

編號：

臺北市政府 95 年度計畫研究報告

不同踝關節角度下立姿平衡能力的比較

研究機關：中興醫院

完成時間：96 年 1 月 7 日

前言

在日常生活中，經常需要維持身體的平衡穩定，就競技體能而言，控制身體平衡的能力是一項重要的指標，具有良好的平衡能力，不但能更有效率的學習運動技巧，也能增進運動表現。平衡能力的發展可說是一個很典型的感覺統合能力之發展，維持人體平衡及對空間的定向感是一個非常複雜的工作。人體平衡包括靜態平衡（static balance）及動態平衡（dynamic balance），靜態平衡是指身體（主要是頭部）對於重力之方向定位，動態平衡是指為因應諸如旋轉、加速及減速等突然之運動而產生維持身體位置之反應。當人體受到外界不平衡干擾時，首先由本體感覺接受器測得瞬間身體各部份的位置及身體與地面的相對關係，同時內耳前庭系統可以得知頭部的位置、動向及加速，視覺系統則感受身體與外在環境互動的訊息。這三種感測而得的訊號經由中樞神經系統控制肌腱伸張產生動力，調整骨骼及軀體以回復平衡(Diener, 1988)。

就目前的鞋類市場言，主要的訴求在於保護腳部穩定、避震及減少運動傷害等作用，對於不同鞋跟高度與踝關節角度對人體平衡的影響並沒有深入的探討（Odenrick, 1987）。提出一雙理想的鞋具，除了符合美觀的需求外，更應該具有調整足底壓力平均分佈之功能，以提供適當的保護與支撐足部的作用，就人體足部傷害而言，造成足部傷害的原因，乃是由於足部所承受的壓力超過其所能負荷的極限使然，Ledin（1990）提出在運動中若能夠平均分佈足底各區所承受的壓力，將可有效地降低足部運動傷害的發生。研究加高式厚底鞋與步態週期的關係時指出，步態週期中的雙腳支撐期，隨著鞋底厚度的增加，其所佔的時間比率隨之增加，並且膝關節的活動度隨鞋底厚度的增加而減少。如從生物力學的觀點來探討，不同的鞋跟高度，將形成踝關節角度上的差異，進而在人體靜態與動態運動時，產生平衡能力的影響。本研究將藉由生物力學的方向來探討不同踝關節角度在人體靜態及動態運動，對於人體平衡能力的影響，以期藉由研究結果，瞭解不同踝關節角度，對於人體平衡能力的影響，並期望找出較佳人體平衡能力的踝關節角度。基於以上動機，本研究之目的為(一)探討不同踝關節角度，對於靜態及動態平衡能力的關係，及(二)找出最佳平衡能力時的踝關節角度。

材料與方法

受試者

30 健康成人參與本研究為實驗受試者。所有受試者在實驗前六個月內無視覺、前庭損傷、下肢肌肉骨骼傷害等病史，且無暈眩（vertigo）癲癇（epilepsy）小腦病變等疾病。其基本資料如表一。

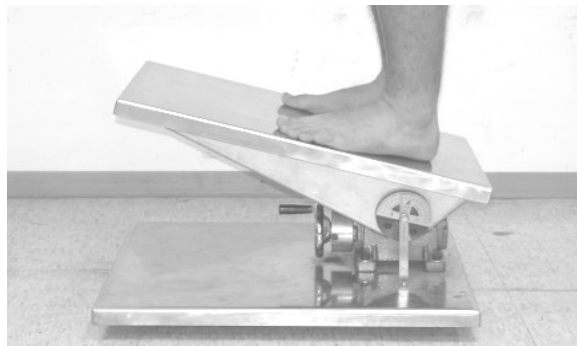
表一、受試者基本資料

	Mean (n=30)	SD (n=30)
Age; years	24.3	3.7
Height; m	1.73	0.49
Weigh; kgw	71.2	9.1

儀器與設備

本實驗將以測力板系統測量靜、動態平衡能力，以藥球控制動態平衡測試時之干擾外力。儀器設備功能、規格如下：

測力板系統：本實驗使用之測力板(KISTLER)及電腦分析軟體(Bioware software)量得腳底對地面之三個軸向作用力、力矩、摩擦力、壓力中心等及可調角度之站立平台(如圖一)置於測力板上，造成不同的踝關節角度。



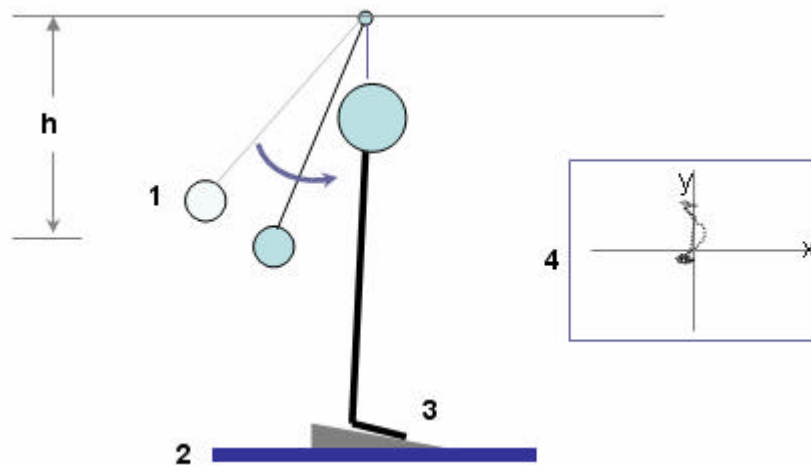
圖一、可調角度站立平台

實驗設計

在進行外力干擾時，以擺動球撞擊受試者的重心(如圖二)，並造成受試者重心 0.2m/sec 的速度變化量，依能量不滅定律，即可算出該球所需位移量，其公式如下：

$$mgh = \frac{1}{2}mv^2 \quad mv = (m + M)v' \quad v = \frac{m + M}{m}v' \quad mgh = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m\left(\frac{m + M}{m}\right)^2v'^2$$

式中 M 為受試者體重，m 為藥球重，v 為球的速度，v' 為人體重心移動的速度，h 為球提昇之高度。



圖二、擺動球撞擊受試者的重心。圖中(1)為擺動球於誑人體質心距離 h 落下，(2)為測力板，(3)為踝蹠曲平台，(4)為經擺動球撞擊受試者的足底壓力中心移動情形

實驗步驟

本研究之實驗將依五個步驟進行，詳細說明如下：

- 步驟一：實驗流程說明及填寫相關資料：為讓受試者了解整個實驗的過程，實驗進行前先向受試者介紹實驗程序，實驗站立的姿勢及應注意的安全事項，然後請受試者填寫健康情況調查，受試者同意書和受試者基本資料。
- 步驟二：熱身活動：為了避免受試者於實驗時受傷，先請受試者暖身十分鐘，尤其是下肢及腰部各主要肌群的伸展活動。
- 步驟三：實驗儀器校正：為使實驗進行順利，並取得正確數據，實驗前先將測力板系統校正完成，並將可調角度之站立平台作歸零
- 步驟四：靜態站姿穩定性測試：受試者雙手抱胸，雙腳站立於代表不同踝關節角度的站立平台進行實驗，記錄受試者在測力板上壓力中心變化情形。
- 步驟五：動態穩定性測試：受試者雙手抱胸，雙腳站立於代表不同踝關節角度的站立平台上進行實驗，並以 4 公斤重藥球撞擊做為外力干擾。

為將撞擊力量標準化，在進行外力干擾時，以藥球撞擊受試者的重心，並造成受試者重心 0.2m/sec 的速度變化量，依能量不滅定律，即可算出藥球所需位移量，其公式如下：

$$mgh = \frac{1}{2}mv^2 \quad mv = (m+M)v' \quad v = \frac{m+M}{m}v' \quad mgh = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m\left(\frac{m+M}{m}\right)^2v'^2$$

M 為受試者體重 m 為藥球重
v 為藥球的速度 v' 為人體重心移動的速度
h 為藥球提昇之高度

資料處理與統計分析

本實驗主要是分析靜態及動態測試時，資料收集後以 SPSS for Windows 10.0 版統計套裝軟體進行統計分析，所有數值除以描述性統計進行資料的分析與比較外，並採單因子重複量數變異數分析（One-way repeated measure ANOVA）進行資料的差異性考驗，並以 Post hoc 做事後多重比較。統計均以 $\alpha = .05$ 為顯著水準。

結果

受試者足踝所處的蹠曲角度太小會影響靜態站姿的平衡能力，研究結果顯示足踝處於蹠曲 5 度位置側，其 COP 位移最小，而蹠曲角度越大則有增大 COP 位移的趨勢(表二)。此外，受試者站立時接受撞擊後，其 COP 的恢復結果則顯示 COP 恢復能力不會隨著蹠曲角度的影響(表二)。

表 2、同足蹠曲角度之靜態站姿穩定比較表

FOOT POSITION (deg)	Standing COP excursion (cm)		COP Recovery time (sec)	
	Mean	SD	Mean	SD
-25	32.17 ^A	17.14	1.949	0.344
-20	42.32 ^C	15.34	1.843	0.410
-15	36.20 ^A	18.45	1.696	0.297
-10	31.64 ^A	13.65	1.523	0.209
-5	24.86 ^B	13.55	1.377	0.156
0	30.52 ^A	17.12	1.497	0.257

註：表中 Mean 表示平均值，SD 表示標準差。上標英文字母 同表示以 Post hoc 做事後多重比較達統計上 $p < 0.05$ 的顯著差異。沒有上標英文字母表示統計上 $p > 0.05$ 未達顯著差異

在動態結果的表現，受試者雖然足踝處於不同蹠曲角度但 COP 前後方向及內外方向的偏量均類似。其差異未達顯著差異，此結果顯示足踝蹠曲角度大小不影響 COP 前後及內位方向的偏移量。

表 3、 不同足蹠曲角度之動態站姿穩定比較表

FOOT POSITION (deg)	AP collision COP DEVIATION (cm)		ML collision COP Deviation (cm)	
	Mean	SD	Mean	SD
-25	12.92	7.83	3.18	5.35
-20	12.87	8.42	2.66	4.75
-15	13.07	10.46	1.85	3.04
-10	13.06	8.77	2.94	5.45
-5	13.17	9.01	2.44	4.47
0	10.78	6.54	2.10	3.89

註：表中 Mean 表示平均值，SD 表示標準差。上標英文字母 同表示以 Post hoc 做事後多重比較達統計上 $p < 0.05$ 的顯著差異。沒有上標英文字母表示統計上 $p > 0.05$ 未達顯著差異

討論

由表二可得知，在踝關節角度為蹠屈5 度時，腳底地面反作用力中心偏移半徑最小，為24 公分；在本研究中，踝關節角度為0 度時，腳底地面反作用力中心偏移半徑為30 公分，結果與江勁政（2000）對一般大學生、射箭選手、體操選手及柔道選手做靜態站姿穩定性測試的結果相近。蹠屈角度愈大，腳底地面反作用力中心偏移半徑也有愈大的趨勢，但踝關節角度為蹠屈25 度時，腳底地面反作用力中心偏移半徑卻下降。就蹠屈角度（蹠屈5 度至蹠屈25 度）而言，發現在蹠屈5 度時的恢復時間最短（1.377 秒），代表蹠屈5 度時的平衡能力最好，穩定性最佳，而蹠屈5 度也是所有11 個角度在受平衡干擾測試後，恢復平衡所需時間最短者，代表此角度在所有11 個角度中穩定性最佳。此外，均可發現角度愈大，恢復平衡所需時間有愈長的趨勢。

由表三可得知，就前後偏移量而言，隨著蹠屈角度愈來愈大，在此期間的腳底地面反作用力中心偏移半徑會愈來愈小，推測原因可能是隨著蹠屈角度愈來愈大，受試者採用不同的恢復平衡策略之故。就左右軸偏移量而言，可以看出受撞擊後受試者腳底地面反作用力中心的偏移情形皆呈現較不規則的變化。由於在本次實驗中，干擾受試者平衡的力量皆來自同一個方向（由受試者後方撞擊），但在施行撞擊力量時，可能並非完全的撞擊在受試者後方的重心點上，因此產生左右偏移的力量，以

致於有此情形產生。此外，比較前後軸與左右軸的偏移情形，可發現在前後軸偏移量明顯的大於左右軸平均偏移量。

參考文獻

1. Alexander, L.J.,Chao,E.Y.S., & Johnson,K.A.(1990).The Assessment of Dynamic Foot-to-Ground Contact Forces and Plantar Distribution:A Review of the Evolution of Current Techniques and Clinical Application .Foot & Ankle,11(3),152-167.
2. Andres, R. O., & Anderson, D. J. (1980). Designing a better postural measurement system. Am. J. Otolaryngol, 4, 197-206.
3. Cavanagh, P. R.,and Rodgers, M. M. (1987). " The arch index: a useful measure from footprints.", J. Biomech, 20, 547-511.
4. Cavanagh,P.R.,& M. M.(1989). Pressure Distribution in Morten' s Foot Structure. Medicine and Science in Sports and Exercise, 21(1), 23-28
5. Clarke, T. E. E. C. Frederick. and C. L. Hamill. (1983). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. Med. Sci. Sports Exerc, 15, 376-381.
6. Cohen, H. & Keshner, E. A. (1989), Current concepts of the vestibular system reviewed: Visual/ vestibular interaction and spatial orientation. Am. J. Occup. Ther., 43, 331-338.
7. Cornwall MW. (1995). Footwear and foot orthotic effectiveness research: a new approach.The journal of orthopaedic & sports physical therapy, 21(6), 337-344.
8. Czerniecki JM. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. Am, J. Phys Med Rehab , 67(6), 246-52.
9. Diener, H. C. & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in human. Progress in Brian Research. O. Pompeiano and J. H. J. Allum. Eds. Amsterdam: Elsevier, 76, 253-262.
10. Ledin, T., Kronhed, A. C., Moller, C., Moller, M. Odkvist, L. M. & Olsson, B. (1990). Effects of balance training in elderly evaluated by clinical tests and dynamic posturography. Journal of Vestibular Research, 1, 129-138.
11. Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. (1986). Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. Am J Sports Med , 14 , 501-510.
12. Mann RA. (1975). Biomechanics of the foot. In: American Academy of Orthopaedic Surgeons, editor. Atlas of Orthotics: Biomechanical Principles and Application. St. Louis: Mosby, 257-266.
13. Odenrick, P., Tropp, H., & Ortengren, R. (1987). A method for measurement of postural control in upright stance. Biomechanics, 10-A, 437-443.