

R
608.8
7511-1
c.1

中山醫學院醫學研究所碩士論文
Master Thesis, Institute of Medicine,
Chung Shan Medical and Dental College

指導教授：江炳焱 副教授 (Dr. Ping-Yen Chiang)

前葉式踝足矯具對偏癱患者姿勢穩定、
重心轉移及步態特性之效應

Effects of an anterior ankle-foot orthosis on
postural stability, weight shifting and gait
characteristics of hemiplegia



研究生：陳瓊玲 (Chiung-Ling Chen) 撰

中華民國八十六年七月
(July, 1997)

參考書恕不外借

中山醫學院圖書館



C046077

授權書

(博碩士論文)

本授權書所授權之論文為本人在 中山醫學院 醫學研究所
_____ 組 85 學年度第 2 學期所撰 碩士 學位論文。

論文名稱：前葉式踝足矯具對偏癱患者姿勢穩定、重心轉移及步態特性之效應

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文提要，授予國家圖書館、本人畢業學校及行政院國家科學委員會科學技術資料中心，得重製成電子資料檔後收錄於該單位之網路，並與台灣學術網路及科技網路連線，得不限地域時間與次數，以光碟或紙本重製發行。

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予行政院國家科學委員會科學技術資料中心，得不限地域時間與次數以微縮、光碟重製後發行，並得享該中心微縮小組製作之研究報告、獎勵代表作、博碩士論文三檔資料等值新台幣伍佰元之服務。本論文因涉及專利等智慧財產權之申請，請將本論文全文延後至民國 __ 年 __ 月後再公開。

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予教育部指定送繳之圖書館及本人畢業學校圖書館，為學術研究之目的以各種方法重製，或為上述目的再授權他人以各種方法重製，不限時間與地域，惟每人以一份為限。

上述授權內容均無須訂立讓與及授權契約書。依本授權之發行權為非專屬性發行權利。依本授權所為之收錄、重製、發行及學術研發利用均為無償。

指導教授姓名：江炳焱

研究生簽名：陳瓊玲 學號：R8301112
(親筆正楷)

日期：民國 86 年 8 月 25 日

- 備註：1. 上述同意與不同意之欄位若未勾選，本人同意視同授權。
2. 授權第二項者，請再交論文一本予承辦人員。
3. 本授權書已於民國85年4月10日送請著委會修正定稿。

誌 謝

論文終於完成了！這三年來，它是一股無形的壓力，隱隱約約卻一直沉甸甸的壓在心頭。忙碌的臨床及教學工作，加上對研究方向的苦無頭緒及研究設備有限的情況下，倍感心有餘而力不足。每憶及此，深深體會到論文完成的彌足珍貴，而其中更應對許多列名及未提及的師長、同事及親人的付出與關懷，獻上最深的謝意，永誌不忘。

首先感謝江炳焱主任的支持，讓我有此一難得的在職進修機會，並指導論文的完成；也感謝成大醫學工程研究所陳家進副教授，及高醫復健系蘇純瑩副教授對本論文的審閱及惠予指導。吳鑫漢老師以其為本研究所使用踝足矯具之設計者，及豐富之臨床經驗給予思考之啟發與引導，致上最深的敬意與謝意。

研究進行過程，有賴元宏儀器公司饒瑞棠先生對儀器維修、資料收集及程式運算的協助，不勝感激。同事素如、文賢、淳厚、旭東、素菁及學系秘書慧萍對論文之編輯、幻燈片之製作及文書處理等提供寶貴意見與協助，特此致謝。此外，也感謝同學立元的關心；學系同事國德這三年來對我在研究所的各種學業上的討論與啟發；美香在工作上多方擔代；信顯、志峰、純好的支持鼓勵。臨床同事幫忙尋找研究對象更是研究不可或缺的，致上無限的謝忱。

最後要感謝最愛的家人，外子在台中、台北兩地往返之餘，承擔大部分家務，兩個寶貝除了乖巧、獨立不耽誤我的時間外，還常常督促我（對我說：「媽媽怎麼還不上樓去讀書！」）使我無後顧之憂。台北的父母兄弟姐妹遙遙的關心與鼓勵，更使我倍覺溫暖。

論文完成，放下心中大石，而新的壓力接踵而至，希望藉著讀研究所期間所學研究方法及這次做研究的經驗使我在專業的研究上能持續與進步！

陳瓊玲 謹誌

中山醫學院醫學研究所

八十六年 仲夏

摘要

中風後之偏癱患者常以踝足矯具來矯正踝關節，提高穩定度及增進行走安全。因為鐵鞋過重及不美觀，所以已漸由塑膠式踝足矯具取代。而高溫、打模成型之後葉式塑膠踝足矯具製作費時，矯正偏癱患者內翻足之效果似乎不甚理想。吳鑫漢設計以低溫成型塑材製作前葉式踝足矯具，普遍應用於國內偏癱患者的步態矯正上。

本研究以 24 位中風之偏癱患者為對象，利用足底壓步態分析儀(Infotronic Ultraflex System)，評估低溫成型之前葉式踝足矯具對姿勢穩定、重心轉移及步態的影響。結果顯示穿戴前葉式踝足矯具時，患者姿勢穩定度及對稱性沒有顯著差異；而重心轉移及患側下肢載重能力增加。關於步態特性，穿戴踝足矯具時，步行速度及步幅數增加；腳跟著地期前腳載重減少，但步態對稱性、著地期外側腳底壓力及離地期地面垂直作用力則沒有顯著差異。

Abstract

Ankle-foot orthoses (AFOs) are frequently prescribed for hemiplegia to correct ankle joint, provide mediolateral stability and improve ambulatory safety. Metal orthoses have gradually been replaced by plastic AFOs, because they are heavy and have a poor cosmetic appearance. Conventional plastic AFOs are designed in posterior leaf type and fabricated by lamination or vacuum-forming technique over a positive plaster model of the limb. It takes time to be fabricated, and it seems that the effect of correcting for inversion of hemiplegic foot is not obvious. Wu designed a low-temperature anterior direct molding AFO. It is fabricated quickly and easily, and is custom fit. The anterior AFO is commonly used for hemiplegia with spasticity in Taiwan. The purpose of this study was to examine the effects of this anterior AFO on postural stability, weight shifting and gait characteristics of hemiplegia.

The Infotronic Ultraflex System was used to collect data with and without AFO in twenty four post-stroke hemiplegia. The results revealed that wearing anterior AFO, there was no significant difference in postural sway and postural symmetry; there was a significant improvement in weight shifting and weight bearing through affected leg. In gait characteristics, with the use of an anterior AFO, walking velocity and cadence increased. Using the AFO also resulted in a decrease of forefoot's weight bearing at heel strike (flatfoot weight bearing instead of forefoot weight bearing). There was no significant difference in gait symmetry, lateral foot weight bearing during stance phase and vertical reaction force at push off.

目 錄

致謝.....	i
中文摘要.....	iii
英文摘要.....	iv
目錄.....	v
表次.....	vii
圖次.....	viii
第壹章 緒論.....	1
一、研究動機.....	1
二、研究目的.....	3
第貳章 文獻回顧.....	4
一、偏癱患者之姿勢穩定度.....	4
二、偏癱患者之重心轉移.....	5
三、偏癱患者之異常步態.....	7
四、踝足矯具之功用與種類.....	12
五、踝足矯具對偏癱步態之效應.....	16
第參章 材料與方法.....	19
一、研究對象.....	19
二、儀器設備.....	21
三、研究設計.....	24
四、研究步驟.....	25
五、資料搜集與處理.....	27
六、統計分析.....	33
第肆章 結果.....	35
一、吳式氏踝足矯具對姿勢穩定的影響.....	35

二、吳氏踝足矯具對重心轉移的影響.....	37
三、吳氏踝足矯具對步態特性的影響.....	40
第伍章 討論.....	46
一、吳氏踝足矯具對姿勢穩定度的影響.....	46
二、吳氏踝足矯具對重心轉移的影響.....	47
三、吳氏踝足矯具對步態特性的影響.....	48
四、本研究與先前相關研究比較.....	51
第六章 結論與建議.....	52
一、結論.....	52
二、建議.....	53
參考文獻.....	54
附表 1. 資料收集表.....	60
附表 2. 研究對象姿勢穩定數據.....	61
附表 3. 研究對象重心轉移數據.....	62
附表 4. 研究對象步態運動學數據.....	63
附表 5. 研究對象步態動力學數據.....	64

表 次

表 1. 二十四位研究對象基本資料.....	20
表 2. 姿勢穩定平均測量值及配對 t-檢定結果.....	36
表 3. 重心轉移平均測量值及配對 t-檢定結果.....	39
表 4. 步態運動學變項平均測量值及 配對 t-檢定結果.....	42
表 5. 步態動力學變項平均測量值及 配對 t-檢定結果.....	45

圖 次

圖 1. 吳氏踝足矯具之組成.....	15
圖 2. 患者穿戴吳氏踝足矯具.....	15
圖 3. 足底壓步態分析儀.....	21
圖 4. 正常受試步態分析圖.....	23
圖 5. 姿勢穩定測量.....	26
圖 6. 步態測量.....	26
圖 7. 其中一位偏癱受試(編號 7)之 姿勢穩定分析圖.....	28
圖 8. 其中一位偏癱受試(編號 7)之 重心轉移分析圖.....	29
圖 9. 其中一位偏癱受試(編號 7) 穿戴踝足矯具時之步態分析圖.....	31
圖 10. 其中一位偏癱受試(編號 7) 未穿戴踝足矯具時之步態分析圖.....	32
圖 11. 靜止站立時姿勢穩定度之比較.....	36
圖 12. 重心轉移之比較.....	39
圖 13. 步態運動學變項之比較.....	42
圖 14. 步態動力學變項之比較.....	45

第壹章 緒論

一、研究動機

臨床上，腦中風、腦傷、馬尾病變及周邊神經病變之患者，經常使用踝足矯具來矯正踝關節的肌力不平衡，預防變形，改善步態，使得患者可以有效率及安全的行走^{1,2}。

踝足矯具由早期的鐵鞋漸漸的改由塑膠式踝足矯具來取代³，因為鐵鞋過重，外觀不佳，缺乏彈性，且力量作用於鞋上，而非直接作用於肢體，形成不良之生物力學設計。所以，漸被塑膠式踝足矯具取代^{4,5}。塑膠式踝足矯具多為後葉式，且材料以聚丙烯 (polypropylene) 為主，須經打模，高溫成形等過程，製作費時¹。臨床上，這種後葉式踝足矯具對於重度痙攣性偏癱患者之踝足問題(內翻足)，矯正效果似乎不甚理想⁶。吳鑫漢⁷設計以低溫成形塑材 (thermoplastics) 如 Orfit 來製作前葉式踝足矯具，並普遍應用在國內偏癱患者的步態矯正上。

由於文獻上對此前葉式踝足矯具 (吳氏踝足矯具) 於偏癱步態之改善的研究有限，且為較主觀之描述其穿戴合適性⁸，而缺乏客觀量化之研究，且文獻上有關踝足矯具之研究著重於其對步態之效應，鮮有研究指出踝足矯具是否能增進站立穩定及平衡能力。因此，

本研究目的在了解吳氏踝足矯具對靜態之站立、動態之平衡，及功能性之行走的效應。

二、研究目的

(一) 探討吳氏踝足矯具對姿勢穩定的影響

姿勢穩定指患者靜止站立時之穩定度與對稱性，即身體擺動情形與兩腳載重分佈情形。

(二) 探討吳氏踝足矯具對重心轉移的影響

重心轉移指患者向前後、左右移動重心時，其可平衡之最大範圍，及重心轉移後兩腳載重分佈情形。

(三) 探討吳氏踝足矯具對步態特性的影響

步態特性指步行之運動學及動力學參數，運動學參數包括行走速度、步幅數、步幅長度及步態對稱性。動力學參數包括腳跟著地期(heel strike)及著地期(stance)，腳底壓力分佈情形，及離地期(push off)之垂直作用力。

第貳章 文獻回顧

一、偏癱患者之姿勢穩定度

中風後之偏癱患者，可觀察到不對稱之站立(asymmetrical weight-bearing)，壓力中心(center of pressure, CP)偏離患側，顯現不平均之兩腳載重分佈，健側相較於患側下肢，承受較大百分比的載重^{9,10,11,12,13}。Arcan 等人¹⁰以 FGP(foot-ground pressure pattern)方法測量偏癱患者兩腳載重分佈，與正常人作比較，發現復健早期，有明顯不對稱現象，健側下肢載重達 75%—80%。Dickstein 等¹¹也以足印(foot print)的設備測量 23 位偏癱患者，以 FGP pattern 評估兩腳壓力分佈，顯示患側下肢載重少，尤其在後腳跟處，因此造成姿勢穩定度的問題。大部分的受測對象，顯示側邊穩定度(lateral stability)異常，此不穩定現象是造成跌倒，及患側下肢受傷之主要原因。此研究同時指出有半數受測者，顯示出有矢向穩定度(sagittal stability)的問題。其後腳跟處載重少，原因在於腓腸肌(gastrocnemius)變短，腳跟提起，造成典型之垂足姿勢。

站立時以壓力中心移動總和(total excursion of CP)之值，來測量姿勢穩定度，顯示偏癱患者其值較正常人大，亦即穩定度較低¹²。Shumway-Cook 等¹³以力板迴饋系統(force plate-feedback system)，收集壓力中心資料及量化擺動範圍(sway area)，亦顯示偏癱患者之身體擺動(postural sway)較正常控制組範圍大。

二、偏癱患者之重心轉移

偏癱患者之重心轉移能力會改變，Pai 等¹⁴研究 14 位偏癱患者額向(frontal)重心轉移，即從兩腳站立(bipedal)到單腳站立(single stance)，並以 Fugl-Meyer assessment 評估患者功能及行走能力。結果顯示：這些患者雖然擁有較高之功能及行走能力，但在重心轉移上，不管轉移至健側或患側，皆表現出相當的困難，儘管轉移至健側成功率較高。

在 Dettmann¹²以 15 位中風患者為對象的研究中指出偏癱患者穩定範圍（即重心轉移時壓力中心平均位置）較正常人小，且穩定範圍偏向健側。並指出患側下肢載重與重心轉移時之壓力中心位置有關，亦即患側下肢載重越多則患者能移動重心之距離越大。

Di Fabio 等¹⁵分析 6 位偏癱患者完成動態之重心轉移活動，伴隨視覺線索的提供，以擺動軌跡(sway path)之變異(variability)，當作穩定性指標(stability index)，結果顯示向前擺動比側向擺動不穩定，亦即偏癱患者之矢向重心轉移最不穩定。

Turnbull 等¹⁶以 20 位中風患者為對象的研究中也指出即使能行走之偏癱患者，仍然顯示出明顯之重心轉移障礙、重心轉移範圍減少。平行站立時，重心轉移至患側及後側與控制組有顯著差異，斜向站立時，重心轉移至後側方，尤其是患側與控制組有顯著差異。

以上所提及有關偏癱患者載重不對稱，及重心轉移之困難，與行走困難有相關¹²。Bohannon¹⁷研究 37 位中風患者之步態表現(gait performance)，提出平衡與步態有相關，步態表現之預測因子為平衡、載重比率、動作控制及患側下肢力量。Brunt¹⁸的研究中也提及患者對稱載重的能力與提供足夠力量產生向前衝量以啟動步態之能力有關。

三、偏癱患者之異常步態

以醫院為基礎的研究中顯示中風之後偏癱患者 50%左右可以獨立行走，有些報告指出將近 60%恢復行走能力，而以社區為基礎之研究指出較高比例(119 位中 80%)的患者可以行走¹⁹。

而多數偏癱患者步態特性為緩慢、肢體動作不協調、常同動作模式。其原因為(1) 不正常之肌肉活動造成選擇性動作模式(selective movement pattern)喪失，(2) 正常之姿勢機制如翻正及平衡反應障礙，(3) 感覺缺失²⁰。

有關步態之研究方法很多²¹，包括(1) 臨床上之視覺觀察，輔以照相機、錄放影機；(2) 以鞋底感應開關(foot switch)及電流步道(electrical walkway)記錄步態週期時間；(3) 以光纖(light string)測量身體或下肢動作；(4)以電子量角器(electrogoniometer)測量行走時關節角度。如電位計(potentiometer device)，彈性拉力感應器(Flexible strain gauge)，水銀橡皮管裝置(mercury-in-rubber device)及偏光量角器(polarized light goniometer)²²；(5) 測量腳底壓力，包括玻璃板檢查(glass plate examination)，足底壓力計(pedobarograph)，直接壓力圖系統(direct press mapping system)如足印(foot print)、載重系統(load cell system)，及測量鞋內壓力的鞋內裝置(in-shoe device)如 Infotronic computer dynography (CDG)；(6) 以肌電圖測量肌肉活動；(7) 測量行走時能量消耗；(8) 以力板(forceplate)測量地面反應力(ground reaction force)。

除了以不同方法研究步態外，測量參數也不同。以下為以不同參數研究所顯示偏癱患者的異常步態：

(一) 時間變項(temporal variable)

Wall 等²³以一個電流步道連接紫外線記錄器(ultra-violet recorder)評估步態之時間、距離變項。結果顯示偏癱步態缺乏對稱性及患側下肢載重減少。

Mizrahi 等²⁴以步道接觸電子裝置系統測量偏癱患者跨步的時間、距離變項，以評估步態進步。其參數包括著地時間、雙腳著地時間、步幅長度、速度、時間對稱性及距離對稱性。結果顯示患側腳著地時間減少，雙腳著地時間長；步態進步的直接指標為步幅長度及速度。此研究並指出使用時間、距離參數為客觀之評量方法。

Brandstater²⁵以鞋底感應開關及雙側電子量角器(Bilateral electrogoniometer)研究 28 位偏癱患者，指出行走速度及擺動期對稱性兩個時間變項與動作恢復程度有相關。

Eke-okoro 等²⁶使用開關(switch)記錄方法研究指出偏癱患者患側腳單腳著地期(single support)短，而健側腳單腳著地期相對於患側及控制組都長；表示偏癱患者不只因為依賴健側腳較長時間，同時也因為患側下肢在擺動期移動緩慢造成健側下肢單腳著地期長。研究中並指出偏癱患者雙腳著地期(double support)長，雙腳著地期包

含重量接受期(weight acceptance)及平衡輔助期(balance assist)。此兩期可描述雙腳著地期之代償作用，即患側早期 unloading 及健側早期 assistance。

Wall 等²⁷以步道及電腦研究 25 位偏癱患者，以不對稱比率(asymmetry ratio)代表支撐期(support phase)的不對稱。結果顯示患者表現一般性不對稱，但走路模式不同，即使在功能上同質性，但不對稱的模式及範圍不一樣。

Hill 等²⁸利用鞋底感應開關系統針對 22 位復健初期之偏癱患者，研究步態時間、距離參數之再測試信度。結果顯示步態之時間、距離參數有高至非常高的再測試信度，兩腳差異之時間對稱指數(temporal symmetry index)也有非常高的信度。

(二) 運動學變項(kinematic variable)

De Quervain²⁹以動作分析(motion analysis)、力板及 EMG 研究 18 位恢復行走能力的早期中風患者。結果顯示前擺動期(pre-swing phase)髖關節、膝關節屈曲及踝關節背屈的啟動延遲，在擺動期只稍有進展，著地期髖關節伸直減少；不正常之動作模式改變速度、步幅長、步頻及所有步態週期。同時，上肢、軀幹、骨盆及健側下肢，為了代償患側之速度減慢而有不正常的動作。患側下肢的動作模式與肌肉無力、痙攣程度、平衡控制或 Phasic 的肌肉活動有關。

(三) 動力學變項(kinetic variable)

Carlsöö等³⁰以力板及 EMG 分析 10 位偏癱患者步態，描述有三種型式之垂直地面反應力模式(vertical ground reaction force pattern)：(1) 第一種如正常人典型，即第一高峰(first peak)在腳跟著地期(heel strike phase)，最後高峰(last peak)在離地期(push off phase)。(2) 第二種模式包含連續高原(continuous plateau)、有變動(fluctuation)但沒有雙峰曲線(double-peaked curve)。(3) 第三種模式在中間著地期(midstance)有單一高峰(single peak)。

(四) 以 EMG 研究肌肉活動

Peat³¹使用 Surface EMG、Microswitch shoes 及 FM 自動測量傳導器(telemetry device)研究 20 位偏癱患者。結果顯示在擺動期肌肉活動減少，缺乏動作模式(phasic pattern)，而中間著地期肌肉活動最大。以步態週期百分比表示，患側腳平均著地期佔 67%，擺動期佔 33%，健側腳著地期佔 80%，擺動期佔 20%。

Knutsson³²以 EMG 研究，顯示偏癱患者的步態，有三種不同型式的異常肌肉活化模式：(1) 誇大之牽張反應(stretch response)，著地初期腓腸三頭肌(triceps surae)不正常的活化。(2) 中樞預設之模式化肌肉活化(centrally generated patterned muscle activation)被破壞，導致關節角位移及肌肉活化之時間與大小皆異常。(3) 數個肌肉群不正常之共同活化(coactivation)，導致不同肌肉群序列性活化



及模式化之活動破壞。

Dimitrijevic³³以EMG及foot switch研究34位痙攣型偏癱患者，行走時腳部背屈肌(tibialis anterior muscle)及伸張肌(triceps surae muscle)之肌肉活動。將結果分為六類，從最不正常的腓腸三頭肌持續EMG活動，沒有交替現象，代表行走時出現extensor thrust response，到近乎正常，即腓腸三頭肌的支撐反應(supporting reaction)與前脛肌在擺動期所需之屈曲回縮活動(flexion withdraw activity)有交替關係(reciprocal relationship)。

四、踝足矯具之功用與種類

大部分踝足無力的病人不穿戴踝足矯具也可以行走，但可能會跌倒或扭到踝關節而受傷。因此，穿戴踝足矯具最普通的目的是確保行走安全。踝足矯具的功用為：

- (1) 著地期提供踝關節內外向(mediolateral)及腹背向(dorsiplantar)穩定度。^{34,37}
- (2) 擺動期保持腳趾離地(toe off)³⁶。
- (3) 著地後期提供撐離地面(push off)效果以增進步態正常^{2,34}。
- (4) 載重時輔助膝關節之穩定³⁶。
- (5) 抑制痙攣及較有力之肌肉，輔助無力及無功能之肌肉，以減少肌肉不平衡^{35,38,41}。
- (6) 行走時減少能量消耗^{2,42}。
- (7) 保護患者免於絆倒。
- (8) 限制動作或減少載重量以減緩疼痛³⁸。
- (9) 預防及矯正踝足變形。
- (10) 制動及保護無力、發炎、疼痛、受傷及術後之足部。

踝足矯具主要分兩種，即短鐵鞋(short leg brace)、塑膠踝足矯具(plastic AFO)。

(一) 短鐵鞋

包含單鐵柱踝足矯具(single-upright AFO)及雙鐵柱踝足矯具(double-upright AFO)。鐵鞋之鐵柱含“踝關節”，連接“修正鞋”(modified shoes)，及小腿帶(cuff band)，並以 U 形鐵片叉入鞋底，為標準型之馬鐙(stirrup)。連接鐵柱之馬鐙，有的可以分開，稱為分離式馬鐙(split stirrup)。另一種為圓形管，連接鐵柱、叉入鞋板側邊孔內稱之為 calipers。鞋邊可以加 T 型帶(T-strap)，控制踝關節，增加內外側穩定度。有一種介於鐵鞋與塑膠踝足矯具間，其鐵柱不直接連接鞋子，而連接一個塑膠鞋型叉入(shoe insert)。

鐵鞋之踝關節可分為(1) 自由型(free)：關節自由活動。(2) 阻擋型包括前阻擋(anterior stop)、後阻擋(posterior stop)：阻擋單向動作。(3) 輔助型(assist)：以外力增加動作的範圍、速度、力量^{1,39,40}。

阻擋型踝關節，可將踝關節限制在稍微背屈(dorsiflexion)，或蹠屈(plantarflexion)角度。而背屈或蹠屈角度影響膝關節之衝量。當踝關節限在背屈 5°，則著地時增加膝屈曲衝量(knee flexion moment)；當踝關節限在蹠屈 5°，膝屈曲衝量在著地初期減少，膝伸張衝量(knee extension moment)在著地中期增加^{2,36,37,42}。

(二) 塑膠踝足矯具

塑膠踝足矯具以聚丙烯為材料，需經打模及高溫成型，可分為四類^{7,34,39,40}：

(1) 後葉式(posterior spring)即鞋拔式(shoe horn)：如 Seattle AFO, Teufel AFO, TIRR AFO 等。其差別在於不同的修邊(trim line)，即踝足矯具之寬度不一樣，邊緣在踝骨(malleolus)前面包住踝骨，或後面露出踝骨。修邊不一樣，影響踝足矯具的彈性(flexibility)或硬度(rigidity)，而提供不同程度的背屈/蹠屈限制。

(2) 前葉式(anterior spring)：矯具包住脛骨處，如 Yunoko AFO。

(3) 側柱式(side stay)：如後葉式但腳跟處摟空，如 Saga。

(4) 螺旋式(spiral)：如 hemi-spiral, full-spiral。

Yamamoto⁴¹等使用肌力訓練儀(muscle training machine)，比較四種塑膠踝足矯具，及其各種修正型的彈性。結果顯示後葉式踝足矯具最硬；前葉式踝足矯具 Yunoko AFO，在背屈硬度比蹠屈大；螺旋式踝足矯具很彈性，尤其是在背屈。後葉式及側柱式踝足矯具在內翻/外翻，顯示高硬度、限制踝關節動作；前葉式 Yunoko AFO 則顯示較低的支持性(supportability)，因為在踝關節處為摟空修邊。

吳鑫漢⁷以低溫塑材 Orfit (3.2 公分厚度，55-65°C溫度)，直接成型於患者下肢，製作前葉式踝足矯具(Anterior Direct Molding AFO)。製作時患者採坐姿，膝關節彎曲 90°，踝關節背屈 5-10°。此矯具由七個部分構成，其中三個包覆小腿，另外四個包覆足板(見

圖 1)。

由於吳氏踝足矯具是直接貼在腿足上密貼塑型的，所以當它穿戴在腿足上後，楔形的足部便很難在由四個包覆足板的足套內翻動。包覆足板的足套與覆蓋小腿的腿殼是一體成型，故兩者之間牢不可動搖。當包覆小腿的腿殼緊緊綁住小腿前時，套牢在足套內之足板可以固定在穩固、正常之踝足關節的角度或軸線上（見圖 2）。

根據吳鑫漢⁷應用在偏癱患者的結果，顯示具有下列特點：(1) 製作簡易、快速。(2) 符合患者腳型直接成型。(3) 對足部及踝關節提供良好的固定作用。(4) 提供足夠的內外向穩定度，防止腳踝內翻。(5) 提供良好的腳趾離地。(6) 提供膝關節穩定。(7) 腳跟和地面接觸，患者可以在室內裸足行走。(8) 在跟骨(calcaneus)處沒有壓力。

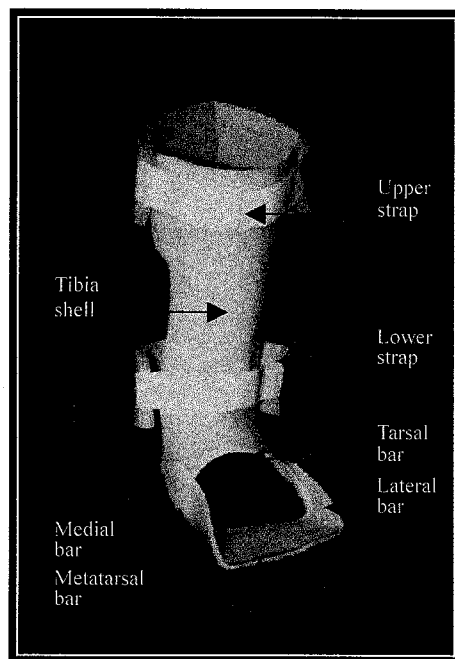


圖 1. 吳氏踝足矯具之組成

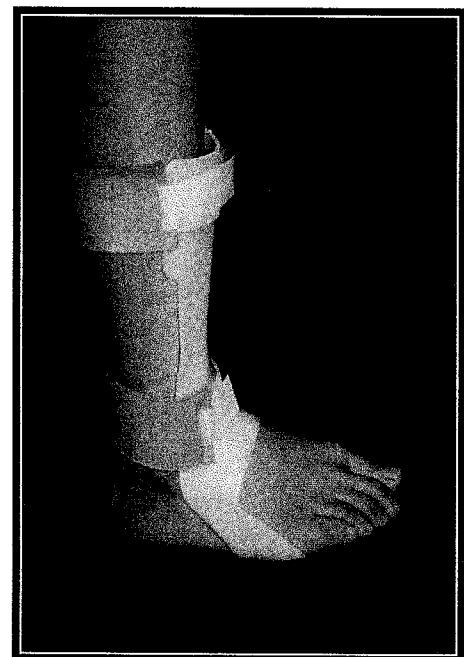


圖 2. 患者穿戴吳氏踝足矯具

五、踝足矯具對偏癱步態之效應

儘管有很多不同型式的踝足矯具，但有關踝足矯具之效應的研究並不多，使得在選擇最有效之踝足矯具上有困難。

Corcoran 等⁴³ 研究指出使用踝足矯具可以降低偏癱患者之能量消耗，但在鐵鞋及塑膠式踝足矯具間沒有臨床上及統計上之顯著差異。

Lehmann 等^{44,45} 分別以正常人為對象，施以脛神經阻斷(tibial nerve block)造成腓腸-比目魚肌異常；腓神經阻斷(peroneal nerve block)造成背屈肌及外翻肌(evertor)異常。測量動作、地面反應力及速度、步長，以研究阻斷後引起之步態異常及穿戴踝足矯具(鐵鞋)之效應。並比較踝關節阻擋在背屈 5° 或蹠屈 5° 之差異。結果顯示踝足矯具能改善異常步態之速度、步長及地面反應力的量。針對脛神經麻痺，踝足矯具定在 5° 蹠屈，則著地期增加的膝屈曲衝量可以改善。腓神經麻痺中，“後阻擋”最佳位置在維持擺動期時腳離地所需“最小”角度，以減少膝屈曲衝量增加的可能性，及腳跟著地期與離地期過度之背屈。

Lehmann 等³³ 以不同 trim line 之後葉式踝足矯具做研究，指出 Seattle AFO 彈性最差可提供最大的蹠屈阻力，使嚴重蹠屈肌痙攣的偏癱患者在行走擺動期避免腳趾拖地(toe drag)。同時它也提供最大的背屈阻力，使得蹠屈肌癱瘓的偏癱患者在著地後期替代腓腸-

比目魚肌功能。而 trim line 往後的塑膠踝足矯具如 Tuefel、Engen AFO 比較有彈性，無法提供撐離地面的替代功能，但在擺動期可以提供足夠的腳趾離地，對於輕度及中度蹠屈肌痙攣之患者較適當。

Lehmann⁴⁶ 研究 7 位偏癱患者，穿戴雙鐵柱踝足矯具，矯具之踝關節定在 5° 背屈及 5° 蹠屈。以 VICON 動作分析，測量行走時下肢動作；以 Kistler 三軸力板(triaxial force platform)，測量地面反應力之方向、大小及位置；以地面反應力及關節中心位置，計算關節衝量；並測量步態時間，伴隨 VICON 系統所得之腳位置資料，計算步長、步幅長、步行速度及雙腳支撐期時間。結果顯示踝足矯具之效果為增加行走速度，使用適當調整的“蹠屈阻檔”，可以正常化腳跟著地期時間。不適當的踝關節角度會增加膝屈曲衝量，而造成膝不穩定。踝足矯具可確保著地期內外側穩定度；擺動期腳趾離地，而提供行走安全。

Burdett 等⁶ 研究 19 位中風之偏癱患者，未穿戴踝足矯具，及穿戴短鐵鞋—踝關節調整“後阻檔”限制蹠屈角度超過 90°，背屈角度 5-10°；及穿戴塑膠式 air stirrup brace—踝關節固定在背屈 0° 或 5°。以錄影機裝置碼錶及足印分析，測量下肢矢向角度，內翻、外翻及步態之時間—距離特性。結果顯示穿戴 air stirrup brace 比未穿戴踝足矯具於站立時跟骨(calcaneal)較穩定；穿戴短鐵鞋腳著地時蹠屈較小；穿戴 air stirrup brace 及短鐵鞋時擺動中期蹠屈較小、步長增加。結果也支持 air stirrup brace 在控制偏癱內、外翻不穩定之效果。

Diamond⁴⁷以單一受試(single-subject)、交替治療(alternating-treatment)設計，研究偏癱患者裸足、穿戴現成之塑膠踝足矯具、及動態抑制張力型踝足矯具(tonic-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis, TIAFO)，在跨步特性上的差異。以EDG系統(electrodynogram)測量步態特性，EDG系統為收集、分析資料之電腦化系統，有7個壓力感應點在腳底，感應點連接電線至資料收集器，圍繞在受測者腰部。結果顯示穿戴塑膠踝足矯具或TIAFO相較裸足在行走速度、步長、著地期時間均有進步而步頻減少。TIAFO在行走速度、步長相較現成之塑膠踝足矯具有顯著增加。研究對象報告使用TIAFO能增加行走距離，比塑膠踝足矯具舒服、受限少。

黃美涓等⁸研究68位急性偏癱患者，使用吳氏踝足矯具在行走訓練期之穿戴合適性。結果為良好滿意者(行走較佳、沒有抱怨不舒服)佔67.6%；中等滿意者佔22.1%；不滿意者佔10.3%，其中，2位穿著後腳踝痙攣持續反射增強，4位有矯具破裂現象。此外，該研究利用6位1至7年，能獨立行走但足踝穩定度不夠之患者，比較吳氏踝足矯具與後葉式踝足矯具對步態之效應，以鞋底感應開關分析步態。結果顯示兩種矯具皆可改善原來的步態異常—包括步長、步寬、步態週期，尤其是腳底壓力分佈可趨向較正常化—即患側腳痙攣內翻，未穿戴矯具行走時第一跖骨(metatarsal head)沒有接觸地面，在穿戴矯具後改善，但兩種矯具在效果上無顯著差異。

第參章 材料與方法

一、研究對象

以台中市立復健醫院門診之中風單側偏癱患者，有穿戴吳氏踝足矯具者為對象，且符合以下標準：

- (1) 沒有外力支持下可以站立 60 秒，且做前後左右方向之重心轉移。
- (2) 可以獨立行走至少 10 公尺 (穿戴及不穿戴矯具，或拿助行器)。
- (3) 可以聽從簡單之口令及指示。
- (4) 足部沒有其它肌肉骨骼問題 (如攣縮、變形或關節炎等影響站立、重心轉移及行走)。

二十四位中風之偏癱患者參與本研究，其中男性 17 名，女性 7 名。平均年齡為 58.9 ± 9.5 歲，年齡分佈範圍由 43 歲到 76 歲。診斷為腦栓塞者有 9 名，腦出血者有 15 名。15 名為右側偏癱，9 名為左側偏癱。發病至研究期間平均為 26.4 ± 32.7 個月，分佈範圍由 3 個月至 10 年。行走時使用一般手杖(regular cane)者 7 名，四腳拐(quad cane)者 12 名，不需使用助行器者 5 名。所有研究對象的資料如下 (表 1) 所示。

表 1. 二十四位研究對象基本資料

Subject	Sex ^a	Age (years)	Interval ^b (months)	Lesion type ^c	Hemiplegia side ^d	Walking aid ^e
1	M	70	11	H	R	Q
2	F	66	13	H	L	Q
3	F	56	26	H	R	Q
4	M	71	120	I	L	C
5	M	50	12	H	L	Q
6	F	45	23	I	R	Q
7	M	65	4	H	R	Q
8	M	76	62	I	R	C
9	M	50	13	H	R	Q
10	M	56	10	H	R	C
11	F	62	120	I	R	N
12	M	55	18	H	R	Q
13	M	43	13	H	L	C
14	M	49	10	H	R	Q
15	F	61	12	H	R	Q
16	M	56	8	I	R	Q
17	M	53	4	H	L	Q
18	M	59	12	H	L	C
19	F	43	9	H	L	C
20	M	59	56	H	R	N
21	M	61	14	I	L	N
22	F	65	14	I	R	N
23	M	67	3	I	L	C
24	M	76	46	I	R	N
Total	17M 7F	mean±SD = 58.9±9.5	Mean±SD = 26.4±32.7	15H 9I	15R 9L	12Q 7C 5N

^aSex: M=male; F=female

^bInterval: Duration post onset

^cLesion type: H=hemorrhage; I=infarction

^dHemiplegia side: R=right; L=left

^eWalking aid: N=none; Q=quad cane; C=cane

二、儀器設備

以足底壓步態分析儀(Infotronic Ultraflex system)測量受測者站立及行走時其足底壓力之變化。

此系統包括可攜帶之儀器單位、儲存資料之記憶卡、一雙每隻鞋底分別有八個感應點之測量鞋；及讀取、分析資料之電腦程式。此系統包含步態分析及站立穩定分析 (見圖 3)。

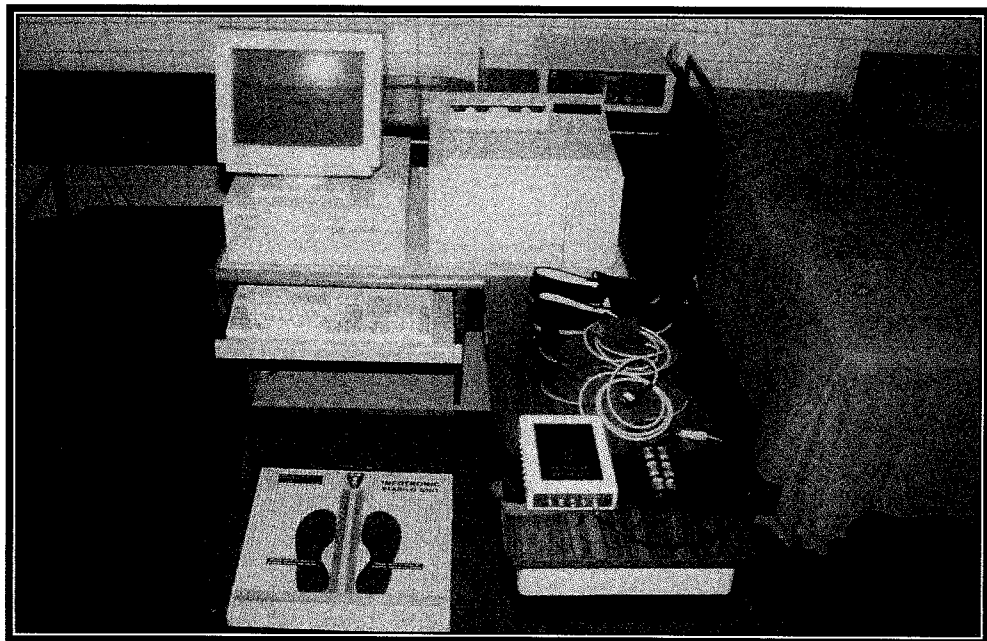


圖 3. 足底壓步態分析儀(Infotronic Ultraflex system)

(一) 步態分析(Computer Dyno Graphy CDG) (圖 4)

- (1) 兩腳載重壓力(與地面垂直作用力)變化圖 (force-graph)。
- (2) 兩腳載重壓力平均 (CDG force mean)。
- (3) 腳底壓力分佈圖(瞬間、平均及最大) (histogram)。
- (4) 腳底壓力中心軌跡 (gaitline)。
- (5) 身體重心軌跡 (cyclogram)。
- (6) 步態參數(各種步態週期時間) (steptime)。

(二) 站立穩定分析(Computer Posturo Graphy CPG)

此系統為 CDG 之延伸，增加了水平調整穩定板(horizontal adjustable stabiloboard)及穩定度分析程式(stabilogram)。此程式中，重心的算法為：每一個感應點的力乘以感應點的位置再平均之為瞬間壓力中心。在 CPG 的程式中，將感應點的位置正常化，以視每雙鞋子為同樣尺寸。感應點位置的選擇，使得每雙腳可以符合於 +1000 至 -1000 範圍的正方形內，而將收集之資料，每瞬間壓力中心以 X, Y 坐標表示，再將所有 X, Y 值平均即為壓力中心的平均。擺動值則以測量時間內，X 值之標準差平方乘以 Y 值之標準差平方再開根號表之。

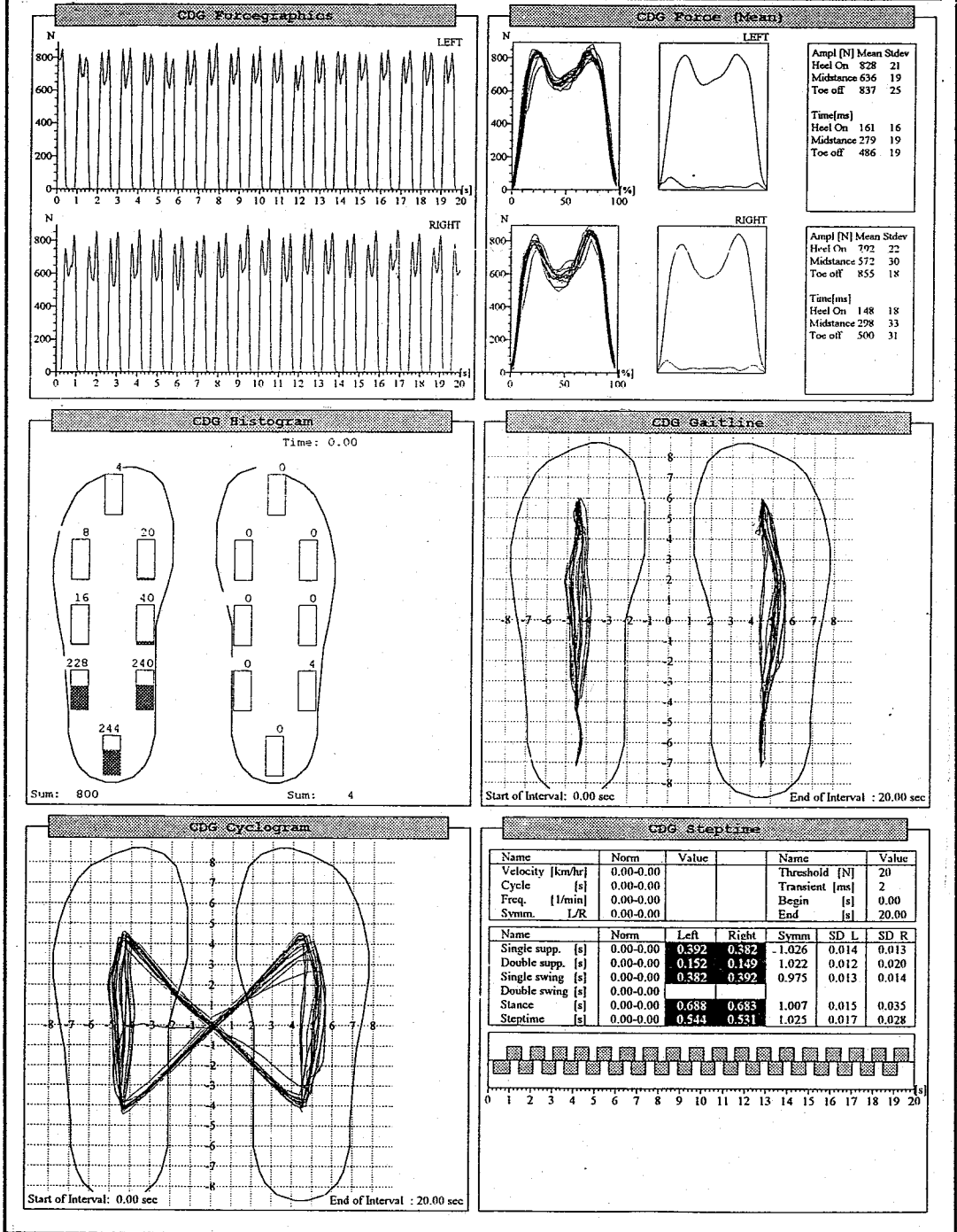


圖 4. 正常受試步態分析圖

三、研究設計

此研究採橫斷面的研究，同一時間測量受測者穿戴矯具與否的差異。

四、研究步驟

- (1) 選擇復健醫院門診治療之中風偏癱患者符合資格者。
- (2) 說明研究目的及步驟，徵求同意且安排測量時間。
- (3) 收集基本資料(性別、年齡、發病時間、偏癱側、助行器等)。
- (4) 受測者穿戴統一型式合腳之布鞋外套 CDG 之測量鞋受測。
- (5) 姿勢穩定度測量為指示受測者直立於穩定板上，兩手放旁目視前方，維持 30 秒 (見圖 5)。
- (6) 重心轉移測量為指示受測者直立於穩定板上，雙腳不要移動，聽候口令以倒鐘擺方式分別往前、後、左、右方向轉移重心⁴⁸。每一方向達最遠端之平衡位置維持 10 秒。
- (7) 步態測量為受測者以其正常自由之步行速度行走 10 公尺，以碼錶量度其間 8 公尺所費的時間，並以 CDG 記錄 30 秒之步態。受測者步行速度快者，即 30 秒內步行超過 10 公尺者，則步行 10 公尺以上 (見圖 6)。
- (8) 受測者穿戴矯具與否及三種測量，採隨機方式安排，每種測量間給與受測者充分休息。
- (9) CDG 收集資料之頻率設定於 100Hz。

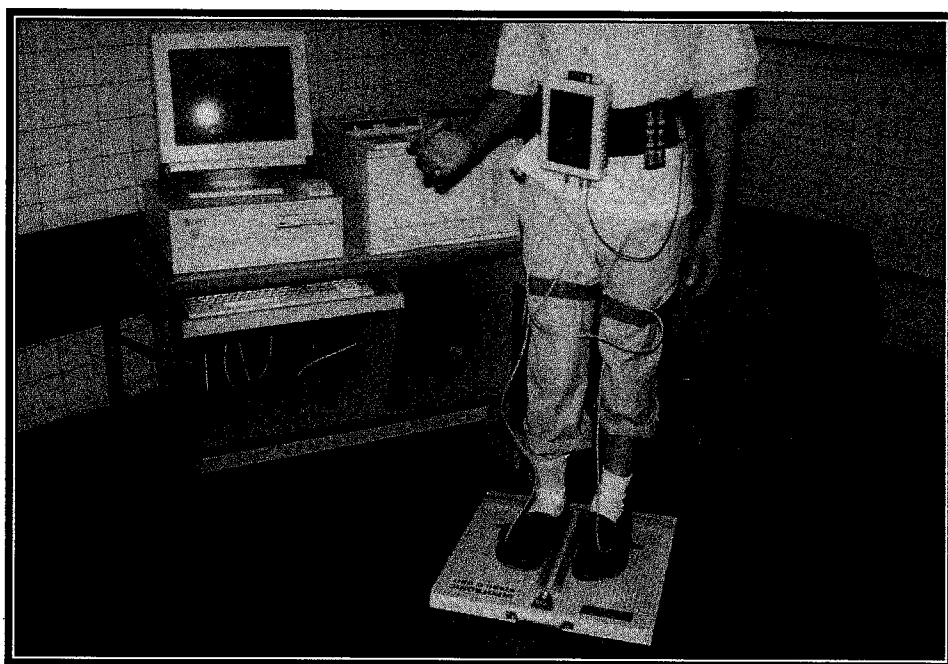


圖 5. 姿勢穩定測量

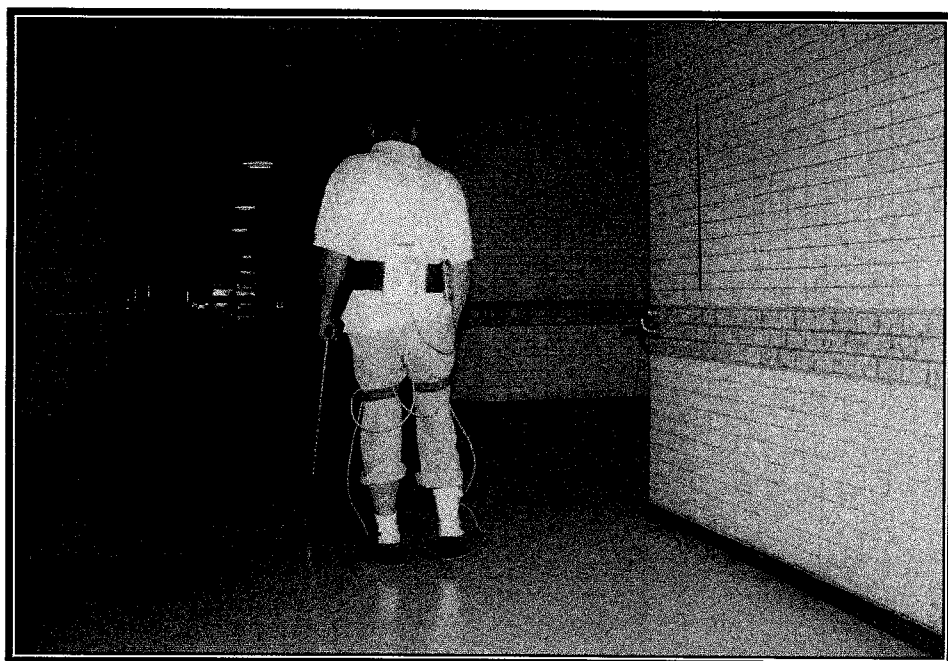


圖 6. 步態測量

五、資料搜集與處理 (附表 1)

(一) 姿勢穩定 (圖 7)

(1) 姿勢擺動以收集 30 秒間身體重心軌跡(cyclogram)資料所算之姿勢擺動值表之。

(2) 站立對稱以 30 秒間腳底平均壓力分佈(histogram mean)資料所算之兩腳載重分佈(body weight distribution)百分比表之。

(二) 重心轉移 (圖 8)

(1) 最大平衡範圍(maximal balance range)以壓力中心前後、左右移動之最大距離表之。以重心軌跡之資料獲得每瞬間壓力中心坐標 X, Y 值。X 值之最大值與最小值之差即為左右移動之最大距離；Y 值之最大值與最小值之差即為前後移動之最大距離。

(2) 左右重心轉移後之載重分佈以 10 秒之平均兩腳載重分佈表之。以兩腳載重變化圖(force-graph)截取重心轉移後 10 秒之間的資料，再以腳底平均壓力分佈算之。

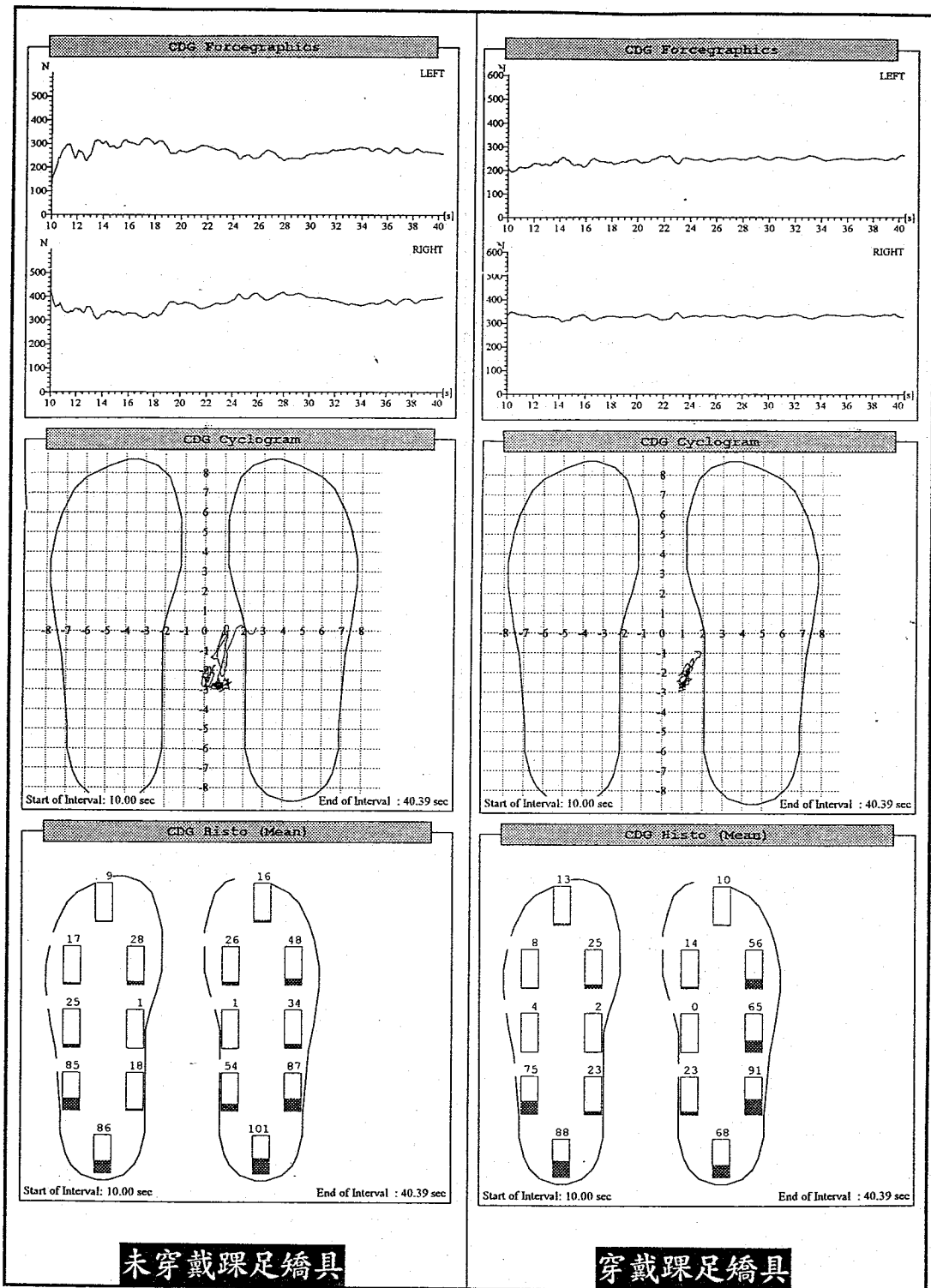


圖 7. 其中一位偏癱受試(編號 7)之姿勢穩定分析圖

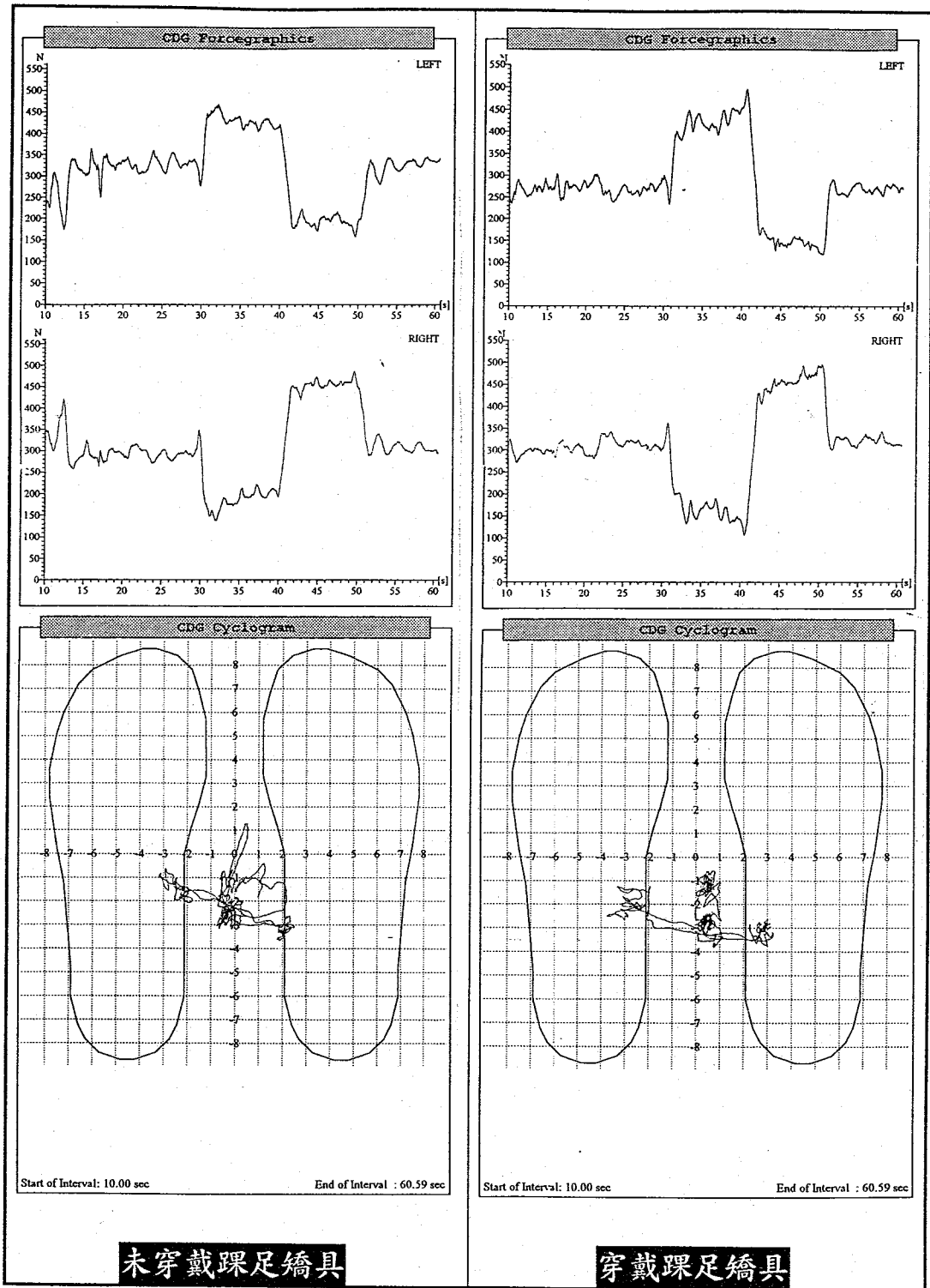


圖 8. 其中一位偏癱受試(編號 7)之重心轉移分析圖

(三) 步態特性 (圖 9, 圖 10)

1. 運動學方面(kinematic)

- (1) 步行速度(公尺/分鐘)以碼錶測得行走 8 公尺之時間算之。
- (2) 步態週期(秒)以 CDG 測得之步態參數結果得之。
- (3) 步幅數(次/分鐘)以步行速度配合步態週期時間算之。
- (4) 步幅長度(公尺)以步行速度配合步態週期時間算之。
- (5) 步態對稱性分別以兩腳之單腳著地期(single support)時間比值及以患肢著地期與擺動期之時間比值表之。

2. 動力學方面(kinetic)

- (1) 腳跟著地期(heel on)腳底壓力分佈(前、中、後)百分比值：
以初次達尖峰反應力之瞬間腳底壓力三步平均算之。
- (2) 著地期(stance)平均腳底壓力分佈(內、外)百分比值：
以 30 秒平均腳底壓力分佈算之。
- (3) 離地期(push off)之垂直作用力(vertical reaction force)：
以兩腳載重壓力變化平均(CDG force mean)之 toe off 值表之。

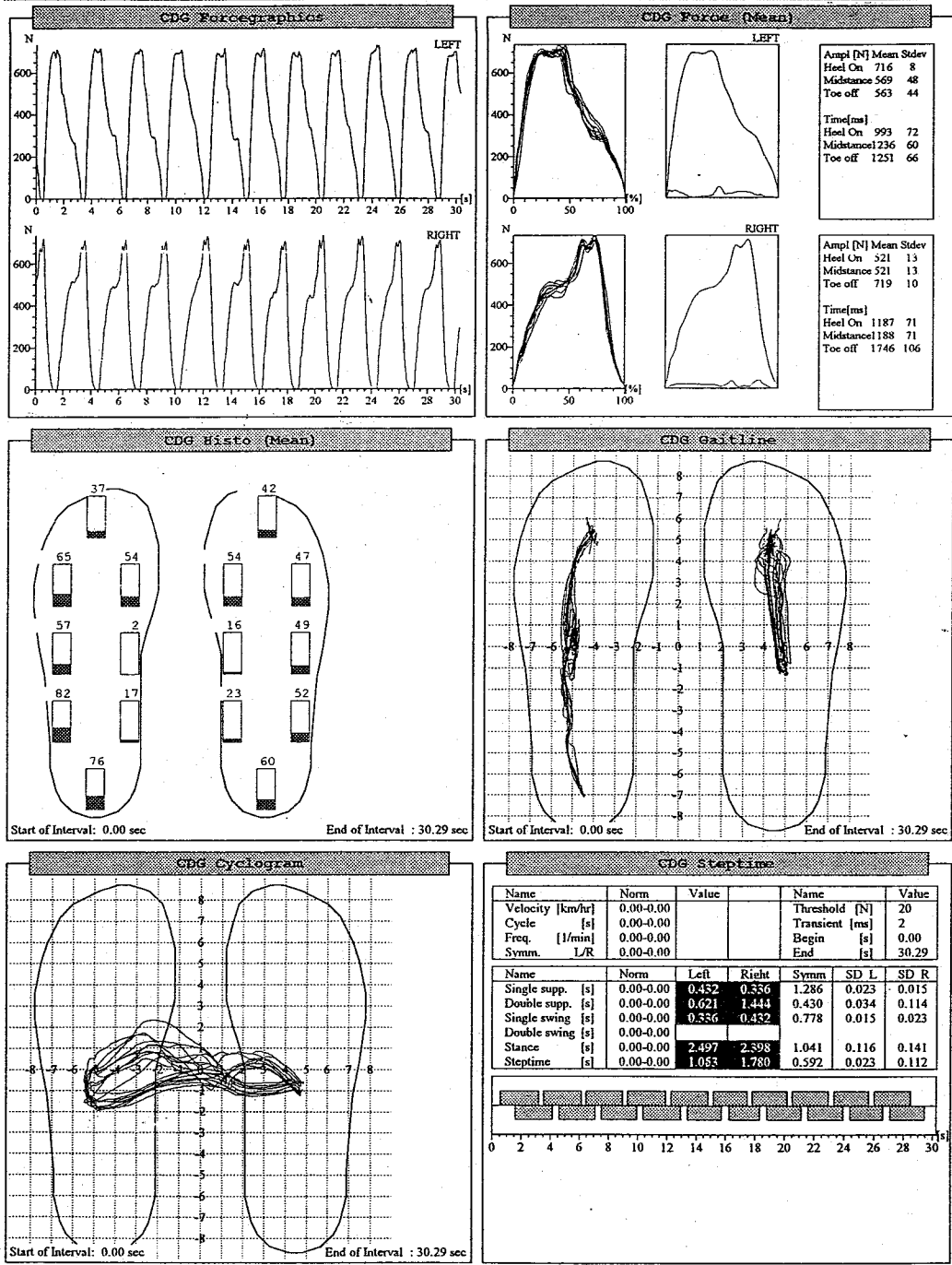


圖 9. 其中一位偏癱受試(編號 7)穿戴踝足矯具時之步態分析圖

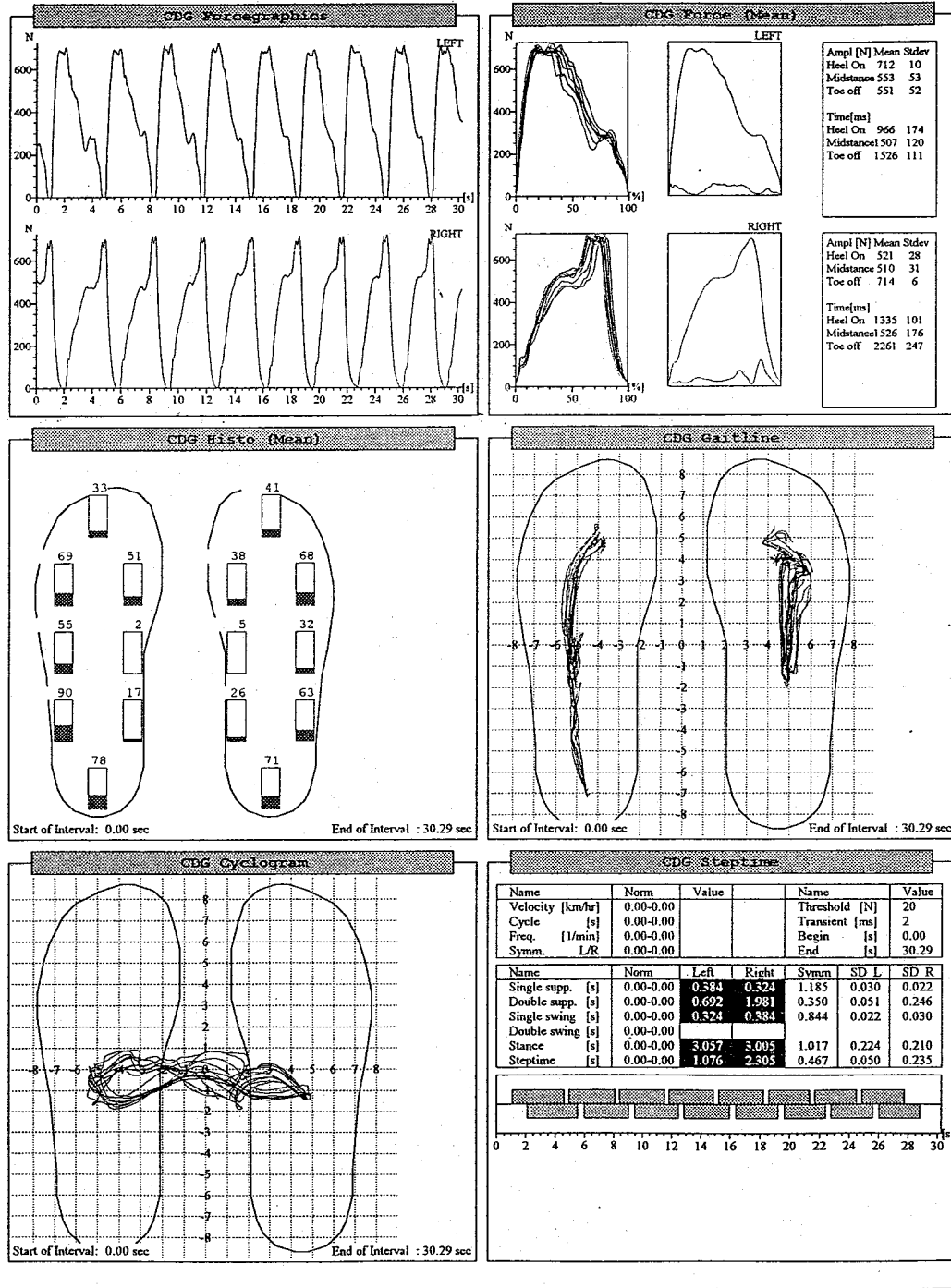


圖 10. 其中一位偏癱受試(編號 7)未穿戴踝足矯具時之步態分析圖

六、統計分析

(一) 所有資料均以平均值±標準差來表示。

(二) 以配對 t-檢定比較姿勢穩定：

(1) 穿戴矯具與否其姿勢擺動範圍值是否有差異。

(2) 穿戴矯具與否其患側下肢載重百分比值是否有差異。

(三) 以配對 t-檢定比較重心轉移：

(1) 穿戴矯具與否其前後、左右最大平衡範圍值是否有差異。

(2) 穿戴矯具與否其重心轉移至患側 10 秒之平均患側腳載重百分比值是否有差異。

(四) 以配對 t-檢定比較步態特性：

(1) 穿戴矯具與否其行走速度、步幅數、步幅長度及步態對稱值是否有差異。

(2) 穿戴矯具與否其腳跟著地期前腳(forefoot)載重，與著地期之外側腳底壓力百分比值是否有差異。

(3) 穿戴矯具與否其離地期之垂直作用力是否有差異。

(五) 所有統計皆以 SPSS/WINDOWS 軟體處理。

(六) 本實驗之顯著水準定為 0.05。

第肆章 結果

一、吳氏踝足矯具對姿勢穩定的影響

(表 2) (圖 11)

(一) 穩定度：比較站立時姿勢擺動值

穿戴矯具姿勢擺動值平均為 44.18 ± 21.24 ，未穿戴矯具姿勢擺動值平均為 48.40 ± 13.80 。平均差值為 -4.22 ± 21.48 (95%CI, $-13.29—4.85$)。以配對 t-檢定，t 值為 -0.96 ， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，姿勢擺動值無顯著差異。

(二) 對稱性：比較站立時患側下肢載重百分比值

穿戴矯具患側下肢載重百分比值平均為 $44.21 \pm 10.53\%$ ，未穿戴矯具患側下肢載重百分比值平均為 $41.72 \pm 10.47\%$ 。平均差值為 $2.50 \pm 9.55\%$ (95%CI, $-1.54—6.53\%$)。以配對 t-檢定，t 值為 1.28 ， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，患側下肢載重百分比值無顯著差異。

表 2. 姿勢穩定平均測量值及配對 t-檢定結果

變項	穿戴矯具 平均(標準差)	未穿戴矯具 平均(標準差)	差值(95%CI)	P 值
姿勢擺動	44.18(21.24)	48.40(13.80)	-4.22(-13.29—4.85)	0.346
患肢載重(%)(靜止站立)	44.21(10.53)	41.72(10.47)	-2.50 (-1.54—6.53)	0.213

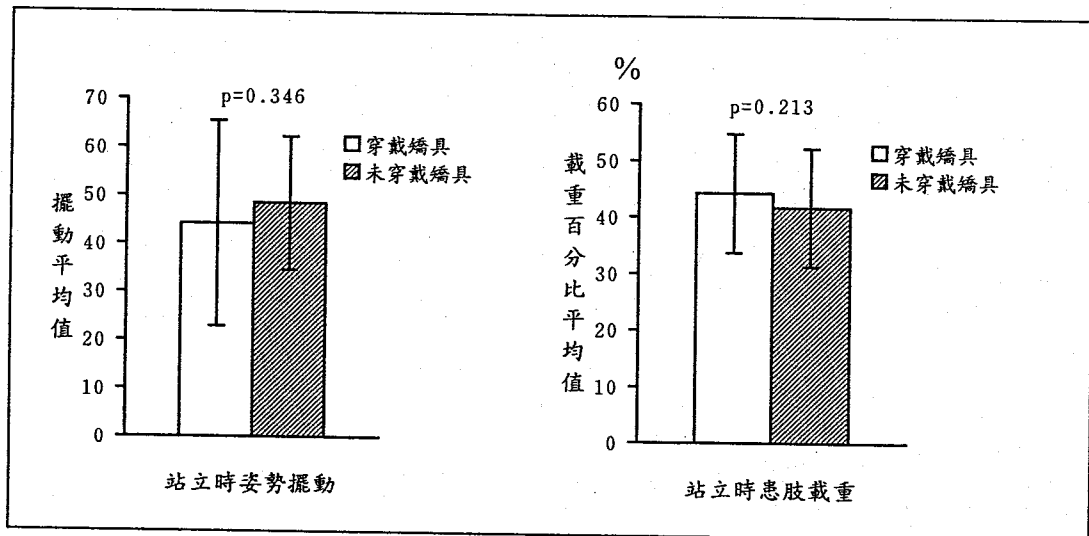


圖 11. 靜止站立時姿勢穩定度之比較

二、吳氏踝足矯具對重心轉移的影響

(表 3) (圖 12)

(一) 可平衡之最大範圍：比較重心轉移至前後、左右之最大距離。

(1) 穿戴矯具重心轉移至前、後之最大距離值平均為 462.88 ± 157.49 ，未穿戴矯具重心轉移至前、後之最大距離值平均為 483.46 ± 182.76 。平均差值為 -20.58 ± 134.32 (95%CI, $-77.31—36.15$)。以配對 t-檢定，t 值為 -0.75 ， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，重心轉移至前、後之最大距離值無顯著差異。

(2) 穿戴矯具重心轉移至左、右之最大距離值平均為 654.58 ± 168.74 ，未穿戴矯具重心轉移至左、右之最大距離值平均為 571.71 ± 172.61 。平均差值為 82.88 ± 140.13 (95%CI, $23.69—142.06$)。以配對 t-檢定，t 值為 2.90 ， $P < 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，重心轉移至左、右之最大距離值有顯著差異。

(二) 重心轉移後兩腳載重分佈：比較重心轉移至患側後，患側下肢載重百分比值。

穿戴矯具患側下肢載重百分比值平均為 $61.42 \pm 12.34\%$ ，未穿戴矯具患側下肢載重百分比值平均為 $53.99 \pm 13.12\%$ 。平均差值為 $7.43 \pm 10.85\%$ (95%CI, 2.85—12.01)。以配對 t-檢定，t 值為 3.36， $P < 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，重心轉移至患側，患側下肢載重百分比值有顯著差異。

表 3. 重心轉移平均測量值及配對 t-檢定結果

變項	穿戴矯具 平均(標準差)	未穿戴矯具 平均(標準差)	差值(95%CI)	P 值
最大平衡距離 (前後)	462.88(157.49)	483.46(182.76)	-20.58(-77.31—36.15)	0.46
最大平衡距離 (左右)	654.58(168.74)	571.71(172.61)	82.88(23.69—142.06)	0.008*
患肢載重(% (重心轉移)	61.42(12.34)	53.99(13.12)	7.43(2.85—12.01)	0.003*

* P < 0.05

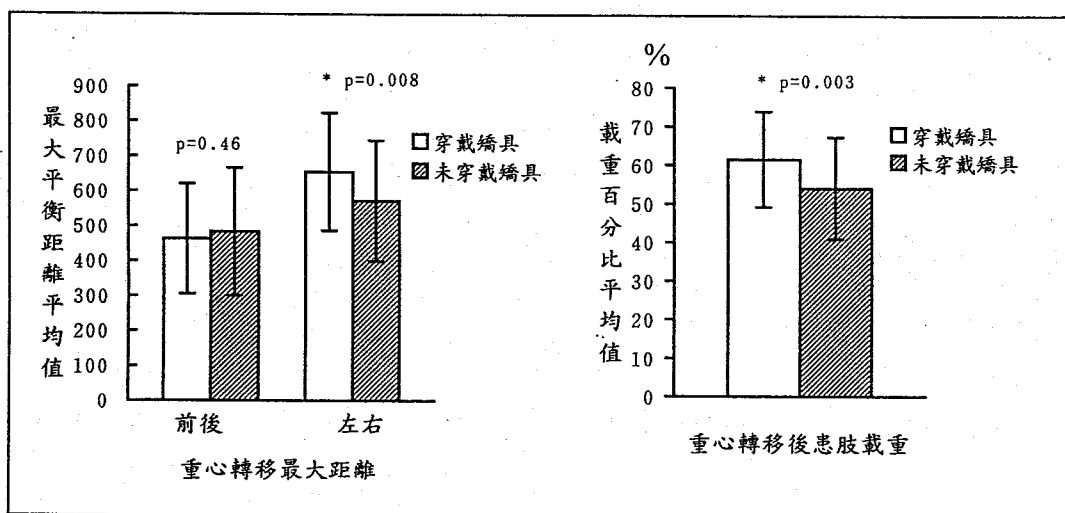


圖 12. 重心轉移之比較

三、吳氏踝足矯具對步態特性的影響

(一) 運動學方面 (表 4)(圖 13)

1. 行走速度

穿戴矯具行走速度平均值為 15.62 ± 6.33 (公尺/分鐘)，未穿戴矯具行走速度平均值為 14.36 ± 6.62 (公尺/分鐘)。平均差值為 1.25 ± 2.33 (公尺/分鐘) (95%CI, 0.27—2.24)，以配對 t-檢定，t 值為 2.63， $P < 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，行走速度有顯著差異。

2. 步幅數

穿戴矯具步幅數平均值為 29.58 ± 8.17 (次/分鐘)，未穿戴矯具步幅數平均值為 28.30 ± 8.94 (次/分鐘)。平均差值為 1.28 ± 2.71 (次/分鐘) (95%CI, 0.14—2.42)，以配對 t-檢定，t 值為 2.32， $P < 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，步幅數有顯著差異。

3. 步幅長度

穿戴矯具步幅長度平均值為 0.52 ± 0.14 (公尺)，未穿戴矯具步幅長度平均值為 0.50 ± 0.15 (公尺)。平均差值為 0.026 ± 0.07 (公尺) (95%CI,

-0.002—0.054)，以配對 t-檢定，t 值為 1.95， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，步幅長度無顯著差異。

4. 步態對稱性

(1) 比較兩腳之單腳著地期時間比值

穿戴矯具單腳著地期比值平均為 0.58 ± 0.14 ，未穿戴矯具單腳著地期比值平均為 0.57 ± 0.19 。平均差值為 0.009 ± 0.129 (95%CI, -0.045—0.064)，以配對 t-檢定，t 值為 0.35， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，單腳著地期比值無顯著差異。

(2) 比較患側著地期與擺動期之時間比值

穿戴矯具其著地期與擺動期之比值平均為 3.08 ± 2.00 ，未穿戴矯具其著地期與擺動期之比值平均為 3.50 ± 2.28 。平均差值為 -0.42 ± 1.56 (95%CI, -1.08—0.24)，以配對 t-檢定，t 值為 -1.33， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，著地期與擺動期之比值無顯著差異。

表 4. 步態運動學變項平均測量值及配對 t-檢定結果

變項	穿戴矯具 平均(標準差)	未穿戴矯具 平均(標準差)	差值(95%CI)	P 值
速度 (公尺/分鐘)	15.62(6.33)	14.36(6.62)	1.25(0.27—2.24)	0.015*
步幅數 (次/分鐘)	29.58(8.17)	28.30(8.94)	1.28(0.14—2.42)	0.030*
步幅長度 (公尺)	0.52(0.14)	0.50(0.15)	0.026(-0.002—0.054)	0.064
著地期時間比值 (患肢/健肢)	0.58(0.14)	0.57(0.19)	0.009(-0.045—0.064)	0.731
著地期/擺動期 (時間比值)	3.08(2.00)	3.50(2.28)	-0.42(-1.08—0.24)	0.198

* P < 0.05

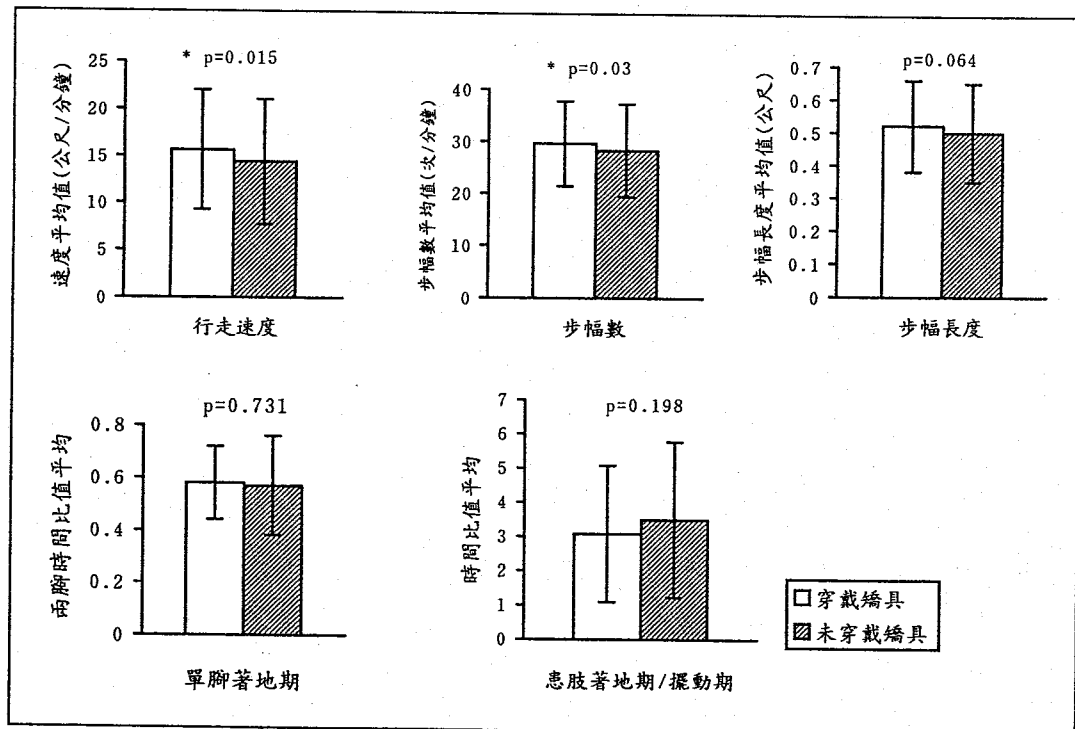


圖 13. 步態運動學變項之比較

(二) 動力學方面 (表 5)(圖 14)

1. 腳跟著地期腳底壓力分佈：比較前腳(forefoot)載重百分比值

穿戴矯具前腳載重百分比值平均為 $30.22 \pm 12.33\%$ ，未穿戴矯具前腳載重百分之比值平均為 $34.35 \pm 10.07\%$ 。平均差值為 $-4.13 \pm 6.72\%$ (95%CI, $-6.97—1.29\%$)，以配對 t-檢定，t 值為 -3.01 ， $P < 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，前腳載重百分比值有顯著差異。

2. 著地期平均腳底壓力分佈：比較腳外側載重百分比值

穿戴矯具腳外側載重百分比值平均為 $39.03 \pm 11.00\%$ ，未穿戴矯具腳外側載重百分之比值平均為 $41.73 \pm 14.90\%$ 。平均差值為 $-2.70 \pm 8.82\%$ (95%CI, $-6.42—1.03\%$)，以配對 t-檢定，t 值為 -1.50 ， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，腳外側載重百分比值無顯著差異。

3. 離地期之垂直作用力

穿戴矯具離地期之垂直作用力平均值為 $513.83 \pm 164.29\text{N}$ ，未穿戴矯具離地期之垂直作用力平均值為 $523.88 \pm 157.10\text{N}$ 。平均差值為 $-10.04 \pm 62.89\text{N}$ (95%CI, $-36.60—16.52$)，以配對 t-檢定，t 值為 -0.78 ， $P > 0.05$ ，顯示穿戴矯具與否，離地期之垂直作用力無顯著差異。

以上結果之原始資料，請參閱附表 2 至附表 5。

表 5. 步態動力學變項平均測量值及配對 t-檢定結果

變項	穿戴矯具 平均(標準差)	未穿戴矯具 平均(標準差)	差值 (95%CI)	P 值
前腳載重(%) (脚跟著地期)	30.22(12.33)	34.35(10.07)	-4.13 (-6.97—-1.29)	0.006*
脚外側載重(%) (著地期)	39.03(11.00)	41.73(14.90)	-2.70 (-6.42—-1.03)	0.148
垂直作用力(N) (離地期)	513.83(164.29)	523.88(157.10)	-10.04 (-36.60—16.52)	0.442

* P < 0.05

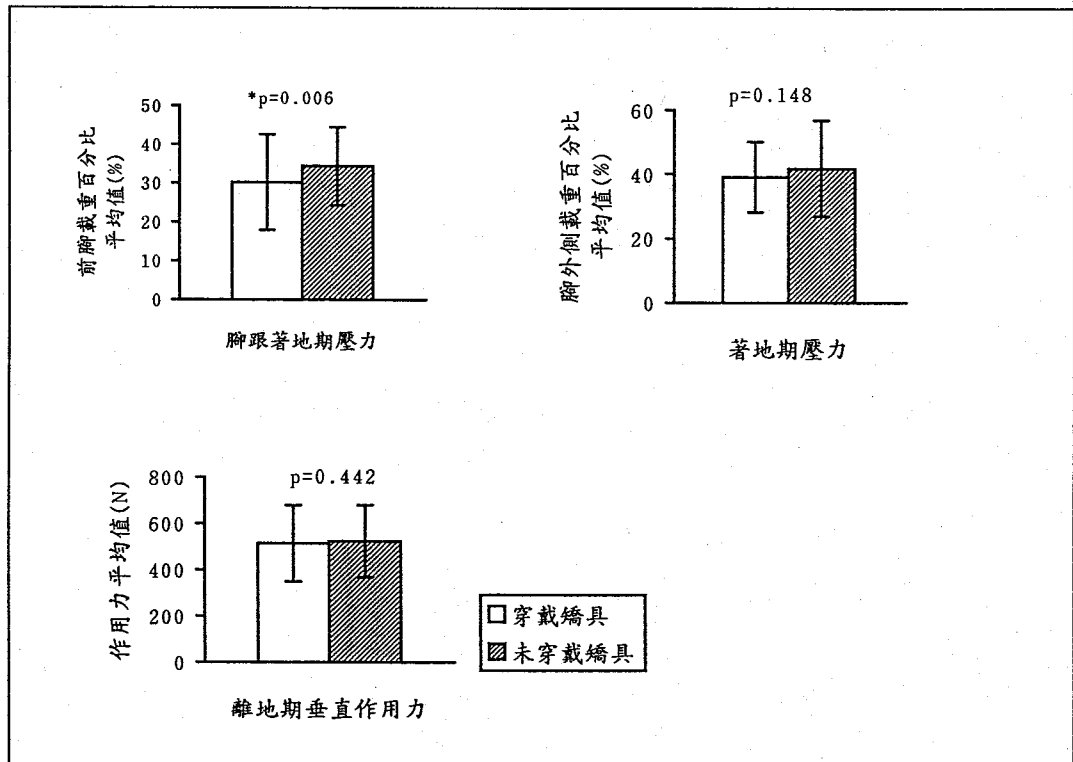


圖 14. 步態動力學變項之比較

第五章 討論

一、吳氏踝足矯具對姿勢穩定度的影響

本研究，穿戴踝足矯具對姿勢擺動值及患肢載重百分比值，雖然有差異但沒有達到統計意義。可能的理由為一方面本研究收集的對象為慢性患者，其患側腳載重平均超過40%，顯示這些對象之站立不對稱性不嚴重，所以穿戴矯具與否無法顯出差異。此外，Horak⁴⁹於文章中提及站立姿勢穩定的控制，不只決定於周邊肌肉骨骼系統，生物力學上之穩定限制(limit of stability)，也決定於中樞神經對穩定限制之下意識知覺(unconscious perception)，或內在圖譜(internal map)。所以，儘管穿戴矯具增加患側下肢穩定度，但患者仍“習慣性”的不對稱站立。

二、吳氏踝足矯具對重心轉移的影響

本究研中，患者左、右重心轉移範圍變大，轉移後患側載重百分比增加，顯示出穿戴矯具將踝關節擺在適當排列(alignment)，同時提供外在支持力量增加了踝關節的穩定度，以上條件有利於患側下肢載重，載重能力好進而提高動態之重心轉移能力¹²。文獻中提及偏癱患者在矢向穩定度也有問題，但本研究中穿戴踝足矯具並沒有增加矢向重心轉移的平衡範圍。因為本研究中，前、後重心轉移是採以踝關節為軸心，身體如倒鐘擺之移動模式。而穿戴踝足矯具限制了踝關節角度，所以，前、後移動平衡範圍沒有顯著差異，而平均值反而減少。

三、吳氏踝足矯具對步態特性的影響

(一) 運動學變項

1. 行走速度

患者穿戴踝足矯具後行走速度增加，這項結果符合先前相關的研究。穿戴踝足矯具，在步行著地期確保內外側穩定度；擺動期保持腳趾離地，而可以安全的行走。速度為一個公認的評量偏癱患者行走能力客觀的方法^{50,51}。也有針對老人的研究指出行走速度是日常生活功能的一個指標⁵²。速度增加可藉由增加步長或步頻；或兩者同時增加而達到²³。本研究患者增加速度，是藉由增加步幅數而達到。顯示踝足矯具在著地期提供踝關節穩定度，擺動期提供腳趾離地^{34,36,37}，使患者可以安全的行走，且患者因重心轉移能力好，進而縮短步態週期。

2. 步態對稱性

本研究中，穿戴踝足矯具並無改善步態對稱性，文獻中提及增加患者重心轉移能力可增進步態對稱性。在傳統治療活動裏，也多強調增進患側下肢載重，以做為行走訓練之準備^{20,53,54}。但最近的一些研究並不支持此論點，這些研究支持活動特定性訓練(task-specific training)，認為給予患側下肢載重、或重心轉移的訓練，可

以增進平衡能力，但並不能改變行走表現——儘管行走與平衡有高度相關性^{55,56,57,58,59}。

(二) 動力學變項

1. 腳跟著地期腳底壓力分佈

著地期穿戴踝足矯具，前腳的載重百分比值減小，顯示踝足矯具能改善偏癱步態中，普遍的馬蹄足(equinus)現象。痙攣型之偏癱患者，患側下肢擺動向前時，髖關節及骨盆形成一個單位、沒有分離(disociation)；膝關節僵直伸張；踝關節“推向”(pushed into)蹠屈。當患者試著腳趾離地時，則中腳(midfoot)開始旋轉(supinate)，前腳內收，著地時以前腳先碰觸地面⁶⁰。踝足矯具將患肢踝關節限制在背屈角度，因而改善以前腳著地之現象。

2. 著地期平均腳底壓力分佈

由研究中之臨床觀察可看出偏癱患者行走時內翻足現象——以腳外側著地，穿戴踝足矯具後可改善此現象。在黃美涓⁸等的研究中也提及穿戴吳氏踝足矯具，腳底壓力分佈較平均。但本研究中，中間著地期外側腳底平均壓力，穿戴踝足矯具與否並無顯著差異。Milczarek⁶¹及Ely⁶²之研究分別指出拐杖會影響壓力中心之轉移；及減低行走時垂直地面反應力。所以，本研究中患者行走測量步態

時，由於健側手拿柺杖，不管穿戴踝足矯具與否，患側下肢著地時，重量皆轉移至對側上肢，以柺杖分擔載重。因此，無法顯示外側壓力分佈之差異。以未拿柺杖可以獨立行走之五位偏癱患者分析，則雖然穿戴踝足矯具外側壓力平均值有降低趨勢但仍沒有統計上之差異。一般認為行走能力與下肢動作控制有關¹⁷，所以是否行走能力好者其內翻足現象本來就不明顯，以此對象為例亦無法顯出踝足矯具對內翻足之效應。作者認為要評估踝足矯具是否改善內翻足現象，以動作分析或關節測量方法比腳底壓力分析適當。

3. 離地期之垂直作用力

離地期之垂直作用力，是否有穿戴踝足矯具，統計上沒有顯著差異，但穿戴踝足矯具之平均值較小。有些研究指出對於蹠屈肌無力之患者，踝足矯具可以提供一個“硬”的底板，在離地期替代腓腸、比目魚肌的功能；模擬正常之撐離地面。Balmaseda⁶³以正常人研究穿戴踝足矯具對地面反應力之效應，結果顯示穿戴踝足矯具在離地期，地面反應力增加。並提出由於踝足矯具的相對硬度，所以需要較多的力量將身體推進向前。但本研究之對象多為痙攣型之偏癱患者，其著地期以前腳載重，在離地時腳固定在蹠屈，身體以腳為樞軸，重心向前之腳趾力距較長；而踝足矯具將踝關節固定在背屈 5-10°，使得以腳為樞軸，前進產生之地面反應力反而降低。

四、本研究與先前相關研究比較

由於有關踝足矯具效應之研究有限，而以“塑膠式”踝足矯具為主之研究所使用之塑膠踝足矯具型式又不同，且研究所使用之儀器及所探討的參數也不同，所以針對結果的比較頗為困難。

先前的研究多以探討步態的時間—距離變項為主，除了速度、步長、步頻也包括步態週期中各期的時間及探討關節角度的變化。有研究結果提及踝足矯具可以增進行走速度，有的研究則否，而增進行走速度是藉由步長增加得之，本研究結果增加速度是藉由步頻增加而達到。至於有關步態週期時間方面，本研究以步態對稱性作分析，不是比較各期時間長短變化。關節角度方面，文獻中提及踝足矯具可以限制偏癱患者著地期及擺動期蹠屈的現象，此點符合本研究以載重分佈分析得之踝足矯具改善馬蹄足現象。但踝足矯具改善內翻足的效應本研究無法證實。以壓力分佈分析步態研究塑膠踝足矯具對偏癱患者之效應則只有黃美涓⁸的研究，但此研究偏重定性之分析，以一個受測者為例，描述其著地期第一蹠骨頭有接觸地面，代表壓力較平均，而沒有量化之數據。

第六章 結論與建議

一、結論

偏癱患者穿戴前葉式踝足矯具對靜態之站立穩定及對稱性影響沒有顯著差異，但可增進左右平衡能力及增強患側下肢載重。踝足矯具在步態特性的效應上為增加行走速度，改善腳跟著地期之馬蹄足現象，但對步態對稱性、著地期平均腳底外側壓力百分比及離地期之垂直作用力沒有顯著影響。

二、建議

本研究之對象為慢性之偏癱患者，以痙攣型居多。進一步的研究應探討踝足矯具對不同時期之偏癱患者，或不同張力型之患者的效應是否有差異，及比較前葉式與後葉式踝足矯具之差異。此外，在步態的分析上，應排除拐杖的效應，選擇能獨立行走而不需助行器者。或以合適之測量工具測量研究之參數。

參考文獻

1. Wu KK (ed): Foot orthoses: principles and clinical applications. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 125-130.
2. Lehmann JF: Biomechanics of ankle foot orthosis: prescription and design. Arch Phys Med Rehabil 1979; 60: 200-207.
3. Ofir R, Sell H: Orthoses and ambulation in hemiplegia: a ten year retrospective study. Arch Phys Med Rehabil 1980; 61: 216-220.
4. Jaben RH, Simons BC, Corcoran PJ: Experimental plastic short leg brace. Arch Phys Med Rehabil 1968; 49:108-110.
5. Sarno JE, Lehneis HR: Prescription consideration for plastic below-knee orthoses. Arch Phys Med Rehabil 1971; 52: 503-510.
6. Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, & Potter C: Gait comparison of subject with hemiplegia walking unbraced with ankle-foot orthosis, and with air-stirrup brace. Phys Ther 1988; 68:1197-1203.
7. Wu SH: An anterior direct molding ankle-foot orthosis. J Occup Ther Assoc ROC 1992; 10: 75-81.
8. Wong MK, Tang FT, Wu SH, Chen CM: Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis. Am J Phys Med Rehabil 1992; 71:41-43.
9. Bohannon RW, Larkin PA: Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther 1985; 65(9): 1323-1325.
10. Arcan M, Brull MA, Najenson T, et al: FGP assessment of posture disorder during the process of rehabilitation. Scand J Rehabil Med 1977; 9: 165-168.
11. Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D: Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients: major characteristics and patterns of improvement. Phys Ther 1984; 64: 19-23.
12. Dettman MA, Linder MT, Sepic SB: Relationships among walking performance, posture stability, and functional assessments of the

- hemiplegic patient. *Am J Phys Med* 1987; 66: 77-90.
13. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Posture sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil* 1988; 69: 395-400.
 14. Pai YC, Rogers MW, Hedman LD, Hanke TA: Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Phys Ther* 1994; 74: 647-657.
 15. Di Fabio RP, Badke MB: Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal-directed weight redistribution. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71:365-371.
 16. Turnbull GI, Charteris J, Wall JC: Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 356-362.
 17. Bohannon RW: Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1987; 68: 777-781.
 18. Brunt D, Vander Linden DW, Behrman AC: The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 627-634.
 19. Chin PL, Rosie A, Irving M, Smith R: Studies in hemiplegic gait. In: Rose FC, ed. *Advances in Stroke Therapy*. New York: Raven, 1982: 197-211.
 20. Bobath B: *Adult Hemiplegia-evaluation and treatment*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1990.
 21. Whittle MW: *Gait Analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1991: 131-173.
 22. Steiner TJ, Capildeo R, Rose FC: Gait assessment after stroke: the polarised light goniometer. In: Rose FC, ed *Advances in stroke therapy*. New York: Raven, 1982: 213-222.
 23. Wall JC, Ashburn A: Assessment of gait disability in hemiplegics. *Scand J Rehab Med* 1979; 11: 95-103.
 24. Mizrahi J, Susak Z, Heller L, et al: Variation of time-distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. *Scand J Rehab Med* 1982; 14: 134-140.

25. Brandstater ME, Bruin H, Gowland C, et al: Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1983; 64: 583-587
26. Eke-Okoro ST, Larsson L-E: A comparison of the gaits of paretic patients with the gaits of control subjects carrying a load, *Scand J Rehab Med* 1984; 16: 151-158.
27. Wall JC, Turnbull GI: Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 550-553.
28. Hill KD, Goldie PA, Baker PA, et al: Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a foot switch system. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 577-583.
29. De Quervain IA K, Simon SR, Leurgans Sue, et al: Gait pattern in the early recovery period after stroke. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1996; 78-A (10): 1506-1514.
30. Carlsöö S, Dahllof AG, Helm J: Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. *Scand J Rehab Med* 1974; 6:166-179.
31. Peat M, Dubo H IC, Winter DA, et al: Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Arch Phys Med Rehabil* 1976; 57: 421-425.
32. Knutsson E: Gait control in hemiparesis. *Scand J Rehab Med* 1981; 13:101-108.
33. Dimitrijevic MR, Faganel J, Sherwood AM, et al: Activation of paralysed leg flexors and extensors during gait in patients after stroke. *Scand J Rehab Med* 1981; 13: 109-115.
34. Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ, et al: Plastic ankle-foot orthoses: evaluation of function. *Arch Phys Med Rehabil* 1983; 64: 602-607.
35. Taylor CL, Harris SR: Effects of ankle-foot orthoses on functional motor performance in a child with spastic diplegia. *American journal of Occupational Therapy* 1974; 28: 415-420.
36. Lehmann JF Warren CG, de Lateur BJ: A biomechanical evaluation of knee stability in below knee braces. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 53:688-695.
37. Lehmann JF: Lower limb orthotics. In: Redford JB, ed *Orthotics*

- Etcetera. Baltimore: Williams & Wilkins, 1980: 283-296.
38. Condie DN, Meadows CB: Ankle-foot orthoses. In Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DJ, eds Biomechanical Basis of Orthotic Management. Newton, MA: Butterworth-Heinemann, 1993; 99-123.
 39. Shurr DG, Cook TM: Prosthetics and Orthotics. Norwalk, Connecticut: Appleton & Lange, 1990: 123-149.
 40. Fishman S, Berger N, Edelstein JE, et al: Lower-limb orthoses. In: American Academy of Orthopaedic Surgeons(eds) : Atlas of Orthotics. Louis, Missouri: CV Mosby, 1985: 199-209.
 41. Yamamoto S, Ebina M, Iwasaki M, et al: Comparative study of mechanical characteristics of plastic AFOs, Journal of Prosthetics and Orthotics. 1993; 5(2): 59-64.
 42. Lehmann JF, Ko MJ, de Lateur BJ: Knee moments: origin in normal ambulation and their modification by double-stopped ankle-foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil 1982; 63: 345-351.
 43. Corcoran PJ, Jepsen RH, Brengelmann GL, et al, Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil 1970; 51: 69-77.
 44. Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, et al: Ankle-foot orthoses: effect on gait abnormalities in tibial nerve paralysis. Arch Phys Med Rehabil 1985; 66: 212-218.
 45. Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, et al: Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthoses: a biomechanical study. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67: 380-386.
 46. Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al: Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil 1987; 68: 763-771.
 47. Diamond M, Ottenbacher KJ: Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis, Physical Therapy 1990; 70:, 423-430.
 48. Lord SR, Ward JA, Williams P: Exercise effect on dynamic stability in older woman: a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil 1996; 77: 232-236.

49. Horak FB, Nashner LM: Central programming of posture movement: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol* 1986; 55: 1369-1381.
50. Wade DT, Wood VA, Heller A, et al: Walking after stroke. *Scand J Rehab Med* 1987; 19: 25-30.
51. Holden MR, Gill KM, Magliozzi MR: Gait assessment for neurologically impaired patients: stands for outcome assessment. *Phys Ther* 1986; 66: 1530-1539.
52. Potter JM, Evans AL, Duncan G: Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 997-999.
53. Lane RE: Facilitation of weight transference in stroke patients. *Physiotherapy* 1978; 64: 260-264.
54. Carr JH, Shepherd RB: A Motor Relearning Program for Stroke. Rockville Maryland, Aspen System Corporation, 1988.
55. Wall JC, Turnbull GI: Evaluation of out-patient physiotherapy and a home exercise program in the management of gait asymmetry in residual stroke. *J Neuro Rehab* 1987; 1: 115-123.
56. Winstein CJ: Balance retraining: does it transfer? In Duncan PW(ed): Balance. Alexandria, VA, American Physical Therapy Association, 1990, 95-103.
57. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, et al : Standing balance training effect on balance and locomotion in hemiparetic adult. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70: 755-762.
58. Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S, et al: Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 612-620.
59. Rogers MW, Hedman LD, Pai Y-C: Kinetic analysis of dynamic transition in stance support accompanying voluntary leg flexion movement in hemiplegia. adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 19-25.
60. Ryerson SD: The foot in hemiplegia. In Hunt GC(ed): Physical Therapy of The Foot and Ankle. New York: Churchill Livingstone, 1988; 109-131.

61. Milczarek JJ, Kirby RL, Harrison ER, et al: Standard and four-footed canes: their effect on the standing balance of patients with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74:281-285.
62. Ely DD, Smidt GI: Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Phys Ther* 1977; 57: 507-512.
63. Balmaseda MT, Koozekanani SH, Fatehi MT, et al: Ground reaction force, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 1009-1012.

附表 1. 資料收集表

Subject No.: _____ File name: _____
 Sex: Male Female Age: _____ Years _____ Months
 Diagnosis: Infarction Hemorrhage
 Hemiplegia: Right Left
 Onset interval: _____ Years _____ Months
 Walking aid: None Quad cane Cane

DOMAINS		COMPONENTS		✓ AFO		✗ AFO		
Posture Stability		Mean position of COP						
		Posture Sway						
		Body weight distribution (%)						
Weight Shifting		AP/ML Maximal balance range		A				
				P				
				L				
				R				
		Mean body weight distribution (%)		L				
R								
Gait Characteristics		Kinematic		Velocity (meter/min)				
				Gait cycle time (s)				
				Cadence (Strides/min)				
				Stride length (m)				
				Inter-limb coordination	Single support ratio (Affected/ nonaffected)			
		Intra-limb coordination	Stance/swing ratio (affected)					
		Kinetic		Initial peak reaction force distribution (%)		後		
						中		
						前		
				Stance: Mean reaction force distribution (%)		外		
內								
		push-off (N)						

Muscle tone: _____ Brunnstrom stage: _____

附表 2. 研究對象姿勢穩定數據

受試 編號	姿勢擺動值		患肢載重 (%)	
	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具
1	15.1	20.2	48.00	38.66
2	53.9	48.3	40.57	41.35
3	33.8	46.2	52.81	36.17
4	35.3	72.8	46.91	48.94
5	47.3	52.8	48.26	60.87
6	39.1	48.5	57.67	57.93
7	26.3	33.8	39.23	40.19
8	35.9	45.0	24.69	32.87
9	35.0	56.4	35.04	37.74
10	24.8	36.7	48.91	50.96
11	70.2	33.3	36.93	40.38
12	54.2	41.2	56.80	51.4
13	55.5	51.0	50.38	40.00
14	33.7	49.4	33.04	39.70
15	47.9	52.3	51.72	32.39
16	60.0	46.2	30.46	41.88
17	42.4	63.7	52.22	43.10
18	35.8	42.0	36.06	40.77
19	55.3	89.0	56.14	49.63
20	35.1	40.1	54.51	48.98
21	124.0	57.3	27.18	13.96
22	26.6	37.1	59.08	37.38
23	36.4	45.2	44.71	53.61
24	37.1	53.1	29.41	22.30

附表 3. 研究對象重心轉移數據

受試 編號	最大平衡距離 (前後)		最大平衡距離 (左右)		患肢載重 (%)	
	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具
1	568	832	834	879	60.87	68.26
2	508	474	645	669	54.91	51.61
3	411	351	547	590	53.99	54.05
4	451	352	441	251	58.19	50.63
5	398	430	408	496	60.48	57.14
6	362	551	776	630	76.34	70.51
7	225	329	402	359	47.45	41.54
8	430	378	615	517	64.07	52.48
9	433	334	754	370	69.07	40.33
10	561	471	784	564	73.38	54.86
11	500	258	744	486	66.03	46.85
12	366	399	667	574	73.15	62.19
13	569	668	779	638	76.49	62.29
14	385	511	528	645	75.09	78.13
15	372	298	744	419	70.54	39.19
16	353	355	237	343	29.50	22.52
17	479	389	783	610	61.95	74.00
18	287	371	476	424	45.81	58.53
19	1064	937	793	850	67.56	66.13
20	593	540	947	934	82.33	76.79
21	448	711	777	736	55.22	36.00
22	384	400	657	713	69.75	64.84
23	422	445	632	537	58.55	52.38
24	540	819	740	487	40.75	40.67

附表 4. 研究對象步態運動學數據

受試 編號	速度 (公尺/分鐘)		步幅數 (次/分鐘)		步幅長度 (公尺)		著地期時間比值 (步/步)		著地期/擺動期 (步/步)	
	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具
1	19.2	17.8	28.08	26.37	0.68	0.68	0.77	0.61	3.28	2.51
2	6.2	6.5	17.04	15.55	0.36	0.42	0.53	0.76	3.93	5.35
3	12.0	12.6	27.26	28.14	0.44	0.45	0.33	0.30	2.73	2.57
4	14.5	15.5	26.67	26.00	0.54	0.59	0.61	0.57	2.08	1.71
5	13.0	12.0	35.34	36.14	0.37	0.33	0.33	0.32	2.54	2.56
6	9.4	8.3	21.19	17.56	0.44	0.47	0.76	0.84	5.50	7.97
7	6.1	5.2	11.74	14.03	0.52	0.37	0.76	0.84	10.89	8.86
8	22.9	24.0	34.03	34.86	0.67	0.69	0.63	0.62	1.10	2.26
9	11.7	7.7	17.81	13.51	0.66	0.57	0.60	0.48	4.06	5.71
10	25.3	20.9	34.99	33.19	0.72	0.63	0.58	0.62	1.60	2.23
11	16.6	16.0	40.90	42.02	0.41	0.38	0.52	0.51	1.72	1.54
12	7.9	6.3	32.80	29.60	0.24	0.21	0.36	0.45	3.87	6.40
13	19.9	19.2	36.43	36.17	0.55	0.53	0.69	0.71	2.58	2.85
14	9.9	5.2	24.34	16.76	0.41	0.31	0.49	0.41	3.72	6.26
15	7.5	6.1	17.41	16.32	0.43	0.37	0.53	0.22	4.77	1.16
16	10.2	10.4	23.53	26.49	0.43	0.39	0.67	0.83	3.23	3.8
17	17.1	15.5	28.06	22.93	0.61	0.68	0.52	0.61	1.72	2.37
18	20.0	21.8	39.66	37.29	0.50	0.58	0.61	0.59	1.76	1.94
19	18.5	10.9	30.86	25.20	0.60	0.43	0.61	0.27	2.54	1.60
20	30.0	26.6	33.80	33.24	0.89	0.80	0.72	0.76	1.68	1.92
21	21.8	22.8	34.19	35.82	0.64	0.64	0.82	0.79	1.95	1.20
22	17.1	15.5	38.86	38.63	0.44	0.40	0.56	0.53	2.82	6.52
23	17.8	15.0	36.86	33.56	0.48	0.45	0.60	0.69	2.16	2.80
24	20.9	22.9	38.07	39.81	0.55	0.58	0.40	0.45	1.72	1.97

附表 5. 研究對象步態動力學數據

受試 編號	腳跟著地期前腳載重 (%)		著地期腳外側載重 (%)		離地期垂直作用力 (N)	
	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具	穿戴矯具	未穿戴矯具
1	24.77	37.30	38.02	41.54	431	488
2	19.09	22.38	39.60	49.36	273	293
3	42.14	50.38	31.31	28.41	236	250
4	24.30	27.00	50.00	54.24	632	663
5	23.53	32.78	30.46	26.63	288	262
6	32.93	32.30	43.43	46.80	720	714
7	27.55	33.77	20.70	19.92	372	463
8	30.02	21.21	64.45	76.74	643	766
9	39.14	36.37	27.23	54.50	432	414
10	49.06	45.50	29.03	23.38	652	658
11	66.68	58.14	45.39	70.47	369	385
12	37.57	39.76	26.67	26.15	527	521
13	22.77	22.14	46.05	34.38	697	666
14	31.26	31.97	54.10	48.00	352	514
15	15.13	24.38	34.38	35.91	229	337
16	12.12	23.79	50.40	54.20	550	522
17	26.46	29.91	40.19	40.37	542	488
18	39.66	49.07	26.80	27.22	714	752
19	10.70	25.02	39.39	41.84	440	340
20	28.39	38.43	49.3	49.50	694	672
21	34.97	48.62	53.19	54.50	707	688
22	19.71	26.72	30.58	33.47	585	584
23	37.70	33.53	38.87	42.28	615	523
24	29.60	33.70	27.23	21.70	632	610