



# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 應用立體攝影及類神經網路量測活體肩胛三維運動

### Measurement of three-dimensional scapular kinematics with artificial neural network

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-379

執行期限：90年8月1日至91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

參與人員：郭美英 張玲瑛 李根嘉 張駿偉 台灣大學醫學工程學研究所

#### 一、摘要

在手臂運動過程中，肩胛骨的位置與方向之量測對肩胛骨運動學的了解及肩部功能的評估極其重要，也是肩部生物力學研究中重要的一環，對相關疾病病因之瞭解及治療具有貢獻。本研究利用立體攝影術配合皮膚標記以及類神經網路研究上肢相關之運動學。

**關鍵詞：**肩胛骨運動學、立體攝影術、動作分析、類神經網路

#### Abstract

Measurement of the positions and orientations of the scapula during arm movement is essential for the assessment of shoulder function. It is also important for the study of the biomechanics of the shoulder complex, contributing to the understanding of the aetiology and treatment of relevant joint diseases. The present study combined skin marker based stereophotogrammetric system with artificial neural network to study kinematics of upper extremity.

**Keywords:** Scapular kinematics, stereophotogrammetry, motion analysis, artificial neural networks (ANN)

#### 二、緣由與目的

由於肩胛骨在運動中會與其表面的皮膚產生很大相對位移，除非使用侵入性方法或高速 X 光拍攝，否則僅能量測肩胛骨在靜態時的方位。現階段應用立體攝影系統和皮膚標記進行上肢之生物力學相關研

究有限。主因在於精確量測肩部各骨骼間的相對運動有困難，尤其肩胛骨部分。如果要研究肩部個別關節，則一個可評估動態運動肩胛骨瞬時位置與方向的非侵入性方法是極為必要的。基於此，本計畫的目的有：

1. 結合立體攝影系統量測與類神經網路技術，發展新的非侵入性方法，以評估肩胛骨及盂肱關節於靜態位置或動態過程中的三維運動學行為；
2. 以此非侵入性方法為基礎，發展可決定盂肱關節旋轉中心位置的新技術；
3. 透過受試者同時貼有皮膚標記與肩胛骨細骨針標記的實驗，建立上述兩個新方法的效度與信度；
4. 發展一套人體肩部的三維電腦圖像模型，以供未來臨床應用；
5. 提供肩胛骨與盂肱關節在從事動態功能性動作時的正常運動學資料，包括觸摸頭部、伸手取物與輪椅推進等；
6. 針對手臂於肩胛骨平面抬舉之運動，定量研究盂肱關節角度變化之規律性。

#### 三、材料與方法

##### 受測者

本研究選取 27 位無神經肌肉骨骼疾病之健康男性參與研究 (Age: 20-25y/o, BH: 172cm, BW: 66kg)。依照細骨針植入與否，全部受測者可進一步分為兩組。其中一組有五位受測者全部接受細骨針植入至肩胛骨肩峰角，用於驗證與比較計算出各種量測肩胛骨方法與數學模型之正確性與準確性。所有受測者在實驗前必須簽署同

意書。本研究已通過中國醫藥學院道德委員會審查核可。

### 實驗設備

本研究利用 Vicon370 (Oxford Metrics Ltd., Oxford, England) 動作分析系統擷取黏貼於皮膚上特定之反光球位置以描述肢段在空間中之運動。該系統包含六具攝影機，以 60 赫茲擷取反光球於空間中之瞬間位置，以重建反光球三度空間之運動軌跡。

另設計製作乙類似圓規之肩胛定位器，其上具三顆反光球可決定肩胛骨在空間中的位置。每次實驗前必須適當調整肩胛定位器，使其三根腳分別對應肩胛骨之肩峰角(AA)、肩胛脊根部(RS)及肩胛下角(IA)。肩胛定位器三個定位點一經確定，在實驗過程中維持不變。

### 實驗流程

在受測者身上及慣用手 12 個骨突上黏貼反光球。並使用肩胛定位器量測肩胛骨上三個骨突。此外針對骨針組五位受測者由骨科專業醫生執行細骨針植入肩峰，並且確實固定。實驗結束後，持續幾天門診追蹤傷口預後情況，所有受測者皆無身體不適。

所有受測者必須完成靜態動作與動態功能性動作量測。靜態量測部分，受測者將手臂由零度沿著肩胛平面一直上舉到 120 度，每 20 度為一回合共七回合，每一回合分別由兩位物理治療師以定位器量測肩胛之方位。此外，受測者另在冠狀面、矢狀面、肩胛平面以十個間隔將手臂由最低舉至最高，以及肩胛骨前突後縮以作為後續類神經網路學習之輸入資料。

動態功能性動作包括受測者在三個不同平面依據不同速度和舉起不同重物完成手臂上舉動作。之後，進行功能性動作量測，包括推輪椅、伸手取物、摸頭等動作。

### 資料分析

本研究假設各肢段為剛體，並且參照國際生物力學學會之建議定義各肢段之局部座標系統。一般而言，Z 軸指向後，Y 軸指向上，X 軸指向外。

### 信度與效度分析

效度分析係比較肩胛定位器與細骨針測量所得數值之均方根誤差。配合 ANOVA 分析來檢測兩組數據是否有統計上差異，選擇 0.05 為代表數值上有統計上顯著差異。組內信度之分析包括兩位測試者量測以及統計 F 值，取 95% 之信賴區間代表其結果具有統計上之差異，配合 SPSS 10.0 中 Reliability 之測試，檢測組內信度。組間信度之分析比較兩位測試者量測每位受試者在不同上臂舉高角度所量測之數值平均後之誤差與標準差。

### 建立類神經網路(ANN)

本研究依據各別受測者靜態量測資料建立一個具備完整連結、前授處理方式的三層回傳式類神經網路，目的是用來學習個別受測者之肱骨(輸入)與肩胛骨(輸出)兩者靜態運動學之關係，作為計算動態肩胛骨運動學之模型。為避免數值間比例的關係影響網路學習，所有輸入輸出都經過常模化。

本研究以靜態資料作為類神經網路訓練參數。在完成訓練後，可利用類神經網路模型計算所得肩胛骨動態動作之運動學資料。

### 決定孟肱關節旋轉中心位置

受測者必須完成將手臂繞孟肱關節做大範圍之圓周運動，之後利用最佳化方法求得最佳之孟肱關節旋轉中心位置。

### 不同外力與速度對肩肱韻律之影響

受測者必須在矢狀面、冠狀面及肩胛骨平面手持 0 公斤、2 公斤及 3 公斤等重物以慢速完成手臂上舉動作。另外，受試者必須在三平面以慢(0.125 赫茲)、中(0.250 赫茲)、快(0.500 赫茲)等三種速度完成手臂上舉之動作。

### 建立三維電腦圖像模型

利用一系列一公厘間隔之電腦斷層影像，在電腦中重建三維空間中骨骼位置與形狀。並考慮肌肉收縮時之施力方向，假定肌肉力量之作用線為肌肉起點終點之連線，在適當之骨骼給予適當之肌肉力量作

用線。本模型之骨骼部分主要包含肩胛骨、肱骨、軀幹之骨骼(肋骨、脊椎、胸骨)以及橈骨與尺骨。並且考慮肩帶部位之主要作用肌肉(二頭肌(biceps brachii)、三頭肌(triceps brachii)、胸大肌(Pectoralis major)、胸小肌(Pectoralis minor)、棘上肌(supraspinatus)、棘下肌(infraspinatus)、大圓肌(teres major)、小圓肌(teres minor)、前鋸肌(serratus anterior)、斜方肌(trapezius)、三角肌(deltoid)、背擴肌(latissimus dorsi)、肱肌(brachialis)及喙肱肌(coracobrachialis)。

#### 四、結果與討論

##### 實驗量測之信度效度分析

藉由觸診使用肩胛定位器量測結果與實際骨頭運動學兩者之間角度差異值介於 0.11 度 ~ 6.82 度之間，量測之位移誤差值介於 0.1 公厘 ~ 15 公厘。統計結果顯示不論角度或是單一骨突位移之量測，細骨針與肩胛定位器之差異並無明顯統計上之差異( $P > 0.05$ )，亦即利用肩胛定位器可精確定義肩胛骨位置。而統計分析結果顯示，植入細骨針之受測者，其組內信度呈高度相關(相關係數 0.94 ~ 0.99)，統計 F 值都有顯著差異( $P < 0.05$ )。進一步之組間信度分析，兩位測試者對個別受測者之量測，不論角度或位移也有類似結果。而不同測試者對於同一個受試者所量測之數值也呈現高度相關，相關係數(ICC)都有 0.75 以上之水準，其角度差異值也小於 3 度，亦即不同測試者間之量測具有相當高之可信度。由以上結果可知使用肩胛定位器的量測方法決定肩胛骨運動情形，具有高度之重複性與準確性。

##### 類神經網路(ANN)模型分析

將類神經網路計算出之結果與細骨針實際量測之誤差值，以及既有文獻當中迴歸方程式計算肩胛骨在空間中位置，並與細骨針結果相比。結果列於表 1 至表 3

表 1. 用 ANN 以及迴歸分析計算肩胛骨於冠状面手臂上舉時之誤差

冠 狀 面	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉 矩陣
	前突/ 後縮	外旋/ 內旋	後傾/ 前傾	外移/ 內移	上移/ 下移	後移/ 前移	
ANN	3.06	3.27	3.49	8.09	8.17	9.37	0.02
*	7.98	7.72	11.73	--	--	--	0.22
**	11.33	8.67	11.61	--	--	--	0.19

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

表 2. 用 ANN 以及迴歸分析計算肩胛骨於矢狀面手臂上舉時之誤差

矢 狀 面	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉 矩陣
	前突/ 後縮	外旋/ 內旋	後傾/ 前傾	外移/ 內移	上移/ 下移	後移/ 前移	
ANN	2.89	3.93	2.62	8.50	6.26	10.50	0.02
*	5.83	9.81	11.57	--	--	--	0.21
**	6.54	7.74	13.49	--	--	--	0.19

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

表 3. 用 ANN 以及迴歸分析計算肩胛骨於肩胛骨平面手臂上舉時之誤差

肩 胛 骨 平 面	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉 矩陣
	前突/ 後縮	外旋/ 內旋	後傾/ 前傾	外移/ 內移	上移/ 下移	後移/ 前移	
ANN	4.02	2.92	3.06	8.18	6.72	10.04	0.02
*	6.12	8.64	12.06	--	--	--	0.21
**	8.39	6.87	11.51	--	--	--	0.16

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

類神經網路模型計算功能性動作，與細骨針實際量測之誤差值，以及利用迴歸方程式計算肩胛骨在空間中的位置，與細骨針結果相比，其平均值列於表 4 至表 6。表 4. 用 ANN 與迴歸分析計算肩胛骨於伸手取物時之誤差

伸 手 取 物	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉 矩陣
	前突/ 後縮	外旋/ 內旋	後傾/ 前傾	外移/ 內移	上移/ 下移	後移/ 前移	
ANN	2.35	3.51	2.56	4.48	6.80	7.64	0.02
*	5.35	11.98	12.40	--	--	--	0.24
**	5.30	5.50	8.78	--	--	--	0.14

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

表 5. 用 ANN 與迴歸分析計算肩胛骨於摸頭時之誤差

摸頭	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉矩陣
	前突/後縮	外旋/內旋	後傾/前傾	外移/內移	上移/下移	後移/前移	
ANN	5.48	6.19	4.49	10.07	12.02	11.32	0.06
*	5.60	8.98	9.22	--	--	--	0.18
**	8.72	9.93	11.10	--	--	--	0.21

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

表 6. 用 ANN 與迴歸分析計算肩胛骨於推輪椅時之誤差

推輪椅	角度 (度)			位移 (公厘)			旋轉矩陣
	前突/後縮	外旋/內旋	後傾/前傾	外移/內移	上移/下移	後移/前移	
ANN	7.16	5.40	4.06	12.01	15.89	9.62	0.08
*	5.46	15.89	19.70	--	--	--	0.46
**	11.24	5.05	11.36	--	--	--	0.23

\* de Groot(2001) \*\* van der Helm(1995)

本研究利用類神經網路的方法所計算出來的結果，與既有文獻之迴歸分析方程式所算出來的結果更為精確，因此利用文獻中迴歸分析係數來計算肩胛骨位置之正確性值得懷疑。總而言之，應用類神經網路的方法來計算肩胛骨運動學的資料結果較合理，因此結合立體攝影技術量測靜態肩胛骨位置，同時配合類神經網路模型的建立可運用於臨床評估病人上之關節活動的角度。

#### 不同外力與速度對肩肱韻律之影響

利用類神經網路之方法探討不同外力與速度對肩肱韻律 (scapulohumeral rhythm) 之影響。受測者以慢速手持三種不同重量在三個平面上上舉，經類神經網路計算肩胛骨位置並計算其與細骨針量測值之誤差(表 7)。統計結果顯示彼此都沒有顯著差異( $p>0.05$ )，由此推論，三公斤以內之荷重並不會改變肩胛骨在手臂上舉時之律動。

另外在受測者以不同速度在三個平面手臂上舉之動作，同樣以類神經網路計算並與細骨針量測值比較誤差(表 8)。統計結果顯示彼此無顯著差異( $p>0.05$ )，由此推論，速度在 0.5 赫茲以內，手臂上舉速度

並不會影響肩肱韻律。

表 7. 手持不同重物時之肩胛骨位置與細骨針量測值之角度誤差

肩胛骨運動		角度 (度)		
		前突/後縮	外旋/內旋	後傾/前傾
冠狀面	0 公斤	3.06	3.27	3.49
	2 公斤	5.32	3.44	4.25
	3 公斤	5.77	3.11	4.12
矢狀面	0 公斤	2.89	3.93	2.62
	2 公斤	3.80	4.35	2.85
	3 公斤	3.67	4.53	2.75
肩胛平面	0 公斤	4.02	2.92	3.06
	2 公斤	4.89	2.92	2.75
	3 公斤	6.89	2.42	2.60
平均	0 公斤	3.32	3.37	3.06
	2 公斤	4.67	3.57	3.28
	3 公斤	5.44	3.53	3.16

表 8. 不同速度手臂上舉時肩胛骨位置與細骨針量測值之角度誤差

肩胛骨運動		角度 (度)		
		前突/後縮	外旋/內旋	後傾/前傾
冠狀面	0 公斤	3.06	3.27	3.49
	2 公斤	3.83	3.81	3.37
	3 公斤	4.31	4.76	3.91
矢狀面	0 公斤	2.89	3.93	2.62
	2 公斤	2.96	4.44	2.82
	3 公斤	3.90	5.33	3.58
肩胛平面	0 公斤	4.02	2.92	3.06
	2 公斤	4.72	4.29	3.02
	3 公斤	4.05	4.49	3.00
平均	0 公斤	3.32	3.37	3.06
	2 公斤	3.84	4.18	3.07
	3 公斤	4.09	4.86	3.50

### 肱盂關節旋轉中心位置

本研究所計算出之平均肱盂關節旋轉中心位置在肩胛骨局部座標系統的 X 軸座標值為 126.25 公厘，Y 軸座標值為 -23.22 公厘，Z 軸座標值為 -49.03 公厘。

### 上肢功能性運動之運動學分析

徒手推輪椅時肩關節、肩胛胸關節及盂肱關節之運動(圖 2)，推進過程中肩胛骨由起始 12 度外突到推進期末達到 30 度外突，之後又回到 12 度外突位置，同時肩胛骨旋轉角度大約是 10 度，由外轉接著做內轉動作。而由 17 度後傾至 8 度後傾最後又回到 17 度後傾。

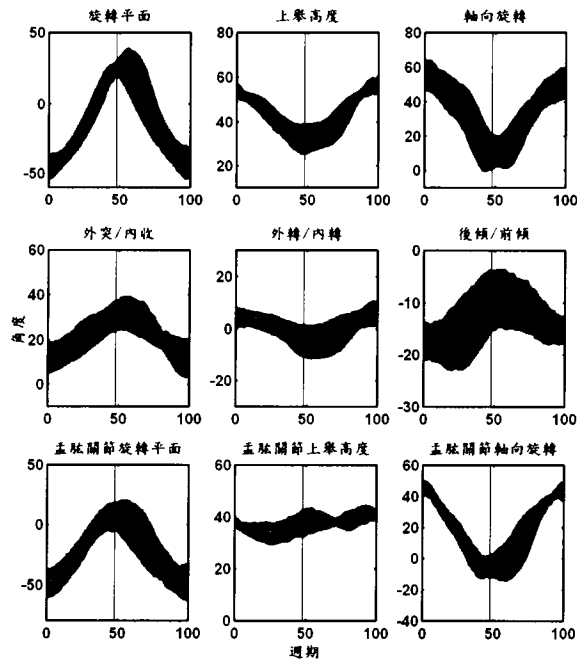


圖 2. 徒手推輪椅肩關節、肩胛胸關節及盂肱關節之運動情形。直線之前為推進期，之後為回復期。(實線為平均值，灰色區域為±標準差)

### 舉臂前伸動作之運動學分析

舉臂前伸動作肩關節、肩胛胸關節及盂肱關節之運動(圖 3)。肩胛骨由起始 30 度外突到 40 度外突，之後又回到 30 度外突位置。而旋轉角度大約是 20 度由外轉接著做內轉的動作。同時由 10 度後傾位置到 3 度後傾位置，最後又回到 10 度後傾位置。

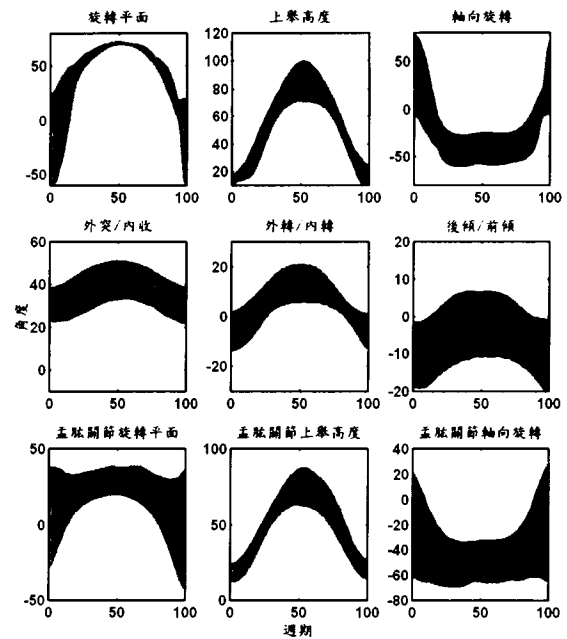


圖 3. 舉臂前伸動作時肩關節、肩胛胸關節及盂肱關節之運動情形。(實線為平均值，灰色區域為±標準差)

### 舉臂摸頭動作之運動學分析

舉臂摸頭肩關節、肩胛胸關節、盂肱關節之運動(圖 4)。肩胛骨旋轉角度大約由 20 度，外轉接著又內轉。同值由 10 度後傾位置到 3 度後傾位置，最後又回到 10 度後傾位置。

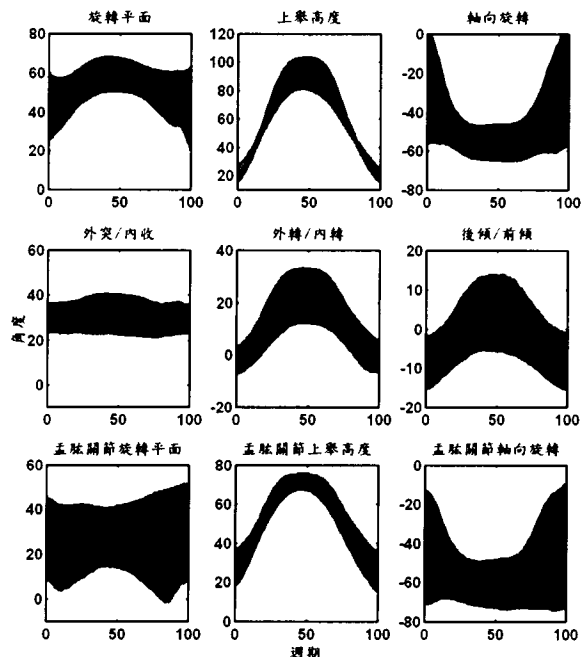


圖 4. 舉臂摸頭動作時肩關節、肩胛胸關節及盂肱關節之運動情形。(實線為平均值，灰色區域為±標準差)

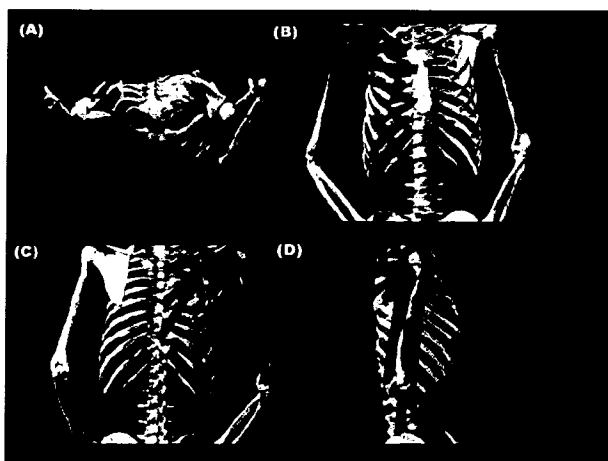


圖 5. 上肢肩帶部位肌肉骨骼三維電腦圖像模型，粗線段代表肌肉收縮時，所產生肌肉力量之走向。(A)為上視圖(B)為前視圖(C)為後視圖(D)為側視圖

人體肩部三維電腦圖像模型如圖 5。應用類神經網路計算結果，將相關資料輸入此模型中。使其視覺化，並且提供親切之介面，使結果易於呈現。

### 五、計劃成果自評

本計劃主要之目的為研究上肢特別是肩關節於功能性動作中三維運動。其中包含發展一個結合立體攝影技術與類神經網路的新方法以計算肩部相關運動學資料。在實驗資料方面，利用骨針方式取得之真正肩胛骨之三維運動得來不易，除針對本計劃探討議題提供驗證與分析之資料外，將提供未來上肢相關研究之用。在肩胛定位器方面，利用此定位器量測肩胛骨運動情況具有高度之重複性與準確性，也提供了一個方便且快速準確的方法量測出肩胛骨的靜態位置。而結合類神經網路與立體攝影術結合所發展出的新方法，更是提供了一個非侵入性且準確描述肩胛骨動態運動學行為的方法，並且已經在本研究當中應用於探討肩肱韻律，以及肩部動態功能性動作。本計劃發展之上肢三維電腦圖像模型將可提供未來上之相關臨床應用。本計劃結果已在國內外相關會議發表多篇會議論文，並且正在撰寫全文發表於專業期刊，以期提供學界更多具參考價值之資料。本計劃已在預定時間內執行完畢並達成既定目標。

### 六、參考文獻

- [1]. de Groot, J.H. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7/8): 461-472.
- [2]. De Groot, J.H. and Brand, R., (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clin. Biomech.*, 16, 735-743.
- [3]. Van der Helm, F. C. T. and Pronk, G. M., 1995. Three-Dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J. Biomech. Eng.*, 117, 27-40
- [4]. Van der Helm, F.C.T., 1991, The shoulder mechanism. Doctoral thesis, Delft University of Technology Press.
- [5]. Davis, J.L., Growney, E.S., Johnson, M.E., Iuliano, B.A. and An, K.N. (1998). Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: a technical report. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35: 61-7