

身心障礙輔具研發：中風病患下肢矯具之踝關節機構設計

Design of Ankle Mechanisms on Lower Extremity Orthoses for Stroke Patients

計畫編號: NSC 88-2614-E-002-002

執行期間: 87/08/01 ~ 88/07/31

主持人/執行單位: 章良涓 臺灣大學醫學院醫學工程研究所

摘要--本研究旨在設計踝關節機構幫助需要踝足(或膝踝足)矯具之中風病患，經過矯具復健之後可以儘可能和發病之前一樣正常獨立地行走。病人中風之後，步行時最大的障礙是無法隨意而自主地控制肌肉進行收縮與放鬆的動作。各個關節在肌力不足或不恰當的狀況之下，自然無法呈現正常的步態。研究與設計的重點在於按踝關節的力矩狀況，找出正常步態的特徵，然後透過一些機械裝置，提供中風病患踝關節適當的力矩值，彌補力矩的不足或是克服不正常的肌肉收縮，改善他們比較不理想的步態，儘量恢復中風之前良好的步態特徵。經過初步設計後，再從事踝關節機構的細部力學分析、設計與實物製作。最後，臨床上讓病患試穿，並且評估輔具的功效。評估的工作主要是透過步態量測，觀察病人行走時的姿態，各關節的力矩值與各節段的能量變化。

Abstract-- This project is concerning the development of a orthosis for the disabled. In this project, we focused on designing ankle mechanisms which were incorporated into ankle-foot orthoses to assist the stroke patients. It has been suggested that weight-bearing be helpful in normalizing tone and maintaining the joint range of motion as soon as the patient is medically stable. Our research first studied the dynamic behavior of the ankle and characterized the normal gait. The ankle mechanisms then were designed to fulfill the requirement of the ankle joint moment during the gait cycle. A prototype of the ankle mechanism was fabricated and a preliminary efficacy test was carried out. The mechanical structure design, biomechanical calculations, and ergonomic considerations were included. A clinical investigation and

biomechanical evaluation were performed.

一、研究動機與目的

由於近來醫療科技日新月異，中風之後病患的存活率越來越高，而且國人的平均年齡也逐步提高，所以中風之後存活但留下後遺症的人口也越來越多。如果病患中風之後的恢復狀況不理想，生活起居都必須依賴家人的照顧，對社會是一種非常大的負擔。反之，如果能夠恢復到接近正常人的狀況，還有可能回到工作崗位上，再度成為社會的一份子。由此可知，中風病患的復健工作在未來顯得格外的重要。

大部份的中風病患，發病之後會出現側半身癱瘓的後遺症。較嚴重者使得病人完全喪失行走的能力，大部份時間只能躺臥在床上，要到任何地方都得乘坐輪椅，且必須看護或家屬的幫忙，相當不方便。而病患長期乘坐輪椅，肌肉缺乏適當的運動，會使得病患的肌肉萎縮。並且由於缺乏運動，身體的狀況也將每況愈下。

病況較不嚴重，復健情況比較理想的病患，則可以穿著短腿支架，並且藉由柺杖等簡單助行器的幫助，稍微恢復步行的能力。短腿支架是踝足矯具(AFO)的俗稱，主要的作用在於將內翻的足校正、固定，並且避免垂足的現象發生，以確保在行走的時候，不至於因拖足而跌倒。雖然這類病患具有步行的能力，但是可以發現大部份的人走得比較吃力，步行時基於安全的考量也必須有人在一旁照顧，難以作長距離的行走。而且跨出的步伐較小，行走的速度較慢，與正常人比較起來仍有相當的改進空間。

本研究的目的是，主要是希望能夠針對中風病人在恢復步行能力的過程中遇到的問題，發展出一套適用於中風病患的矯具。對於復健狀況較差的病患，希望穿著之後可以

離開輪椅，依靠柺杖作短距離的行走。這樣一來，在日常生活上或是對身體的健康，都有很大的好處。至於復健得較好的病患，我們希望這套矯具可以恢復病患獨立步行的能力，能穩定地作長距離，長時間的行走。步態可以盡量接近正常人，以較正常的頻率跨出適當的步伐，走得輕鬆而有效率，可以自由行動而不需要其它人的幫忙。

二、文獻探討

研究肢體上運動神經元有障礙之病患（包括腦中風、小兒麻痺、腦性麻痺或脊髓損傷等病患）的步態，可以發現通常他們在步行時，與正常人比較起來缺少了下面的五項特徵[1]：1. 站立期（stance phase）有好的穩定性。2. 擺盪的期間（swing phase）足部與地面保持足夠的間距。3. 將要進入擺盪期時下肢形成好的角度，利於擺盪。4. 步伐能隨意跨出適當的距離。5. 步行中的能量盡量保持守衡，也就是說能量的耗損減到最小。

初始觸地時，正常人通常是以腳跟與地面接觸，吸收向前的動量，再慢慢地以整個腳底板承受來自地面的反作用力。但中風病患在這個時期隨病情不同通常會有三種狀況：1、低踵接觸（low heel strike）2、平足（foot-flat）3、前足觸地（forefoot contact）。第一種狀況下足部因踝關節的肌肉不恰當收縮造成足部背曲（dorsiflexion）而縮短踵接觸期，第二種情況則緣自前足與腳跟同時著地，比較明顯的影響是在膝關節會有稍微彎曲的現象。第三種情況則是完全由前足與地面接觸[2]。

正常人行走時，膝關節在開始受力後，會彎曲大約 10 15 度以吸收身體的動量，但中風病患在這個時候則失去了這樣的動作。因為他們的肌力太弱，不足以支撐身體重量造成的力矩，所以伸直膝關節讓身體重心位於膝關節的前方，利用韌帶與軟骨等組織來平衡伸展的力矩，以彌補大腿四頭肌力量的不足。

第二階段是支撐段中期，這段期間腳掌完全接觸地面，並且承受整個身體的重量（開始受力的期間另一隻腳還沒有離地，也負擔了部份的身體重量）。這個時期主要是

以踝關節的運動為主，藉著踝關節的轉動使身體向前行進。通常中風病患會因為肌肉痙攣的緣故造成腳跟與地面提早分離，取而代之的是以前腳掌為轉軸向前行進，造成不穩定的現象。

正常人在這段期間，膝關節會彎曲大約 15 25 度，讓身體重心在往前移的過程中不需要提高太多，可以減少位能的耗損。但中風病患同樣因為大腿四頭肌的力量不足，必須將膝關節過伸（hyper-extension），也就是極度伸直膝關節，讓腳底板的壓力中心位於膝關節的前方。如此地面的垂直反力形成伸直的力矩，才能避免在這段期間因膝關節彎曲而跌倒。但是這樣的步態使得身體的重心起伏過大，必須消耗較大的能量才能將身體往前移動。

接下來進入支撐段末期，支撐段中期地板的摩擦力是朝向身體的後方，可說是在阻擋身體往前的動量，到了支撐段末期，身體反而必須依靠地面的摩擦力才能向前行進。這一階段，膝關節與踝關節分別產生了比較大的伸展力矩（extension moment）與蹠曲力矩（plantar flexion moment），讓身體朝前方移動，然而對於中風病患而言這些現象都比較弱。

針對中風病患步態的研究，我們發現在病患站立期有兩個異常的地方：1. 站立期延長，擺盪期延後。2. 患側的膝關節一直維持在伸張的狀態 [1]。擺盪期的延後與中風病患步行速度緩慢有關，也由於擺盪期開始的一些特徵在中風病人身上減弱了。如足部的伸張、骨盆的旋轉等，也造成擺盪期的延後；患側的腳由於痙攣或軟弱無力造成無法使膝部彎曲，或者必須使膝部過度伸張，以便維持站立或行走時的穩定。長期下來因為關節的組織經常承受過大的力量，容易造成病變。

擺盪期可以細分為擺盪初期、擺盪中期、擺盪末期。預擺期通常膝關節會彎曲 35 40 度，作擺盪的準備。但中風患者會因為四頭肌的攣縮，使得彎曲減少，擺盪速度變慢。擺盪初期至中期，膝關節通常會再增加 30 度的彎曲角度好讓腿容易擺出去，但中風患者可能因為肌肉痙攣或肌肉力量無法控制，導致膝關節彎曲角度不足，同時踝關節

內翻、垂足、拖足，而容易跌倒。我們也可以發現中風病患步行時側傾的情況較為明顯，也就是身體左右擺動的幅度比較大。這個現象是因為髖關節必須提得特別高，好讓彎曲不足的患側腿部能順利擺盪出去。這樣除了使得步行比較吃力之外，也比較不穩定，同時使得步行距離縮短[2]。

由能量的觀點來分析步態，可以發現正常人在行走的時候，最顯著的能量輸出來自踝關節 [3]。在後腳跟離地到腳趾離地的這段期間（大概是支撐段末期的後半段加上預擺期），肌肉收縮與關節旋轉的方向相同，提供力矩以及能量，使得身體的重心提高並向前移動。膝關節所扮演的角色多半是緩衝、支撐的作用，只有在支撐段中期有些許的能量輸出，其餘的時間主要都是在消耗能量。髖關節最主要提供能量的期間是預擺期與擺盪期前半段，作用是將整個腿部往前擺盪出去，不過與踝關節比較起來要小得多。另外在開始受力期，身體是藉著髖關節肌肉的向心收縮（concentric contraction）向前移動。分析中風病人行走時的能量表現，可以發現各關節主動提供能量的能力降低了，而且很明顯地患側的表現又比正常側來得差。

目前中風復健所使用的矯具有踝足矯具 [4]，膝踝足矯具（KAFO，俗稱長腿支架）及各種護膝。一般來說，病情良好、復健快速的中風病患較常用到的是短腿支架與拐杖等簡單的助行器。短腿支架的作用是在於將內翻的足校正、固定，以防止站立期時因足內翻站不穩而跌倒，或在擺盪期因拖足而跌倒。但對於復健進度緩慢或復原無望的病患，除了坐輪椅外，會給予穿戴長腿支架。因其肌力無法恢復，故需穿戴類似小兒麻痺的鐵鞋的長腿支架，將膝關節鎖定，用以支撐軟弱無力的腿。

與矯具相關的文獻有介紹現今已有的機構成品，如單軸關節及鎖固卡榫、雙位置關節及鎖固卡榫、鋸齒狀可調整膝關節、具彈簧負荷推桿的膝關節鎖固裝置、扇形鎖固裝置、偏位膝關節、自由活動關節及有限運動關節裝置 [5-6]。還有一些有關護膝裝置、短腿支架、長腿支架和交互性矯具等的臨床評估研究 [4,7-8]。RADCLIFFE [9-10] 引進了四

連桿速度瞬心的觀念，說明了四連桿義肢瞬心變化與站立或行走時的靈活和穩定性的關係，並指出下肢完全伸張時的瞬心，必須分佈在兩條地面反作用力線之間。利用這個觀念也有人嘗試將四連桿機構應用在下肢支架的膝關節，以輔助患者行走，改善步態 [11-12]。

有學者曾經針對中風病患穿著踝足矯具矯正後的步態作研究 [13-14]。讓復健狀況良好，可以不依靠助行器幫助就可以行走的病患，穿著固定成不同角度的短腿支架作分析比較。結果發現病患穿著短腿支架矯正後，步行的速度增加了，並且初始觸地期的表現較接近正常人，其中又以穿著固定為 5 度背曲者表現最好。但是觀察膝關節在開始受力期與支撐期中段的力矩表現，發現穿著短腿支架後，屈曲的力矩增加了，尤其以穿著固定為 5 度背曲者最顯著。

步態評估的主要目的是在判斷病患經過復健後、行走的姿態、行走速度、穩定性等是否改善，以及能量的消耗是否降低。除了臨床的評量外 [15] 還有些定量的評估。計算能量的消耗可由：1、氧氣消耗及二氧化碳產生量的多寡。2、計算人體在步行各階段中各節段作功的總和（功=加速度×質量×位移），惟人體量測並不精準，兩次微分後所得到的加速度值誤差很大 [1]。3、由 MacGregor（1979）提出的生理消耗指標（Physiological Cost Index PCI）[16-17]，主要是以心跳作為量測的依據，雖然影響心跳的因素很多，但是因為具有測量的方便性而有相當的參考價值。4、Winter 提出利用力板及空間運動資料、逆向運算得到人體在步行過程各節段的能量變化 [18]。5、人體各節段總機械能變化 [19]。本研究主要利用力板及空間運動資料，逆向運算得到人體在步行過程各節段的能量變化來評估能量消耗的狀況。

在平衡與穩定性方面，一般人行走時雙腿個別的力板資料顯示其峰值約等於體重，顯示雙腿輪流分擔身體的重量。然而中風病患的患側在支撐期力板承受的力量低了許多，由患側與正常側力板資料的差別我們可以判斷病患對矯具是否信任與矯具是否發揮幫助平衡的功效 [20]。

三、踝關節與膝關節的機構設計

前面提到過，本研究最大的目標就是希望能夠幫助中風病患，經過復健之後可以和發病之前一樣正常獨立地行走。病人中風之後，步行時最大的障礙是無法隨意而自主地控制肌肉進行收縮與放鬆的動作。各個關節在肌肉提供力矩不足或不恰當的狀況之下，自然無法呈現正常的，良好的步態。而在第二章的文獻回顧中，曾經提出一些學者對中風病患步態作分析之後，歸納得到的病患步行時多半會出現的問題。接下來研究與設計的重點在於各關節的力矩狀況，希望能找出正常步態的特徵，然後透過一些機械裝置，提供中風病患各關節適當的力矩值，彌補力矩的不足或是克服不正常的肌肉收縮，改善他們比較不理想的步態，儘量恢復中風之前良好的步態特徵。

針對前面所提到中風病人的步態所需要改進的部份，我們針對其中幾點來作設計，希望能有所幫助。這裡所設計的踝關節輔助機構希望提供的功能主要有下面四項：

1. 初始觸地時中風病人因為無法完全控制足部的運動，可能沒有辦法保持良好的姿態，以後腳跟與地面作接觸，也就無法利用踝關節的旋轉動作平緩地吸收地面造成的衝擊力。我們希望新設計的踝關節機構幫助病人在擺盪末期，也就是初始觸地之前踝關節可以維持在稍微背曲的狀態，並且在開始受力的期間能夠提供背曲力矩吸收與地面接觸時的衝擊力。

2. 在支撐段中期協助肌肉提供蹠曲力矩，抵抗地板反力造成的力矩，讓病人可以放心地將身體的重量轉移到患側的腿上，不必擔心因為肌力不足而發生跌倒的情況。

3. 到了預擺期，踝關節機構可以提供蹠曲力矩，主動將足部往蹠曲的方向擺動，直到腳趾離開地面，這個階段身體的重心除了往前移動之外，還必須逐漸往上移，而踝關節蹠曲的動作就是提供向前與向上的動量以及動能，讓身體重心能順利地向前向上移動，並且讓腿部接下來能順利地向前擺盪。

4. 足部在擺盪期因為受到地心引力的影響，若不提供適當的支撐，就容易出現垂足

的狀況，影響擺盪的動作，並且有可能因為腳尖拖地造成跌倒的意外。我們設計的踝關節機構可以提供足部背曲力矩，在腳尖離地之後讓踝關節回到平衡的狀況，使得腳尖與地面能夠保持適當的距離。

四、結果與討論

中風病患發病之後，或多或少都留下了一些後遺症，這些後遺症都會造成病患在日後想要恢復行走能力時很大的障礙。於是我們分析正常人與中風病患的步態，找出兩者之間不同的地方，希望能針對病患不足的部份作加強，縮小病患與正常人之間的差距，恢復行走的能力。

在踝關節機構的部份，經由正常人初步測試的結果，可以說達到了原先所希望完成的四項目標。不過原先希望預擺期能有往前蹬的動作，實際上並不是非常明顯。

兩名正常受測者進行步態量測所得到的結果，發現穿著支架後受測者本身肌肉提供的力矩值與踝關節機構提供的力矩值相加的結果和未穿支架時肌肉提供的力矩約略相等。是不是正常人穿著支架後因為有踝關節機構協助提供力矩，肌肉所必須提供的力矩就降低了，值得進一步探討。至於肌力不足的中風病患穿著之後，是不是也可以充分發揮支撐的功效，更值得進一步探討。

設計輔具時必須考慮的一項重點就是要讓使用者不產生排斥的心裡，所以當我們為了達到某種功效而添加了一些機構時，必須要盡量讓機構簡化，不能太重或是太佔空間，而且看起來要美觀，否則儘管設計出來的東西有強大的功能，也會因為不容易被接受而無法存活下來。

以往矯具所具有的功能都是屬於比較被動的，多半只是提供一種支撐的效果。而這裡設計的踝關節機構給予踝關節比較大的運動空間，並且嘗試將儲存的能量主動釋放出來。這樣的觀念應該是值得繼續努力的方向，希望未來在這個領域中能有更多人投注心力，為不同種類的病患提供服務。

五、參考資料

1. James R. Gage , **Gait Analysis in Cerebral Palsy**, Mac Keith, 1991, pp.70-73.
2. Jessica Rose, James G. Gamble, **Human Walking**, 2nd edition, Williams & Wilkins, 1994, pp.139-164.
3. Sandra J. Olney, Malcolm P. Griffin, Trilok N. Monga, " Work and Power of Stroke Patient, " *Arch Phys Med Rehabil* , Vol.72, 1991, pp309-14.
4. W. A. Wallace, **Biomechanical Basis of Orthotic Management**, Oxford, 1993, pp.70-190.
5. Justus F. Lehmann, **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, W.B. Saunders Company, Harcourt Brace Jovanovich Inc., February, 1992.
6. Wilton H. Bunch, **Atlas of Orthotics**, The C.V. Mosby Company, 1985.
7. Jason M. Jennings & William J. Barringer & Gray S. Trexler, "Clinical Outcomes of Townsend Knee Orthosis. " *J. of Prosthetics and Orthotics*, Vol.7, No.3, 1995, pp.87-90.
8. E. Isakov & R. Douglas & P. Berns, "Ambulation Using the Reciprocating Gait Orthosis and Functional Electrical Stimulation" *International Medical society of Paraplegia*, Vol.30, 1992, pp.239-245.
9. C. W. Radcliffe, "Four Bar Linkage Prosthetic Knee Mechanism Kinematics, Alignment and Prescription Criteria" *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.18, 1994, pp.159-173.
10. D. A. Hobson & L. E. Torfason, "Optimization of Four Bar Knee Mechanisms and Computerized Approach," *J. Biomechanics*, Vol.7, 1974, pp.371-376.
11. 李晉成,小兒麻痺患者之下肢支架改進設計,碩士論文,國立清華大學,動力機械所,1996,6.
12. 張致中, 中風病患之護膝裝置設計, 碩士論文,國立清華大學,動力機械所,1997,6.
13. Justus F. Lehmann, Michael J. Ko, Barbara J. deLateur, " Knee Moments : Origin in Normal Ambulation and Their Modification by Double-Stopped Ankle-Foot Orthoses," *Arch Phys Med Rehabil* , Vol.63, 1982,pp345-51.
14. Justus F. Lehmann, Sandra M. Condon, Robert Price, Barbara J. deLateur, " Gait Abnormalities in Hemiplegia : Their Correction by Ankle-Foot Orthoses, " *Arch Phys Med Rehabil* , Vol.68, 1987, pp763-71.
15. Randall & Braddom, **Physical Medicine and Rehabilitation**(),W.B. Saunders Company, 1996, pp.83-103.
16. J. MacGregor, "The Objective Measurement of Physical Performance with Long-term Ambulatory Physiological Surveillance Equipment (L.A.P.S.E.) " in Stott F. D., Raftery E. B. Goulding L.(Eds) *Proceedings of the third International Symposium on Ambulation Monitoring Loudon: Academic Press*. pp.29-39.
17. P. Bulter & M. Engelbrecht & R.E. Major & J.H. Tait & J. Stallard & J. H. Patrick (1984), "The physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap," *Developmental medicine and Child Neurology*, No.26, pp.607-612.
18. D.G.E. Robertson & D. A. Winter., "Mechanical Energy Generation, Absorption, and Transfer amongst Segments during Walking," *J. Biomech.* ,Vol.13,1980,pp.845-854.
19. Elftman. H., "Forces and Energy Changes in the Leg During Walking, " *Am. J. Physiol.* , Vol.125, 1939, pp.339-356.
20. Ming-Hsia Hu, Ya-Ching Hung, Yu-Lun Huang, Cheng-Da Peng and Shu-

Shyuen Shen, "Validity of Platform Measures for Stability under Varying Sensory Conditions," *Proceedings of the National Science Council, ROC, Part B:Life Sciences* , Vol.20, No.3, 1996, pp.78-86.