

伸張治療對肌肉痙攣影響的量化分析

Quantitative Analysis for the Effects of Prolonged Stretch on Spastic Muscle

計劃編號：87WFD25F0050002

執行期限：87年8月1日至88年7月31日

主持人：蔡昆宏 助理教授

執行機構及單位名稱：私立中山醫學院復健醫學系

e-mail：tsaikh@aries.dyu.edu.tw

中文摘要

關於長時間踝關節肌肉伸張的治療方式，過去學者均以站立的方式利用病患自己的體重做為伸張力量的來源，少數則以支架(brace, AFO)的方式對踝關節施以預力(preload)來做肌肉伸張，這些治療方式雖抑制了部分的痙攣現象，然因無考慮不同痙攣程度的影響，究竟該施予多少伸張力量並無一標準，而導致在治療效果上也不盡相同。當病患在接受 PMS 治療時，踝關節承受多大的力矩及此力矩與病患痙攣程度之間的關係為何？是臨床治療極需澄清的一個問題，若此問題能夠釐清，則對於不同痙攣程度治療所需的力矩運用將能更為精確。本研究我們在踝關節伸張量化治療方面作深入的研究與牽張機構的設計。

關鍵詞：痙攣、牽張反射、量化分析、機構設計

Abstract

In regards to the treatment of ankle spasticity with prolonged muscle stretch (PMS), past studies have suggested the use of stretch force exerted from the patient's body weight in an upright standing position. An alternative treatment is to stretch the muscle with preload force by using the brace. Although these treatment methods have partially reduced the spasticity, they have failed to provide a proper treatment criteria due to the incapacity to detect the severity of spasticity and quantify the stretch force used during PMS. This situation has caused a great variance on the treatment result.

The purpose of this study is to develop a quantitative measurement system to assess the effectiveness for PMS treatment of spasticity. By further analysis with pre-post treatment effect and correlation between biomechanical and neurophysiological variables, the treatment mechanisms of PMS for

spasticity will be able to understand.

Keywords: Spasticity, stretch reflex, and quantitative analysis, stretch device

緣由與目的

關於踝關節伸張治療的方式 (PMS)，大多數學者均以站立的方式利用病患自己的體重做為伸張力量 (stretch force) 的來源，少數則以支架 (brace; AFO) 或機械的方式對踝關節施以預力 (preload) 來做肌肉伸張。I. Odeen, F. Tremblay 及 Richards (I. Odeen 1981, F. Tremblay 1990, Richards 1991) 均針對下肢癱瘓之脊髓損傷病患使用站立的方式做踝關節背屈 (dorsiflexion) 之肌肉伸張來抑制痙攣程度，結果經治療後踝關節的背屈角度 (ROM) 有增大，及被動踝關節背屈阻力有降低的傾向。上述研究結果雖然都抑制了部分的痙攣現象，但他們在治療的方式上卻不盡相同，有些學者 (F. Tremblay 1990, Richard 1991) 強調踝關節要在最大背曲角度，有的 (I. Odeen 1981) 則不強調踝關節的角度，這些治療方式因無考慮不同痙攣程度的影響，究竟該施予多少伸張力量並無一標準，而導致在治療效果上也不盡相同。究竟在伸張治療當中，踝關節承受多大的力矩 (moment) 及此力矩與病患痙攣程度之間的關係為何？並無深入探討。因而，是否也因伸張力量未經量化的緣故，而使得 Kunkel (1993) 在讓病患站立時只將踝關節擺在足部與小腿垂直 (neutral position) 的姿勢，因沒有足夠的伸張力量而無法有效的抑制痙攣？所以當病患在接受站姿 PMS 治療時，在不同的痙攣程度下，到底作用在踝關節的力矩有多大，是臨床治療極需澄清的一個問題。因此，本研究之目的在研發踝關節伸張量化治療及評估之儀器。

結果：

踝關節牽引系統的設計是在安全的考量下，準確的控制馬達作預先設定的運動模式以牽張受測者的肢體，

並在牽張的同時量取扭力值及表面的肌電訊號。儀器設備及機構設計介紹如下：

系統結構：包含控制器(controller)、馬達趨動器(driver)、馬達本體(direct drive motor)、扭力計(torque sensor)、腳踏板(foot plate)、連結扭力計與腳踏板的支稱架(support)及量取踝關節前脛肌(T.A)、比目魚肌(Soleus)肌電訊號的表面電極。

控制器是選擇 PMAC (Programmable Multi-Axis Controller) 公司以 DSP(Motorola's DSP56001)晶片為基礎，配合 CPU 的高速運算及控制所發展的界面。這個控制卡包含編碼器介面(encoder interface)、buffer、16bit A/D、D/A 等。另外，角度的量測位置編碼器乃馬達位置解碼器(decoder)、計數器(counter)偵測，輸出 A/B、C phase 的訊號，再將 A/B、C phase 的訊號經過由編碼器後可得到馬達目前的位置。

馬達驅動器(DYNASERV)提供三種控制模式，分別是位置控制、速度控制、扭力控制等適用於不同用途。本系統採用速度控制模式，其控制訊號範圍為 $\pm 10V$ ，每一個電壓相對於一種速度。

系統馬達採用 YOKOGAWA 公司發展的 DR1060B50*1。最大輸出力矩為 200 牛頓 米，輸出功率 710 瓦，最大旋轉速率 1rps，每轉一圈(360 度)解析度為 507904 計數。

扭力計是量取踝關節力矩阻力，扭力計採用 KYOWA Electronic Instrument 發展的 TP-10KM CB 系列。其安全負載為 10 Kgf-m，剛度 0.021 Kgf-m/rad，靈敏度為 1.5 mV/V。扭力計輸出訊號經 WGA-100 (amplifier)放大輸出 0-5V 後再由 16-bit 的 A/D 轉換器作資料擷取。

表面電極以 Motion control 公司設計的前置放大器(preamplifier)的表面電極。其增益為 374，頻寬為 6HZ-24KHZ。利用二個表面電極分別取得前脛肌(T.A)、比目魚肌(Soleus)等二條肌肉的肌電訊號。

系統軟體：包括兩個部份，即 PMAC 控制器的馬達運動控制及監督程式與 PC 程式(稱為 host program)。其中馬達運動控制及監督程式是經由 RS-232 通信界面載入 PMAC 控制器中；而 PC 程式則是由 LabView 建構而成，主要功能是載入 PMAC 控制器的參數，並將 A/D 擷取的 EMG 與扭力資料及暫存於 buffer 內馬達運動期間

的位置變化儲存至硬碟中及顯示在螢幕上，另外為了使用者的使用方便，PC 程式同時也是一套可供使用者改變參數的使用者界面(Graphic User Interface)。以下說明這兩個程式設計的流程及相互間的溝通。

在 PMAC 控制器程式中利用其公司發展的模擬程式界面，設計想要的馬達運動模式(sinusoidal movement、ramp and hold 或 treatment model)，而由模擬程式界面的馬達運動軌跡驗證，若符合所求，即將程式透過 RS-232 載入 PMAC 控制器中。

PC 程式是建立一個 GUI 界面，使得使用者能夠輸入不同的 PMAC 控制程式參數(如移動的角度或速度等)，並將這些參數傳給 PMAC 馬達運動控制程式，最後將整個實驗過程中擷取的資料，顯示在螢幕上供使用者觀察，並儲存在硬碟中，作分析。圖三即為本系統的使用者界面。

PMAC 控制器、16-bit A/D 與 PC 間的溝通為整個軟體設計的重點。圖四為兩者設計的流程及溝通的方法，使用者由 GUI 界面選擇馬達運動模式，設定參數後，再載入到 PMAC 控制器中，並等待使用者下達開始執行的命令，此時使用者可經由 PC 送訊號給 PMAC 控制器，使馬達開始執行，並由 A/D 擷取 EMG 及扭力值資料，經由 Print port 界面直接顯示在 GUI 界面，等到執行完畢，PC 再將 PMAC 控制器 buffer 內馬達運動期間的位置變化傳回 PC 顯示在 GUI 界面並儲存。圖五為完成後之系統配置。

計畫成果自評

本計畫為期三年，此為第一年之研究報告，目前已完成此治療/評估系統之機構。在治療與評估的控制流程方面，我們以圖形使用介面的設計概念，從治療前的評估、伸張治療中力矩的控制到治療後各種參數的分析等皆整合於程式當中，發展出全由視窗操控之伸張治療及評估儀器，讓臨床人員能在方便操作、有效率之情況下治療病患，而病患也可在較舒適的治療姿勢下接受治療。此為本系統除了硬體架構外，所自行開發之軟體。

本治療/評估系統目前正於臨床測試中，希望未來能提供臨床治療師及病患在抑制痙攣上，一有效且方便操作之治療儀器，同時並提供治療師於臨床上可以很快速且客觀的評估出病患痙攣的程度。

參考文獻

1. Odeen I., Knutsson E.: Evaluation of the effects of muscle stretch and weight load in patients with spastic paraplegia. Scand J Rehab Med 13:117-121, 1981.
2. Odeen I.: Reduction of muscular hypertonus by long-term muscle stretch. Scand J Rehab Med 13: 93-99, 1981.
3. Richards C.L., Maloum F., Dumas F.: Effects of a single session of prolonged plantarflexor stretch on muscle activations during gait in spastic cerebral palsy. Scand J Rehab Med 23:103-111, 1991.
4. Robichaud J.A., Agostinucci J.: Effect of air-splint application of soleus muscle motoneuron reflex excitability in nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. Phys Ther 72:176-183, 1991.
5. Robinson K.L., McConas A.J., Belanger A.Y.: Control of soleus motoneuron excitability during muscle stretch in man. J Neuro Neurosurg Psychiatry 45: 699-704, 1982.
6. Thilmann A.F., Fellows S.J., Ross H.F. : Biomechanical changes at the ankle joint after stroke. J Neuro Neurosurg Psychiatry 54:134-139,1991.
7. Toft E., et al: Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human ankle extensors. J Neural 65:1402-1410,1991.
8. Tremblay F., Malouin F., Richards C.L., Pumas F.: Effects of prolonged muscle stretch on reflex and voluntary muscle activations in children with spastic cerebral palsy. Scand J Rehab Med 22:171-180, 1990.



圖 3 肌肉痙攣量測系統之使用者

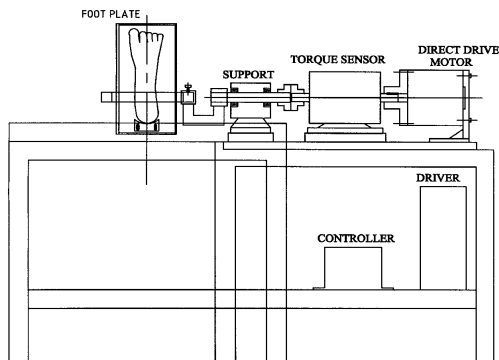


圖 1 機械結構示意圖

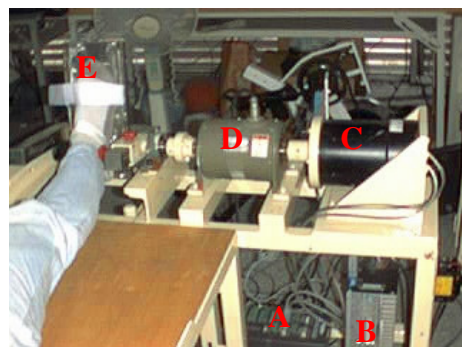


圖 5 完成後之系統配置

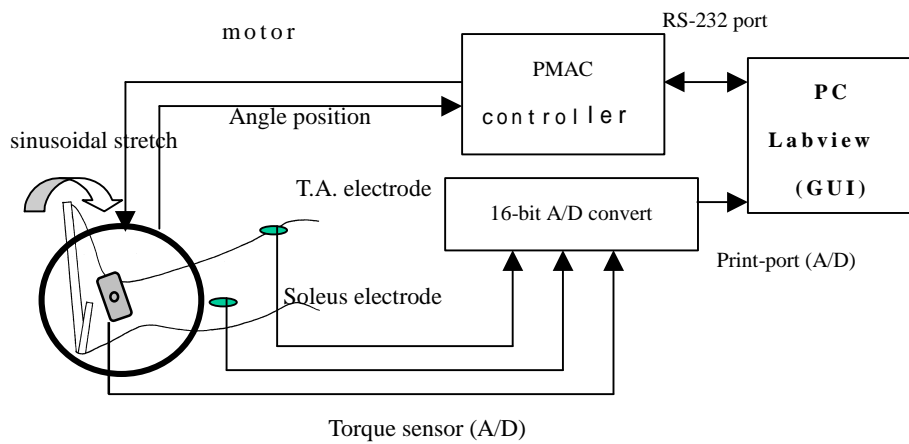


圖 2 整體實驗架構的示意圖

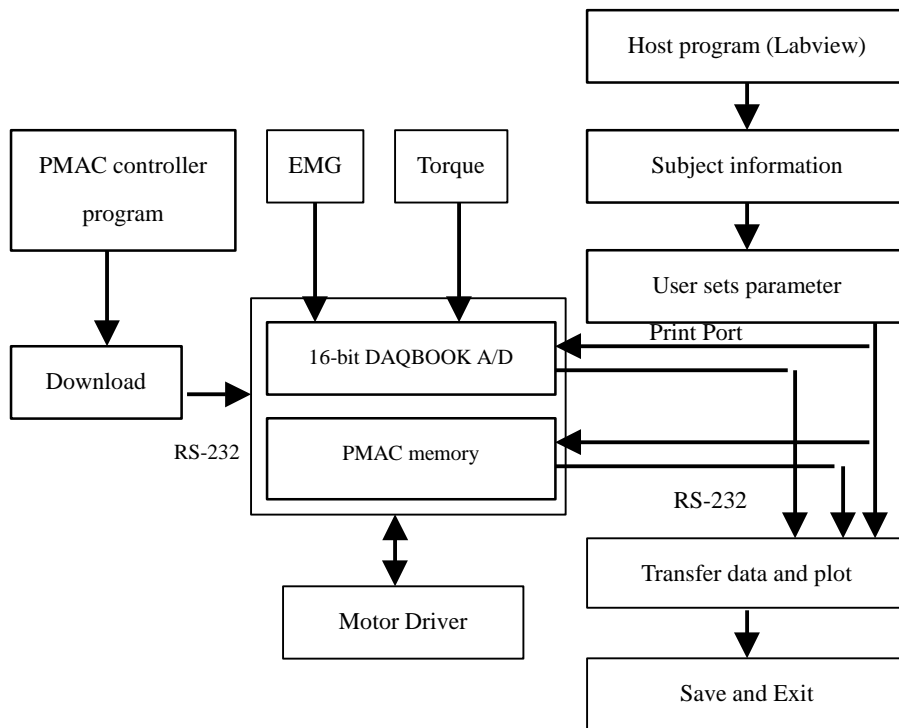


圖 4 系統軟體設計流程