



12-31-2020

Effects of an Anterior Ankle-Foot Orthosis on Static Standing Balance Control in Patients with Chronic Stroke Wearing the Orthosis for a Long Time

Min-Yuan Yu

Yu-Hsuan Tseng

Po-Chih Chen

Jen-Wen Hung

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



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

Recommended Citation

Yu, Min-Yuan; Tseng, Yu-Hsuan; Chen, Po-Chih; and Hung, Jen-Wen (2020) "Effects of an Anterior Ankle-Foot Orthosis on Static Standing Balance Control in Patients with Chronic Stroke Wearing the Orthosis for a Long Time," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 48: Iss. 2, Article 3.

DOI: [https://doi.org/10.6315/TJPMR.202012_48\(2\).0003](https://doi.org/10.6315/TJPMR.202012_48(2).0003)

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol48/iss2/3>

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

慢性中風患者使用前葉式足踝支架之平衡效用

游敏媛¹ 曾昱璇¹ 陳柏志¹ 洪禎雯^{1,2}

長庚醫療財團法人高雄長庚紀念醫院復健科¹ 長庚大學醫學院醫學系²

目的：探討中風病人長期穿戴前足踝支架後，其前足踝支架在靜態站立平衡的效用。

方法：我們邀請穿戴前足踝支架至少 5 個月的慢性腦中風患者參加此研究。病人會站 Tetrax 平衡系統在 8 個不同姿勢下進行評估：1.頭正睜眼站在力板上(NO)、2.頭正閉眼站在力板上(NC)、3.頭正睜眼站在泡棉上(PO)、4.頭正閉眼站在泡棉上(PC)、5.頭轉向右邊 30 度閉眼站在力板上(HR)、6.頭轉向左邊 30 度閉眼站在力板上(HL)、7.頭向上閉眼站在力板上(HB)及 8.頭向下且閉眼站在力板上(HF)。病人會完成穿及不穿前足踝支架的評估，而此評估順序是隨機產生。經 Tetrax 平衡系統軟體運算得到 4 個姿勢控制的參數：穩定性、重量分佈、同步性和搖晃強度的傅利葉分析。

結果：51 位中風病人參與本研究，平均年齡為 54 歲，34 位(67%)為男性，平均中風時間為 48 個月。與裸足站立相比，前足踝支架可顯著地 1.促進整體穩定性($p=0.01$)、2.促進雙足後跟的協同性($p<0.01$)、3.促進同側前後足的協調性($p<0.01$)、4.促使前足承重增加($p<0.01$)、5.降低 0.75~1Hz 的搖晃程度($p<0.01$)。但在無感覺剝奪的情況(NO)或缺乏視覺及本體覺回饋的情況(PC)，前足踝支架則不具以上效益。前足踝支架對增加患側腳的承重沒有助益，此外前足踝支架會讓患側的前足承重大於足後跟。

結論：長期穿戴前足踝支架的中風患者，處在些許感覺挑戰情況下穿戴支架相較於裸足可以改善身體搖晃的程度、增加體感回饋並促進雙足相關肌肉的協調性收縮。但前足踝支架無法增加患側下肢的承重，也使患側前足承受比後腳跟更多的重量。(台灣復健醫誌 2020；48(2)：97-104)

關鍵詞：前足踝支架(anterior Ankle-foot orthosis)，腦中風(stroke)，站立(stand)，平衡(balance)

前言

站立平衡在日常生活扮演重要角色，有好的站立平衡是避免跌倒的重要因素之一，然而中風病人常因患側下肢無力，特別是對踝關節的控制變差，故而無法維持好的站立平衡，除增加跌倒風險外也影響位移甚至是行走的訓練。^[1-3]足踝支架(Ankle-foot orthoses, AFOs)是臨床上常用來協助穩定踝關節，及促進站立與行走功能的處置。^[4]有關足踝支架對中風病人之行走及站立平衡的影響常被拿來作為研究的題目，足踝支架在步態方面的效益，過去文獻大多是正向結果，^[5-10]

但對站立平衡則未有明確的定論，其原因包括足踝支架種類繁多、測試時間不同(急性、亞急性或慢性)及實驗方法的不足(如，研究人數太少等)。^[11,12]

在足踝支架種類方面，大多數研究採用後足踝支架，而國內因天氣及室內行走的方便性，前足踝支架(anterior AFOs) (圖 1)較常被使用，這方面的研究相對較少。^[6,8,10,13,14]前足踝支架與後足踝支架在結構上有所差異，效果或許也有所不同。在測試的時間方面，大多數的研究是以亞急性病人為對象，且多為沒有穿戴經驗的病人。由於多數研究探討立即性效用，我們無法得知當病人長期穿戴後是否仍與初始穿戴效果一致？病人是否發展出其它代償策略以適應外在的穿戴

投稿日期：109 年 6 月 5 日 修改日期：109 年 7 月 7 日 接受日期：109 年 7 月 10 日

通訊作者：洪禎雯醫師，長庚醫療財團法人高雄長庚紀念醫院復健科，高雄市 833 鳥松區大埤路 123 號。

電話：(07) 7317123 轉 6286 E-mail：hung0702@cgmh.org.tw

doi: 10.6315/TJPMR.202012_48(2).0003

輔具？通常處方足踝支架都是經評估後認為病人有長期使用的需求，因而長期穿戴後的結果會比初始立即穿戴的結果，對臨床建議處置之協助更大。此外多數研究個案數少，在一系統回顧及統合分析文章(systematic review and meta-analysis)中作者就提到此問題。^[12]本研究目的在藉由一較大樣本數的研究，探討中風病人長期穿戴前足踝支架後，其前足踝支架在靜態站立平衡的效用。

材料與方法

個案收集

這是一個橫斷性(cross section)研究，在一醫學中心復健科進行。收案條件為：1.超過 18 歲的中風病人、2.屬單側中風，且中風超過半年、3.經醫師處方並穿戴前足踝支架至少 5 個月、4.可不需扶持及穿戴足踝支架站立至少 5 分鐘及 5.可遵從口頭指示。排除條件為：1.下肢曾有嚴重骨科疾患會影響測試、2.合併其他內科問題影響站立平衡、3.足踝相關肌張力過強(Modified Ashworth Scale ≥ 3)。

測試流程

病人會在穿或不穿前足踝支架兩種情況下於站姿平衡儀(posturography)上進行測試，此兩種測驗順序為隨機選擇。

我們選擇用 Tetrax Balance System (Tetrax, Jerusalem, Beammed, Petach Tikva, Israel)做為測驗工具。此系統的評估主要根據 4 個力板上的垂直壓力的波動狀況而得到，這 4 個力板分別記錄了受試者的兩前足及兩足後跟的垂直壓力(圖 1)。這系統的軟體在經過運算後提供了 4 個站立平衡的係數分別為：1.整體穩定度(general stability)、2.重量分佈(weight distribution)、3.同步動作(synchronization)和 4.傅利葉分析搖擺強度(Fourier analysis of intensity of sway)。

另外受試者會在 8 種不同姿勢狀態下接受測試：1.頭正睜眼站在力板上(NO)、2.頭正閉眼站在力板上(NC)、3.頭正睜眼站在泡棉上(PO)、4.頭正閉眼站在泡棉上(PC)、5.頭轉向右邊 30 度閉眼站在力板上(HR)、6.頭轉向左邊 30 度閉眼站在力板上(HL)、7.頭向上閉眼站在力板上(HB)及 8.頭向下且閉眼站在力板上(HF)。依照此系統建議每個姿勢均需維持 32 秒。

在測試之前除對受試者詳細解說測驗步驟，我們也讓受試者稍作練習，不同測驗情境之間也給予適當休息時間。

結果測量

平衡係數

1. 整體穩定度(General Stability Index):

這是身體搖擺量的指標(amount of sway)，是用加總鄰近兩個壓力波動訊號差的平方再求平方根(the square root of the sum of the squared differences between adjacent pressure fluctuation signals)所得出的結果。壓力波動信號是以 32Hz 的速度做採樣。此數值相當於一般傳統的身體壓力中心(central of pressure, COP)的晃動程度，數值越高代表搖擺越大及越不穩定。

2. 重量分布(Weight Distribution):

代表在四塊力板上體重分布的百分比。

3. 同步指數(Synchronization Index):

利用數學運算得出任兩塊力板其壓力訊號的相關程度(如雙前足、雙足跟、或同側前後足等)，同步指數從-1000(絕對反向)到+1000(完全同步)(如圖 2)，正常數值約在-700~+700。此數值代表下肢激動肌(agonist)與拮抗肌(antagonist)活化的協調程度，正常人前足與足後跟之肌肉應是相互拮抗，亦即輪替收縮，而雙前足或雙足後跟的肌肉則應同步收縮。

4. 傅利葉分析搖擺強度(Fourier Analysis of Intensity of Sway):

這是將搖擺頻率範圍 0.01~3.00Hz 做傅立葉轉換得出的數值，並將搖擺頻率頻譜再分成 4 個頻率區段：低 (0.01~0.1Hz)、中低 (0.1~0.5Hz)、中高 (0.5~1.00Hz)、高(1.00~3.00Hz)，依據 Kohen-Raz 1991 的研究^[15]，低頻的強度與視覺相關，而中低頻對前庭刺激反應敏感，中高頻則反映下肢的體感刺激(somatosensory input)，高頻則是反映中樞神經功能障礙或肌力過度收縮造成的姿勢性震顫(tremor)。

除了以中風病人為本研究實驗對象，我們找了 15 位與本研究受試者年齡相仿的正常人，裸足站於 Tetrax Balance System 上，做上述 8 種不同姿勢的測試，以其結果為正常參考值。(圖 3)

統計分析

我們用描述性統計分析受試者的基本資料，用 Kolmogorov-Smirnov test 來檢驗數據是否為常態分布。由於所有數據均為常態分布，故先用重覆量數方差分析(repeated measure ANOVA)看穿戴支架與否在 4

個平衡係數上的整體效應，在此分析過程我們放入兩個組內因子：1.穿或不穿前足踝支架、2.八個姿勢狀態。若經重覆量數方差分析得到穿或不穿前足踝支架有顯著差異的平衡係數，我們再用成對 t 檢定(paired t-test)來比較穿戴前足踝支架與裸足狀態於各姿勢下所測得的平衡係數是否有顯著差異。我們用 SPSS 第 20 版(SPSS Inc., Chicago, IL)做統計分析，定 p 值小於 0.05 代表統計上有顯著差異。

結 果

51 位中風病人參與本研究，平均年齡為 54 歲，34 位(67%)為男性，平均中風時間為 48 個月(表 1)，在重覆量數方差分析結果中我們發現穿戴前足踝支架相較於裸足在以下係數有顯著差異：1.促進整體穩定性($p=0.01$) 2.促進雙足後跟的協同性($p<0.01$) 3.促進同側前後足的協調性($p<0.01$) 4.促使前足承重增加($p<0.01$) 5.降低 0.75~1Hz 的搖晃程度($p<0.01$)。在其他平衡係數則無顯著差異資料(數據未呈現)，包括患側下肢的承

重；此外在每個平衡係數中 8 種姿勢彼此間均有顯著差異(數據未呈現)。我們進一步看上述五項及我們也關心的患側下肢承重這些平衡係數中，前足踝支架在 8 種姿勢效果的差異。我們發現穿戴前足踝支架在 NC 或 PO 情況下，多數平衡係數均有顯著差異，而在 HR、HL、HB 及 HF 部分係數有顯著差異，但在 NO 及 PC 情況下，穿前足踝支架對站立平衡則沒有顯著效果(表 2 及圖 3)。

表 1. 受試者的基本資料

性別：男/女 (人數)	34/17
年齡，年	54.16 (12.66)
中風時間，月	48.08 (41.09)
患側邊，左/右(人數)	28/23
中風的類型，梗塞/出血(人數)	22/29
中風的次數，第一次/一次以上(人數)	45/6

表 2. 前足踝支架對平衡係數的影響

穩定係數(Stability Index)				同步係數(Synchronization index)								
				患側前後足			健側前後足			雙足後跟		
姿勢	裸足	前足踝支架	p	裸足	前足踝支架	p	裸足	前足踝支架	p	裸足	前足踝支架	p
NO	29.5(11.38)	29.5(11.53)	0.97	43.6(558.52)	6.4(520.49)	0.54	-745.2(260.31)	-795.6(207.7)	0.14	-32.2(377.76)	-30.6(368.17)	0.97
NC	40.1(14.45)	37.3(14.09)	0.04*	143.4(486.00)	-7.0(470.94)	0.02*	-829.4(155.97)	-888.3(101.68)	0.01*	13.5(385.86)	128.8(405.16)	0.04*
PO	40.2(14.66)	37.6(14.13)	0.06	444.9(437.94)	226.0(469.01)	0.00†	-687.4(244.39)	-789.1(170.51)	0.00†	-60.1(373.46)	91.8(304.20)	0.00†
PC	53.5(17.61)	53.1(20.27)	0.81	378.5(432.41)	297.5(508.29)	0.19	-824.3(117.65)	-832.2(153.85)	0.66	60.9(375.72)	136.8(394.73)	0.09
HR	40.0(15.17)	36.6(13.99)	0.01*	78.4(503.51)	-9.4(475.61)	0.09	-831.8(145.65)	-871.5(118.85)	0.02*	79.7(334.59)	199.2(373.16)	0.01†
HL	42.6(16.33)	39.3(15.41)	0.04*	89.9(516.01)	30.8(488.30)	0.31	-857.2(122.37)	-870.5(108.38)	0.41	75.4(411.95)	151.3(404.10)	0.18
HB	41.6(15.09)	38.2(13.97)	0.03*	112.4(493.11)	-43.5(512.39)	0.02*	-838.6(144.38)	-871.6(116.17)	0.09	56.0(401.43)	176.5(384.29)	0.06
HF	40.7(16.36)	37.6(12.29)	0.05*	142.8(458.98)	59.2(446.05)	0.17	-839.3(140.77)	-879.1(97.95)	0.01*	14.4(392.46)	87.1(413.71)	0.22

表 2. 前足踝支架對平衡係數的影響

表 2-1 前足踝支架對不同部位的影響													
		重量百分比 (%) (Weight Distribution)						中高頻搖晃強度 (Intensity of Sway in 0.5~1.00Hz)					
		患側前足			患側腳後跟			患側下肢					
姿勢	裸足(%)	前足踝支架(%)	p	裸足(%)	前足踝支架(%)	p	裸足(%)	前足踝支架(%)	p	裸足(%)	前足踝支架(%)	p	
NO	19.6(8.02)	21.0(8.16)	0.00†	16.8(9.08)	16.3(8.74)	0.42	36.40(9.82)	37.32(8.42)	0.17	4.2(1.66)	4.0(1.56)	0.39	
NC	19.0(7.66)	20.2(7.98)	0.01*	18.0(9.40)	17.2(9.53)	0.35	36.96(10.52)	37.45(9.50)	0.47	5.2(2.12)	4.7(1.74)	0.04*	
PO	21.5(6.86)	23.2(7.10)	0.00†	14.8(7.74)	14.0(7.52)	0.27	36.29(10.44)	37.18(10.38)	0.37	5.4(1.96)	4.9(2.31)	0.06	
PC	20.7(6.81)	22.3(7.73)	0.00†	15.4(7.71)	14.2(7.75)	0.16	36.10(10.73)	36.57(11.34)	0.67	6.9(2.62)	6.9(3.06)	0.92	
HR	18.8(8.41)	20.3(8.70)	0.00†	19.3(8.92)	17.6(9.57)	0.03*	38.13(10.98)	37.98(10.35)	0.80	5.3(2.70)	4.7(1.89)	0.01*	
HL	17.9(7.28)	20.2(7.96)	0.00†	19.9(9.85)	18.2(9.74)	0.05	37.82(11.26)	38.47(9.57)	0.35	5.8(2.37)	5.3(2.49)	0.09	
HB	18.9(8.03)	20.9(8.75)	0.00†	19.1(9.21)	17.4(9.75)	0.03*	38.03(11.15)	38.30(10.43)	0.71	5.3(2.48)	4.9(2.20)	0.16	
HF	17.6(7.11)	18.9(8.00)	0.03*	20.8(10.14)	19.1(10.12)	0.06	38.38(11.50)	38.01(10.60)	0.64	5.4(2.47)	4.4(1.48)	0.00†	

NOTE：數值以平均值(標準差)表示

縮寫的意義：NO：頭正睜眼站在力板上；NC：頭正閉眼站在力板上；PO：頭正睜眼站在泡棉上；PC：頭正閉眼站在泡棉上；HR：頭向右閉眼站在力板上；HL：頭向左閉眼站在力板上；HB：頭向上閉眼站在力板上；HF：頭向下閉眼站在力板上；* $p<0.05$; † $p<0.01$



圖 1. 一病人穿前足踝支架站在 Tetrax Balance System 力板上

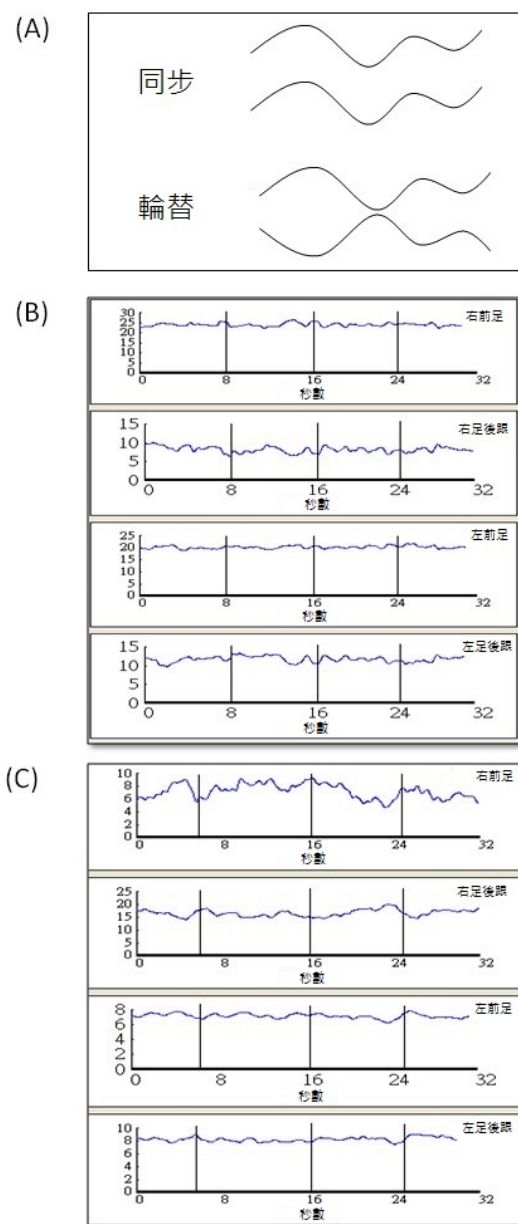


圖 2. 舉例協同波(Synchronization waves):

- (A)同步及輪替收縮的協同波形態(synchrony waves);
- (B)一正常人,同側前後足表現出輪替收縮的形態, 雙前或雙後足則為同步收縮形態;
- (C)中風病人同側前後足失去應有的協調性

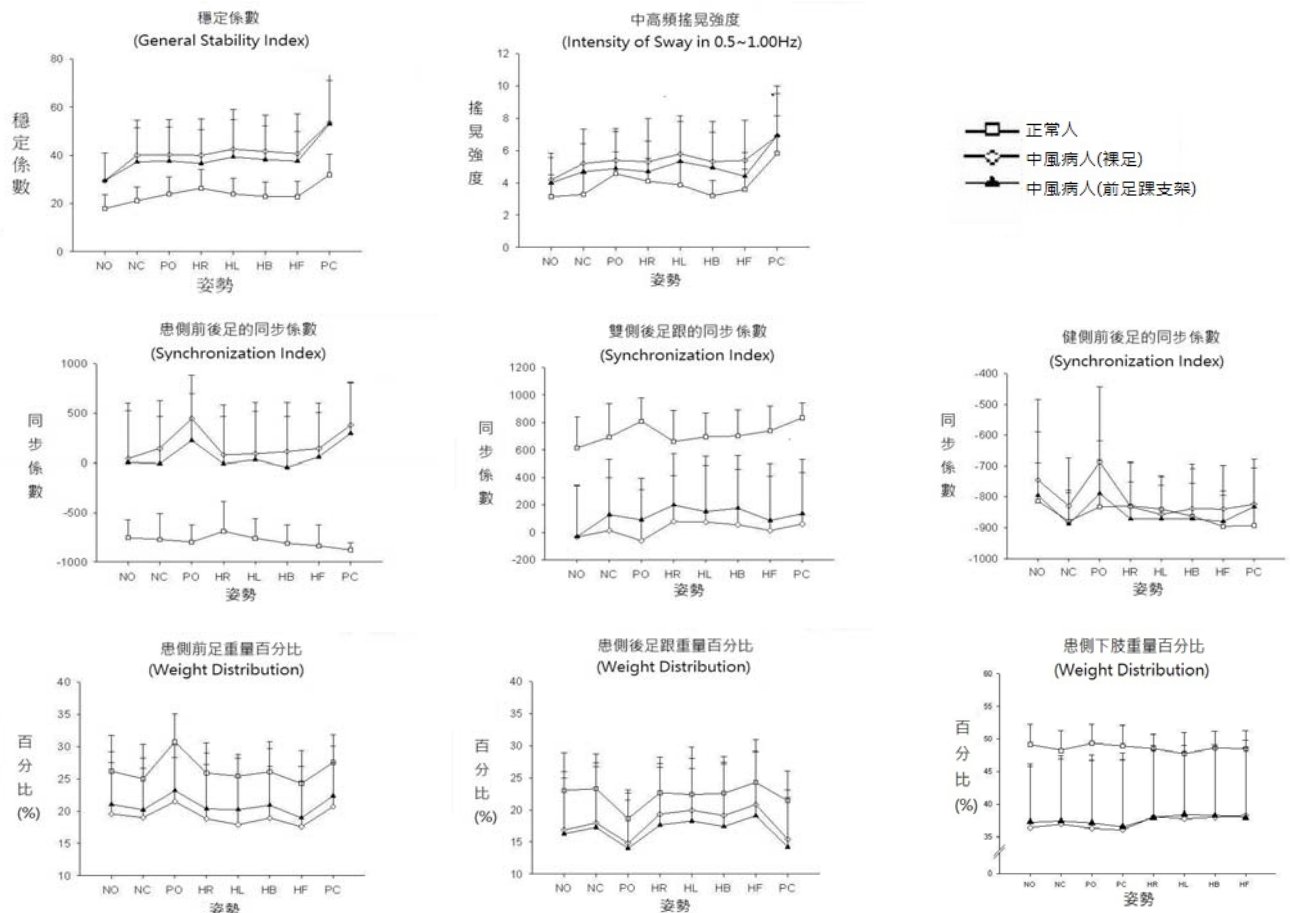


圖 3. 前足踝支架對平衡係數的影響

討 論

研究結果顯示中風病人長期穿戴前足踝支架後，相對於裸足狀態，前足踝支架可以改善站立時的整體穩定度 (general stability)，促進雙腳跟的協同 (synchronization) 動作及前後足肌肉的交替性收縮，並且減少了 0.75-1.00Hz 頻率的過度搖晃程度。但在一般正常、無感覺剝奪 (NO) 的情況或缺乏視覺及本體覺回饋 (PC) 的情況，前足踝支架則不具以上效益。而前足踝支架對增加患側腳的承重也沒有助益，此外前足踝支架會讓患側的前足承重大於足後跟。

當中風患者站著不動時，他們與健康成人相比顯得更加容易搖晃。過去研究對關於足踝支架對身體搖晃程度之效益並未一致。^[11,12] Mojica 等人^[16]發現，在 8 名中風患者中使用後足踝支架可以顯著降低身體的搖晃，Wang 等人^[17]的研究則發現，穿戴後足踝支架可

以立即降低亞急性中風患者身體的搖晃，但對慢性中風患者則無此益處。Chen CK 等^[13]也證明了前足踝支架對於改善亞急性中風患者身體搖晃的立即效應，相反地 Chen CL 等^[14]則否定前足踝支架對於慢性中風病人身體搖晃的效益。我們的研究果部分吻合 Chen CL 等的結果，即睜眼站在力板上，前足踝支架確實無法改善身體的搖晃程度，但在病人失去視覺的回饋或合併前庭感覺缺失時，穿戴足踝支架可減少站立時的晃動程度。

通常中風患者會將身體較多的重量放在健側腳上。^[1-3]這在維持站立平衡上是不好的現象，所以過去的研究也時常探討足踝支架是否能增進中風病人患側下肢的承重。一個系統回顧及統合分析研究^[12]認為使用足踝支架會增進患側下肢的承重。然而，我們的研究卻有不同的發現，穿戴前足踝支架超過 5 個月的中風患者在靜態站立時，使用前足踝支架不會增進患側下肢的承重。Chen CL 等人^[14]也有一樣的發現。Wang

等人^[17]的報告顯示，後足踝支架的使用立即改善了亞急性中風患者承重的對稱性，但在慢性中風患者則無效果。我們的研究與之前研究有幾點不同，大多研究是使用後足踝支架且大多評估一次穿戴的立即性效果。我們的結果有可能是前足踝支架確實沒有增加患側下肢承重的效果，也有可能是我們的病人長期下來雙下肢承重比例已固定，不受暫時除去支架的影響。長期性追蹤的研究可協助了解實際原因為何。

我們的研究顯示穿上前足踝支架相較於裸足，患側腳的前足承重比例增加。之前並沒有其他研究有類似發現，這有可能是因為，前足踝支架的前葉提供了一個支撐面讓受試者在靜態站立時可以被動的依靠著，也可能是由於前足踝支架成型時踝關節角度沒有抓對。正常情況下前後足的承重比例應類似，故長期穿戴前足踝支架的病患，我們應特別強調增加足跟的承重力。對於患側腳的前足承重比例明顯增加的病人，可考慮在前足踝支架成型時增加踝關節背曲(dorsiflexion)角度，則足後跟著地可能會增加，且有利於在行走擺盪期時的患側足離地(foot clearance)。

兩前足或兩足後跟或單一前足與足後跟之壓力中心波動的相關係數代表著雙下肢肌肉在靜止狀態的協調性，受試者藉由前、後、左、右適當的動作協調以保持站立平衡。Mansfield 等人^[18,19]曾提出中風病人因雙下肢肌肉收縮的協調性受損，導致雙足在靜止站立時雙下肢壓力中心波動的相關性減少，這現象有可能導致中風病人站立平衡的問題，增加跌倒的潛在風險。我們發現前足踝支架對雙足跟壓力中心波動的同步，及同一側之前、後足踝壓力中心波動的協調性有正向的效果。由於這個平衡係數在其他研究中均未被提及，日後我們也許可利用表面肌電訊號，更進一步的驗證，是否確實前足踝支架可促進下肢肌肉的同步或順序性收縮。

正常成年人需統整包括視覺、本體覺及前庭系統的感覺刺激，以維持姿勢平衡。因中風病人易有本體覺減損的現象，所以他們會更依賴視覺來調整站立姿勢。^[20-23]我們的研究結果也支持此一現象，當病人閉眼時身體晃動程度遠大於睜眼時，這個差異相較正常人來的大很多。一般人會擔憂足踝支架可能會惡化中風病人本體覺缺損的問題，因為足底被包覆住。前足踝支架與後足踝支架不同，前足踝支架讓穿戴者足底大部分面積裸露，理論上會有較多本體覺回饋，因而可促進平衡。我們也的確發現前足踝支架會讓病人在中高頻的搖晃程度有顯著減少。依據 Kohen-Raz 1991 的研究^[15]，中高頻反映下肢的體感刺激(somatosensory input)，所以我們的研究結果支持前足

踝支架可提供本體覺回饋。我們同時也發現當病人處在部份感覺剝奪的情況下(如站立軟墊上睜眼或站在力板上閉眼)，前足踝支架可顯著地增進整體穩定度(stability)或雙足協同動作(synchronization)，但在一般無感覺剝奪或過度感覺剝奪的情況(如閉眼且站在軟墊上)，則前足踝支架上述效應就不太顯著了。這情況在先前的研究也有類似的結果。^[13]

綜合以上結果，我們或許可以建議對長期穿戴前足踝支架的病人，若無太大張力，在一般平面無視覺問題時，若只是單純站立，或可不需穿戴前足踝支架。但若是在有些許感覺挑戰的狀態，穿戴前足踝支架確實有助站立平衡。

研究限制

本研究有幾項限制需被注意，1.本研究結果僅適用於可裸足且不需其它輔具獨自站立至少 5 分鐘以上的慢性中風病人。2.因為國內大多數的病人在穿戴前足踝支架，無法找到足夠穿後足踝支架病人做比較，無法確定二者效果之差異。3.雖然我們檢驗長期穿戴前足踝支架的病人其前足踝支架對站立平衡的效益，但我們仍無法直接推論長期穿戴前足踝支架時序上的效果。長期追蹤研究，觀察各階段穿戴支架的效益，或許更能看出其中的變化，對臨床處方會有更大的幫助。

結 論

本研究發現長期穿戴前足踝支架的中風患者，處在些許感覺挑戰情況時穿戴支架可以改善身體搖晃的程度、增加體感回饋刺激並促進雙足相關肌肉的協調性收縮，這些均有益於中風患者靜態站立平衡。但在睜眼且站在一般平面上，前足踝支架對維持站立平衡無太大效益。前足踝支架也無法增加患側下肢的承重，但會使患側前足承受比後腳跟更多的重量。此外，雖本研究顯示前足踝支架在站立平衡有顯著的正向效果，但對照正常人的數據，即便穿了前足踝支架，中風患者表現仍與正常人有極大差異，合併適當的復健訓練、處方其它輔具、改善環境安全等措施，藉以促進病人站立平衡是必要的。

致 謝

我們感謝參與本研究之所有受試者的參與及協助收案的所有夥伴。

參考文獻

1. Mizrahi J, Solzi P, Ring H, et al. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput* 1989;27:181-90.
2. Duncan PW. Stroke disability. *Phys Ther* 1994;74:399-407.
3. Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, et al. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture* 2005;22:267-81.
4. Lehmann JF. Biomechanics of ankle-foot orthoses: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil* 1979;60:200-7.
5. de Wit DC, Buurke JH, Nijlant JM, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2004;18:550-7.
6. Hung JW, Chen PC, Yu MY, et al. Long-term effect of an anterior ankle-foot orthosis on functional walking ability of chronic stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2011;90:8-16.
7. Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;68:763-71.
8. Park JH, Chun MH, Ahn JS, et al. Comparison of gait analysis between anterior and posterior ankle foot orthosis in hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2009;88:630-4.
9. Wang RY, Lin PY, Lee CC, et al. Gait and balance performance improvements attributable to ankle-foot orthosis in subjects with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 2007;86:556-62.
10. Wong AM, Tang FT, Wu SH, et al. Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis. *Am J Phys Med Rehabil* 1992;71:41-3.
11. Guerra Padilla M, Molina Rueda F, Alguacil Diego IM. Effect of ankle-foot orthosis on postural control after stroke: a systematic review. *Neurologia* 2014;29:423-32.
12. Tyson SF, Kent RM. Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: a systematic review and pooled meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2013;94:1377-85.
13. Chen CK, Hong WH, Chu NK, et al. Effects of an anterior ankle-foot orthosis on postural stability in stroke patients with hemiplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 2008;87:815-20.
14. Chen CL, Yeung KT, Wang CH, et al. Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:1587-92.
15. Kohen-Raz R. Application of tetra-ataxiometric posturography in clinical and developmental diagnosis. *Percept Mot Skills* 1991;73:635-56.
16. Mojica JA, Nakamura R, Kobayashi T, et al. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. *Tohoku J Exp Med* 1988;156:395-401.
17. Wang RY, Yen L, Lee CC, et al. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil* 2005;19:37-44.
18. Mansfield A, Danells CJ, Inness E, et al. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26:312-7.
19. Mansfield A, Mochizuki G, Inness EL, et al. Clinical correlates of between-limb synchronization of standing balance control and falls during inpatient stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 2012;26:627-35.
20. Laufer Y, Sivan D, Schwarzmans R, et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 2003;17:207-13.
21. Di Fabio RP, Badke MB. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72:292-5.
22. Bonan IV, Colle FM, Guichard JP, et al. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:268-73.
23. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:886-95.

Effects of an Anterior Ankle-Foot Orthosis on Static Standing Balance Control in Patients with Chronic Stroke Wearing the Orthosis for a Long Time

Min-Yuan Yu¹, Yu-Hsuan Tseng¹, Po-Chih Chen¹, Jen-Wen Hung^{1,2}

¹Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Kaohsiung Chang Gung Memorial Hospital, Kaohsiung;

²School of Medicine, College of Medicine, Chang Gung University, Taoyuan.

Aims: To investigate the effects of anterior ankle-foot orthosis (A-AFO) on static standing postural control in patients with chronic stroke wearing the A-AFO for a long time.

Methods: We recruited patients with chronic stroke wearing an A-AFO for at least 5 months. Static standing balance control was evaluated using the Tetrax Balance System in eight positions: (1) eyes open on a solid surface [NO]; (2) eyes closed on a solid surface [NC]; (3) eyes open on a foam surface [PO]; (4) eyes closed on a foam surface [PC]; and head turned at 30° to (5) right [HR], (6) left [HL], (7) up [HB], and (8) down [HF] with eyes closed on a solid surface. Each position lasted for 32 seconds. Patients underwent the evaluation with and without A-AFO conditions at random. The system software elaborates four posture control parameters, namely, stability, weight distribution, synchronization, and Fourier analysis of the intensity of sway, as reference.

Results: Fifty-one patients (men: 34 (67%) subjects), with a median age of 54 years, participated in the study. The median time since the onset of stroke was 48 months. The A-AFO showed significantly better effects on (1) general stability ($p = 0.01$), (2) heel-toe synchrony in both the affected and unaffected legs ($p < 0.01$), (3) synchrony between the two heels ($p < 0.01$), (4) increased weight-bearing on the affected forefoot ($p < 0.01$), and (5) reduction of medium to high frequency sway (0.75–1.00 Hz; $p < 0.01$) than standing barefoot. These effects were more apparent under conditions with a mild sensory challenge. However, under conditions of no sensory deprivation (NO) or no vision and vestibular feedback (PC), wearing an A-AFO did not show any benefit for postural control. Wearing an A-AFO did not increase weight-bearing on the affected leg; moreover, it increased weight-bearing on the affected forefoot compared to that on the hindfoot.

Conclusion: When patients with stroke wear an A-AFO for a long time, their general stability and heel-toe synchrony can be improved under conditions with a mild sensory challenge. However, weight-bearing on the affected leg is not enhanced. (Tw J Phys Med Rehabil 2020; 48(2): 97 - 104)

Key Words: anterior Ankle-foot orthosis, stroke, stand, balance