

嚴重痙攣腦中風患者之張力降低踝足矯具之設計與初試

鍾裕智^{1,2} 羅世忠^{1,2} 楊國德^{1,2} 陳瓊玲^{1,2}

目的：本研究之目的在使用低溫塑材為下肢嚴重痙攣腦中風患者設計一個降低張力減少內翻與垂足 (reducing inversion and foot drop, RID) 的踝足矯具，並初步測試比較穿戴 RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具之差異。**方法：**RID 踝足矯具的製作是依據三點壓力系統、踝足矯具可能降低張力的特點、國際義肢與矯具協會共識會議“最佳做法”的建議、痙攣抑制及改善足印壓力分布的技術及藉由踝關節背屈增加膝關節屈曲力距的理論。以平衡儀 (Smart Balance Master System) 的感覺組合測驗 (Sensory Organization Test) 及三維動作分析系統進行姿勢穩定與步態之初步測試。**結果：**RID 踝足矯具的設計包括跟腱末端處施予壓力、維持距下關節及跟骨的結構位置與第一跖骨處的減壓包覆以降低跖屈及內翻張力。初步測試的結果顯示，穿戴 RID 踝足矯具相較前葉式踝足矯具站立姿勢較穩定，其壓力中心的移動軌跡長度較小 (平均 41.96 cm vs 56.40 cm)、壓力中心移動的速度較小 (平均 13.49cm/sec vs 17.46 cm/sec)、靜態站立平衡總得分數較高 (81 vs 76)。此外，行走之速度 (29.00cm/sec vs 20.35cm/sec)、步長 (60.45cm vs 46.67cm)、步頻 (89steps/min vs 72steps/min) 皆表現較好。膝關節控制較佳，即患側腳在步態站立期 (stance phase) 膝關節屈曲角度 (4.19° vs 8.70°) 接近正常人的 5°，並且站立期與擺動期比率 (1.52:1 vs 3.30:1) 亦較接近正常人的比率 (1.5:1)。**結論：**本研究考慮生物力學與神經生理等因素設計之 RID 踝足矯具，為處理下肢嚴重痙攣問題處方的踝足矯具提供另一種選擇。下肢嚴重痙攣腦中風患者穿戴 RID 踝足矯具在姿勢穩定及基本步態較前葉式踝足矯具表現佳，而且在步態週期中有較佳的膝關節控制及站立／擺動比率。

關鍵詞：低溫塑材，踝足矯具，痙攣，姿勢穩定，步態

前 言

中風的存活者大多會有神經症狀的遺留及不同程度的功能損傷，進而影響他們的日常生活功能表現。問題是平衡變差而增加跌倒的危險、行走速度變慢、步行能力變差、社區行走受到限制與動作控制不佳等 (Den Otter, Geurts, Mulder, & Duysens, 2007; Mansfield et al., 2015; Patterson et al., 2008; Perry, Garrett, Gronley, & Mulroy, 1995; Salbach et al., 2014)。國際健康功能與身心障礙分類 (International Classification of Functioning, Disability and Health, ICF) 將行

動定義為個人可以有效的在其周圍移動的能力 (W.H.O., 2001)。中風的存活者中只有 50% 的個案恢復社區行走的能力，但對 74.6% 的個案而言，“走出去 (get out and about)” 是必需的或非常重要的 (Lord, McPherson, McNaughton, Rochester, & Weatherall, 2004)。對腦中風患者而言，步行及行走能力的恢復一直是復健中的主要目標且花費相當多的資源來實現 (Lord et al., 2004)。為了讓腦中風患者能重建行走能力，復健專業人員必須提供優化的步行技巧及社區行走的相關活動 (DePaul, Wishart, Richardson, Lee, & Thabane, 2011)。研究顯示獨立行走是腦中風

中山醫學大學職能治療學系¹ 中山醫學大學附設醫院職能治療室²
 通訊作者地址：陳瓊玲，40201 台中市南區建國北路一段 110 號 · 電話：04-24730022 分機 12013；電子信箱：joelin@csmu.edu.tw
 接受刊載：107 年 12 月 4 日

doi: 10.6534/jtotrp.201806_14(1).0004

個案存活預後 (stroke survival prognosis) 的主要決定因素。因此建議復健的潛在角色是藉由最大化行走功能而促進腦中風個案的存活 (Chiu, Wang, Jeng, Chen, & Pan, 2012)。

在美國，有將近 50% 的失能者會使用輔具來協助他們的日常生活功能獨立與工作表現，其中有超過 450 萬人使用下肢矯具和義肢 (Stumbo, Martin, & Hedrick, 2009)。在台灣，針對門診腦中風患者進行的輔具需求與滿意度分析的研究結果顯示，腦中風患者最常使用的輔具為行動類輔具 (76.9%) (葉守正、張炳華、李詠慧、洪祥齡、劉美玉, 2012)。踝足矯具 (ankle-foot orthosis) 常是提供給腦中風患者用來代償中風後所造成的行走機能損傷的輔具 (王斐誼、鄭方瑜、連怡婷、王瑞瑤、楊雅如, 2011)。美國心臟協會與腦中風協會認可的成人腦中風復建管理臨床實務指引 (Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: A Clinical Practice Guideline) 中提出在早期的步態訓練中便應提供下肢矯具 (Duncan et al., 2005)。蘇格蘭國家健康服務品質促進局 (National Health Service Quality Improvement Scotland) 於 2007 年也提出：提供腦中風患者踝足矯具是臨床改善 (clinical improvement) 的優先策略 (Bowers & Ross, 2010)。

對腦中風個案而言，中風後所產生的痙攣會引起疼痛、關節僵硬、肌肉攣縮、降低動作精細度或定位能力、伴隨動作感覺的癱瘓、影響平衡、行走，進而造成日常生活獨立的一大障礙 (Brainin, 2013; Sarah F Tyson, 2006; Soyuer & Ozturk, 2007)。Welmer, Widen Holmqvist, & Sommerfeld (2010) 調查腦中風後發生痙攣的時期及出現之肢體位置。將中風後肌張力分數為修正版艾許沃斯氏量表 (Modified Ashworth Scale) ≥ 2 ，且影響自主動作控制的個案，歸類為嚴重痙攣個案。Wissel 等學者 (2010) 研究指出嚴重痙攣的個案相較於張力正常的個案，有疼痛、護理安置需求和較低的巴氏量表 (Barthel Index) 及生活品質量表 (EuroQol-5 Dimension)

得分。Watkins 等學者 (2002) 也在其研究中指出，有下肢痙攣的個案其失能情況較上肢痙攣個案嚴重。所以，痙攣應該是個治療目標，並且與平衡 (Singer, Mansfield, Danells, McIlroy, & Mochizuki, 2013)、行走距離、步態速度、功能 (Patterson et al., 2007) 及步態對稱性 (Hsu, Tang, & Jan, 2003) 有關。這說明了對於預防與改善失能性痙攣的平衡控制、行走能力和功能降低需要特別的注意。目前對腦中風後所產生的痙攣常見的處置為：(1) 預防措施，(2) 復健治療 (物理治療、職能治療) 和醫療介入 (超聲波檢查、電刺激、生物反饋)，(3) 貼紮、動態和靜態副木，(4) 口服藥物：如巴氯芬 (baclofen) 和丹曲林 (dantrolene)，(5) 注射神經性藥物：肉毒桿菌毒素 (Botulinum toxins) 和苯酚 (phenol)，(6) 手術治療。在臨床上，職能治療師常會依據個案情況提供踝足矯具的建議選項，以協助個案處理中風後所產生的痙攣問題。

先前的研究顯示固定式踝足矯具 (rigid type ankle-foot orthosis) 影響腦中風患者許多層面，例如：平衡、垂足、步行速度、步行節律、步幅、步態、行走效能等 (Chen, Yeung, Wang, Chu, & Yeh, 1999; Gök, Küçükdeveci, Altinkaynak, Yavuzer, & Ergin, 2003; Leung & Moseley, 2003; Tyson & Kent, 2013)。由於腦中風後個案行走能力的多變性，建議應該針對個案本身的行走問題加以瞭解，以提供適合個案的客製化踝足矯具。但在針對下肢有嚴重痙攣的腦中風族群上，踝足矯具的研究就較為不足 (Chisholm & Perry, 2012)。大多數的研究是針對使用高溫塑材的踝足矯具，一般常見的張力降低踝足矯具分為四種型式：(1) 非鉸接式踝足矯具 (non-articulated ankle-foot orthosis)：以固定式結構支持踝部，保持足部及踝關節在正確位置與矯正垂足。(2) 鉸接式踝足矯具 (articulated ankle-foot orthosis)：具有可以背屈或蹠屈的可動關節，保持足部及踝關節在正確位置與矯正垂足。(3) 踝上型踝足矯具 (supramalleolar orthosis)：包覆至整個踝部上方的位置，較常應用於兒童，可支撐踝、

足骨骼及足弓。(4) 神經生理踝足矯具 (neurophysiological orthosis)：使用三點壓力讓踝足部關節能保持在正常的角度並促進足背屈與抑制腳趾抓握反射。如 Zachazewski, Elizabeth Eberle 及 Jefferies (1982) 研究非鉸接式張力抑制踝足矯具 (tone-inhibiting AFO) 提供年輕腦傷個案減低步態正支持反應 (positive supporting reaction) 的張力降低踝足矯具，使用鞋帶、魔鬼粘固定跟腱及使用布片讓腳趾保持伸直。Crenshaw 等學者 (2000) 研究鉸接式踝足矯具與踝上型踝足矯具，其具有張力降低特性 (tone-reducing features)，是否影響痙攣型腦性麻痺兒童的行走能力；Ford, Grotz 及 Shamp (1986) 依據神經發展概念及足部反射區為腦中風患者及腦傷患者所設計的神經生理型踝足矯具。再者，如 Mulroy, Eberly, Gronely, Weiss 與 Newsam (2010) 比較非鉸接式踝足矯具、鉸接式踝足矯具（背屈協助／抑制、蹠屈抑制）的設計，對腦中風患者走路方面的效應，特別是對於蹠屈曲彎縮患者的影響。Diamond 與 Ottenbacher (1990) 所設計強調能控制及矯正步態的非鉸接式張力抑制動態踝足矯具 (tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis) 與 Ibuki、Bach, Rogers 及 Bernhardt (2010) 所設計的鉸接式限制蹠曲 90° 張力降低踝足矯具 (tone reducing AFO with 90° plantarflexion stops)，是針對腦中風後有痙攣的個案在站立時，降低比目魚肌反射興奮的張力降低踝足矯具。

在台灣的職能治療臨床實務中，使用低溫塑材製作前葉式踝足矯具是多數職能治療師幫助腦中風個案改善平衡及促進其行走能力的主要協助方案之一。研究顯示，低溫塑材前葉式踝足矯具可以改善足內翻 (Wu, 1992) 與改善患側腳的承重及步速 (Chen et al., 2014; Chen et al., 1999)。張玄松、陳貞夙、龍希文、楊樑怡、鄧復旦、倪壽民等學者 (2007)，在低溫塑材前葉式與高溫塑材後置式踝足矯具的比較研究發現，兩種踝足矯具皆具有改善重心轉移及患肢參與承重的趨勢與動、靜態站立姿勢平衡反應

及行走表現之臨床效益。但針對下肢垂足與踝關節處有蹠屈及內翻的動作肌張力為修正版艾許沃斯氏量表 ≥ 2 ，影響自主動作控制的嚴重痙攣患者 (Welmer et al., 2010)，則較缺乏使用低溫塑材踝足矯具的研究。因此，作者希望能利用低溫塑材設計一踝足矯具，提供一種可以改善下肢嚴重痙攣腦中風患者之平衡與行走問題的輔助策略。

本研究之目的在針對下肢嚴重痙攣腦中風患者使用低溫塑材設計一個降低張力 (tone-reducing) 減少內翻與垂足 (reducing inversion and foot drop, RID) 踝足矯具，並初步測試比較下肢嚴重痙攣腦中風患者穿戴 RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具在姿勢穩定、步態參數及膝關節控制的差異。

研究方法

RID 踝足矯具之設計理念

提出此踝足矯具的目的，是為了改善下肢嚴重痙攣腦中風患者的行動功能，主要理論依據為：

1. Marx (1974) 所提出的控制馬蹄內翻足的三點固定理論：(1) 在冠狀面：跟骨內側面、第一蹠骨頭部、腓骨軸線、脛骨內側等處給予支撐的作用力，以形成複合三點壓力系統。(2) 在矢狀面：近端腓腸肌—比目魚肌隆起、蹠骨、腳背等處給予支撐的作用力，以形成三點壓力系統。
2. Lohman 與 Goldstein (1993) 提出設計矯具時四個需要考慮可能降低張力的特點，包括：(1) 蹠骨弓的包覆與支撐，(2) 腳趾的伸張，(3) 跟腱終端處 (Achilles tendon insertion point) 施予壓力及 (4) 製作使用之材料接觸肌肉產生之矯正動力 (orthokinetics) 的物理效應。
3. 國際義肢與矯具協會 (International Society for Prosthetics and Orthotics, ISPO) 共識會議，對腦中風患者的踝足矯具處理提出“最佳做法 (best practice)”的建議，下列情況建議使用

非銜接式踝足矯具 (nonarticulated AFO)：(1) 平衡不佳、站立期不穩定，(2) 站立期無法轉移重量到患側肢及有中等到嚴重程度足部不正常；馬蹄足外翻或內翻或合併症，(3) 有中等到嚴重程度的高張力，(4) 或有上述症狀並伴有膝關節反弓或不穩定，(5) 要改善行走速度及步幅 (Hsu, Michael, & Fisk, 2008)。

4. Wu (1992) 為腦中風個案的行走問題而設計的前葉式踝足矯具，用以改善痙攣引起的足內翻，以獲得良好的足底壓力分布（張玄松等，2007）。

RID 踝足矯具之設計

依據前述研究成果，作者開始設計、製作 RID 踝足矯具。RID 踝足矯具合併傳統前葉式踝足矯具增進膝關節穩定性及控制足內翻的特點與後置式踝足矯具將踝關節固定於正中位置及控制垂足的特點。因此，作者對 RID 踝足矯具採取下列措施：

在生物力學方面

1. 使用 Marx (1974) 的研究成果：(1) 控制馬蹄內翻足的三點固定理論—使用複合式三點壓力系統來支撐小腿及足部，(2) 增長脛、腓骨端的力臂及較寬的接觸面積以分散踝足部的壓力—提供 1/2 小腿周長以上及 2/3 小腿長度以上的包覆，(3) 增加並延長於蹠骨弓及第一蹠骨處的壓力面積以改善固定式踝足矯具 (solid AFO) 易產生壓力點的問題—增加蹠骨弓及第一蹠骨處的接觸面積。
2. 參考 Mulroy 等學者 (2010) 的研究，將踝足矯具設定在踝關節背屈至少 5°，以增加膝關節屈曲的力距及動作 (flexion moment and motion)—依個案情況提供踝關節背屈至少 5° 的關節角度。

在神經生理方面

1. 參考 Wu (1992) 對前葉式踝足矯具的研究設計，使用：(1) 蹠骨欄 (metatarsal bar) 將腳底

由蹠趾關節後方托往脛骨前方，(2) 跗骨欄 (tarsal bar) 包覆中足 (midfoot) 背側，(3) 踝關節固定在背屈至少 0°~5° 位置。RID 踝足矯具延長蹠骨欄並保留跗骨欄的設計而且將踝關節固定在背屈至少 5° 的位置，以改善痙攣引起的足內翻，以獲得良好的足底壓力分布。

2. 為保持關節正中位置 (Hsu et al., 2008)，作者在脛骨末端處給予海綿黏扣帶包覆，配合近端蹠骨、跗骨處的包覆支撐，以維持距下關節 (subtalar joint) 及跟骨 (calcaneus) 的結構位置。

合併生物力學與神經生理方面

1. 參考 Lohman 與 Goldstein (1993) 提出之降低痙攣張力的特點，製作 RID 踝足矯具時 (1) 使用具彈性且較堅固耐用的低溫塑材，提供關節穩定的制動力及持續的牽張力—使用具彈性且較堅固的中硬等級低溫塑材，(2) 在第一蹠骨處給予包覆支撐，(3) 必要時也提供腳趾伸張支撐，(4) 於踝關節、跟腱及蹠骨包覆處使用軟墊，提供減壓及更好的本體覺。
2. 採用 ISPO 共識會議的建議，對於 (1) 有中等到嚴重程度的高張力，(2) 馬蹄足外翻或內翻，或合併症，(3) 或有上述症狀並伴有膝關節反弓或不穩定，使用非銜接式踝足矯具。

RID 踝足矯具初步測試

研究對象

以一位腦中風左側偏癱之 60 歲女性進行初步測試，該患者發病已十三個月，下肢動作的布氏動作恢復期 (Brunnstrom stage) 為 III、被動關節角度無受限，其踝關節處之蹠屈及內翻的動作肌張力為修正艾許沃斯量表 2 分，在不需外力扶持的情況下，可以獨自站立 2 分鐘。在他人監督下使用行走輔具（四腳拐及穿戴高溫塑材後葉式踝足矯具），可持續行走 10 公尺。能理解與遵從施測者的簡單口語指令，在無他人協助下，可以正確辨認行走的步道方向。



圖 1 以 Smart Balance System 測試穿戴不同踝足矯具之姿勢穩定度

測試項目與工具

姿勢穩定測試：使用 Smart Balance Master System 及 8.2 版軟體 (Neuro Com International, Clackamas, OR, USA) 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。以感覺分析 (sensory analysis) 的 6 個情境（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及情境六：錯誤的視覺及本體覺輸入）評估及分析個案在不同踝足矯具下的姿勢穩定。每種情境測驗施測三次，每次施測時間 20 秒，受試者總計共受 36 次。施測時的指導語，僅提示個案眼睛是閉眼（實測時，受測者需戴上眼罩）或睜眼、支持平面或視覺屏幕是否會晃動。施測時將關閉受測者前方的電腦螢幕，以避免提供個案視覺線索的回饋（圖 1）。

步態分析：硬體方面使用 (1) 三維動作分析儀：6 支高解析度數位式擷取攝影機 Eagle (Motion Analysis Corp, USA)，可調幀速 (selectable frame rates) 1-500Hz。(2) 測力板：2 塊 Bertec 力板（型號 BP 4550-08，45 cm×50 cm, Bertec corporation, Columbus, Ohio, USA）。軟體方面使用 (1) EVA：version 5.04，動作分析系統軟體可以整合同步攝影機及測力板。(2) Mat-

lab 7：撰寫程式處理資料。採用 21 顆反光球標記黏貼在個案下半身的健側與患側，位置分別為：背面的薦椎處、髂前上棘、股骨大轉子、大腿、膝關節內側及外側、小腿、踝關節內側及外側、足跟、腳掌。以 120Hz 的頻率擷取人體上所黏貼的反光球三維空間座標。要求受試者分別穿戴兩種不同踝足矯具，以安全的速度行走於測試的地板平面上，每種踝足矯具測驗施測三次，受試者總計共測 6 次。施測時的指導語，提示個案以安全、平穩行走速度向前行走並通過力板區（圖 2）。

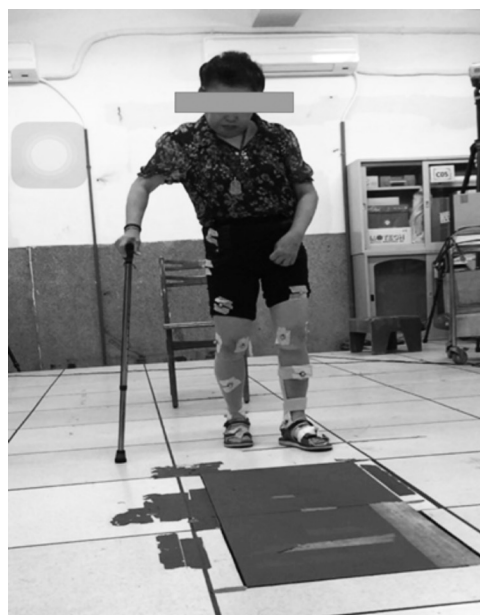


圖 2 穿戴踝足矯具以安全、平穩行走速度向前行走並通過力板區

實驗步驟

本研究已通過中山醫學大學附設醫院「人體研究倫理審查委員會」審查，核准執行(CSMUH No: CS2-15029)。在實驗前先向個案說明研究內容、簽署實驗同意書及進行臨床評估（以艾許沃斯量表之修訂版測量患側下肢踝足背屈、蹠屈、內翻的張力程度），由特定一位職能治療師為受試者客製化製作RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具並且檢查新製踝足矯具可能造成的壓迫點；依受試者身形適當調整軟墊與海綿黏扣帶；觀察受試者穿戴新完成踝足矯具的立即情況及告知穿戴踝足矯具需注意事項。兩種踝足矯具均採用同一廠商生產且厚度一致(3.2mm)的低溫熱塑性材料(BENECARE)製作，此材料特性於攝氏 60° 開始活化、具有中硬的強度(分級：軟、中軟、中、中硬、硬)、互黏性可(分級：差、可、佳)。之後，依受試者意願，隨機分派先完成穿戴RID 踝足矯具或前葉式踝足矯具的姿勢穩定及行走測試。

資料處理

以 Smart Balance Master System 力板收集壓力中心(center of pressure, COP)的實驗數據，

計算每一個情境的數據，統合并利用六個情境的數據進行資料分析，取得壓力中心的移動軌跡長度(cm)、壓力中心移動的速度(cm/s)及靜態站立之平衡總得分數。

依據 Dempster (1955) 發表之人體計測資料進行運動學計算，計算各肢段質心位置、肢段質量及肢段轉動慣量。利用尤拉角、螺旋軸的理論及三維空間動態分析系統，擷取受試者於力板時兩個步態週期的參數，再經由逆向運動學法運算進而評估及分析個案的下肢關節角度的變化及步態。計算受試者的步速、步長、步頻及步態週期中，單腳站立期的膝關節最小屈曲角度及整體站立期與擺動期的時間比率。

結 果

客製化 RID 踝足矯具

作者依據前述考量設計 RID 踝足矯具，並使用低溫塑材製作。利用複合式三點壓力系統來支撐足部(圖 3、圖 4)，製作設計的規格依據個案小腿寬度、長度而調整，紙型說明如圖 5(中華民國專利：踝足矯正輔具 D183053)。

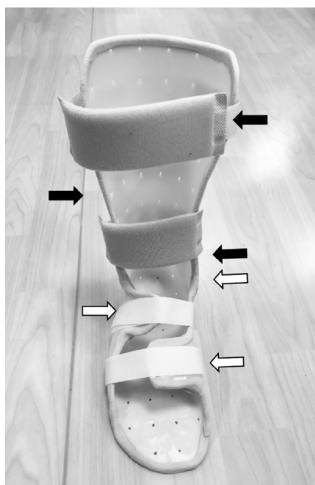


圖 3 RID 踝足矯具冠狀面與水平面之三點壓力系統，黑色箭頭由上而下：上部脛骨內側、腓骨中段、跟骨內側。白色箭頭由後至前：跟骨內側、近端蹠骨、第一蹠骨。



圖 4 嚴重痙攣下肢矢狀面之三點壓力系統，黑色箭頭由上而下：近端腓腸肌 - 比目魚肌、近端蹠骨、腳掌底。

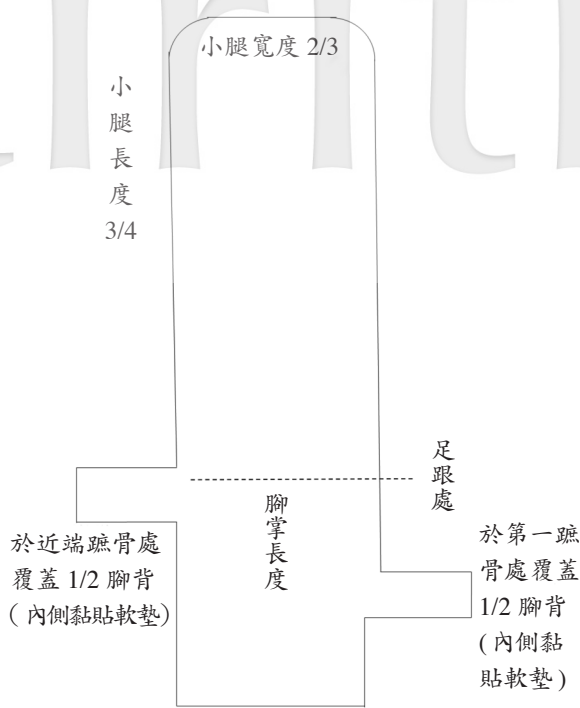


圖 5 RID 踝足矯具紙型 (中華民國專利：踝足矯正輔具 D183053)

這些設計與應用，考慮垂足、足內翻、馬蹄內翻足的踝足部關節問題及行走時膝關節的控制。希望藉由複合式三點壓力系統，讓下肢關節保持在正中位置，站立時能有良好的平衡及穩定性，步行時能有更加正常的步態。在限制踝關節角度情況下，讓下肢有更好的關節角度及支撐力。

檢視與調整踝足矯具的主體與配件：

1. 檢查可能的壓迫點：(1) 檢查踝部壓力點：跟骨內側、近端跖骨及第一跖骨是否出現壓迫。(2) 檢查小腿壓力點：脛、腓骨的接觸面積是否足夠分散踝足部的壓力。穿戴 10 分鐘後，目視皮膚是否出現壓迫點。
2. 調整軟墊與海綿黏扣帶：(1) 於踝關節內、外側及第一跖骨與近端跖骨處黏貼軟墊；個案的踝足部張力太強時，第一跖骨與近端跖骨處的黏扣帶，使用海綿黏扣帶。(2) 脛骨末端使用適合個案小腿寬度的海綿黏扣帶。穿戴後，檢視軟墊是否處於正確位置與海綿黏扣帶的舒適度。

3. 觀察穿戴 RID 踝足矯具的步態週期表現：(1) 檢驗站立期的膝關節穩定性，(2) 檢驗擺動期腳趾的伸張。行走約 3 公尺後，詢問受試者膝關節及腳趾的主觀感受。

RID 踝足矯具之初步測試

穿戴 RID 踝足矯具相較於前葉式踝足矯具在靜態站立穩定度較佳，其壓力中心的移動軌跡長度較小 (平均 41.96 cm vs 56.40 cm)，壓力中心的移動速度較小 (平均 13.49cm/sec vs 17.46 cm/sec)，靜態站立平衡總得分數較高 (81 vs 76)。

在行走測試結果顯示，穿戴 RID 踝足矯具相較於前葉式踝足矯具，其行走之步速 (29.00cm/sec vs 20.35cm/sec)、步長 (60.45cm vs 46.67cm)、步頻 (89steps/min vs 72steps/min) 皆有進步。而且，穿戴 RID 踝足矯具相較於前葉式踝足矯具，在步態站立期 (stance phase)，患側膝關節屈曲角度 (4.19° vs 8.70°) 較接近正常人的 5°，並且站立期與擺動期比率 (1.52:1 vs 3.30:1) 與正常人步態比率 (1.5:1) 較接近。(表 1)

討 論

本研究設計之 RID 踝足矯具的材料選用低溫塑材，因為低溫塑材較高溫塑材具有省時、費用較少的優勢。受試者表示，穿戴後立即的效應明顯，覺得足部更穩定、腳趾的張力較不明顯。

因為符合實驗條件的受試者，下肢的痙攣張力為修訂版艾許沃斯量表之分數 = 2，此個案行走時必須使用踝足矯具。因此，初試沒有設計穿戴 RID 踝足矯具與無穿戴踝足矯具做比較，而是與穿戴先前研究已證實有助於個案平衡、行走能力與下肢關節控制的前葉式踝足矯具做比較 (Chen et al., 1999; Chen et al., 2014; Chen, Hong, Wang, Chen, Wu, Kang, & Tang, 2010)，以了解 RID 踝足矯具的效果。

Marigold 及 Eng (2006) 研究比較腦中風患

表 1
RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具測試結果比較

變項	RID 踝足矯具	前葉式踝足矯具
壓力中心的移動軌跡長度 (cm)	41.96	56.40
壓力中心的移動速度 (cm/s)	13.49	17.46
靜態站立平衡總得分數	81	76
步速 (cm/s)	29	20.35
步長 (cm)	60.45	46.67
步頻 (step/min)	89	72
患側膝關節屈曲角度	4.19°	8.70°
站立期與擺動期比率	1.52:1	3.30:1

者與正常人在靜態站立時，睜眼或閉眼之姿勢晃動 (postural sway) 的情況，結果顯示腦中風患者姿勢晃動較大，而且姿勢越不對稱 (asymmetry) 的個案，其側向 (medial-lateral) 姿勢晃動越大。此外，慢性期的腦中風患者，如果有踝部本體覺的損傷更會造成姿勢晃動增加，亦即壓力中心的移動速度增加 (Niam, Cheung, Sullivan, Kent, & Gu, 1999)。有研究顯示踝足矯具能減少腦中風患者靜態站立的姿勢晃動及促進站立期下肢承重能力 (Pohl & Mehrholz, 2006)。因為踝足矯具藉由延伸包覆至小腿上端的設計型式，可以提高小腿及足踝部皮膚接受器的回饋，進而影響下肢本體覺的機制，改善自主姿勢反應 (automatic postural responses) (Aruin & Rao, 2010)。本研究之初試顯示，腦中風患者穿戴 RID 踝足矯具相較於前葉式踝足矯具，更能降低靜態站立時的壓力中心移動長度。可能是 RID 踝足矯具對踝足之包覆效果，有助於增進痙攣性腦中風個案的本體覺輸入進而降低姿勢晃動情況。

有關踝足矯具改善步態及移動能力的實證如：Bouchalova 等 (2016) 研究預製成型 (高溫塑材後葉式) 與客製化固定式 (Y-tech) 踝足矯具對腦中風個案的步態參數的影響，發現兩種固定式踝足矯具皆能改善步長。Gök (2003) 等學者研究聚丙烯或金屬踝足矯具對嚴重腦中風個案的步態影響，也發現兩種踝足矯具皆可以改善步態參數、增進步長。有關前葉式踝足

矯具之步態效應的研究多與後葉式踝足矯具比較，研究顯示前葉式與後葉式踝足矯具一樣可以增進步態。如 Park, Chun, Ahn, Yu 及 Kang (2009) 的研究比較前葉式及後葉式踝足矯具之步態分析，顯示兩者皆可增進步速及步幅，但兩者間無顯著差異；Wong 等人 (1992) 的研究亦顯示兩種踝足矯具皆可增進步態但兩者無顯著差異。本研究初試顯示穿戴 RID 踝足矯具相較於前葉式踝足矯具，在基本步態參數 (步速、步長、步頻) 皆較佳。因此，作者推測 RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具一樣可以提升步態，對嚴重痙攣腦中風個案的步態表現更有利，但需要納入更多個案進行進一步之比較性的研究以證實此成果。

踝足矯具可以改善膝關節過度伸直 (knee hyperextension) 的不穩定、提供膝關節控制及促進重心轉移 (Fish, Crussemeyer, & Kosta, 2001)。Silver-Thorn、Herrmann、Current 及 McGuire (2011) 指出將踝足矯具限制於背屈 5°，可以促進膝關節屈曲，避免腦中風個案於站立期的膝關節過度伸直，以提供較正常的站立期膝關節角度。另有研究指出，膝關節過度伸直的不正常行走步態會增加耗能而且與步行變慢有關 (Park, J. H., Chun, M. H., Ahn, J. S., Yu, J. Y., & Kang, S. H., 2009)。本初試結果與先前研究相似，穿戴兩種踝足矯具皆可避免站立期膝關節過度伸直而使其保持在屈曲角度。此外，穿戴 RID 踝足矯具讓受試者膝關節屈曲

不會太大，與正常人的站立期膝關節角度較接近。因此，作者推論穿戴 RID 踝足矯具可以促進膝關節的穩定性，使個案更能有效轉移重心，進而改善行走速度 (Fish, Crussemeyer, & Kosta, 2001)。

Hesse, Werner, Matthias, Stephen 及 Berteanu (1999) 研究馬蹄內翻足的腦中風個案，於赤足或穿戴踝足矯具對其步態的影響，其結果顯示穿戴踝足矯具可以改善動態及平衡的步態 (dynamic and balanced gait)，使個案有較長的患側下肢站立期、較對稱的擺動期。在踝足矯具對慢性腦中風患者的步態及行走耗能研究指出，踝足矯具可以減少雙腳站立期時間 (Franceschini, Massucci, Ferrari, Agosti, & Paroli, 2003)。Hsu (2008) 表示提供個案適當設計的踝足矯具可以改善肢體在步態中站立期與擺動期的控制。本研究有相似的結果，在步態週期方面，發現 RID 踝足矯具提供較接近正常人的站立期與擺動期比率。這是因為穿戴 RID 踝足矯具，可以增加患側腳站立期時間、減少雙腳站立期的時間，進而造成雙腳較對稱的擺動期時間，使站立期與擺動期的時間比率趨向正常人，使得步態週期正常化。

本研究之限制為論文中有關 RID 踝足矯具之效應僅為初試，以一位個案重複量測比較穿戴 RID 踝足矯具與前葉式踝足矯具之差異，研究結果之證據等級 (level of evidence) 低。未來應納入更多的受試者，以提升研究成果之證據等級。

結 論

本研究之 RID 踝足矯具的結構設計，考慮生物力學與神經生理等因素，降低反射性張力的不良影響，使下肢關節儘可能保持在正常的角度及位置。RID 踝足矯具提供嚴重痙攣腦中風個案，下肢持續且穩定的支撐力，為預防馬蹄內翻足及處理痙攣性足部的步態問題提供另一種選擇。本研究的初試結果顯示相較於前葉

式踝足矯具，RID 踝足矯具更能夠提供踝關節穩定，進而降低姿勢晃動增進姿勢穩定性。在行走測試中展現良好的步態參數及較接近正常人的站立中期膝關節屈曲角度及站立期與擺動期的時間比率。

誌 謝

本研究獲中山醫學大學附設醫院專題研究計畫經費補助 (CSH-2016-A-011) 謹此致謝。

參考資料

- 王斐誼、鄭方瑜、連怡婷、王瑞瑤、楊雅如 (2011)。踝足裝具對於中風患者步態和功能性活動的效果：系統性回顧與統合分析。*中華民國物理治療學會雜誌*, 36(4), 274-284。
- 張玄松、陳貞夙、龍希文、楊樑怡、鄧復旦、倪壽民 (2007)。踝足裝具對於中風患者站立平衡能力與行走表現的影響—比較前置型與後置型踝足裝具的效益。*台灣職能治療研究與實務雜誌*, 3(2), 94-109。doi: 10.6534/jtotrp.2007.3(2).94
- 葉守正、張炳華、李詠慧、洪祥齡、劉美玉 (2012)。門診中風患者之輔具需求與滿意度分析。*澄清醫護管理雜誌*, 8(2), 8-16。
- Aruin, A. S., & Rao, N. (2010). Ankle-foot orthoses: Proprioceptive inputs and balance implications. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 22(4 Suppl), 34-37.
- Bouchalova, V., Houben, E., Tancsik, D., Schaekers, L., Meuwis, L., & Feys, P. (2016). The influence of an ankle-foot orthosis on the spatiotemporal gait parameters and functional balance in chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(5), 1621-1628. doi:10.1589/jpts.28.1621
- Bowers, R., & Ross, K. (2010). Development of a best practice statement on the use of an-

- kle-foot orthoses following stroke in Scotland. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(3), 245-253. doi:10.3109/03093646.2010.486392
- Brainin, M. (2013). Poststroke spasticity-- Treating to the disability. *Neurology*, 80(Suppl 2), S1-S4
- Chen, C. C., Hong, W. H., Wang, C. M., Chen, C. K., Wu, K. P., Kang, C. F., & Tang, S. F. (2010). Kinematic features of rear-foot motion using anterior and posterior ankle-foot orthoses in stroke patients with hemiplegic gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(12), 1862-1868. doi:10.1016/j.apmr.2010.09.013
- Chen, C. L., Teng, Y. L., Lou, S. Z., Chang, H. Y., Chen, F. F., & Yeung, K. T. (2014). Effects of an anterior ankle-foot orthosis on walking mobility in stroke patients: Get up and go and stair walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(11), 2167-2171. doi:10.1016/j.apmr.2014.07.408
- 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 hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(12), 1587-1592.
- Chisholm, A. E., & Perry, S. D. (2012). Ankle-foot orthotic management in neuromuscular disorders: Recommendations for future research. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(6), 437-449. doi:10.3109/17483107.2012.680940
- Chiu, H. T., Wang, Y. H., Jeng, J. S., Chen, B. B., & Pan, S. L. (2012). Effect of functional status on survival in patients with stroke: Is independent ambulation a key determinant? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), 527-531. doi:10.1016/j.apmr.2011.10.018
- Crenshaw, S., Herzog, R., Castagno, P., Richards, J., Miller, F., Michaloski, G., & Moran, E. (2000). The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 20(2), 210-216.
- Cyndi Ford, P. T., Robert C. Grotz, M. D., & Joanne Klope Shamp, C. P. O. (1986). The neurophysiological ankle-foot orthosis. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 10, 15-23.
- Dempster, W. T. (1955). *Space Requirements of the Seated Operator: Geometrical, Kinematic and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs*. Technical Report WADC-TR-55-159, Wright Patterson Air Force Base, Ohio: Wright Air development center
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C., Mulder, T., & Duysens, J. (2007). Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & Posture*, 25(3), 342-352. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.04.007
- DePaul, V. G., Wishart, L. R., Richardson, J., Lee, T. D., & Thabane, L. (2011). Varied overground walking-task practice versus body-weight-supported treadmill training in ambulatory adults within one year of stroke: a randomized controlled trial protocol. *BMC Neurology*, 11, 129. doi:10.1186/1471-2377-11-129
- Diamond, M. F., & Ottenbacher, K. J. (1990). Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. *Physical Therapy Journal*, 70(7), 423-430.
- Duncan, P. W., Zorowitz, R., Bates, B., Choi, J. Y., Glasberg, J. J., Graham, G. D., ... Reker, D. (2005). Management of adult stroke rehabilitation care: A clinical practice guideline. *Stroke*, 36(9), e100-143. doi:10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF

- Fish, D. J., Crussemeyer, J. A., & Kosta, C. S. (2001). Lower extremity orthoses and applications for rehabilitation populations. *Foot and Ankle Clinics*, 6(2), 341-369.
- Franceschini, M., Massucci, M., Ferrari, L., Agosti, M., & Paroli, C. (2003). Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*, 17(4), 368-372. doi:10.1191/0269215503cr622oa
- Gök, H., Küçükdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G., & Ergin, S. (2003). Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*, 17(2), 137-139. doi:10.1191/0269215503cr605oa
- Hesse, S., Werner, C., Matthias, K., Stephen, K., & Berteau, M. (1999). Nonvelocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*, 30(9), 1855-1861. doi:10.1161/01.str.30.9.1855
- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1185-1193. doi:10.1016/s0003-9993(03)00030-3
- Hsu, J. D., Michael, J., & Fisk, J. (2008). *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices E-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Ibuki, A., Bach, T., Rogers, D., & Bernhardt, J. (2010). The effect of tone-reducing orthotic devices on soleus muscle reflex excitability while standing in patients with spasticity following stroke. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(1), 46-57.
- Kobayashi, T., Leung, A. K., & Hutchins, S. W. (2011). Design and effect of ankle-foot orthoses proposed to influence muscle tone: A review. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 23(2), 52-57.
- Leung, J., & Moseley, A. (2003). Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia. *Physiotherapy*, 89(1), 39-55. doi:10.1016/s0031-9406(05)60668-2
- Lohman, M., Goldstein, H. (1993). Alternative strategies in tone reducing AFO. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 5, 21-24.
- Lord, S. E., McPherson, K., McNaughton, H. K., Rochester, L., & Weatherall, M. (2004). Community ambulation after stroke: How important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(2), 234-239. doi:10.1016/j.apmr.2003.05.002
- Mansfield, A., Wong, J. S., McIlroy, W. E., Biasin, L., Brunton, K., Bayley, M., & Inness, E. L. (2015). Do measures of reactive balance control predict falls in people with stroke returning to the community? *Physiotherapy*, 101(4), 373-380. doi:10.1016/j.physio.2015.01.009
- Marigold, D. S., & Eng, J. J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture*, 23(2), 249-255. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.03.001
- Herbert, W., & Marx, C. P. O. (1974). Lower-limb orthotic designs for the spastic hemiplegic patient. *Orthotics and Prosthetics*, 28(2), 14-20.
- Mulroy, S. J., Eberly, V. J., Gronely, J. K., Weiss, W., & Newsam, C. J. (2010). Effect of AFO design on walking after stroke: Impact of ankle plantar flexion contracture. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(3), 277-292. doi:10.3109/03093646.2010.501512
- Niam, S., Cheung, W., Sullivan, P. E., Kent, S., & Gu, X. (1999). Balance and physical impairments after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 1227-1233.

- Park, J. H., Chun, M. H., Ahn, J. S., Yu, J. Y., & Kang, S. H. (2009). Comparison of gait analysis between anterior and posterior ankle foot orthosis in hemiplegic patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(8), 630-634. doi:10.1097/PHM.0b013e3181a9f30d
- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C. J., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., & McIlroy, W. E. (2008). Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 304-310. doi:10.1016/j.apmr.2007.08.142
- Patterson, S. L., Forrester, L. W., Rodgers, M. M., Ryan, A. S., Ivey, F. M., Sorkin, J. D., & Macko, R. F. (2007). Determinants of walking function after stroke: Differences by deficit severity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 115-119. doi:10.1016/j.apmr.2006.10.025
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, 26(6), 982-989.
- Pohl, M., & Mehrholz, J. (2006). Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation*, 20(4), 324-330.
- Salbach, N. M., O'Brien, K., Brooks, D., Irvin, E., Martino, R., Takhar, P., Howe, J. A. (2014). Speed and distance requirements for community ambulation: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(1), 117-128 e111. doi:10.1016/j.apmr.2013.06.017
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J. Selley, A., & Tallis, R. C. (2006). Balance disability after stroke. *Physical Therapy*, 86, 30-38.
- Silver-Thorn, B., Herrmann, A., Current, T., & McGuire, J. (2011). Effect of ankle orientation on heel loading and knee stability for post-stroke individuals wearing ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(2), 150-162. doi:10.1177/0309364611399146
- Singer, J. C., Mansfield, A., Danells, C. J., McIlroy, W. E., & Mochizuki, G. (2013). The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(8), 921-926. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.07.010
- Soyuer, F., & Ozturk, A. (2007). The effect of spasticity, sense and walking aids in falls of people after chronic stroke. *Disability and Rehabilitation*, 29(9), 679-687. doi:10.1080/09638280600925860
- Stumbo, N. J., Martin, J. K., & Hedrick, B. N. (2009). Assistive technology: Impact on education, employment, and independence of individuals with physical disabilities. *Journal of Vocational Rehabilitation*, 30(2), 99-110.
- Tyson, S. F., & Kent, R. M. (2013). Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: A systematic review and pooled meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(7), 1377-1385. doi:10.1016/j.apmr.2012.12.025
- W.H.O. (2001). *International classification of functioning, disability and health: ICF*: World Health Organization.
- Watkins, C., Leathley, M., Gregson, J., Moore, A., Smith, T., & Sharma, A. (2002). Prevalence of spasticity post stroke. *Clinical Rehabilitation*, 16, 515-522.
- Welmer, A. K., Widen Holmqvist, L., & Sommerfeld, D. K. (2010). Location and severity of spasticity in the first 1-2 weeks and at 3 and 18 months after stroke. *European Journal*

- of Neurology*, 17(5), 720-725. doi:10.1111/j.1468-1331.2009.02915.x
- Wissel, J., Schelosky, L. D., Scott, J., Christe, W., Faiss, J. H., & Mueller, J. (2010). Early development of spasticity following stroke: A prospective, observational trial. *Journal of Neurology*, 257(7), 1067-1072. doi:10.1007/s00415-010-5463-1
- Wong, A. M. K., Tang, F. T., Wu, S. H., & Chen, C. M. (1992). Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 71(1), 41-43. doi:10.1097/00002060-199202000-00010
- Wu, S. H. (1992). An anterior direct molding ankle-foot orthosis. *Journal of Occupational Therapy Association R.O.C*, 10, 75-81.
- Zachazewski James E., Elizabeth D. Eberle, & Jefferies, M. (1982). Effect of tone-inhibiting casts and orthoses on gait. *Physical Therapy*, 62, 453-455.

Design and Pilot Testing of a Tone-Reducing Ankle-Foot Orthosis for Stroke Patients with Severe Spasticity

Yu-Chih Chung, MS^{1,2} Shu-Zon Lou, PhD^{1,2} Kwok-Tak Yeung, MA^{1,2}
Chiung-Ling Chen, PhD^{1,2}

Objectives: The purposes of this study were (1) to design a low temperature thermoplastic ankle foot orthosis (AFO) to reduce inversion tone and foot drop (RID) in stroke patients with severe lower limb spasticity and (2) to preliminary investigate the effects of the RID AFO on static standing balance and gait in comparison with anterior AFO (AAFO). **Methods:** The design of the RID AFO was based on three-point pressure system, potential tone reduction features, “best practice” suggestion of the International Society for Prosthetics and Orthotics, spasticity inhibition and foot pressure distribution techniques, and increasing knee flexion moment via ankle dorsiflexion. The Sensory Organization Test of the Smart Balance Master System was used to quantify the center of pressure (COP) sway. The three-dimensional motion capture system was used for gait analysis. **Results:** The RID AFO was devised to apply pressure over Achilles tendon insertion area, aligning the subtalar joint and calcaneus in their neutral position and providing cover to the metatarsal heads to reduce excessive tone in plantarflexion and inversion. The results of the preliminary study showed that wearing RID AFO increased static stability by reducing COP sway trajectory (mean 41.96 cm vs 56.40 cm) and velocity (mean 13.49cm/sec vs 17.46 cm/sec) as well as increasing Sensory Organization Test (SOT) total score (81 vs 76) during SOT. The benefit was also shown in gait parameters, such as walking speed (29.00cm/sec vs 20.35cm/sec), step length (60.45cm vs 46.67cm), and cadence (89steps/min vs 72steps/min). During stance phase, the knee flexion of affected limb (4.19° vs 8.70°) was approaching 5° of normal knee flexion. Additionally, the stance/swing ratio (1.52:1 vs 3.30:1) was near normal ratio (1.5:1). **Conclusion:** The RID AFO was designed by considering biomechanical and neurophysiological principles, as an alternative option for stroke patients with severe lower limb spasticity. Compared to AAFO, wearing the RID AFO had greater positive effects on static standing balance, gait parameters, knee flexion control, and stance/swing ratio.

Key words: Low temperature thermoplastics, AFO, Spasticity, Standing stability, Gait

Department of Occupational Therapy, Chung Shan Medical University¹ Room of Occupational Therapy, Chung Shan Medical University Hospital²

Address Correspondence to: Chiung-Ling Chen, No. 110, Sec. 1, Jianguo N. Rd., Taichung City 40201, Taiwan. Tel: (+886)-4-24730022 ext. 12013; e-mail: joelin@csmu.edu.tw

Accepted for publication: December 4, 2018