



12-31-2012

The Comparison of the Dynamic Balance Abilities between Young and Elderly Adults

Chen-Yang Kao

Shun-Hwa Wei

Chao-Chih Lee

Fu-Kong Lieu

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Kao, Chen-Yang; Wei, Shun-Hwa; Lee, Chao-Chih; and Lieu, Fu-Kong (2012) "The Comparison of the Dynamic Balance Abilities between Young and Elderly Adults," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 40: Iss. 4, Article 4.

DOI: [https://doi.org/10.6315/2012.40\(4\)04](https://doi.org/10.6315/2012.40(4)04)

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol40/iss4/4>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

原著

年輕人與高齡者動態平衡能力的評估與比較

高禎陽 蔚順華 李朝智¹ 劉復康¹

國立陽明大學物理治療暨輔助科技學系 振興醫院復健醫學部¹

背景：跌倒是威脅高齡者(elderly adults)健康品質的最大危險因子之一，研究及早篩檢出有潛在跌倒的高危險群老人將有助於減低老人跌倒的發生率。但國內利用測力平台(forced plate)系統進行檢測之研究大多為針對不同類型的病患(如：脊髓損傷患者、中風病患等)，較無針對一般老年族群進行穩定限度(limit of stability)的檢測。且過去關於高齡者平衡的研究，比較著重在兩腳長時間站立時觀察身體壓力中心(center of pressure)的改變，較少在執行動態承重偏移(weight shifting)時看重心動態參數的改變。

目的：比較年輕人與高齡者穩定限制範圍的特性與身體壓力中心參數的差異。

方法：徵召 18~30 歲年輕人(10 位)，以及符合收案條件的 65 歲以上高齡者(14 位)，兩組受試者於測力板上進行動態平衡能力測試。使用 Wilcoxon 排序和檢定(Wilcoxon Rank Sum Test)來比較年輕人與高齡者身體壓力中心各項參數的差異，顯著差異值 $p < 0.05$ 。

結果：年輕人在動態平衡的各項參數上，年輕族群表現都明顯比老年族群來的好($p < 0.009$)。

結論：老年族群與年輕族群相比，無論是在動態移動速度、移動位移與移動面積範圍等方面，表現皆明顯比年輕人較差。(台灣復健醫誌 2012；40(4)：215 - 221)

關鍵詞：高齡者(elderly adults)，承重轉移(weight shifting)，穩定限度(limit of stability)，測力平台(forced plate)，身體壓力中心(center of pressure)

前 言

老年族群之平衡能力退化易造成意外傷害，花費許多醫療及社會成本，跌倒是威脅高齡者健康品質的最大危險因子之一，^[1]高齡者跌倒常常導致有骨質疏鬆的人罹患股骨頸骨折或是其他傷害，^[2]跌倒的高齡者仍有極高比率會發生再跌倒意外。^[3]現今的社會中平均壽命越來越長，針對高齡者的平衡訓練將日益重要，高齡者平衡能力下降與下肢功能退化將阻礙其由坐到站、走路、爬梯能力等，不僅影響其從事日常生活活動、休閒活動的能力，甚至可能造成跌倒。^[4]目前的臨床評估方法以及在實驗室中所使用的生物力學評估方式，但仍各有其缺點，像是實驗室中生物力學評估的

設備昂貴與場地問題，或是臨床評估方式有時有太主觀，無法客觀的描述受測者的狀況。^[5]且國內對於高齡者重心參數改變的相關數據不多，無法深入了解老年族群因年齡增加而產生的平衡能力改變。^[6]

過去平衡相關的研究，多利用身體重心或是足底壓力中心軌跡的變化關係，以運動學(kinematic)的方法來評估平衡的穩定性。^[7]重心移動的軌跡、範圍及頻率等參數，的確提供了許多對平衡能力評量的方法。但以壓力中心或重心軌跡，或是晃動程度來評量平衡，存在不一致與不具代表性的情形，且無法找出確切影響平衡的機制。^[8,9]另外之前研究回顧指出，評估動態平衡能力較靜態平衡能力更能預測高齡者跌倒的發生率。^[10]因此本研究欲藉由新設計之測力平台系統比較老年族群與年輕族群間動態平衡能力的差異。

投稿日期：101 年 7 月 13 日 修改日期：101 年 8 月 13 日 接受日期：101 年 8 月 14 日

通訊作者：蔚順華教授，國立陽明大學物理治療暨輔助科技學系，台北市 112 北投區立農街二段 155 號

電話：(02) 28267000 轉 7190 E-mail：shunhwa@ym.edu.tw

材料與方法

本研究將受試者分成兩組，分別徵召 10 位健康年輕受試者，以及 65 歲以上高齡者共 14 位。研究中所收取之年輕受試者為實驗室成員或是患者家屬所組成。而高齡受試者則均經由醫學中心所轉介而來，收案條件為：(1)能配合口語或文字進行檢測與訓練；(2)可獨立行走，不需他人攙扶(可使用輔具)；(3)能自行自椅子上站起，不需他人攙扶(但可扶著扶手或大腿)；(4)有足夠的視力能看清大螢幕顯示(可配合戴眼鏡等輔具)。

而本研究的收案排除條件為：(1)有急性病症、嚴重之中樞或周邊神經系統疾病，會影響檢測結果者；(2)有嚴重的視力或聽力缺失，以致於無法看清大螢幕或配合指示進行檢測者；(3)最近六個月中有新的骨折產生者；(4)嚴重的認知功能障礙者；(5)因個人因素或時間限制以致無法完成全部檢測者。所有之受試者均經詳細的解說實驗步驟及實驗進行中潛在危險，且均在測試前皆有簽署受試者同意書。本實驗經過陽明大學臨床試驗委員會審核通過。

本研究利用類比數位擷取(DAQ)的 C 系列模組(NI9215, National Instruments, USA)，執行訊號處理以及連接的功能，其取樣頻率最高可達 100 KS/s，最大電壓範圍為 $\pm 10V$ ，再經由搭配 NI9215 的 Data Acquisition 裝置(cDAQ-9172, National Instruments, USA)，以 USB 接頭傳送至桌上型電腦化智慧動作判讀平台。本研究將自行設計一電腦化智慧動作判讀平台 i_Plate。i_Plate 為一鋼體材料其底部將安置四個力應變器(strain gauge) (TEDEA 615 Huntleigh co.)。利用固定的力板尺寸及訊號處理，可將受試者左右腳足底之地面垂直反作用力及足底間之作用力中心(center of force)計算得知。由於該力板可以分別測得受試者兩足間之身體壓力中心(center of pressure)，故可以獲得與本研究有關之研究參數，諸如：壓力中心的移動情形以及受試者在失去平衡前的反應行為等(圖 1)。

動態平衡之能力採用陽明大學蔚教授所新設計測力平台系統來評估。在測試前，施測者說明測試目的與過程，之後便開始進行測試。為求實驗條件一致性，減少因鞋墊、襪子影響，以及避免使用不同的站立策略而影響結果，本實驗請受試者盡量赤腳，且腳內緣與腳後跟對齊測力平台上黏貼的定位線(雙腳內緣距離 10 公分)，但不碰觸到此線，手可以自由擺放於大腿兩側，雙腳不動，藉由與受試者前方螢幕內的遊戲互動，力板一邊收取受試者及時的身體壓力中心位置，再由身體壓力中心連結搖桿軟體將訊號轉換為虛

擬搖桿訊號，傳到電腦中讓電腦判讀並呈現於遊戲中(圖 2)。身體盡可能用最快速做最大左右承重偏移(weight shifting)動作三次，接著用同樣方式做前後向三次，總共做兩回測試，中間可休息，採用成績最好的一次。本研究所收取平衡的相關參數為量測受測者在做承重轉移訓練遊戲時，因姿勢擺盪造成足部力量中心擺盪的情形，並延伸算出以下評估平衡的十個相關參數，包括足部力量中心移動軌跡總長、足部力量中心移動軌跡於左右及前後方向的總長、足部力量中心移動軌跡於左右及前後方向的位移、足部力量中心平均移動速率、足部力量中心於左右及前後方向平均移動速率、足部力量中心移動範圍所圍成的面積等等。

當足部施力於測力平台，產生足部力量中心點，此時四個單軸荷重元會共同分擔承受此施於測力平台的力(圖 3)，因此，四個單軸荷重元所承受到的反作用力力量總和(F_z)，便是足部施予測力平台的反作用力(F)(式(1))，其中， F_1 至 F_4 分別代表四個單軸荷重元所承受之反作用力。假設此測力平台的左下角為座標原點，底邊為 X 軸，左邊為 Y 軸，則此力量中心對於 X 軸所產生的力矩(M_x)就相當於這四個荷重元承受到的力對 X 軸所產生到的力矩，同樣的，力量中心對於 Y 軸所產生的力矩(M_y)相當於這四個荷重元承受到的力對 Y 軸所產生到的力矩(式(2))，其中， x, y 分別代表足部力量中心施力於測力平台的所在位置座標， $x_1 \sim x_4$ 以及 $y_1 \sim y_4$ 分別代表平台四個荷重元受力的所在座標位置。由式(1)及式(2)，便可以計算出力量中心點的 x, y 座標位置(COF_x, COF_y)(式(3))。

為了計算這些評估參數，必需先計算力量中心點移動軌跡總長度(COF_d (mm))，其計算原理為求出力量中心點每一次瞬間移動的距離，再將之加總，而每一次瞬間移動的距離，則是利用直角三角形斜邊長度為兩邊長度平方相加再開根號的原理求出(式(4))，其中， t 為每一次取樣的瞬間， $t+1$ 為取樣時間 t 後一次的取樣瞬間， n 為取樣次數。力量中心點於左右方向移動軌跡長(COF_{xd} (mm))，則是利用後一個力量中心點的 X 座標減去前一個力量中心點的 X 座標，再將這些距離加總而來(式(5))，力量中心點於前後方向移動軌跡長(COF_{yd} (mm))計算方式同前(式(6))。至於各項參數代表意義統整如表 1。

本研究承重轉移評量建立，包含了評估軟硬體建立與臨床測試。在評估硬體及軟體的開發上，硬體主要為一個由四個單軸荷重元(load cells)組成之測力平台系統。軟體部分，主要是訊號擷取與即時評估，利用 National Instruments LabVIEW 8.5 軟體開發評估受試者的穩定限度以及各項身體壓力中心參數之立即運

算、呈現與資料儲存，進而計算出的參數作為區別出兩種不同能力族群(健康年輕人與高齡者)之差異。本實驗使用 Wilcoxon 排序和檢定比較健康年輕受試者以及 65 歲以上高齡族群於動態平衡能力測試時，身體壓力中心各項參數的差異，顯著差異值定為 $p < 0.05$ 。

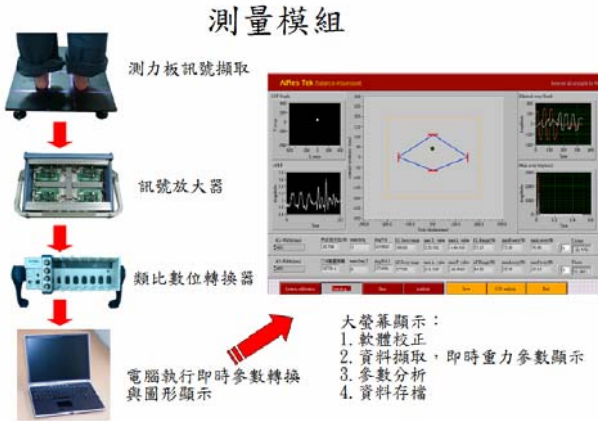


圖 1. 實驗設置圖

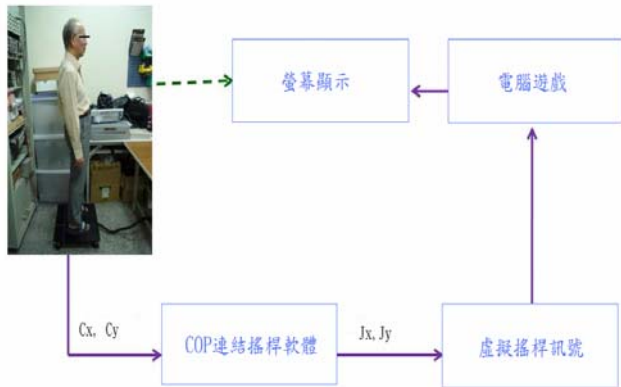


圖 2. 動態平衡能力評估執行圖(Jx, Jy)=身體壓力中心參數連結搖桿(COP to joystick) (Cx, Cy)。

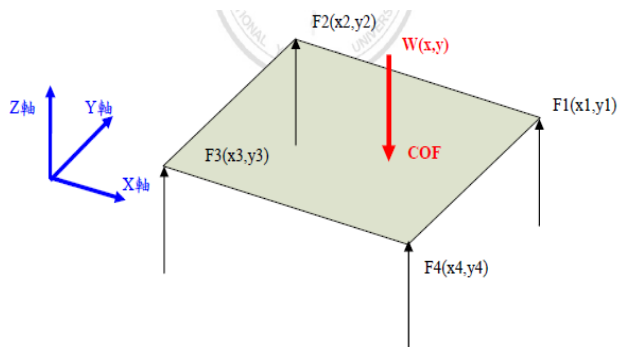


圖 3. 足部力量中心(COF)反作用力 F 與座標(x,y)及四個荷重元受力 F1-F4 與座標((x1,y1)~(x4,y4))關係圖

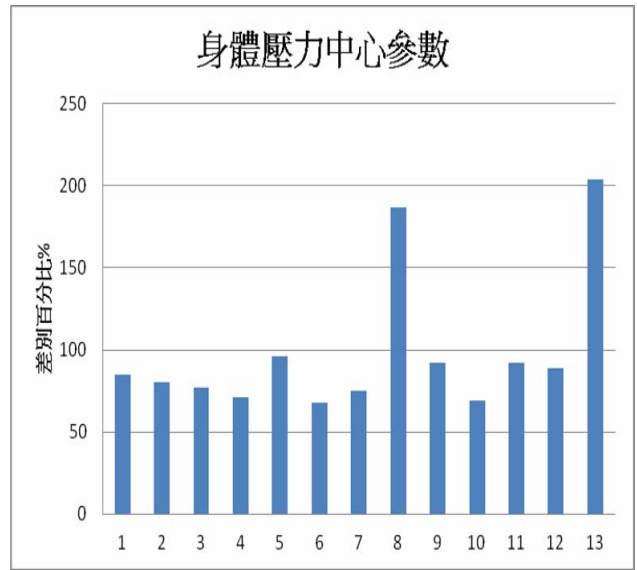


圖 4. 年輕族群較老年族群於各項身體壓力中心參數的差別百分比：(1)左右方向總位移；(2)前後方向總位移；(3)總位移距離；(4)左右位移範圍；(5)前後位移範圍；(6)往右最大位移；(7)往左最大位移；(8)往前最大位移；(9)往後最大位移；(10)左右方向移動速度；(11)前後方向移動速度；(12)平均移動速度；(13)移動範圍面積。

結果

本研究共收 24 位受試者，受試者分成 10 位健康年輕受試者與 14 位高齡者進行評估，在健康年輕受試者方面(6 位男性，4 位女性)，平均年齡為 24.25 ± 1.43 歲；高齡者(8 位男性，6 位女性)平均年齡為 79.90 ± 5.54 歲(表 2)。

如表 3 與圖 4 所示，根據實驗結果發現：(1)在移動距離方面，年輕人無論是在左右方向總位移、前後方向總位移、總位移距離、左右位移範圍、前後位移範圍、往右/往左/往前/往後最大位移，年輕人都較高齡者明顯來的多(p 皆 < 0.009)，且在往前位移部分更比高齡者多了 1.87 倍，在前後位移範圍與往後最大位移部分，也比高齡者增加超過 90%。其餘的距離參數年輕人也較高齡者多出 70%。(2)在移動速度方面，年輕人於左右方向移動速度、前後方向移動速度與平均移動速度，皆明顯較高齡者來的快(p 皆 < 0.006)，且前後方向移動速度年輕人較高齡者多出 92% 為最多，另外平均速度也多出 89%。(3)在身體壓力中心移動範圍面積方面，年輕人的範圍面積較高齡者多出達兩倍($p = 0.007$)，代表年輕人的穩定限度較高齡者明顯來的多。

表 1. 評估平衡的各項參數

參數	定義及公式	動作或意義
COF移動軌跡總長(COFd(mm))	COFd	身體擺動偏離中心的距離，可反映其整體平衡能力
COF移動軌跡於左右(x)方向的總長(COFxd(mm))	COFxd(mm)	身體左右擺動偏離中心的距離，可反映其左右方向平衡能力，此能力可能會受到前庭系統或中樞神經系統能力影響
COF移動軌跡於前後(y)方向的總長(COFyd(mm))	COFyd(mm)	身體前後擺動偏離中心的距離，可反映其前後方向平衡能力，此能力在閉眼後影響更明顯，可能反映出本體感覺與前庭覺功能
COF平均移動速率(COFv(mm/s))	COFd/總動作時間	身體擺動偏離中心的距離，可反映其整體平衡能力
COF於左右(x)方向平均移動速率(COFxv(mm/s))	COFxd/總動作時間	身體左右擺動偏離中心的距離，可反映其左右方向平衡能力，此能力可能會受到前庭系統或中樞神經系統能力影響
COF於前後(y)方向平均移動速率(COFyv(mm/s))	COFyd/總動作時間	身體前後擺動偏離中心的距離，可反映其前後方向平衡能力，此能力在閉眼後影響更明顯，可能反映出本體感覺與前庭覺功能
COF移動軌跡於左右方向的範圍(COFx range(mm))	COFx的最大值-最小值	左右方向擺動的最大範圍，表其偏離身體中心的最大程度，可反映其平衡能力
COF移動軌跡於前後方向的範圍(COFy range(mm))	COFy的最大值-最小值	前後方向擺動的最大範圍，表其偏離身體中心的最大程度，可反映其平衡能力

註：COF=足部力量中心。

表 2. 受試者各項基本資料(平均值±標準差)

	健康年輕人(n=10)	高齡者(n=14)
男性:女性	6:4	8:6
年齡(歲)	24.25 ± 1.43	79.90 ± 5.54
身高(公分)	166.93 ± 8.84	156.17 ± 7.54
體重(公斤)	63.89 ± 16.97	54.95 ± 10.79

表 3. 高齡者與年輕人比較-身體壓力中心各項數據(平均值±標準差)

項目	年輕人 (n=10)	高齡者 (n=14)	平均排 序值	Z	差別(%)	p 值
左右方向總位移(mm)	2530.42 ± 762.68	1364.95 ± 488.43	45.12	-1.855	-85.3855	0.001*
前後方向總位移(mm)	2857.69 ± 520.12	1580.86 ± 464.25	35.61	-1.807	-80.7681	0.004*
總位移距離(mm)	4528.19 ± 988.28	2544.36 ± 744.54	42.65	-1.797	-77.9697	0.005*
左右位移範圍(mm)	264.55 ± 17.58	154.11 ± 42.08	40.11	-1.766	-71.6631	0.002*
前後位移範圍(mm)	186.87 ± 13.13	95.12 ± 38.20	38.12	-1.961	-96.4571	0.002*
往右最大位移(mm)	130.30 ± 10.46	77.42 ± 25.63	36.12	-1.688	-68.3028	0.001*
往左最大位移(mm)	134.24 ± 8.69	76.69 ± 22.31	42.21	-1.744	-75.0424	0.009*
往前最大位移(mm)	81.26 ± 11.73	28.28 ± 20.22	39.10	-1.871	-187.341	0.005*
往後最大位移(mm)	105.61 ± 12.11	55.00 ± 27.08	40.09	-1.982	-92.0182	0.002*
左右方向移動速度(mm/s)	63.44 ± 20.72	37.44 ± 20.01	37.65	-1.694	-69.4444	0.003*
前後方向移動速度(mm/s)	68.13 ± 21.62	35.34 ± 19.66	36.71	-1.927	-92.7844	0.003*
平均移動速度(mm/s)	98.88 ± 36.62	52.21 ± 24.32	35.13	-1.899	-89.389	0.006*
移動範圍面積(mm ²)	24658.91 ± 1607.95	8110.60 ± 5637.41	37.11	-1.203	-204.033	0.007*

註：*年輕組與高齡組有顯著差異(p 值<0.05)。

討 論

和以往評估高齡者平衡能力的評估方法比較，此評估系統具有許多優點，在硬體部分，相較於計時起走測試或是動作分析系統需要廣大的場地，此評估系統無論是在評估時或是收納時，其所需的空間都很小，此外，測力平台的質量輕且操作簡單，無論是在搬運或是操作時，相較於傳統測力板或是動作分析系統笨重的設備，所需人力較少，而儀器價格便宜，更是此系統優於傳統動作分析或力板的一大優點。^[11]在評估軟體部分，此系統可以整合評估平衡能力與復健訓練，相較於臨床評估方法有評分不客觀的問題，^[12]此系統所使用的參數可以提供客觀且量化平衡能力的差異。此外，由於是使用虛擬搖桿控制系統，因此在同一台電腦內，就可以將受試者身體壓力中心的參數及時顯示於大螢幕上，進而控制遊戲角色，並可同時分析其參數的改變量並同步儲存數據。在評估方法部份，從受測者為高齡者的觀點考量，可簡易執行評估，不需額外作其他測試就可以得知動作的表現。此外，因為搭配情境式的復健遊戲，不同於其他臨床訓練較為單調，且跟虛擬角色有互動，增加參與感與動機，對高齡受試者參與意願較高。從施測者觀點考量，使用此評估系統，不需要繁瑣的校正以及黏貼反光球，便可開始施測，操作簡單，口頭說明加上練習到施測完成只需 5~10 分鐘，並可節省後續繁瑣的資料處理時間與人力，以及減少誤算的發生。

本研究分析足底力量中心在動態平衡時的擺盪程度，來評估高齡者在平衡與控制能力上的表現，結果顯示在動態平衡能力測試時，高齡者在擺盪範圍、速度及總移動路徑上，皆小於年輕人，反映出高齡者平衡調控能力較差，這樣的結果符合我們原先的預期。^[13]這可能是由於高齡者肌肉的能力退化、神經傳導速度減慢，在姿勢調控上的能力低於年輕人，且與週遭環境的互動能力較差所致。^[14,15]另外就高齡者的穩定限度較小，可能是因為其採取僵硬的策略，讓自己在站姿下的身體晃動可被侷限在較小的範圍內以保持平衡，避免跌倒。^[16]

而在年輕人與高齡者的動態平衡能力比較：(1)移動距離方面，年輕人無論是在左右方向總位移、前後方向總位移、總位移距離、左右位移範圍、前後位移範圍、往右/往左/往前/往後最大位移，年輕人都較高齡者明顯來的多，且在往前位移部分更比高齡者多了 1.87 倍。在前後位移範圍與往後最大位移部分，也比高齡者增加超過 90%。其餘的距離參數年輕人也較高

齡者多出 70%，顯示年輕人在承重轉移的移動範圍明顯都比老年族群來的多，可反映出本體感覺與前庭覺功能表現，年輕人較老年族群來的好。^[17](2)在移動速度方面，年輕人於左右方向移動速度、前後方向移動速度與平均移動速度，皆明顯較高齡者來的快，且前後方向移動速度年輕人較高齡者多出 92% 為最多，另外平均速度也多出 89%，幾乎達到高齡者兩倍的速度，可反應出在前庭系統或中樞神經系統能力，年輕人較老年族群來的好。^[18](3)在身體壓力中心移動範圍面積方面，年輕人的範圍面積較高齡者多出達兩倍，代表年輕人的穩定限度較高齡者明顯來的大。而年輕人的移動軌跡範圍明顯來的比高齡者來的大，可反應出其整體動態平衡能力，年輕人較老年族群來的好，^[19]本研究關於高齡者與成年人穩定限度的結果與先前的研究相吻合。

近來研究重心動態平衡之穩定限度，主要以兩種形式之界限為參數，分別為力矩界限與狀態界限。而過往研究發現力矩界限與狀態界限具高度相關，並認為中樞神經系統以狀態界限作為控制平衡回饋之重要參數。^[20]本研究以狀態界限為安全門檻參數之計算，顯示高齡者與年輕人顯著不同，表示在動態平衡能力上，每個人的平衡穩定限度之限制越大，驅動重心的能力越小，亦可由此分析動態平衡能力退化程度。^[21,22]

在臨床應用上，這些高齡者與年輕人的各項參數差異量，將有助於定出高齡者作平衡訓練的指標值。而未來若能將此評估高齡者平衡能力的即時評估平台有顯著差異的評估參數，做進一步探討不同年齡層的參數差異趨勢，則有助於檢測出此高齡者的能力是否落在相同年齡層的表现範圍內，進一步看出高齡者是否有平衡退化的情形或是尋找訓練的方向。讓高齡者了解自己目前的健康情況，將有助於高齡者事先預警到平衡能力下降的程度，也有助於早期發現問題，早期進行訓練以及事先做好預防傷害發生的準備，將後遺症減到最低。

結 論

本研究所採用之軟硬體具有評估動態平衡能力的功能，並且可以在短時間內評估出動態平衡能力及身體壓力中心的各項參數在臨床工作及研究上都是實用且方便之工具。另外在比較高齡者與年輕族群的動態平衡能力方面，無論是在動態移動速度、移動距離與移動範圍面積等方面，高齡者表現皆明顯比年輕族群來的差(特別於移動速度與移動範圍面積方面差別大)。

誌 謝

感謝國立陽明大學蔚順華教授提供完善的硬體設備與空間，得以完成此研究。

參考文獻

1. Badke MB, Duncan PW, Di Fabio RP. Influence of prior knowledge on automatic and voluntary postural adjustments in healthy and hemiplegic subjects. *Phys Ther* 1987;67:1495-500.
2. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol* 1989;44:M112-7.
3. Diener HC, Horak F, Stelmach G, et al. Direction and amplitude precuing has no effect on automatic posture responses. *Exp Brain Res* 1991;84:219-23.
4. Diener HC, Horak FB, Nashner LM. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *J Neurophysiol* 1988;59:1888-905.
5. Hocherman S, Dickstein R, Pillar T. Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65:588-92.
6. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986;55:1369-81.
7. Horak FB, Diener HC, Nashner LM. Influence of central set on human postural responses. *J Neurophysiol* 1989;62:841-53.
8. Nashner LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* 1976;26:59-72.
9. Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke* 1995;26:838-42.
10. Pavol MJ, Pai YC. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. *Exp Brain Res* 2002;145:528-38.
11. Harada N, Chiu V, Damron-Rodriguez J, et al. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Phys Ther* 1995;75:462-9.
12. Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol* 1994;49:M52-61.
13. Tang PF, Woollacott MH, Chong RK. Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. *Exp Brain Res* 1998;119:141-52.
14. Wing AM, Flanagan JR, Richardson J. Anticipatory postural adjustments in stance and grip. *Exp Brain Res* 1997;116:122-30.
15. Peterka RJ, Black FO. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vestib Res* 1990;1:73-85.
16. Wolfson L, Whipple R, Derby CA, et al. A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 1992;42:2069-75.
17. Buisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech* 1987;20:735-42.
18. Chang H, Krebs DE. Dynamic balance control in elders: gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:490-4.
19. Cipriani DJ, Armstrong CW, Gaul S. Backward walking at three levels of treadmill inclination: an electromyographic and kinematic analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;22:95-102.
20. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol* 1982;47:287-302.
21. Nashner LM, Cordo PJ. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res* 1981;43:395-405.
22. Frank JS, Earl M. Coordination of posture and movement. *Phys Ther* 1990;70:855-63.

The Comparison of the Dynamic Balance Abilities Between Young and Elderly Adults

Chen-Yang Kao, Shun-Hwa Wei, Chao-Chih Lee,¹ Fu-Kong Lieu¹

Department of Physical Therapy and Assistive Technology, National Yang-Ming University, Taipei;

¹Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Cheng Hsin General Hospital, Taipei.

Background: Falls are one of high risk factors to the quality of health of elderly adults. A study with early screening for potential high risk factors for elderly adults is helpful to reduce the incidence of falls. Little research has been done to evaluate elderly adults in terms of limits of stability (LOS). Moreover, regarding elderly adult balance, most focuses have been placed on their feet when standing for long periods of time and looking at the static center of pressure (COP) change; few focuses have been placed on the dynamic parameter changes during weight shifting.

Purpose: To compare dynamic balancing abilities between young and elderly adults in terms of LOS and COP parameters.

Methods: A total of 24 subjects were recruited who fulfilled the inclusion criteria. There were 10 subjects in the young adult group whose ages ranged between 18-30 years old. The remaining 14 subjects were in the elderly adult group, with ages over 65 years old. A forced plate system was then used to assess the dynamic balance abilities between the two groups. A Wilcoxon Rank Sum Test was used to compare the differences between the two groups in terms of COP parameters. The statistical difference was $p < 0.05$.

Results: In terms of all dynamic balance parameters, the young adult group was much better than the elderly adult group. ($p < 0.009$)

Conclusion: The dynamic balance abilities of the young adult group are better than the elderly adult group in terms of movement speed, movement displacement, and movement area. (*Tw J Phys Med Rehabil* 2012; 40(4): 215 - 221)

Key Words: elderly adults, weight shifting, limit of stability, forced plate, center of pressure

