

行政院國家科學委員會專題研究計畫執行進度報告

身心障礙者行動輔具之研發與人員之培訓(1/2)－長腿支架功能最佳化設計

計畫編號：NSC 89-2614-B-002-007-M47

執行期限：88年8月1日至89年7月31日

主持人：呂東武 台灣大學醫學工程學研究所

共同主持人：許弘昌 中國醫藥學院物理治療學系

一、中文摘要

長腿支架為廣用於脊髓損傷(SCI)病患之行動輔具之一。然而傳統支架為保持步行過程之穩定性，常限制下肢多數關節活動度導致過大之能量消耗及不自然的步態。有鑑於此，本計畫乃建立一三維人體模型，以數值計算分析人體系統之動力特性，並改變人體系統之拘束條件以模擬穿戴不同輔具時人體之步態及系統反應的變異性。再利用最佳控制(Optimal Control)理論分析步態週期中之關節力矩，並應用最佳設計理論(Optimal Design Theory)進行長腿支架之實作設計，以期求出使系統耗能最小之最佳設計。

本計畫如第一年預定時程完成取得受試者之實驗數據，建立一人體模型，並利用 C++ 程式語言撰寫分析程式模擬正常及穿戴輔具受試者之步態。除以簡化之二維人體模型，進行一系列不同起始及拘束條件下的數值計算外，並發展一三維人體模型，以理論先行模擬評估透過髖膝關節連動式設計之長腿支架於改善現行長腿支架之可行性。經數值計算證明，新式設計確實明顯降低行走耗能。因此，本計畫第二年將依據第一年成果，進行新式支架之細部設計及臨床評估。

關鍵詞：長腿支架、電腦模擬、最佳控制、最佳設計、步態分析

二、前言

正常步態係藉由人體各關節間的互相配合使人體重心於空間中的變異性減少，以達到耗能最小的目的。長腿支架為廣用於脊髓損傷

(SCI)病患之行動輔具之一。傳統之設計為了達到人體之穩定性，常不允許膝關節及踝關節之屈曲，而造成了穿戴輔具者於步行時因重心高低起伏過大而使能量損耗大為增加(Inman, 1981)。因此本多年期計畫主要目的即希望尋求一降低步行耗能之長腿支架最佳設計。

設計適合截癱病患使用之長腿支架時，人體數學模型之建立有助於模擬穿戴輔具前後之步態，及後續輔具設計之功能評估。Tashman (1992)曾針對一穿戴 RGO(Reciprocating Gait Orthosis)之病人建立一三維人體模型，並以該模型探討該病人擺盪期之特性。惟該模型僅限於單一病人，不能用於探討正常人或者不同支架病人之步態。本計畫所發展之人體模型為一通用之模型，可針對不同病人，不同支架設計彈性調整人體模型中各自由度之拘束條件，模擬不同型式長腿支架之穿戴效果。該模型係一直接動力學模型，故允許系統拘束條件之改變，以模擬人體穿戴 RGO 或不同支架之步態過程。為改善既有支架設計，本計畫參照正常步態髖關節及膝關節間之運動關係，設計一耦合連桿，以改善現行 RGO 有限關節活動度之缺點。透過上述人體電腦模型之模擬分析。比較正常、穿戴現行 RGO 及新型支架三者之步態耗能，以驗證新設計之理念。

本計畫除了從理論研究出發，發展人體電腦模型外，更著重於長腿支架之實作設計。經理論評估新設計可行性後，即應用最佳設計理論(Optimal Design Theory)尋求使系統能量損耗最小之最佳設計。該理論雖已廣泛應用於工業界中不同之領域，然文獻中尚無有關長腿支架設計之相關應用研究。本計畫第一年之研究證實，新設計概念的確明顯改進既有設計之耗

能，故可如期在第二年進行細部最佳設計。以通盤考量穩定度與活動度之配合，改進長腿支架之功能性。

三、研究方法

本計劃建立之三維人體模型，係將人體模擬成 8 個剛體肢段，並由模型關節連接，如圖一所示。其中 Torso 相對於 Pelvis 之間及 Pelvis 相對於 Thigh 間皆以球關節模擬，亦即允許其間之三維轉動。而 Thigh 相對於 Shank 及 Shank 相對於 Foot 之運動則以鉸接模擬。此外，地面對足部則以三個方向之滑動拘束式考慮。透過相關人體測量學參數之適當選取，該模型可用於模擬任一病患。

為避免引入不作功之內部拘束力及冗長之微分計算，本計劃採用 Kane's Equation 推導人體三維模型之運動方程式，經降階後系統運動方程式可表示為：

$$\dot{q} = f(q, u, t) \quad (1)$$

其中 q 為系統之狀態變數(State Variable)，即系統之運動自由度， u 則為系統之控制變數(Control Variable)，亦即系統所受之關節力矩。此外， t 則代表時間。

正常步態之直接動力學模型共含有 19 個系統之狀態變數及控制變數，分別是 Torso 的三個平移及三個旋轉自由度、腰椎關節及髖關節間各三個旋轉自由度、以及膝關節和踝關節各一個旋轉自由度。模擬人體穿戴 RGO 之步態時，則施以兩拘束條件式於髖關節，各加一拘束條件式於膝關節及踝關節。亦即在下肢中僅允許髖關節於矢狀面進行屈曲，使系統之自由度減為 15 個。此外，就模擬人體穿戴新設計之長腿支架之步態，則參照正常步態過程中髖關節及膝關節間之運動學關係，建立一數學函數，於模擬過程中，依髖關節角度，允許膝關節有特定對應之運動。

步態模擬係利用所建立之數學模型依最佳控制理論，配合實驗資料進行之。其中，選定最佳控制之目標函數(Objective Function; Performance Index)如下：

$$\min J = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{i=1}^N w_i (q_{pi} - q_{oi}) dt \quad (2)$$

其中 t_0 與 t_f 表示所計算之初始及結束時間，故 $t_0 \sim t_f$ 表示所計算之步態過程， N 表示系統之自由度數、 q_{pi} 為計算所得之結果、 q_{oi} 則為實驗所得之觀測值， w_i 則為系統於各個自由度之誤差加權。當使目標函數極小時，表系統模擬之結果與實驗觀察所得極為相近，此時系統所對應之控制變數即為所求之關節力矩。

求解方法係將式(2)之非線性最佳控制問題藉由控制變數於時域中之離散化而轉換為一非線性規劃之問題(Pandy, 1992)。再以 Sequential Quadratic Programming (SQP)最佳化法求解之(Tseng, 1999)。於模擬過程中先行假設一組人體關節力矩，以為初始猜值。為便於後續之積分處理程序，將各控制變數以等間距方式分割，並以該離散後有限節點之資料為基準，利用 GCVSPL(Woltring, 1986)進行必要之內插。由於初始猜值的選定影響了最佳化的搜尋過程及其收斂結果，為避免不必要之疊代過程及電腦計算時間，本計劃採用逆向動力學計算所得之關節力矩為初始猜值(Chao, et al., 1973;Pandy, 1992;Risher, et al., 1999)。相關積分均以 Runge-Kutta-Fehlberg 數值積分法處理。待求出模型中各肢段之運動參數後，即可求出步態過程中之能量變化。

四、結果與討論

最佳控制法中目標函數內之狀態變數與控制變數間以運動方程式為關聯而互為因果關係，目標函數值不僅受控制變數給定之影響亦與起始條件有關，其最佳化解之搜尋過程即視為一控制過程，系統模型為受控之個體，而運動方程式則規範該個體受控之反應，控制變數為主動之變數，其不僅直接影響目標函數值的大小，亦間接透過運動方程式來改變狀態變數而影響目標函數，目標函數為系統之回饋，用以決定控制之方向。此外，人體各關節之運動範圍(Range of Motion)則以狀態變數對應該關節之限制條件表示之。當目標函數達到極值時，表示所控制之結果為所求。該法中不僅可藉由觀察已知之實驗數據控制系統，藉以驗證模型之正確性外，並可進一步改變控制回饋以預測模型之反應。此外，以直接動力學方法求解可驗證系統運動方程式的正確性，而以逆向

動力學求解則可作為最佳控制法的起始猜測值。兩法亦對模型之正確性提供佐證。

經由一系列之數值計算，模擬人體之步態過程，如圖二所示。所得正常、穿戴現行 RGO 及新設計支架之能量歷時圖如圖三所示，由該圖中曲線與橫軸間所圍之面積即表示於步行過程中的消耗能量，由於新設計支架之總耗能略大於正常步態而遠小於 RGO 之總耗能，位能亦具類似關係，故知新設計之支架降低了步態過程位能的擾動程度，可避免人體消耗不必要之能量。該機制主要即來自於步態過程中髖關節及膝關節之協調性，亦即本計劃之中心理念。

針對本計劃人體模型之建立經驗以及利用該模型於不同支架設計的模擬分析上，有下列幾點可供後續研究參考：

(一) 輔具

各種不同型式輔具之穿戴特性，皆可藉由各別關節角度間的特定關係拘束條件式而加以模擬。本計劃目前仍以 RGO 為主要考量之型式，後續則可進一步應用於非對稱型式之行動輔具。

(二) 實驗資料

由於關節力矩實際為施加於關節中心上，且實際人體關節之三維旋轉，於定義本體座標系方向時，為減少誤差，均需針對受試者由實際之三維步態資料，建立實際之膝關節、踝關節中心位置，可提高模型準確性。

(三) 步行速度

不同步行速度對穿戴輔具後，左右擺動的穩定性，及耗能之影響有進一步考量之必要。

(四) 收斂速度

起始猜測值對所得之最佳解有相當大之影響，而收斂速度亦受每一迭代過程中控制變數之增量有關。

(五) 目標函數

目標函數式(2)除了可以系統之狀態變數來考量外，亦可納入其他臨床數據或與逆向動力學等方式所得結果間之差異，或加入步態過程之終端條件項，可使邊界值問題化為起始值問題，而簡化數值上之處理。而權重亦可按肢段之質量大小，及運動之範圍於不同方向上，

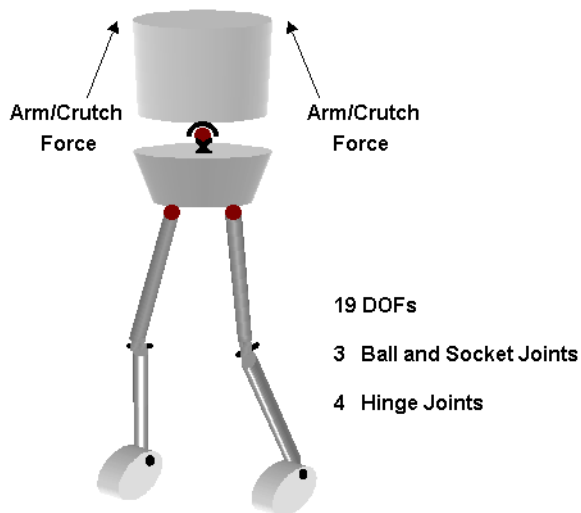
動態調整。未來將就步行能量最小化之目標函數深入探討。

五、結論

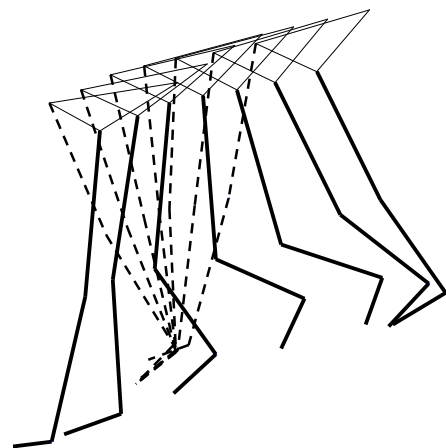
傳統支架以穩定性作為優先的考慮以致使用者於步行過程中耗費能量過大。本計劃第一年建立之理論模型，提供了一個分析評估各式支架對人體步態影響的極佳工具。藉由該模型證實了關節連動概念設計比傳統支架更能充分考慮步行過程之穩定性及耗能。一年來本計劃執行順利，且亦獲得理論預期之結果。第二年計劃將進一步改進該模型足底之滑動拘束數學模型及拐杖提供之支撐力之資料進一步分析新設計之其他相關力學資料，以進行新支架本體之細部設計，並針對選定之受試者製作原型品，以進行臨床評估。

六、參考文獻

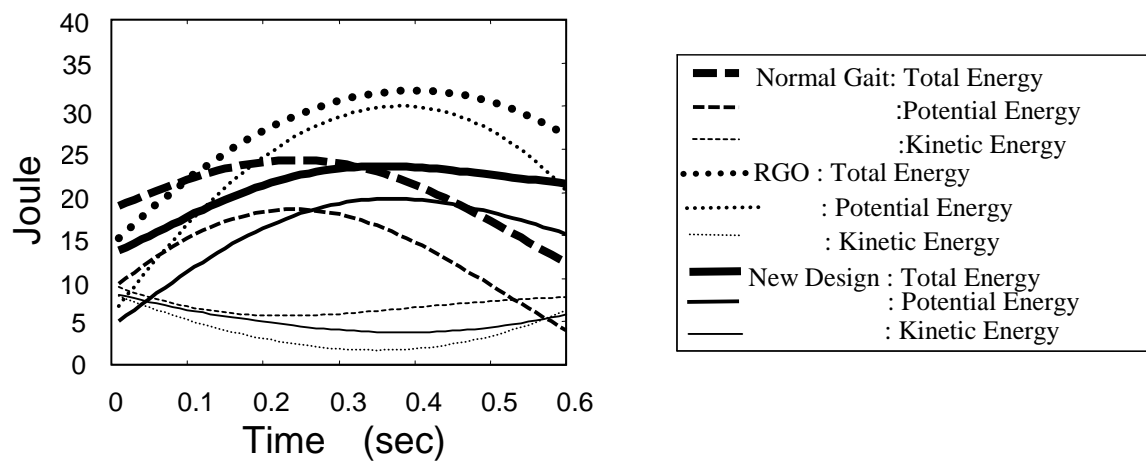
1. Chao, E. Y., Rim, K., 1973, Application of Optimization Principles in Determining the Applied Moments in Human Leg Joints During Gait, *J. Biomechanics*, Vol. 6, pp. 497-510.
2. Inman, V.T., Ralston, H.J. and Todd, F., 1981, *Human Walking*. J.C. Lieberman (Ed.), Williams & Wilkins, Baltimore.
3. Pandy, M. G., 1992, A Parameter Optimizatoion Approach for the Optimal Control of Large-Scale Musculoskeletal Systems, *Transactions of the ASME*, Vol. 114, pp. 450-460.
4. Risher, D. W., Schutte, L. M., and Runge, C. F., 1997, The Use of Inverse Dynamics Solutions in Direct Dynamics Simulations, *J. Biomechanics*, Vol. 119, pp. 417-422.
5. Tashman, S., Zajac, F. E., and Perakash, I. , 1992, Experimental Analysis and Computer Modelling of Paraplegic Ambulation in a Reciprocating Gait Orthosis: Implications for the Design of Hybrid FNS/Orthotic Systems, *Transactions of the ASME*, Vol. 117, pp. 300-308.
6. Tseng, C. H., 1999, MOST Manual., National Chiao-Tung University, Taiwan.
7. Woltring, H.J., 1986, A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation, *Adv Eng Software*, Vol. 8, pp. 104-108.



圖一：三維人體模型圖。



圖二：三維正常步態擺盪期模擬過程。



圖三： 能量歷時圖。