

# 站立穩定限度之年齡效應

莊麗玲 胡名霞 黃靄雯 陳治中 林祁岷 簡登偉

穩定度 (steadiness) 及穩定限度 (stability limit) 為平衡之二個指標。臨床學者曾以功能性伸手向前 (functional reach) 的測驗發現向前的穩定限度與跌倒有關。本研究目的在測試老年、青年、及兒童三組年齡層在前、後、左、右四個方向之站立穩定限度。受試者包括 8 名老年人 ( $73.1 \pm 7.6$  歲)、10 名青年 ( $21.1 \pm 1.9$  歲) 及 9 名兒童 ( $9.2 \pm 1.8$  歲)。三組受試群分別以平衡表現偵測器 (Balance Performance Monitor) 記錄其前、後、左、右各方向之最大位移量、最大位移所需時間、疲乏指標、平衡係數 (用以檢測對稱性) 及搖晃係數等五個變數。結果顯示, 最大位移量以青年組最大; 兒童組往後及往左右方向之最大位移所需時間最短; 疲乏指標三組沒有差別; 老年組往後位移時之左右對稱性較兒童組佳; 維持向前後位移姿勢時的搖晃程度以兒童組最大, 但在維持左右之位移姿勢時的搖晃程度以青年組較大 (以上  $p < 0.05$ )。本研究結果可作為日後臨床使用平衡表現偵測器訓練病患之參考。(中華物療誌 1998; 23(2):73-82)

**關鍵字:** 站立平衡, 穩定限度, 老年人, 兒童

身軀向患側傾斜是腦中風病人常見的臨床表徵之一, 患者一方面無法維持身軀保持正中的穩定度, 另一方面無法向患側安全且有效地位移<sup>(1)</sup>。Murray 等人在利用測力板描述平衡能力之早期研究中, 即指出平衡的二大特性為穩定度 (steadiness) 及穩定限度 (stability limits)<sup>(2)</sup>。所謂穩定度, 是指在維持靜態站姿時, 身體所呈現出小範圍之輕微搖晃現象的幅度, 若搖晃幅度越大, 表示穩定度越差。而穩定限度, 或稱最大主動位移範圍 (maximal voluntary excursions), 則是指受試者主動向前後左右等方向傾斜身體而能維持平衡不致跌倒的最大傾斜量。美國的物理治療師 Duncan 曾利用此概念設計出所謂功能性伸手向前 (functional reach) 測驗, 並發現跌倒老人的最大伸手向前的距離 (以英吋記錄) 顯著地低於不曾跌倒的老人, 可見穩定限度是一項重要的平衡指標<sup>(3)</sup>。

McCollum 等人研究指出常人的穩定限度約為

往前 12 度, 往後 4 度, 往左右 8 度<sup>(4)</sup>。而由力學的原理可知, 重心高或底面積小 (如腳底長度小) 時, 穩定限度較小。因此穩定限度可能受到腳底長度及身高之影響。除此之外, 年齡與疾病則是影響穩定限度的另二項因素。過去研究指出, 隨著年齡的增加, 兒童姿勢之穩定限度逐漸增加, 尤以在 7 歲時的增加最為明顯<sup>(5)</sup>。Blaszczyk 等人比較年輕人與老年人前後左右方向的穩定限度, 發現老年人的穩定限度較年輕人低, 而且老年人在維持身軀傾斜時的搖晃程度有增加的現象<sup>(6)</sup>。另一篇研究則指出 60 歲的老人, 其穩定限度約在支撐底面積之 35-95% 的範圍, 但 60 歲以上的老人就明顯減少為支撐底面積之 16-65% 的範圍<sup>(7)</sup>。Murray 等人則發現 40-70 歲者之穩定限度在前後方向約為支撐底面積之 54%, 而在左右方向約為支撐底面積之 59%<sup>(2)</sup>。由於身體重心必須維持在支撐底面積之內才能避免跌倒, 由上述研究可知, 七歲以下的兒童需逐漸增

國立台灣大學醫學院物理治療學系暨研究所

通訊作者: 胡名霞 台北市中山南路 7 號 國立台灣大學醫學院物理治療學系

收件日期: 87 年 3 月 3 日 接受日期: 87 年 3 月 11 日



加穩定限度，以符合功能活動之需求，而老化的過程中，穩定限度又逐漸縮小，以維繫安全、避免跌倒。

胡名霞等人以電腦平衡測定儀 (Smart Balance Master, NeuroCom Int Inc, Clackmas, Oregon, USA) 檢查腦中風患者的穩定限度，結果發現腦中風患者的姿勢控制能力明顯地缺損，其規律重心轉移振幅降低；從事持續重心轉移測試時，轉移重心至患側的能力降低，即中風病人將重心由正中位置轉移至患側時，重心移動的軌跡長度及動作時間均長於將重心轉移至非患側的軌跡長及時間<sup>9</sup>。王淑芬等人同樣以電腦平衡測定儀檢查髖關節置換術後患者的穩定限度，則發現患者的穩定限度大幅減小，以致於必須將測試標準由 75% 減小到 50%，才能完成測試<sup>9</sup>。所以病人的最大位移量明顯下降，表示此為重要的平衡參數。

平衡表現偵測器 (Balance Performance Monitor; BPM) 是一種簡單輕便的平衡訓練及評估的生物回饋儀。由於人體重心位置缺乏直接的感覺回饋，因此藉由偵測足底壓力的大小及壓力的前後左右比例，再以儀器面板上的燈點來提供患者關於其重心位置的生物回饋。此儀器可提供病人立即的感覺回饋，並幫助其擁有獨立自主和自我控制的能力，進一步由視覺或聽覺回饋得知患者本身之重心位移能力改善的程度；治療師也能藉此與病人有良好的溝通，以增加病人的順從性。最後，藉著調節儀器板面上之敏感度使病人終能在較少的監督下增加學習的效率，使其提早達成功能恢復的目標，是良好的站立穩定及重心轉移訓練之輔助工具<sup>10</sup>。

Sackley 等人的研究證實，使用平衡表現偵測器可協助中風病人站立平衡與重心轉移訓練，對於改善中風後的站立對稱性及功能性技巧有顯著效益<sup>10,11</sup>。

本研究的目的是在探討穩定限度與年齡之關係，以平衡表現偵測器來測量老年、青年及兒童等不同年齡之受試者在前、後、左、右方向之穩定限度。站立穩定限度之定義係指在站立不跌倒的原則下，身軀在 30 秒內向前、後、左、右任一方向傾斜所及之最大範圍<sup>7</sup>。本研究以前、後、左、右方向之最大位移量 (%)、最大位移所需時間 (秒)、疲乏指標 (%)、平衡係數 (balance coefficient, %) 及搖晃係數 (sway coefficient, %) 等變數來表現受試者之穩定限度。由於平衡表現偵測器引進國內時間不長，因此本文另一目的在介紹平衡表現偵測器之功能及使用方法，以提供物理治療同業之參考。

## 方 法

### 受試者

本實驗選擇 27 位健康的老年、青年及兒童為受試族群 (表 1)。兒童組年齡為 6-12 歲 (平均年齡為  $9.2 \pm 1.8$  歲)，共 9 名；青年組 20-30 歲 (平均年齡為  $21.1 \pm 1.9$  歲)，共 10 名；老年組 65-85 歲 (平均年齡為  $73.1 \pm 7.6$  歲)，共 8 名。受試者在最近三個月內無任何足以影響站立平衡之骨骼肌肉系統或神經系統疾病的病史，且三組受試者體重必須達 20 公斤以上 (否則儀器無法準確測量)<sup>12</sup>。受試者在接受測試前皆先了解實驗過程並簽下同意

表 1. 受試者基本資料

	老年組 (n=8)	青年組 (n=10)	兒童組 (n=9)
性別 (男/女)	7/1	6/4	7/2
年齡 (歲)	$73.13 \pm 7.57$	$21.10 \pm 1.85$	$9.22 \pm 1.79$
身高 (公分)	$165.19 \pm 9.11$	$169.71 \pm 5.62$	$137.39 \pm 11.08$
體重 (公斤)	$66.23 \pm 10.59$	$59.85 \pm 8.93$	$32.39 \pm 6.31$
足底長 (公分)	$25.19 \pm 15.3$	$24.76 \pm 1.40$	$21.37 \pm 1.37$
力板間距 (公分)	$5.52 \pm 0.91$	$5.97 \pm 0.56$	$2.74 \pm 1.11$
內踝間距 (公分)	$14.94 \pm 1.21$	$16.68 \pm 0.67$	$12.12 \pm 1.33$
慣用手	8R	10R	9R

平均值  $\pm$  標準差



書以及完成受測者之基本資料登錄。

### 測試工具

本研究使用之平衡表現偵測器 (BPM, SMS Healthcare, UK) 為一輕巧可攜帶之儀器，其設計特點是以測量兩腳前後及左右方向重量分佈情況來提供足底壓力位置之視覺及聽覺回饋訊息，為一個可信的及容易於臨床環境使用的儀器<sup>(10,11,12)</sup>。平衡表現偵測器包括了螢幕 (monitor)、主體 (console)、兩塊足底板 (foot plates)、一塊坐板 (sit plate) 及相關軟體 (圖 1)。儀器之螢幕有兩行前後方向的燈點可表示足底壓力的前後方向分佈情形，另有一橫行燈點表示足底壓力左右分佈的情形，另有一行較短的前後方向的燈點可表示坐姿的重心分佈情形 (需配合坐板使用)。螢幕面板上有模式 (mode)、敏感度 (sensitivity)、視覺回饋 (visual feedback)、聽覺回饋 (auditory feedback) 及資料收集 (data) 等



圖 1. 平衡表現偵測器

按鍵。

模式按鍵可選擇回饋模式為：1. 提供前後及左右方向之重量分佈訊息，2. 只提供兩腳的前後重量分佈訊息，3. 提供左右腳的前後重量分佈訊息，4. 提供坐姿前後及左右重量分佈訊息等四種模式。本研究選用模式 1，但實際測試時並不讓受試者看到螢幕上的燈點回饋。敏感度按鍵則可選擇顯示之燈號與足底承重分佈之敏感程度，分為 1/2 倍、1 倍、2 倍及 4 倍之敏感度，1/2 倍敏感度所獲得之回饋燈號較少，2 倍及 4 倍則獲得之回饋燈號較多。本研究使用 1 倍敏感度。

視覺回饋是一連串有顏色的燈號所提供之視覺訊息。不論前後或左右方向，綠燈代表對稱承重，紅燈代表不對稱承重。聽覺回饋則是當承重之對稱性失去時，儀器可發出聲音訊號以提供聽覺回饋訊息，且向左及向右方向之聲音不同，可提醒受試者注意或提供視覺障礙患者使用。但本研究之測試過程均未提供此儀器之視覺或聽覺回饋。

資料收集按鍵每次按下後即收集 30 秒之測試記錄，主體本身容量為 8 筆資料，集滿 8 筆資料就需將資料傳輸至電腦以進行分析，並將主體之記憶體空出，以進行下一次的資料收集。

### 名詞定義

最大位移量 (%) 為受試者由起始位置 (正中位置) 至前後左右各方向傾斜且能維持平衡的最大位移距離 (圖 2)。由於本儀器所附之 BPM Dataprint 軟體所提供之原始資料是在每隻腳之重量百分比的平均值 (Mean% weight)，其計算公式為  $[0.5 + \frac{(\text{前面感應器的重量} - \text{後面感應器的重量})}{2(\text{前面感應器的重量} + \text{後面感應器的重量})}] \times 100\%$ 。每筆測試資料可經由測試者以筆、尺等工具，依先前之定義，求得最大位移量之位置，量測出由起始位置 (正中位置) 至前後左右各方向傾斜最大位移位置之距離。單位為毫米 (mm)，再依原始資料每個方格虛線為 16mm 等於 10%，換算為最大位移量的數值，單位為百分比 (%)。

最大位移所需時間 (秒) 為受試者由起始位置 (正中位置) 至前後左右各方向傾斜至最大位移量所需的時間 (圖 2)。

疲乏指標 (%) 為受試者之前後左右各方向最大位移量與測驗結束時 (30 秒) 之位移量的差距 (圖 2)。

平衡係數 (balance coefficient, %) 為 30 秒內足底壓力中心軌跡偏移平衡點之平均值, 表示受試者左右腳之對稱性, 平衡點訂為 50%, 當平衡係數為 50% 時, 表示受試者左右腳重量分佈相等, 當平衡係數趨近 100% 時, 表示大部分的重量都落在左腳或右腳上 (圖 3a, b)。

搖晃係數 (sway coefficient, %) 為在 30 秒內足底壓力中心在平衡係數上下小幅震盪之標準差, 當穩定度越好時, 搖晃係數越小<sup>10</sup>。

### 實驗步驟

本研究測試前後左右四個方向之 30 秒的穩定限度, 每位受試者四個方向各測一次。受試者之間的測試順序採平衡 (balanced) 的方式 (即每人的測試順序皆不同) 以使四個方向的測試順序不會影響本研究之結果。受試前, 測量者教導受試者以踝關節策略 (ankle strategy) 熟悉各方向的動作約 3 次。足板擺位以兩足底板之中線夾角為 30 度, 內

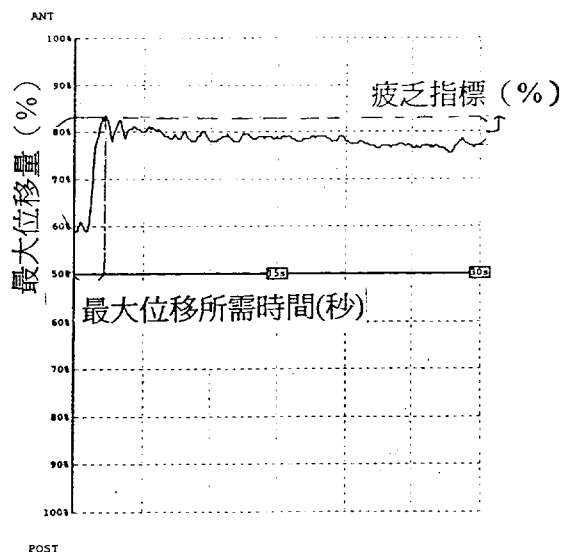


圖 2. 最大位移量 (%), 最大位移量所需時間 (秒), 疲乏指標 (%) 之圖例。

緣末端間距則依身高而調整。身高為 110 公分者, 兩足板內緣末端間距為 0 公分, 身高每增加 10 公分足板間距增加 1 公分。受試者採站姿將兩腳分別置於左右兩足板上, 內踝最高點垂直對齊足板標準橫軸。先讓受試者放鬆站立, 雙手自然垂於身體兩側, 兩眼目視前方二公尺處與眼同高之目標物, 然後測量者以口令“預備”, 並同時按下收集資料按鍵, 再以口令“開始”, 令受試者往規定之單一方向作最大傾斜動作, 並在不跌倒的原則下維持三十秒, 跌倒者需重測。休息約 1-2 分鐘後, 再重覆下一個測試方向, 每位受試者皆在 10 分鐘內完成所有測試。

### 資料分析及統計

利用本儀器所附之 BPM Dataprint 軟體, 每筆測試資料可經由主體下載至與 IBM 相容之個人電腦, 並分析獲得平衡係數、搖晃係數等參數。將原始資料印出後, 測試者以筆、尺等工具, 依先前之定義, 求得最大位移量、最大位移所需時間及疲乏指標之數值。各項取得之數據, 輸入 Microsoft Excel (Version 7.0) 做初步整理後, 以 SPSS for Window Version 6.0 做統計分析。

本研究設計是以老年人、青年及兒童三組與前後左右四個方向作重複測驗之多變項變異數分析 (MANOVA for repeated measures), 若多變項變異數分析結果具統計上顯著差異, 則再以單變項變異數分析 (ANOVA) 及薛費法 (Scheffe) 做事後檢定。本研究以  $p$  值小於 0.05 表示達統計上顯著差異。

## 結 果

三組受試者的性別、年齡、身高、體重、足底長、力板間距、內踝間距、慣用手等基本資料及其差異值列於表 1。其中老年與青年二組間身高、體重、足底長等均無統計上顯著差異 ( $p > 0.05$ )。各組平衡表現的比較陳述如下:

### 最大位移量 (%)

以重覆測驗之多變項變異數分析結果顯示最大



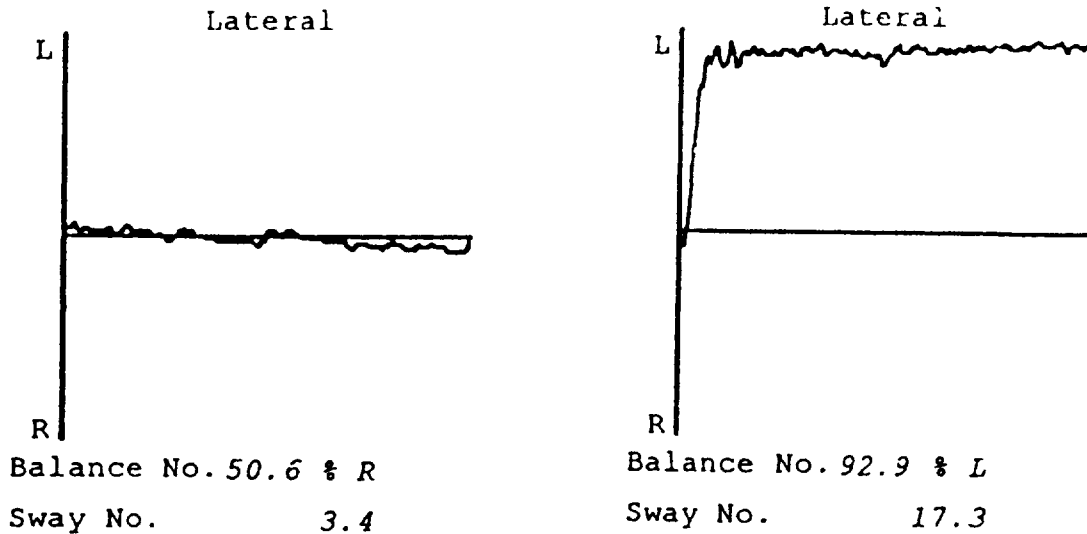


圖 3. 二位受測者之平衡係數 (%)，a 為左右對稱的情況，平衡係數趨近於 50%，b 為向左或向右移的情況，平衡係數趨近於 100%。

位移量有顯著的年齡 ( $F(2,17)=8.02, p<0.0004$ ) 及方向 ( $F(3,51)=61.42, p<0.0001$ ) 效應。年齡及測試方向對最大位移量皆有顯著影響。年齡與測試方向兩因子間無交互作用 ( $p<0.401$ )。以薛費法事後檢定比較年齡效應，結果發現老年組之最大位移量顯著地

比青年組小 (如圖 4)。最大位移量之平均值為青年組 36.27%，兒童組 34.89%，老年組 24.65%。方向效應的事後檢定結果顯示，往左右方向的最大位移量顯著地大於往前後的方向，往前方向的位移量又顯著地大於往後的方向 (如圖 4)。最大位移量之平均值為往前 23.62%，往後 13.75%，往左 44.95%，往右 45%。

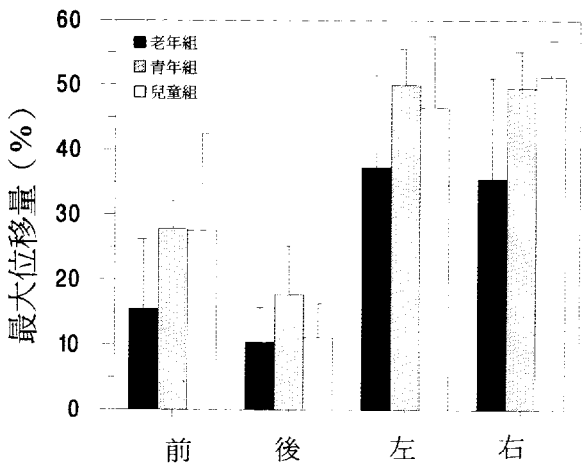


圖 4. 最大位移量 (%) 之年齡 ( $p<0.0004$ ) 與方向效應 ( $p<0.0001$ )。

#### 最大位移所需時間 (秒)

多變項變異數分析最大位移所需時間結果顯示年齡與方向兩因子間有明顯交互作用 ( $F=2.97, p<0.014$ )，由於本研究主要目的在探討年齡效應，故針對不同方向對於年齡效應以單因子變異數分析做簡單因子 (simple main effect) 的分析，即對前後左右四方向分別探討其年齡效應。結果發現往前最大位移所需時間無顯著年齡效應 ( $F=2.53, p<0.104$ )。往後最大位移所需時間有顯著年齡效應 ( $F=4.48, p<0.025$ )，薛費法事後檢定發現兒童組顯著比青年組快，其平均值為青年組 14 秒，老年組 12.03 秒，兒童組 7.25 秒。往左最大位移所需時間



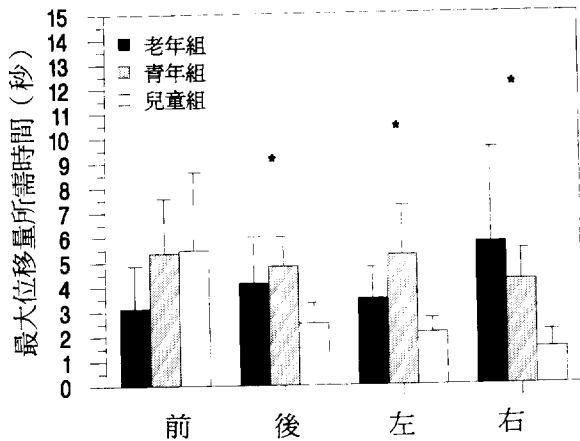


圖 5. 三組前後左右方向之最大位移所需時間 (秒)，\* 表示  $p < 0.05$ 。

有顯著年齡效應 ( $F=9.40, p < 0.001$ )，兒童組依然顯著地比青年組快，其平均值為青年組 5.23 秒，老年組 3.48 秒，兒童組 2.11 秒。往右最大位移所需時間也有顯著年齡效應 ( $F=4.73, p < 0.021$ )。薛費法事後檢定結果指出老年組與兒童組有顯著差異。其平均值為老年組 5.71 秒，青年組 4.20 秒，兒童組 1.46 秒。老年組往右最大位移所需時間顯著多於兒童組 (如圖 5)。

疲乏指標 (%)

疲乏指標的統計分析結果顯示缺乏顯著年齡效應，但有顯著方向效應 ( $F(3,48)=6.03, p < 0.001$ )。年齡與方向兩因子間無交互作用 ( $F=1.38, p < 0.241$ )。薛費法事後檢定結果指出，往右位移之疲乏指標與

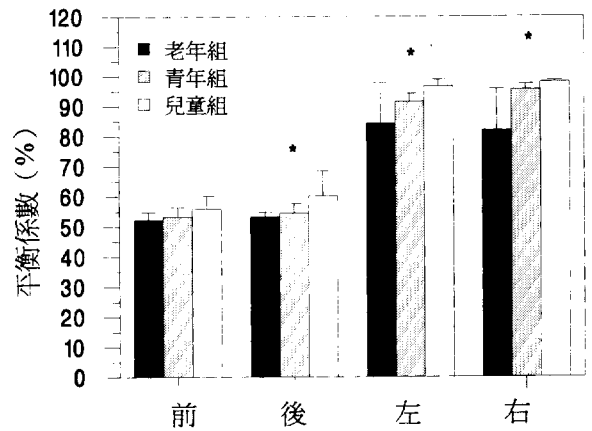


圖 6. 三組前後左右方向之平衡係數 (% )，\* 表示  $p < 0.05$ 。

往前、往後位移之疲乏指標有顯著差異；往左位移之疲乏指標則與往後位移之疲乏指標有顯著差異 ( $p < 0.05$ ) (如表 2)。

平衡係數 (balance coefficient, %)

多變項變異數分析三組受試者在四個方向位移時的平衡係數結果顯示年齡與方向兩因子間有明顯的交互作用 ( $F=3.32, p < 0.006$ ) (如圖 6)，故分別以前、後、左、右各方向之平衡係數對於年齡效應做簡單因子分析。結果發現往前位移的平衡係數無顯著年齡效應 ( $F=2.81, p=0.08$ )。往後位移之平衡係數有顯著年齡效應 ( $F=4.24, p < 0.0271$ )，薛費法事後檢定結果指出老年組與兒童組有顯著差異 ( $p < 0.05$ )，其平均值為老年組 53.35%，青年組 54.49

表 2. 三組前後左右方向之疲乏指標 (%)

方向 *	老年組	青年組	兒童組	所有受試者
前移	3.75 ± 3.06 (8)	4.44 ± 3.05 (10)	9.63 ± 12.18 (6)	5.33 ± 6.26 (24)
後移	6.48 ± 3.45 (8)	5.88 ± 3.23 (10)	9.50 ± 4.32 (5)	6.88 ± 3.68 (23)
左移	2.81 ± 4.06 (8)	2.19 ± 2.94 (10)	2.14 ± 3.93 (7)	2.38 ± 3.47 (25)
右移	3.83 ± 4.36 (8)	0.13 ± 0.40 (10)	0 (5)	1.39 ± 3.07 (23)

平均值 ± 標準差 (人數)

\* $p < .05$



%，兒童組 60.20%。往左最大位移之平衡係數亦有顯著年齡效應 ( $F=5.58, p<0.010$ )，薛費法事後檢定結果指出老年組與兒童組有顯著差異 ( $p<0.05$ )，其平均值為老年組 84.25%，青年組 91.41%，兒童組 96.60%。最後，往右最大位移之平衡係數亦有顯著年齡效應 ( $F=10.92, p<0.0001$ )。薛費法事後檢定結果指出老年組與青年組、老年組與兒童組有顯著差異 ( $p<0.05$ )，其平均值為老年組 81.91%，青年組 95.44%，兒童組 97.98%。

### 搖晃係數 (sway coefficient, %)

搖晃係數之統計分析結果發現年齡與方向兩因子間有明顯的交互作用 ( $F=3.94, p<0.002$ ) (如圖 7)，故分別以前、後、左、右各方向之搖晃係數做年齡效應之簡單因子分析，結果發現往前位移的搖晃係數有顯著年齡效應 ( $F=6.99, p<0.004$ )，薛費法事後檢定結果指出往前之搖晃係數老年組與兒童組、青年組與兒童組之間有顯著差異 ( $p<0.05$ )，其平均值為老年組 3.0%，青年組 3.54%，兒童組 8.27%。往後位移之搖晃係數亦有顯著年齡效應 ( $F=3.54, p<0.046$ )，薛費法事後檢定結果指出老年組與兒童組有顯著差異 ( $p<0.05$ )，其平均值為老年組 3.09%，青年組 5.71%，兒童組 11.73%。往左位移之搖晃係數有顯著年齡效應 ( $F=5.16, p<0.01$ )，薛費法事後檢定結果指出老年組與青年組有顯著差異

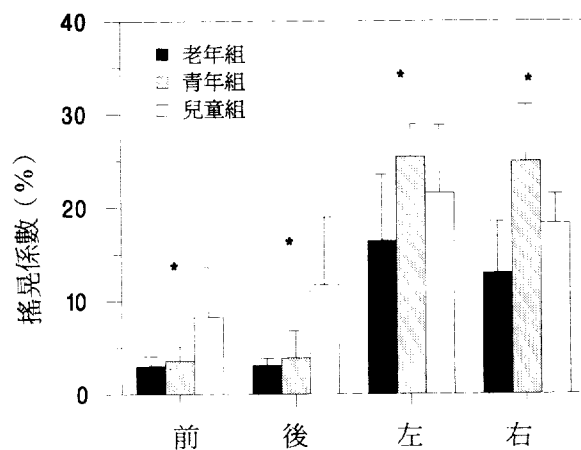


圖 7. 三組前後左右方向之搖晃係數 (%)，\* 表示  $p<0.05$ 。

( $p<0.05$ )，其平均值為老年組 16.38%，青年組 25.37%，兒童組 21.54%。往右位移之搖晃係數亦有顯著年齡效應 ( $F=12.58, p<0.0001$ )，薛費法事後檢定結果指出老年組與青年組、青年組與兒童組有顯著差異 ( $p<0.05$ )。其平均值為老年組 12.96%，青年組 24.91%，兒童組 18.39%。

## 討 論

本研究發現老年人在各方向之最大位移量均明顯較青年人小。Riach 等人認為足底長是影響站立穩定度中最大位移量的一個重要因子<sup>(7)</sup>，故本研究在統計分析完成後，進一步地將三組最大位移量除以足底長以達到標準化後，再重複統計分析的結果發現三組之差異更為明顯，除了依舊發現老年組之最大位移量明顯小於青年組之外，老年組之最大位移量也顯著地小於兒童組 ( $p<0.005$ )，其平均值為往前 0.995%/cm，往後 0.553%/cm，往右 1.800%/cm，往左 1.88%/cm。由於兒童的足部長度較老年及青年為小，以致於在使用成人尺寸的足底測量板時，有一些測量資料無法採用，經與儀器製造商查詢，該公司的確有生產兒童專用的足板，因此建議未來研究時可以使用不同尺寸的足板，並可考慮將位移量以足底長度標準化，以促進分析的準確度。至於是否刪除兒童組資料，我們覺得因為其資料頗為有趣，且表二已刪除我們覺得不可信賴的資料，剩餘資料之敘述應具有相當可信度，但若選用兒童用足板，則可以 100% 使用所有資料。

在最大位移所需時間方面，三組往前最大位移所需時間大致相同，往後及往左位移青年組所需時間皆長於兒童組。由最大位移量可知，青年組及兒童組之位移量並無顯著差異，但青年組之最大位移所需時間卻較兒童組長，故作者推論在往後及往左之方向，兒童組之動作較青年組為快。此外，兒童組在往右位移的時間則較老年組為短。此現象顯示兒童組位移較快，而老年組較小心謹慎且害怕跌倒，所以位移時間較長。

在疲乏指標方面，並沒有顯著的年齡差異，研判可能是因為本研究之每方向測試時間只有 30 秒，且每次測試中間有休息 1-2 分鐘，因而造成三

組間疲乏程度之差別不明顯。

平衡係數方面，需注意往前後方相位移時，平衡係數較小（接近 50%）表示對稱性較佳，由於老年組往後位移之平衡係數小於兒童組，表示老年組左右對稱性比兒童組好。而三組往前位移之平衡係數並無顯著差異，顯示不同年齡層之對稱性相似。但在左右方向位移之平衡係數方面，需注意若平衡係數越大（越接近 100%）表示越能依照指示將重量完全移到單腳上，即平衡能力越佳。此二方向之結果發現兒童組之平衡係數均較老年組為大，顯示老年組左右位移的能力較兒童組差，此結果可能與以前的學者所提出之老年人之自信心不足，對向左右位移之穩定性缺乏之安全感有關<sup>7</sup>。

由搖晃係數的結果顯示，往前後位移之搖晃係數以兒童組最大，表示往前後位移測試時，兒童的小幅度左右震盪的搖晃程度最大。Riach 的研究發現兒童在 2-14 歲的成長過程中身體搖晃程度持續減少<sup>(5,7)</sup>，本研究之兒童組年齡均在 12 歲以下，表示其身體的穩定度尚未發展成熟，且兒童之足底長較小，因而支撐底面積較小，加上肌力的限制使得身體的搖晃程度增加。除了身體上的限制因素之外，因為 10 歲以下的兒童其姿勢控制能力及協調動作尚未發展完全，且自發性的姿勢性搖晃程度大於成人<sup>7</sup>。這些原因與本研究中兒童組往前最大位移之搖晃係數最大的結果相符合。在左右位移之搖晃係數方面，青年組的搖晃係數雖較老年組為大，表示較不穩定，但研究結果同時發現老年組的左右最大位移量卻較青年組為小，此結果可能與老年人較謹慎、不敢嘗試太大之左右位移，因此將位移量限制在能夠維持良好穩定度的幅度之內；而青年組在左右方向卻嘗試最大位移幅度，因而明顯較老年組增加搖晃程度。

在未來的研究方面，由於最佳的姿勢控制，必須整合有效的動作執行能力、健全的感覺及知覺系統以及清醒的意識狀態等因素<sup>(1)</sup>。其中，對老年人的姿勢控制能力有相當重要的影響<sup>(3,14)</sup>。本研究之測試過程中均未使用儀器之視覺回饋，亦未測試受試者在閉眼情況下的動作能力，所以在後續的研究中可加入不同視覺條件，以比較視覺對不同年齡層受試者之穩定限度的影響。

## 臨床應用

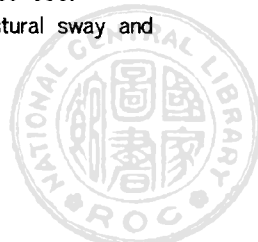
中風後站姿不對稱為常見之問題，物理治療的主要目標之一為改善中風病人患側承重及對稱性站立與位移的能力<sup>(6)</sup>。然而臨床上通常只能用口令或磅秤來重新教育中風後站姿不對稱的問題，所以使用平衡表現偵測器之視覺回饋，可增強物理治療效果及同時改善站立對稱性，也可轉移訓練效果至功能性技巧之運用<sup>(6)</sup>。平衡表現偵測器可提供治療師關於患者下肢承重分佈的回饋訊息，以有效的控制姿勢之穩定性，是一良好的臨床訓練之輔助工具。最近研究平衡表現偵測器在靜止站立時的測量值之效度及信度，結果顯示其測量值在睜開眼睛及閉眼時皆為可被接受的信度 (ICCs=0.62,EO; ICCs=0.80,EC)，因此臨床上平衡表現偵測器在偵測平衡缺損病人的進程方面，為一值得信賴之測量儀器<sup>(6)</sup>。

## 致 謝

本研究感謝參與實驗之受試者，包括台大醫院平衡訓練班之老年人、台大物理治療學系三年級學生、台北市東門國小學童及家長的熱心參與。此外，亦感謝鄭素芳、湯佩芳老師的討論意見。本研究接受衛生署國家衛生研究院研究計畫，編號：DOH 86-HR-618;DOH 87-HR-618 及國科會研究計畫，編號：NSC 82-0412-B-002-535，之補助。

## 參考文獻

1. 毛慧芬, 張久怡, 李文淑等。中風老人患側傾斜現象之相關因素。職能治療學會雜誌 1996; 14:55-65。
2. Murray M, Seireg A, Sepic A. Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment. *J Bone Joint Surg* 1975; 57A: 510-16.
3. Duncan PW, Studenski S, Chandler J, et al. Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *J Gerontol: Med Sci*, 47, M93-8.
4. McCollum G, Leen TK. Form and exploration of medical stability limits in erect stance. *J Rehabil Res* 1985; 21: 225-44.
5. Riach CL, Hayes KC. Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurol* 1987; 29: 650-658.
6. Blaszczyk JW, Hansen PD, Lowe DL. Postural sway and



- perception of the upright stance stability borders. *Perception*, 1993; 22:1333-1341.
7. Riach CL, Starkes JL. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture* 1993; 1: 105-111.
  8. 胡名震, 施偉立, 賴金鑫。腦中風病人之平衡控制能力。中華民國物理治療學會第 22 次年會暨第 39 次學術研討會大會會刊 1997; 14.
  9. 王淑芬。人工膝關節置換手術後病人之運動計畫研究。國科會研究計畫報告。1997.
  10. Sackley CM, Baguley BI. Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: two single-case studies. *Clin Rehabil* 1993; 7:189-195.
  11. Sackley CM, Baguley BI, Gent S, et al. The use of balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weight-transference problems after stroke. *Physiotherapy* 1992; 78:907-913.
  12. User Manual. SMS Healthcare Clinical Applications of the Balance Performance Monitor(BPM). SMS Healthcare Elizabeth Way Harlow Essex CM19 5TL UK.
  13. Hytonen M, Pyykkö I, Aalto H, et al. Postural control and age. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1993; 113:119-122.
  14. Lord SR, Ward JA. Age-associated differences in sensorimotor function and balance in community dwelling women. *Age Ageing* 1994; 23:452-460.
  15. Sackley CM. The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiother Theory Prac* 1990; 6:179-185.
  16. Hirman MR. Validity and reliability of measures obtained from the balance performance monitor during quiet standing. *Physiotherapy* 1997; 83:579-581.



# The Effect of Age on Standing Stability Limits

Li-Ling Chuang Ming-Hsia Hu Ae-Wen Hwang  
Chi-Chung Chen Chi-Min Lin Ding-Wei Jian

Steadiness and stability limits are two main indices for measuring balance ability. Functional reach test, a test of stability limits in the anterior direction, has been used to differentiate between elderly fallers and nonfallers. This study examined the stability limits in the anterior, posterior, left, and right directions in healthy subjects of different ages. Three groups of subjects were recruited, an old adult group ( $73.1 \pm 7.6$  years old), a young adult group ( $21.1 \pm 1.9$  years old), and a children group ( $9.2 \pm 1.8$  years old). Subjects were tested on a Balance Performance Monitor (SMS Healthcare, UK) for their ability to maintain maximal leaning postures in the 4 directions, each direction was tested for 30 seconds. The sequence of direction tested was balanced among subjects. The results revealed that the maximal leaning amplitude in the young adults was significantly greater than the older subjects, the children had similar amplitude to the young adults. Except in the anterior direc-

tion, children were fastest to reach the maximal leaning amplitude among age groups. The fatigue index (the difference between the maximal leaning amplitude and the leaning amplitude at 30 second) was not different among groups. The balance coefficient (left/right footplate loading) revealed that children were less symmetrical than old adults while leaning toward the posterior direction. However, when leaning laterally, the children were better able to shift weight onto either legs than the older adults. In terms of the sway coefficient (a measure of steadiness at the maximal leaning posture), the children had more sway in the anteroposterior direction whereas the young adults had more sway in the lateral directions. The significance level was set at  $p < .05$ .

Despite of small sample sizes, this study found some interesting differences in the stability limits among age groups. Future study is suggested to investigate the effect of vision on stability limits. (JPTA ROC 1998; 23(2):73-82)

**Key Words:** *Balance, Stability limit, Older adults, Children*

---

Graduate Institute and School of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University

Correspondence to: Dr. Ming-Hsia Hu, 7 Chun-Shan S. Rd., Graduate Institute and School of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University

Received: Mar. 3, 1998. Accepted: Mar. 11, 1998.

