

韌帶、肌腱力量之直接量測與評估：自基礎研究至臨床應用

計畫編號：NSC 90-2213-E-002-069

執行期限：89 年 8 月 1 日至 90 年 7 月 31 日

主持人：王至弘 臺大醫院骨科

共同主持人：趙福杉 台灣大學醫學工程研究所

研究生助理：林家名、呂重明

一、中文摘要

直接量測韌帶、肌腱等軟組織的力量是生物力學、骨科、復健工程、運動生理學等之重要技術，然而國內在這方面的研究卻付之闕如，然而直接力量的量測對於韌帶或肌腱修復之癒後卻十分重要。因此在所執行的計畫中，我們開發了全新的韌帶或肌腱之力量量測裝置及其附屬電路，由電路之特性及體外實驗之結果可知所設計之力量量測裝置能在不剪斷韌帶或肌腱情況下精確地量得其受力。

關鍵詞：韌帶、肌腱、換能器、生物力學。

Abstract

Measuring forces of a tendon or a ligament are very important for biomechanics, orthopedics, rehabilitation, and physiology. However, we could not find related studies in Taiwan. The healing process after repair or reconstruction of a tendon or ligament might depend on the force during suture of these soft tissues. Therefore, during the project we developed a novel device that can precisely and conveniently measure the force of an intact tendon or ligament.

Keywords: ligament, tendon, transducer, biomechanics

二、前言

人體生物力學的主要研究對象不外是骨骼與肌肉兩大系統，前者可視為人體的支架（支撐）而後者則扮演作功（施力）的角色，當中連結骨頭與肌肉之關節、韌帶及肌腱乃是決定各種動作的要素。根據研究顯示，各種骨科臨床上常見的傷害，多半都是在關節部位所牽連之韌帶或肌腱上，故針對韌帶及肌腱作系統性的定量分析有其必要性與重要性。

一般而言，因跌倒或運動所引起的韌帶或肌腱傷害，常見於肩膀、膝關節、踝關節等部位，臨床上的症狀如旋轉肌破裂（rotator cuff tear）、前或後十字韌帶（anterior or posterior cruciate ligament）及阿基里斯腱（Achilles tendon）之斷裂，面對這些問題，骨科醫師通常利用外科手術將斷裂之部分修復或重建（repair or reconstruction），然而將斷掉的肌腱或韌帶再次固定至骨頭上時，不見得每個患者都能有良好的癒後結果（bone-tendon healing），根據本人多年開刀的經驗，這種現象應是與縫合時的鬆緊程度（亦即 tendon 承受的拉力）有關，只是苦無可以直接量測韌帶或肌腱拉力的裝置，因而長期以來一直尋求解決的方法。基本上，在韌帶或肌腱組織固定在骨頭上八週後，若修復情況良好則膠原組織（collagen）會再生而導致癒合（healing）

[1]、[2]。為了能夠直接量測力量之大小，必須有適當的力量換能器，將韌帶或肌腱所承受的力量轉變為電信號的變化，才能順利地使用電子儀表加以量測及擷取。一般而言，力量換能器分成體外[3]及體內[4-8]使用兩類，前者之體積可以大一些，但並不適用於臨床使用，因此大部分之研究均使用植入型的量測裝置。本計畫之主要目標就是要設計一小型的力量量測裝置，使得在手術中隨時可以知道韌帶或肌腱之拉力。這個裝置必須夠小，使之可以成為通用型的裝置，不論是哪個部位之韌帶皆可使用，換句話說，不會因空間狹小而無法使用。

三、結果

雖然原先預計以一 S 型的裝置及片狀基板上黏貼有張力計的裝置在不剪斷韌帶下量測其受力情形，但經過多次設計與操作後發現後者之固定需經縫合，亦即將換能器裝置縫在韌帶表面才能穩定地量測，這點與當初非傷害性的量測背道而馳，至於前者則在製作上十分困難，且以離體之彈性矽膠模擬時，發現操作上並不方便，若在狹小的關節空間上要安裝此裝置其困難度當更高了。在歷經了本團隊數次之實驗與開會討論後，由醫工室呂重明總工程師提出衣夾架構之換能器，其完成的離型結構如圖一所示，其架構與一般之曬衣夾差不多，但多了一片彈性之 U 型鋼片，一方面可以防止韌帶之脫落（如側視圖所示），另一方面在鋼片下方可黏貼兩片張力計（strain gauge）以構成惠斯登電橋之放大與補償電路，經過矽膠模型之測試後不但方便韌帶之上下且穩定度亦佳。為了配合此一韌帶量測裝置本團隊亦進行橋式放大電路之設計與製作，其電路圖如圖二所示，由於並非以長時間可攜式為設計之考量，因此電路設計以精準而非以省電為目標。而圖三則是其濾波電路。

至於此電路搭配此衣夾式裝置之量測結果則如圖四所示，韌帶拉力與輸出電壓之間的線性關係十分良好。

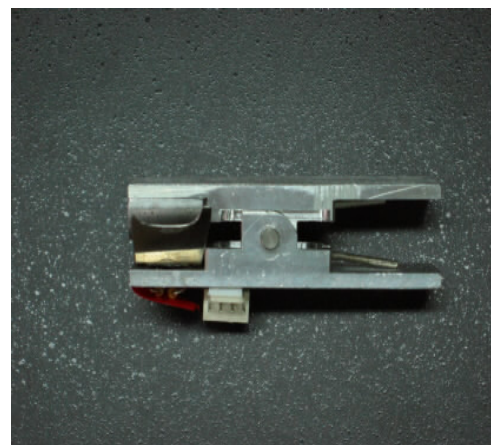
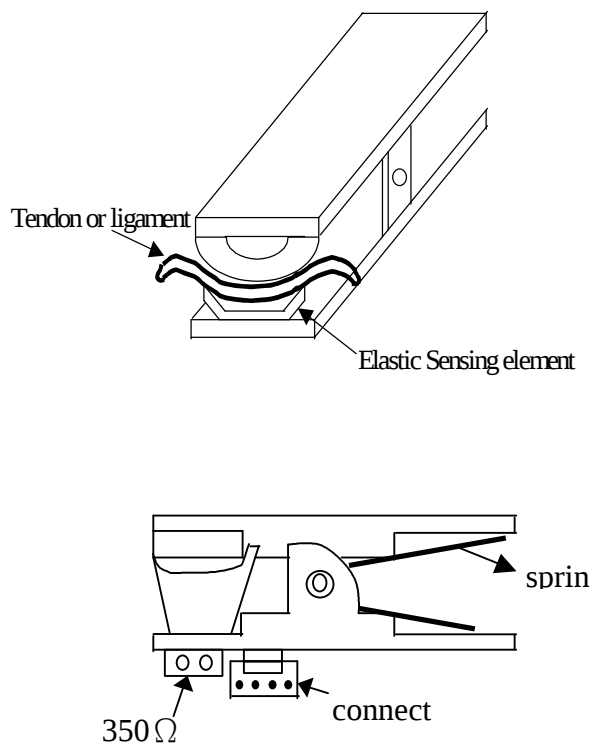
四、討論

本計畫之動機在於量測韌帶肌腱縫合固定後之拉力，此技術將可以更有效地評估這種手術之癒合效果，對於廣大的病患將是一大福音。其次，能夠直接量測各條韌帶或肌肉在不同速度、角度下之力量變化對於復健、運動員之訓練更顯得重要，相信這個努力的方向是正確且有遠景的。

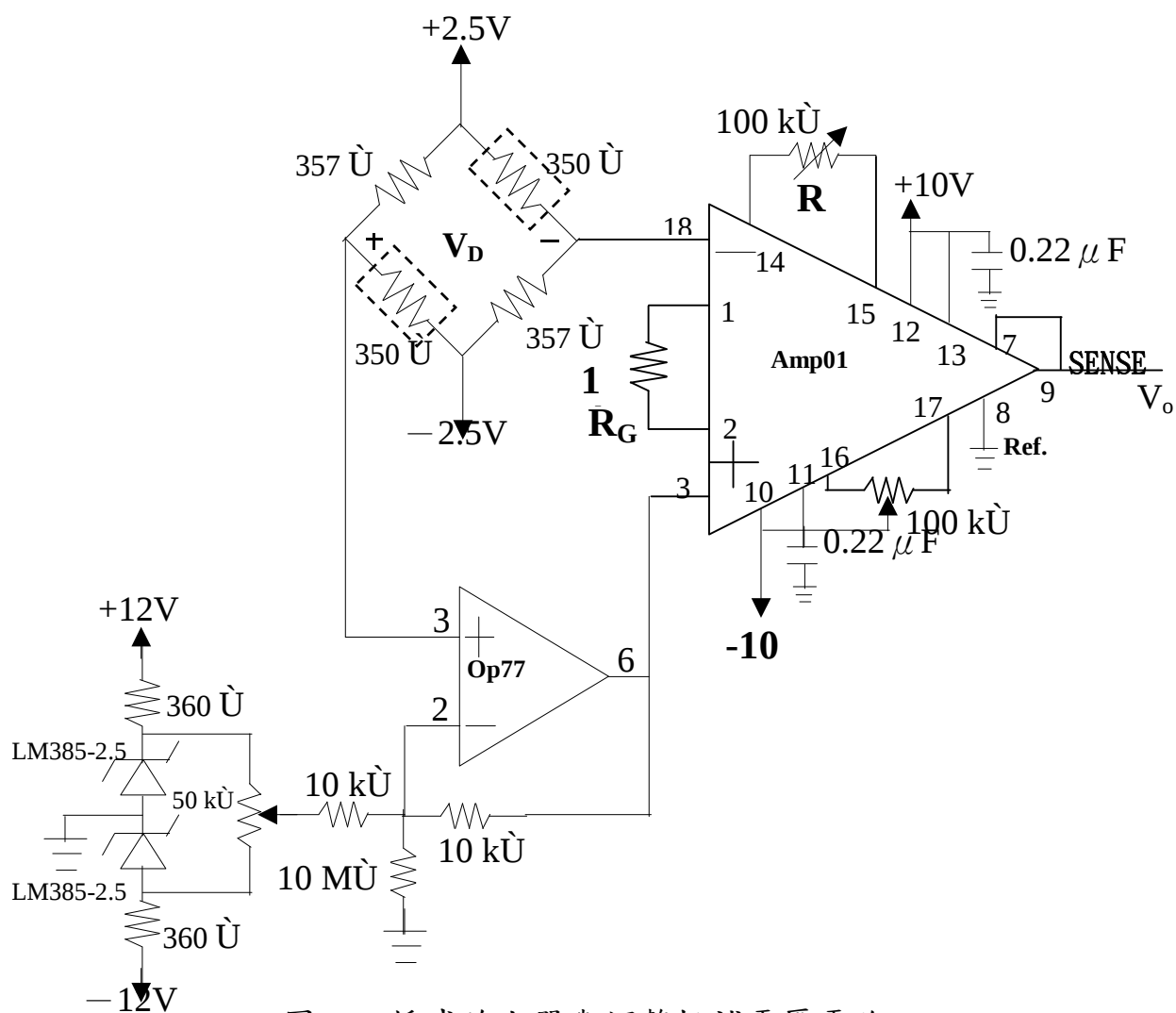
五、參考資料

1. Rodeo S. A., Arnoczky S. P., Torzilli P. A., Hidaka C., Warren R. F.: Tendon-healing in a bone tunnel, J. Bone Joint Surg. 12: 1795-1803, 1993.
2. Stephen H. L., Vahé P., Raad A.-S., Emre T., Eric S., Gerald A. F., Joseph M. L.: Morphology and matrix composition during early tendon to bone healing, Clinical Orthopedics and related research 339: 253-260, 1997.
3. Rupp S., Hopf T., Hess T., Seil R., Kohn D. M.: Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro, Journal of Arthroscopic and Related Surgery 15: 179-184, 1999.
4. Herzog W., Archambault J. M., Leonard T. R., Nguyen H. K.: Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings, J. Biomechanics 29: 103-109, 1996.
5. Platt D., Wilson A. M., Timbs A., Wright I. M., Goodship A. E.: Novel force transducer for the measurement of tendon force in vivo, J. Biomechanics

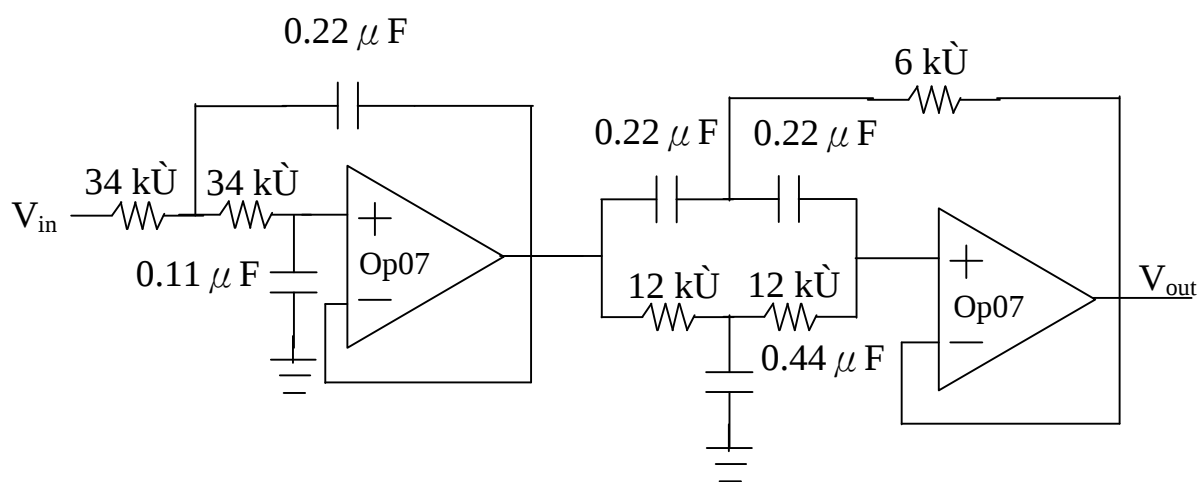
- 27: 1489-1493, 1994.
6. Korvick D. L., Cummings J. F., Grood E. S., Holden J. P., Feder S. M., Butler D. L.: The use of an implantable force transducer to measure patellar tendon forces in goats, J. Biomechanics 29: 557-561, 1996.
 7. Hall G. W., Crandall J. R., Carmines D. V., Hale J. E.: Rate-independent characteristics of an arthroscopically implantable force probe in the human achilles tendon, J. Biomechanics 32: 203-207, 1999.
 8. An K.-N., Berglund L., Cooney W. P., Chao E. YS., Kovacevic N.: Direct in vivo tendon force measurement system, J. Biomechanics 23: 1269-1271, 1990.



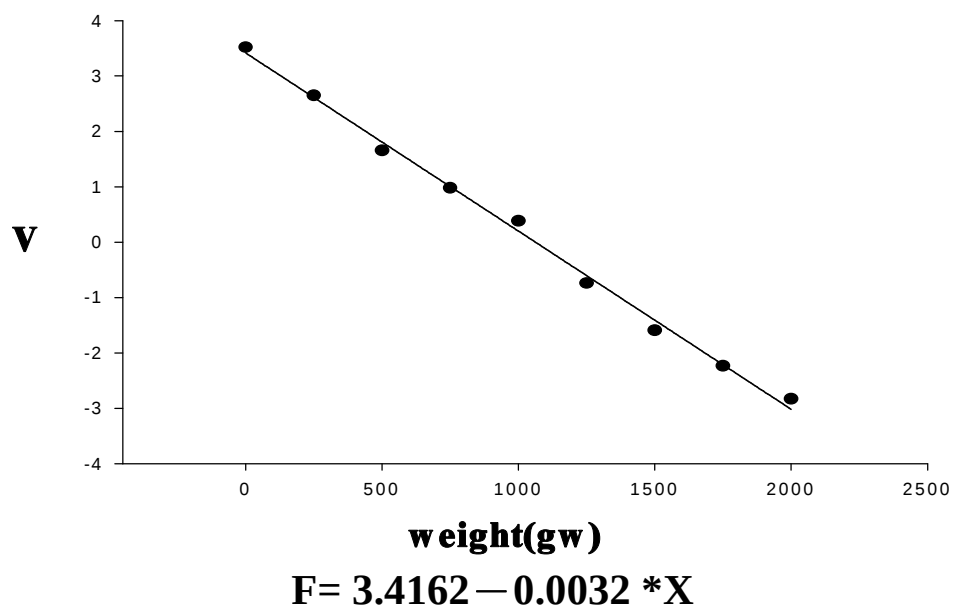
圖一、壓力換能器之結構圖及照片。



圖二、橋式放大器與調整抵補電壓電路。



圖三、二階 Butterworth 低通濾波器($F_c=25\ Hz$)
及 Notch Filter($F_c=60\ Hz$)之電路圖。



輸入 (g)	0	250	500	750	1000
輸出 (V)	3.52	2.65	1.66	0.98	0.38
力量 (N)	0	2.45	4.9	7.35	9.8
輸入 (g)	1250	1500	1750	2000	
輸出 (V)	-0.74	-1.59	-2.23	-2.83	
力量 (N)	12.25	14.7	17.15	19.6	

圖四、肌腱或韌帶張力力量量測電路之輸入(力量)與輸出(電壓)之特性。以矽膠管模擬韌帶之測試結果。