為平衡儀訊號出現後至受試者起始動作之間的時間差，以秒數表示，數值越小代表反應越靈敏；移動速度為受試者壓力中心移動的平均速度，以(角度/秒數)表示，數值越大代表移動速度越快、表現能力越好；方向控制為兩點直線距離與受試者在此特定方向壓力中心偏移量的比值，以百分比表示，數值越接近 100%代表受試者的方向控制越趨近於一直線、表現能力越好。實驗一開始請受試者維持在中央方框的區域，告訴受試者電腦上小人圖示代表足底壓力中心。接著，告訴受試者「當畫面中八個方框其中一個方框出現藍色圈圈時，請用最快的速度將小人移至方框內直到測驗結束為止」。穩定限度測試共有





八次測試，每次測試維持八秒鐘。

### 3. 伯格氏平衡量表

伯格氏平衡量表共有十四項題目，內容包括動靜態平衡能力，由評估者示範並解說後再由受試者執行動作，評估者觀察受試者的動作品質或計算動作完成時間給予相對應的分數。每項題目為零到四分，零分表示受試者無法完成動作或維持的動作時間過短；四分為滿分，表示受試者的動作達到一定的穩定性與速度。量表總分最低為零分；最高為五十六分。得分越高代表平衡能力越好。每次評估時間約為十分鐘。詳細的量表及評分標準如(附錄一)。

### 4. 計時起走測試

計時起走測試為藉由行走測試，評估肌肉神經協調性、行走表現、動態平衡能力及靈敏性。首先，受試者坐在有靠背的標準椅子上(座椅高 46 公分，扶手高 65 公分)。以椅腳為起點，量測 3 公尺，在 3 公尺末端放置一角錐。本測驗起始姿勢要求受試者背靠椅背、手放在扶手上。評估者開始前對受試者說明：「聽到『開始』的時候，站起來走到角錐，繞過角錐後走回椅子坐下，請以平常走路的速度行走」。評估者以碼表計時，以秒數為單位。本測試總共執行三次，紀錄其平均值。

## 第五節 訓練方式

本研究之 Wii Fit 平衡活動劑量，參考 Bieryla 等人<sup>12</sup>利用 Wii Fit 平衡活動介入於健康老人，每週三次，每次 30 分鐘，為期三週共九次，研究顯示相較於控制組，伯格氏平衡量表的分數有統計上顯著的進步。此外，參考 Omiyale 等人<sup>18</sup>利用 Wii Fit 平衡活動介入於慢性中風患者，探討運動皮質神經興奮性狀態，每週三次，每次 60 分鐘，為期三週共九次，研究顯示介入後健側腦和患側腦的運動皮質

興奮性趨於平衡，且穩定程度測試的反應時間與計時起走及減三雙重任務測試時間明顯縮短。

本研究因收取正常年輕族群為受試者，預期以更低劑量之 Wii Fit 平衡活動介入，探討運動皮質興奮性與姿勢控制的改變。訓練組的受試者將接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次的 Wii Fit 站姿平衡活動；參考組的受試者將接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次的 Wii 坐姿上肢活動。所有受試者皆由同一位物理治療師給予訓練活動。活動內容如下：

### 1. 訓練組：

受試者站立於 Wii 平衡板上，雙腳自然打開，大約與肩膀同寬，平衡板放置於距離螢幕架 1.5 公尺處，螢幕架可依受試者身高調整螢幕高低，以受試者站在平衡板上視線可自然落在螢幕上為原則，螢幕大小為 22 吋液晶螢幕(ASUS, MW221U)。接著，受試者進行 Wii Fit 平衡遊戲中滾滾球的活動，活動目標主要為訓練受試者平衡能力和下肢的動作反應能力(motor response)。遊戲內容為站在不穩的木板上，利用壓力中心的轉移控制木板傾斜度，使滾滾球進洞，隨著進球數增加，難度隨之提高，代表需要更精確的控制壓力中心往各方向移動，才能順利使球進洞。遊戲每進行 14 分鐘，將請受試者坐下休息 2 分鐘，以避免疲勞。接著，再進行 14 分鐘的遊戲，共需 30 分鐘。

### 2. 參考組：

受試者坐在有靠背的標準椅子上(座椅高 46 公分，扶手高 65 公分)，椅子距離螢幕架 1.5 公尺處，螢幕架可依受試者身高調整螢幕高低，以受試者坐姿下視線可自然落在螢幕上為原則。接著，受試者進行 Wii Resort 遊戲中桌球的活動，活動目標主要為訓練受試者靈敏性和上肢的動作反應能力。遊戲內容可分為對打與連續擊球，受試者可自行選擇。對打為與遊樂器中的角色比賽，先贏得六分者獲勝；連續擊球為持續與對方擊球，直到球觸網、掉落或未接到為

止，隨著球速越快，難度相對提高，代表反應時間更短。遊戲每進行 14 分鐘，將請受試者維持坐姿下休息 2 分鐘，以避免疲勞。接著，再進行 14 分鐘的遊戲，共需 30 分鐘。



## 第六節 資料處理與統計分析

受試者資料以 SPSS 17.0 電腦軟體進行分析，本研究的應變數為經顱磁刺激的參數(動作閾值及動作誘發電位振幅值)、感覺整合測試中的平衡指數總分、穩定限度測試的反應時間、移動速度、方向控制、伯格氏平衡量表分數及計時起走測試時間等，因受試者人數訓練組與參考組僅各為 10 人，因此使用無母數分析，就組內的比較而言，以傅萊德曼檢定(Friedman test)檢驗各組在四個不同時間點(訓練前、第一次三十分鐘訓練後、兩週訓練後及追蹤)的分析參數是否有達統計顯著，若是  $p$  值小於 0.05，表示推翻「訓練組或參考組的受試者於四個時間點的分析參數並無顯著不同」的虛無假說。而若組內有統計上顯著之差異，則進一步進行符號等級檢定(Wilcoxon Signed-Rank Test)作為事後分析。而就同一時間點，組間差異比較採用曼-惠特尼 U 檢定(Mann-Whitney U test)，檢驗兩組間是否在訓練後的各項分析參數有達到顯著差異，若  $p$  值小於 0.05，表示推翻「兩組在該時間點的分析參數並無顯著差異」的虛無假說。另外，本研究使用相關性分析(correlation analysis)來做後續資料處理，主要探討經由介入後運動皮質興奮性的改變(動作閾值及動作誘發電位振幅值)是否與姿勢控制的改變(感覺整合測試中的平衡指數總分、穩定限度測試的反應時間、移動速度、方向控制)具有相關性，因受試者人數訓練組與參考組僅各為 10 人，則使用斯皮爾曼相關係數分析(Spearman correlation analysis)。

## 第四章 結果

### 第一節 受試者基本資料



受試者採區塊式隨機分組分配至訓練組或參考組，每組各有 10 位受試者。兩組的敘述性資料詳細列於表 1，訓練組的平均年齡為  $22.1 \pm 0.6$  歲，參考組的平均年齡為  $21.5 \pm 0.5$  歲。受試者中有 10 位男性、10 位女性，有腳踝扭傷病史的共有 9 位，分別為訓練組 3 位、參考組 6 位，近半年內沒有受試者腳踝扭傷。所有受試者中共有 16 位，分別為訓練組 8 位、參考組 8 位，在過去 5 年內曾接觸過 Wii 遊樂器，遊戲內容包含 Wii Fit 及 Wii Resort。共有 11 位受試者有規律的運動習慣，分別為訓練組 6 位、參考組 5 位，運動內容包含跑步、壘球以及籃球，運動頻率為每週 2-5 次，每次運動時間為 30 分鐘至 2 小時。

兩組受試者的年齡、身高、體重、訓練前的感覺整合測試之平衡指數、穩定限度測試、伯格氏平衡量表、計時起走測試及脛前肌之運動皮質興奮性皆未達顯著差異( $p > 0.05$ )。

### 第二節 Wii 遊戲表現曲線

Wii 遊戲表現分數，訓練組使用滾滾球平衡遊戲之一分鐘進球數；參考組使用坐姿桌球遊戲之連續擊球數。表 2. 為兩組受試者在訓練前、第一次三十分鐘訓練後、兩週訓練後及追蹤的平均值與標準差。在滾滾球平衡遊戲方面，表現曲線如圖 2。訓練組在不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=18.125, p=0.03$ )，由訓練前平均 5.5 分經第一次三十分鐘訓練後進步至 6.84 分，有統計上顯著的進步( $Z=-2.24, p=0.025$ )，經兩週訓練後進步至 8.77 分，與訓練前相比有統計上顯著的進步( $Z=-2.805, p=0.005$ )，而參考組在不同評估時間未達組內顯著差異。訓練組與參考組之組間差異的部分，在經兩週訓練後( $Z=-2.78, p=0.004$ )與追蹤( $Z=-2.511, p=0.011$ )，訓練組相較於參考組有統計上顯著的進步。

在參考組所進行的坐姿桌球遊戲方面，表現曲線如圖 3。參考組受試者在不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=36.353, p=0.011$ )，由訓練前平均 22.17 分經兩週訓練後進步至 90.93 分，有統計上顯著的進步( $Z=-2.803, p=0.005$ )。參考組在追蹤評估時的平均為 79.77 分，與訓練前相比，仍具有統計上顯著的進步( $Z=-2.701, p=0.007$ )。訓練組在不同評估時間則未達組內顯著差異。參考組與訓練組之組間差異的部分，在經兩週訓練後( $Z=-3.553, p<0.001$ )與追蹤( $Z=-3.326, p<0.001$ )，參考組相較於訓練組有統計上顯著的進步。

### 第三節 動態平衡

本研究共使用動態電腦姿勢平衡儀中的兩項測試項目，即感覺整合測試以及穩定限度測試以測試動態平衡。感覺整合測試共有六個情境，分別為張眼站立、閉眼站立、張眼視覺干擾、張眼地面干擾、閉眼地面干擾以及張眼地面及視覺皆受到干擾。本研究以感覺整合測試平衡指數總分來探討訓練前後的差異。表 3 及圖 4 為兩組受試者在訓練前、第一次三十分鐘訓練後、兩週訓練後及追蹤的平均值與標準差。訓練組在不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=44.47, p<0.001$ )，分別比較不同評估時間的平衡指數總分，只有在第一次 30 分鐘訓練後和訓練前相比的平衡指數總分沒有顯著增加(兩週訓練後和訓練前相比： $Z=-2.319, p=0.02$ ；追蹤和訓練前相比： $Z=-2.818, p=0.005$ ；兩週訓練後和第一次 30 分鐘訓練後相比： $Z=-2.527, p=0.012$ ；追蹤和第一次 30 分鐘訓練後相比： $Z=-2.825, p=0.005$ ；追蹤和兩週訓練後相比： $Z=-2.041, p=0.041$ )。參考組在不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=23.968, p<0.001$ )，只有在兩週訓練後和追蹤相比的平衡指數總分沒有顯著增加(第一次 30 分鐘訓練後和訓練前相比： $Z=-2.316, p=0.021$ ；兩週訓練後和訓練前相比： $Z=-2.812, p=0.005$ ；追蹤和訓練前相比： $Z=-2.807, p=0.005$ ；兩週訓練後和第一次 30 分鐘訓練後相比： $Z=-2.814, p=0.005$ ；追蹤和第一次 30 分鐘訓練後相比： $Z=-2.494, p=0.013$ )。平衡指數總分，

訓練組與參考組並無組間差異。

穩定限度測試一共紀錄了受試者將身體重心移動至八個方位(正前、右前、右、右後、正後、左後、左及左前方)的初次最大移動距離(Endpoint excursion, EPE)及最大移動距離(Maximum Excursion, MXE)、反應時間、移動速度與方向控制。表 4. 為兩組受試者在訓練前、第一次三十分鐘訓練後、兩週訓練後及追蹤的反應時間、移動速度與方向控制之平均值與標準差。在反應時間方面，兩組在不同評估時間皆沒有組內及組間顯著差異。在移動速度方面，訓練組在不同評估時間具有組內顯著差異(Chi-Square=9.84,  $p=0.02$ )，分別比較不同評估時間的移動速度，由訓練前 5.86 經兩週訓練後進步至 7.05，有統計上顯著的進步( $Z=-2.497$ ,  $p=0.013$ )，而追蹤 7.42 和訓練前 5.86 相比，仍具有統計上顯著的進步( $Z=-2.09$ ,  $p=0.037$ )。參考組在不同評估時間也具有組內顯著差異(Chi-Square=8.04,  $p=0.045$ )，追蹤和訓練前相比，有統計上顯著的差異( $Z=-1.886$ ,  $p=0.049$ )。移動速度，訓練組與參考組並無組間差異。在方向控制方面，訓練組在不同評估時間未達組內顯著差異。參考組在不同評估時間具有組內顯著差異(Chi-Square=9.96,  $p=0.019$ )，分別比較不同評估時間，第一次三十分鐘訓練後和訓練前相比有顯著下降( $Z=-2.807$ ,  $p=0.005$ )。

初次最大移動距離指受試者於測試開始後初次由中心移動至目標位置後停止的距離，將以最大總距離的百分比呈現。最大移動距離則表示受試者在該次測試時間中能夠靠近目標的最大位移。圖 7. 為兩組受試者於四次評估時間初次最大移動距離的雷達圖，圖中所示為八個方位(正前、右前、右、右後、正後、左後、左及左前方)，坐標軸的單位為百分比。訓練組僅在右前方於不同評估時間具有組內顯著差異(Chi-Square=9.303,  $p=0.026$ )，分別比較不同評估時間，由訓練前 89.8% 經兩週訓練後進步至 100.5% ( $Z=-2.247$ ,  $p=0.025$ )。參考組與訓練組相同，僅在右前方於不同評估時間具有組內顯著差異(Chi-Square=9.337,  $p=0.025$ )。分別比較不同評估時間，第一次三十分鐘訓練後和訓練前相比有顯著上升( $Z=-2.299$ ,  $p=0.021$ )。其餘方向的初次最大移動距離兩組內雖然有上升的趨勢但未達統計上

顯著改變。而在組間相比的部分，訓練組與參考組在各方位皆無顯著差異。圖 8. 為兩組受試者於四次評估時間最大移動距離的雷達圖，訓練組僅在右前方於不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=9.485, p=0.023$ )，分別比較不同評估時間，由訓練前 98.1% 經兩週訓練後上升至 105.4% ( $Z=-2.261, p=0.024$ )。參考組在右前方於不同評估時間具有組內顯著差異( $\text{Chi-Square}=12.526, p=0.006$ )，分別比較不同評估時間，第一次三十分鐘訓練後和訓練前相比有顯著上升 ( $Z=-2.431, p=0.015$ )。其餘方向的最大移動距離兩組內未達統計上顯著改變。而在組間相比的部分，訓練組與參考組在各方位皆無顯著差異。此結果顯示訓練組與參考組不論有無接受訓練，可顯著增加右前方的移動距離。

#### 第四節 功能性平衡與步行能力

表 5. 及圖 5. 為兩組受試者伯格氏平衡量表在訓練前、兩週訓練後及追蹤的平均值與標準差。本研究收取平衡能力良好的正常年輕族群，因此 20 位受試者伯格氏平衡量表分數於四次評估時間皆為滿分(56 分)，不具有組內及組間顯著差異。

表 5. 及圖 6. 為兩組受試者計時起走測試在訓練前、兩週訓練後及追蹤的平均值與標準差。訓練組由訓練前平均 4.94 秒經兩週訓練後進步至 4.67 秒，然而此改變未達統計顯著差異。參考組在不同評估時間無組內顯著差異。而在組間相比的部分，訓練組與參考組在不同評估時間皆無顯著差異。

#### 第五節 脛前肌之運動皮質興奮性

本研究紀錄經顱磁刺激兩項神經生理訊號參數，包含了動作閾值和動作誘發電位。表 6. 為兩組受試者在訓練前、第一次三十分鐘訓練後、兩週訓練後及追蹤的平均值與標準差。在動作閾值方面，訓練組由訓練前 62.1% 經第一次三十分鐘訓練後下降至 60.4%，再經過兩週訓練後上升至 68.4%，此組內改變未達統計上

顯著差異。參考組由訓練前 60.9%，第一次三十分鐘訓練後量測下降至 58.5%，兩週訓練後量測下降至 57.5%，此組內改變也未達統計上顯著差異。在組間比較部分如圖 9，經兩週訓練後，訓練組相較於參考組的動作閾值有顯著上升 ( $Z=-2.431, p=0.015$ )。在動作誘發電位方面，訓練組在不同評估時間具有組內顯著差異 ( $\text{Chi-Square}=8.04, p=0.045$ )，分別比較不同評估時間，由訓練前 0.122mV 經第一次三十分鐘訓練後上升至 0.156mV ( $Z=-1.886, p=0.059$ )，經兩週訓練後稍微下降至 0.154mV，然而與訓練前相比仍具有顯著差異 ( $Z=-2.703, p=0.007$ )。參考組的動作誘發電位在不同評估時間有下降的趨勢，然而此改變未達統計上顯著差異。在組間相比的部分，訓練組與參考組在不同評估時間皆無顯著差異，如圖 9。

#### 第六節 姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變之相關性

綜合以上結果顯示，姿勢控制改變利用動態電腦姿勢平衡儀量測，包含感覺整合測試平衡指數總分及穩定限度測試之八個方位的初次最大移動距離、最大移動距離、反應時間、移動速度與方向控制的改變量。運動皮質興奮性改變則利用經顱磁刺激量測，包含動作閾值與動作誘發電位的改變量。經由相關性分析顯示，姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變不具有統計上顯著之相關性。





## 第五章 討論

本研究發現正常年輕族群經過每週三次，每次 30 分鐘，為期三周共九次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 平衡活動介入後，其 Wii Fit 遊戲練習過程中的表現曲線顯示明確的訓練效應，且伴隨脛前肌的大腦皮質興奮性的下降。然而與進行坐姿 Wii 遊戲訓練的參考組相比，Wii Fit 訓練後的動態平衡控制能力、功能性平衡能力、行走能力則並未顯著優於參考組。以下由 Wii Fit 訓練過程中所觀察到的學習效應、平衡功能改變情形及運動皮質興奮性改變情形等面向分別討論。

### 第一節 Wii 活動中的學習效應

學習與表現的差別在於，學習為相當永久的改變、無法直接量測，而表現為短暫、可實際觀察到的動作行為，因此要探討運動訓練的學習效應，可由練習過程中的表現曲線之改變，以及留存測驗或轉移測驗來證實。首先觀察兩組受試者在 Wii 訓練過程中的表現曲線之改變情形，發現滾滾球平衡活動中，訓練組經由第一次三十分鐘訓練後表現即有顯著的進步，之後隨著時間變化持續進步，而在留存測驗中，與訓練前相比仍有顯著的進步，學習保留百分比為 27%。而在坐姿桌球活動中，參考組在第一次三十分鐘訓練後表現雖沒有顯著的進步，但隨著練習次數的增加持續進步，而在留存測驗中，與訓練前相比仍有顯著的進步，學習保留百分比為 16%。此外，本研究發現訓練組和參考組在各自的訓練活動中有顯著的進步，而這樣的訓練效應並不會轉移到另外的訓練活動中。這樣的結果符合現代學習理論認為學習具備作業特定性(task specific)，也就是說針對學習動作本身不斷練習，才能擁有最佳效果。<sup>6</sup> Tim 等人於 2015 年研究 37 位正常年輕族群，分別利用 Wii Fit 靜態平衡板訓練、MFT 動態平衡板訓練以及控制組，經過每週三次，每次 30 分鐘，共為期四週的訓練，結果顯示相同的遊戲內容(滾滾球平衡活動)，利用不同的平衡訓練工具進行訓練，Wii Fit 靜態平衡板與 MFT 動態平衡板兩組間

並無轉移效應(transfer effect)，說明了動作學習理論之作業特定性。<sup>48</sup>



## 第二節 Wii 活動後平衡功能的改變情形

Wii Fit 平衡活動後的動態平衡控制能力、功能性平衡能力、行走能力並未顯著優於進行坐姿 Wii 桌球活動的參考組，以下分別進行討論。在動態平衡控制能力方面，經每週三次，每次 30 分鐘，為期三周共九次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 平衡活動訓練後，兩組在感覺整合測試的平衡指數總分以及穩定限度測試的移動速度皆有顯著進步，但組間未達到顯著差異。分析其可能原因如下：首先，每週三次，每次 30 分鐘，為期三周共九次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 平衡活動，對於本身平衡能力良好的正常年輕族群，劑量可能不足以看到訓練後所造成兩組間的差異。回顧 Wii 平衡活動應用於正常年輕族群，Brian 等人於 2015 年研究發現，經每週三次，每次 30 分鐘，為期六周共 18 次，總劑量為 9 小時的訓練後，訓練組相較於控制組在感覺整合測試平衡指數及穩定限度測試(反應時間、移動速度及初次最大移動距離)達到統計上顯著的進步。<sup>23</sup> 此外，兩組動態平衡控制能力，隨時間變化皆有顯著進步且在停止介入後兩週追蹤時仍持續進步。過去研究以動態電腦姿勢平衡重複施測的結果，發現在施測的同一天及不同日期受試者會出現顯著的學習效應，<sup>33</sup> 因此推測本研究結果可能為重複施測導致受試者的學習效應。Akbari 等人研究發現，<sup>49</sup> 在最近一個月內有急性腳踝扭傷的受試者，會對感覺統合測試中依賴本體感覺部分的情境下有所影響，然而本研究沒有受試者在近一個月內有腳踝扭傷的病史，因此對於介入後動態平衡控制能力的改變較無影響。

在功能性平衡能力方面，本研究 20 位受試者伯格氏平衡量表分數於四次評估時間皆為滿分(56 分)。Downs 等人於 2013 年所作的系統性回顧，發現當受試者平衡能力良好(趨近 56 分)，則此量表具有天花板效應。<sup>38</sup> 本研究收取平衡能力良好的正常年輕族群，雖有天花板效應，然而此量表廣泛應用於評估帕金森氏症、不同時期的中風患者及社區老人的平衡能力，且具有良好的信效度，<sup>38,39,41</sup> 因此收




取此量表的分數為日後不同族群之對照。

在行走能力方面，兩組計時起走測試隨時間變化並沒有顯著的改變，分析可能原因如下，Bara 等人於 2014 年研究高中生計時起走測試之信效度，發現改變量需達 0.9 秒才算達到最小可偵測變化值 (Minimal Detectable Change, MDC)。<sup>44</sup> 而本研究受試者初測時為 4.94 秒，經介入後改變量為 0.15 秒，因此較不易看出介入前後統計上顯著的差異。此外，Wii Fit 平衡活動內容主要為訓練受試者站立時壓力中心的轉移，而行走為較複雜的任務，單一訓練壓力中心的轉移可能無法表現在行走能力的進步上。

### 第三節 Wii 活動前後運動皮質興奮性的改變情形

在脛前肌之動作誘發電位方面，訓練組在第一次三十分鐘訓練後動作誘發電位相較於參考組有顯著的上升，代表脛前肌運動皮質區興奮性上升。此結果符合近代神經科學研究之動作訓練可誘發大腦重組與神經再塑現象。Perez 等人，<sup>29</sup> 利用經顱磁刺激研究 25 位正常年輕族群經由脛前肌動作技巧訓練後大腦皮質興奮性的改變，經由 32 分鐘訓練脛前肌收縮控制的能力，發現脛前肌動作誘發電位振幅值顯著上升，且伴隨著動作表現的進步。此結果顯示動作技巧訓練組之大腦皮質興奮性上升可能與視覺輸入有關，因大腦需整合協調視覺輸入後，產生動作表現。本研究訓練組利用 Wii Fit 平衡活動介入，遊戲內容需較精細的下肢控制能力，特別是脛前肌。因此本研究可說明脛前肌動作誘發電位之立即訓練效應方面，Wii Fit 平衡活動類似 Perez 等人研究，<sup>29</sup> 搭配視覺及動作技巧訓練，會造成大腦皮質興奮性的增加，伴隨著 Wii 遊戲表現的進步。

在脛前肌之動作閾值方面，訓練組在經兩週訓練後，動作閾值上升，代表脛前肌運動皮質區興奮性下降。此結果符合 Taube 等人，<sup>10</sup> 研究 23 位正常年輕族群，經過四週傳統平衡訓練後，比目魚肌的動作誘發電位振幅值下降，代表運動皮質興奮性經由平衡訓練後降低。本研究結果同樣符合 Esculier 等人，<sup>17</sup> 利用六週 Wii Fit



平衡活動比較帕金森氏症患者和正常人運動皮質興奮性的改變，結果發現不管在帕金森氏症患者和正常人上，比目魚肌與股四頭肌的動作誘發電位振幅值皆下降。本研究可說明經兩週 Wii Fit 平衡活動後，會造成脛前肌之大腦皮質興奮性的下降，推測可能原因為多利用皮質下區域如小腦及基底核等迴路進行動作控制有關。訓練組在追蹤期，動作閾值及動作誘發電位與訓練前無顯著差異，代表在長期訓練效應方面，運動皮質區興奮性的改變無法維持至停止介入後兩週。目前尚未有研究探討停止 Wii Fit 平衡活動介入後追蹤期運動皮質興奮性的改變。

參考組之脛前肌運動皮質興奮性在不同時間點皆無顯著差異。推測原因為，參考組進行的遊戲內容為坐姿下桌球遊戲，並無訓練到下肢肌肉。根據上肢運動皮質興奮性的研究，Jensen 等人，<sup>30</sup> 利用經顱磁刺激研究 24 位正常年輕族群，經每週三次，維持四週之肱二頭肌動作技巧訓練後，結果顯示肱二頭肌動作閾值下降及動作誘發電位振幅值上升，並且與動作表現的進步之間具有顯著的相關性。因此若能找到參考組遊戲內容主要訓練到的肌肉，利用經顱磁刺激研究此塊肌肉大腦運動皮質區的興奮性，預期將與 Jensen 等人的研究結果類似。<sup>30</sup>

#### 第四節 研究限制

在研究對象部分，因受試者為正常年輕族群，無法預期受試者日常生活中額外使用到脛前肌的活動，因此參考組遊戲內容雖為坐姿 Wii 桌球活動，但受試者仍可能從事上下樓梯、站姿下搭公車等使用到脛前肌的活動。此外，受試者中有 80% 在過去 5 年內曾接觸過 Wii 遊樂器，且遊戲內容包含 Wii Fit 及 Wii Resort，雖然近半年內沒有受試者接觸過 Wii 遊樂器，但無法完全排除訓練組與參考組之間的干擾因素。而 Wii Fit 平衡活動的遊戲內容，對於每位受試者的難易程度不同，無法根據受試者的能力進行調整，因此可能也會造成研究上的限制。再者，正常年輕人本身具有良好的平衡能力以及學習能力，因此可能造成訓練組與參考組在平衡功能的改變上，因天花板效應及重複施測所造成的學習效應，導致兩組間不

具有顯著差異。在平衡功能測試部分，應選擇較具敏感性及挑戰度較高的測試工具。伯格式平衡量表雖具有天花板效應，但本研究收取此量表的目的是為日後不同族群對照。



### 第五節 臨床應用及未來研究方向

Wii 遊樂器可提供受試者視覺及聽覺回饋，有利於動作學習。此外，遊樂器具有高度娛樂性，可以提高受試者參與動機。本研究 Wii Fit 平衡活動遊戲內容選用滾滾球，在真實生活中，滾滾球類似於坐公車時站立，當公車突然啟動或煞車所產生前後位移，需靠下肢脛前肌、比目魚肌等維持站立平衡，在臨床上可應用於運動員及中樞神經系統損傷的患者，藉由調整活動難易度及增加練習次數達到訓練及復健的效果。

過去僅有研究探討 Wii Fit 平衡活動介入於中風患者會造成平衡功能的進步以及大腦運動皮質區興奮性的改變，而本研究應用於正常年輕族群，經過每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 平衡活動後，雖未造成平衡功能明顯的進步，卻發現運動皮質興奮性之立即訓練效應。本研究未發現姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變之間的相關性，因此，未來研究可使用較高劑量之 Wii Fit 平衡活動介入，將有助於了解姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變之間的相關性，並為日後運動員及中樞神經系統損傷的患者，尋找適當的平衡訓練模式及治療策略。此外，相關研究發現經過動作技巧訓練後，大腦皮質興奮性的上升可能與視覺輸入有關，因此未來研究之受試者可找盲人進行，進而了解視覺對於大腦皮質興奮性改變的影響。

## 第六章 結論

本研究發現正常年輕族群經過每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次，總劑量為 3 小時的 Wii Fit 平衡活動後，其 Wii Fit 遊戲練習過程中的表現曲線顯示明確的訓練效應及任務特定顯著的表現改善情形。在神經塑性改變方面，過去文獻顯示單一肌肉動作技巧訓練會使運動皮質興奮性增加，而平衡訓練會使運動皮質興奮性下降。本研究觀察到訓練組在第一次三十分鐘訓練後脛前肌的運動皮質興奮性上升，而兩週訓練後運動皮質興奮性下降，因此判斷第一次三十分鐘的 Wii Fit 平衡活動後與單一肌肉動作技巧訓練所產生運動皮質興奮性的增加相似，而兩週 Wii Fit 平衡活動後則與平衡訓練所產生運動皮質興奮性的下降相似。然而 Wii Fit 訓練後的動態平衡控制能力、功能性平衡能力、行走能力則並未顯著優於參考組，且未發現姿勢控制改變與運動皮質興奮性改變之間的相關性。因此未來可以朝向提高 Wii Fit 平衡活動劑量或改變任務難度以及應用於不同類型的受試者等方向進行研究。

## 參考文獻

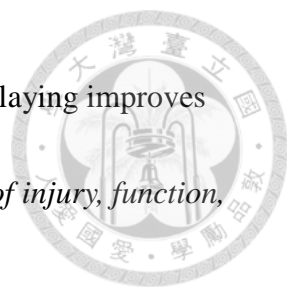


1. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. Oct 2000;10(4):239-244.
2. Lin MR, Hwang HF, Hu MH, Wu HD, Wang YW, Huang FC. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. Aug 2004;52(8):1343-1348.
3. Zech A, Hubscher M, Vogt L, Banzer W, Hansel F, Pfeifer K. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *Journal of athletic training*. Jul-Aug 2010;45(4):392-403.
4. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ (Clinical research ed.)*. Feb 26 2005;330(7489):449.
5. Sanchez-Vives MV, Slater M. From presence to consciousness through virtual reality. *Nature reviews. Neuroscience*. Apr 2005;6(4):332-339.
6. Schmidt RA. Motor schema theory after 27 years: reflections and implications



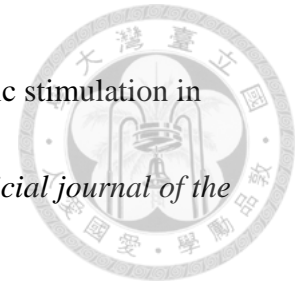
- for a new theory. *Research quarterly for exercise and sport*. Dec 2003;74(4):366-375.
7. Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet*. May 11 1985;1(8437):1106-1107.
  8. Hallett M. Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*. Jul 19 2007;55(2):187-199.
  9. Rothwell JC, Thompson PD, Day BL, Boyd S, Marsden CD. Stimulation of the human motor cortex through the scalp. *Experimental physiology*. Mar 1991;76(2):159-200.
  10. Taube W, Gruber M, Beck S, Faist M, Gollhofer A, Schubert M. Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta physiologica (Oxford, England)*. Apr 2007;189(4):347-358.
  11. Gioftsidou A, Vernadakis N, Malliou P, et al. Typical balance exercises or exergames for balance improvement? *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2013;26(3):299-305.
  12. Bieryla KA, Dold NM. Feasibility of Wii Fit training to improve clinical measures of balance in older adults. *Clinical interventions in aging*. 2013;8:775-781.



- 
13. Mhatre PV, Vilares I, Stibb SM, et al. Wii Fit balance board playing improves balance and gait in Parkinson disease. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. Sep 2013;5(9):769-777.
14. Wall T, Feinn R, Chui K, Cheng MS. The effects of the Nintendo Wii Fit on gait, balance, and quality of life in individuals with incomplete spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*. Jan 23 2015.
15. Cho KH, Lee KJ, Song CH. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *The Tohoku journal of experimental medicine*. 2012;228(1):69-74.
16. You SH, Jang SH, Kim YH, et al. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study. *Stroke; a journal of cerebral circulation*. Jun 2005;36(6):1166-1171.
17. Esculier JF, Vaudrin J, Tremblay LE. Corticomotor excitability in Parkinson's disease during observation, imagery and imitation of action: effects of rehabilitation using wii fit and comparison to healthy controls. *Journal of Parkinson's disease*. 2014;4(1):67-75.
18. Omiyale O, Crowell CR, Madhavan S. Effect of Wii-Based Balance Training on Corticomotor Excitability Post Stroke. *Journal of motor behavior*. Nov 25




- 2014;1-11.
19. Choi JH, Han EY, Kim BR, et al. Effectiveness of commercial gaming-based virtual reality movement therapy on functional recovery of upper extremity in subacute stroke patients. *Annals of rehabilitation medicine*. Aug 2014;38(4):485-493.
  20. Yang YR, Tsai MP, Chuang TY, Sung WH, Wang RY. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: a randomized controlled trial. *Gait & posture*. Aug 2008;28(2):201-206.
  21. Greenough WT, Larson JR, Withers GS. Effects of unilateral and bilateral training in a reaching task on dendritic branching of neurons in the rat motor-sensory forelimb cortex. *Behavioral and neural biology*. Sep 1985;44(2):301-314.
  22. Deutsch JE, Brettler A, Smith C, et al. Nintendo wii sports and wii fit game analysis, validation, and application to stroke rehabilitation. *Topics in stroke rehabilitation*. Nov-Dec 2011;18(6):701-719.
  23. Cone BL, Levy SS, Goble DJ. Wii Fit exer-game training improves sensory weighting and dynamic balance in healthy young adults. *Gait & posture*. Feb 2015;41(2):711-715.
  24. Rossi S, Hallett M, Rossini PM, Pascual-Leone A. Safety, ethical considerations,



- and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. Dec 2009;120(12):2008-2039.
25. Pascual-Leone A, Nguyet D, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Cammarota A, Hallett M. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of neurophysiology*. Sep 1995;74(3):1037-1045.
26. Turton A, Wroe S, Trepte N, Fraser C, Lemon RN. Contralateral and ipsilateral EMG responses to transcranial magnetic stimulation during recovery of arm and hand function after stroke. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Aug 1996;101(4):316-328.
27. Cacchio A, Paoloni M, Cimini N, et al. Reliability of TMS-related measures of tibialis anterior muscle in patients with chronic stroke and healthy subjects. *Journal of the neurological sciences*. Apr 15 2011;303(1-2):90-94.
28. Dobkin BH. Training and exercise to drive poststroke recovery. *Nature clinical practice. Neurology*. Feb 2008;4(2):76-85.
29. Perez MA, Lungholt BK, Nyborg K, Nielsen JB. Motor skill training induces changes in the excitability of the leg cortical area in healthy humans.



- Experimental brain research*. Nov 2004;159(2):197-205.
30. Jensen JL, Marstrand PC, Nielsen JB. Motor skill training and strength training are associated with different plastic changes in the central nervous system. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*. Oct 2005;99(4):1558-1568.
31. Cacchio A, Cimini N, Alosi P, Santilli V, Marrelli A. Reliability of transcranial magnetic stimulation-related measurements of tibialis anterior muscle in healthy subjects. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. Feb 2009;120(2):414-419.
32. Yen CL, Wang RY, Liao KK, Huang CC, Yang YR. Gait training induced change in corticomotor excitability in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. Jan-Feb 2008;22(1):22-30.
33. Brouwer B, Culham EG, Liston RA, Grant T. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. Sep 1998;30(3):131-137.
34. Badke MB, Shea TA, Miedaner JA, Grove CR. Outcomes after rehabilitation for adults with balance dysfunction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Feb 2004;85(2):227-233.

- 
35. Pickerill ML, Harter RA. Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of athletic training*. Nov-Dec 2011;46(6):600-606.
36. Chien CW, Hu MH, Tang PF, Sheu CF, Hsieh CL. A comparison of psychometric properties of the smart balance master system and the postural assessment scale for stroke in people who have had mild stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Mar 2007;88(3):374-380.
37. Liston RA, Brouwer BJ. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. May 1996;77(5):425-430.
38. Downs S, Marquez J, Chiarelli P. The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *Journal of physiotherapy*. Jun 2013;59(2):93-99.
39. Godi M, Franchignoni F, Caligari M, Giordano A, Turcato AM, Nardone A. Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Physical therapy*. Feb 2013;93(2):158-167.
40. Spagnuolo DL, Jurgensen SP, Iwama AM, Dourado VZ. Walking for the assessment of balance in healthy subjects older than 40 years. *Gerontology*.



2010;56(5):467-473.

41. Mao HF, Hsueh IP, Tang PF, Sheu CF, Hsieh CL. Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke; a journal of cerebral circulation*. Apr 2002;33(4):1022-1027.
42. Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Jun 1986;67(6):387-389.
43. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. Feb 1991;39(2):142-148.
44. Alsalaheen BA, Whitney SL, Marchetti GF, et al. Performance of high school adolescents on functional gait and balance measures. *Pediatric physical therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*. Summer 2014;26(2):191-199.
45. Rockwood K, Awalt E, Carver D, MacKnight C. Feasibility and measurement properties of the functional reach and the timed up and go tests in the Canadian study of health and aging. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*. Feb 2000;55(2):M70-73.
46. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical*



*therapy*. Sep 2000;80(9):896-903.

- 47.** Chantanachai T, Pichaiyongwongdee S, Jalayondeja C. Fall prediction in thai elderly with timed up and go and tandem walk test: a cross-sectional study. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet*. Jul 2014;97 Suppl 7:S21-25.
- 48.** Naumann T, Kindermann S, Joch M, Munzert J, Reiser M. No transfer between conditions in balance training regimes relying on tasks with different postural demands: Specificity effects of two different serious games. *Gait & posture*. Mar 2015;41(3):774-779.
- 49.** Akbari M, Karimi H, Farahini H, Faghihzadeh S. Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *Journal of rehabilitation research and development*. Nov-Dec 2006;43(7):819-824.

## 附表

表 1. 受試者基本資料



	訓練組	參考組	<i>p</i> 值
人數	10	10	
男/女	5/5	5/5	
慣用腳 (右/左)	10/0	9/1	
年齡 (歲)	22.1 ± 0.6 (20-24)	21.5 ± 0.5 (20-24)	0.438
身高 (公分)	171.4 ± 2.1 (160-181)	165.5 ± 3.1 (151-178)	0.124
體重 (公斤)	62.1 ± 2.4 (52-73)	61.8 ± 5.4 (40-93)	0.960
腳踝扭傷病史(有/無)	3/7	6/4	
實驗期間腳踝扭傷(有/無)	0/10	1/9	
Wii 遊樂器經驗(有/無)	8/2	8/2	
運動習慣(有/無)	6/4	5/5	
運動類型			
跑步	3	4	
壘球	1	0	
籃球	2	1	



表 2. 滾滾球平衡遊戲、坐姿桌球遊戲表現結果

		訓練前	第一次三十分鐘訓練後	兩週訓練後	追蹤	<i>p</i>
訓練組	滾滾球	5.50 (0.68)	6.84 (0.35) <sup>&amp;</sup>	8.77 (0.29) <sup>#</sup>	7.86 (0.38)	0.03 <sup>*</sup>
	桌球	13.49 (2.56)	NA	21.67 (4.50)	18.42 (3.39)	0.122
參考組	滾滾球	5.17 (0.58)	NA	6.73 (0.55)	5.87 (0.49)	0.051
	桌球	22.17 (5.41)	21.21 (4.77)	90.93 (13.00) <sup>+</sup>	79.77 (10.7) <sup>§</sup>	0.011 <sup>*</sup>

數值呈現方式為平均值 ± 標準差

*p* 值: 弗理曼二因子等級變異數分析

NA: 沒有量測數值

<sup>&</sup> 訓練組之滾滾球表現，第一次三十分鐘訓練後與訓練前相比有顯著進步

<sup>#</sup> 訓練組之滾滾球表現，兩週訓練後與訓練前相比有顯著進步

<sup>+</sup> 參考組之桌球表現，兩週訓練後與訓練前相比有顯著進步

<sup>§</sup> 參考組之桌球表現，追蹤與訓練前相比有顯著進步

<sup>\*</sup> *p* < 0.05

表 3. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 感覺整合測試

		訓練前	第一次三十分鐘訓練後	兩週訓練後	追蹤	<i>p</i>
平衡指數	訓練組	85.1 (3.6)	85.9 (2.9)	88.5 (2.2)	89.8 (1.4)	< 0.001*
	參考組	84.2 (4.4)	86.9 (4.1)	89.9 (3.0)	89.8 (3.5)	< 0.001*

數值呈現方式為平均值 ± 標準差

*p* 值: 弗理曼二因子等級變異數分析

\* *p* < 0.05

表 4. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 穩定限度測試

		訓練前	第一次三十分鐘訓練後	兩週訓練後	追蹤	<i>p</i>
反應時間 (秒)	訓練組	0.61 (0.14)	0.59 (0.14)	0.57 (0.12)	0.56 (0.09)	0.948
	參考組	0.58 (0.09)	0.63 (0.13)	0.57 (0.07)	0.58 (0.10)	0.392
移動速度 (角度/秒數)	訓練組	5.86 (1.45)	6.27 (1.51)	7.05 (1.21) <sup>#</sup>	7.42 (1.00) <sup>+</sup>	0.020 <sup>*</sup>
	參考組	5.77 (1.88)	6.49 (1.86)	6.79 (1.45)	7.05 (1.53) <sup>§</sup>	0.045 <sup>*</sup>
方向控制 (%)	訓練組	84.91 (3.58)	83.58 (4.92)	83.30 (3.54)	82.80 (2.62)	0.356
	參考組	84.10 (3.81)	80.58 (4.35) <sup>&amp;</sup>	80.49 (6.10)	81.93 (3.74)	0.019 <sup>*</sup>

數值呈現方式為平均值 ± 標準差

*p* 值: 弗理曼二因子等級變異數分析

<sup>#</sup> 訓練組之移動速度，兩週訓練後與訓練前相比有顯著上升

<sup>+</sup> 訓練組之移動速度，追蹤與訓練前相比有顯著上升

<sup>§</sup> 參考組之移動速度，追蹤與訓練前相比有顯著上升

<sup>&</sup> 參考組之方向控制，第一次三十分鐘訓練後與訓練前相比有顯著下降

<sup>\*</sup>  $p < 0.05$

表 5. 伯格氏平衡量表、計時起走測試結果

		訓練前	兩週訓練後	追蹤	<i>p</i>
伯格式平衡量表	訓練組	56 (0)	56 (0)	56 (0)	NS
	參考組	56 (0)	56 (0)	56 (0)	NS
計時起走測試 (秒)	訓練組	4.94 (0.44)	4.79 (0.25)	4.67 (0.20)	0.071
	參考組	5.04 (0.76)	4.83 (0.63)	4.53 (0.39)	0.150

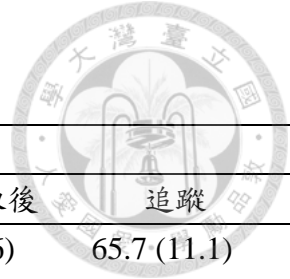
數值呈現方式為平均值 ± 標準差

*p* 值: 弗理曼二因子等級變異數分析

NS: 無顯著差異

\*  $p < 0.05$

表 6. 脛前肌之經顱磁刺激結果



		運動皮質興奮性				
		訓練前	第一次三十分鐘訓練後	兩週訓練後	追蹤	<i>p</i>
動作閾值 (%)	訓練組	62.1 (13.7)	60.4 (15.3)	68.4 (12.6)	65.7 (11.1)	0.067
	參考組	60.9 (13.3)	58.5 (13.1)	57.5 (11.2)	57.4 (10.9)	0.503
動作誘發電位 (mV)	訓練組	0.122 (0.59)	0.156 (0.99) <sup>#</sup>	0.154 (0.77) <sup>+</sup>	0.119 (0.35)	0.045 <sup>*</sup>
	參考組	0.137 (0.47)	0.124 (0.41)	0.121 (0.39)	0.118 (0.21)	0.564

數值呈現方式為平均值 ± 標準差

*p* 值: 弗理曼二因子等級變異數分析

<sup>#</sup> 訓練組之動作誘發電位，第一次三十分鐘訓練後與訓練前相比有顯著上升

<sup>+</sup> 訓練組之動作誘發電位，兩週訓練後與訓練前相比有顯著上升

<sup>\*</sup> *p* < 0.05



### 附圖

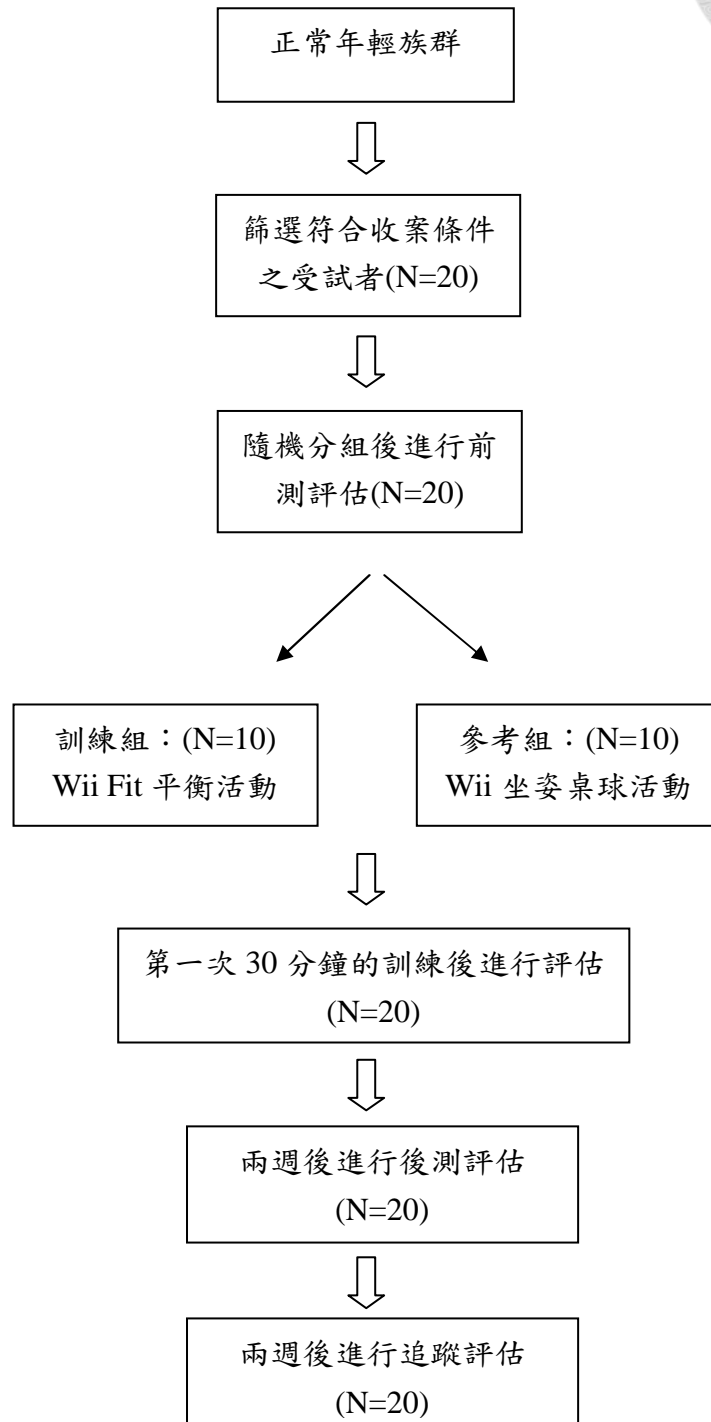


圖 1. 研究收案人數流程圖

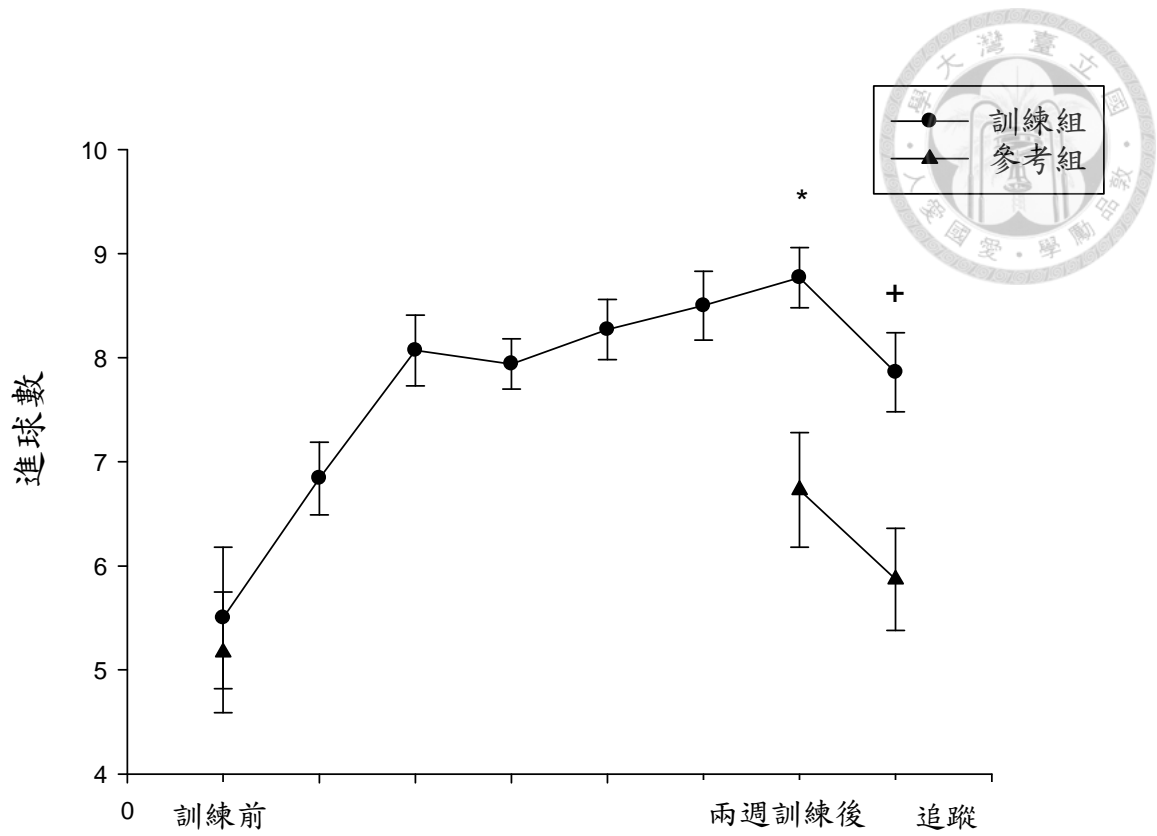


圖 2. 滾滾球平衡遊戲表現曲線

註：\* 兩週訓練後之進球數，訓練組與參考組相比有顯著上升

+ 追蹤之進球數，訓練組與參考組相比有顯著上升

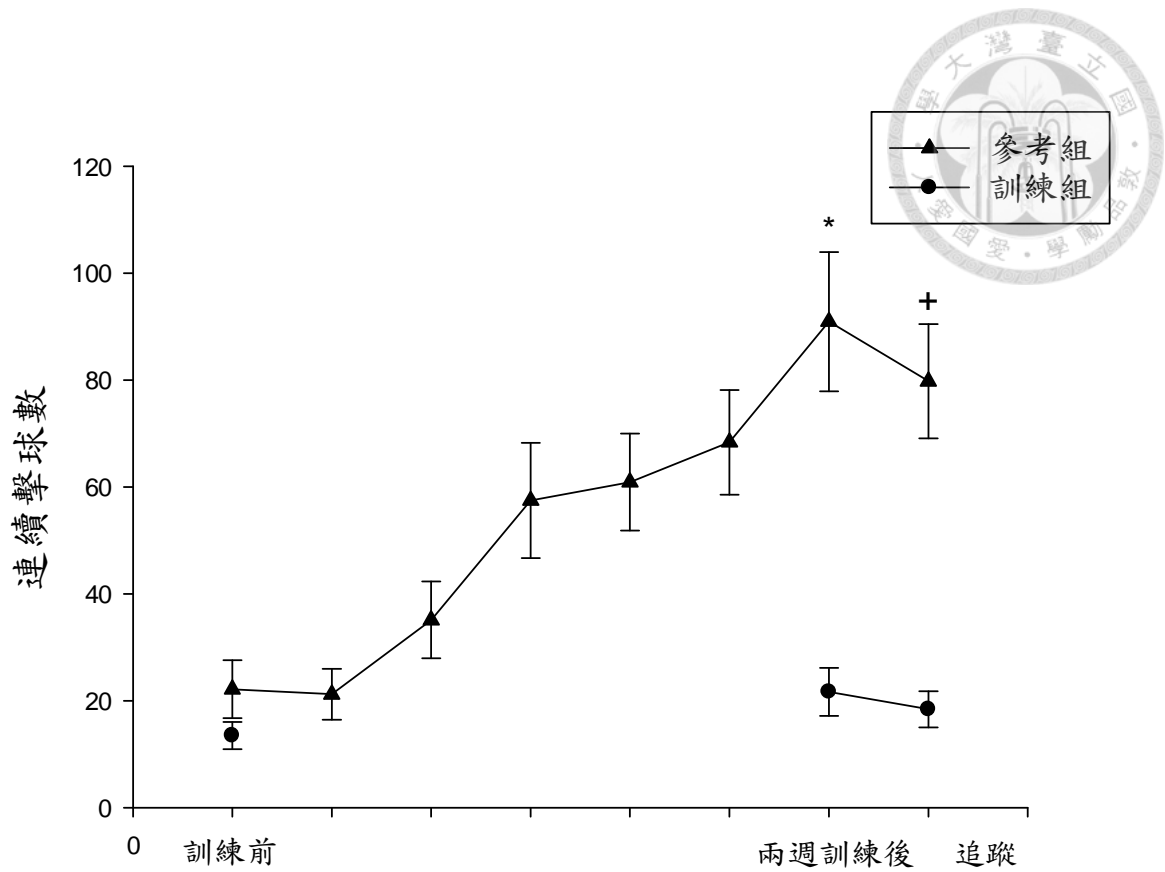


圖 3. 坐姿桌球遊戲表現曲線

註：\* 兩週訓練後之連續擊球數，參考組與訓練組相比有顯著上升

+ 追蹤之連續擊球數，參考組與訓練組相比有顯著上升



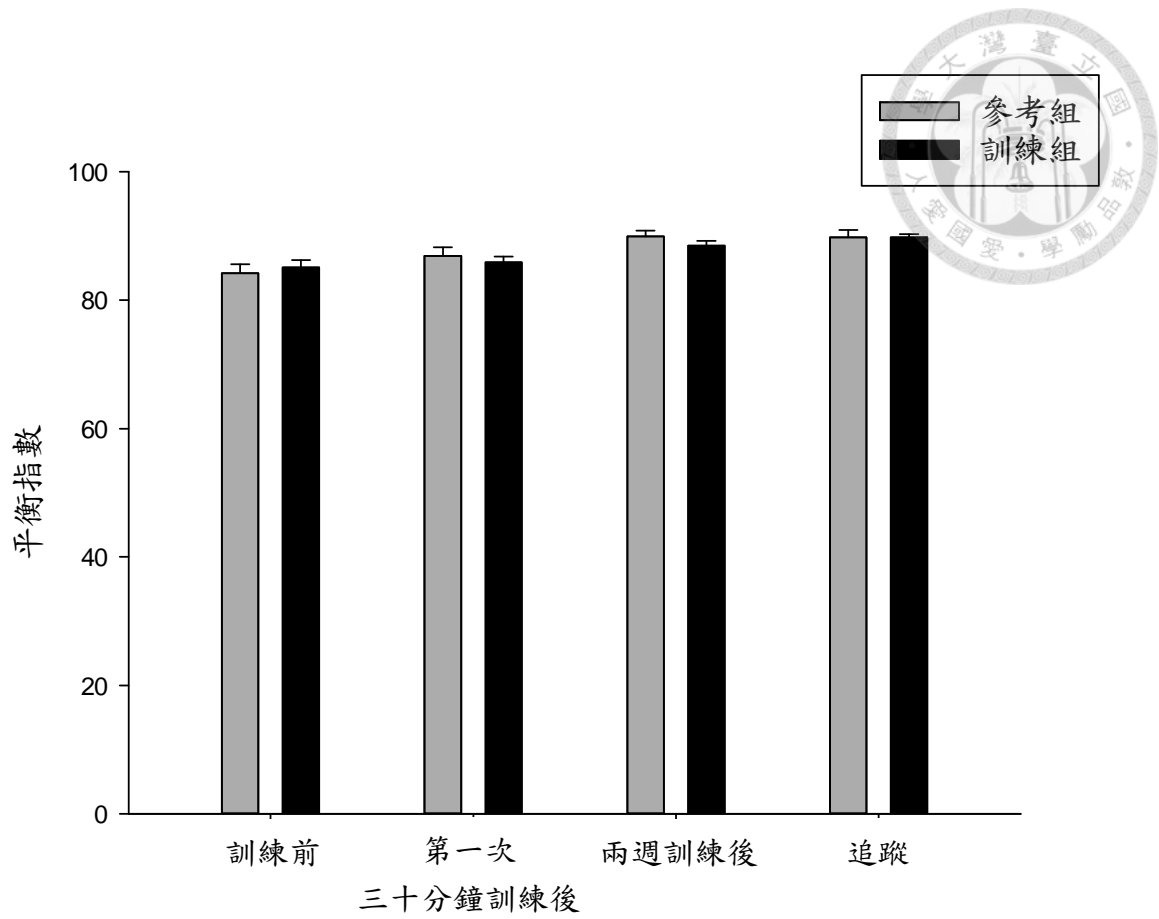


圖 4. 動態電腦姿勢平衡儀測試結果- 感覺整合測試

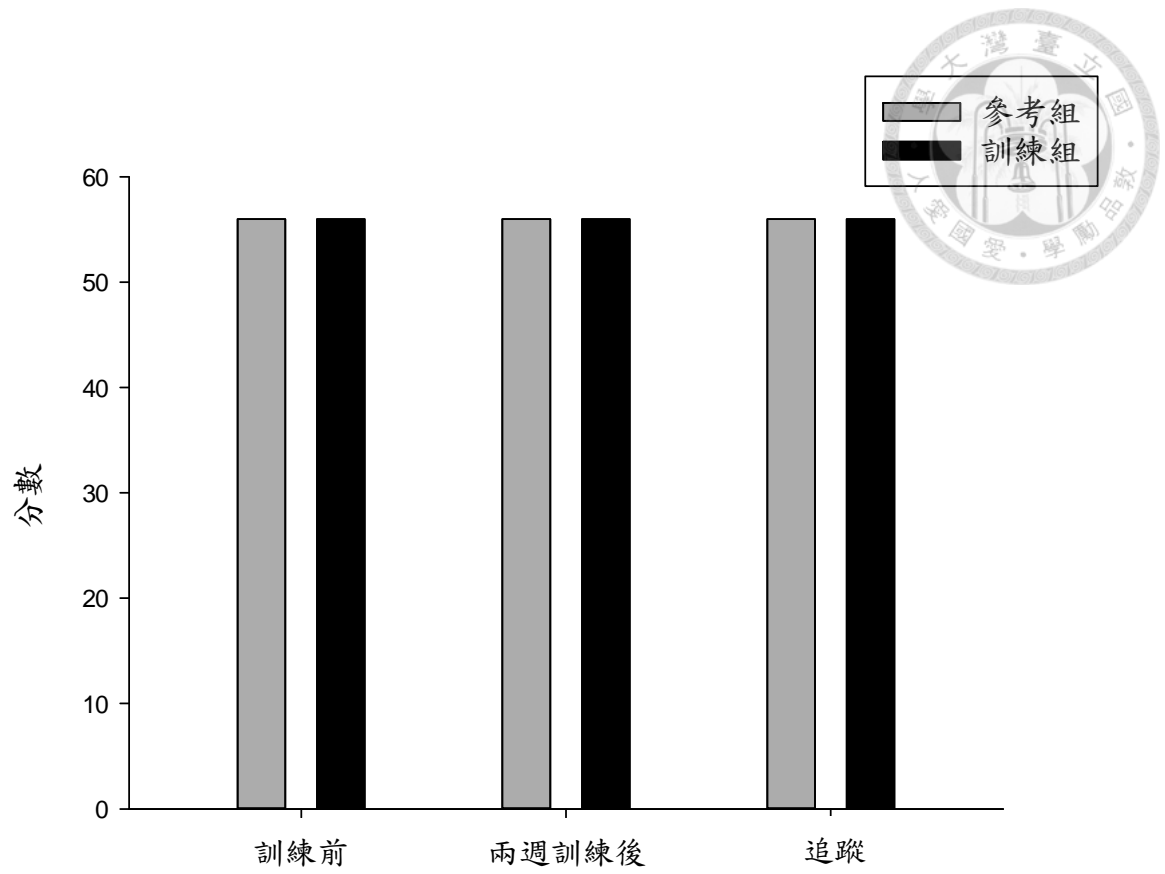


圖 5. 伯格氏平衡量表結果

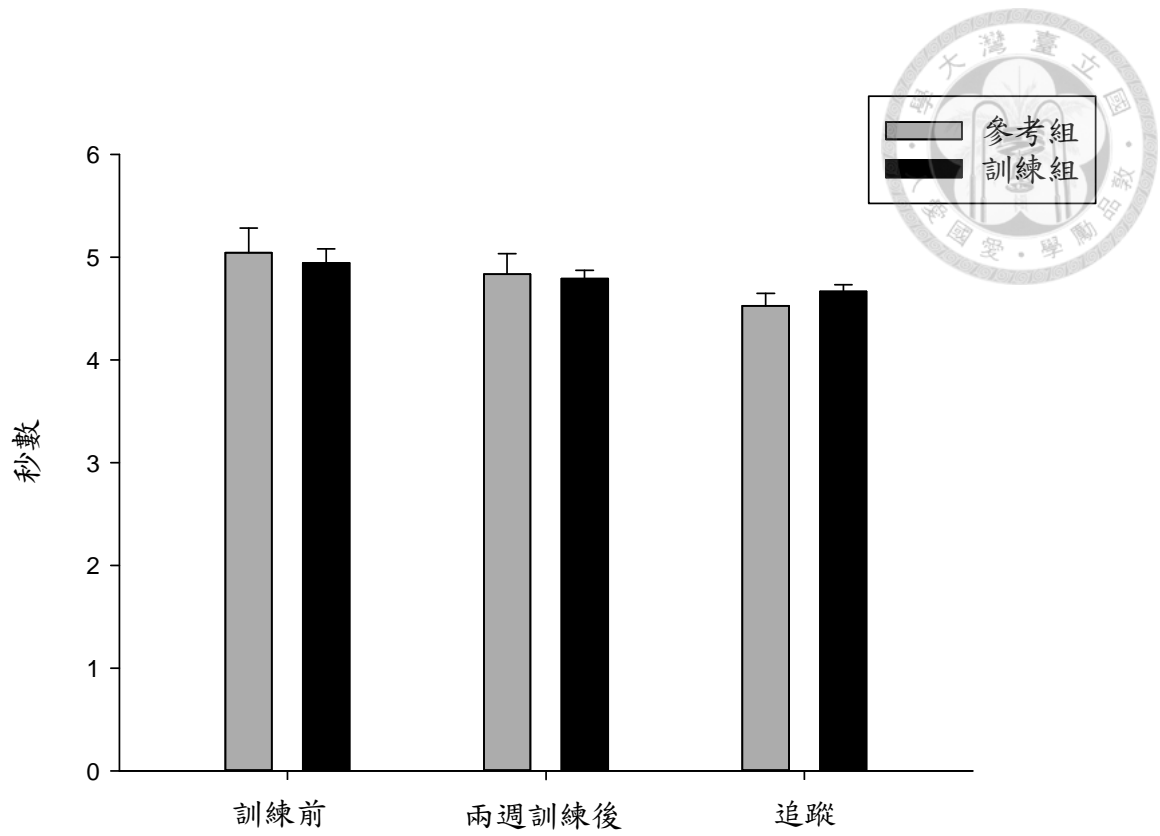
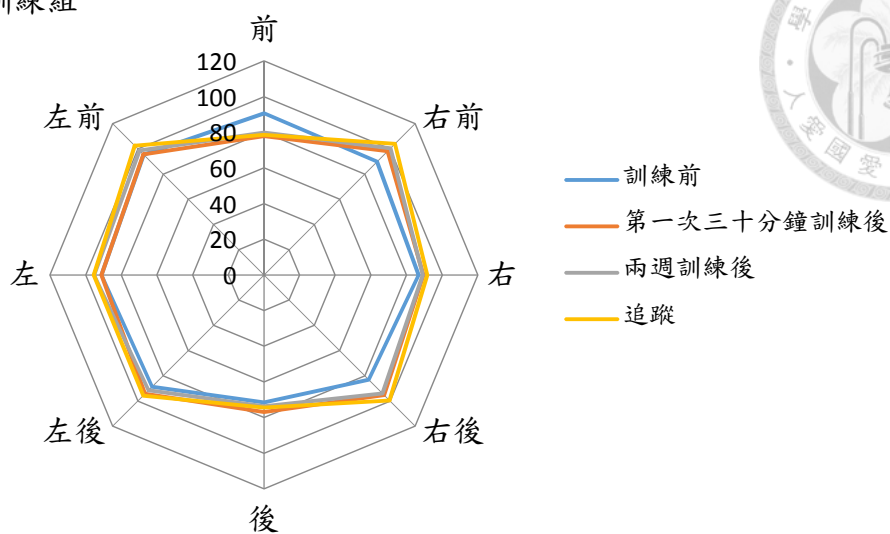


圖 6. 計時起走測試



(A) 訓練組



(B) 參考組

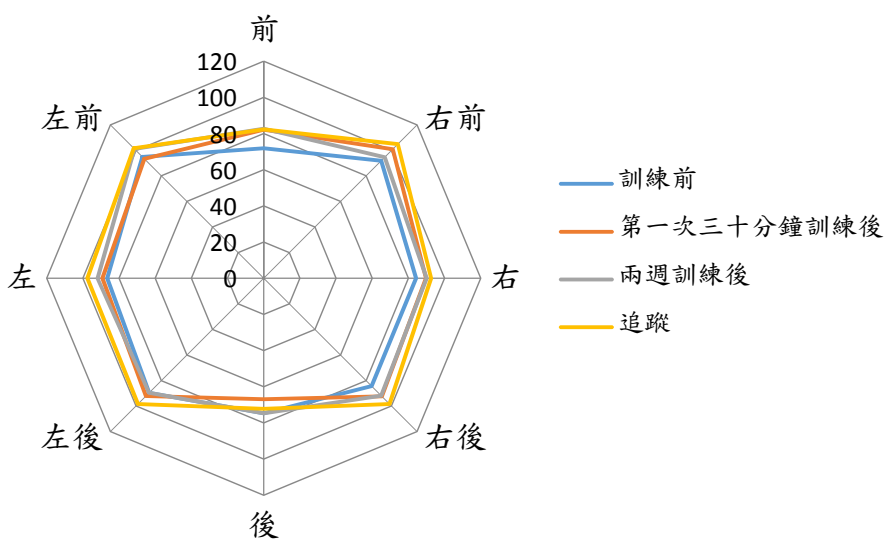


圖 7. 穩定限度測試初次最大移動距離結果-訓練組(上圖)與參考組(下圖)

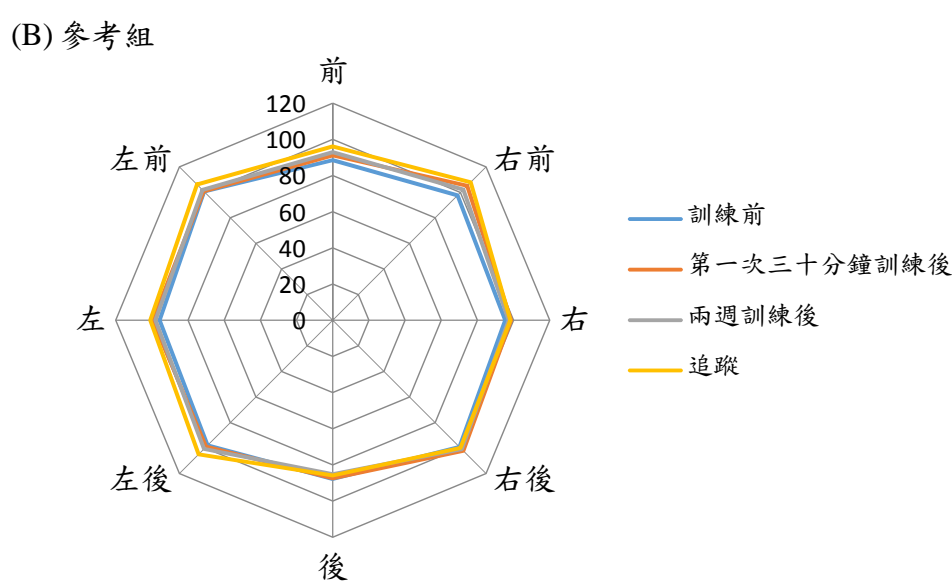
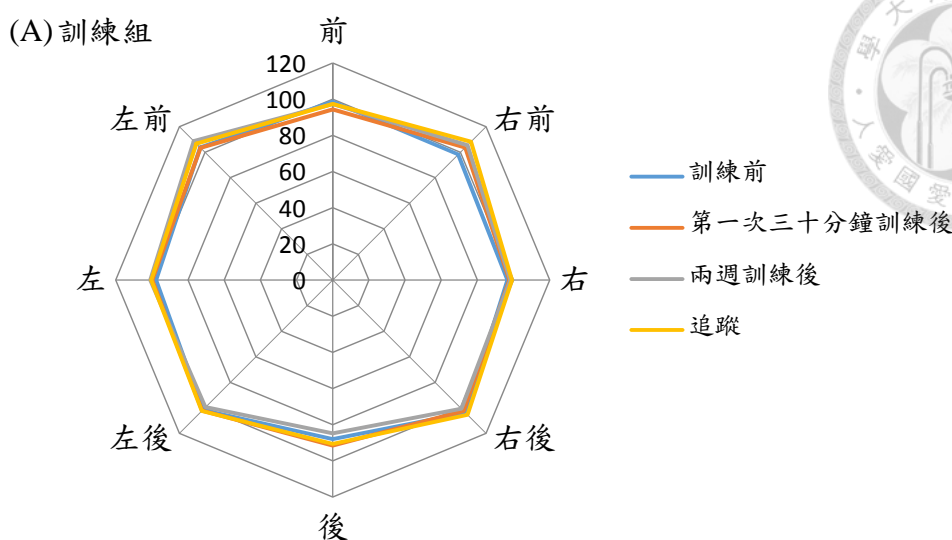


圖 8. 穩定限度測試最大移動距離結果-訓練組(上圖)與參考組(下圖)

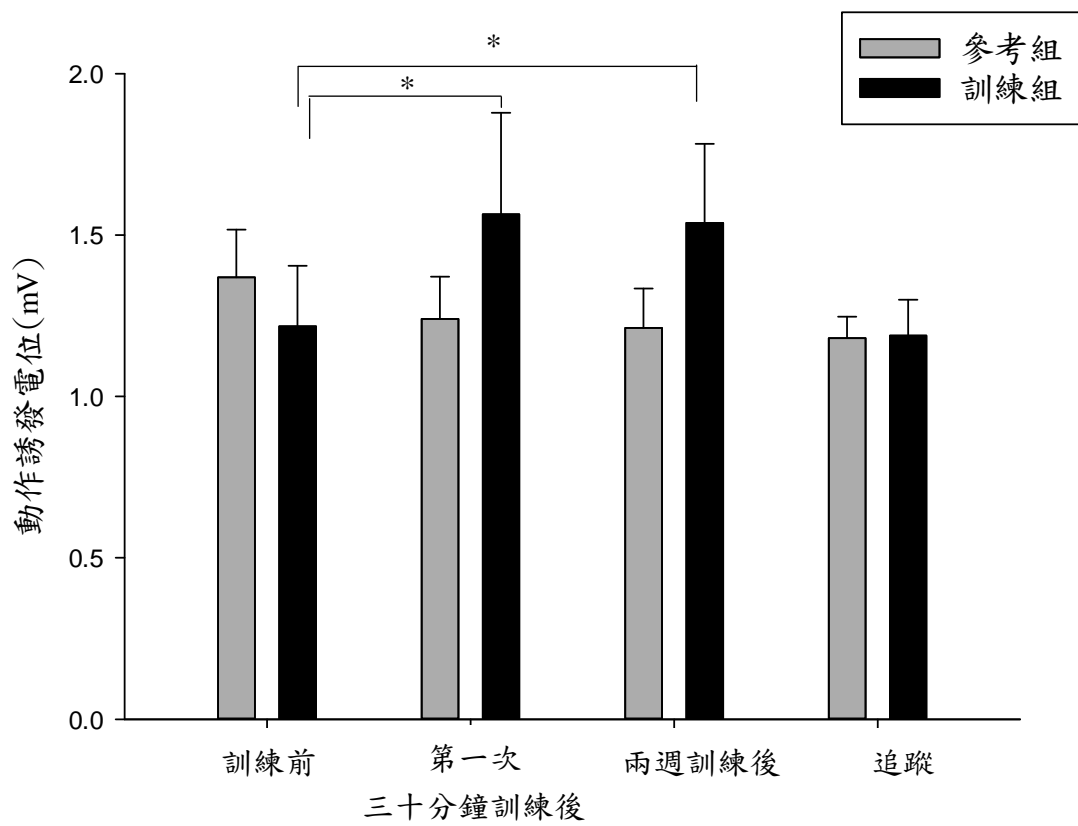
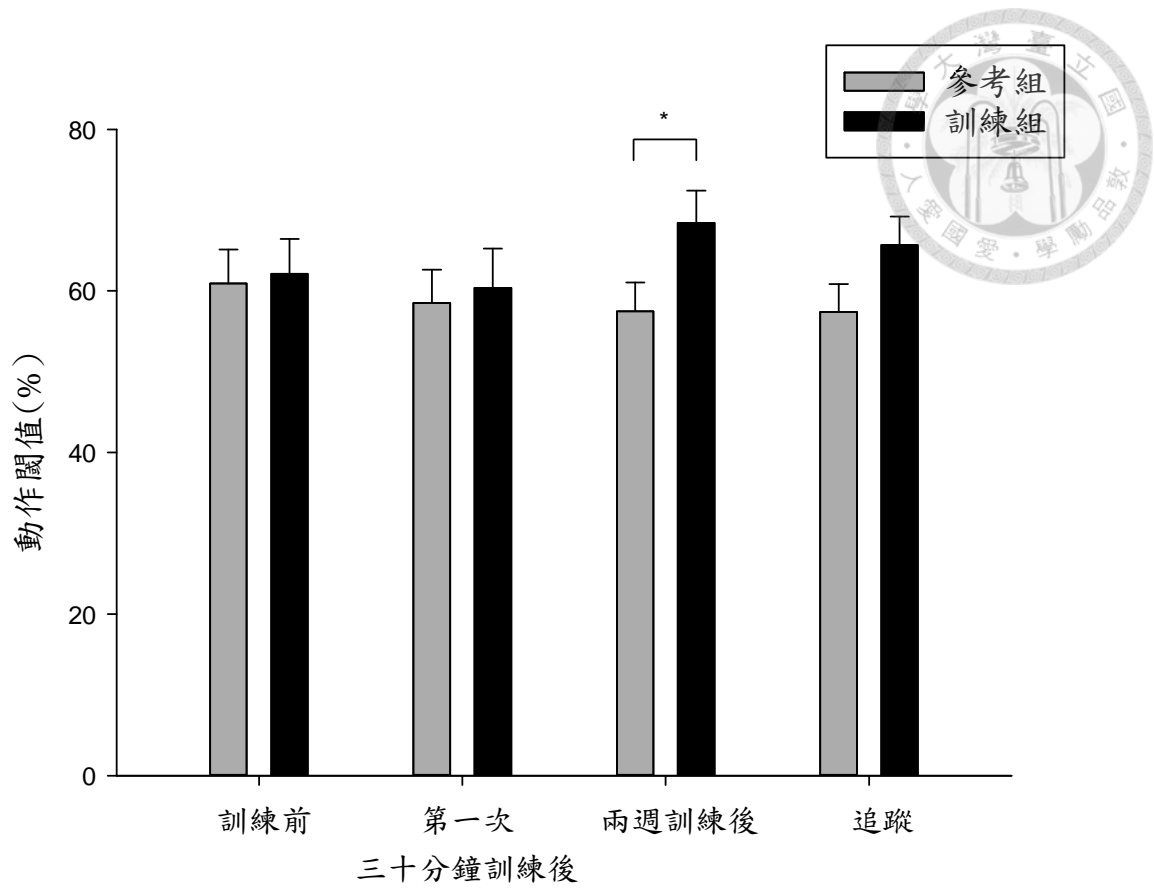


圖 9. 脛前肌之經顱磁刺激結果-動作閾值(上圖)與動作誘發電位(下圖)

## 附錄




### 附錄 一、伯格氏平衡量表(Berg Balance Scale)


#### 伯格氏平衡量表(Berg Balance Scale)

【在不使用輔具情況下，取較低分數計分】 姓名/編號\_\_\_\_\_

<p>1. 坐到站。 指令：請試著不用手支撐站起來。(用有扶手的椅子)</p> <p>4 能夠不用手支撐站起並且自己站穩</p> <p>3 能夠獨自用手支撐站起</p> <p>2 能在嘗試幾次之後用手支撐站起</p> <p>1 需些微幫助下才可站起或站穩</p> <p>0 需要中度的或大量的幫助才能站起</p>	
<p>2. 維持站姿。 指令：請在不扶任何東西下站兩分鐘。</p> <p>4 能安全地站 2 分鐘</p> <p>3 需在監督下才能站 2 分鐘</p> <p>2 不需要支撐能站 30 秒</p> <p>1 嘗試幾次之後才能在不需支撐下站 30 秒</p> <p>0 無法在沒有幫助下站 30 秒</p>	
<p>註:如果受試者能在沒有支撐物的情形下站兩分鐘，則第 3 項坐姿不扶測驗給滿分，繼續進行第 4 個站到坐的項目。</p>	
<p>3. 坐在無靠背椅子但腳須有承重。(如可支撐於地上或小凳子上) 坐著不扶。</p> <p>指令：請將雙手抱於胸前坐兩分鐘。</p> <p>4 能安穩且安全地坐兩分鐘</p> <p>3 在監督下能坐兩分鐘</p> <p>2 能坐 30 秒</p> <p>1 能坐 10 秒鐘</p> <p>0 無法在沒有支撐下坐 10 秒鐘</p>	
<p>4. 站到坐。 指令：請坐下。</p> <p>4 能在手的些微(甚至沒有)幫助之下，安全地坐下</p> <p>3 需用手控制坐下速度</p> <p>2 需用腿的背面抵著椅子來控制坐下</p> <p>1 能自己坐下，但坐下來的過程中無法將身體(坐下速度)控制好</p> <p>0 需要協助才能坐下</p>	
<p>5. 轉位。 指令：準備數張椅子以供轉位。要求受試者轉位至一有扶手及一無扶手的位子。可能需要用到兩張椅子(一張有扶手，一張無扶手)或一張床及一張椅子。(床 ↔ 椅子)</p>	

<p>4 能在手的些微幫助下安全地轉位</p> <p>3 需用手幫忙始能安全地轉位</p> <p>2 需在言語的引導或監督下始能轉位</p> <p>1 需一人幫忙始能轉位</p> <p>0 需兩人幫忙或指導始能轉位</p>	
<p>6. 閉上眼睛並維持站姿不扶。</p> <p>指令：請閉上眼睛並站好持續 10 秒鐘</p> <p>4 能安全地站好並持續 10 秒鐘</p> <p>3 能在監督下站好並持續 10 秒鐘</p> <p>2 能站好 3 秒鐘</p> <p>1 無法保持閉眼 3 秒鐘，但可站穩</p> <p>0 需要幫忙以避免跌倒</p>	
<p>7. 雙腳併攏並維持站姿不扶。</p> <p>指令：請將雙腳併攏，不扶任何東西站好</p> <p>4 能獨自並攏雙腳，安全地站一分鐘</p> <p>3 在監督下能獨自並攏雙腳，站一分鐘</p> <p>2 能獨自並攏雙腳但無法維持 30 秒鐘</p> <p>1 需協助始能並攏雙腳但可站 15 秒鐘</p> <p>0 需協助始能並攏雙腳且無法維持 15 秒鐘</p>	
<p>8. 站姿手前伸。 指令：抬起手臂至 90 度，將手臂與手指伸直並盡量往前伸。(受試者手臂抬至 90 度時，施測者將尺規置於受試者手指末端。當受試者手臂往前伸展時，手指不可觸碰尺規。記錄受試者往前伸展之最遠距離。可能的話請受試者使用雙臂，以避免受試者轉動身體。)</p> <p>4 能自信地往前伸展 25 公分以上</p> <p>3 能安全地往前伸展 12 公分以上</p> <p>2 能安全地往前伸展 5 公分以上</p> <p>1 需在監督下始能往前伸展</p> <p>0 伸展時失去平衡或需外力支持</p>	
<p>9. 由站姿撿起地上的東西。 指令：撿起置於腳前的鞋子或拖鞋。</p> <p>4 能安全輕易地撿起拖鞋</p> <p>3 需在監督下才能撿起拖鞋</p> <p>2 無法撿起拖鞋，但可彎腰幾乎可以碰到拖鞋 (2.5-5cm 左右)，且可自己保持平衡</p> <p>1 無法撿起拖鞋且在嘗試時需要監督</p> <p>0 無法嘗試或需協助以免失去平衡或跌倒</p>	
<p>10. 站著轉頭向後看。 指令：把頭轉向你的左邊，往你的正後方看。然後向右邊重複一次。測試者可在受試者正後方舉起一物供其注</p>	



<p>視，以鼓勵其轉頭的動作更流暢。</p> <p>4 能夠往兩側向後看並且重心轉移的很好</p> <p>3 只能往一側回頭向後看，往另一側看時重心轉移得較少</p> <p>2 只能轉頭至側面但能維持平衡</p> <p>1 轉頭時需要監督</p> <p>0 需要扶持以防止失去平衡或跌倒</p>	
<p>11. 轉圈走 360 度。 指令：轉一圈走 360 度。停下來。換另一個方向再轉一圈走 360 度。</p> <p>4 每側皆能夠在 4 秒內安全地轉 360 度</p> <p>3 在 4 秒內只能安全地往一側轉 360 度</p> <p>2 能夠安全地轉 360 度但非常緩慢</p> <p>1 轉圈時需要密切地監督或口頭提醒</p> <p>0 轉圈時需要協助</p>	
<p>12. 於站姿兩腳交替踩放在階梯或凳子上。 指令：兩腳交替放在階梯或凳子上，繼續直到兩腳都踏到階梯或凳子四次為止。</p> <p>4 能夠獨自且安全地站立，並在 20 秒內完成八步</p> <p>3 能夠獨自站立，但需超過 20 秒始能完成八步</p> <p>2 可在監督下完成四步而不需要協助</p> <p>1 在稍微協助下能夠完成兩步以上</p> <p>0 需要協助以防止跌倒或無法嘗試</p>	
<p>13. 兩腳前後站。 指令：( 向受試者示範 )將一隻腳放在另一隻腳的正前方。假如您覺得無法將一腳放在另一腳正前方，試著把一腳盡量往前踏，讓你的前腳跟超過後腳腳趾。( 步伐長度如果超過另一隻腳的長度而且步寬接近受試者的正常步寬，就記為 3 分。)</p> <p>4 能夠獨自把一腳放在另一腳的正前方並維持 30 秒</p> <p>3 能夠獨自把一腳放在另一腳前面並維持 30 秒</p> <p>2 能夠獨自踏出一小步走並維持 30 秒</p> <p>1 踏步時需要幫忙但可維持 15 秒</p> <p>0 往前踏或站立時失去平衡</p>	
<p>14. 單腳站。</p> <p>指令：不要扶東西用單腳站，愈久愈好。</p> <p>4 能夠獨自把腿抬起超過 10 秒以上</p> <p>3 能夠獨自把腿抬起並維持 5-10 秒</p> <p>2 能夠獨自把腿抬起，並維持 3 秒或 3 秒以上</p> <p>1 能嘗試抬腿少於 3 秒但仍能維持獨自站立</p> <p>0 無法嘗試或需要協助以防止跌倒</p>	
<p>總分 / 最高分數</p>	<p>/56</p>

附錄 二、台灣大學醫學院暨附設醫院之倫理委員會臨床試驗許可書

國立臺灣大學醫學院附設醫院C研究倫理委員會

Research Ethics Committee C

National Taiwan University Hospital

7, Chung-Shan South Road, Taipei, Taiwan 100, R.O.C

Phone: 2312-3456 Fax: 23951950

臨床試驗/研究許可書

許可日期：2015年7月3日

倫委會案號：201504060RINC

計畫名稱：Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究

試驗機構：國立臺灣大學醫學院

部門/計畫主持人：臺大醫學院物理治療學系暨研究所 顏名霞副教授

計畫文件版本日期：

計畫書：Version 3 2015/6/15

中文摘要：Version 1 2015/4/14

英文摘要：Version 1 2015/4/14

同意書：2015/5/19

上述計畫業經 2015 年 6 月 1 日本院 C 研究倫理委員會第 66 次會議審查同意，符合研究倫理規範。

本委員會的運作符合優良臨床試驗準則及政府相關法律規章。

本臨床試驗/研究許可書之有效期限為 1 年(自 2015 年 7 月 3 日至 2016 年 7 月 2 日止)，計畫主持人須依國內相關法令及本院規定通報嚴重不良反應事件及非預期問題，並應於到期日至少 6 週前提出持續審查申請表，本案需經持續審查，方可繼續執行。

主任委員

何弘能

正本

發文方式：紙本遞送

檔 號：

保存年限：

國立臺灣大學醫學院附設醫院 函



地址：100臺北市中山南路7號  
承辦人：梁瓊之  
電話：02-2312-3456轉66554  
傳真：02-2395-1950  
電子信箱：ntuhrec@ntuh.gov.tw

受文者：國立臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所胡名霞副教授

發文日期：中華民國104年7月7日

發文字號：校附醫倫字第1043703429號

速別：普通件

密等及解密條件或保密期限：普通

附件：如文

主旨：有關台端所主持之「Wii Fit平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究」（本院案號：201504060RINC）純學術臨床試驗計畫案，通過本院C研究倫理委員會第66次會議審查，符合研究倫理規範，惟應依說明辦理，請查照。

說明：

- 一、依據本院104年6月1日C研究倫理委員會第66次會議決議辦理，請自行上網查詢會議紀錄（網址：<http://www.ntuh.gov.tw/RECO>）。
- 二、本臨床試驗核准之有效期限為1年，計畫主持人應於到期前3個月至6週向本會提出持續審查申請，本案需經持續審查，方可繼續執行。
- 三、本臨床試驗計畫若需變更、暫停執行、中途終止或結束時，主持人應向本會提出審查申請。計畫主持人並須依國內相關法令及本院規定通報嚴重不良反應事件及非預期問題。
- 四、依據赫爾辛基宣言、世界衛生組織及International Committee of Medical Journal Editors(ICMJE)的規定，所有“臨床試驗案”應於公開網站登錄。且ICMJE規定，完成登錄者才能發表研究結果。
  - (一)計畫主持人請於招募第一位受試者前，在本院研究倫理委員會Protocol Tracking and Management System (PTMS)系統首頁下載本計畫之Clinicaltrials.gov XML檔案，並連結美國National Institutes of Health網站<https://register.clinicaltrials.gov>，使用本院專用帳號，進行上傳登錄。(登錄步驟指引請見本院研究倫理委員會行政中心網站>教育訓練>臨床試驗計畫案登錄；登錄所需時





## 國立台灣大學醫學院附設醫院 臨床試驗/研究受試者說明暨同意書

您被邀請參與此臨床試驗/研究，這份表格提供您本試驗/研究之相關資訊，本試驗/研究已取得研究倫理委員會審查通過，研究主持人或其授權人員將會為您說明試驗/研究內容並回答您的任何疑問，您不須立即決定是否參加本試驗，請您經過慎重考慮後方予簽名。您須簽署同意書後才能參與本試驗/研究。

**中文計畫名稱:**Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究

**英文計畫名稱:**Corticomotor Excitability and Posturographical Changes After Balance Activity Using Wii Fit

**執行單位:**國立臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所

**主要主持人:**胡名霞

**職稱:**副教授 **電話:**02-33668137

**※二十四小時緊急聯絡人:**張甯雅

**電話:**0935102425

**受試者姓名:**

**性別:**            **出生日期:**

**病歷號碼:**

**通訊地址:**

**聯絡電話:**

**法定代理人、輔助人或有同意權人之姓名:**

**與受試者關係:**

**性別:**            **出生日期:**

身分證字號：

通訊地址：

聯絡電話：



## 一、藥品、醫療技術、醫療器材全球上市現況簡介：

虛擬實境是一種利用電腦所創造出三度空間的虛擬環境，使人可以身歷其境，並能與其互動，藉由視覺、聽覺及觸覺等感覺刺激來提供動作的回饋，如同置身在一個真實的環境內。目前，虛擬實境的技術已廣泛應用於許多領域，如復健治療、運動員訓練、模擬飛行訓練、手術模擬訓練，以及平衡訓練等等。近年來相當流行的許多遊樂器，本身即具備虛擬實境的功能，例如市售的體感遊樂器 Wii Fit 則具有特別針對平衡功能所設計的活動，搭配 Wii 平衡板，可進行 Wii Fit 之平衡遊戲，如與平衡能力有關的滑雪、滾滾球與走鋼索等遊戲。

近年來以具備虛擬實境功能之遊樂器進行復健治療越來越受社會大眾以及治療人員之歡迎。Wii Fit 系統的優點在於可在一個相對低廉的設備與人力成本下，依個案能力調整活動的難易度並增加練習次數。其次，遊樂器具有高度娛樂性，可以提高個案參與動機。目前僅有文獻探討 Wii Fit 平衡活動介入於中風患者會造成平衡功能的進步以及大腦運動皮質區興奮性的改變，然而應用於正常年輕族群是否產生相同的效應仍未知。因此，本實驗利用經顱磁刺激探討正常年輕族群進行 Wii Fit 平衡活動對神經塑性的影響，以及與姿勢控制改變之間的相關性，將有助於日後運動員及中樞神經系統損傷的患者，尋找適當的平衡訓練模式及治療策略。

## 二、試驗/研究目的：

本研究以隨機分組對照試驗方式，將正常年輕族群分為訓練組與參考組，探討 Wii Fit 平衡活動介入前後運動皮質興奮性與姿勢控制的改變之立即、短期與長期訓練效果，並了解運動皮質興奮性與姿勢控制的改變兩者之間的相關性。

## 三、試驗/研究之主要納入與排除條件：

負責本研究的人員會幫您做評估，並與您討論參加本研究所必需的條件。您必須在進入研究前簽署本受試者說明及同意書。

### 納入條件：

您必須符合以下所有條件方能參加本研究：

5. 年齡 20 歲以上；無任何神經系統及前庭系統方面疾病
6. 認知能力正常；可了解並配合活動指令
7. 不持輔具可獨立行走 10 公尺
8. 受試者同意參與本實驗並簽署同意書

### 排除條件：

1. 計畫主持人之直屬學生



2. 若有下列任何情況者，不能參加本研究：

具經顱磁刺激的禁忌症，如近期接受腦部手術或頭頸部有金屬植入物、不明原因暈倒、胸腔有心臟節律器、個人過去有癲癇病史

#### 四、試驗/研究方法及相關檢驗：

本研究之研究期間大約 1 個月，預計收錄 30 人。分為訓練組與參考組。訓練組的受試者將接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次的 Wii Fit 站姿平衡活動；參考組的受試者將接受每週三次，每次 30 分鐘，為期兩週共六次的 Wii 坐姿上肢活動。您加入實驗後，將收集：

3. 基本人口學資料，包含姓名、年齡、性別、身高、體重等

4. 其它相關資料，包含過去曾接觸 Wii 活動經驗、運動習慣、腳踝扭傷病史

您同意被隨機分至介入組或參考組後，藉由經顱磁刺激、動態電腦姿勢平衡儀、伯格氏平衡量表及計時起走測試等評估工具，量化您中樞神經興奮性、平衡能力及行走相關功能。您將於加入實驗後的第一天、第一次的 30 分鐘介入後、兩週後及四週後接受相同的評估，以判斷您中樞神經興奮性、平衡能力及行走相關功能的改變，每次完整評估時間約需一小時。

此外，在您每次接受 Wii 活動後，將使用 Wii 遊戲分數紀錄並繪製您的表現曲線。

本研究使用經顱磁刺激置於慣用腳脛前肌相對應之大腦運動皮質區，利用表面肌電圖儀偵測運動誘發電位。訊號使用直徑為一公分的 Ag-AgCl 表面電極紀錄肌電訊號，電極置於慣用側小腿脛前肌肌腹，參考電極放在同一肢體相對遠端 3 公分處，地線放置於內踝。首先，請您採舒適坐姿坐在有靠背的椅子上，保持軀幹及上肢放鬆，髖關節屈曲九十度，膝關節屈曲六十度，雙腳平放在地面。接著，戴上泳帽，在泳帽上訂定座標，縱軸為眉心到枕骨窩的連線；橫軸為兩側乳突的連線，中心點為頭頂，在選定刺激強度下，找到可誘發脛前肌產生最大動作誘發電位的刺激位置，此位置為最佳定位點。在您所戴的泳帽上標出此點，以方便之後探頭擺放復位和刺激位置不變。

#### 五、剩餘檢體處理情形：

本試驗不保存剩餘檢體。

#### 六、可能產生之副作用、發生率及處理方法：

本試驗之介入及訓練執行過程中治療師會確保環境之安全。評估工具使用經顱磁刺激，為非侵入性評估療效的工具，若執行過程中有不適或無法克服心理障礙，請馬上告知研究人員，我們將評量是否須退出試驗。

#### 七、其他替代療法及說明：

不管是否參與本試驗，不影響學生的學習成績及表現評分。

#### 八、試驗/研究預期效益：

本試驗資料可能提供臨床工作者治療策略決定及治療療效之證據。



### 九、試驗/研究進行中受試者之禁忌、限制與應配合之事項：

評估或介入共計為期四週，須請您耐心配合。

### 十、機密性：

臺大醫院將依法把任何可辨識您的身分之記錄與您的個人隱私資料視為機密來處理，不會公開。如果發表試驗/研究結果，您的身分仍將保密。您亦瞭解若簽署同意書即同意您的原始醫療紀錄可直接受監測者、稽核者、研究倫理委員會及主管機關檢閱，以確保臨床試驗/研究過程與數據符合相關法律及法規要求。

### 十一、損害補償與保險：

- (一) 如依本研究所訂臨床試驗/研究計畫，因而發生不良反應或損害，本醫院願意提供專業醫療照顧及醫療諮詢。您不必負擔治療不良反應或傷害之必要醫療費用。
- (二) 您不會因為簽署本同意書，而喪失在法律上的任何權利。

### 十二、受試者權利：

- (一) 試驗/研究過程中，與您的健康或是疾病有關，可能影響您繼續接受臨床試驗/研究意願的任何重大發現，都將即時提供給您。
- (二) 本試驗/研究已經過本院研究倫理委員會審查，並已獲得核准。本院研究倫理委員會委員由醫事專業人員、法律專家、社會工作人員及其他社會公正人士所組成，每月開會一次，審查內容包含試驗/研究之利益及風險評估、受試者照護及隱私保護等。如果您在試驗/研究過程中對試驗/研究工作性質產生疑問，對身為患者之權利有意見或懷疑因參與研究而受害時，可與本院之研究倫理委員會聯絡請求諮詢，其電話號碼為：(02)2312-3456 轉 63155。
- (三) 為進行試驗/研究工作，在試驗事項上您必須接受計畫主持人或協同主持人：胡名霞 的照顧。如果您現在或於試驗/研究期間有任何問題或狀況，請不必客氣，可與在 台灣大學物理治療研究所 的 張甯雅治療師 聯絡 (24 小時聯繫電話：0935102425)。  
本同意書一式 2 份，治療師已將同意書副本交給您，並已完整說明本研究之性質與目的。計畫主持人或協同主持人：胡名霞 已回答您有關試驗/研究的問題。
- (四) 本研究預期不會衍生專利權或其他商業利益。

### 十三、試驗/研究之退出與中止：

您可自由決定是否參加本試驗/研究；試驗/研究過程中也可隨時撤銷同意，退出試驗/研究，不需任何理由，且不會引起任何不愉快或影響日後醫師對您的醫療照顧。計畫主持人亦可能於必要時中止該試驗/研究之進行。您若退出試驗後，之前已被收集的資料將被保留並可能進行分析，但在退出後即不再繼續收集資料。

主要主持人、協同主持人已詳細解釋有關本研究計畫中上述研究方法的性質與目的，及可能產生的危險與利益。

主要主持人/協同主持人簽名：\_\_\_\_\_

日期：西元\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日



## 臨床試驗/研究受試者同意書

受試者：\_\_\_\_\_，已詳細瞭解上述研究方法及其所可能產生的危險與利益，有關本試驗/研究計畫的疑問，業經計畫主持人詳細予以解釋。本人經充分的時間考慮及閱讀同意書後，同意接受為臨床試驗/研究計畫的自願受試者。

受試者簽名：\_\_\_\_\_

日期：西元\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日

法定代理人或輔助人或有同意權人簽名：\_\_\_\_\_

身分為(請圈選)：法定代理人、輔助人、有同意權人

與受試者之關係(請圈選)：本人、配偶、父、母、兒、女、其他：\_\_\_\_\_

日期：西元\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日

\* 受試者為無行為能力(未滿七歲之未成年人者或受監護宣告之人)，由法定代理人簽名；受監護宣告之人，由監護人擔任其法定代理人。

\* 受試者為限制行為能力者(滿七歲以上之未成年人或因精神障礙、其他心智缺陷，致其為意思表示、受意思表示、辨識其意思表示效果之能力，顯有不足，而受法院之輔助宣告者)，應得其本人及法定代理人或輔助人之同意。

\* 受試者雖非無行為能力或限制行為能力者，但因意識混亂或有精神與智能障礙，而無法進行有效溝通和判斷時，由有同意權之人簽名。有同意權人順序如下：

(1)配偶。(2)成年子女。(3)父母。(4)兄弟姊妹。(5)祖父母。

依前項關係人所為之書面同意，其書面同意，得以一人行之；關係人意思表示不一致時，依前項各款先後定其順序。前項同一順序之人，以親等近者為先，親等同者，以同居親屬為先，無同居親屬者，以年長者為先。(人體研究法第12條)

見證人 1：\_\_\_\_\_ (簽名) 見證人 2：\_\_\_\_\_ (簽名)

見證人 1 身分證字號：\_\_\_\_\_ 見證人 2 身分證字號：\_\_\_\_\_

聯絡電話：\_\_\_\_\_ 聯絡電話：\_\_\_\_\_

通訊地址：\_\_\_\_\_ 通訊地址：\_\_\_\_\_

日期：西元\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日 日期：西元\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日

\*受試者、法定代理人、輔助人或有同意權之人皆無法閱讀時，應由見證人在場參與所有有關受試者同意之討論。並確定受試者、法定代理人、輔助人或有同意權之人之同意完全出於其自由意願後，應於受試者同意書簽名並載明日期。試驗/研究相關人員不得為見證人。

\*若意識清楚，但無法親自簽具者且無親屬或關係人在場，得以按指印代替簽名，惟應有二名見證人。



附錄 四、受試者基本資料及評估表



Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究\_初測

A. 基本資料

身高：\_\_\_\_\_體重：\_\_\_\_\_年齡：\_\_\_\_\_性別：\_\_\_\_\_

過去曾接觸 Wii 活動經驗： 無  有；

遊戲內容：\_\_\_\_\_

多久前接觸：\_\_\_\_\_

運動習慣： 無  有；運動類型：\_\_\_\_\_

運動頻率：\_\_\_\_\_

腳踝扭傷病史： 無  有，扭傷次數：\_\_\_\_\_

多久前扭傷：\_\_\_\_\_

B. 經顱磁刺激

慣用腳： 右  左

脛前肌最大肌力 MVC (手握測力器, Pounds)：

第一次	第二次	第三次	平均

脛前肌運動誘發電位

動作閾值 (MT, %)	1.2 RMT	動作誘發電位(MEP)				

C. 動態電腦姿勢平衡儀

D. 伯格式平衡量表

E. 計時起走測試

第一次	第二次	第三次	平均

立即訓練後(30 mins)

**A. 經顱磁刺激**

脛前肌運動誘發電位

動作閾值 (MT, %)	1.2 RMT	動作誘發電位(MEP)				

**B. 電腦動態姿勢平衡儀**

Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究\_後測



**A. 基本資料**

兩週內腳踝扭傷經驗： 無  有，扭傷次數：\_\_\_\_\_

**B. 經顱磁刺激**

脛前肌最大肌力 MVC (手握測力器, Pounds)：

第一次	第二次	第三次	平均

脛前肌運動誘發電位

動作閾值 (MT, %)	1.2 RMT	動作誘發電位(MEP)				

**C. 動態電腦姿勢平衡儀**

**D. 伯格式平衡量表**

**E. 計時起走測試**

第一次	第二次	第三次	平均

Wii Fit 平衡活動前後運動皮質興奮性及姿勢控制改變之研究\_追蹤



**A. 基本資料**

兩週內腳踝扭傷經驗： 無  有，扭傷次數：\_\_\_\_\_

**B. 經顱磁刺激**

脛前肌最大肌力 MVC (手握測力器, Pounds)：

第一次	第二次	第三次	平均

脛前肌運動誘發電位

動作閾值 (MT, %)	1.2 RMT	動作誘發電位(MEP)				

**C. 動態電腦姿勢平衡儀**

**D. 伯格式平衡量表**

**E. 計時起走測試**

第一次	第二次	第三次	平均