

# 視覺對不同年齡層靜態姿勢穩定度的影響：初步研究

邱沛雯<sup>1</sup> 李振鴻<sup>1</sup> 陳淑雅<sup>1</sup> 林秀真<sup>1</sup>

中國醫藥大學 醫學研究所 物理治療學系<sup>1</sup>

**目的** 維持身體平衡功能有賴於三大感覺系統的輸入與整合，其中以視覺最為重要。本篇研究的目的是探討隨著年齡成長，視覺對靜態平衡與姿勢控制的影響。

**方法** 研究收集四組不同年齡層之受試者各五名，使用電腦化平衡測量儀(computerized posturogram)，分別測試雙腳站立、右腳單腳及左腳單腳站立於固定或不固定之測力板時，有無視覺輸入之靜態平衡表現。並計算其平衡分數(equilibrium score)、足底壓力中心點(center of pressure ; COP)移動軌跡的長度、面積、平均速率及擺動變化差分數(percentage of difference in sway ; PDS)做為依變數進行分析比較。

**結果** 有無視覺輸入對平衡功能表現之各項變數有顯著之影響( $p < 0.05$ )，且隨著年齡的增長，各項依變數多呈現顯著線性相關之趨勢。各項變數中以重心移動軌跡面積與平衡分數所得的擺動變化差分數較能看出年齡對視覺貢獻程度的影響。

**結論** 視覺輸入對維持平衡的重要性，有隨著年齡增加而增強的趨勢。顯示對平衡功能的維持，隨老化產生的前庭與本體覺衰退，可能由增加視覺依賴而代償。因此對老年人的前庭或本體覺的訓練可減少其跌倒問題的產生。(中台灣醫誌 2007;12:20-8)

**關鍵詞**

老化，平衡，視覺

## 前言

平衡能力是指將身體重心(center of mass ; COM) 穩定維持在支持面(base of support ; BOS) 上的能力[1]。身體控制平衡機制的維持，包括感覺訊息的輸入、中樞神經整合傳入之訊息及骨骼肌肉對傳出訊息的動作反應。其中，感覺訊息的接收系統主要包括：視覺(vision)、本體覺(proprioception)及前庭覺(vestibular sensation) [2]。視覺訊息傳入身體與週遭物體的相對方位，本體覺提供身體各部位相對位置的訊息，前庭覺偵測頭部所感受到的直線速度、轉動的角速度或角加速度等變化，這三種感覺訊息的組成提供中樞神經系統進一步整合判斷，以維持身體的平衡。

在眾多靜態平衡能力測試中，姿勢穩定度(postural stability)是最能代表靜態平衡能力的測試之一，而測力板(forceplate)則是一項客觀而準確

的姿勢穩定度測量工具。Clair等學者的研究結果指出，測力板上靜止站立達20秒及30秒的姿勢穩定度測試，具高度的重測信度(retest reliability) [3]，且其中利用地面反作用力(ground reaction force ; GRF)所得之足底壓力中心點(center of pressure ; COP)的移動軌跡，也可做為有效偵測並量化姿勢控制缺損的參數。

在評量姿勢穩定度以了解平衡能力時，站在測力板上操弄視覺及足底支持面晃動之有無，可以得知感覺運動功能(sensorimotor)之不同訊息輸入對平衡之影響。Błaszczyk的報告指出，老年人在靜止的情況下，身體晃動程度(body sway)比年輕人大，且閉上眼睛的情況下，身體晃動的幅度明顯地比張開眼睛時大，這可能是因為老年人對於其平衡能力的維持仰賴視覺比本體感覺來的大很多[4]。林佩欣的研究報告也指出老年人的姿勢穩定度會隨著操弄視覺及足底支持面而變得更不穩[5]。因此對老年人來說，閉上眼睛或是站在會晃動的支持面時，維持姿勢穩定或平衡是非常具有挑戰性的。

根據Gehlsen等學者的研究報告，維持單腳站立平衡的時間可做為預測老年人跌倒的指標之

聯絡作者：林秀真

地 址：404 台中市北區學士路91號

中國醫藥大學 物理治療學系

收文日期：2006年8月28日 修改日期：2006年11月6日

接受日期：2006年12月5日

一[6]。日常生活中造成老年人跌倒的主要因素，除了外在環境因素或藥物影響外，內在生理系統功能的衰退為其主要原因[7,8]。且老年人跌倒所引起的傷害不僅造成醫療費用大幅提升，也增加住院及機構照護的機會[9]，而使老年人的生活品質明顯降低[10]。因此瞭解老年人跌倒的危險因子與跌倒的防治，是老人醫療中非常重要的課題。

關於三個影響姿勢控制的感覺系統，不同年齡時期是如何發展且互相協調以維持身體平衡，在過去有限的文獻探討中仍無共識。根據Pyykko等人的研究報告指出，視覺對老年人姿勢穩定度的貢獻可高達50% [11]。就感覺系統在生理發展上對姿勢控制的影響，根據Hirabayashi等學者的報告，本體覺對姿勢控制的發展在3-4歲就已經達到與成人同等的功能，而視覺對姿勢控制則到15歲才發展成熟，爾後前庭覺才逐漸發展出對姿勢控制的影響[12]。但是過去也有學者的研究顯示，七歲前的小孩對身體的姿勢控制主要為依賴視覺，之後較依賴前庭覺[13]，而七歲後的小孩其平衡表現與成人相當[14,15]。另外，Hytonen等作者根據身體擺動的速度(sway velocity)測試姿勢穩定度，也得到類似的結果顯示小孩較依賴視覺系統[16]。然而，這些結論就此三感覺系統的發展成熟度而言，似乎並不相符合。因此本研究基於上述文獻初步假設：發育階段的小孩主要以本體覺來保持姿勢的穩定度。而已經發育完成的年輕人，其本體覺與視覺的發展已大致完成，所以在姿勢控制方面對視覺比小孩有較多程度的依賴。對身體狀況已逐漸開始走下坡的成年人而言，本體覺衰退，因此視覺對於成年人的姿勢控制更佔有一定比重的影響。對身體機能已衰退的老年人而言，隨著本體覺對姿勢控制的功能降低，視覺對老年人姿勢控制相形重要。因此本研究主要動機欲探討隨著年齡的發展，人體對姿勢改變與外在環境變化的察覺能力，會有細微的消長，視覺、本體覺及前庭覺隨年齡的變化對平衡能力便會彼此交互作用與代償。而本次研究針對視覺隨年齡成長對靜態平衡的影響作討論，主要目標為探討：1)有無視覺輸入對不同年齡層的平衡功能表現的影響；2)隨年齡增長，平衡功能表現是否呈線性相關；3)隨年齡增長，視覺輸入對於平衡功能表現的貢獻程度是否呈線性相關。

## 材料與方法

本研究收取大台中地區不同年齡層的男性，受試者共分四個年齡層，10-15歲的少年(children)為第一組，25-35歲的青年(young adult)

為第二組，45-55歲的中年(middle-aged adult)為第三組，65-75歲的老年(old adult)為第四組，每個年齡層各5名，共20名受試者，每位受試者在經過研究者詳細說明測試流程及其權利義務後，簽署同意書。

本研究所使用的儀器為電腦化平衡測量儀(PRO Balance Master, NeuroCom International, Inc)，儀器的主要組件為一組感應與擷取資料的測力板(dual forceplate,  $51 \times 48 \text{ cm}^2$ )，擷取資料頻率為100赫茲，測力板資料的接收與分析於系統主機進行，受試者所使用之電腦螢幕置於前方，距受試者約50公分，提供測試時所需的提示與回饋。

所有受試者必須先填寫個人資料，並完成基本健康狀況之問卷及認知(cognition)評估。測試進行當中為避免受試者在跌倒現象發生後有身體受傷的可能性，使用懸吊系統(suspension system)與緊急安全鈕來加強安全防護措施。平衡功能測試的項目共有十二種狀況，即包括以雙腳站立(double legs stance; DS)、左腳單腳站立(left leg stance; LLS)及右腳單腳站立(right leg stance; RLS)三種站立姿勢，分別完成電腦化平衡儀(PRO Balance Master)的四種測試情境：

情境1 (EO + SS)：睜眼(eyes open; EO)，站立於固定的測力板(stable surface; SS)上。情境2 (EC + SS)：閉眼(eyes closed; EC)，雙腳站立於固定的測力板上。情境3 (EO + US)：睜眼，站立於不固定的測力板(unstable surface; US)上。情境4 (EC + US)：閉眼，雙腳站立於不固定的測力板上。

測試時以隨機方式決定雙腳站立、左、右腳單腳站立的測試順序，分別完成上述四種測試情境。每種狀況皆測試三回合，每回合20秒，若受試者穩定站立的時間不足20秒時，則重複測試，每回合最多重複三次，並記錄受試者維持姿勢穩定之時間。睜眼測試時，受試者直視前方之電腦螢幕；閉眼測試時，須聽從研究者之口令，再將眼睛閉上。單腳站立時，研究者給口令後，受試者才將非測試腳抬起，並且盡可能維持在膝關節與踝關節為90度的姿勢下進行測試。測試當中若有非測試腳碰觸到力板、測試腳移動或測試者手碰觸到周圍物體等情形時，即視為跌倒，並記錄在電腦及資料表上。變換測試狀況時，受試者需休息一分鐘，以避免因肌肉疲勞造成維持姿勢穩定的能力下降。

本研究以平衡分數(equilibrium score)、足底壓力中心點(center of pressure; COP)移動軌跡的長度、面積、平均速率及擺動變化差分數

(percentage of difference in sway ; PDS)作為資料分析之依變數。平衡分數(equilibrium score)由電腦化平衡測量儀本身所提供，為依照受試者的年齡正規化(normalization)後之平衡能力分數。而測力板所得之資料，後續利用MATLAB 程式軟體(MathWorks , Inc , USA)，計算受試者足底壓力中心的位置(如圖)隨著情境的變化，可觀察到壓力中心移動軌跡有明顯的差異，因而並進一步計算其移動軌跡的長度、面積以及平均速率。COP 移動軌跡的長度與面積，將除以維持平衡的時間與受試者身高，以正規化其身體擺動的效果。而擺動變化差分數(PDS)是為了要進一步了解並量化視覺對各項靜態平衡變數的影響程度，分別針對COP 移動軌跡的長度、面積和平均速率計算其朗伯商數(Romberg Quotient ; RQ) [17]，以求得其PDS [16]。其中 RQ 用於定量視覺輸入對姿勢控制影響之比值，其計算方式為  $RQ = EC/EO$ ，而擺動變化差分數之計算方式則為  $PDS = (RQ - 1/RQ + 1) \times 100$  [18]。

除了基本資料之敘述統計分析外，本研究運用SPSS統計軟體(SPSS Inc. , USA)作為資料分析之處理。無母數重複計量統計分析(Wilcoxon signed-ranked test)用來檢驗四種不同測試情境下：情境1 (EO + SS)、情境2 (EC + SS)、情境3 (EO + US)、情境4 (EC + US)，有無視覺輸入對同一組受試者平衡能力的影響。為了解年齡對平衡功能的影響，則利用線性相關迴歸的方法，檢驗隨著年齡增長，上述各個代表平衡能力的依變數之間，有無線性相關。另外為了解視覺對平衡的貢獻程度(PDS)與年齡層之間的變化，先使用趨勢分析(trend analysis)檢驗其是否具有線性關係，其次同樣採用線性相關迴歸的方法檢驗PDS與年齡之間的相關係數。所有統計檢驗預設之顯著水準均設為0.05。

## 結果

各組受試者之年齡分佈為少年組為  $12.20 \pm 1.92$  歲，青年組為  $28.80 \pm 4.09$  歲，中年組為  $49.40 \pm 2.61$  歲及老年組為  $72.20 \pm 3.27$  歲。而身高方面，少年組 ( $1.53 \pm 0.13$  公尺)與青年組 ( $1.68 \pm 0.08$  公尺)有顯著的差異 ( $p < 0.05$ )，青年組、中年組 ( $1.68 \pm 0.08$  公尺)與老年組 ( $1.7 \pm 0.06$  公尺)則無顯著差異，所有受試者皆慣用右腳。各組在各種測試狀況無法完成站立20秒而判定為跌倒的平均次數列於表一。其中，少年組與青年組較少有跌倒情形發生，而老年組之發生率遠比其他

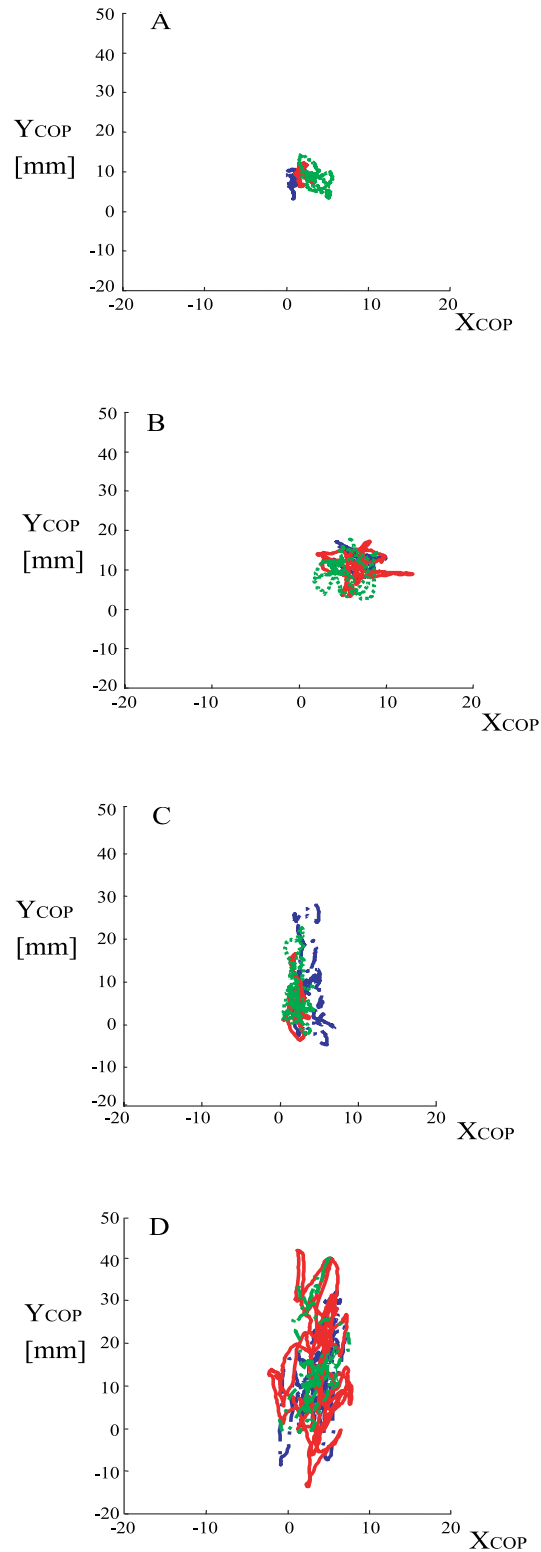


圖 COP 之位移軌跡圖(一位典型中年組受試者之資料)。A：睜眼雙腳站立於固定的測力板上。B：睜眼雙腳站立於不固定的測力板上。C：閉眼雙腳站立於固定的測力板上。D：閉眼雙腳站立於不固定的測力板上。(—：第一回合之位移軌跡。- - -：第二回合之位移軌跡。.....：第三回合之位移軌跡。)

表一 各組於各測試情境中未能穩定站立而跌倒之平均次數

|      | 少年組 (n = 5) |     |     | 青年組 (n = 5) |     |     | 中年組 (n = 5) |     |     | 老年組 (n = 5) |     |     |
|------|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|
|      | DS          | RLS | LLS | DS          | RLS | LLS | DS          | RLS | LLS | DS          | RLS | LLS |
| 情境 1 | 0           | 0   | 0   | 0           | 0   | 0   | 0           | 0   | 0   | 0           | 0.8 | 0   |
| 情境 2 | 0           | 0   | 0   | 0           | 0   | 0   | 0           | 2   | 1.6 | 0           | 2.6 | 3   |
| 情境 3 | 0           | 0   | 0   | 0           | 0   | 0   | 0           | 0   | 0   | 0           | 0.6 | 0   |
| 情境 4 | 0           | 0.2 | 0   | 0           | 0.2 | 0   | 0           | 1.8 | 1.8 | 0           | 3   | 2.8 |

每位受試者同一情境之最高跌倒次數為3。DS = 雙腳站立；RLS = 右腳單腳站立；LLS = 左腳單腳站立。情境1 = 睜眼站立於固定的測力板上，情境2 = 閉眼站立於固定的測力板上，情境3 = 睜眼站立於不固定的測力板上，情境4 = 閉眼站立於不固定的測力板上。

表二 在固定站立平面 (stable surface) 的情況下，視覺輸入對同組受試者維持平衡能力的影響

|         | 少年組 (n = 5) |              | 青少年組 (n = 5) |              | 中年組 (n = 5) |              | 老年組 (n = 5) |              |
|---------|-------------|--------------|--------------|--------------|-------------|--------------|-------------|--------------|
|         | 有視覺輸入       | 無視覺輸入        | 有視覺輸入        | 無視覺輸入        | 有視覺輸入       | 無視覺輸入        | 有視覺輸入       | 無視覺輸入        |
| 平衡分數    |             |              |              |              |             |              |             |              |
| DS      | 92.8 ± 2.4  | 90.5 ± 2.8   | 96.1 ± 1.2   | 95.1 ± 2.0*  | 92.8 ± 2.9  | 90.3 ± 4.6*  | 93.7 ± 1.4  | 91.2 ± 2.8   |
| RLS     | 81.9 ± 6.8  | 76.4 ± 4.2*  | 91.9 ± 1.8   | 82.1 ± 5.5*  | 89.6 ± 2.2  | 33.2 ± 45.5* | 64.8 ± 32.1 | 9.6 ± 21.5*  |
| LLS     | 85.8 ± 4.3  | 77.5 ± 5.9*  | 91.1 ± 2.2   | 81.2 ± 4.3*  | 88.7 ± 2.6  | 32.9 ± 45.0* | 88.7 ± 1.2  | 0.0*         |
| 移動軌跡的面積 |             |              |              |              |             |              |             |              |
| DS      | 0.5 ± 0.3   | 0.6 ± 0.2    | 0.1 ± 0.0    | 0.1 ± 0.0    | 0.4 ± 0.3   | 0.9 ± 0.9    | 0.3 ± 0.1   | 0.6 ± 0.4*   |
| RLS     | 3.4 ± 2.0   | 6.4 ± 1.6*   | 1.0 ± 0.4    | 4.9 ± 2.1*   | 1.5 ± 0.8   | 46.0 ± 39.3* | 5.2 ± 3.8   | 44.4 ± 22.4* |
| LLS     | 2.0 ± 0.8   | 5.6 ± 1.8*   | 1.2 ± 0.4    | 6.1 ± 2.2*   | 1.5 ± 0.8   | 21.2 ± 18.0* | 2.1 ± 0.6   | 53.7 ± 23.2* |
| 移動軌跡的長度 |             |              |              |              |             |              |             |              |
| DS      | 12.1 ± 4.4  | 15.0 ± 4.8   | 9.1 ± 2.3    | 10.0 ± 2.5   | 8.5 ± 2.3   | 13.3 ± 5.5*  | 9.5 ± 0.9   | 14.3 ± 0.8*  |
| RLS     | 40.2 ± 5.1  | 83.5 ± 16.5* | 32.2 ± 14.8  | 75.0 ± 32.4* | 29.4 ± 12.0 | 56.5 ± 28.0* | 43.5 ± 6.4  | 28.8 ± 14.2* |
| LLS     | 42.7 ± 8.2  | 83.1 ± 17.3* | 29.2 ± 5.4   | 76.8 ± 31.1* | 33.8 ± 24.2 | 67.2 ± 51.6* | 36.7 ± 8.9  | 31.9 ± 7.7*  |
| 平均速率    |             |              |              |              |             |              |             |              |
| DS      | 0.6 ± 0.2   | 0.8 ± 0.2    | 0.5 ± 0.1    | 0.5 ± 0.1    | 0.4 ± 0.1   | 0.7 ± 0.3*   | 0.5 ± 0.0   | 0.7 ± 0.0*   |
| RLS     | 2.0 ± 0.2   | 4.2 ± 0.8*   | 1.6 ± 0.7    | 3.8 ± 1.6*   | 1.5 ± 0.6   | 5.5 ± 4.1*   | 2.3 ± 3.6   | 6.1 ± 1.2*   |
| LLS     | 2.1 ± 0.4   | 4.2 ± 0.9*   | 1.5 ± 0.3    | 3.8 ± 1.6*   | 1.7 ± 1.2   | 4.6 ± 2.9*   | 1.8 ± 0.4   | 6.8 ± 1.7*   |

\* $p < 0.05$ 。DS = 雙腳站立；RLS = 右腳單腳站立；LLS = 左腳單腳站立。

三組高，且多發生於閉眼單腳站立時，尤以慣用腳單腳站立時發生頻率最高。

檢驗有無視覺輸入對同組受試者維持平衡能力的影響，所得結果如表二、表三所示。在測力板固定(stable surface)的情境下(表二)，四組受試者左腳或右腳單腳站立時，各依變數皆顯示有視覺輸入時的姿勢控制表現比無視覺輸入時來得好( $p < 0.05$ )。但在雙腳站立時，少年組有無視覺輸入對其各變數而言並無顯著差異，青年組有無視覺輸入除對平衡分數有顯著影響外( $p < 0.05$ )，其他三個變數均無顯著差異。而中年組有無視覺輸入除對COP移動軌跡的面積無顯著影響外，其他三個變數均有顯著差異( $p < 0.05$ )。在老年組有無

視覺輸入除對平衡分數無顯著影響外，其他三個變數均有顯著差異( $p < 0.05$ )。

在測力板不固定(unstable surface)的情境下(表三)，四組受試者不論是雙腳站立、左腳或右腳單腳站立，大多有統計學上的顯著差異( $p < 0.05$ )。唯少年組在雙腳站立時，以COP移動軌跡之平均速度來評估有無視覺輸入對姿勢控制的影響，無統計學上顯著的意義；青少年組在左腳單腳站立時之平衡分數也顯示出視覺輸入對姿勢控制的影響不大。老年組在右腳單腳站立時之平衡分數，視覺輸入對姿勢控制的影響也不顯著。

隨著年齡的增長，各依變數大多呈現線性相關之趨勢，所得之相關係數結果可見表四。雙腳

表三 在不固定站立平面 (unstable surface) 的情況下，視覺輸入對同組受試者維持平衡能力的影響

|         | 少年組 (n = 5) |               | 青少年組 (n = 5) |               | 中年組 (n = 5) |              | 老年組 (n = 5) |               |
|---------|-------------|---------------|--------------|---------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
|         | 有視覺輸入       | 無視覺輸入         | 有視覺輸入        | 無視覺輸入         | 有視覺輸入       | 無視覺輸入        | 有視覺輸入       | 無視覺輸入         |
| 平衡分數    |             |               |              |               |             |              |             |               |
| DS      | 73.4 ± 6.9  | 59.7 ± 6.1*   | 87.4 ± 3.0   | 58.9 ± 9.4*   | 80.8 ± 7.9  | 59.7 ± 9.5*  | 77.3 ± 4.1  | 56.4 ± 6.4*   |
| RLS     | 73.6 ± 9.0  | 56.1 ± 8.7*   | 87.4 ± 4.0   | 70.7 ± 7.9*   | 85.0 ± 7.9  | 31.9 ± 43.7* | 65.4 ± 36.7 | 0.0           |
| LLS     | 79.5 ± 2.0  | 67.3 ± 8.0*   | 87.5 ± 4.3   | 70.7 ± 9.7    | 82.6 ± 4.5  | 28.3 ± 38.8* | 80.8 ± 2.6  | 9.3 ± 20.9*   |
| 移動軌跡的面積 |             |               |              |               |             |              |             |               |
| DS      | 2.5 ± 1.2   | 6.9 ± 1.6*    | 0.7 ± 0.3    | 5.4 ± 4.7*    | 1.5 ± 1.0   | 6.9 ± 3.4*   | 2.2 ± 0.8   | 7.0 ± 1.8*    |
| RLS     | 4.4 ± 2.6   | 14.5 ± 4.7*   | 1.8 ± 0.8    | 10.2 ± 4.6*   | 2.4 ± 2.3   | 47.1 ± 40.4* | 12.4 ± 19.6 | 101.9 ± 57.5* |
| LLS     | 3.0 ± 0.7   | 9.0 ± 2.0*    | 1.6 ± 0.8    | 10.4 ± 5.6*   | 2.5 ± 1.0   | 38.8 ± 31.2* | 4.4 ± 1.7   | 53.9 ± 37.1*  |
| 移動軌跡的長度 |             |               |              |               |             |              |             |               |
| DS      | 22.7 ± 7.2  | 35.4 ± 4.2*   | 15.0 ± 3.3   | 34.5 ± 7.0    | 16.9 ± 4.5  | 44.6 ± 15.8* | 21.6 ± 4.3  | 51.5 ± 3.1*   |
| RLS     | 50.6 ± 7.5  | 107.6 ± 14.5* | 38.6 ± 13.0  | 105.2 ± 39.4* | 32.9 ± 16.7 | 51.9 ± 14.4* | 45.6 ± 10.7 | 29.0 ± 18.1*  |
| LLS     | 42.4 ± 8.8  | 103.9 ± 12.7* | 34.5 ± 7.2   | 85.8 ± 34.6*  | 38.4 ± 22.6 | 55.3 ± 14.0* | 57.6 ± 24.3 | 36.2 ± 39.0*  |
| 平均速率    |             |               |              |               |             |              |             |               |
| DS      | 1.1 ± 0.4   | 1.8 ± 0.2     | 0.8 ± 0.2    | 1.7 ± 0.4*    | 0.8 ± 0.2   | 2.2 ± 0.8*   | 1.1 ± 0.2   | 2.6 ± 0.2*    |
| RLS     | 2.5 ± 0.4   | 5.4 ± 0.8*    | 1.9 ± 0.6    | 5.3 ± 2.0*    | 1.6 ± 0.8   | 5.9 ± 3.5*   | 2.9 ± 1.1   | 8.1 ± 0.6*    |
| LLS     | 2.1 ± 0.4   | 5.2 ± 1.6*    | 1.7 ± 0.4    | 4.3 ± 1.7*    | 1.9 ± 1.1   | 5.7 ± 3.3*   | 2.9 ± 1.2   | 6.4 ± 1.3*    |

\* $p < 0.05$ 。DS = 雙腳站立；RLS = 右腳單腳站立；LLS = 左腳單腳站立。

表四 受測者年齡與平衡分數、移動軌跡的面積、移動軌跡的長度及平均速率之間的相關係數( $R$ )

|     | 平衡分數               | 移動軌跡的長度            | 移動軌跡的面積           | 平均速率  |
|-----|--------------------|--------------------|-------------------|-------|
| DS  |                    |                    |                   |       |
| 情境1 | -0.06              | -0.35              | -0.14             | -0.35 |
| 情境2 | -0.12              | 0.07               | 0.14              | 0.07  |
| 情境3 | 0.14               | -0.02              | 0.03              | -0.02 |
| 情境4 | -0.14              | -0.63*             | 0.08              | 0.63* |
| RLS |                    |                    |                   |       |
| 情境1 | -0.37              | 0.1                | 0.30              | 0.18  |
| 情境2 | -0.79 <sup>†</sup> | -0.7*              | 0.67*             | 0.4   |
| 情境3 | -0.21              | -0.15              | 0.33              | 0.14  |
| 情境4 | -0.74 <sup>†</sup> | -0.81 <sup>†</sup> | 0.69*             | 0.5*  |
| LLS |                    |                    |                   |       |
| 情境1 | 0.17               | -0.05              | 0.14              | -0.05 |
| 情境2 | -0.84 <sup>†</sup> | -0.5*              | 0.78 <sup>†</sup> | 0.51* |
| 情境3 | -0.05              | 0.36               | 0.43              | 0.36  |
| 情境4 | -0.79 <sup>†</sup> | -0.74 <sup>†</sup> | 0.66*             | 0.34  |

\* $p < 0.05$ ，<sup>†</sup> $p < 0.001$ 。DS = 雙腳站立；RLS = 右腳單腳站立；LLS = 左腳單腳站立。情境1 = 睜眼站立於固定的測力板上，情境2 = 閉眼站立於固定的測力板上，情境3 = 睜眼站立於不固定的測力板上，情境4 = 閉眼站立於不固定的測力板上。

站立時，移動軌跡的長度及平均速率只有在測力板不固定且無視覺輸入的情境下呈現顯著相關。而在單腳站立時，各依變數於無視覺輸入的情境下(情境2及情境4)多呈現顯著差異。

隨著年齡的增長，視覺輸入對於靜態平衡功能表現的貢獻程度亦隨之上升(表五)。結果顯示在雙腳站立之情境下，視覺的貢獻程度在COP移動軌跡的長度及平均速率上呈現顯著之線性正相

表五 視覺輸入對不同年齡層的影響程度(PDS)以及其隨年齡變化之相關係數(R)

|      | 少年組 (n = 5) | 青年組 (n = 5) | 中年組 (n = 5)  | 老年組 (n = 5)  | <i>p</i> | <i>R</i>           |
|------|-------------|-------------|--------------|--------------|----------|--------------------|
| PDSe |             |             |              |              |          |                    |
| SS   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | -1.3 ± 1.5* | -0.5 ± 0.5  | -1.4 ± 1.3   | -1.4 ± 1.4   | 0.67     | -0.12              |
| RLS  | -3.4 ± 3.8  | -5.8 ± 3.1  | -62.0 ± 52.0 | -85.9 ± 31.6 | < 0.001  | -0.81 <sup>‡</sup> |
| LLS  | -5.5 ± 3.8  | -5.8 ± 2.8  | -61.3 ± 52.0 | -100.0 ± 0.0 | < 0.001  | -0.86 <sup>‡</sup> |
| US   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | -10.6 ± 6.7 | -19.9 ± 8.6 | -15.2 ± 6.7  | -14.6 ± 7.2  | 0.48     | -0.13              |
| RLS  | -13.6 ± 8.5 | -10.7 ± 5.1 | -62.8 ± 51.0 | -80.0 ± 30.3 | < 0.001  | -0.83 <sup>‡</sup> |
| LLS  | -8.6 ± 4.9  | -10.9 ± 7.4 | -63.0 ± 50.7 | -85.5 ± 32.4 | < 0.001  | -0.80 <sup>‡</sup> |
| PDSp |             |             |              |              |          |                    |
| SS   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 10.6 ± 8.1  | 4.6 ± 6.8   | 20.2 ± 10.4  | 20.6 ± 5.0   | 0.01     | 0.57 <sup>†</sup>  |
| RLS  | 34.3 ± 9.4  | 39.6 ± 9.1  | 56.9 ± 24.4  | 52.9 ± 26.0  | < 0.001  | 0.44               |
| LLS  | 31.9 ± 5.1  | 42.0 ± 13.1 | 47.2 ± 15.9  | 56.4 ± 20.7  | < 0.001  | 0.72 <sup>‡</sup>  |
| US   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 23.3 ± 13.2 | 39.4 ± 4.0  | 43.8 ± 7.6   | 41.6 ± 6.3   | 0.03     | 0.55 <sup>†</sup>  |
| RLS  | 35.5 ± 12.8 | 45.2 ± 12.6 | 52.7 ± 24.8  | 52.1 ± 32.8  | < 0.001  | 0.45 <sup>†</sup>  |
| LLS  | 41.9 ± 11.3 | 39.9 ± 11.4 | 47.2 ± 25.7  | 37.0 ± 46.5  | < 0.001  | -0.02              |
| PDSa |             |             |              |              |          |                    |
| SS   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 13.7 ± 17.5 | 10.2 ± 17.5 | 21.2 ± 28.5  | 29.6 ± 22.0  | 0.2      | 0.33               |
| RLS  | 33.4 ± 17.0 | 63.1 ± 19.4 | 87.8 ± 16.2  | 85.5 ± 4.5   | < 0.001  | 0.75 <sup>‡</sup>  |
| LLS  | 48.5 ± 12.2 | 64.4 ± 17.1 | 81.5 ± 11.6  | 98.0 ± 2.4   | < 0.001  | 0.85 <sup>‡</sup>  |
| US   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 46.2 ± 23.0 | 71.0 ± 15.7 | 64.6 ± 11.8  | 50.3 ± 22.0  | 0.87     | 0.03               |
| RLS  | 52.6 ± 20.8 | 67.6 ± 21.5 | 87.3 ± 11.1  | 93.7 ± 26.5  | 0.04     | 0.45 <sup>†</sup>  |
| LLS  | 50.5 ± 4.2  | 66.5 ± 28.6 | 80.2 ± 20.2  | 94.0 ± 22.0  | 0.06     | 0.46 <sup>†</sup>  |
| PDSv |             |             |              |              |          |                    |
| SS   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 10.6 ± 8.1  | 4.6 ± 6.8   | 20.2 ± 10.4  | 20.6 ± 5.0   | 0.01     | 0.57 <sup>†</sup>  |
| RLS  | 34.3 ± 9.4  | 39.6 ± 9.1  | 51.1 ± 16.8  | 44.6 ± 4.8   | 0.07     | 0.44               |
| LLS  | 31.9 ± 5.1  | 42.0 ± 13.1 | 46.6 ± 10.2  | 56.9 ± 7.0   | 0.01     | 0.72 <sup>‡</sup>  |
| US   |             |             |              |              |          |                    |
| DS   | 19.9 ± 13.2 | 39.4 ± 4.0  | 43.8 ± 7.6   | 41.6 ± 6.3   | 0.03     | 0.55 <sup>†</sup>  |
| RLS  | 35.5 ± 12.8 | 45.2 ± 12.6 | 54.2 ± 8.0   | 47.0 ± 13.3  | 0.05     | 0.45 <sup>†</sup>  |
| LLS  | 41.9 ± 11.3 | 39.9 ± 11.4 | 48.2 ± 12.9  | 36.3 ± 17.7  | 0.96     | -0.02              |

\*Mean ± SD †*p* < 0.05, ‡*p* < 0.001。SS = stable surface ; US = unstable surface。PDSe = 平衡分數計算而得之 PDS 值, PDSp = 長度計算而得之 PDS 值, PDSa = 面積計算而得 PDS 之值, PDSv = 平均速率計算而得之 PDS 值。

關；而在單腳站立的情境下，視覺的貢獻程度在平衡分數、COP 移動軌跡的面積及長度上多有顯著線性相關。

## 討論

本研究的主要目的是想探討隨著身體功能的發展與老化，自主姿勢控制能力與對外在環境變

化的適應能力是否有特定型式的消長曲線，而影響姿勢控制的三種感覺輸入系統中之視覺，對平衡能力的影響，在年齡的增長上有著什麼樣的關係，希望藉此建立視覺對姿勢控制在年齡上的影響之初探常模。

本研究之受試者皆取自健康之正常人，由於每一個年齡層只有五位受試者，雖可進行初步的統計分析，但樣本數明顯不足。此外，年齡層的劃分範圍較大，無法微觀地應用於每一年齡層。然而雖然每一組的樣本數較少，但是經過適當的統計分析，多數依變數仍能表現出隨年齡改變的明顯變化，表示本研究經過適當選取分析變數因子與分析方法，便能夠將族群中的重要特性顯現出來，因此仍具有參考價值。此次研究主題主要為視覺輸入對維持平衡的影響，因此尚無法推論至其他兩種感覺系統（前庭覺及本體覺）隨年齡增長的影響與變化。且本研究只測試靜態平衡，因此所得之結果並無法全面地代表個體完整的平衡狀況。

在跌倒次數方面，老年組有較高之發生率。此外，閉眼單腳站時發生跌倒的次數最多，其中以慣用腳單腳站立時的發生率較高。這樣的結果和Teasdale等人在2001年提出老年人處於需要較多感覺訊息輸入的環境時，其跌倒的危險性會隨之增加的觀點相同[19]。由於單腳站立與缺乏視覺輸入之情境對於靜態平衡之維持較困難，需要感覺系統與動作系統有更多的訊息輸入與整合，所以對於這兩個系統在衰退中的中年組與老年組而言，表現出較易跌倒的情形。而少年組的視覺與前庭覺系統雖還處於發展階段，但因其本體覺的發展使得動作系統之協調性較為完好，所以不易跌倒。且由於慣用腳之功能以活動性(mobility)為主，因而穩定性(stability)較差，所以本研究中單腳站立時跌倒的機率也比非慣用腳高，此與Blaszcyk於2000年所提出非慣用腳之穩定性較佳的結果相符[20]。

在測力板固定(stable surface)的情境下，是否有視覺輸入對各項變數表現有顯著之影響，只有少年組與青年組於雙腳站立時沒有發現顯著差異；而在測力板不固定(unstable surface)的情境下，四組受試者之變數大多有統計學上的顯著差異。表示雙腳站立於穩定但黑暗的環境下，只有少年與青年能以剩餘之感覺系統維持在良好的平衡狀態；單腳站立於穩定但黑暗的環境下，就較難維持平衡；如果是處於不穩定且黑暗的環境下，更是連雙腳站立都很難維持平衡。Hafstrom等學者的研究結果指出，當處於本體感覺受干擾

的狀況下，視覺的輸入對於平衡能力而言更為重要[21]。因此我們推測，正常人於支持面減小時、失去本體覺時或兩個狀況同時影響的情形下，依賴視覺的輸入就越多。而雙腳站立於穩定環境時，視覺輸入對維持平衡的重要性就必須視前庭覺與本體覺是否能代償失去視覺輸入的部份來決定，中年人與老年人可能因不足以完全代償，所以有較顯著的差異。

Hirabayashi等人於1994年提出正常人於較不熟悉的情境中欲維持平衡時，較依賴視覺系統[12]，而對一般人而言維持靜止單腳站立亦屬於不熟悉之活動，故與本研究結果所顯示於單腳站立時視覺輸入對於維持平衡更形重要相呼應。Blaszcyk在1993年指出老年人的視覺對於其平衡能力的影響要比本體感覺的影響來得大很多。所以當失去視覺時，本體感覺並無法代償失去視覺訊息輸入的部份，其研究結果與本研究之結果相同[4]。

觀察各依變數是否會隨著年齡的增長而呈現線性相關之趨勢，結果發現平衡分數與COP移動軌跡面積兩項依變數，在閉眼單腳站立時有顯著相關。由於平衡分數會依照受試者的年齡經過正規化(normalization)的程序，所以在比較年齡變化的趨勢時不會有顯著相關的現象出現；然而閉眼單腳站立時，中、老年組皆有跌倒的情形發生，因跌倒之平衡分數為零分，因此造成平衡分數的顯著差異而產生顯著相關的情形。因跌倒時移動軌跡的前後方向(Y軸)變化量十分顯著，而移動軌跡的面積為二維之變數，其中一軸向的變化會使得整體面積會以倍數變化，所以移動軌跡與其面積便能適時的表現出其明顯的變化。移動軌跡的長度與平均速率為互有相關之兩項變數，其中一項有顯著變化時，另一項常會有同樣趨勢的變化。在支持面不固定時，因無法控制維持穩定的姿勢，而使上述參數的量快速上升，因而產生顯著相關的情形出現。綜上所述，在從事較困難的測試情境時，其平衡分數會隨年齡的增長有減少的趨勢，而移動軌跡的面積有增加的趨勢。

探討視覺輸入對於靜態平衡功能表現的貢獻程度是否會隨著年齡的增長而隨之上升，結果可觀察到於單腳站立時，視覺貢獻程度(PDS)對平衡分數、移動軌跡的長度與移動軌跡的面積會有統計學上的顯著影響(表五)。雙腳站立時，視覺輸入與否對移動軌跡的長度與平均速率有顯著影響(表二、表三)；而閉眼單腳站時，中年組與老年組較不穩定且發生跌倒的比率較高(表一)，所以視覺輸入與否對於平衡分數而言有相當大的差

異，因此視覺對平衡分數的影響有顯著的相關趨勢出現；同樣的情況，由於中、老年組身體擺動幅度變大，使重心的位移量變大，移動軌跡的長度與移動軌跡的面積也都有明顯的增加，因此也出現相關趨勢的現象。由於單腳站立屬於較為困難的情境，需要較敏銳的感覺系統來維持平衡，而前庭覺與本體覺已有衰退跡象者，無法完全取代視覺輸入所能給中樞的訊息，因此視覺輸入對年齡較大者有較大程度的影響，可知視覺輸入對平衡的貢獻程度有隨年齡增加而逐漸增強的趨勢。

本研究屬初步性之研究，雖然取樣人數較少，但結果仍可顯示出視覺輸入對維持平衡的重要性有隨著年齡增加而加強的趨勢之結論。而用於量測平衡的各項變數中，重心移動軌跡面積與平衡分數之擺動變化差分數(PDS)可以比其他變數更敏感地看出視覺的影響程度。但影響平衡的感覺系統還有前庭覺與本體覺兩種，未來可望研究出三種感覺系統在不同年齡層對靜態與動態平衡之貢獻比例，於評估與治療時，才能有客觀的參考數據可供依循。

### 致謝

本研究感謝所有受試者的熱心參與。本研究能順利完成，尚仰賴國家科學發展委員會90年度大專生參與專題研究計劃之經費補助(計劃編號：NSC90-2815-C-039-007-B)。

### 參考文獻

1. Umphred DA. Neurological rehabilitation. 4<sup>th</sup> edition. St Louis: Mosby-Year Book Inc, 2001:616-60.
2. Mergner T, Rosemeier T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions--a conceptual model. *Brain Res Rev* 1998;28:118-35.
3. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech* 1996; 11:176-8.
4. Blaszczyk JW, Hansen PD, Lowe DL. Postural sway and perception of the upright stance stability borders. *Perception* 1993;22:1333-41.
5. Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 1997;30: 347-54.

6. Gehlsen GM, Whaley MH. Falls in the elderly: part II, balance, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:739-41.
7. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1031-7.
8. Era P, Heikkinen E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol* 1985;40:287-95.
9. Bezon J, Echevarria KH, Smith GB. Nursing outcome indicator: Preventing fall for elderly people. *Outcomes Manag Nurs Pract* 1999;3:112-7.
10. 林茂榮, 王夷暉。社區老人跌倒的危險因子與預防。 *台灣衛誌* 2004;23:259-71。
11. Pyykko I, Jantti P, Aalto H. Postural control in elderly subjects. *Age Ageing* 1990;19:215-21.
12. Hirabayashi S, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain Dev* 1995;17:111-3.
13. Isableu B, Ohlmann T, Cremieux J, et al. How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control. *Hum Mov Sci* 1998;17:367-91.
14. Shumway-Cook A, Woollacott MH. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *J Mot Behav* 1985;17: 131-47.
15. Foudriat BA, Di Fabio RP, Anderson JH. Sensory organization of balance response in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1993;27: 255-71.
16. Hytonen M, Pyykko I, Aalto H, et al. Postural control and age. *Acta Otolaryngol* 1993;113:119-22.
17. Njiokiktjien CJ, Van Parys JA. Romberg's sign expressed in a quotient. II. Pathology. *Agressologie* 1976;17:19-23.
18. Lacour M, Barthelemy J, Borel L, et al. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Exp Brain Res* 1997;115:300-10.
19. Teasdale N, Simineau M. Attentional demands for postural control: the effect of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 2001;14:203-10.
20. Blaszczyk JW, Prince F, Raiche M, et al. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech* 2000;33:1243-8.
21. Hafstrom A, Fransson PA, Karlberg M, et al. Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol* 2002;122:392-7.



# Influence of Vision on Postural Static Stability in Different Ages: A Preliminary Study

Pei-Wen Chiu, Chen-Horong Lee<sup>1</sup>, Shu-Ya Chen<sup>1</sup>, Hsiu-Chen Lin<sup>1</sup>

Institute of Medical Science, <sup>1</sup>Department of Physical Therapy,

China Medical University, Taichung, Taiwan.

**Purpose.** The visual, proprioceptive and vestibular systems are the foundations of maintaining equilibrium and balance. Among these sensory systems, vision is considered to be the most important component. However, the effect aging has on changes to sensory systems is not well known. We hypothesized that aging would increase the contribution of vision to maintain equilibrium and balance. To further understand the interaction between vision and aging, we investigated the influence of vision on static balance function among different age groups.

**Methods.** A total of 20 able-bodied subjects without any balance-related impairment from Taichung County were recruited in this study. They were divided into four groups with different age ranges (10-15, 25-35, 45-55, and > 65 years old,). All subjects were evaluated by a computerized posturography system in double-, right- and left-leg stance on a stable or unstable surface with and without vision input. To investigate the static balance function, we calculated and analyzed the equilibrium score, path length, area and velocity of the trajectory of center of pressure (COP), and the percentage difference of sway (PDS).

**Results.** Vision had a significant impact on balance function. Most balance variables correlated linearly with age. The increased COP area and PDS score reflected a decline in balance function and an increase in dependence on vision with age.

**Conclusions.** The importance of visual input for balance function increased with age, which implies that the vestibular and proprioceptive systems decline with age. Therefore, vestibular and proprioceptive training might be crucial for enhancing balance function and preventing falls and related injuries in elderly patients. ( *Mid*

*Taiwan J Med* 2007;12:20-8 )

## Key words

aging, balance, vision