職能治療學會雜誌
民國 102 年 31 卷第 2 期頁 209-225

原著

腿前式踝足矯具在中風患者站立平衡之效應

OCCUPATIONAL THERAPY

張心怡[1,2]　羅世忠[3,4]　鄧雅凌[3,4]　邱敏綺[3,4]　陳瓊玲[3,4,*]

摘要

本研究目的為檢視腿前式踝足矯具 (anterior ankle-foot orthosis, AAFO) 在中風患者站立之靜態及動態平衡的效果，以平衡儀 (Balance Master) 的感覺組合測驗 (Sensory Organization Test) 及穩定限度測驗 (Limit of Stability Test) 作為研究工具，使用壓力中心數據計算靜態站立穩定度、對稱性、重心轉移最大移動範圍及重心轉移後最大患側承重比率。本研究採重複量測之實驗設計，共24位中風患者參與研究，評量穿戴及不穿戴AAFO在感覺組合及穩定限度測驗之表現，使用配對*t*檢定比較有無穿戴AAFO在上述測驗之差異情形。結果顯示中風患者穿戴AAFO在穩定限度測驗中，身體重心轉移至患側斜前方 ($p < .001$) 及患側 ($p = .002$) 之最大移動範圍顯著增加。此外，中風患者穿戴AAFO重心轉移至患側 ($p = .003$) 及患側斜後方($p < .001$) 後之最大患側承重比率顯著增加。但中風患者穿戴AAFO於感覺組合測驗評量之站立穩定度及站立對稱性無顯著差異 ($p > .01$)。本研究發現中風患者穿戴腿前式踝足矯具能夠改善重心轉移至患側時之患側方向穩定限度範圍與承重。因此，建議中風患者可穿戴AAFO來執行重心轉移之活動以增進其動態平衡表現。

關鍵字：腿前式踝足矯具，靜態平衡，感覺組合測驗，動態平衡，穩定限度

中山醫學大學醫學檢驗暨生物技術學系碩士班[1]
衛生福利部旗山醫院復健科職能治療[2]
中山醫學大學職能治療學系[3]
中山醫學大學附設醫院職能治療室[4]

*通訊作者：陳瓊玲
台中市南區建國北路一段110號
中山醫學大學職能治療學系暨
中山醫學大學附設醫院職能治療室
電話：04-24730022分機12400
電子信箱：joelin@csmu.edu.tw

受文日期：民國 102 年 6 月 26日
接受刊載：民國 102 年 9 月 16日

前言

中風常造成平衡能力損傷進而影響許多層面，像是維持坐姿、伸手取物、操弄物體、功能性活動及行走，以致日常生活受限，進而影響社會參與 (Hamzat & Kobiri, 2008; Sivan & Bhakta, 2008)，導致生活品質降低。靜態平衡是身體靜止狀態下維持姿勢穩定的能力，通常評量在不同情境下維持直立姿勢的能力，如閉眼、支持面 (base of support) 改變、預期或不預期干擾下維持直立的能力。動態平衡是在身體動作下保持姿勢穩定的能力，包含重心轉移，通常評量在自主動作時或在動作過程中給予外在干擾其維持平衡的能力 (Winter, Patla, & Frank, 1990)。有關中風患者靜態及動態平衡能力的改變，包括中風患者比同年齡健康成人在靜態站立時，晃動程度較大 (Peurala, Könönen, Pitkänen, Sivenius, & Tarkka, 2007)、壓力中心 (center of pressure, COP) 總移動軌跡長度較長及振幅較大 (Corriveau, Hebert, Raiche, & Prince, 2004)。站立下執行重心轉移時，患側下肢承重比率皆比健側下肢少，導致不對稱承重 (Eng & Chu, 2002; Goldie, Matyas, Evans, Galea, & Bach, 1996)。往患側與後側之重心轉移壓力中心位移量明顯減少，整體的穩定限度範圍也減少 (Turnbull, Charteris, & Wall, 1996)。

文獻中，有關踝足矯具對中風患者之靜態及動態平衡效應的研究，多以腿後式踝足矯具為主 (Mojica et al., 1988; Simons, van Asseldonk, van der Kooij, Geurts, & Buurke, 2009; Wang et al., 2005)。在台灣，職能治療師常製作腿前式踝足矯具 (anterior ankle-foot orthosis, AAFO) 讓中風患者穿戴以增進或改善平衡及移動能力。過去文獻檢視中風患者穿戴AAFO是否改善靜態及動態平衡能力效果的研究，包括Chen、Yeung、 Wang、 Chu 與Yeh (1999) 使用Computer Posturo Graphy Program (Computer Dyno Graphy system, Infotronic, Netherlands) 評估AAFO在靜態平衡（身體搖晃程度）和動態平衡（前後、左右重心轉移）的效果，結果呈現腿前式踝足矯具沒有顯著改善姿勢晃動程度、站立對稱性以及前後方向最大距離，而在側邊重心轉移及患側承重有顯著改善。Chen等人 (2008) 使用平衡儀 (Balance Master, NeuroCom International Inc., Clackamas, OR, USA) 之感覺組合測驗 (Sensory Organization Test) 檢視靜態平衡能力的效果，結果顯示在6個感覺情境下（情境

一：正確的視覺及本體覺輸入。情境二：缺乏視覺輸入及正確的本體覺輸入。情境三：錯誤的視覺輸入及正確的本體覺輸入。情境四：正確的視覺輸入及錯誤的本體覺輸入。情境五：缺乏視覺輸入及錯誤的本體覺輸入。情境六：錯誤的視覺及本體覺輸入），穿戴AAFO在相對挑戰的情境（情境三、情境四及情境五）下有較顯著的改善姿勢穩定度。然而對於沒有感覺衝突的情境（情境一及情境二）以及最困難的情況（情境六）下效果並不明顯。在此篇使用平衡儀的研究中僅探討靜態平衡，未檢驗AAFO對中風患者重心轉移之效應。總結來說，腿前式踝足矯具在靜態平衡之效果有不一致的情況，動態平衡的效應研究結果呈現AAFO能改善側邊重心轉移，但AAFO對於中風患者往患側多方向重心轉移 （包括患側斜前方及患側斜後方）之效應的研究仍然不足。

過去研究探討穿戴與不穿戴踝足矯具在靜態及動態平衡能力差異時，研究設備多使用力板 (force plate) 收集中風患者的壓力中心來評量平衡能力。然而，Chaudhry、Bukiet、Ji 與 Findley (2011) 研究指出力板僅能評量睜眼及閉眼等正常視覺輸入及視覺遮蔽之靜態站立平衡，但於日常生活中所遭遇挑戰平衡能力的情境，包括突然的上下斜坡、階梯、地面平滑度的改變或衝突的視覺刺激如在擁擠的購物商場及移動的公車中。平衡儀的感覺組合測驗考量這些狀況，提供不同的感覺情境，所以平衡儀相較於只用力板更能評估與日常生活相關的平衡能力。爰此，本研究採用平衡儀來評量靜態及動態平衡能力。過去使用平衡儀作為研究工具之文獻皆採用該平衡儀之軟體計算的參數：平衡分數 (equilibrium score) 代表穩定度，其僅以兩個極端值估計晃動角度計算平衡分數。本研究更精確的將平衡儀之力板測量的每一點COP數值納入計算，以晃動途徑 (sway path) 與晃動指數 (sway index) 作為研究參數，探討穿戴AAFO在中風患者之靜態及動態平衡的效果。

方法

一、 研究對象

本研究以中風患者作為研究對象，研究內容通過中山醫學大學附設醫院人體試驗委員會審核。研究對象從中山醫學大學附設醫院大慶院區及中興院區復健科職能治療室徵召，經由臨床職能治療師轉介合適之中風患者，選案標準如下：(一) 能遵從簡單口語指令的單側中風偏癱患者；(二) 不穿戴AAFO時能獨自站立並能執行前後左右重心轉移。

本研究對象之排除標準為中風患者具有以下問題則不納入：（一）臨床重要視覺缺陷，（二）單側忽略，（三）威氏型失語症 (Wernick's aphasia)，(四）全面型失語症 (global aphasia)，(五）推者症候群 (pusher syndrome) 及（六）其他影響平衡能力之系統性或局部問題，如帕金森氏症，曾有下肢骨科病史等。

二、 研究工具

本研究使用SMART平衡儀及 8.2 版軟體 (NeuroCom International, Clackamas, OR) 作為評估工具，此平衡儀包含一個可搖動的支持平面（力板）及視覺屏幕，預防跌倒的安全吊帶及可提供視覺回饋的電腦螢幕。研究指出此評估工具具備良好的信效度 (Liston & Brouwer, 1996; Newstead, Hinman, & Tomberlin, 2005)。在本研究中，採用其中的2種測驗，詳述如下：

(一) 感覺組合測驗

此測驗包含6個情境分別為：1. 睜眼、支持平面固定；2. 閉眼、支持平面固定；3. 視覺屏幕搖動、支持平面固定；4. 睜眼、支持平面搖動；5. 閉眼、支持平面搖動及6. 視覺屏幕搖動、支持平面搖動。支持平面及視覺屏幕的固定與搖動是預先設定，當設定為搖動時，其搖動方向與大小是參考中風患者本身前後搖動的方向及大小 (sway-referenced)，亦即當身體搖動時若是支持面跟著搖動，則會保持踝關節90度而提供錯誤的本體感覺輸入；身體搖動時若是視覺屏幕跟著搖動，

則會保持眼睛與屏幕固定距離而提供錯誤的視覺輸入。6個測試的感覺情境中前庭覺輸入皆不予控制，即正確的前庭覺輸入，隨著張眼、閉眼、視覺屏幕及支持平面的固定與搖動而提供正確的、移除的與錯誤的視覺輸入及正確的與錯誤的本體覺輸入。此測驗測試6個情境，每個情境施測3次，每次試驗持續20秒。每個情境測驗之前，僅告知眼睛開或閉、支持平面及視覺屏幕搖動與否，中風患者只需要盡可能保持站直，此測驗共費時10-15分鐘。

（二）穩定限度測驗

此測驗評估動態平衡能力，測驗包含八個方向：前、左斜前、左、左斜後、後、右斜後、右、右斜前之最大距離，每一個方向試驗時間為8秒鐘。考量本研究對象為偏癱之中風患者，往健側方向（包括健側斜前方及健側斜後方）重心轉移相較於患側方向（包括患側斜前方及患側斜後方）重心轉移較為簡單，且患側腳有無穿戴AAFO應不影響往健側方向重心轉移，故本研究僅採用三個方向比較，分別為中風患者的患側斜前方、患側及患側斜後方。每一方向在正式蒐集實驗數據之前會讓受試者練習一次，讓受試者了解如何移動後再正式進行施測。考量受試者疲勞問題，各方向僅施測一次，此測驗共費時5-10分鐘。

三、 研究流程

在實驗進行前，研究者先向符合篩選條件之受試者說明研究目的及所有研究流程，使受試者能理解整個實驗，取得受試者同意參與並簽署同意書。透過訪談收集中風患者基本資料，如性別、年齡、中風種類、中風位置、中風時間、使用腿前式踝足矯具時間，並以改良式艾許沃斯氏量表 (Modified Ashworth Scale) 評量內翻或蹠屈肌肉痙攣程度。本身已擁有其治療師製作之AAFO之受試者使用該AAFO進行測驗，若受試者本身沒有穿戴AAFO則新製一個，由該受試者之臨床治療師製作。

受試者需完成感覺組合測驗及穩定限度測驗，在測驗過程中受試者需眼看前方，雙腳與肩同寬站在支持平面上，雙手自然垂放於身體兩側。所有受試者皆穿

戴安全吊帶，在測驗中將有一人站在受試者後方以防跌倒。所有受試者穿戴、不穿戴腿前式踝足矯具的順序及測驗項目之量測順序是隨機分派 (random order)。兩項測驗（感覺組合測驗及穩定限度測驗）間隔依據患者狀態給予適度休息，測驗間隔休息約5分鐘到10分鐘，總測驗時間共花費約30分鐘。

四、 資料分析

感覺組合測驗中每個情境執行三次，取得下列各數據之平均值來分析，資料收集頻率為100Hz。本研究擷取出平衡儀之力板所收集有關於壓力中心的數據後再自行加以計算每一情境之試驗的晃動途徑及晃動指數代表靜態站立穩定度，晃動途徑為COP總移動軌跡長（如公式1），晃動指數為每點COP與平均COP距離的總合（如公式2），晃動途徑與晃動指數越小代表越穩定 (Chaudhry et al., 2011)。利用力板資料計算每一情境之試驗中患側腳平均之承重比率（如公式3）代表靜態站立對稱性，患側承重比率越接近0.5代表越對稱。

穩定限度測驗中各方向重心轉移僅測量一次，採用單次的資料進行分析，資料收集頻率為100Hz。擷取出平衡儀之力板所收集有關於壓力中心的數據後再自行加以計算每一個方向之最大COP移動範圍（如公式4）及最大患側承重比率（如公式3）。最大COP移動範圍代表重心轉移至該方向之最大移動範圍，數值越大重心轉移能力越好。患側承重比率為在試驗過程中重心轉移後最大患側承重比率，比率越大代表患側承重能力越好。

公式 1：

$$L_{cop} = \sum_{i=1}^{n} \sqrt{\left(COP_{x_i} - COP_{x_{i-1}}\right)^2 + \left(COP_{y_i} - COP_{y_{i-1}}\right)^2}$$

公式 2：

$$S = \sum_{i=1}^{n} \sqrt{\left(COP_{x_i} - \overline{COP}_x\right)^2 + \left(COP_{y_i} - \overline{COP}_y\right)^2}$$

公式 3：

$$W = \left(\frac{\text{affected side sensor}}{\text{affected side sensor} + \text{sound side sensor}}\right)$$

公式4：

患側方向—

$$M_{affected} = Max(COP_x) - Min(COP_x)$$

患側斜前方及患側斜後方—

$$M_{affected-diagonal} = \sqrt{\left(Max(COP_x) - Min(COP_x)\right)^2 + \left(Max(COP_y) - Min(COP_y)\right)^2}$$

註：$n = 2000$，n為20秒所蒐集之資料總數。

L_{cop}：COP總移動軌跡長（單位：cm）。

COP_x：壓力中心在左右方向 (x軸) 的位置。

COP_y：壓力中心在前後方向 (y軸) 的位置。

S：晃動指數。

$\overline{COP_x}$：壓力中心在左右方向 (x軸) 的平均值。

$\overline{COP_y}$：壓力中心在前後方向 (y軸) 的平均值。

W：偏癱者之患側承重比率。

$M_{affected}$：往患側重心轉移之最大COP移動範圍（單位：cm）。

$M_{affected-diagonal}$：往患側斜前方及患側斜後方重心轉移之最大COP移動範圍（單位：cm）。

五、 統計分析

使用配對t檢定檢驗有無穿戴腿前式踝足矯具在感覺組合及穩定限度測驗項目之差異情形。由於多次統計比較有無腿前式踝足矯具之差異情形，故設顯著水準 $\alpha = .01$，$p \leq .01$為可接受最小統計顯著性。以統計軟體SPSS第16版進行分析。分析時成對排除無法完成該測驗及離群值之受試者，感覺組合測驗流失人數1人，穩定限度測驗流失人數4人，原因皆為離群值。

結果

總共24位中風患者參與研究，其中13位男性，11位女性；右側偏癱13位（7男，6女）及左側偏癱11位（6男，5女）。平均年齡為57.1歲（標準差為12.07歲）；平均中風27.1個月（標準差31.4個月，範圍2-108個月）。受試者之中風類型為16位栓塞、7位出血以及1位栓塞合併出血。改良式艾許沃斯氏量表測量蹠屈/內翻痙攣程度，結果為0分（沒有痙攣）有11位，1分（輕微痙攣，在活動範圍末端角度只有一點阻力）有6位，1分（輕微痙攣，在活動範圍角度後1/2出現阻力）有3位，2分（明顯痙攣，整個活動過程皆有阻力）有4位，3分以上（嚴重痙攣）有0位。全部受試者本身已擁有治療師所製作之AAFO，其中17位常規使用（每日全天穿戴）AAFO，4位只在外出時使用AAFO，3位平日及外出皆不使用AAFO。

一、 穿戴AAFO在靜態平衡之結果

感覺組合測驗從情境1到情境6挑戰性越來越高，本研究對象之晃動途徑及晃動指數之平均值從情境1到情境6越來越大，代表姿勢晃動 (postural sway) 隨著挑戰情境漸增，亦即靜態站立穩定度越差，此結果符合預期。圖1為一位代表性的受試者穿戴與不穿戴AAFO在感覺組合測驗實際移動軌跡的情形，由配對*t*檢定結果顯示6種情境下穿戴AAFO相較不穿戴AAFO靜態站立穩定度皆未達顯著差異，詳見表1。

靜態站立對稱性方面，無論中風患者有無穿戴AAFO，6個情境的站立對稱性平均值差異不大。由描述性統計可以看出中風患者在穿戴AAFO患側腳承重比率增加，亦即站立對稱性有改善的趨勢，但由配對*t*檢定結果顯示6種情境下中風患者穿戴AAFO相較不穿戴AAFO靜態站立對稱性未達顯著差異，詳見表2。

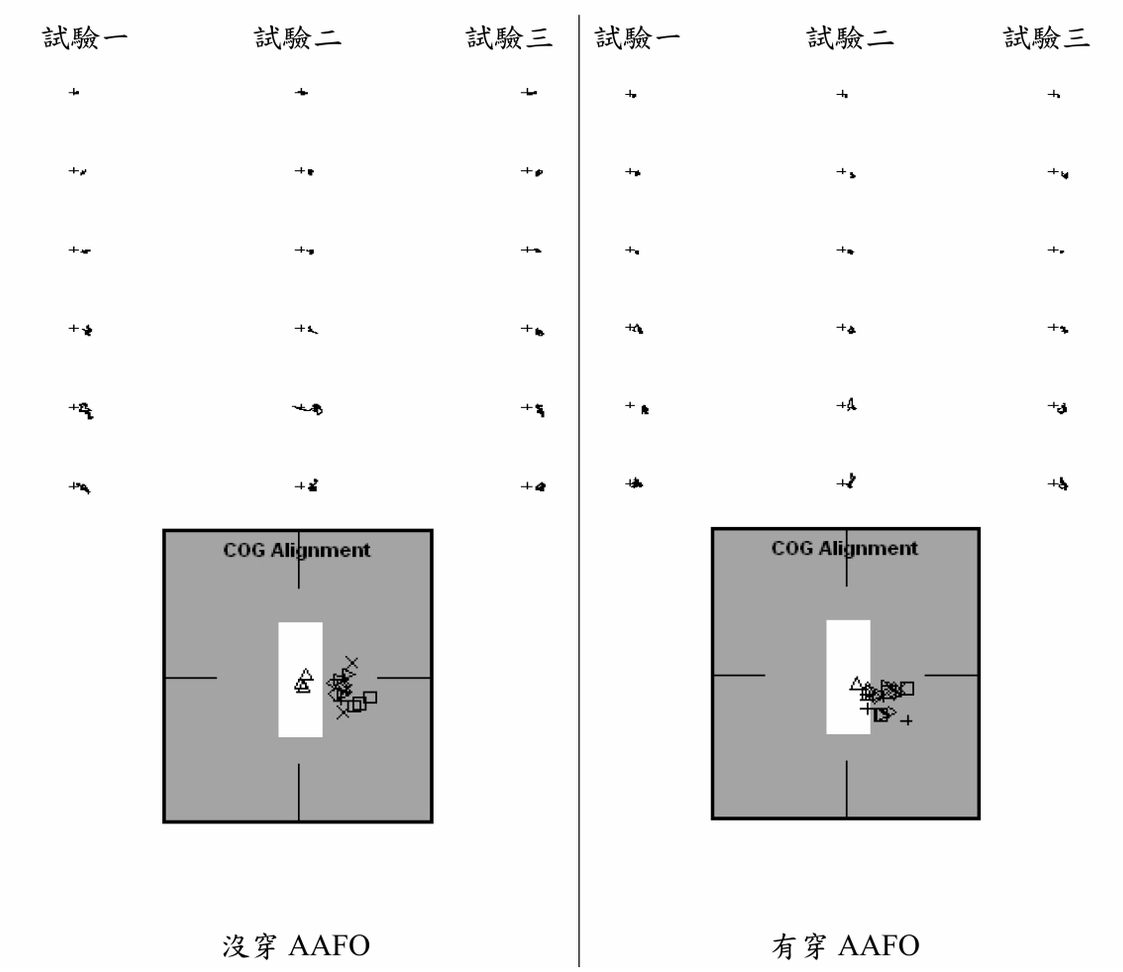


圖1
一位左偏癱受試者於感覺組合測驗結果。

二、 穿戴AAFO在動態平衡之結果

圖2為一位代表性的受試者穿戴與不穿戴AAFO在穩定限度測驗實際移動情形，顯示中風患者穿戴AAFO能增加向患側斜前方及患側方移動範圍。在穩定限度測驗中，中風患者穿戴AAFO時最大移動範圍平均值最大者為重心轉移至患側，其次為患側斜前方，患側斜後方最小，顯示中風患者穿戴AAFO往側邊方向重心轉移比斜向容易。配對*t*檢定的結果顯示中風患者穿戴AAFO比不穿戴AAFO重心轉移至患側斜前方 ($p < .001$) 及患側 ($p = .002$) 之最大移動範圍顯著增加，詳見表3。

表1
有無穿戴AAFO靜態站立穩定度比較

晃動途徑 (cm)	無AAFO平均數 (標準差)	穿AAFO平均數 (標準差)	*p*值
情境一	103.7 (32.2)	102.1 (38.7)	.84
情境二	114.7 (29.7)	112.2 (38.9)	.76
情境三	121.4 (29.8)	125.0 (40.9)	.64
情境四	141.5 (43.9)	136.2 (42.4)	.59
情境五	153.1 (64.3)	154.6 (64.8)	.89
情境六	162.8 (68.2)	156.4 (64.4)	.55
晃動指數	無AAFO平均數 (標準差)	穿AAFO平均數 (標準差)	*p*值
情境一	0.6 (0.3)	0.6 (0.4)	.45
情境二	0.8 (0.4)	0.8 (0.4)	.11
情境三	1.0 (0.7)	0.9 (0.5)	.33
情境四	1.4 (0.7)	1.4 (0.7)	.88
情境五	2.5 (0.8)	2.4 (0.8)	.28
情境六	2.5 (0.8)	2.5 (0.9)	.60

註：AAFO, anterior foot-ankle orthosis.

表2
有無穿戴AAFO靜態站立對稱性比較

患側承重比率	無AAFO平均數 (標準差)	穿AAFO平均數 (標準差)	*p*值
情境一	0.4 (0.1)	0.4(0.1)	.18
情境二	0.4 (0.1)	0.4(0.1)	.32
*情境三	0.4 (0.1)	0.4(0.1)	.25
*情境四	0.4 (0.1)	0.4(0.1)	.11
情境五	0.4 (0.2)	0.4(0.1)	.37
情境六	0.4 (0.1)	0.4(0.1)	.55

註：AAFO, anterior foot-ankle orthosis.
*情境三實際分析人數22人，情境四實際分析人數21人，流失原因為離群值。

患側承重比率方面，中風患者穿戴AAFO往三個方向之患側最大承重比率差異不大。配對t檢定結果顯示中風患者穿戴AAFO重心轉移後，往患側 ($p = .003$) 及患側斜後方 ($p < .001$) 之最大患側承重比率顯著增加，詳見表4。

表3
有無穿戴AAFO最大重心轉移移動範圍比較

最大COP移動範圍 (cm)	無AAFO平均數 (標準差)	穿AAFO平均數 (標準差)	*p*值
患側斜前方	8.6 (2.5)	9.6 (2.4)	< .001
患側	8.9 (2.4)	10.3 (1.9)	.002
患側斜後方	9.0 (2.5)	7.8 (2.0)	.06

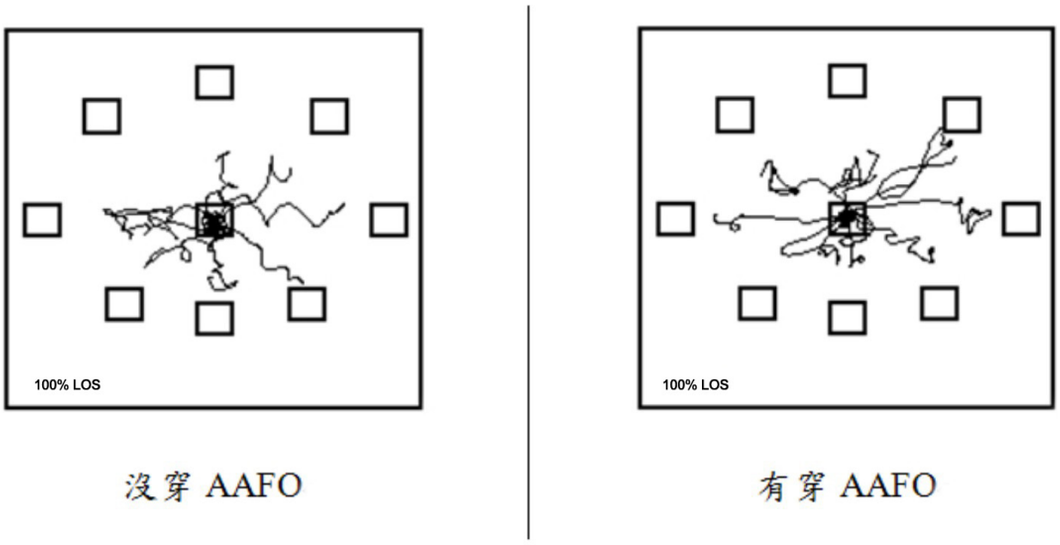


圖2
一位左偏癱受試者於穩定限度測驗結果。

表4
有無穿戴AAFO重心轉移後最大患側承重比率比較

患側承重	無AAFO平均數 (標準差)	穿AAFO平均數 (標準差)	*p*值
患側斜前方	0.6 (0.2)	0.6 (0.2)	.78
患側	0.6 (0.2)	0.6 (0.3)	.003*
患側斜後方	0.5 (0.1)	0.6 (0.2)	< .001*

討論

本研究以Matlab軟體 (7.6.0版本) 自行利用COP數據計算，計算的參數（靜態站立穩定度）比平衡儀軟體計算出的參數（平衡分數）更為精確。因本研究計算的晃動途徑與晃動指數都是將每一點COP數值納入計算，而以平衡儀軟體算出之平衡分數僅以兩個極端值估計晃動角度計算平衡分數。其公式為：ES = 100 × {12.5–[θ max(ant)– θ max(post)]}/12.5，其中，θ max (ant) 是最大向前晃動角度 (sway angle)，θ max (post) 是最大向後晃動角度，12.5是正常個案在矢狀面之晃動極限 (limit of sway) 角度 (Balance Master, 2001, PO-5, Appendix, 6)。此外，本研究

並擷取出平衡儀之力板所收集有關於壓力中心的數據後再自行加以計算平衡儀軟體未計算的參數（靜態站立對稱性、重心轉移後患側下肢承重比率）提供更多不同層面的訊息。

一、 穿戴腿前式踝足矯具對靜態平衡能力之影響

本研究結果顯示中風患者穿戴AAFO比不穿戴AAFO在靜態站立穩定度及站立對稱性皆有改善趨勢，但未達顯著差異。本研究結果與Chen 等人 (1999) 的研究結果一致：中風患者穿戴腿前式踝足矯具沒有顯著改善姿勢晃動程度（靜態站立穩定度），僅呈現改善的趨勢。Chen 等人 (2008) 研究結果為中風患者穿戴AAFO在情境3、4、5等較挑戰的情境下明顯改善站立穩定度，但於沒有感覺衝突情境（情境1及2）及最具挑戰的情境6無顯著效果。其研究結果與本研究結果不一致的情況可能是因受試者族群特性不同，在Chen等人 (2008) 的研究中受試者為新發急性的中風患者，由於急性中風患者動作模式尚未建立一個習慣模式 (shallow-well attractors)，穿戴AAFO較能夠顯著影響表現。然而本研究族群以慢性中風患者居多，慢性中風患者隨著時間會出現關節角度受限及肌肉攣縮 (Ryerson, 2001) 並且已建立一個偏好的動作模式 (deep-well attractors) (Kamm, Thelen, & Jensen, 1990)，呈現已有習慣的姿勢排列（不對稱站姿），所以即使慢性中風患者穿戴AAFO靜態站立時仍然不會自發性的轉移重心產生對稱站立。Wang等人 (2005) 研究短期中風患者穿戴腿後式踝足矯具，結果呈現睜眼和閉眼下站在海綿上身體晃動程度顯著改善，但這些效果在長期中風患者也未觀察到。所以我們推論AAFO對慢性中風患者在站立穩定與對稱性的靜態平衡上沒有顯著的效應。

二、 穿戴腿前式踝足矯具對動態平衡能力之影響

先前的研究不管是針對腿前式或腿後式踝足矯具皆顯示：中風患者穿戴踝足矯具後，前後重心轉移能力並沒有改善 (Chen et al., 1999 ; Wang et al., 2005)，

所以本研究沒有探討腿前式踝足矯具對前、後方向重心轉移之效應。在穩定限度測驗中，本研究結果顯示中風患者穿戴AAFO重心轉移至患側之最大移動範圍達顯著增加。中風患者穿戴AAFO往患側重心轉移後患側最大承重比率有顯著增加。本研究結果與Chen等人 (1999) 的研究結果一致：中風患者穿戴AAFO之後移向患側之最大移動範圍及患側承重比率增加。研究指出中風患者在執行重心轉移時其穩定範圍較正常人小，且重心轉移的缺失為多方向的，包括前後及側向 (Dettmann, Linder, & Sepic, 1987 ; Goldie, Evans, & Matyas, 1996)。Turnbull等人 (1996) 發現即使行走功能良好之偏癱者的重心轉移能力仍明顯受限及重心轉移範圍降低，若患側下肢能承受更多重量時，重心轉移的距離能夠增加。最大移動範圍受限包含實際生理距離受限（由於關節攣縮、無力、肌肉縮短或增加的肌肉張力）或察覺的距離受限（沒有經驗、怕或察覺困難），中風患者穿戴AAFO後增加的最大移動範圍可能是因為改善實際的（增加關節穩定度）及察覺的（增加安全感）限制 (Wang et al., 2005)。

本研究之中風患者穿戴AAFO往患側斜後方之最大重心轉移範圍沒有顯著增加，其平均值卻有下降的趨勢，但患側承重反而顯著增加，推測中風患者在執行患側斜後方重心轉移時可能偏向往患側而非斜後方，偏差方向的重心轉移使得穿戴AAFO比不穿戴AAFO往患側斜後方之最大重心轉移範圍變小，而重心轉移後之患側最大承重比率顯著增加。

本研究的限制包括（一） 因考量到受試者接受測驗所需的體力及時間問題，穩定限度測驗僅施測一次，可能造成實驗誤差。（二） 穿戴及脫下AAFO即施測測驗，未給予受試者調適穿戴及脫下習慣AAFO的時間，或許會因剛穿戴或脫下不習慣而影響測驗表現。未來建議包括未來研究時 （一） 應在一周內分次進行測驗，每測驗施測三次，取平均值以降低誤差。（二） 將考量受試者調適穿戴及脫下習慣AAFO的時間，待受試者習慣之後再施測測驗。

本研究結果顯示慢性中風患者穿戴AAFO能顯著改善患側最大重心轉移範圍及承重比率之動態平衡。另外也有改善站立穩定及對稱性之靜態平衡的趨勢，卻未達顯著的效果。故建議臨床治療師可提供AAFO給予慢性中風患者在執行動態平衡活動時穿戴，以增進功能性表現。

誌謝

本研究的完成要感謝所有參與研究的治療師及中風患者。

參考文獻

Balance Master Operator's Manual. (2001). Clackamas, OR: NeuroCom International.

Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z., & Findley, T. (2011). Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods -- A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 15*, 82-91.

Chen, C. K., Hong, W. H., Chu, N. K., Lau, Y. C., Lew, H. L., & Tang, S. F. T. (2008). Effects of an anterior ankle-foot orthosis on postural stability in stroke patients with hemiplegia. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 87*, 815-820.

Chen, C. L., Yeung, K. T., Wang, C. H., Chu, H. T., & Yeh, C. Y. (1999). Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemipegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 80*, 1587-1592.

Corriveau, H., Hebert, R., Raiche, M., & Prince. (2004). Evalution of postural stability in the elderly with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*, 1095-1101.

Dettmann, M. A., Linder, M. T., & Sepic, S. B. (1987). Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine, 66*, 77-90.

Eng, J. J., & Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83*, 1138-1144.

Goldie, P. A., Evans, O., & Matyas, T. (1996). Performance in the stability limits test during rehabilitation following stroke. *Gait and Posture, 4*, 315-322.

Goldie, P. A., Matyas, T. A., Evans, O. M., Galea, M., & Bach, T. M. (1996). Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics, 11*, 333-342.

Hamzat, T. K., & Kobiri, A. (2008). Effects of walking with a cane on balance and social participation among community-dwelling post-stroke individuals. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 44*, 121-126.

Kamm, K., Thelen, E., & Jensen, J. L. (1990). A dynamical systems approach to motor development. *Physical Therapy, 70*, 763-775.

Liston, R. A. L., & Brouwer, B. (1996). Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77*, 425-430.

Mojica, J. A. P., Nakamura, R., Kobayashi, T., Handa, T., Morohashi, I., & Watanabe, S. (1988). Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. *Tohoku Journal of Experimental Medicine, 156*, 395-401.

Newstead, A. H., Hinman, M. R., & Tomberlin, J. A. (2005). Reliability of the Berg Balance Scale and Balance Master Limits of Stability Tests for individuals with brain injury. *Journal of Neurological Physical Therapy, 29*, 18-23.

Peurala, S. H., Könönen, P., Pitkänen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience, 2*5, 101-108.

Ryerson, S. D. (2001). Hemiplegia. In D. A. Umphred (Ed.), *Neurological rehabilitation* (4th ed., pp.750, 758-759). New York, NY: Mosby.

Simons, C. D. M., van Asseldonk, E. H. F., van der Kooij, H., Geurts, A. C. H., & Buurke, J. H. (2009). Ankle-foot orthoses in stroke: Effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clinical Biomechanics, 24*, 769-775.

Sivan, M., & Bhakta, B. (2008). Restoring mobility theories, technologies and effective treatments. *Clinical Medicine, 8*, 596-600.

Turnbull, G. I., Charteris, J., & Wall. J. C. (1996). Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77*, 356-362.

Wang, R. Y., Yen, L. L., Lee, C. C., Lin, P. Y., Wang, M. F., & Yang, Y. R. (2005). Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clinical Rehabilitation, 19*, 37-44.

Winter, D. A., Patla, A., & Frank, J. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology, 16*, 31-51.

Journal of Occupational Therapy Association
2013, 31 (2), 209-225

Original article

Effects of Anterior Ankle-Foot Orthosis on Standing Balance of Stroke Patients

Hsin-Yi Chang[a,b], Shu-Zon Lou[c,d], Ya-Ling Teng[c,d], Min-Chi, Chiu[c,d], Chiung-Ling Chen[c,d,*]

Abstract

The objective of this study was to examine the effects of anterior ankle-foot orthosis (AAFO) on the static and dynamic balance of standing in stroke patients. Static and dynamic balance were measured by the Sensory Organization Test (SOT) and the Limit of Stability (LOS) test of the SMART Balance Master. Stance stability, stance symmetry, maximal weight-shifting distance and maximal affected side weight-bearing percentage were calculated from center of pressure (COP) measures. Twenty-four stroke subjects participated in a repeated measures study. The static and dynamic balance of the subjects were measured with and without an AAFO. Paired t-tests were used to determine the difference between balance performance with and without an AAFO. The results show that stance stability and stance symmetry measured by the SOT did not improve when the subjects wore an AAFO ($p < .01$). There were significant increases in the maximal distance of weight shifting toward the affected-forward ($p < .001$) and the affected side ($p = .002$) during the LOS test. There were also significant increases in the maximal affected weight-bearing percentage after weight shifting toward the affected side ($p = .003$) and the affected-backward side ($p < .001$) during the LOS test. This study revealed that the stroke subjects wearing an AAFO could improve the maximal distance of the limit of stability and the percentage of weight bearing of the affected side during weight shifting toward the affected side. Therefore, we suggest stroke patients should wear an AAFO to improve dynamic balance performance during weight-shifting activities.

Keywords: *Anterior ankle-foot orthosis, Static balance, Sensory organization test, Dynamic balance, Limit of stability*

[a]School of Medical Laboratory and Biotechnology, Chung-Shan Medical University
[b]Room of Occupational Therapy, Department of Rehabilitation, Cishan Hospital
[c]School of Occupational Therapy, Chung-Shan Medical University
[d]Room of Occupational Therapy, Chung-Shan Medical University Hospital

[*]Correspondence: Chiung-Ling Chen
School of Occupational Therapy, Chung-Shan Medical University & Room of Occupational Therapy, Chung-Shan Medical University Hospital, 110 Jianguo N. Road, Sec. 1, Taichung city 40201, Taiwan.
Tel.: 04-24730022 ext. 12400.
E-mail address: joelin@csmu.edu.tw

Received : 26 June 2013
Accepted: 16 September 2013