

行政院國家科學委員會補助
大專學生參與專題研究計畫研究成果報告

* ***** *
* 計 畫 *
* : 老年人行走時急停的平衡策略分析 *
* 名 稱 *
* ***** *

執行計畫學生： 彭雅祺
學生計畫編號： NSC 98-2815-C-040-030-B
研究期間： 98年07月01日至99年02月28日止，計8個月
指導教授： 葉純好

處理方式： 本計畫可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學物理治療學系

中華民國 99年03月31日

行政院國家科學委員會補助

大專學生參與專題研究計畫研究成果報告

* 計畫 *
* : 老年人行走時急停的平衡策略分析 *
* 名稱 *

執行計畫學生：彭雅祺

學生計畫編號：NSC 98-2815-C-040-030-B

研究期間：2009年7月1日至2010年2月底止，計8個月

指導教授：葉純好

處理方式(請勾選)：立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權，一年二年後可公開查詢

執行單位：中山醫學大學物理治療學系

中華民國 99 年 2 月 20 日

二、研究計畫內容：

(一)摘要

背景與目的：由於人越來越長壽，台灣 65 歲以上的老年人口在 1993 年底就已經突破總人口數的 7%，正式進入聯合國定義的「老人國」，在人口急速老化的情形下，社會必須投入更多的醫療照顧成本及老人福利工作，老年人的健康照護也成為社會大眾所關注的問題，其中，跌倒更是造成老人活動受限、功能下降，甚至造成死亡的重要因素，因此，如何加強訓練，避免跌倒的意外發生是老人照護的重要議題。其中，在行走時若遇到突發事件而需要緊急停止的狀況，常會因為慣性的關係難以維持姿勢的平衡，尤其老年人因生理上的限制，反應時間比較長，更容易導致跌倒的發生，因此已有學者投入此方面的研究，然而，先前研究多以正向行走的動作分析及訓練為主，但倒退行走在日常活動中亦是必須的動作，目前並未有較深入的了解。因此，本研究旨在了解老年人倒退行走時非預期性干擾下的反應策略。**方法：**本研究比較 6 位老年人與 16 位健康成人，在跑步機上正走與倒退行走時急停後的反應策略，以足底壓力中心(Center of pressure, CoP)位移變化量與下肢肌肉肌電訊號變化情形來做為探討。本研究分別測試六公尺正常行走與倒退行走之平地行走速度；靜態站立平衡能力測試共張眼站立以及閉眼站立兩種情況；跑步機急停測試共正走急停以及倒退走急停兩種情況。**結果：**本研究實驗結果是老年人和健康成人在靜態站立平衡能力測試中，足底壓力中心位移變化量閉眼狀況都較張眼狀況較大；在閉眼狀況時，足底壓力中心位移變化量老年人又較健康成人為大。在跑步機急停後，下肢肌肉包括左右股直肌(Rectus femoris)、股二頭肌(Biceps femoris)、脛前肌(Tibialis anterior)、腓腸肌(Gastrocnemius)等八組之肌肉功率，在正常行走的情況下，皆有老年人大於健康成人的趨勢。而倒退行走時，左右股直肌、股二頭肌、脛前肌等六組肌肉，與正常行走時有相同的趨勢，老年人的肌肉功率大於健康成人之肌肉功率；左側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率雖也有老年人大於健康成人的趨勢，但已近乎水平，右側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率在本研究中則顯現老年人小於健康成人的趨勢。**結論：**實驗結果讓我們了解到老年人遭遇非預期性干擾時的反應策略是，藉由大量收縮下肢肌肉，加

強穩定度使自己避免失去平衡；而在倒退行走的情況下所使用的反應策略也有一樣的趨勢，只是在收縮強度上以腓腸肌群最大。**臨床意義**：本研究結果暗示臨床治療人員在加強老年人的平衡訓練上可以藉由增進下肢肌肉的肌力，讓老年人於非預期性干擾下能有效地徵召需要的肌群，提供足夠的穩定而避免跌倒。期望未來能收集更充足的樣本數，讓實驗能有更顯著的差異性。

(二)研究動機與研究問題

本人在 2008 年暑假期間曾經接觸姿勢穩定協助的研究，包含資料庫搜尋，論文研讀、報告及整理，也在陳惠雅助理教授的帶領下，設計及參與研究工作，並順利在中華民國物理治療學會第五十七次學術論文研討會中發表研究——「間歇性輕觸是否能幫助姿勢穩定？」，讓我對研究工作有了基本了解，並開啟了我對研究工作的興趣，再加上升上大三大後，對專業領域知識有更深入了解，因此，希望能結合自己的專業知識及之前參與研究之經驗，來完成此次研究。

- ◇ 陳惠雅、彭雅祺、簡睦容、洪岳裕、林玉萍、羅世忠。2008 September 27。
間歇性輕觸是否能幫助姿勢穩定。中華民國物理治療學會第五十七次學術研討會。台灣，台中。

有了先前姿勢穩定的研究經驗，加上本人亦自大一下學期起開始修習「周全性老人照護團隊學程」課程，因此對老人方面之議題有更多了解，課程中一再強調，由於人越來越長壽，台灣 65 歲以上的老年人口在 1993 年底就已經突破總人口數的 7%，正式進入聯合國定義的「老人國」，推估在 2021 年老年人口將達到 14%，2040 年六十五歲以上的老人佔總人口的比例將遽增至 30% (行政院經建會，2000)。在人口急速老化的情形下，老人們的健康問題對老人的生活造成多方面的影響，社會必須投入更多的醫療照顧成本及老人福利工作，老年人的健康照護也成為社會大眾所關注的問題。所以，解決老人們的健康問題、改善老年人的生活品質的確刻不容緩，我也以研究表達我希望致力於改善老年人生活品質的想法。

根據研究(Pavol 等人, 2002), 跌倒是造成老人活動受限、功能下降, 甚至造成死亡的重要因素, 因此, 如何加強訓練, 避免跌倒的意外發生是老人照護的重要議題。在行走時若遇到需要緊急停止的狀況, 例如突然踩到較濕滑的地面、突然有不在預期內會出現的事物出現……等, 常會因為慣性的關係難以維持姿勢的平衡。一般來說, 正常無疾患的人可以做出立即的反應, 使自己排除在危險之外; 但是老年人的反應時間比較長, 在狀況已經出現的時候常來不及做出反應, 或是因為生理上的限制例如平衡能力變差、肌力控制不好、感官知覺功能退化而無法做到想要做到的反應, 便可能導致跌倒的發生。2005 年行政院主計處社會發展趨勢調查就指出, 跌倒是台灣地區老年人口因事故傷害死亡的第二大原因(行政院主計處, 2005)。

對老年人來說, 經歷一次的跌倒, 便會造成因長時間休息的肌肉肌力嚴重下降、自信心大受打擊而害怕站立行走、或原有的慢性疾病併發更多症狀等, 致使重複跌倒的機率大大提升, 甚至有超過 50% 的老年人有重複跌倒之經驗(陳振德、林健盛), 所以, 老年人的第一次跌倒是改善問題的關鍵。另外, 有學者提出, 防止第一次跌倒的發生更是維持老年人生活品質的首要任務(Sakai 等人, 2008)。

只是, 目前的證據顯示, 對於改善跌倒發生率, 只加強肌力的運動計畫是沒有效果的(Nowalk 等人, 2001)。但在另一研究提出, 若反覆地暴露於急停干擾之中, 會減少跌倒的發生率(Obuchi 等人, 2004)。又有研究證實, 在坐到站, 老年人在這些重複的滑倒干擾下的適應速度, 甚至可以與年輕人相當(Pai 等人, 2003)(Pavol 等人, 2002)。而 Smith 等人的研究更強調, 適應性反應只在沒有跌倒過的人身上才看得到(Smith 等人, 1996)。綜觀上述實驗, 受到重複的干擾所產生的適應性反應, 的確使跌倒對老年人造成的威脅性下降。

目前非預期性的干擾反應研究中, 大多都是關於正走的研究, 較少有文獻探討倒退行走, 而在日常生活中不可或缺的倒退行走動作, 其訓練在改善老年人生活品質上是另一重要議題。為什麼說倒退行走不可或缺呢? 舉凡在洗手台洗手之後、男性使用完小便斗之後、從置物櫃拿出物品之後、把門向自己方向拉開了之後……種種需要貼

近一個物體的行為以後，其實都要執行一個動作——倒退行走，才能確保身體有足夠的空間可以轉身、避免其受到碰撞(Hackney 及 Earhart, 2009)，但此時，由於是倒退走，視覺的功用降低，將會減弱人的平衡能力，若再有非預期性的干擾，對平衡的影響將會更大。

因此，本研究旨在了解老年人倒退行走時非預期性干擾下的反應策略，並與一般健康成人倒退行走時非預期性干擾下的反應策略作比較，期望能夠在了解之後給予適當的平衡訓練，使老年人有足夠能力應付突發狀況的出現，延緩他們的第一次跌倒發生。本研究會比較老年人與健康成人在跑步機上，正走與倒退行走時急停後的反應策略，並藉由量測足底壓力中心位移變化量、下肢關節角度變化與下肢肌肉肌電訊號變化情形來做為探討。

(三)文獻回顧與探討

老年人常因生理上的限制例如平衡能力變差、肌力控制不好、感官知覺功能退化等問題而使得反應力變慢，如此便可能導致跌倒的發生。過去研究指出，反覆地暴露於干擾之下，可以減少跌倒的發生率(Obuchi 等人, 2004)。

在 Sakai 等人的研究(Sakai 等人, 2008)中，以 45 位無神經或肌肉骨骼病史的健康老年人，在 5 分鐘內接受 20 次滑倒干擾測試。使用特別訂製的分離式跑帶跑步機，研究老年人在滑倒干擾下的適應性反應。受試者的骨盆裝有一個三軸加速規，以評估姿勢反應性大小。並使用表面肌電訊號(electromyogram, EMG)電極放在兩側的豎脊肌(Erector spinae)、腹直肌(Rectus abdominis)、股二頭肌(Biceps femoris)、股內側肌(Vastus Medialis, VM)、腓腸內側肌(Gastrocnemius Medialis, GM)及脛前肌(Tibialis anterior)等肌肉，來偵測肌電訊號開始活化的延遲時間及肌肉活化的強度。

實驗結果顯示姿勢反應性大小在受干擾期間的後半期較前半期顯著下降($p < 0.01$)，此意味著受試者的身體晃動程度隨著測試次數的增加而減少，即所謂的適

應性反應。另外也可觀察到股內側肌和腓腸內側肌肌電訊號活化強度的減弱($p < 0.01$, $p < 0.05$)，但是各個肌肉活化的延遲時間並沒有改變。因此作者認為，對干擾的適應性反應有助於老年人跌倒的預防，但老年人產生的適應性是藉由改變肌肉活化強度的大小而不是肌肉活化時間的改變。

而 Pai 等學者的研究(Pai 等人, 2003)也有適應性反應可以降低老人跌倒發生率的相關支持。其研究在探討動作穩定度的前饋控制在減低與滑倒相關的平衡缺失及老年人的跌倒之中的角色定位。受試者有 41 位健康老年人，連續重複 5 次有滑倒干擾的坐到站，接著是 3 次沒有滑倒干擾的坐到站，最後是 1 次有滑倒干擾的坐到站；第一次干擾的給予並沒有事先告知，但在之後的都會告知是否會給干擾。研究結果是適應了重複的干擾，就能降低老人的跌倒發生率及後向平衡的缺失，也顯著地改善他們在穩定度的前饋控制。在有滑倒干擾及沒有滑倒干擾的狀況下，受試者會開始選擇在兩種狀況都能改善穩定的最理想姿勢，並會減低依賴干擾即將出現的認知。

上述研究已顯示，老年人在往前走時若遭遇非預期性的干擾，身體會產生顯著的往前及往後晃動，若無有效的平衡策略就很容易發生跌倒。而在日常生活中常見的倒退行走情境下，遭遇干擾的平衡反應尚未有研究完整解釋。以下我們先分別從下肢肌肉肌電訊號變化情形、及下肢肌肉收縮時序性等面向探討倒退行走。

Thorstensson 曾提到(Thorstensson, 1986)，肌肉收縮的時序性，在踝關節部分，背屈與直屈肌群收縮的時序性正好與正常行走時完全相反；大腿後肌在正常行走時和倒退行走的時序作用剛好完全相反。肌肉收縮情形上，外直肌在倒退行走的支撐期有較長時間的收縮；股四頭肌在倒退行走支撐期初期時會有作用，但在平常行走時是沒有特別的作用出現；臀大肌在倒退行走時則有明顯的肌肉收縮作用。

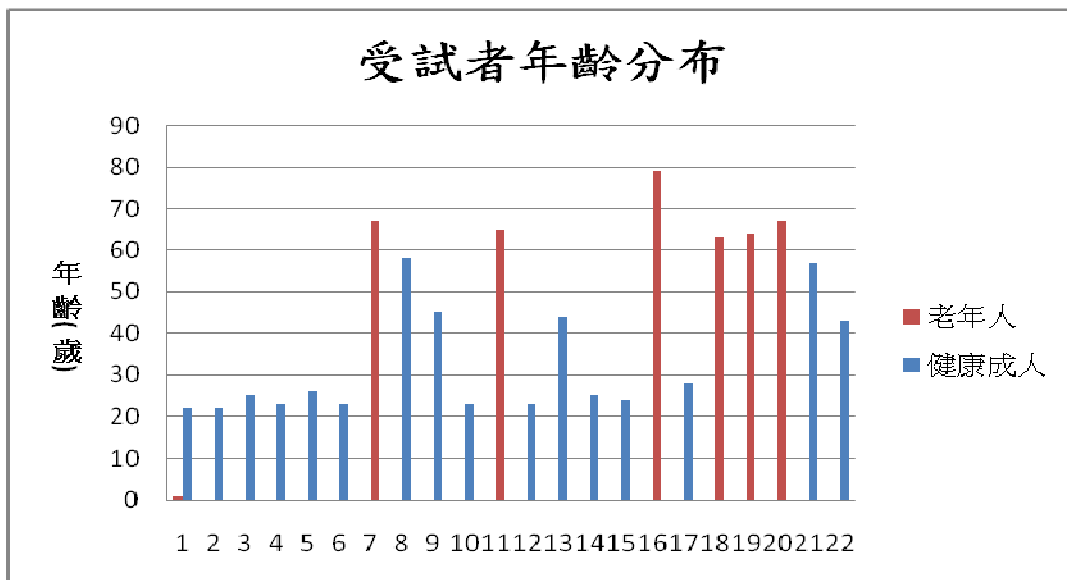
以上研究闡明倒退行走相較於正常行走有許多相異之處，尤其是在活化的時序上呈現相反。這代表倒退行走動作使我們肌肉的使用上更為協調平衡，也為現行臨床使用跑步機倒退行走的復健訓練效益做了更多的印證。

(四)研究方法及步驟

受試者

本研究受試者為 16 位健康成人與 6 位老年人。健康成人收案標準為：(1)年齡滿 18 歲以上和(2)無任何神經、骨骼肌肉疾病或功能障礙等會影響步態表現之病史。老年人收案標準為：(1)年齡滿 60 歲以上，(2)無任何神經、骨骼肌肉疾病或功能障礙等會影響步態表現之病史和(3)可獨自行走 10 公尺而不使用任何助行器者。

健康成人年齡間距為 22 歲到 58 歲，平均年齡是 31.94 歲。老年族群年齡間距為 63 歲到 79 歲，平均年齡是 67.5 歲。表一即為 22 位受試者之年齡分布。



表一、受試者年齡分布圖

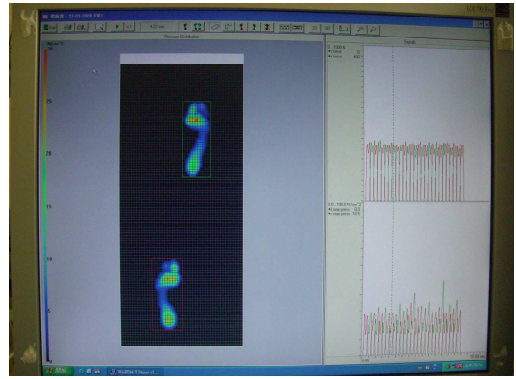
研究工具

本研究使用的評估工具，有動態足底壓力量測跑步機系統和肌電訊號傳輸系統。

分述如下：

- (1) 動態足底壓力量測跑步機系統(zebris FDM-T system, zebris Medical GmbH, Germany)：(圖一)

該系統跑步機跑帶下有一力板，此力板每平方公分就有 1 個壓力感測器，壓力閾值是每平方公分 1 牛頓(1 牛頓=9.8 公斤)。此跑步機用以收集靜態站立時足底壓力分佈，偵測平均壓力值、最高壓力值。



圖一、動態足底壓力量測跑步機系統

(2) 肌電訊號傳輸系統(Wireless EMG, zebris Medical GmbH, Germany) (圖二)

將紀錄電極片置於欲收集之肌肉上，收集行走及急停時之肌電訊號後，再將肌電訊號傳輸回主機(CMS-HS, zebris Medical GmbH, Germany)，取樣頻率達1000Hz，藉由軟體的分析，可收集肌肉的收縮強度、收縮時間等資料。



圖二、肌電訊號傳輸系統

研究步驟

本研究首先記錄各受試者的基本資料，包括姓名、性別、出生日期等；接著分別記錄六公尺平地行走測試正常行走與倒退行走各3次所需時間；將表面肌電訊號電極貼於受試者兩側下肢的主要肌群，包括股直肌(Rectus femoris)、股二頭肌(Biceps femoris)、脛前肌(Tibialis anterior)、腓腸肌(Gastrocnemius)共8組，完成後即在跑步機上進行測試。

站上跑步機後首先測試靜態站立平衡能力，確保受試者兩腳分別在中央紅線的兩側，然後給予指令：「請看著前面的XX，站著不動，不要說話。」測完一回時說"好"，

受試者手可以扶，休息時間 30 秒。受試者需完成張眼站立以及閉眼站立測試各 3 次。

跑步機急停測試內容，首先讓受試者適應在跑步機上行走，跑步機速度調整至受試者覺得舒適的速度，接著給予指令：「等一下往前走時，跑步機會突然停止，請您盡量站穩不要跌倒，不要移動」。跑步機急停的時間以電腦事先隨機選擇，範圍設定在測試開始後 5 至 20 秒之間，當受試者適應跑步機速度後，電腦開始記錄直到跑步機急停後 3 秒的數據。受試者需完成正走急停以及倒退走急停測試各 5 次。完整實驗流程如圖三所示。



圖三、實驗流程圖

資料統計分析

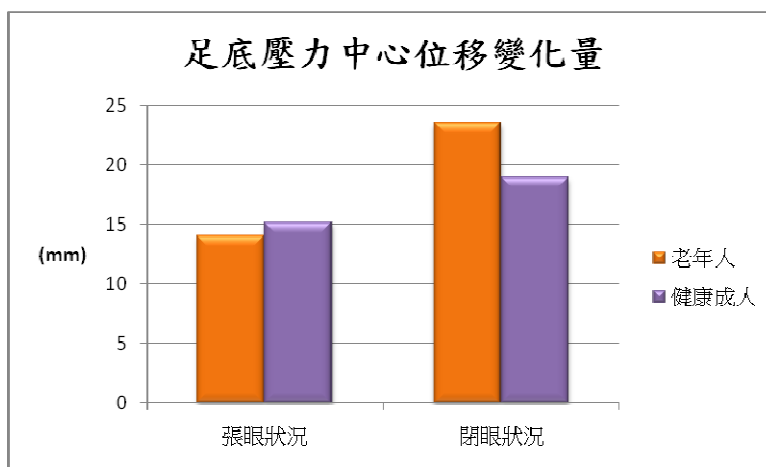
本研究收集六公尺平地行走測試的平地行走速度，分別取正常行走與倒退行走各 3 次，以描述性統計之平均數進行分析；靜態站立平衡能力測試中，張眼及閉眼兩種狀況的 X、Y 軸向上足底壓力中心位移變化量各 3 次的平均；跑步機急停後 1.5 秒內的下肢肌肉肌電訊號的方均根，定肌肉無收縮時之肌電訊號為零值，與之相除後之數值為肌肉功率，取正常行走與倒退行走各 5 次。

所有收集資料以 SPSS 12.0 套裝軟體進行分析，顯著水準 P 值設為 0.05。

(五) 結果

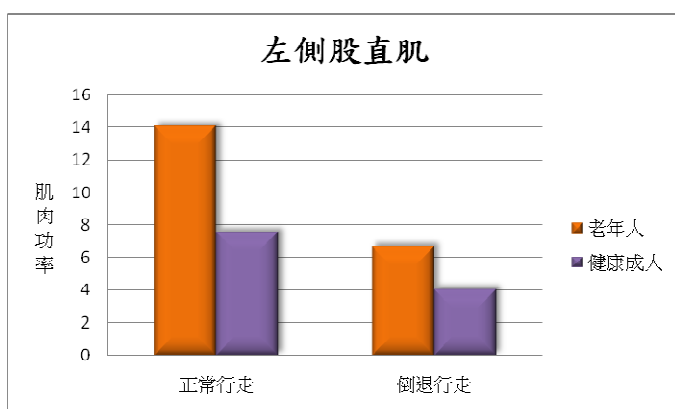
本研究實驗結果無論是老年人或是健康成人，靜態站立平衡能力測試中，足底壓

力中心位移變化量閉眼狀況都較張眼狀況較大；在閉眼狀況時，足底壓力中心位移變化量老年人又較健康成人為大(表二)。

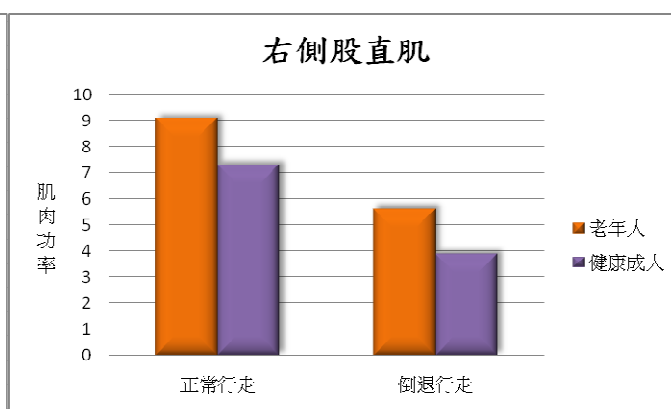


表二、靜態站立時，足底壓力中心位移變化量

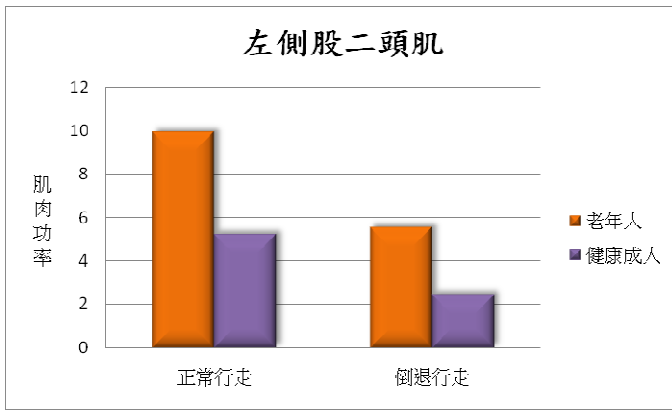
在跑步機急停後，下肢肌肉包括左右股直肌(Rectus femoris)、股二頭肌(Biceps femoris)、脛前肌(Tibialis anterior)、腓腸肌(Gastrocnemius)等八組之肌肉功率，在正常行走的情況下，皆有老年人大於健康成人的趨勢(表三~表十)。



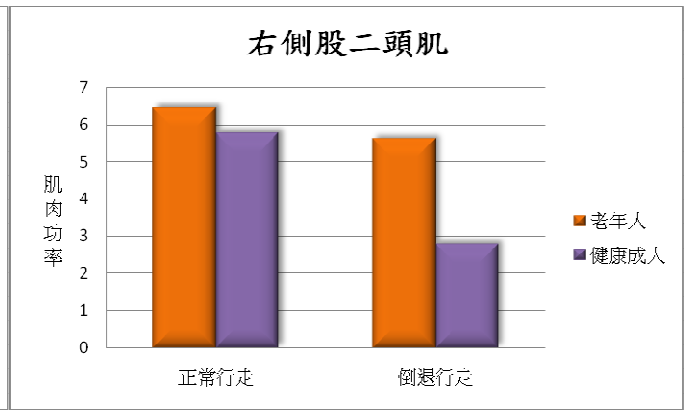
表三、左側股直肌肌肉功率



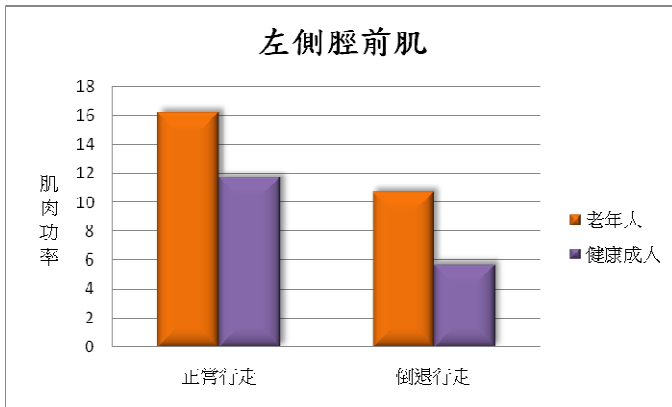
表四、右側股直肌肌肉功率



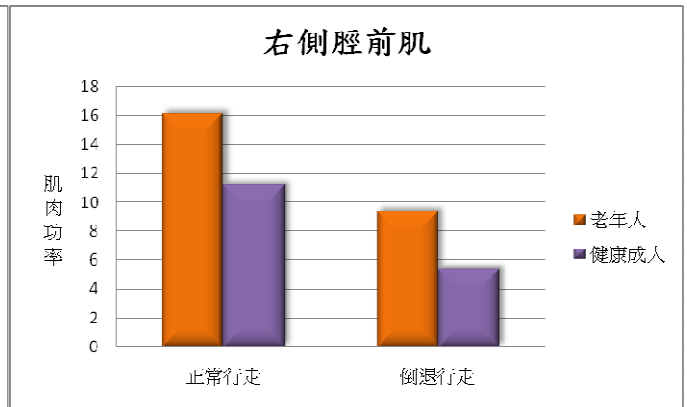
表五、左側股二頭肌肌肉功率



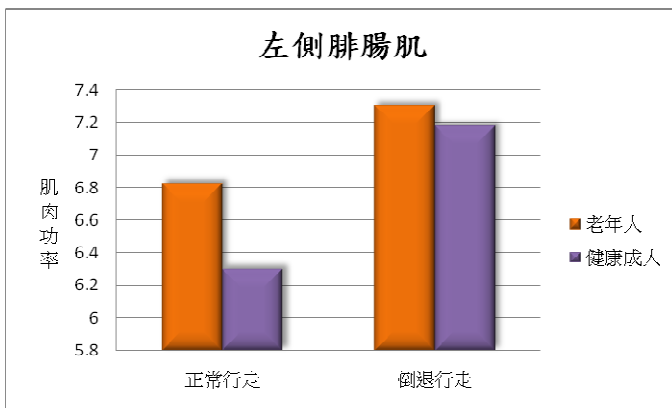
表六、右側股二頭肌肌肉功率



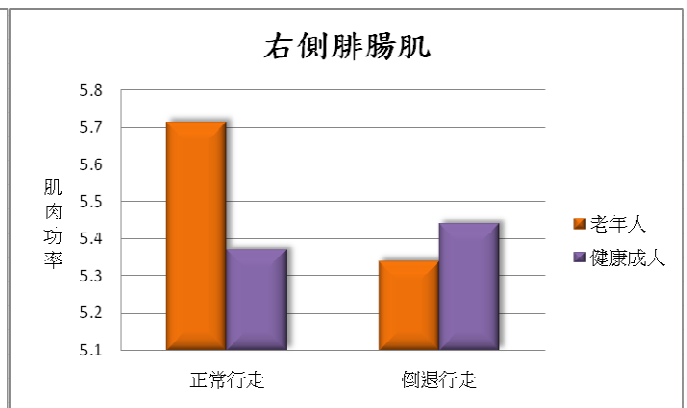
表七、左側脛前肌肌肉功率



表八、右側脛前肌肌肉功率



表九、左側腓腸肌肌肉功率



表十、右側腓腸肌肌肉功率

本研究發現倒退行走時，左右股直肌、股二頭肌、脛前肌等六組肌肉，與正常行走時有相同的趨勢，老年人的肌肉功率大於健康成人之肌肉功率(表三~表八)，尤以右側股二頭肌最顯著($P<0.05$)(表六)；而左側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率雖也有老年人大於健康成人的趨勢，但已近乎水平(表九)，右側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率在本研究中則顯現老年人小於健康成人的趨勢(表十)。

(六) 討論

在閉眼狀況時，足底壓力中心位移變化量老年人又較健康成人為大，顯示老年人之本體覺較不足以彌補視覺剝奪時之平衡能力。

而倒退行走時，左右股直肌、股二頭肌、脛前肌等六組肌肉，老年人的肌肉功率大於健康成人之肌肉功率，尤以右側股二頭肌最為顯著。顯示在倒退行走時老年人下肢肌肉須比健康成人作更大的功率，與正常行走時一樣；本研究只有在右側股二頭肌有達顯著差異，而左側沒有，可能是因為實驗時，於急停後無特別要求受試者先跨左側下肢或右側下肢，才会有此差異，因此在未來實驗可以另外記錄受試者於急停後先跨哪一側的下肢以協助解釋此現象。

左側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率雖也有老年人大於健康成人的趨勢，但已近乎水平，右側腓腸肌在倒退行走時之肌肉功率在本研究中則顯現老年人小於健康成人的趨勢；顯現倒退行走時，老年人之腓腸肌相較於健康成人較無法作功，這可能也是老年人相較於健康成人於倒退行走時表現較差的原因，因此在臨床訓練上可以加強此肌群之訓練，協助老年人在倒退行走狀況下，遭遇非預期性干擾可以有較好的策略來避免跌倒。

(七) 參考文獻

1. 行政院經濟建設委員會人力處(2000)。人口預測。
2. 行政院主計處(2005)。行政院主計處網站。資料引自 <http://www.dgbas.gov.tw/public/Attachment/681011195471.doc>

3. 陳振德、林健盛。老年常見之創傷急診。
4. Sakai M, Shiba Y, Sato H, Takahira N. Motor Adaptation during Slip-Perturbed Gait in Older Adults. *J.Phys.Ther.Sci.* 2008; 20: 109-115.
5. Nowalk M.P, Prendergast J.M, Bayles C.M, D’Amico F.J, Colvin G.C. A randomized trial of exercise programs among older individuals living in two long-term care facilities: The FallsFREE program. *J Am Geriatr Soc* 2001; 49: 859-865.
6. Obuchi S, Kojima M, Shiba Y, Shimada H, Suzuki T. A randomized controlled trial of a treadmill training with the perturbation to improve the balance performance in the community dwelling elderly subjects. *Nippon Ronen Igakkai Zasshi* 2004; 41: 321-327(in Japanese with English Abstract)
7. Pai Y.C, Wening J.D, Runtz E.F, Iqbal K, Pavol M.J. Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. *J Neurophysiol* 2003; 90: 755-762.
8. Pavol M.J, Runtz E.F, Edwards B.J, Pai Y.C. Age Influences the Outcome of a Slipping Perturbation During Initial But Not Repeated Exposures. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2002; 57: M496-M503
9. Smith B.N, Segal R.L, Wolf S.L. Long latency ankle responses to dynamic perturbation in older fallers and non-fallers. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44: 1447-1454.
10. Hackney M.E, Earhart G.M. Backward Walking in Parkinson’s Disease. *Movement Disorders* 2009; 24: 2: 218-223.
11. Thorstensson A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking. *Experimental. Brain Research* 1986; 61: 664-668.
12. Cipriani D.J, Armstrong C.W, Gaul S. Backward walking at three levels of treadmill inclination: An electromyographic and kinematic analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* , 1995; 22: 95-102.

(八)感謝

首先感謝葉純好老師在撰寫此研究計畫上的指導，從老師身上我習得許多，知道如何找出文獻中的要點、如何將各篇文獻相比較、如何將各篇文獻之精髓做統合以驗證、支持研究之假說，並善用手邊資源、照片將報告詳細呈現。也感謝實驗收案過程中及結束後，與我討論實驗流程與研究結果的林志峰老師、廖淑文老師，讓我對實驗之結果有更多的想法去詮釋，並與臨床相比較。最後，感謝國家科學研究委員會對本

研究的支持，讓我有機會著手本議題之實驗，並由實驗中學習、由實驗結果印證想法。