

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

肌肉模型個人化及其應用於前十字韌帶損傷後肌肉力學改變之研究

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC93-2320-B-039-022-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：中國醫藥大學物理治療學系

計畫主持人：林秀真

共同主持人：許弘昌，呂東武，王廷明

計畫參與人員：劉彥宏，林昆瑩

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中華民國 94 年 10 月 31 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 成果報告
 期中進度報告

(計畫名稱)

肌肉模型個人化及其應用於前十字韌帶損傷後肌肉力學改變之研究

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 93 - 2320 - B - 039 - 022 -

執行期間： 93 年 8 月 1 日至 94 年 7 月 31 日

計畫主持人：林秀真

共同主持人：呂東武，許弘昌，王廷明

計畫參與人員：劉彥宏，林昆瑩

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、
列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：中國醫藥大學物理治療學系

中 華 民 國 九 十 四 年 十 月 三 十 一 日

中文摘要：

肌肉產生力量以帶動肢體動作並提供關節之動態穩定，其力學特性包含力量-長度及力量-速度關係，這些關係決定了在不同關節角度及速度下，肌肉所能施予骨頭或關節的力量。過去的研究多採用肌力所產生的關節力矩及其對應角度描述力量-長度關係，而以關節力矩及其對應角速度描述力量-速度關係。然而，由於關節旋轉中心多隨關節彎曲而改變位置，因此肌肉長度與關節角度並非成固定比例，肌肉收縮速度與關節角速度亦不具固定比例關係。是以，過去方法未能正確描述肌肉力學特性。本研究希望能直接求得肢體在運動中肌肉長度與力量大小與變化率，以建立肌肉對控制關節運動或力量產生的力學特性。十三位年輕健康的受試者接受不同膝關節角度下等長最大自主肌肉收縮測試，同時隨機外加抽籤上加以誘發作用肌肉完全收縮，三維動作分析系統亦同步記錄所有動作。利用三維下肢模型和最佳化技術，將肌肉模擬為希爾肌肉模型，以個人化調整其內部參數，用以描述力量-長度關係。結果發現，在不同膝關節角度下的等長最大肌肉收縮，其趨勢與希爾肌肉模型中之力量-長度關係類似，可以二次迴歸曲線表示其關係，但是單由外力測試的結果並無法推知實際每一條肌肉的收縮力量。此外，膝關節伸展與屈曲肌群個別肌肉的最大肌力，也符合本研究給予的限制條件，與該肌肉的生理截面積呈現正相關，肌肉截面積愈大所能產生的最大力量也愈大。而在相同功能肌群中的每條肌肉的最佳長度與寬度不盡相同，表示在不同關節角度下，可能處在最有利長度的肌肉也不同，顯示人體的肌肉關節設計，會搭配關節活動的範圍分配適合的肌肉為主要作用肌群。本研究已將等速肌力測試儀的測試訊號與動作分析儀器設備加以整合，以量測完整運動學與動力學資料的系統，本研究結果可進一步提供臨床復健計劃與順向動力學的相關研究做參考。

關鍵詞：膝關節、肌肉力學、力量-長度關係

英文摘要：

The functions of the skeletal muscles are to transmit forces to bones in order to carry out the movement, and to provide dynamic stability for their dominant joints. Two important muscle properties including force-length and force-velocity relationships determine the governing strategy of the neuromuscular system. These relationships were obtained *in vitro* with isolated muscle or tested *in vivo* with the assumptions that muscle length was proportional to the joint angles and muscle force to the joint torque. However, these assumptions are not true since the position of the rotation center changes with the joint flexion for the most joints. The purpose of this study was to customize the model of the force-length relation for each thigh muscle with full activation condition, and to investigate the interaction of the muscle length and the joint angles around the knee joint. Thirteen healthy subjects were recruited in this study and received maximum isometric tests at different joint angles, while superimposed magnetic stimulation will be applied to induce full activation for the muscles. The three-dimensional motion analysis system was used to record kinematic data simultaneously. Incorporated with a validated lower-limb model and non-linear optimization techniques, the parameters of the Hill's muscle model were customized to describe the force-length relation of each thigh muscle for each subject. This study found that the length-tension relation of the maximal isometric voluntary contraction in different knee angles is similar to the Hill's model and can be represented by a quadratic regression function. However, the force of each muscle during the contraction could not be obtained only by this resultant external force. From the results of this study, the parameters for each muscle in the Hill's model have been calculated and the maximum force of each muscle around the knee joint were also satisfied its physiological property, i.e. positively proportional with its physiological cross sectional area. The optimal length and width of the force-length relationship was not exactly the same for the same functional muscle group. This suggested that the optimal length of each muscle could be different in the different joint angle. This implies that a proper contribution between the muscles with same function throughout the range of motion was delicately designed, and thus would provide the dynamic control of the joint. This study is successfully to integrate the two systems, including the isokinetic machine and the motion analysis system, in order to measure both kinematic and kinetic data simultaneously. The results of this study can be used to guide future application of associated rehabilitation programs or in the field of forward dynamics research.

Keyword: Knee joint, Muscle mechanics, Length-tension relationship

一、前言：

骨骼肌的功能是傳遞力量到骨頭使動作產生，並且提供關節的動態穩定。肌肉力學和關節的控制機制的知識對生物力學及臨床醫學或是生物力學家而言是很重要。瞭解肌肉在動作執行時的策略對計畫手術及促進運動表現特別有價值，想要直接於活體測量肌肉力量多半得要使用侵入性的測試而這種方式並不切合實際使用。然而，肌肉力學資料對預測肌肉力量在關節和其它支持性組織上的效果很重要，且可適當計畫運動治療計畫及有效的運動員訓練計畫。對動態分析來說，了解每一條肌肉的對關節的貢獻也很重要。

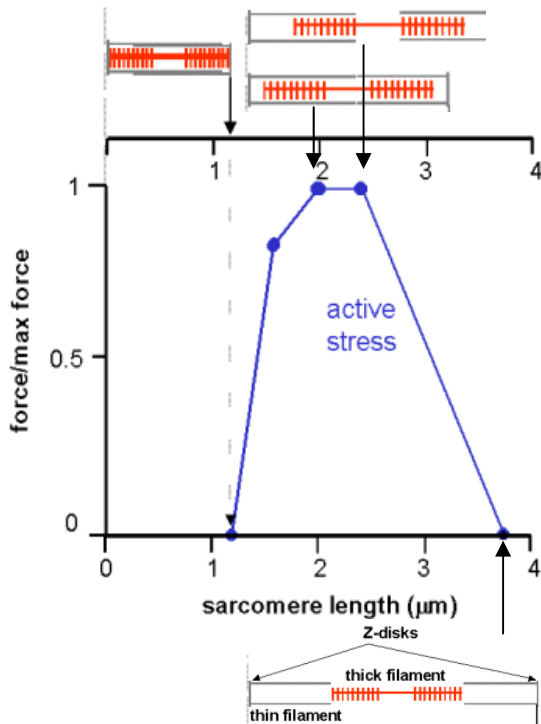
肌肉有兩個重要特性主導著關節運動，一是表現在力量-長度的關係，另一是力量-速度的關係。利用適當的數學模型，這些關係可以做為肌肉力學行為的代表[1]。過去文獻大多是利用離體的單一肌肉去計算這兩個關係[2]，或者假設肌肉長度和關節角度成一固定比例，且肌肉力量和關節力矩也成一固定比例的情況下 [3]，或者搭配肌電圖模型計算[4]，測試活體而得到這些參數。而離體肌肉實驗的結果無法直接應用在活體身上，且活體實驗的假設也不切真實，因為關節並不是像滑輪鉸鏈一樣有固定的旋轉中心，大部份人體關節的旋轉中心隨著關節角度的改變而改變，則力臂長度也會因而改變。此外，肌肉電生理活性的大小也受到不同的肌肉長度和動態動作的影響，並且他們也不與肌肉力量呈固定比例，因此這些傳統方法得到的個別肌肉力學並不完全正確。

骨骼肌肉系統在人體的設計基本上是屬於“贅餘”系統，也就是說，它具備有多餘的自由度，例如：橫跨關節的肌肉和韌

帶的總數加起來超過關節所可提供的自由度和關節的活動度[5, 6]。因此，肌肉力量的分配始終是生物力學家難以解決的問題[6-11]。若利用給予適當的限制以及套用適當的生理特性，最佳化技術經常被用來解決這種力量分配的問題，且若能合併一個好的數學模型，則可以被用來決定那些不易直接測量到的肌肉力量的大小[12]，更進一步，也可應用於模擬動態的動作。因此本計畫期望使用一個經驗證的三維下肢模型，以得到各條肌肉長度和肌肉力量改變的比例和大小[13, 14]，以進一步建立肌肉模型參數。

二、文獻探討：

傳統巨觀肌肉力學常用希爾模型(Hill-based model)來表示，希爾模型是基於肌肉巨觀特性來表示，包括收縮單元(contractile element; CE)與被動彈性部分，被動彈性部分又分為並聯彈性單元(parallel elastic element; PEE)及串聯彈性單元(series elastic element; SEE)。並聯彈性單元及串聯彈性單元以簡單非線性彈性特性呈現，而收縮單元則以力量-長度及力量-速度的關係來表示[15]。這些力學特性已經被廣泛地用在肌肉肌腱的驅動上。肌肉的力量-長度關係的研究可從肌小節的層面到整塊肌肉的層面上，主要理論根據是收縮時力量大小的產生會依據橫橋(crossbridges)的數量多寡而定，而橫橋數量是依據肌肉休息時肌凝蛋白和肌動蛋白的交疊程度而定(圖一)，因此肌肉的力學特性也應符合生物生理模型—Huxley's 橫橋模型 [15, 16, 17]。



圖一、利用纖維滑動理論之橫橋連結 (crossbridges) 模型詮釋肌肉肌節之力量-長度關係。

肌肉產生力量的能力可以由希爾模型所詮釋，亦即肌肉力量的控制與產生與肌肉即時長度、收縮速度以及活化程度有關，其關係式如下：

$$F = F_{\max} \left[1 - \left(\frac{L - L_0}{wL_0} \right) \right]^2 \cdot f(v) \cdot u(a)$$

式中 L 是即時肌肉長度， L_0 是能產生最大收縮力量的最佳肌肉長度。 $f(v)$ 是收縮速度的方程式，且 $u(a)$ 是活化程度的方程式。

為簡化對力量-長度關係，過去的研究中，若動作為等長收縮或肌肉纖維完全徵召的話，則以上公式中之兩個方程式 $f(v)$ 與 $u(a)$ 的值都假設為 1。而為了降低數學模式的複雜性，過去研究通常設定特定的簡單假設，例如使用簡化的二維關節模型，連結數條有相同功能的肌肉，並假設所有受試者的肌肉都完全自主收縮，或者假設最佳長度是在關節活動度的中間位置

[20-22]。然而在正常自主收縮中為了使得收縮平順且預防肌肉疲乏，存在不同步徵召動作單元(motor unit)的力量缺損(force deficit)現象 [18, 19]，因此使得上述簡化的假設可能導致其結果和真實情況有相當的差距。

三、研究目的：

因此本篇研究的目的是在克服過去文獻所提到的困難，利用三維立體攝影術合併一驗證過的下肢模型，並利用誘發最大肌肉收縮技術，發展於活體測試中研究大腿肌肉之力學特性；並針對正常受試者的大腿肌肉進行等長收縮測試，實際測試控制膝關節之主要伸展與屈曲各個肌肉，並利用上述技術來重新個人化個別肌肉的力量-長度關係。

四、研究方法：

(一)受試者選取

本研究徵求年輕健康沒有下背問題或其它膝關節疾病的男性志願者，簽署書面同意書之後方進行測試。所有實驗資料將基於保護受試者隱私權，除了必要的資料分析之外，其他絕不外流，以符合國際上對人權保護的規定。

(二)實驗設計及測試方法：

本研究著重以既有的三維下肢模型為基礎，利用動作分析及力學系統，並利用誘發最大肌肉收縮技術，用以研究大腿肌肉之力學特性並建立其肌肉模型，期望可進一步應用在下肢損傷病患的復健計畫，進一步預測或追蹤其復健效果。

所有受試者都接受在不同膝關節角度

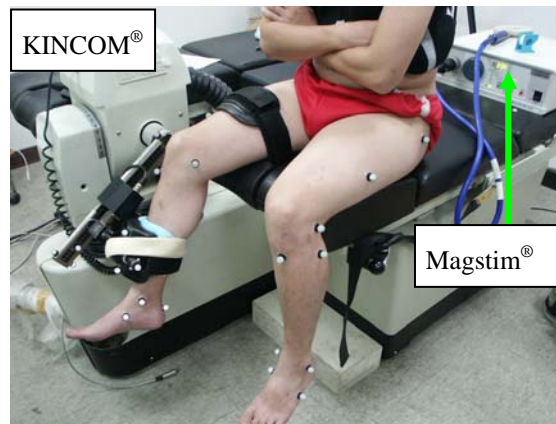
下自主最大等長肌肉收縮的測試。此外，在進行自主最大等長收縮的同時，隨機外加抽籤上加的刺激技術 (superimposed stimulation)，使作用肌肉能完全收縮。在受試者測試的同時，三維動作分析系統亦進行同步記錄。合併一個具效度的下肢模型和最佳化技術，將肌肉模擬為希爾肌肉模型(Hill's muscle model)個人化調整其內部參數，將用以敘述每一位受試者的力量-長度關係。

在肌力測試部分，本研究使用 KIN-COM 500H (Chatonogga, USA)等速肌力測試儀，在其感應力臂的末端裝置一具有單軸測力單元(loadcell)。此外，動作分析的部份，本研究使用 Vicon 370 (Oxford, UK)動作分析系統，以 7 台紅外線攝影機來追蹤下肢各骨標記在空間中的變化。整體來說，此兩系統的合併，使本研究能對大腿肌肉的功能，在運動學與動力學的部份做較詳細的描述。

所有實驗都在中國醫藥大學物理治療學系之等速肌力實驗室進行。運動學與動力學資料輸入三維下肢數學模型來得到即時的作用力方向，每一條大腿肌肉的力臂與施力方向[13, 14]，藉以計算出正確的內在肌肉力量和力矩。因此這個研究也希望藉由本技術的建立進一步探究膝關節周圍各肌肉力量的分布，進而了解這些肌肉如何提供膝關節運動所需的動態穩定度。

利用等速肌力測試儀的感應力臂，調整不同的膝關節活動角度，來測試大腿肌肉的外在力量和力矩。同時，利用三維動作分析系統收集運動學資料並且測量真正的膝關節活動角度與姿勢。而肌肉最大力量的活化，則以磁場刺激器(Magstim 220, USA)的感應線圈先尋找出收縮肌群最大

收縮刺激反應點，再配合等長肌力收縮時，同步給予磁場刺激，以激化最大的股四頭肌等長收縮(圖二)。



圖二、等長肌力測試圖，圖中受試者固定在等速肌力測試儀上，下肢主要骨標記貼上反光球以利紅外線攝影機記錄下肢之空間位置資料。

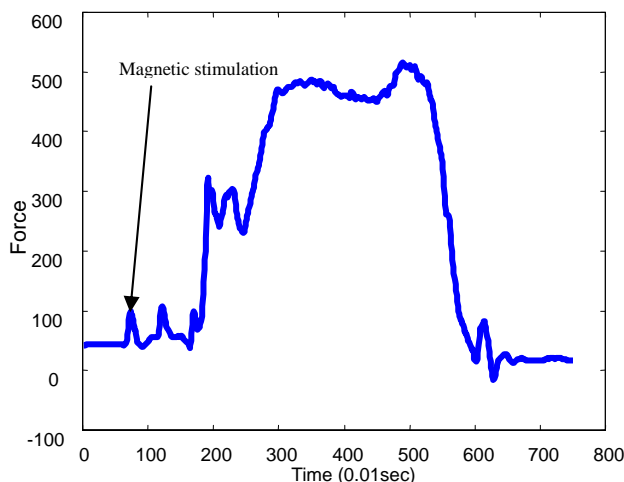
測試股四頭肌與大腿後肌的長度-力量關係時，為了確保膝關節用力伸直時沒有身體其它肌肉的協助，因此要求受試者軀幹固定且雙手抱胸，此時，膝關節懸出座椅邊緣並且支撐在軀幹、髌關節及膝關節維持在幾乎九十度彎曲的姿勢下。每彎曲二十度收取一次股四頭肌與大腿後肌的等長最大自主收縮再給予磁場刺激以增強肌肉的活化，肌力測試及進一步最佳化技術所需要的力量-長度關係參數，將在這些測試中得到所需要的資料。大腿前後側肌肉的力量-速度關係也在相同的動作範圍內測試。測試過程中很重要的是要給予受試者足夠的休息時間，以避免肌肉疲乏影響研究結果。此外，對於關節角度選擇，以隨機的順序來進行測試，避免測試偏差。

(三)測試步驟：

簽完同意書之後，受試者即被要求固定在測試椅上，髌關節及膝關節保持 90

度，大腿適當固定，以確保與測試儀器之間沒有不適宜的誤差。為了建立三維解剖座標系統，在特定的骨標記上黏上反光球，以取得肢體動作在空間中的表現，進一步記算真正的膝關節角度。

磁場刺激器的感應線圈將在肌力測試之前先行選取一最適合的刺激位置，以最小刺激強度可以得到最大刺激反應的地方當作刺激位置。以 Magstim 的機器為例，股四頭肌最大刺激強度可以超過 75%，而腿後肌之刺激強度往往相對較小，而且刺激位置較難確定，通常腿後肌之刺激強度小於 45%。此外，平時的運動強度也可能對磁場刺激強度有所影響。磁場刺激的目的只是在於讓動作肌肉能有完全收縮，因此，為了預防受試者的預期心理影響最大肌肉收縮的表現，磁場刺激採取隨機給與。



圖三、等速肌力測試儀所測得之一次等長收縮測試力量曲線，圖中的小抽橋是由外加磁場刺激所引發，以確保受試者肌纖維的完全徵召。

外在力矩等於測試時所量測到的最大力量(單位：牛頓)乘上力臂。而最大力量是最大等長收縮維持 5 秒鐘的中間 3 秒，加上磁場刺激時所得到的最高值。每次收

縮後，休息至少一分鐘。全部測試完成後，給予 15 分鐘的冰敷包，以預防肌肉疲乏或受傷。

(四)資料分析：

所有等速肌力測試儀及三維動作分析系統所得到的原始測試資料，皆以 MATLAB 軟體進行運算，且利用其最佳化的模組萃取肌肉模型適用的變數。

(五)數學方法：

運動學與動力學資料在實驗測試過程中同步收集。每一個測試皆重覆測試多次，取得建立肌肉模型所需的參數。除了上述不同膝關節角度產生的外力經由儀器測量而得，膝關節所產生的合力矩以及下肢肢段收縮時的加速度以及其他必要的參數，也均由實驗設備所收集，用於三維下肢模型中計算大腿各肌肉在動作瞬間的肌肉長度、施力方向以及力臂[13, 14]。而應用抽橋上加的技術可以讓所有肌纖維能夠完全活化，因此確保活化程度確實是達到 100%，以確定方程式 $u(a)$ 能設為 1。個別肌肉的生理截面積 (physiological cross section area, PCSA) 以及最大應力 (maximum muscle stress, σ) 資料取自於文獻[23, 24]，所有資料應用非線性最佳化方法，估計出於肌肉模型中的各個參數，以及各運動中個別肌肉所產生的力量。

要計算此力量-長度關係需建立一非線性最佳化問題，其中的設計變數包含每一條肌肉的最佳長度 (L_0) 以及曲線寬度 (ω)，經由實驗取得最大等長收縮總力量以及三維下肢模型所計算之個別肌肉的施力方向與力臂，是為此最佳化問題的輸入資料。

一般而言，最佳化問題可以是線性的或是非線性的，主要由目標函數(cost function)與限制條件(constraints)來決定[8, 10, 11, 21, 25-30]，而在本研究中的所設定的目標函數為讓大腿內在所有肌肉所產生的力量與儀器測量到的外力間的差距平方為最小，如下所示：

$$\min \sum_{i=1}^n (T_i - \tau_i)^2$$

在此 n 為該動作所涉入的肌肉數目； T_i 與 τ_i 分別表示第 i 個關節位置時測量到的與預估所測的關節力矩。

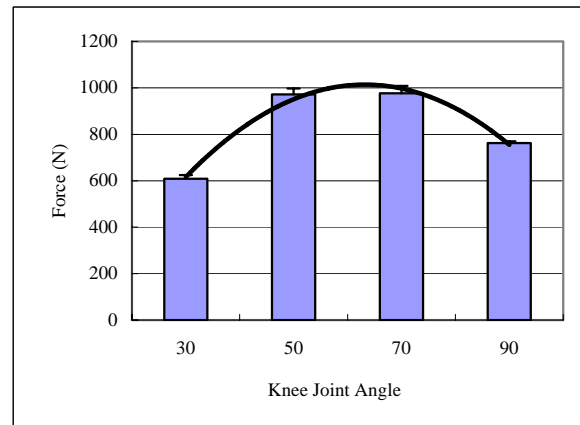
給予適當的限制條件對於解出此種最佳化問題而得到一個合理且符合生理條件的結果是相當重要的[7]。而本研究所設定的限制條件包含(1)肌肉僅能產生拉力而不能承擔任何壓力；(2)肌肉所能產生的最大力量應在肌肉截面積與生理最大應力的範圍內；(3)力量-長度關係的寬度要小於該肌肉長度的兩倍，且解出的最佳長度必定落在此寬度內。

五、結果與討論：

本研究共收集十三位健康年輕男性，平均年齡 20.82 歲(標準差 1.23 歲)，平均身高 170.36 公分(標準差 7.23 公分)平均體重 62.73 公斤(標準差 7.47 公斤)，自願參與並接受本研究所設計之實驗。

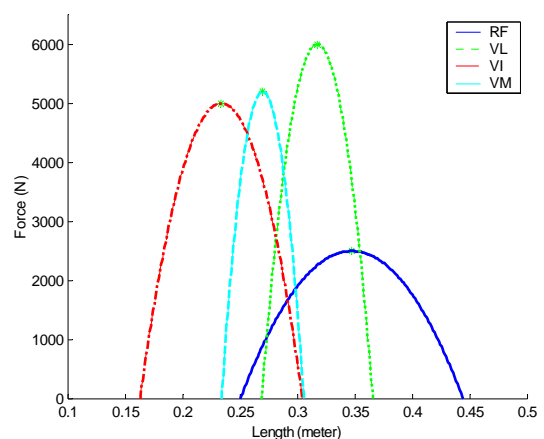
在不同膝關節角度下的等長收縮的最大肌力測試結果見圖四，其趨勢與希爾肌肉模型中之力量-長度關係類似，可以二次迴歸曲線表示其關係，但是單由外力測試的結果並無法推知實際每一條肌肉的收縮力量。因此經過三度立體攝影技術記錄下肢各肢段以及等速肌力測試之測力力臂在空間中的相對位置，可推測小腿肢段在施

力時，測力力臂施給小腿的反作用力的方向，搭配等速肌力測試之測力單元所測得的肌力，利用下肢模型計算單一肌肉在最大收縮時的施力方向，而利用最佳化技術的計算可以獲得個別肌肉的力量大小及其肌肉模型內之參數。



圖四、不同角度之下等速肌力所測得之平均最大肌力。

經由非線性最佳化技術的計算分別計算膝關節所有伸展與屈曲肌群，所獲得個別肌肉的最大等長肌力(F_{max})最佳長度(L_0)以及其肌肉模型內之參數(ω)分別表示於圖五與圖六中，詳細的參數值也可參考表二。

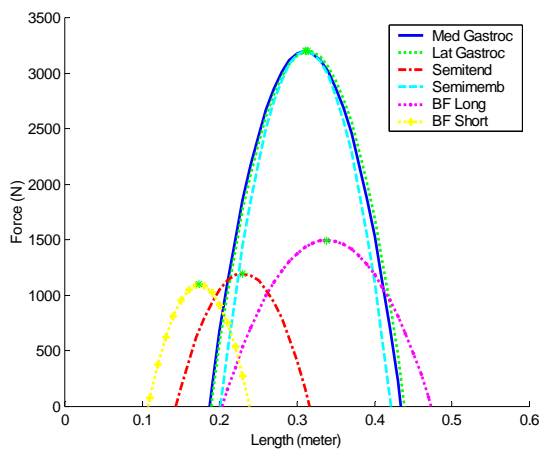


圖五、膝關節伸展肌群之力量-長度關係曲線。圖中 RF: 股直肌(rectus femoris)；VL: 股外側肌(vastus lateralis)；VI: 股

表二、正常受試者大腿各肌肉之希爾肌肉模型參數

Muscle	Parameter		L_0		ω		F_{max}	
	mean (m)	std	mean	std	Mean (N)	std		
Rectus Femoris	0.3470	0.0505	0.2485	0.1227	2499.02	1.37		
Vastus Lateralis	0.3169	0.0384	0.3134	0.0994	5998.73	2.10		
Vastus Intermedialis	0.2334	0.0280	0.3137	0.1048	4997.02	4.88		
Vastus Medialis	0.2694	0.0307	0.3294	0.0831	5198.34	2.73		
Med. Gastrocnemius	0.3102	0.0378	0.3553	0.0866	3199.13	1.03		
Lat. Gastrocnemius	0.3138	0.0395	0.2863	0.1073	3199.54	0.68		
Semitendinosis	0.2299	0.0588	0.3247	0.1016	1198.34	3.18		
Semimembranosus	0.3112	0.0503	0.2931	0.0907	3199.15	1.27		
Biceps Femoris (Long head)	0.3384	0.0573	0.3198	0.1102	1498.14	2.57		
Biceps Femoris (Short head)	0.1732	0.0172	0.3838	0.0366	1098.04	1.64		

中間肌(vastus intermedialis)；VM: 股內側肌(vastus medialis)。



圖六、膝關節屈曲肌群之力量-長度關係曲線。圖中 Med Gastroc: 內側腓腸肌 (medial gastrocnemius)；Lat Gastroc: 外側腓腸肌 (lateral gastrocnemius)；Semitend: 半腱肌 (semitendinosis)；Semimemb: 半膜肌 (semimembranosus)；BF Long: 股二頭肌長頭 (biceps femoris, long head)；BF Short: 股二頭肌短頭 (biceps femoris, short head)。

由結果中我們可以發現到膝關節伸展

與屈曲肌群個別肌肉的最大肌力符合我們給予的限制條件，與該肌肉的生理截面積有呈現正相關，肌肉截面積愈大則所能產生的最大力量也愈大[23, 24]。而在相同功能肌群中的每條肌肉的最佳長度與寬度也不盡相同，表示在不同關節角度之下可能處在最有利長度的肌肉也不同，顯示人體的肌肉關節的設計，會搭配關節活動的範圍分配適合的肌肉為主要作用肌群，對於這部份的力量貢獻分配的了解對於未來設計適合的復健運動計畫將有所助益。

六、計畫成果自評：

本計畫原為三年期計畫構想，但由於審查結果僅通過第一年度計畫，因此本計畫僅針對正常受試者的控制膝關節負責伸展與屈曲的各肌肉進行研究，目前已將等速肌力測試儀的測試訊號與動作分析儀器設備加以整合，用以量測完整運動學與動力學資料的系統。並透過已建立之整合型動作分析系統...傳統動作量測的議題。

膝關節是一個具有複雜結構的關節，並且它在步行上扮演一個重要角色。任何結構單元的受傷都有可能減低關節的功能。前十字韌帶是維持膝關節穩定最重要的結構單元之一，不只被動地限制脛骨前移，也提供肌肉在動態控制上的本體感覺回饋。前十字韌帶損傷病患將會失去膝關節的穩定性，並且可能部份失去本體感覺回饋。過去文獻顯示大腿肌肉力量缺損是常見的前十字韌帶受損後的併發症[28-30]。它可能由於對大腿肌肉的反射抑制(reflex inhibition)或改變關節力學的機制。這些膝關節力學的改變可能會導致肌肉收縮時，肌肉和關節在力學上關係的變化。

因此未來的研究將以本研究所建立修正過的合理的肌肉力學模型為基礎，應用在前十字韌帶的病患身上，探討其受傷後立即性的改變、手術前後的改變，及長期的復健恢復情況。不僅可以提供更多的資訊給臨床手術計畫及復健運動計畫做參考，更可以當作預後的指標，提供更多有用的參考資料。

未來計畫希望能繼續應用此研究發展之技術，用以研究的肌肉力學分析，以期能幫助了解正常人、ACLD、以及 ACLR 之間的肌肉力學差異與變化。此外，也希望能應用所發展的方法量測不同類型之膝關節問題病人的肌肉力學差異，希冀能對骨科、復健科、物理治療、運動醫學等領域有所貢獻。

七、參考文獻：

1. Winters, J.M., *Hill-based muscle model: a systems engineering perspective*, in *Multiple Muscle Systems: Biomechanics*

and Movement Organization, S.L.-Y. Woo, Editor. 1990, Springer-Verlag: New York. p. 69-93.

2. Bobbert, M.F., G.C. Ettema, and P.A. Huijing, *The force-length relationship of a muscle-tendon complex: experimental results and model calculations*. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 1990. **61**(3-4): p. 323-9.
3. Gillard, D.M., et al., *Isometric muscle length-tension curves do not predict angle-torque curves of human wrist in continuous active movements*. *Journal of Biomechanics*, 2000. **33**(11): p. 1341-8.
4. Buchanan, T.S., et al., *Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method*. *Journal of Biomechanics*, 1993. **26**(4-5): p. 547-60.
5. Collins, J.J., *The redundant nature of locomotor optimization laws*. *Journal of Biomechanics*, 1995. **28**(3): p. 251-67.
6. Tsirakos, D., V. Baltzopoulos, and R. Bartlett, *Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem*. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1997. **25**(4-5): p. 371-407.
7. Challis, J.H., *Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques*. *Medical Engineering & Physics*, 1997. **19**(3): p. 253-61.
8. Challis, J.H. and D.G. Kerwin, *An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques*. *Proceedings of the Institution of*

- Mechanical Engineers. Part H - Journal of Engineering in Medicine, 1993. **207**(3): p. 139-48.
9. Crowninshield, R.D., *A physiologically based criterion for muscle force predictions on locomotion*. Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute., 1983. **43**(2): p. 164-70.
 10. Davy, D.T. and M.L. Audu, *A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait*. Journal of Biomechanics., 1987. **20**(2): p. 187-201.
 11. An, K.N., et al., *Determination of muscle and joint forces: a new technique to solve the indeterminate problem*. Journal of Biomechanical Engineering., 1984. **106**(4): p. 364-7.
 12. Pandy, M.G., *Computer modeling and simulation of human movement*. Annual Review of Biomedical Engineering, 2001. **3**: p. 245-73.
 13. Lu, T.W. and J.J. O'Connor, *Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment*. Journal of Anatomy, 1996. **189**(Pt 3): p. 575-85.
 14. Lu, T.W., et al., *Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects*. Journal of Biomechanics, 1998. **31**(1): p. 63-9.
 15. van den Bogert, A.J., K.G. Gerritsen, and G.K. Cole, *Human muscle modelling from a user's perspective*. Journal of Electromyography & Kinesiology, 1998. **8**(2): p. 119-24.
 16. Zahalak, G.I., *Modeling Muscle Mechanics (and Energetics)*, in *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, S.L.-Y. Woo, Editor. 1990, Springer-Verlag: New York. p. 1-23.
 17. Cole, G.K., et al., *Modelling of force production in skeletal muscle undergoing stretch*. [erratum appears in *J Biomech* 1997 Sep;30(9):999]. Journal of Biomechanics, 1996. **29**(8): p. 1091-104.
 18. Strojnik, V., *Muscle activation level during maximal voluntary effort*. European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology, 1995. **72**(1-2): p. 144-9.
 19. Dowling, J.J., et al., *Are humans able to voluntarily elicit maximum muscle force?* Neuroscience Letters, 1994. **179**(1-2): p. 25-8.
 20. Crowninshield, R.D. and R.A. Brand, *The prediction of forces in joint structures; distribution of intersegmental resultants*. Exercise & Sport Sciences Reviews, 1981. **9**: p. 159-81.
 21. Kaufman, K.R., et al., *Physiological prediction of muscle forces--I. Theoretical formulation*. Neuroscience, 1991. **40**(3): p. 781-92.
 22. Li, G., et al., *Prediction of muscle recruitment and its effect on joint reaction forces during knee exercises*. Annals of Biomedical Engineering, 1998. **26**(4): p. 725-33.
 23. Friederich, J.A. and R.A. Brand, *Muscle fiber architecture in the human lower limb*. Journal of Biomechanics, 1990. **23**(1): p. 91-5.
 24. Martin, S.D., et al., *Suprascapular neuropathy. Results of non-operative treatment*. Journal of Bone & Joint

- Surgery American, 1997. **79**(8): p. 1159-65.
25. Chang, Y.W., et al., *Optimum length of muscle contraction*. Clinical Biomechanics, 1999. **14**(8): p. 537-42.
 26. Herzog, W., *Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design*. Journal of Neuroscience Methods., 1987. **21**(2-4): p. 167-79.
 27. Herzog, W. and T.R. Leonard, *Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles*. Journal of Biomechanics, 1991. **24**(Suppl 1): p. 31-9.
 28. Li, G., et al., *Prediction of antagonistic muscle forces using inverse dynamic optimization during flexion/extension of the knee*. Journal of Biomechanical Engineering, 1999. **121**(3): p. 316-22.
 29. Prilutsky, B.I., W. Herzog, and T.L. Allinger, *Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization*. Journal of Biomechanics, 1997. **30**(10): p. 1025-33.
 30. Pedersen, D.R., et al., *Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming*. Journal of Biomechanical Engineering., 1987. **109**(3): p. 192-9.