

中華民國第四十六屆中小學科學展覽會  
作品說明書

---

高中組 生活與應用科學科

第一名

040812

以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探

學校名稱： 國立高雄師範大學附屬高級中學

作者： 高二 鄭玉希	指導老師： 曾鶯芳 簡聿成
---------------	---------------------

關鍵詞：彈性體、超音波、血管硬化

# 以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探

## 摘 要

我的研究工作有三項重要成果：

第一，根據物理學的彈性體振動模型發現：主動脈硬化的定量分析可由測量主動脈相對於心臟運動的延遲時間明確得知，且可用臨床使用的心臟超音波儀器直接進行測量，同時上述之延遲時間確定可由體外的胸前超音波掃描（TTE）準確測得，免除受測者的不適，及避免副作用，使得此一新方法更具方便、普遍的優點。

第二，由自製的「彈性體模型」所得數據與由超音波影像所得結果相吻合，且流體的黏度不影響延遲時間，印證此新方法是可靠的。

第三，本方法與臨床用的血管造影術、血管脹縮速度測量；及醫學研究用的 WK Model 做比較，發現此新方法具非侵入性、能早期診斷、能定量分析、不需接觸病人、鑑別度高、可分辨性等優點，值得推廣。

## 壹、研究動機

從小學六年級開始我的研究大都是採用錄影畫面分析物體運動的軌跡，所以對圖形及採用電腦分析數據有高度興趣，因此想繼續進行這方面的研究。正好我認識一個教學醫院的心臟內科主治醫生，請教他是否能提供一些做研究的材料，結果醫生提供醫院每日做常規檢查時全程錄影的超音波影像的錄影帶，經過分析之後，有一些發現。

根據行政院衛生署的統計，民國九十三年台灣十大死因前五名中，有兩名是與動脈硬化所引起疾病有關，據我了解，目前常用的診斷方法包括血管造影術、超音波血管脹縮速度測量，以及更早期的電腦斷層掃描(CT)，核磁共振成像(MRI)及 TEE；它們都只能由主動脈阻塞情況之空間影像，間接地對硬化情況進行定性分析，無法定量地診斷出硬化的程度，而且大都只能在主動脈已經發生硬化（阻塞）之後，診斷才較為明確，缺乏早期診斷的能力。

我知道血管可以比擬為受到心臟週期性壓力之驅動而運動之彈性體，在高中兩年的物理中，就我學到的理論，根據彈性體的物理模型：當血管的硬度增加時，會使得血管運動的阻力變大，心臟壓出血液至血管擴張到最大的延遲時間就會加長，因此我嘗試由主動脈超音波影像之動態（時間）分析，了解主動脈硬化之程度，企圖發展出一種可以定量分析的診斷新方法，進而提供醫師做為早期診斷之參考。

整個研究過程我們只是拿錄影帶做影像分析，分析完畢後再與醫師以電話、網路電話、E-mail 或者面對面在學校討論的方式進行研究，從頭到尾我們並不接觸病人，事前、事後亦不知道病人的姓名、家庭背景...等資料，也不在醫院中進行研究；換言之，本研究並不牽涉病人，亦無安全與否之考量，這是一個不具危險性、非破壞性的研究。



心血管的  
「彈性體模型」

## 貳、研究目的

本研究希望初步瞭解與比較超音波影像的延遲時間用於分析主動脈硬化的適用程度。藉由實際量測資料與病歷資料的比對，以期獲得一種能定量分析而且具有操作簡單直接、鑑別度高、可靠性高、非侵入性、不需接觸病人、無實驗安全顧慮等優點的檢驗方法，提供醫生做為早期診斷參考之新方法。

根據上述研究目的，本研究欲探討的研究問題如下：

- (一) 經超音波錄影帶影像的動態分析與實際病歷的適配性為何？
- (二) 依超音波錄影帶影像動態分析之建議血管硬化程度判準為何？
- (三) 依自製橡膠彈性體模型驗證本研究模型之支持程度為何？
- (四) 本研究模型新方法與現行臨床及醫學研究使用方法之優缺點比較與建議。

## 參、研究原理

### 3-1 我們研究所使用的新方法

動脈硬化為許多心血管疾病之主要原因，目前常用的診斷方法包括血管造影術、超音波血管脹縮速度測量；以及更早期的電腦斷層掃描(CT)，核磁共振成像(MRI)及經食道超音波掃描(TEE)，但是它們都只能由主動脈阻塞情況之空間影像，間接地對硬化情況進行定性分析，無法定量地診斷出硬化的程度，而且大都只能在主動脈已經發生硬化（阻塞）之後，診斷才較為明確，缺乏早期診斷的能力。

為了改善目前檢驗法的缺失，我們的研究是將心血管模擬為”受到心臟週期性壓力之驅動而運動之彈性體”（圖 3-1），我們根據彈性體的物理模型：當血管的硬度增加時，會使得血管運動的阻力變大，心臟壓出血液至血管擴張到最大的延遲時間就會加長，嘗試由主動脈超音波影像之動態（時間）分析，了解主動脈硬化之程度，希望發展出一種可以定量分析的診斷方法，進而提供醫師做為早期診斷之參考。

我們經由測量每一樣品超音波影像的延遲時間，分析主動脈硬化的程度，以期獲得一種能定量分析而且具有操作簡單直接、鑑別度高、可靠性高、非侵入性、不需接觸病人、無實驗安全顧慮等優點的檢驗方法，提供醫生做為早期診斷參考之新方法。

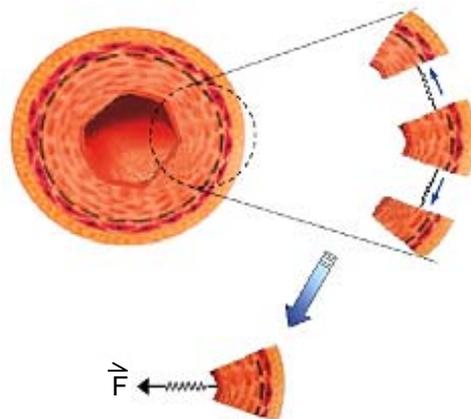


圖 3-1 將主動脈模擬為一振盪器

我們將心電圖（圖 3-2）的 R 波，也就是心臟壓出血液的瞬間，對應於圖 3-3 的紅色波峰；血管擴張到最大時，則對應於圖 3-3 的藍色波峰，二個的間隔時間，我們稱為「延遲時間」。根據彈性體的物理模型，如果血管的彈性變差，會使得運動的阻力變大，上述的延遲時

間就會愈長。我們經由測量每一樣品的延遲時間，分析主動脈硬化的程度；由此發展出對主動脈硬化情況進行定量分析的方法，目前經由二十三個樣品的數據分析，確定此技術不需以侵入的方式同步測量主動脈之血壓，也不需經由繁複的手續測量出帶有誤差的血管面積，再帶入公式計算，進而量化血管硬化的程度，我們僅需要直接由經食道超音波(TEE)掃描或經胸壁超音波(TTE)掃描所擷取到的影像，讀出延遲時間即可明確地鑑別、分辨出主動脈有無硬化，進而提供給醫師作為診斷的參考；且實驗數據顯示，在非侵入性的 TTE 檢驗上，此研究方法也是可行的，因此可以將病患檢驗時的危險性大為降低。

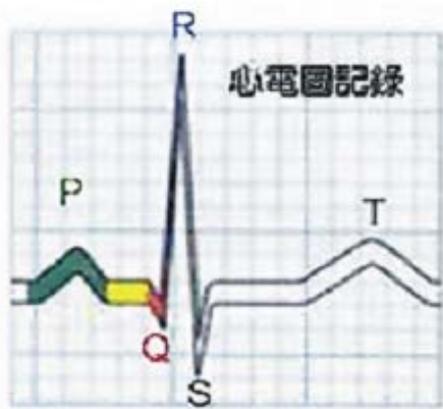


圖 3-2 心電圖

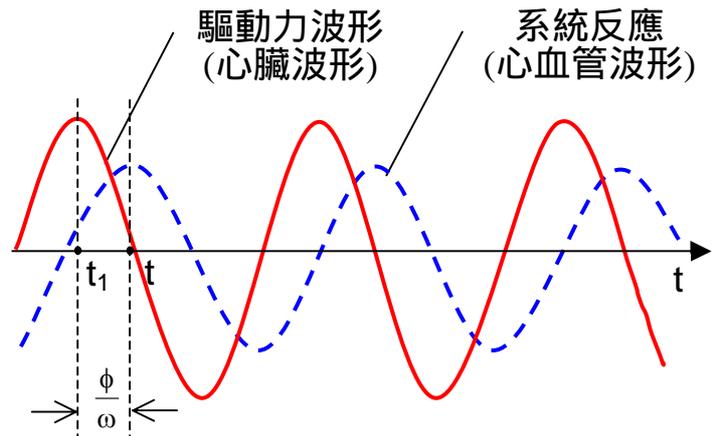


圖 3-3 心臟振動波形示意圖

圖中心臟振動的波形為  $\cos \omega t_1$ ，心血管振動的波形為  $\cos \omega t$ ， $\frac{\phi}{\omega}$  即表延遲反應的時間，應為  $\tan^{-1}$  的函數(圖 3-4)，當  $\phi = 0$  時，曲線就會產生一個相位差；心血管阻力愈大，延遲反應的時間就會愈長，在此，阻力的變化相當於心血管彈性的變化；我們這個實驗就是研究“延遲反應時間”的改變，去了解心血管阻力的變化，進而了解心血管彈性改變的情形。

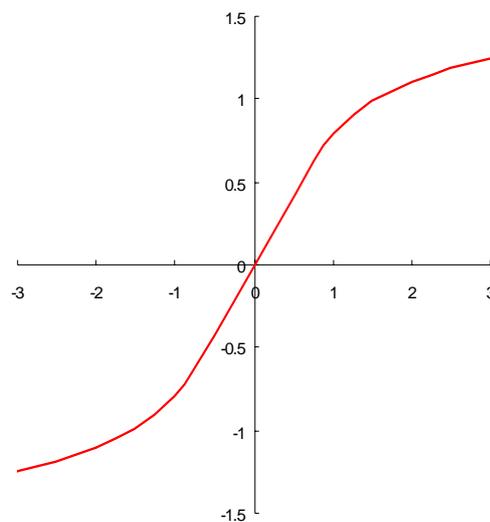


圖 3-4  $\tan^{-1}$  函數圖形

### 3-2 傅立葉級數

十九世紀的法國數學家傅立葉 (Jean Baptiste Joseph Fourier, 1768-1830) 在研究熱傳導及擴散 (heat propagation & diffusion) 的物理現象時，發現在物體上的溫度分佈能夠以簡諧相關的正弦波級數 (series of harmonically related sinusoids) 來有效表示。由於這項發現，他歸納出一個十分重要的結論：任何週期信號都可以被表示成以適當數量的不同頻率及振幅的正弦與餘弦函數信號的相加組合，而這也就是所謂的傅立葉級數定理。

用確定的時間函數表示的信號，可以分為週期信號和非週期信號。週期信號是每隔固定的時間又重現本身的信號，該固定的時間間隔稱為週期；傅立葉級數就是可用來分析有週期性的函數。而心電圖是由一系列的波組所構成，每個波組代表著每一個心動週期，一個波組包括 P 波、QRS 波群、T 波及 U 波(圖 3-5)。因此我們可以利用傅立葉級數作為解釋本研究模型的理論根據。

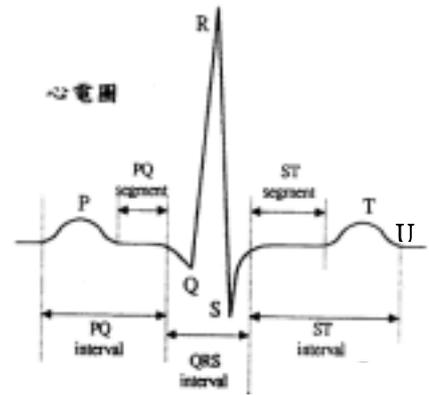
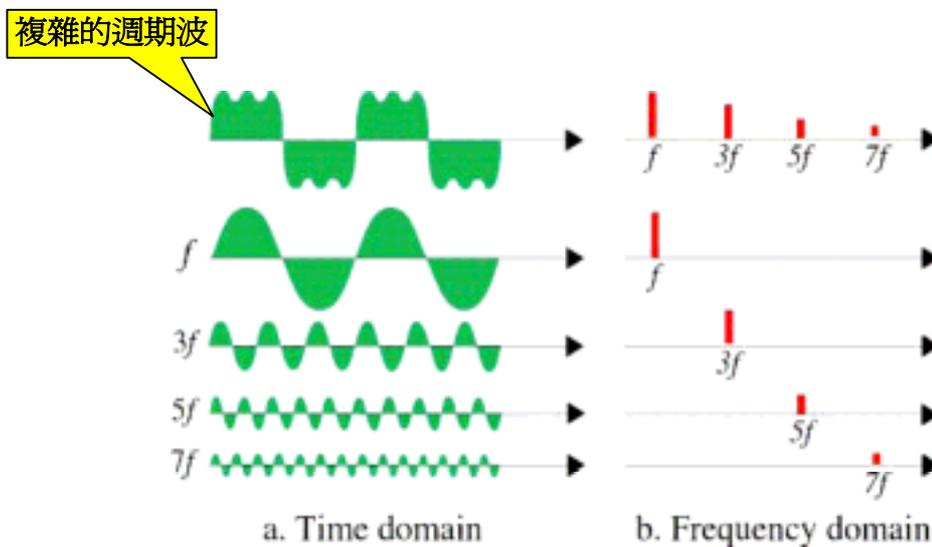


圖 3-5 心電圖波組示意圖

由下左邊的圖所示，我們可以將心臟搏動的頻率分成不同的各個諧波，再經由傅立葉轉換，可得到下右邊的圖，進而得知某些生理訊息。

由下圖可知，一個複雜的週期波，可視為由頻率  $f=1\sim 7$  的正弦波合成，但愈高頻率的波所貢獻的資料愈少(因為頻率愈高的波，訊號愈小)，所以  $f=1$  的正弦波雖不能完全說明此一複雜波(如心電圖)，但卻提供了最多的資訊；因此本研究以一正弦波(圖 3-3)來模擬心臟搏動時產生的脈衝波，是極為合理的。



# 肆、研究方法

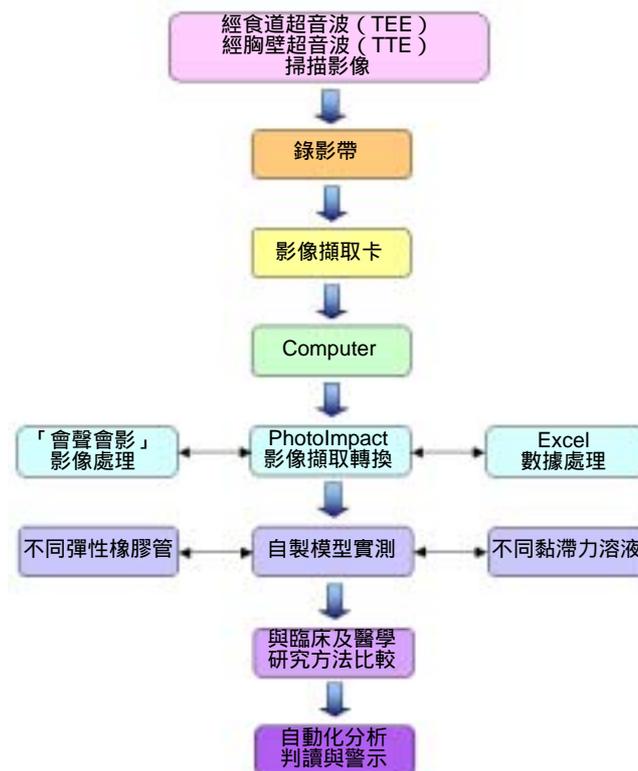
## 4-1 研究概念

我們將主動脈模擬為一個 ” 受到週期性外力驅動之阻尼振盪器” ；理論上，阻尼振盪器會隨著外力作週期性的運動，但是振盪器對外力的反應會有一個相位上、亦即時間上之延遲，此一延遲時間和振盪器之阻尼相關。對主動脈而言，心臟之收縮運動相當於一個很典型的週期性外力；而主動脈之硬化則相當於主動脈之阻尼 --- 會延遲主動脈對心臟收縮之反應。因此，測量主動脈對心跳之延遲時間，就可以對主動脈之硬化程度進行定量的分析。

研究進行時，首先由李醫師提供對病人做經食道超音波（TEE）掃描時，自儀器所附的錄影機錄得的超音波錄影帶。再透過影像擷取卡及「會聲會影」軟體，將錄影帶的畫面轉換為電腦的 MPEG 檔案。然後在「會聲會影」的視窗下，觀察每個樣品主動脈運動的情形，以心電圖中每一次心跳的 R 波為時間的參考點，測量由 R 波開始至主動脈擴張到最大之間的畫面數。由於 MPEG 檔案的規格為每秒鐘 30 個畫面，我們由此即可計算出由 R 波開始至主動脈擴張到最大之間的延遲時間。同時也測量每一個樣品的平均心跳週期。再經由電腦進行分析，設法解讀數據之間的關係，並和該樣品之其他診斷結果核對，以檢驗結論之正確性。

為了印證理論的正確性，我們自製一個心血管的彈性體模型，以不同彈性的橡膠管（長條氣球）模擬心血管，進行延遲時間的實測。

## 4-2 研究流程



## 伍、研究器材

### (A) 超音波錄影帶影像的動態分析部分：

TEE 超音波機(Agilent 500 型 TEE)

錄放影機

電腦

多功能影像擷取卡

PhotoImpact

Ulead VideoStudio 6 (會聲會影)

Excel 軟體

### (B) 自製的心臟血管的「彈性體模型」實際模擬部分：

注射筒

透明塑膠管

逆止閥 2 個

點滴瓶

橡膠軟管

9V 電池

可變電阻

紅、綠 LED 燈各 1

各色單心線

麵包板

不同厚度之長氣球

原子筆筆桿

鐵架及鐵夾

彈簧秤

長尺

PhotoImpact

Ulead VideoStudio 6 (會聲會影)

Excel 軟體

乙醇

乙二醇

丙三醇

## 陸、研究過程、結果與討論

這部分我們首先先將取得的超音波影像做動態分析，尋找心電圖 R 波到心血管擴張到最大時之延遲時間，客觀地定量出主動脈硬化的程度，緊接著依此概念製作出一心臟血管的「彈性體模型」，以期印證此一新方法的可行性，最後再將我們研發出來的新方法與臨床上常用以檢測主動脈硬化的兩個方法：血管造影術與超音波血管脹縮速度測量以及醫學研究上常用的 WK Model 做比較。

### (A) 階段一：超音波錄影帶影像的動態分析

#### (一) 步驟：

我將錄影帶中所拍攝到的畫面，在電腦上經由影像擷取卡及「會聲會影」軟體，轉為MPEG檔，再由MPEG檔中擷取每格(1/30秒)的靜態畫面，然後依下列步驟處理所得數據：

1. 由所拍攝超音波影像畫面下方的心電圖中，尋找 R 波尖鋒的畫面(如下圖所示)。



2. 從 R 波尖鋒的畫面開始，逐一尋找主動脈擴張至最大時的畫面(如下圖所示)。



3. 測量偏移畫面數。
4. 連續測量 100 次心跳之偏移畫面數。
5. 利用 Excel 繪製血管擴張延遲與心跳關係圖。
6. 分析數據間之關係。

## (二)結果與討論：

我們目前的資料中共有 23 個樣品的 TEE 影像，其中有 10 位樣品同步取得 TTE 的影像，作為與 TEE 比較之用，除了一個樣品（第 7 號）只有 32 次心跳的記錄之外，其餘 22 個樣品都有 50 次到 100 次心跳的影像資料，因此我們的分析結果在統計方面的可靠性是相當高的。

我們依照肆、中所述的研究方法，對各個樣品測量出每次心跳的主動脈延遲畫面數，然後計數各延遲畫面數發生的次數，繪製統計圖形，並求出各樣品延遲畫面數的平均值及標準差。將 23 個樣品的資料彙總，設法由其中討論出整體研究的結論。

圖 6-1 為各樣品血管擴張至最大時之延遲畫面數(延遲時間)平均值與標準差的彙總圖，在圖 6-2 中，我們將其中 10 個同時測量 TEE 與 TTE 的樣品其血管擴張至最大時之延遲畫面數(延遲時間)平均值與標準差的彙總圖。根據醫師提供的病歷資料，上述 23 個樣品中，樣品 5、6、7、15、16 的主動脈是正常的，沒有硬化現象，因此圖 6-1 顯示出：延遲畫面數有沒有超過 5~6，可以做為主動脈是否硬化的判斷指標。延遲畫面數低於 6 以下者，主動脈的彈性很好，沒有硬化的跡象；延遲畫面數高於 7 以上者，表示主動脈有硬化現象，延遲畫面數愈高，主動脈硬化的程度越是嚴重。由於我們所用的影像處理軟體(會聲會影 6)的解析度為 30 畫面數/秒，而大部分樣品的標準差都小於一個畫面（或是小於 0.03 秒），顯示這些數據的可靠性很高。

值得注意的是，由圖 6-2 中我們發現經食道（TEE）與經胸壁（TTE）的超音波影像，兩者的平均值非常相近，標準差也相似，這個結果表示本研究方法，在非侵入性的 TTE 檢驗上，也是可行的，因此可以將病患在接受超音波掃描檢查時的痛苦與危險性大為降低。以下將針對各個樣品的量測結果進行討論，並提供診斷意見：

圖 6-1 各樣品血管擴張至最大時之延遲畫面數(延遲時間)平均值與標準差

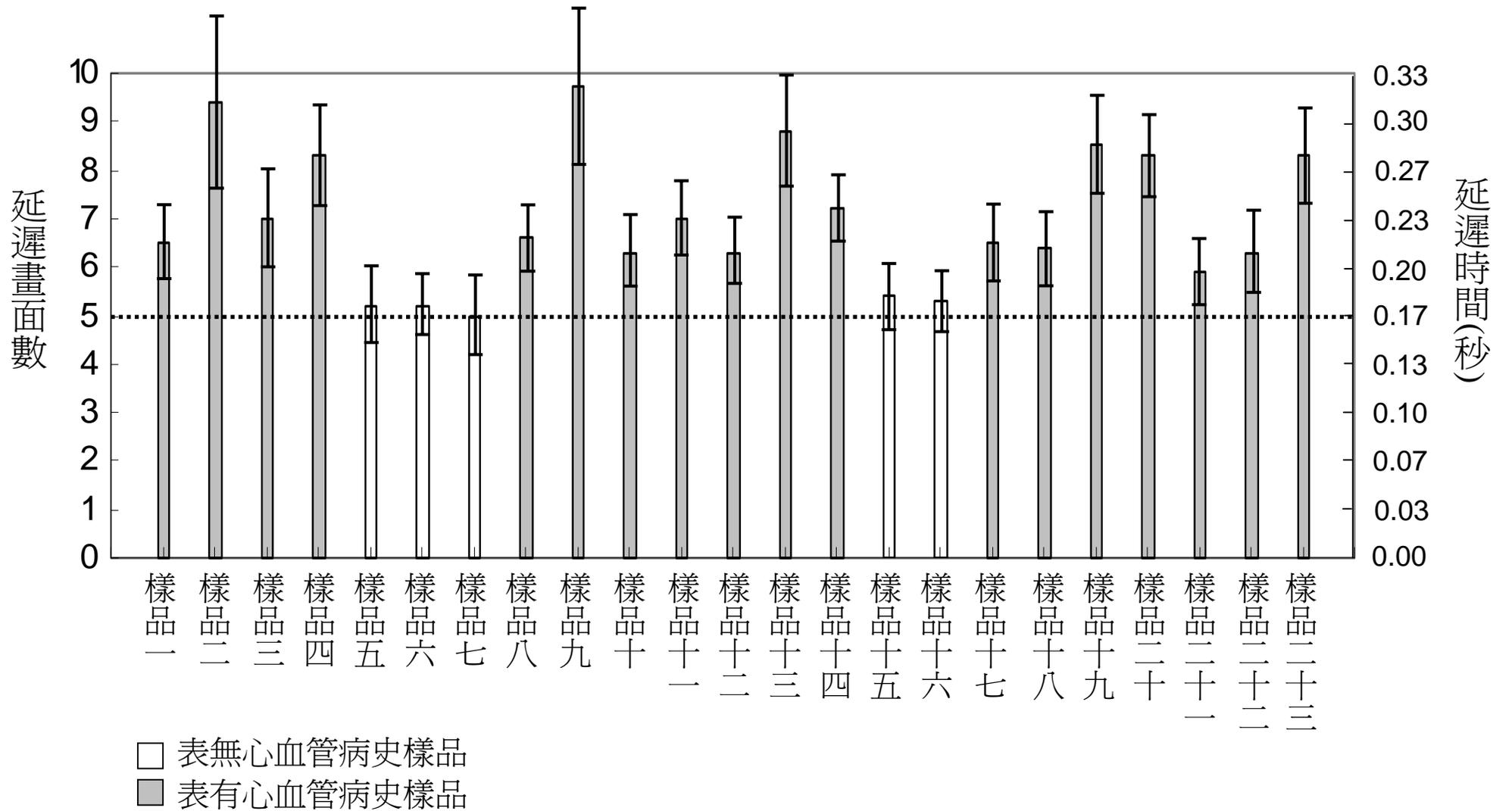
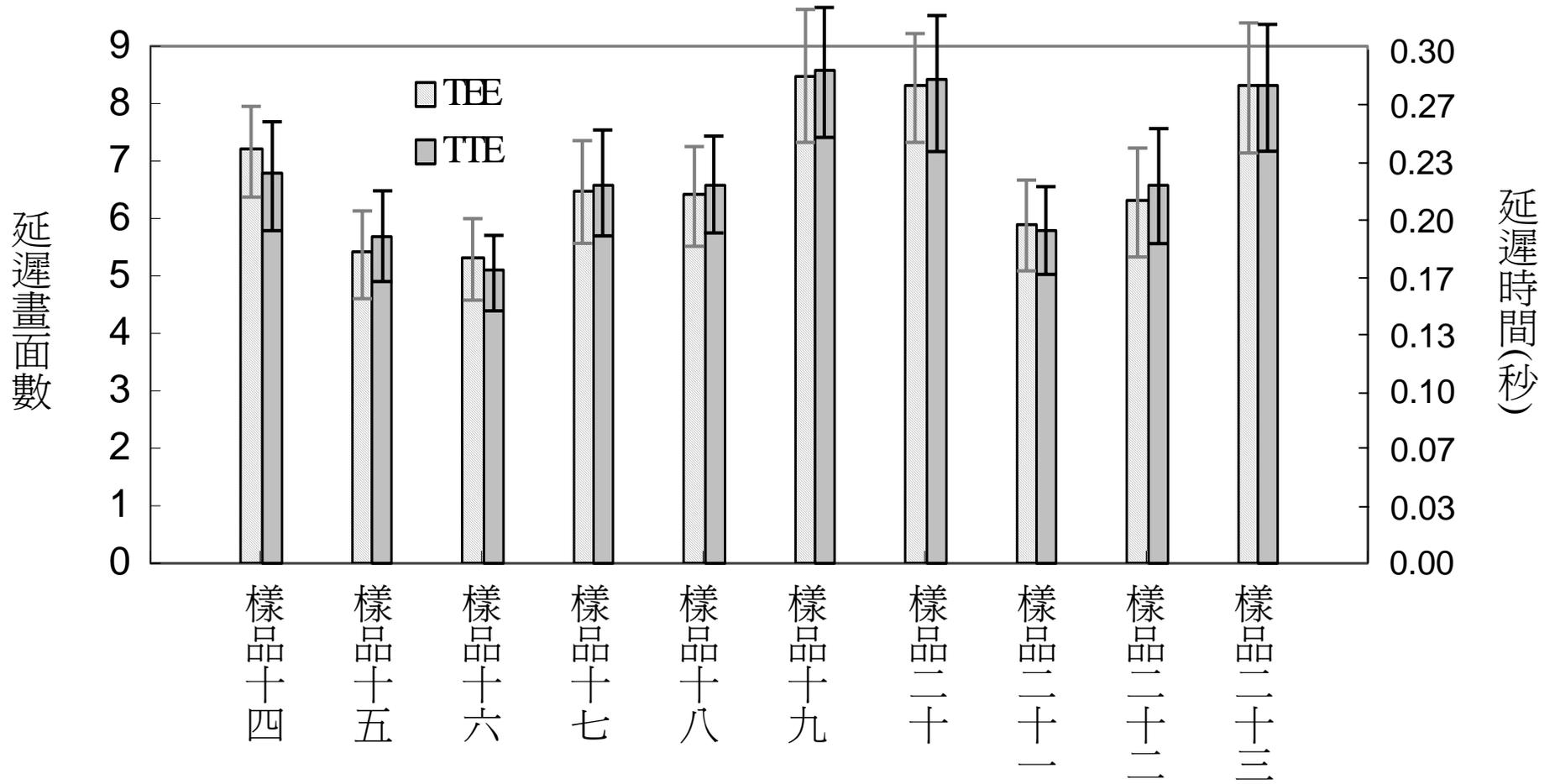
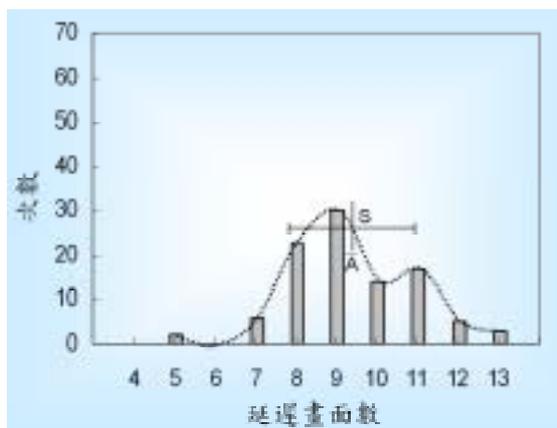


圖 6-2 10 個同時測量 TEE 與 TTE 的樣品其血管擴張至最大時之延遲畫面數(延遲時間)平均值與標準差



我們由 23 個樣品所讀出的數據作圖中擷取具有代表性的二個樣品作比較，分別是樣品二及樣品十六，其結果如下：

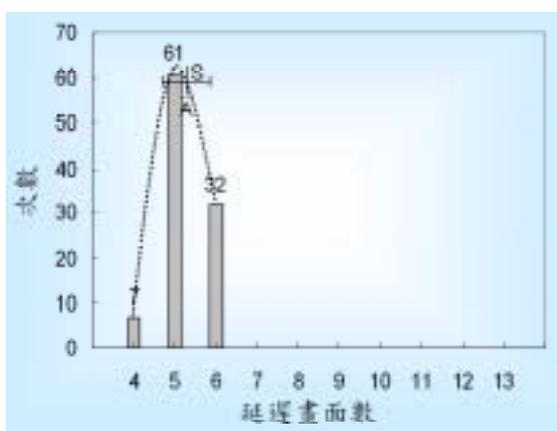


■ 平均延遲畫面數  $\bar{A}$  : 9.3。

■ 標準差 S : 1.57。

此樣品的延遲畫面數為 9.3，顯示有嚴重的硬化現象，此外延遲畫面數分佈很廣，反映出主動脈收縮紊亂，心血管也已經不能規則地跟隨心臟運動，意味著還有其他方面的心臟疾病。(樣品 9、19、23 也類似)。

圖 6-3 樣品二(100 次心跳之數據)



■ 平均延遲畫面數  $\bar{A}$  : 5.3。

■ 標準差 S : 0.58。

此樣品與樣品五、六、七、十五均為對照組之正常案例，平均延遲畫面數與標準差的數值都極為相近，我們把他們做為沒有主動脈硬化的標準數據。

圖 6-4 樣品十六(100 次心跳之數據)

將圖 6-3 與圖 6-4 作比較，很明顯的發現，健康的樣品延遲畫面數都集中在 4~6 個畫面數，而有問題的樣品，不僅延遲畫面數的平均值高表示其主動脈彈性差，而且延遲畫面數分佈很廣，顯示出該樣品應該還有其他心血管的疾病，我們的樣品中心律不整或者人工心瓣膜脫落者也都有類似的分布圖，意味著我們這個新的檢測法還能發現其他方面的心臟疾病。

在影像的取得方面，臨床上比較可信的是 TEE，但會有其他的侵入性副作用的潛在危險。另一種方式為體外的胸前偵測(TTE)，但影像易受骨骼的遮擋。我們經由比較 10 個樣品 TEE 與 TTE 的影像，發現兩者的平均延遲畫面數幾乎相同，標準差也極近似(圖 6-2)，樣品十九(圖 6-5)為其中一例，因此，利用此檢測法 TTE 的影像就具有相當的鑑別度與可分辨性。不但可以減少受測者的痛苦，也將使此一檢測法更為方便及實用。

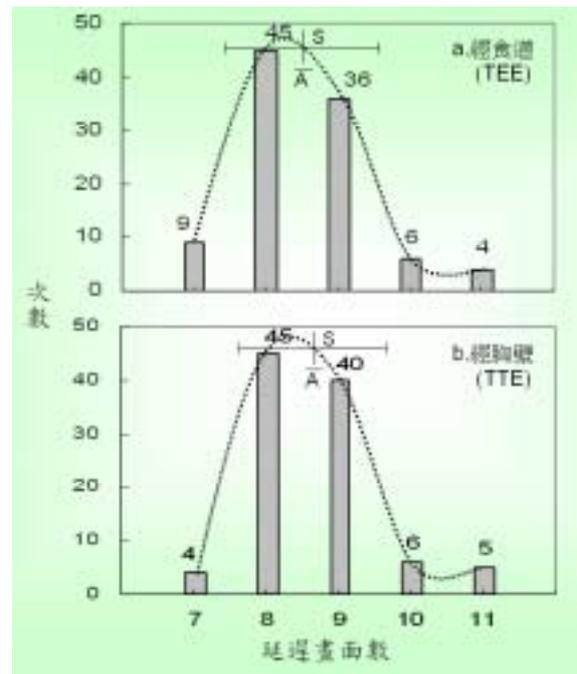


圖 6-5 樣品十九(100 次心跳數據)  
 $\bar{A}$  ---TEE : 8.5 ; TTE : 8.6  
 $S$  ---TEE : 0.89 ; TTE : 0.86

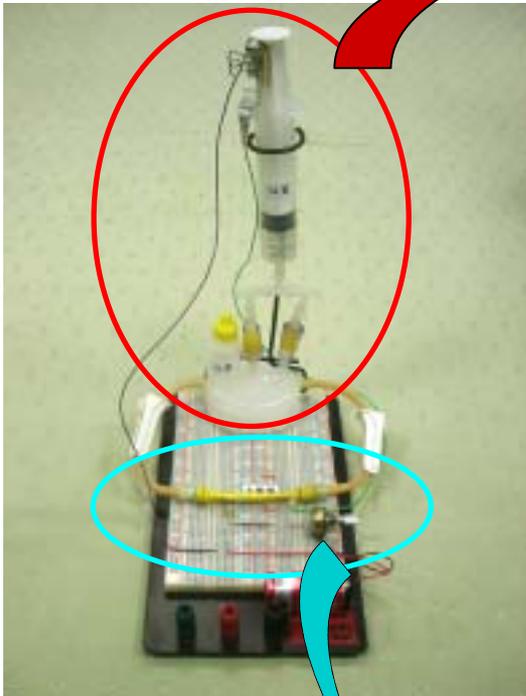
以上是我們嘗試由主動脈超音波影像之動態(時間)分析，將心電圖的 R 波，也就是心臟壓出血液的瞬間，至血管擴張到最大時，二個的間隔時間，所得的「延遲時間」，用以了解主動脈硬化之程度，發展出一種可以定量分析的新診斷方法。此技術係將心血管模擬為“受到心臟週期性壓力之驅動而運動之彈性體”，由以上 23 個樣品分析可知，此法可鑑別、可分辨主動脈有無硬化情況，甚至由部分的數據中，樣品延遲時間隨心跳的變化會有較複雜或更長週期的變動(如圖附錄 1-7.1)，以及硬化程度嚴重或有心律不整的病患，其數據分布都較廣，顯示出更高階的分析技術可能可以獲得更多關於主動脈性質的資訊，因此這個方法也可以用於心血管病變之研究上。

而這樣的研究技術如果能用模型加以闡述，將更支持我們所持理論的正確性，因此我們自製了以下的心血管彈性體模型，期望能獲得近一步的肯定！

## (B) 階段二：自製的心臟血管的「彈性體模型」實際模擬

### ※ 步驟：

1. 依下圖裝置自製心血管彈性體模型：



心臟模型



(1)心臟模型部分：

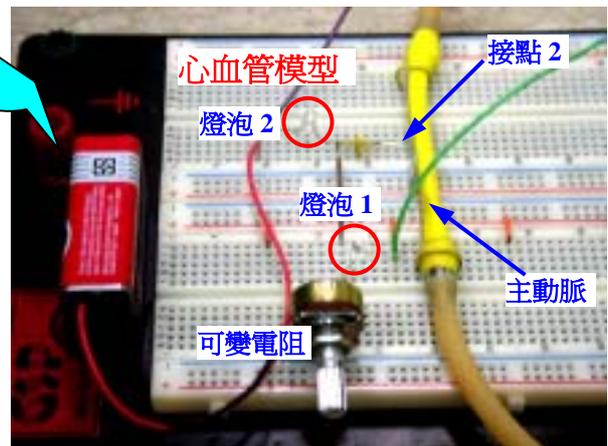
A：注射筒(心室)---壓出血液。

B：點滴瓶(心房)---蓄存血液。

C：逆止閥(心瓣膜)---進行方向如圖所示。

(2)心血管模型部分：

1. 當心臟模型的心室(A)壓縮時，接點 1 會成通路，燈泡 1 發亮。
2. 脈動傳遞到血管，當血管擴張到最大時接點 2 會成通路，燈泡 2 發亮。
3. 上述 1、2 步驟進行的同時，以 DV 拍下影像，將錄影帶中的畫面，在電腦上經由影像擷取卡及「會聲會影」處理軟體，再由 MPEG 檔中擷取每格(1/30 秒)的靜態畫面，測量燈泡 2 較燈泡 1 延遲之畫面數共 100 次。
4. 改變不同彈性模擬血管，重複步驟 1~3。
5. 將 2 組數據進行分析。



**(3) 心血管模型彈性係數測量：**

剪下 1cm 的環狀氣球，再剪開使成長條狀，上下緣均以鐵夾固定，令其伸長 8cm，測量所需施加之力大小為何。(如下左圖)



彈性係數測量



環狀氣球皮



長條狀氣球皮

**※ 結果與討論：**

以自製心血管的彈性體模型，量測不同彈性的橡膠管模擬心血管的延遲時間。實驗結果得以下結果：

**(1) 橡膠管（長條氣球）彈性係數之量測：**

項 目 \ 種 類	彈性最好 (黑氣球)	彈性其次 (黃氣球)	彈性最差 (金氣球)
伸長 8cm 所需之力(gw)	200	280	350
彈性係數(gw /cm)	25	35	43.75

※計算：依虎克定律  $F = -k \cdot x$

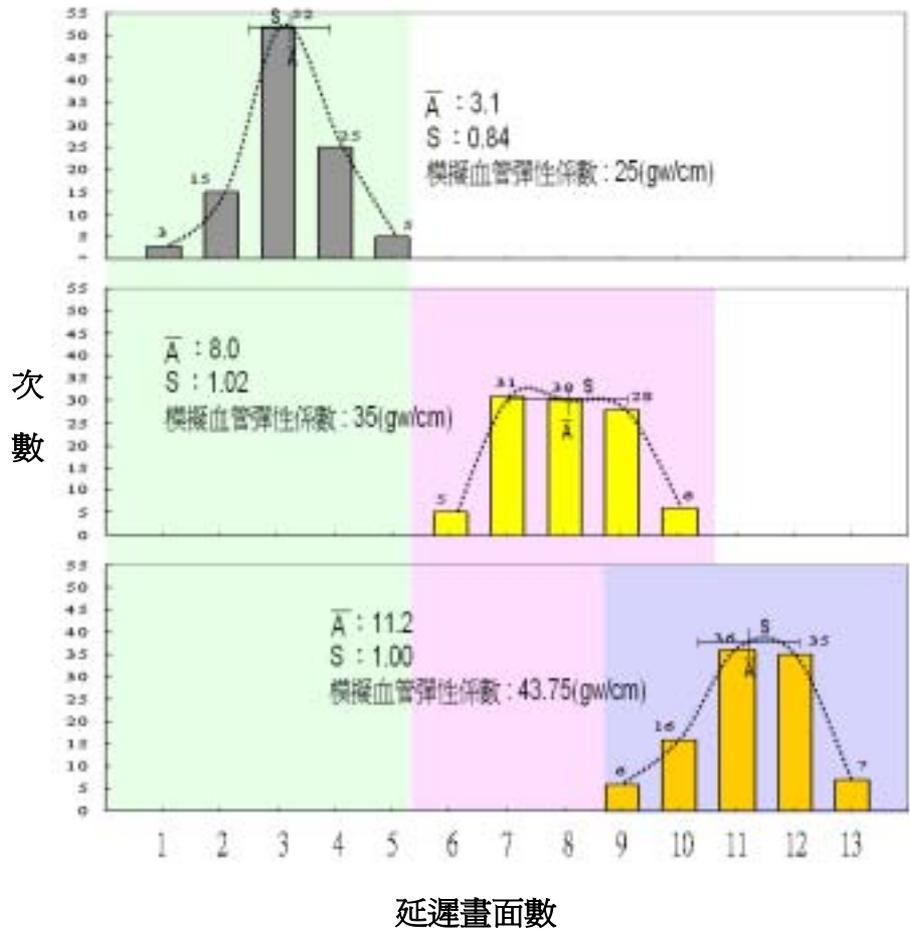
得  $k = -\frac{F}{x}$      $\Rightarrow$  黑氣球的彈性係數： $k = \frac{200}{8} = 25$  (gw /cm)

$\Rightarrow$  黃氣球的彈性係數： $k = \frac{280}{8} = 35$  (gw /cm)

$\Rightarrow$  金氣球的彈性係數： $k = \frac{350}{8} = 43.5$  (gw /cm)

(一) 不同彈性橡膠管（長條氣球）畫面延遲數比較分析：

由圖 6-6 發現，橡膠管的平均延遲畫面數隨橡膠管的彈性愈差，其值愈大(即愈偏在 x 軸的右側)，與我們由超音波影像分析中所獲得的結論：「血管的彈性愈差，延遲畫面數就會愈多」相吻合！



■ 彈性最好的黑氣球，■ 彈性次之的黃氣球，■ 彈性最差的金氣球

圖 6-6 心血管模型彈性好壞對延遲時間的比較

我們甚至在黃色氣球中塞入一段的原子筆桿，假想成心血管硬化嚴重(即模擬成剛體)，結果由圖 6-7 發現，不僅有無置入剛體的數據分布都十分類似(∵為圖一橡膠管)之外，有剛體的橡膠管其延遲畫面數有向右偏移的情形，與我們實驗的原理相符！

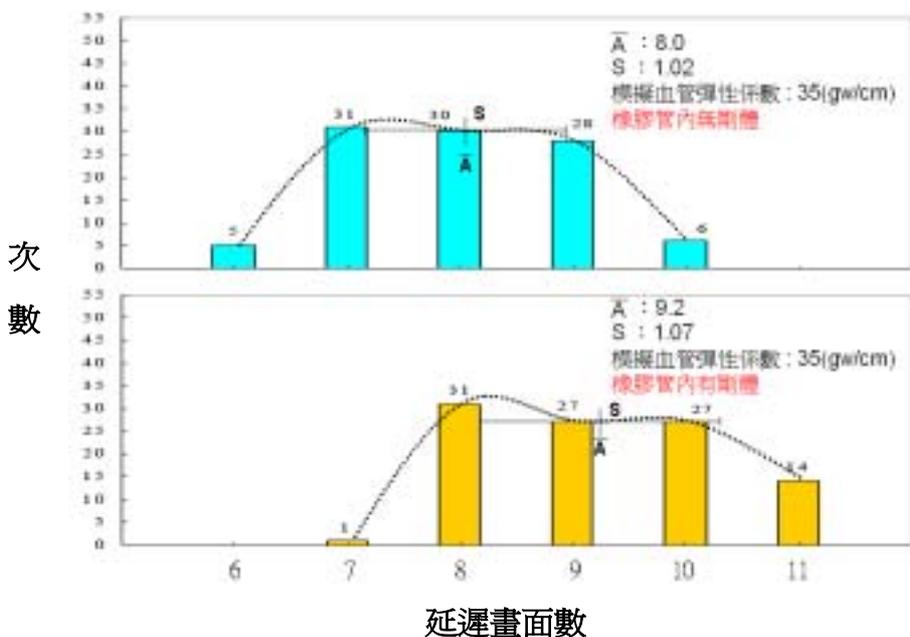


圖 6-7 同一橡膠管有無置入剛體對延遲時間的比較

## (二) 不同黏滯力的流體在同一橡膠管中畫面延遲數的比較分析：

在此模型中，我們預估血液的黏度應該不會對延遲時間有影響；我們取黏度大小「乙醇：乙二醇：丙三醇=1：36：2551」來做實驗，由圖 6-8 證明，在同一彈性管中不同黏度的液體，對於延遲時間似乎差異不大(只有乙醇稍大，但差別也在我們的解析度---1 個畫面數以內)；也就是說，利用延遲時間來定量血管的硬化程度，是不受到血液黏稠度的影響。

而超音波在血液中的速度為  $1.55 \times 10^5$  cm/s<sup>[7]</sup>，傳遞時的時間差約為  $10^{-5}$  秒左右，我

們影像軟體的解析度為 1 個畫面數(1/30 秒)，所以也在誤差範圍內。這樣的結果，讓我十分興奮，是否未來也可以利用延遲時間的檢測，更具體的可以將血管的彈性加以量化！

由本階段(一)、(二)兩部分的實作與模擬，100 次的數據中都印證了我們所用新方法的合理性、實用性及具鑑別度。因此我們拿來與目前臨床上常用以檢測主動脈硬化的兩個方法：血管造影術與超音波血管脹縮速度測量以及醫學研究上常用的 WK Model 做比較，以確立本研究方法在定量主動脈硬化程度的可行性。

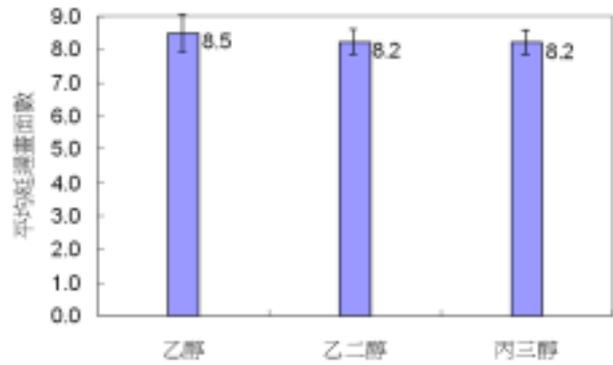


圖 6-8 不同黏滯力液體在同一彈性管中延遲時間的比較

乙醇 ---  $\bar{A} : 8.5, S : 0.60$

乙二醇 ---  $\bar{A} : 8.2, S : 0.42$

丙三醇 ---  $\bar{A} : 8.2, S : 0.40$

### (C) 階段三：TTE 與臨床及醫學研究使用方法作比較

較之於目前臨床上用以檢測主動脈硬化的兩個方法：(1)血管造影術(angiography)---就是在血管中打入顯影劑，再以 X 光去照相，由洗出的 X 光片，去判定是否有血管的病變，(2)由超音波影像中測量血管收縮或膨脹的公分數，依醫生的臨床經驗判斷有無主動脈硬化；以及醫學研究上常用的 WK Model，我們再以本研究使用的新技术與臨床上、醫學研究上常用來測量主動脈硬化的三個方法做比較，可得：

名稱 比較項目	臨床檢驗		醫學研究	延遲時間測量 (本研究方法)
	血管造影術	血管脹縮測量	WK Model	
測量方式	具侵入性	具侵入性	具侵入性(心導管)	非侵入性
早期診斷功能	能確認血管硬化之後的結構變化	血管硬化之後現象才明顯	經繁瑣檢測計算之後，才能得知血管彈性	具早期診斷之能力
能否定量	無法定量	無法定量	可算出的血管彈性再與臨床血管硬化的相關性作比較	能定量分析
方便性	需注射顯影劑，然後以 X 光做血管造影	由 TEE 掃描影像做血管截面錄影，讀取血管膨脹及收縮之公分數	需由超音波影像及同步血壓測量值再做影像分析與計算，極為繁瑣	由常規檢查的 TTE 超音波掃描影像直接做分析即可，不需再做額外檢查
可靠性	較主觀，無明確定量，與臨床醫生的經驗有關	較主觀，無明確定量，與臨床醫生的經驗有關	影像處理易產生誤差	標準差大多在 1 個畫面數以下，具高鑑別度與可分辨性

由以上比較可知，本研究方法除可發展出一種可以定量分析的診斷方法，進而提供醫師做為早期診斷之參考之外，此法的方便性、安全性與可靠性大大提升其可行性。

不過，我們將影像轉到 MPEG 檔案時，受到一個 MPEG 檔案天生的限制，也就是每秒 30 格畫面的限制，因此在時間上的解析度是 0.03 秒；由於我們在判讀畫面時，畫面數值的實際誤差為  $\pm 1$  個畫面。所以時間量測的誤差至少是  $\pm 0.03$  秒。對於心跳的週期（大約是 0.85 秒），目前的解析度稍微差了一點，因此在結果上數字大小可能不很正確，但因此法可明確分辨主動脈有無硬化，且可從其中得到其他重要資訊，可見方法及觀念是正確的。我們希望能夠改良儀器，不要經由 MPEG 檔讀取畫面或數據，而是直接從儀器上取得時間的訊號，使時間的解析度能小於 0.01 秒，在更精密的量測技術之下，可以發展出更多、更準確的診斷方法。

由以上的討論看來，本研究是相當成功的，我們將進一步收集更多的樣品來檢驗這個結果，也需要繼續發展更高級的分析技術進行更仔細的分析。

## 陸、結論

我的研究工作有三大重要成果：

第一，根據物理學的彈性體振動模型發現：主動脈硬化的定量分析訊息可由測量主動脈相對於心臟運動的延遲時間明確得知，且可用目前臨床使用的心臟超音波儀器直接進行此一測量，同時上述之延遲時間確定可由體外的胸前超音波掃描（TTE）準確測得，免除受測者的不適，及避免副作用，使得此一新方法更具有方便、普遍的優點。

第二，由自製的心臟血管「彈性體模型」所得數據與由超音波影像所得結果相吻合，且流體的黏度不影響延遲時間，印證此新方法是可靠的。

第三，本研究方法與目前臨床上用的血管造影術、血管脹縮速度測量；及醫學研究上用的 WK Model 做比較，發現我們的方法具非侵入性、能早期診斷、能定量分析、不需接觸病人、鑑別度高、可分辨性等優點，值得推廣。

關於第一項成果，我們將主動脈的脹縮運動模擬為 --- 受到心臟之週期性壓力（血壓）驅動之阻尼振盪器，其阻尼因子即對應於主動脈之硬化程度；阻尼振盪器之物理理論顯示：振盪器之週期性運動相對於驅動力之相位，會有一個時間上的延遲，而且該延遲量與阻尼因子有關。我們藉由測量主動脈超音波影像中，“主動脈擴張到最大時”相對於心電圖中的 R-尖峰之間的延遲畫面數，發展出一種新的、能定量診斷主動脈硬化程度的方法。研究結果發現：上述之主動脈擴張延遲畫面數在 7 以上時，即明確地顯示出樣品具有主動脈硬化之現象，而且此一方法也可由數據的分佈發覺心血管之其他病徵。

由於本方法不論是模型所得結果或超音波影像之檢測結果和樣品病歷相符性頗高，顯示出我們所採用的阻尼振盪器模型具有相當程度的真實性，以及肯定了此檢測方法之可靠性。雖然我們的模型比真實的主動脈情況簡單了許多，但是這個簡單的模型卻能夠明確顯示出以前的研究者所不知道的訊息，充分展現出物理學的特性。

關於前述延遲時間的測量，在主動脈超音波影像的取得方面，臨床上比較可信的是經食道超音波（TEE）。由於它偵測位置比較靠近主動脈，影像的清晰度較高，但是偵測器需由食道進入體內，受測者會非常不舒服，而且還會有其他的侵入性副作用的潛在危險。另一種取

得主動脈超音波影像的方式為體外的胸前偵測 (TTE)，這種方式的困難在於會受到骨骼的遮擋，使得可探測的位置有限。在我們的研究中，經由分析比較 10 個樣品的 TEE 與 TTE 的影像，發現 TEE 與 TTE 的平均延遲畫面數幾乎相同，標準差也極近似，因此，TTE 的影像就足夠用來進行我們所建議的主動脈硬化程度檢測，具有相當的鑑別度與可分辨性。不但可以減少待測者的痛苦，也將使此一方法更為方便及實用。

關於第二項的成果，今年我們不僅自製一個「心臟血管彈性體模型」，除了佐證超音波影像分析的結果與本研究方法的可行性外，還確定我們利用”延遲時間”得知主動脈有無硬化的新技術，是前人不知道的資訊，不僅如此，我們還將此一新方法與臨床診斷及探討血管彈性的研究中，最重要與常用的三個方法(血管造影術、超音波血管脹縮速度測量與 Windkessel Model)做比較，由此發現我們的研究方法具有非侵入性、具早期診斷、能定量分析、直接分析常規檢查的 TTE 影像、不需接觸病人、無實驗安全顧慮、鑑別度高、可分辨性等優點，因此雖然我們是初步的探討，但我們認為這種方法是值得推廣。

## 柒、未來展望

### 一、研究設計之建議：

在部分的數據中，樣品延遲時間隨心跳的變化有較複雜或更長周期的變動(如圖附錄 1-7.1)，顯示出更高階的分析技術可能可以獲得更多的關於主動脈性質的資訊。另一方面，更趨近於真實的物理模型，例如：將主動脈模擬為彈性軟管，以及將目前自製的「心血管彈性體模型」的心室部分以電動取代目前的手動，同時將心臟之壓力模擬為脈衝波。由此角度檢討我們目前所採用的模型，可說是最簡單的第一階模型，更高階的模型可以獲得更多的資訊。

### 二、研究問題的展望：

在我們這次研究過程中，在核對樣品之其他檢驗資料時，我們也發現 --- 上述的延遲時間異常時，會反應出心血管功能不正常之症狀；亦即：主動脈對於心臟壓縮之反應和心血管之許多機能有關；因此，研究主動脈對於心臟壓縮之反應，就可以多了解心血管之工作情況，這是未來值得深入探討的主題。

### 三、研究方法自動化兼具警示作用：

目前的研究方法也有一些困擾：需要投入非常多的人力及時間。這個問題有兩個方式可以解決，第一個是設法從儀器上直接獲得我們所需要的資訊，這方面我們嘗試藉由透過介面與電腦和超音波掃描機器結合，直接擷取我們所需的資訊，並由自行設計的程式：當延遲畫面數高達 7 以上時，電腦螢幕畫面顯示訊號，提醒醫生此樣品的主動脈有異狀。第二個方式是直接從超音波圖形上，用影像處理的軟體自動化地擷取我們所需要的資訊；但目前還沒有找到適合的軟體，無法有效地分辨出心電圖與超音波影像的圖像，這些是我們在未來所應該設法克服的困難。

## 捌、參考資料

1. 阮耀鋒 (民 90)。利用超音波影像評估血管的彈性特性。國立成功大學醫學工程研究所碩士論文，未出版，台南市。
2. 吳賢財 (民 94)。你的動脈硬了嗎?。科學發展，387，70~73。
3. 衛生統計資訊網。中華民國行政院衛生署。民國 94 年 10 月 14 日，取自：  
<http://www.doh.gov.tw/statistic/data/縣市癌症與死因統計結果/93 縣市順位.xls>
4. 黃群昇 (民 91)。超音波技術探討血液濃度、血流、與血栓形成的關係。私立中原大學醫學工程學系碩士學位論文，未出版，桃園。
5. 姜智昂 (民 89)。動脈系統之頻率匹配。國立臺灣大學/電機工程學研究所碩士學位論文，未出版，台北。
6. 王士豪 (民 91)。超音波技術探討血液濃度、血流、與血栓形成的關係
7. 洪煥昇 (民 93)。研發超音波系統以測量心輸出量之研究。私立中原大學醫學工程學系碩士學位論文，未出版，桃園。
8. 許昕 (民 90)。動脈系統藉共振機制傳遞血壓波之研究。國立臺灣大學/電機工程學研究所博士學位論文，未出版，台北。
9. 吉井義一 (民 75)。醫用機器物理學。台南：復漢出版社。
10. 李源德 (民 79)。臨床超音波心圖學。台北：聯經出版社。
11. 黃志賢 (民 92)。彈性管在動態脈衝下機械特性與頻譜分析之研究。國立台灣大學應用力學研究所碩士論文，未出版，台北市。
12. 丁建元、鄭智銘 (民 90)。心電圖原理簡介。元智大學老人福祉科技研究中心。民 92 年 8 月 23 日，取自：<http://grc.mech. yzu.edu.tw>。
13. 同胱胺酸 血路不通新指標 (民 91 年 5 月 15 日)。自由電子新聞網健康醫療。民 92 年 10 月 27 日，取自：<http://www.libert- ytimes.com.tw/2002/new /may/15/today-m1.htm>
14. 周志隆 (民 91 年)。彈簧是一種簡諧振盪。中原大學周老師物理天地。民 92 年 11 月 5 日，取自：[http://wwwphys.cycu.edu.tw/~choucl/Gphysics /gen\\_phys/sho-2.php](http://wwwphys.cycu.edu.tw/~choucl/Gphysics /gen_phys/sho-2.php)
15. 血管構造圖 (無日期)。國立彰化師範大學遠距教師輔導系統 PCKweb。民 92 年 9 月 10 日，取自 <http://pck.bio.ncue.edu.tw/ pckweb/database/data2/ck /ch04/supply/y86.htm>
16. Robert Appleyard, PhD (無日期)。A Historical Perspective of Hemodynamics。Hemodynamics Home Page。民 94 年 10 月 22 日，取自 [http://hemodynamics.ucdavis.edu/appleyard's%20review/history\\_Appleyard.htm](http://hemodynamics.ucdavis.edu/appleyard's%20review/history_Appleyard.htm)
17. BIOLOGICAL FLUID DYNAMICS (2004)。ANNUAL SURVEY。民 94 年 10 月 23 日，取自 <http://www.vki.ac.be/research/themes/ survey2004pdf/ea16.pdf>

## 評 語

040812 以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探  
本作品探討心臟運動延遲時間與主動脈硬化的關係，  
並以自製之彈性體模型實驗量測數據與超音波影像數  
據作比較，印証由超音波影像所測得之延遲時間，可  
以作為主動脈硬化之診斷。此研究與實驗過程適切，  
完成的作品完整，研究的成果具實用性，是一篇相當  
優秀的作品。