

臺灣二〇〇七年國際科學展覽會

科 別：工程學

作 品 名 稱：以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探

得 獎 獎 項：第一名

香港正選代表：香港第 40 屆聯校科學展覽

赫伯特胡佛青年工程獎：第一名

學校 / 作者：國立高雄師範大學附屬高級中學 鄭玉希

作者簡介

姓 名：鄭玉希

學 校：國立高雄師範大學附屬高級中學

作品名稱：以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探

Investigating the diagnostics of aorta stiffness with a elastic oscillator model



我叫鄭玉希，是一個 18 歲的男孩，就讀國立高師大附中。從小就喜歡胡思亂想，愛觀察大自然，對各式各樣圖像分析都很有興趣，個性有點粗線條的我，雖然往往將事情搞砸，但每次都能學到一些新東西；平常也喜歡聽音樂、打籃球和看課外書，最喜歡的一本書是「別鬧了！費曼先生！」；將來希望能當一名工程師，投入建設行列，為社會貢獻一份心力。

目 錄

中文摘要.....	1
英文摘要.....	2
壹、研究動機.....	3
貳、研究目的.....	4
參、研究原理	
3-1 我們研究所使用的新方法.....	5
3-2 傅立葉級數.....	7
肆、研究方法	
4-1 研究概念.....	9
4-2 研究流程.....	10
伍、研究器材.....	11
陸、研究過程、結果與討論	
階段一：自製的心臟血管的「彈性體模型」實際模擬.....	12
階段二：超音波錄影帶影像的動態分析.....	28
階段三：「延遲時間測量」法與臨床及醫學研究使用方法作比較.....	34
柒、結論.....	36
捌、未來展望.....	38
玖、參考資料.....	39

以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探

摘 要

我們根據物理學的彈性體振動模型發現：主動脈硬化程度可由測量主動脈相對於心臟運動的延遲時間分析得知。我們除了由樣品之超音波影像分析驗證此一觀念之外，還用一自製模型進行實驗，模擬血管厚度對延遲時間的影響，實驗結果與理論相吻合，證實了彈性體模型之可靠性。在診斷方面，此方法可用目前臨床使用的心臟超音波儀直接進行測量，使得它具有方便、普遍的優點；而且可由體外的胸前超音波掃描（TTE）進行觀測，具有非侵入性、免除受測者的不適及避免副作用，此外，能定量分析、早期診斷、鑑別度高也是此方法重要的優點。

Investigating the diagnostics of aorta stiffness with a elastic oscillator model

Abstract

According to the elastic oscillation model of physics, we found that the aorta stiffness could be obtained by measuring the delay time of the aorta relative to the cardiac motion. The idea was confirmed by an analysis of the echocardiograph images of several samples. A home-made mechanical model was also employed to simulate the effect of cardiovascular thickness. The experimental results fitted the theory very well, verifying the feasibility of the elastic oscillation model. This measurement could be carried out with the conventional echocardiography instruments, making it convenient and common. Furthermore, the delay time could be measured with TransThoracic Echo (TTE) instead of TransEsophageal Echo (TEE). This non-invasion can avoid patients' discomfort and side effect during medical process. The quantitative measurement also enables that the diagnostics can be progressed in advance.

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，因此我先製作一個仿心臟血管的模型，嘗試了解這個理論的可行性，再與由主動脈超音波影像之動態（時間）分析結果作對照，企圖發展出一種可以定量分析，了解主動脈硬化程度的診斷新方法，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。

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) 依自製橡膠彈性體模型驗證本研究模型之支持程度為何？
- (二) 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？
- (三) 依自製橡膠彈性體模型所得結果與超音波錄影帶影像動態分析結果比較對血管硬化程度判準為何？
- (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。

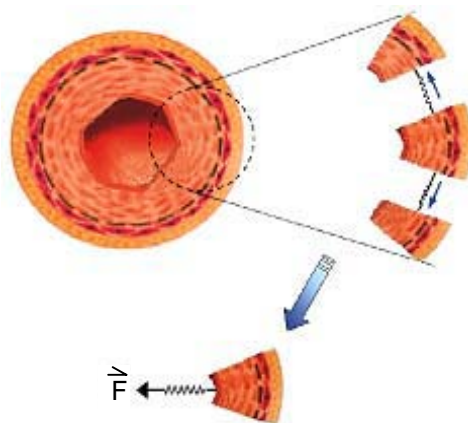


圖 3-1 將主動脈模擬為一振盪器

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。

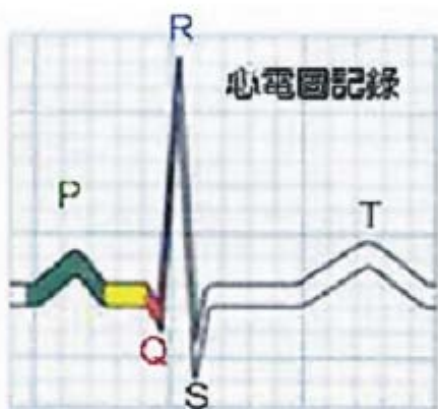


圖 3-2 心電圖

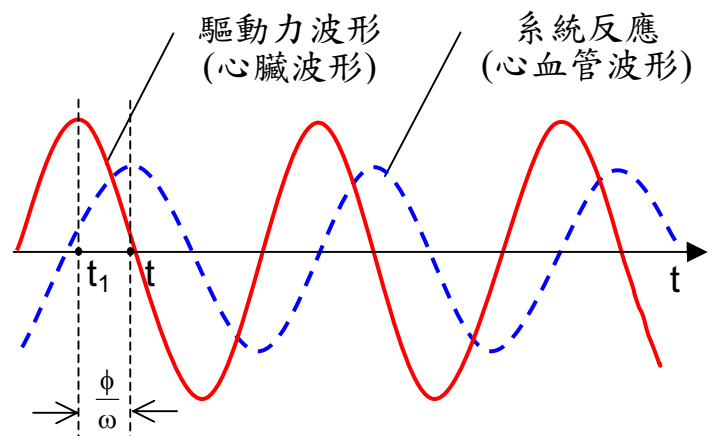


圖 3-3 心臟振動波形示意圖

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 $\phi \neq 0$ 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。

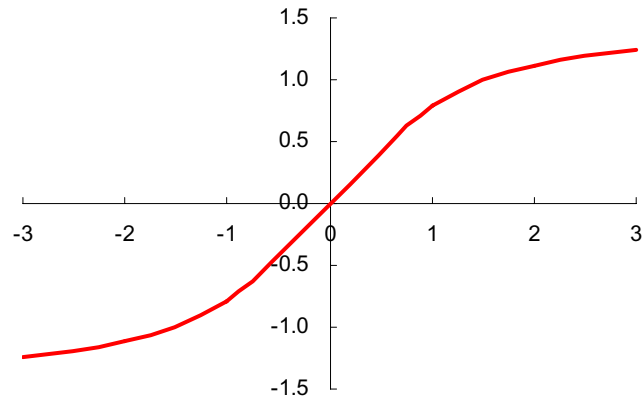


圖 3-4 \tan^{-1} 函數圖形

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。

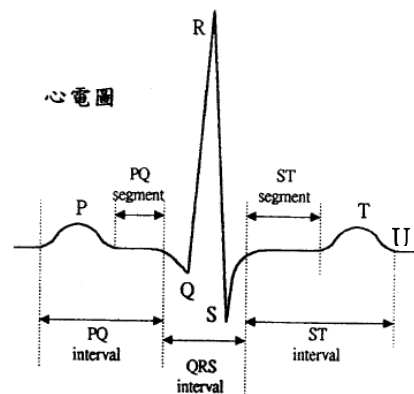
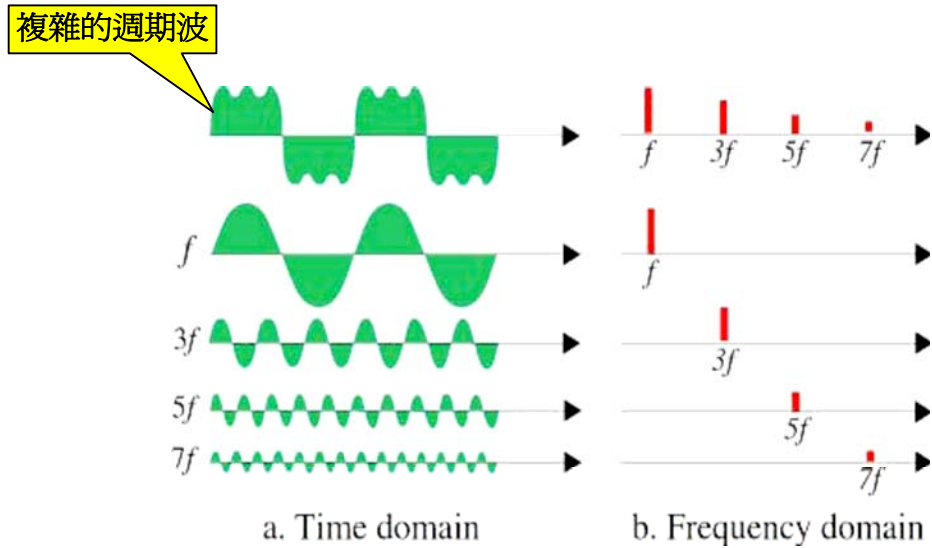


圖 3-5 心電圖波組示意圖

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，首先我們先行自製一個仿心臟血管的彈性體模型(如右圖 4-1)，利用幾種不同彈性係數的橡膠管(長條氣球)、及不同黏度的液體、不同厚度的橡膠管、甚至計畫模擬既變狹窄也變硬的橡膠管，模擬心血管在彈性上的變化，進行延遲時間的實測，了解彈性對延遲時間是否有影響，印證研究理論的正確性。

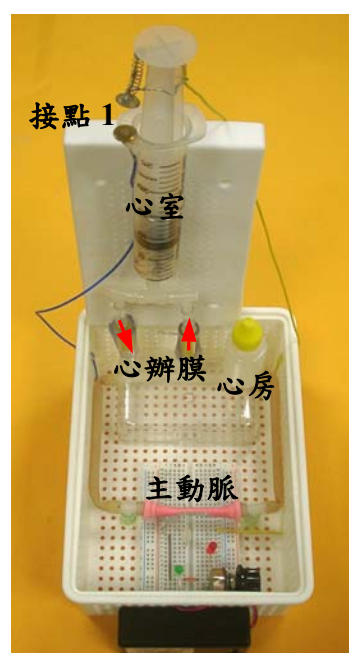
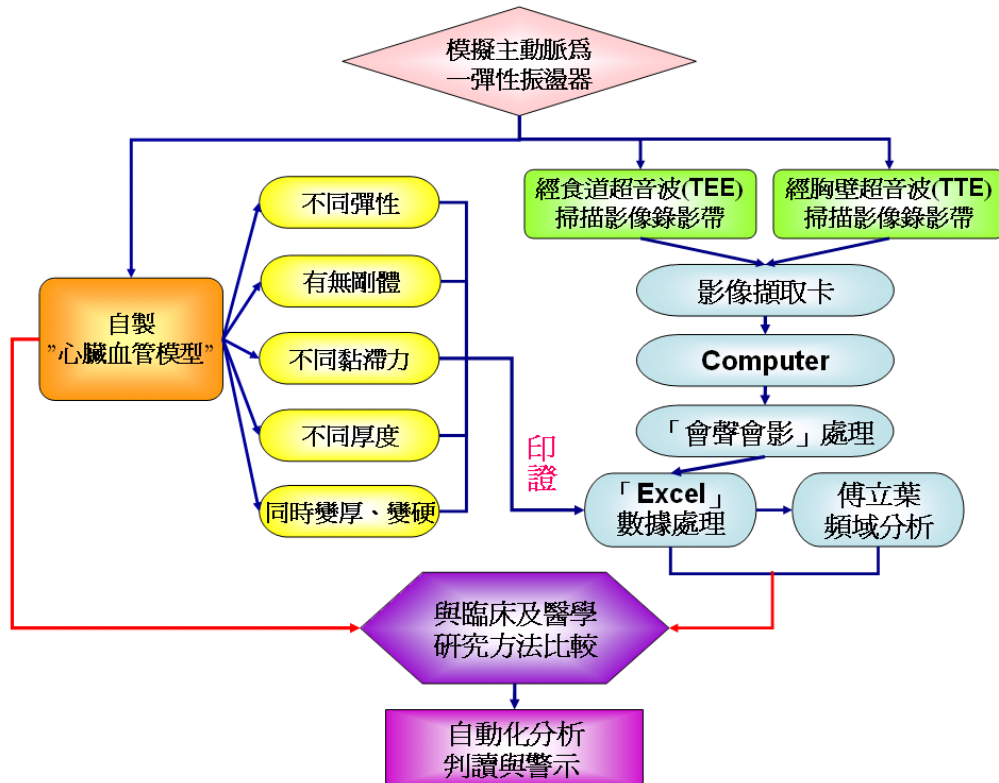


圖 4-1 心血管彈性體模型

緊接著藉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。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。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及與前面經由彈性體模型所擷取的數據核對，以檢驗理論與實際是否相符。

最後，以我們研究使用定量心血管硬化的新方法，與臨床使用的「血管攝影術」、「血管脹縮速度測量」；及醫學研究用的 WK Model 做比較，尋求本研究新方法的適用性。

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

Ulead VideoStudio 6 (會聲會影)

PhotoImpact

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 電池及盒

可變電阻

紅、綠 LED 燈各 1

各色單心線

麵包板

原子筆筆桿

不同厚度之長氣球(如下圖)

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

螺旋測微器

顯微鏡

矽膠管(內徑 1cm 外徑 2.5cm)

UV 燈管(口徑 0.8cm 長 30cm)

丙酮

齒輪(直徑 8cm、4cm 各一)

馬達

變壓器(六段變速)

燈籠型塑膠球



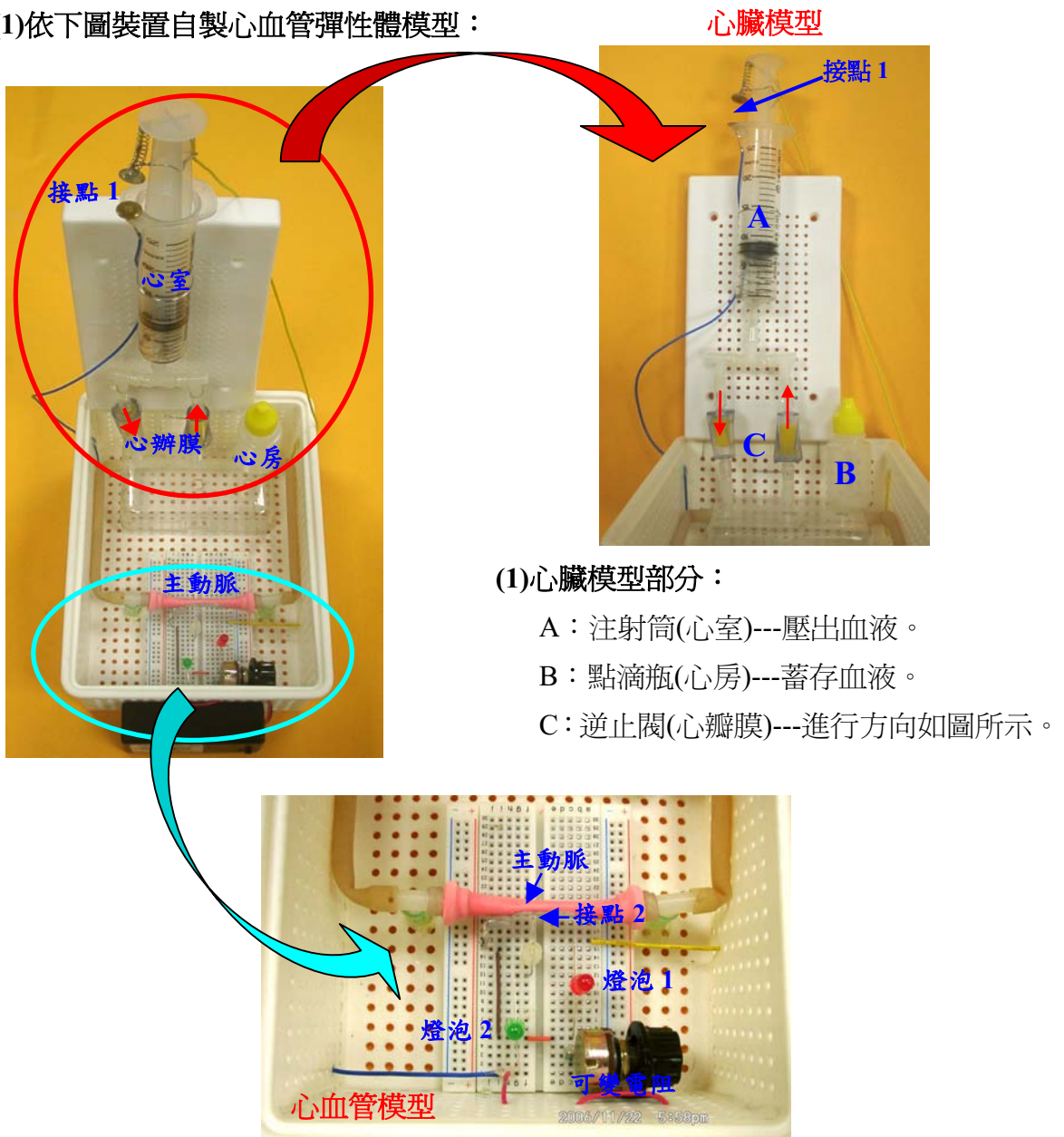
陸、研究過程、結果與討論

這部分我們先由自製的心血管「彈性體模型」獲取彈性與延遲時間之相關數據，接著將取得的超音波像影做動態分析，尋找心電圖 R 波到心血管擴張到最大時之延遲時間，比較兩者的適配性，客觀地定量出主動脈硬化的程度，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。

階段一：自製的心臟血管的「彈性體模型」實際模擬

※ 步驟：

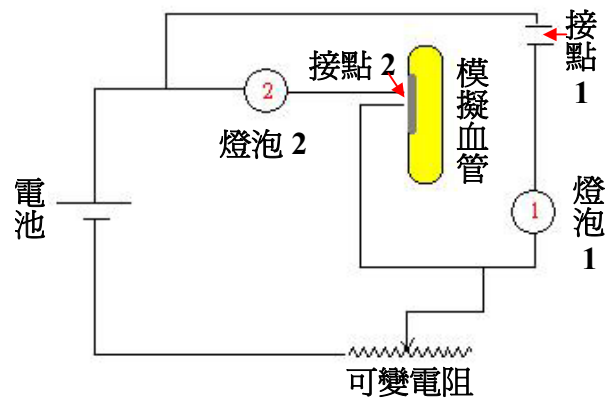
(1)依下圖裝置自製心血管彈性體模型：



(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：

在自製的心血管彈性體模型，心室下方換接一閉口壓力計，當心室壓縮，由螢幕上壓力計水柱高度的變化，讀取心室產生的壓力，同時測量主動脈口徑膨脹量，記錄所有數據，再將壓力讀數轉為力的物理量，依 $F = -k \cdot x$ ，則

$$\text{彈性係數 } k = -\frac{F}{x}。$$



彈性係數測量實驗操作圖

※ 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 \ 橡膠管種類	黑氣球	黃氣球	金氣球
橡膠管最小管徑 (mm)	2.05	4.1	3.55
橡膠管最大管徑 (mm)	5.65	5.9	5.05
橡膠管管徑變化量 (Δr , cm)	3.6	1.8	1.5
壓力變化量 (ΔP , cmH ₂ O)	1.4	2.1	2.05
所施力的大小 (F, dyne) 【註1】	62.04	93.05	90.84
彈性係數(F/ Δr) (k, dyne/cm) 【註2】	172.32	516.97	605.59
平均延遲畫面數 (\bar{A})	2.8	8	11.1
平均延遲時間 (秒)	0.093	0.267	0.370

(一) 不同彈性橡膠管（長條氣球）畫面延遲數比較分析：

由圖 6-1 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)，與我們由彈性體的物理概念所獲得的認知：「如果血管的彈性變差，會使得運動的阻力變大，延遲時間就會愈長」相吻合！

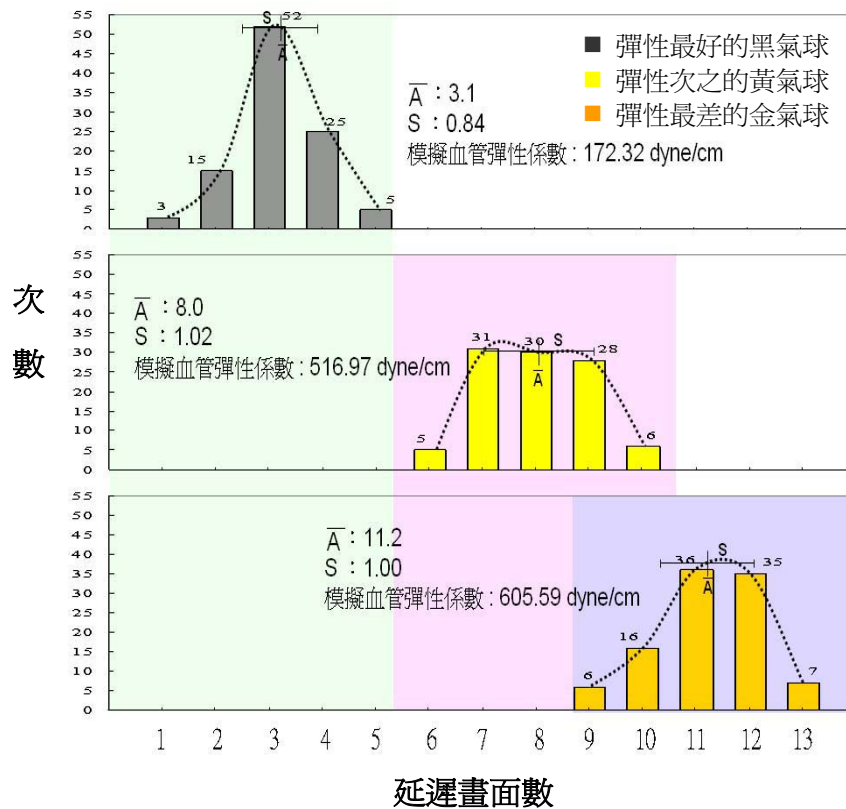


圖 6-1 心血管模型彈性好壞對延遲時間的比較

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 6-2 發現，兩者不僅數據分布十分類似(∵為同一橡膠管)，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！

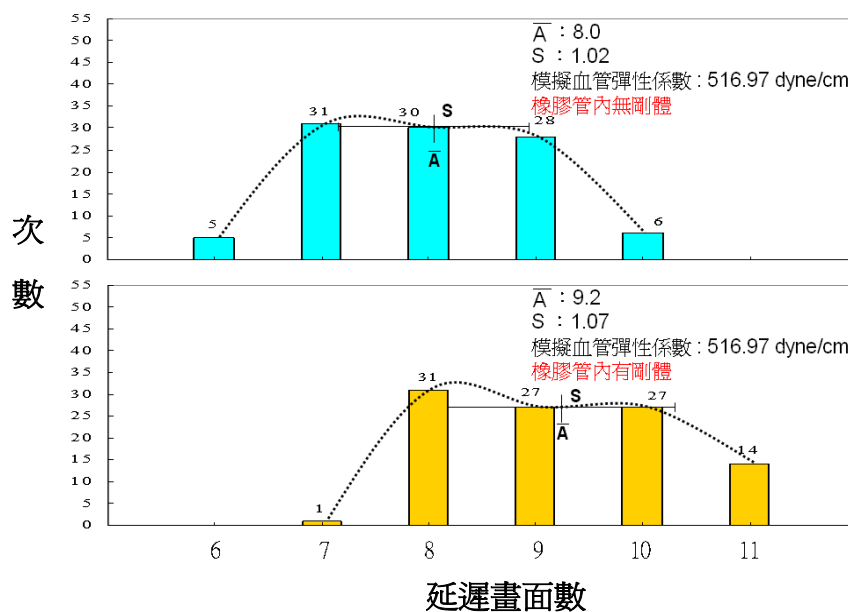


圖 6-2 同一橡膠管有無置入剛體對延遲時間的比較

(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 6-3 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。

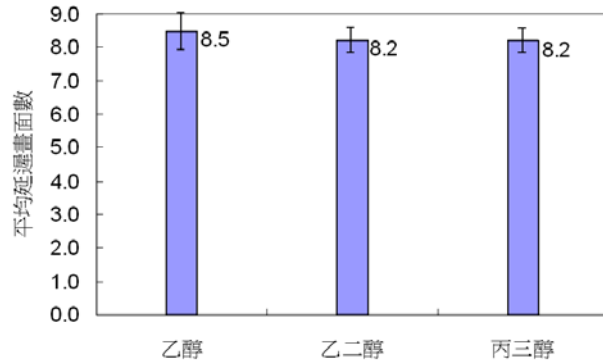


圖 6-3 不同黏滯力液體在同一彈性管中延遲時間的比較

乙醇 --- $\bar{A} : 8.5, S : 0.60$

乙二醇 --- $\bar{A} : 8.2, S : 0.42$

丙三醇 --- $\bar{A} : 8.2, S : 0.40$

下一階段我們希望能將此一模型在臨床常規檢查心血管疾病使用的「超音波影像」上加以印證，而超音波在血液中的速度為 1.55×10^5 cm/s[7]，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，未來應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！

(三) 血管厚度對延遲時間的比較分析：

既然由(一)中明確得知：彈性愈差的橡膠管齊延遲時間愈長；而正常的冠狀動脈就如一支乾淨的水管，擁有平滑的內壁。然而一些如同抽煙、高膽固醇、高血壓等危險因子，導致冠狀動脈血管內壁受損、粗糙並吸引膽固醇和其它脂質在此沉著、積聚，逐層加厚的斑痕，形成所謂的動脈血管粥樣硬化。冠狀動脈血管粥樣硬化使血管變窄或堵塞，血液流通受到限制從心肌缺氧，心臟病突發甚至死亡，其過程如下頁圖 6-4 所示。

動脈一：正常健康的動脈。

動脈二：脂肪凝聚血管內壁，血管壁纖維變厚硬，及脂肪痕出現。

動脈三：血管變窄血液凝塊阻塞，會有纖維斑塊的出現。

動脈四：形成複雜性病變，使得血管完全阻塞。

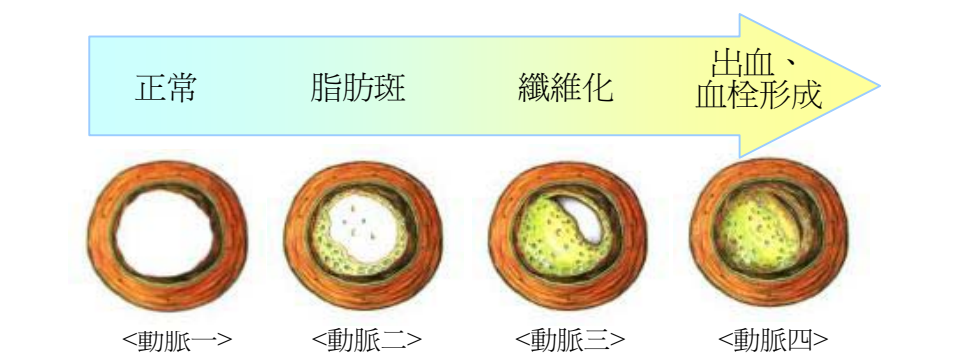


圖 6-4 冠心病之動脈血管內壁變化

因此當我們把血管比擬成一個彈性體，而血管因堆積而變厚時，本研究方法所探討的延遲畫面數是否也愈大呢？因為無法取得實際不同硬化程度的心血管來進行實驗，於是，我們到坊間尋找相同材質、不同厚度的條形氣球(橡膠管)，利用自製的心臟血管模型模擬當動脈血管粥樣硬化使血管變窄時，延遲時間的變化，所得結果如下：

項目 \ 橡膠管種類	黑	粉紅	金黃	金	黃
橡膠管厚度 (mm)	0.303	0.342	0.3731	0.414	0.453
橡膠管最小管徑 (mm)	1.95	2.65	3.3	2.85	3.1
橡膠管最大管徑 (mm)	6.05	5.75	5.05	5.65	5.15
橡膠管管徑變化量 (Δr , cm)	4.1	3.1	1.75	2.8	2.05
壓力變化量 (ΔP , cmH ₂ O)	1.6	1.65	1.6	2.9	2.45
所施力的大小 (F, dyne) 【註 1】	70.9	73.1	70.9	128.5	108.6
彈性係數(F/ Δr) (k, dyne/cm) 【註 2】	172.92	235.85	405.14	458.94	529.58
平均延遲畫面數 (\bar{A})	2.1	3.1	7.0	8.0	9.1
平均延遲時間 (秒)	0.070	0.103	0.233	0.267	0.303

(1) 橡膠管厚度與彈性係數與延遲畫面數的關係：

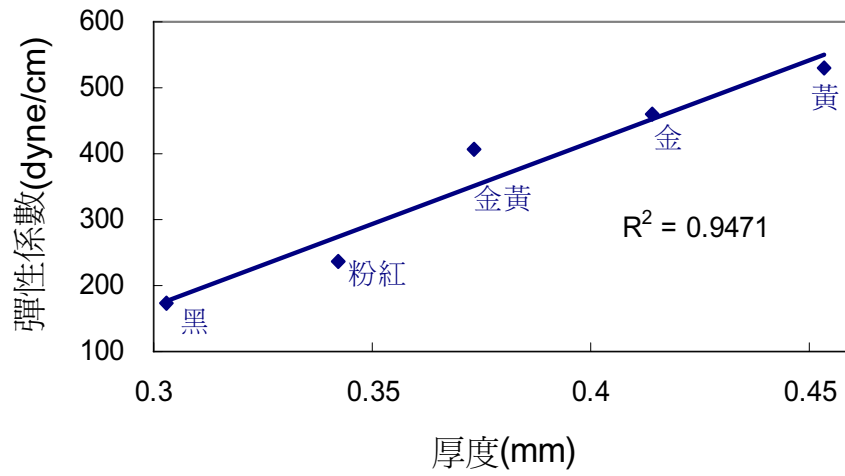


圖 6-5 橡膠管厚度與彈性係數之關係

(2) 橡膠管彈性係數與延遲時間之關係：

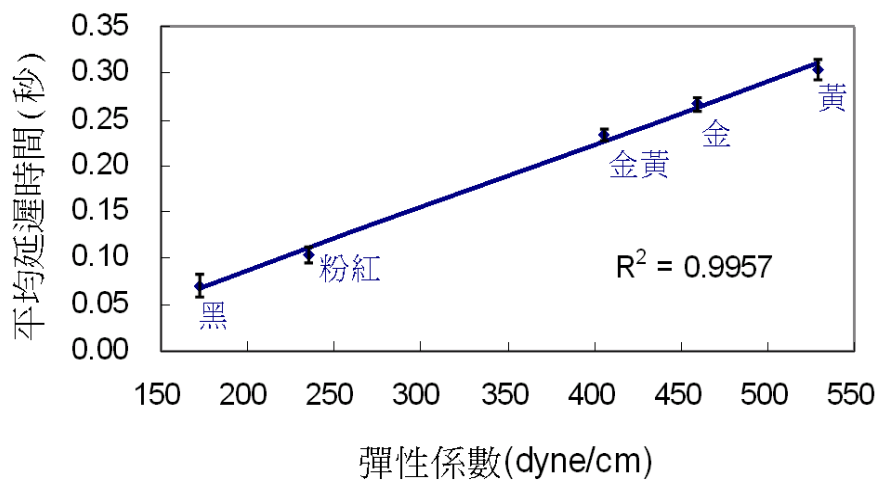


圖 6-6 橡膠管彈性係數對延遲畫面數之比較

(3) 橡膠管厚度與延遲畫面數之關係：

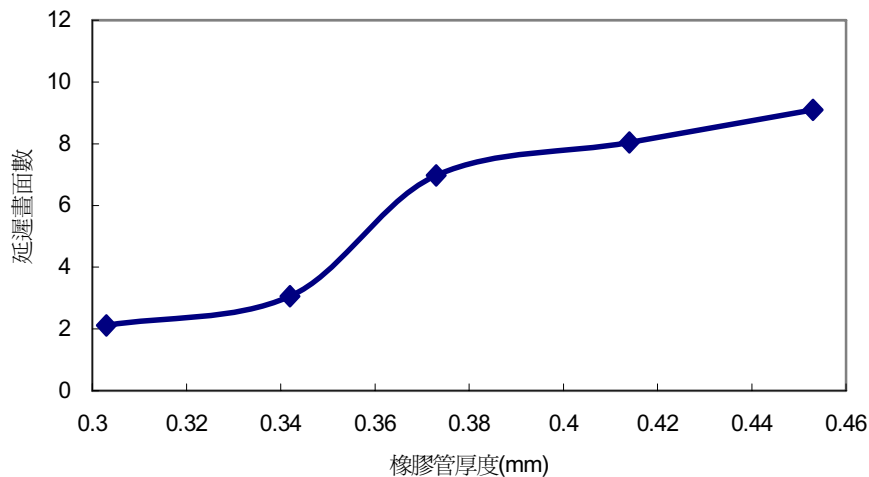


圖6-7 橡膠管厚度對延遲時間之比較

由圖 6-5 可知，愈厚的橡膠管其彈性係數愈大，換言之，彈性愈差，阻力也愈大，依我們的模型，推論其延遲時間也應該愈長，結果由圖 6-6 得知，果然彈性係數愈大者，就有愈高的延遲畫面數；由此推知，愈厚的橡膠管，就有愈大的延遲畫面數，而由圖 6-7 與圖 3-4 作對照亦證明，在厚度的實驗中延遲反應的時間，與 \tan^{-1} 的函數類似，所以愈厚的橡膠管，延遲畫面數就愈大。

因此，如果能在人體建立血管厚度與延遲時間的關係，那麼就可推知心血管的彈性，進而得知心血管是否硬化。

(四) 以照 UV 燈模擬血管老化實驗的比較分析：

當初買氣球的時候，我向老闆請教如何保存氣球而不使彈性變差，老闆告訴我，未打的氣球盡量放在乾燥陰暗的地方，而開封未用完的氣球最好壓縮袋內空氣後將袋口紮緊。遠離濕氣與陽光以保持氣球在新鮮的狀態，可使氣球存放約二年。我很好奇為什麼陽光會降低氣球的彈性，經查資料得知，氣球的材料是以天然橡膠製成的乳膠球。

天然橡膠的單體是異戊二烯(圖 6-8(a))，經加成聚合而成聚異戊二烯(圖 6-8(b))，此時的天然橡膠質軟而彈性小，經加硫(8%)交聯作用後才有彈性，稱為加硫橡膠(圖 6-9(a))，其有彈性的原理則如圖 6-9(b)所示。天然橡膠分子中

尚含有易行加成及易被氧化的雙鍵，故長時間放置於空氣中，受氧、熱、光等影響，容易發生光化學變化而造成分子間鍵結的斷裂，電子移轉使硫以 $S_2 \sim S_8$ 的形式脫離，所以會失去原先的彈性。所以當我想以改變橡膠管的彈性來模擬血管硬化的研究時，我便設計以UV燈的照射時間，來改變橡膠管的彈性。

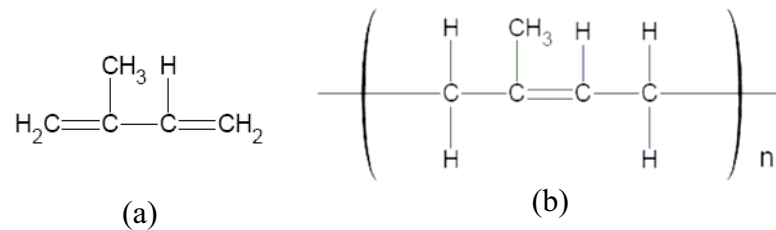


圖 6-8 (a)異戊二烯單體結構 (b)聚異戊二烯結構

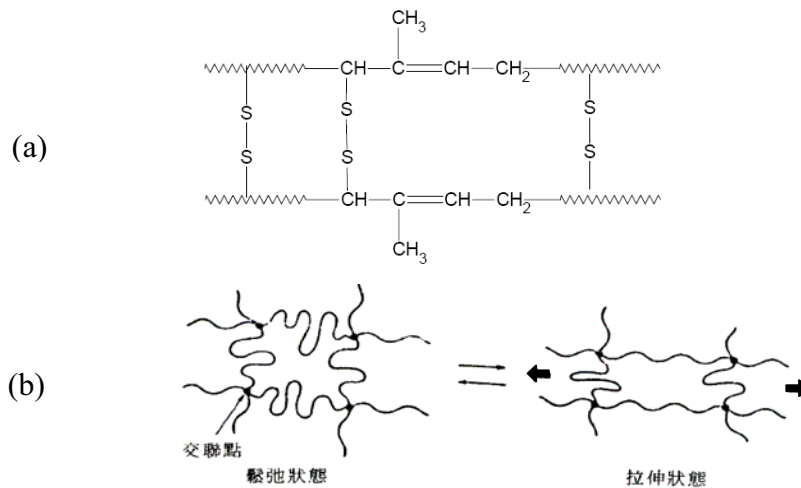


圖 6-9 (a)加硫橡膠交聯結構 (b)橡膠分子鏈的伸拉與復原示意圖

首先，我們取同一條長條形可被微生物分解的美國進口 Qualatex 氣球(型號：260Q)，裁切成等長的五段，其中一段不照 UV 燈，其餘四段置入 UV 燈的實驗裝置(如下圖)中，分別照射 6、12、18、24 小時的紫外光燈，再取出置入自製心血管彈性體模型中，測每一段的延遲畫面數。



紫外光燈裝置外觀(外部罩以內襯鋁箔的隔熱紙，以防紫外光外洩)



紫外光燈裝置---內部構造

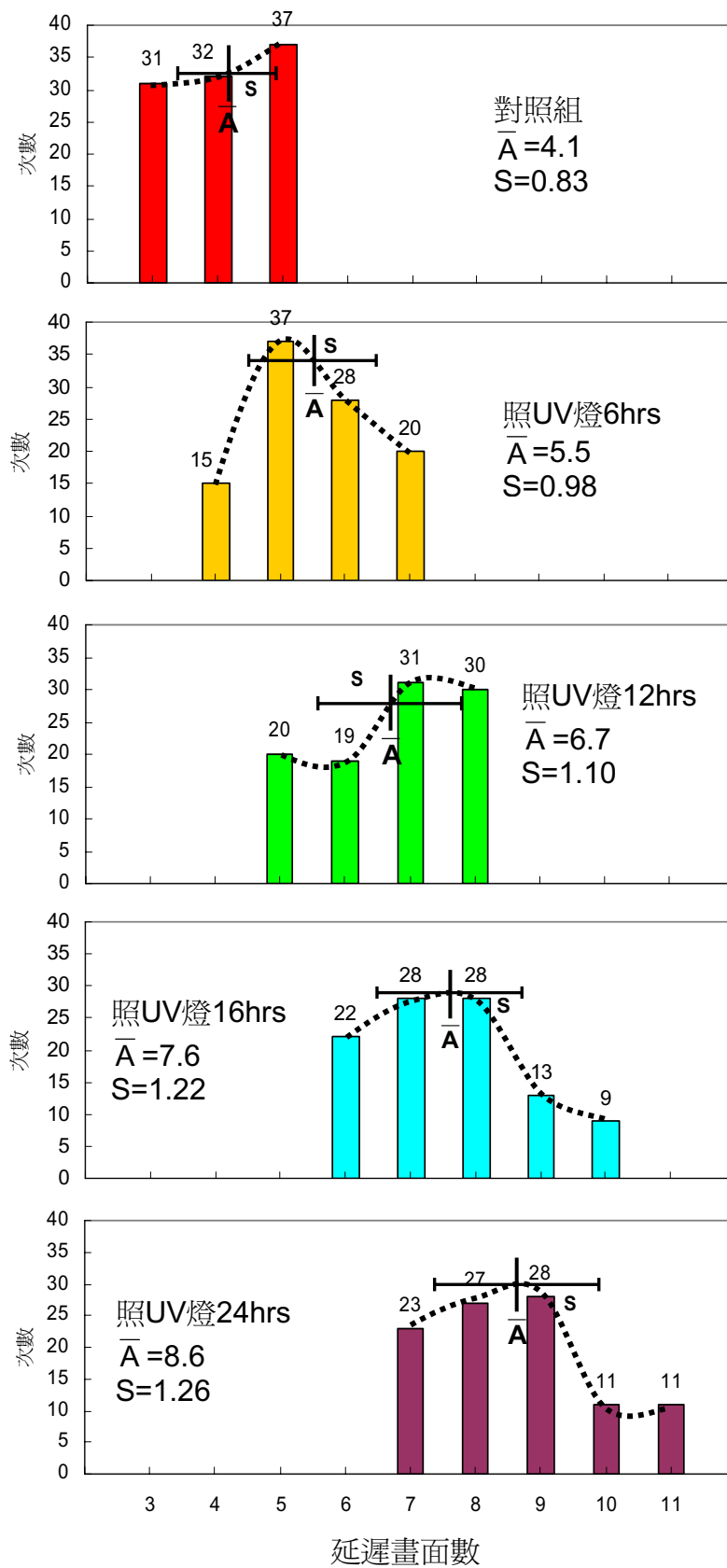


圖 6-10 照 UV 燈時間長短對同一橡膠管個別延遲畫面數的分布比較

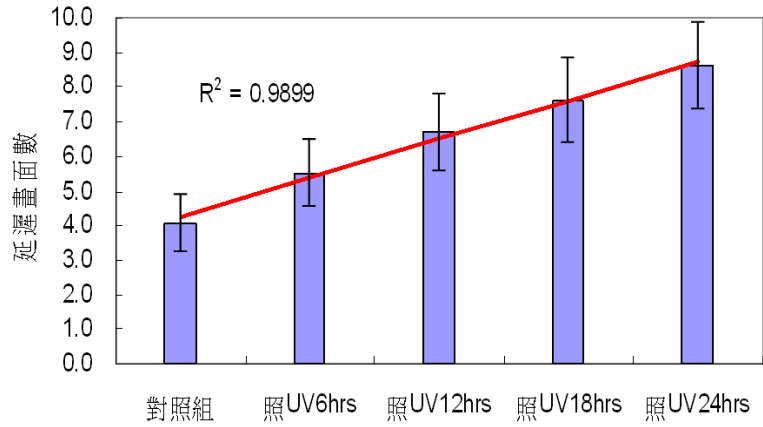
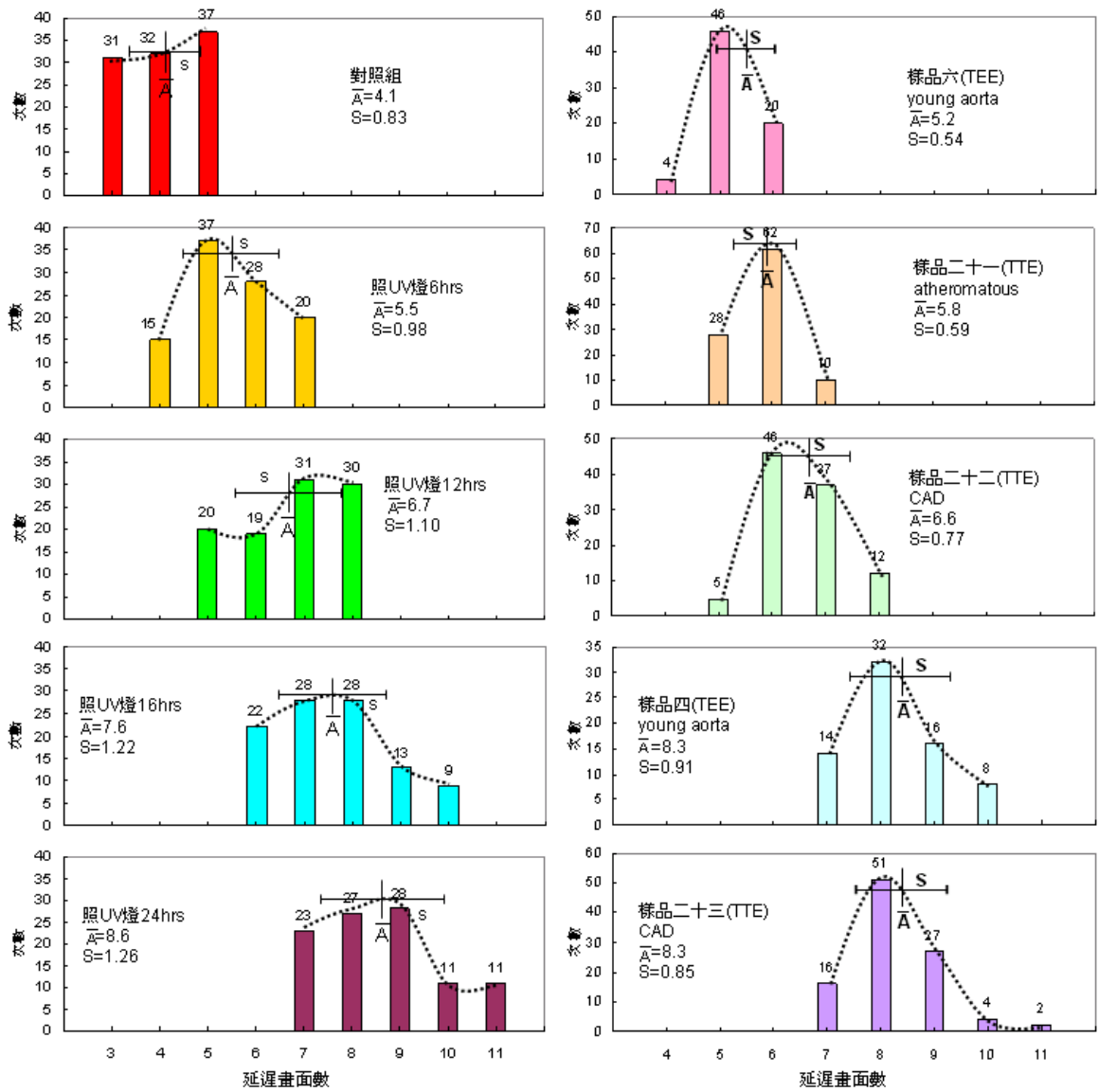


圖 6-11 照 UV 燈時間長短對同一橡膠管延遲畫面數的比較



(a)

(b)

圖 6-12 (a)照 UV 燈數據與 (b)超因波影像數據比較

實驗結果，從外觀來看，照 UV 燈愈久的橡膠管顏色愈暗沉，質感摸起來也有較硬的感覺，經實際測量以後，由圖 6-10 明顯得知，照 UV 燈愈久，不僅延遲畫面數愈多且數據分布也愈廣，而圖 6-11 中由平均延遲畫面數及標準差比較亦可知：照光愈久，橡膠管的平均延遲畫面數及標準差均變大。

在圖 6-12(a)、(b)的比較中，都有相似之處：血管彈性愈差的，都有延遲畫面數增多且數據分布也愈廣的趨勢，除了樣品四雖沒有主動脈硬化，但仍有其他心臟疾病(心律不整)之外，其他樣品都呈現主動脈硬化程度愈嚴重者，樣品的延遲畫面數會愈多，數據的分布也愈廣，跟我們由模型中模擬硬化所得的數據結果不謀而合，令人興奮!

爲了進一步了解這些橡膠管的彈性是否有改變，我們模擬血管彈性的測量方法，測得這五段的橡膠管彈性依次如下：

照 UV 光時間 項目	0 小時 (對照組)	6 小時	12 小時	18 小時	24 小時
橡膠管最小管徑 (mm)	1.6	2.4	2.4	2.8	3.05
橡膠管最大管徑 (mm)	5.8	5.9	5.1	4.65	5.05
橡膠管管徑變化量 (Δr , cm)	0.42	0.35	0.27	0.185	0.2
壓力變化量 (ΔP , cmH ₂ O)	1.6	2.5	2.65	2.3	3.3
所施力的大小 (F, dyne) 【註 1】	70.90	110.78	104.13	124.07	146.23
彈性係數(F/ Δr) (k, dyne/cm) 【註 2】	168.8	316.5	385.7	670.7	731.1
平均延遲畫面數 (\bar{A})	4.1	5.5	6.7	7.6	8.6
平均延遲時間 (秒)	0.137	0.183	0.223	0.253	0.287

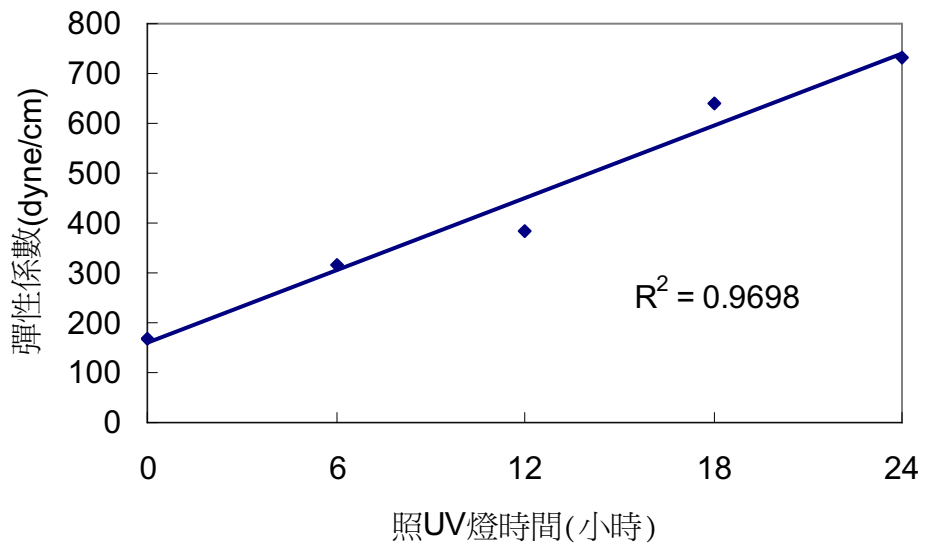


圖 6-13 橡膠管彈性係數與照 UV 燈時間的關係

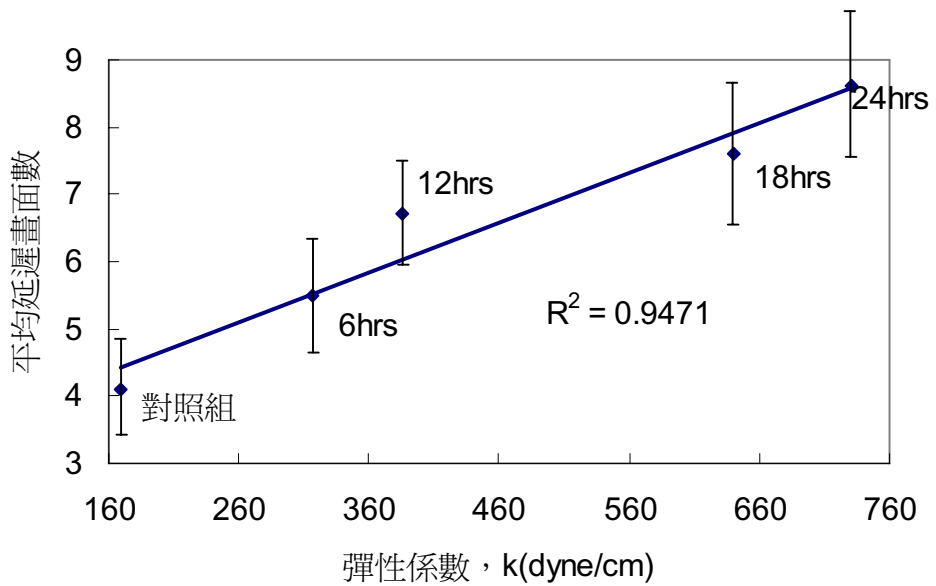


圖 6-14 橡膠管彈性係數與平均延遲畫面數的關係

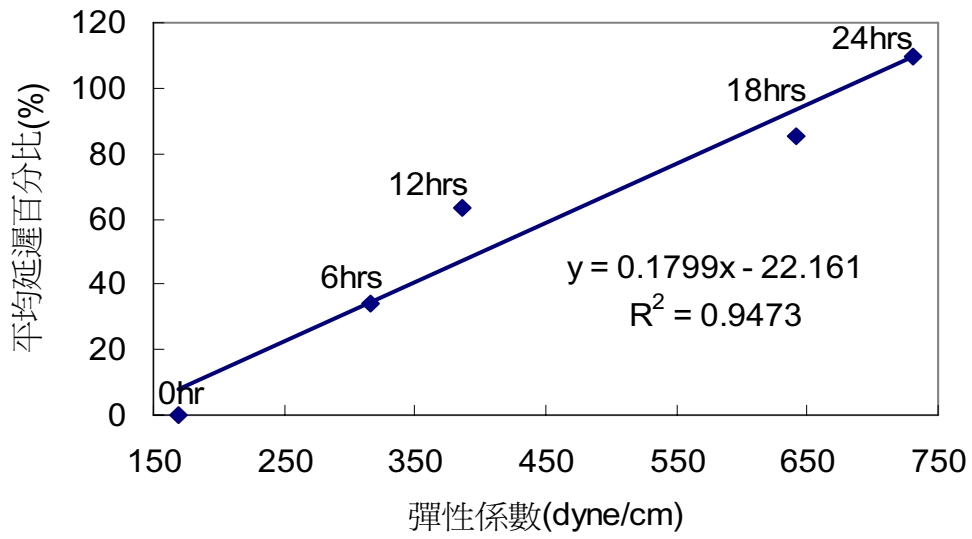


圖 6-15 橡膠管彈性係數與平均延遲百分比的關係

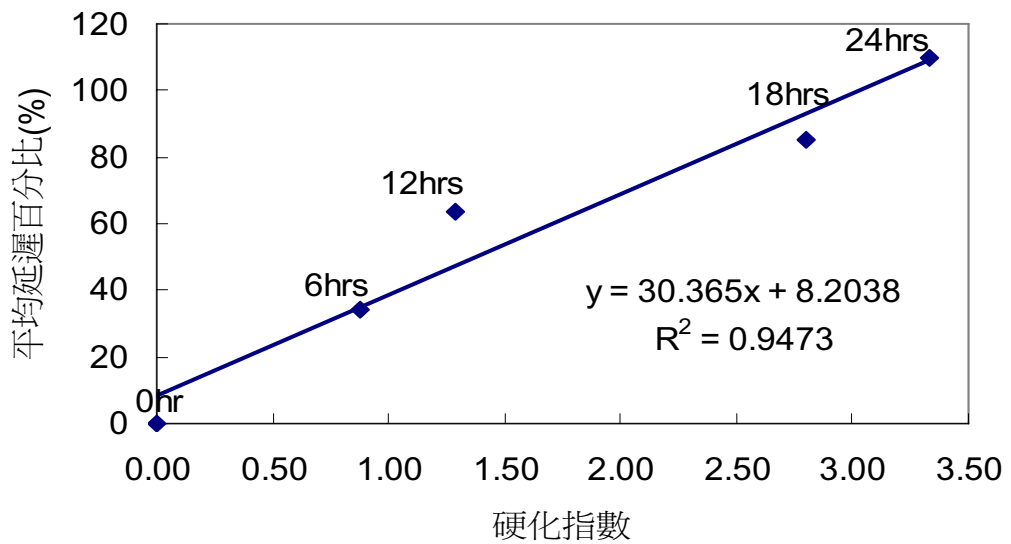


圖 6-16 橡膠管平均延遲百分比與硬化指數的關係

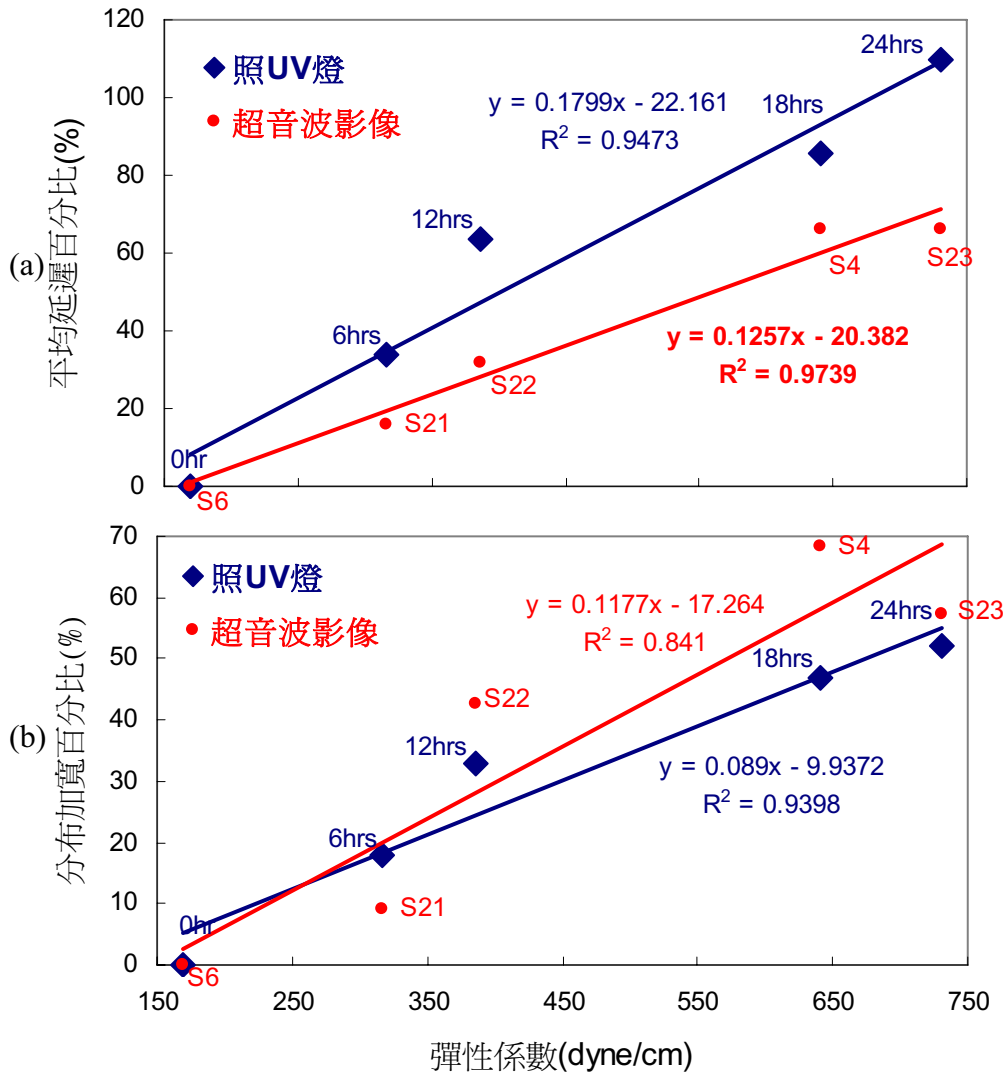


圖 6-17 (a)照 UV 燈與超因波影像每一樣品平均延遲百分比之比較
(b)照 UV 燈與超因波影像每一樣品數據分佈加寬百分比之比較

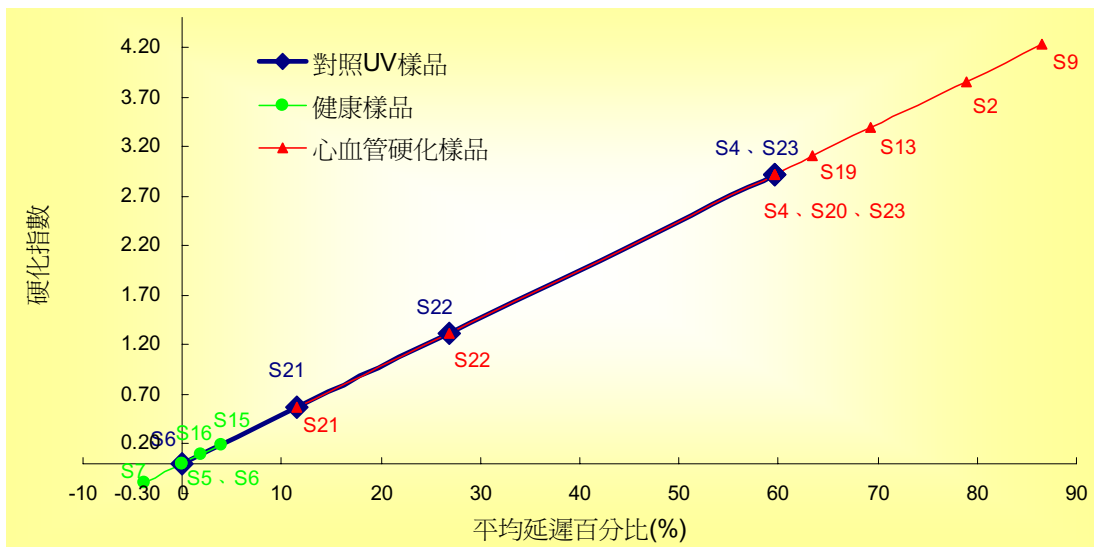


圖 6-18 超因波影像樣品的延遲百分比與硬化指數的關係

由圖 6-13 知道照 UV 光的時間與彈性係數有線性關係，圖 6-15 中，彈性係數與平均延遲百分比也有線性關係，在由圖 6-16 中，更明確知道，如果我們以不照光(對照組)的橡膠管當作標準，將其彈性係數當作 1，可依次求出 6hrs、12hrs、18hrs、24hrs 的硬化百分比，對應每一橡膠管之延遲百分比，以此作為硬化百分比與平均延遲百分比之校正線。我們用此時驗做為校正硬化百分比與平均延遲百分比之關係，利用這樣的概念，把圖 6-12 (b)中的超因波影像數據套入，分別得到圖 6-17 (a)、(b)兩圖，其中以(a)圖的準確度較高，我們以此為準，將圖中趨勢線算出超因波影像數據曲線的關係算式，代入每一樣品之平均延遲百分比，就可以預估每一樣品血管的彈性係數。我們除了選出圖 6-12 (b)中的樣品外，再找出健康的樣品、心血管有硬化的樣品的數據，套用圖 6-16 的概念，得到圖 6-18，在圖中，我們可以由每一樣品的平均延遲百分比推知血管硬化的百分比，甚至已能預估出：硬化指數在 0.2 以下者，都是彈性很好的血管，指數在 0.5~1.0 之間的血管，屬硬化初期會有動脈粥狀化現象，指數大於 1.0 者，則屬嚴重動脈硬化現象；即可將主動脈硬化程度量化。

因為目前實驗的誤差為 $\frac{1}{30}$ 秒，所得的結果或許不是非常精準，但是圖 6-18 中的關係曲線卻是不變的，所以只要找到分析儀器誤差更精準的，就可將數據修正得更好了。

【註 1】: $1\text{cmH}_2\text{O}=1\text{gw}/\text{cm}^2 \Rightarrow$ 由 $F=P \times A=1\text{gw}/\text{cm}^2 \times (\pi \times 0.12\text{cm}^2)=0.045216\text{gw}$
 $=0.045216\text{g} \times 980\text{cm}/\text{s}^2=44.31168 \text{ g} \cdot \text{cm}/\text{s}^2=44.31168 \text{ dyne}。$

\Rightarrow 在本實驗中閉口壓力計中，每 $1\text{cmH}_2\text{O}$ 之壓力，即表 44.31168 dyne 之力作用。

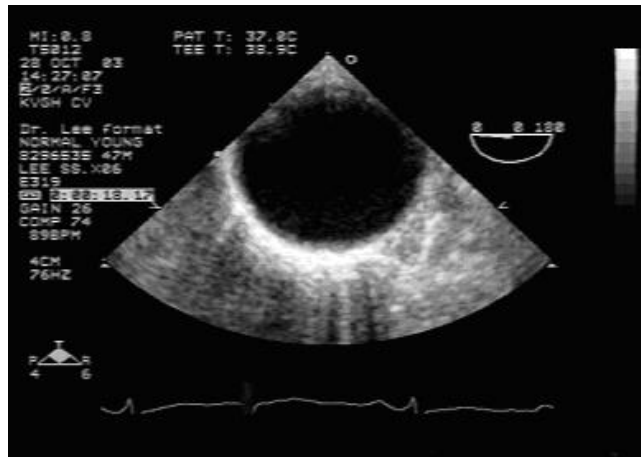
【註 2】: 由於橡膠管照光後會失去彈性，我們以此實驗模擬心血管硬化實驗。由虎克定律 $F=-kx$ 中，彈性係數愈大者，若以相同之力作用，會有較小位移，換言之，若要擴張到相同大小，需要更大的力作用才行，亦即橡膠管的硬度較大。

階段二：超音波錄影帶影像的動態分析

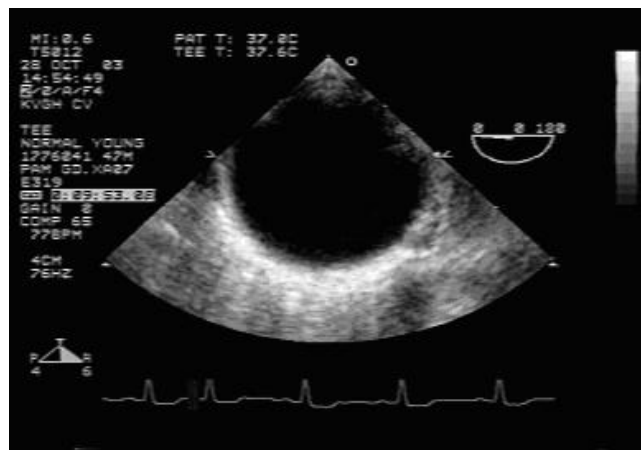
(一)步驟：

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 6-8 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 6-9 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 6-11 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 6-12 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 6-19 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

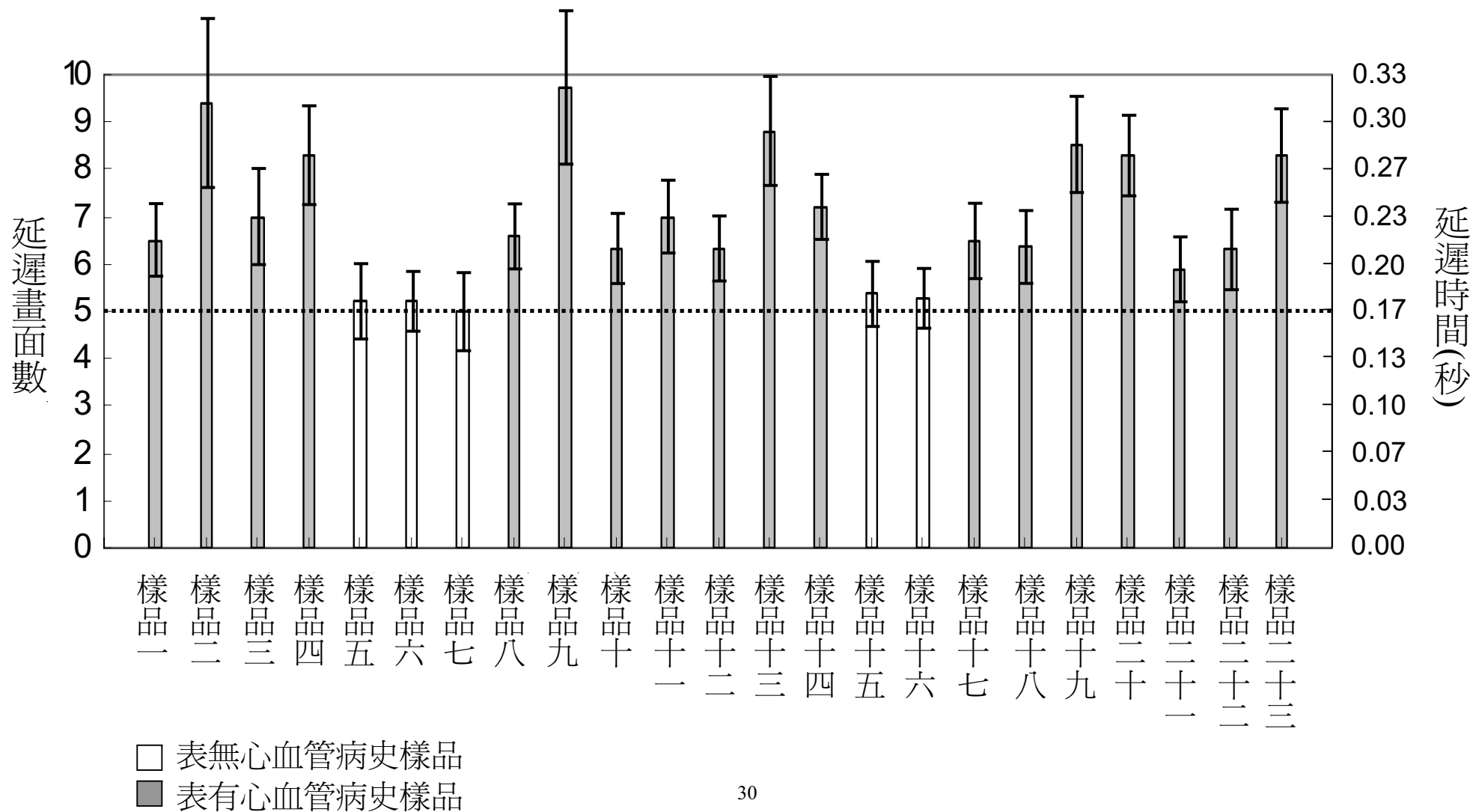
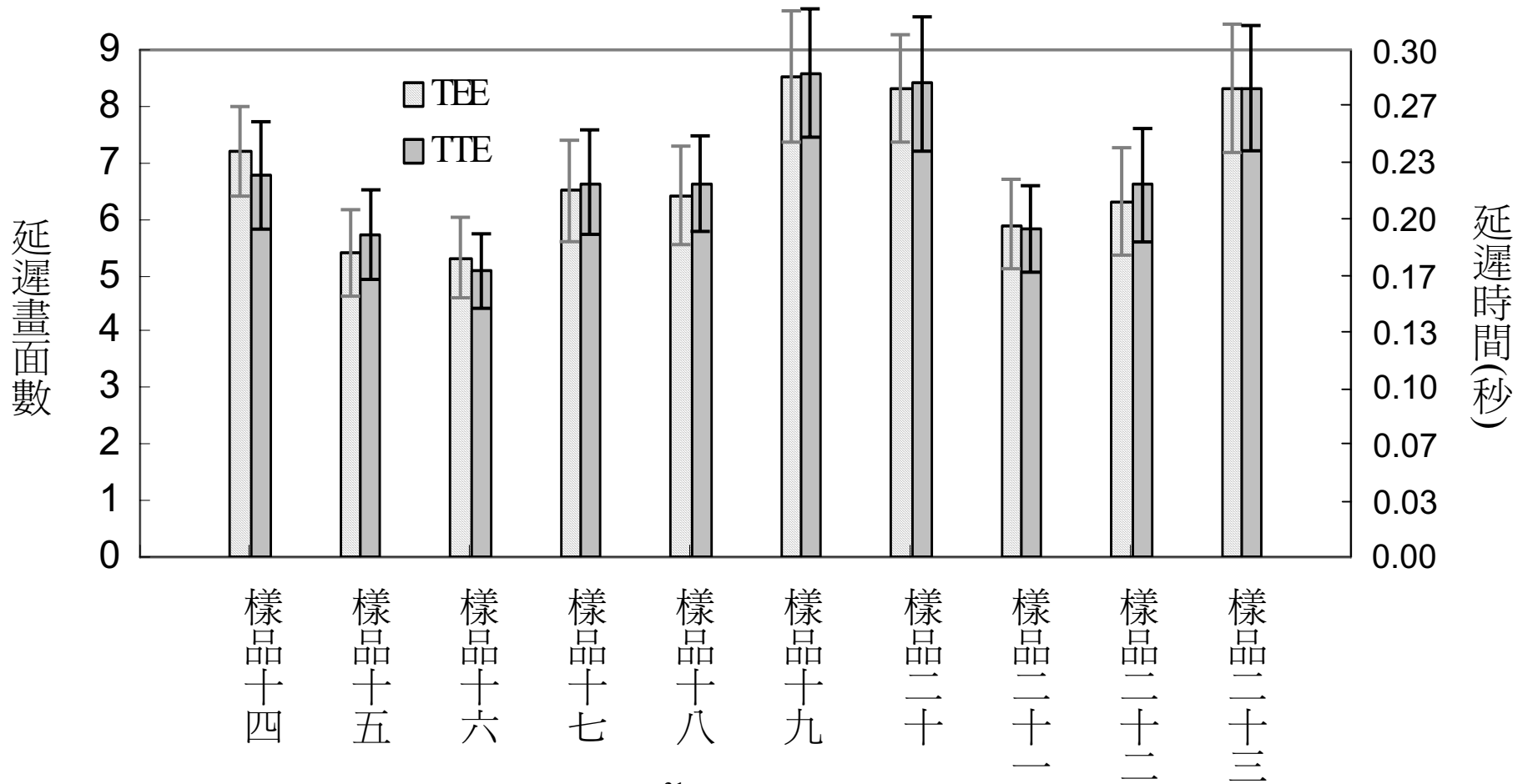


圖 6-20 10 個同時測量 TEE 與 TTE 的樣品其血管擴張至最大時之延遲畫面數(延遲時間)

各樣品 TEE 及 TTE 平均值



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：

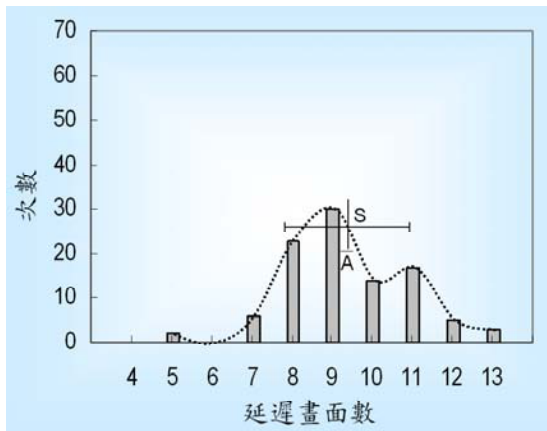


圖 6-21 樣品二(100 次心跳之數據)

■ 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)。

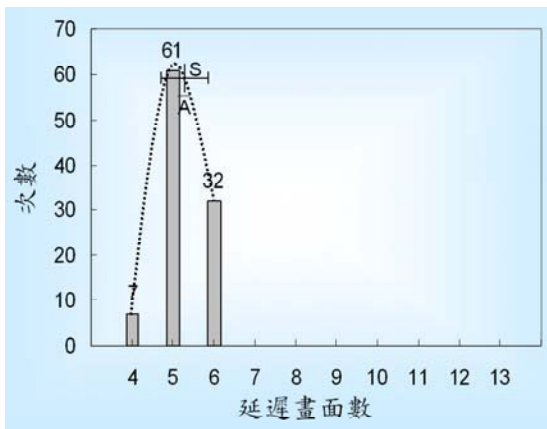


圖 6-22 樣品十六(100 次心跳之數據)

■ 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。

將圖 6-21 與圖 6-22 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 6-20)，樣品十九(圖 6-23)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。

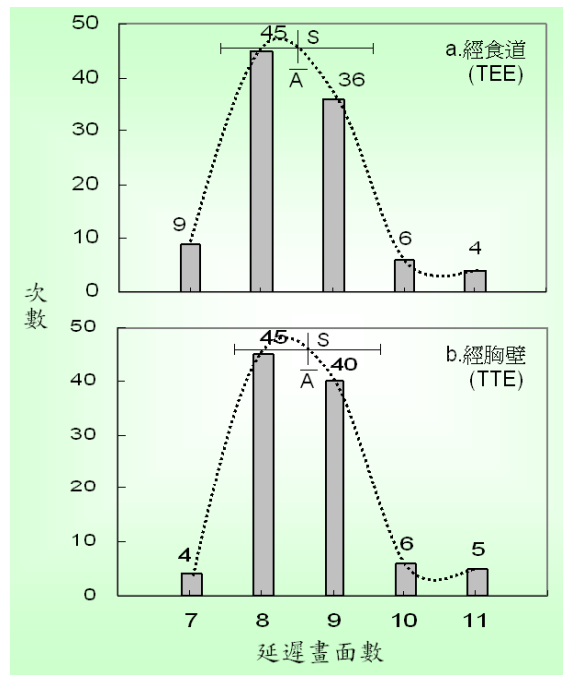


圖 6-23 樣品十九(100 次心跳數據)
 \bar{A} --- TEE : 8.5 ; TTE : 8.6
 S --- TEE : 0.89 ; TTE : 0.86

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。

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。

階段三：「延遲時間測量」法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(硬化指數)
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 ± 1 個畫面。所以時間量測的誤差至少是 ± 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。

柒、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，厚度與硬度與延遲時間都有線性關係，印證此新方法是可靠的。我們還可以由模型實驗所得之平均延遲百分率與硬化指數之關係，預測主動脈之彈性係數，進而將主動脈硬化程度量化。目前預估：硬化指數在 0.2 以下者，都是彈性很好的血管，而指數在 0.5~1.0 之間的血管，開始會有動脈粥狀化的現象，屬硬化初期；指數大於 1.0 者，則屬嚴重動脈硬化現象了。

第二，可用目前臨床常規檢查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經胸壁超音波掃描（TTE）準確測得，而不需要採用侵入式的經食道超音波掃描（TEE），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。

今年我不僅自製一個「心臟血管彈性體模型」加以佐證外，還確定利用「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。由於本方法之檢驗結果和樣品病歷相符性頗高，顯示出我所採用的阻尼振盪器模型具有相當程度的真實性，也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。

關於第一、二項成果，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：硬化指數在 0.2 以下者，都是彈性很好的血管，而指數在 0.5~1.0 之間的血管，開始會有動脈粥狀化的現象，屬硬化初期；指數大於 1.0 者，則屬嚴重動脈硬化現象，而且此一方法也可由數據的分佈發覺心血管之其他病徵。

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。

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、可早期診斷、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。

捌、未來展望

一、心室壓縮採用自動操作：

雖然目前的模型因可做穩定的固定與控制，在手動的心室壓縮上每次的操作差異極小，但我們十分想將模型與真實的心臟血管系統運作做得更逼真，因此計畫將此部份改為自動操作，同時也將心室由原來的注射針筒改為燈籠型塑膠球(右圖中綠白條紋部分)，讓壓縮更順利。現在馬達已能順利帶動齒輪，但因轉速過快，且燈籠型塑膠球因出風口過小，導致壓力大，齒輪帶動不易，所以目前正在尋找慢速強力馬達，預計正式比賽時即可改裝完畢。

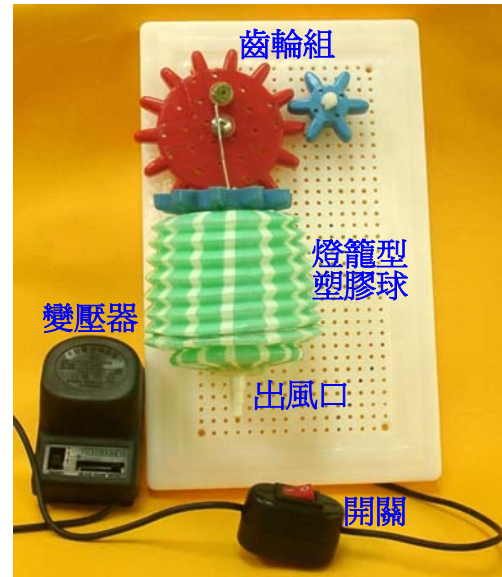


圖 7-1 自動化心室裝置

玖、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。國立臺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
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)

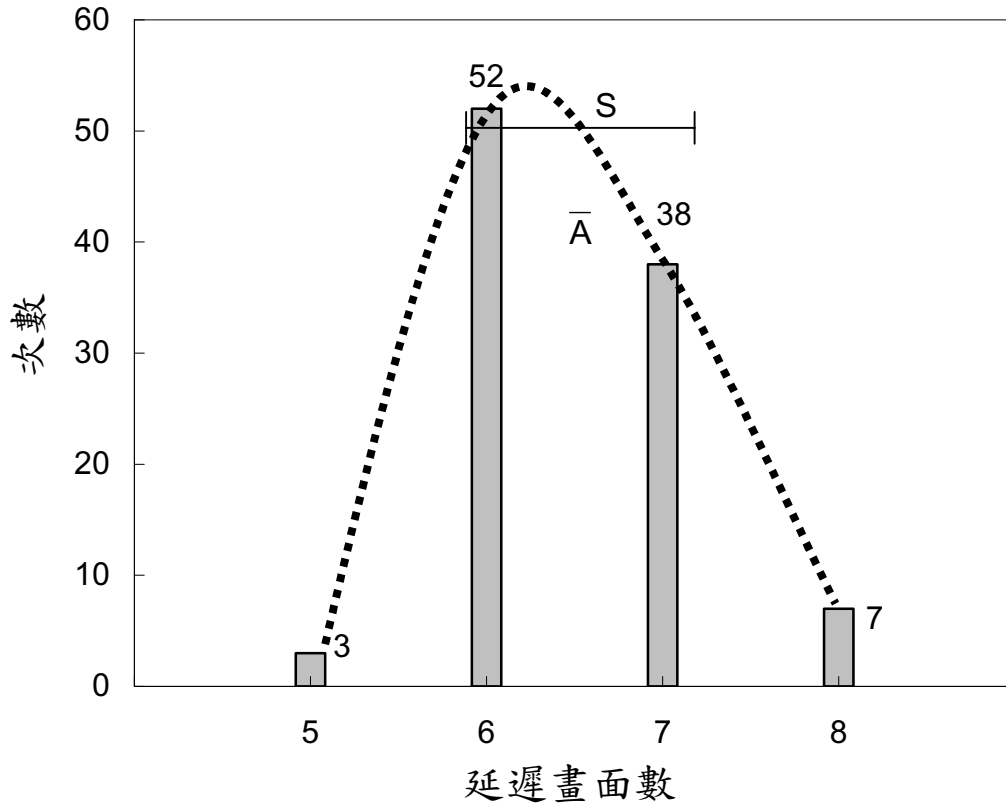
17. BIOLOGICAL FLUID DYNAMICS (2004) ◦ ANNUAL SURVEY ◦ 民 94
年 10 月 23 日，取自 [http://www.vki.ac.be/research/themes/
survey2004pdf/ea16.pdf](http://www.vki.ac.be/research/themes/survey2004pdf/ea16.pdf)

附

録

超音波影像各樣品數據

圖附錄1-1 樣品一
100次心跳之數據



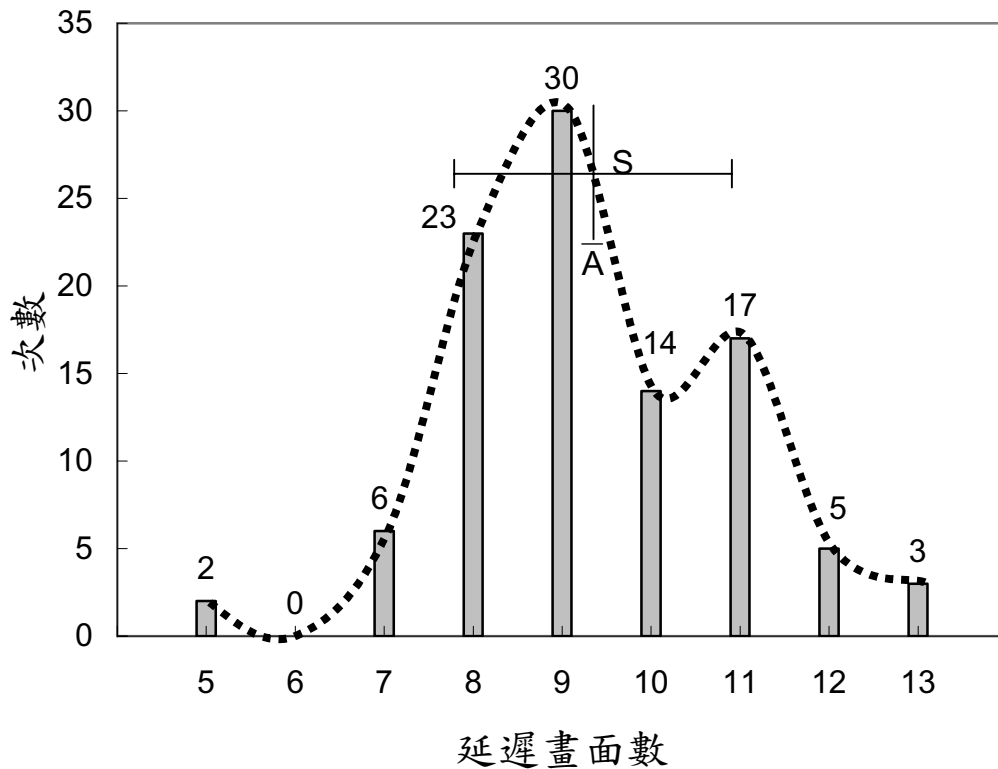
樣品基本資料

樣品一：女性，normal。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.5 次，標準差 S：0.67。

樣品一確定有心律不整的病情，但是主動脈的延遲畫面數都仍然集中在 6、7 個畫面數之間，意味著：即使樣品的心臟跳動不規律，但是主動脈仍可以隨著心臟的驅動而規則的縮張，沒有不規則運動的情況，亦即主動脈的運動機制和心臟的跳動機制之間，沒有強烈的關連性，間接地支持了本研究的理論基礎之正確性。不過，此樣品的平均延遲畫面數為 6.49，超過 5，仍屬有心血管硬化的徵兆，我們建議應作進一步的檢驗。

圖附錄1-2 樣品二
100次心跳數據



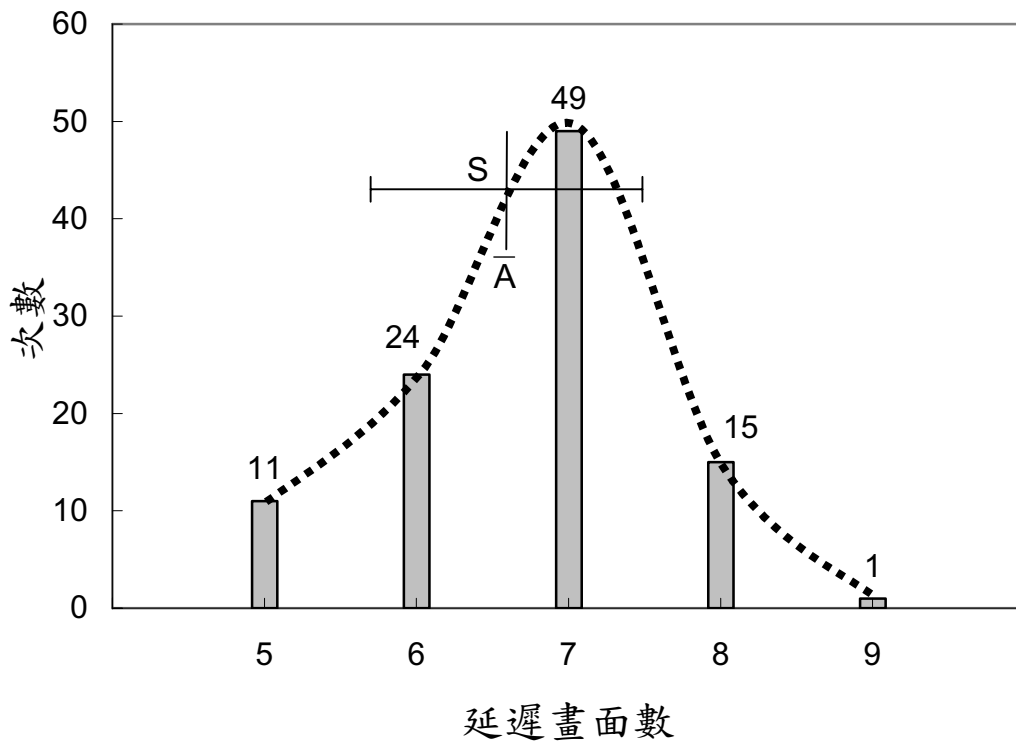
樣品基本資料

樣品二：女性，normal。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：9.3 次，標準差 S：1.57。

樣品二的延遲畫面數分佈很廣，顯示主動脈收縮的情形非常紊亂，此樣品也有心律不整的病情，但是和樣品一比起來，她的心血管已經硬化到不能規則地跟隨心臟運動，相當的嚴重。她的平均延遲畫面數為 9.32，遠高於數值 5，同樣地也顯示出嚴重的硬化徵兆。我們更有興趣的是：延遲畫面數分佈很廣可能意味著她還有其他方面的心臟疾病，應作更多的檢驗，也可以提示我們更多的研究方向。

圖附錄1-3 樣品三
100次心跳數據



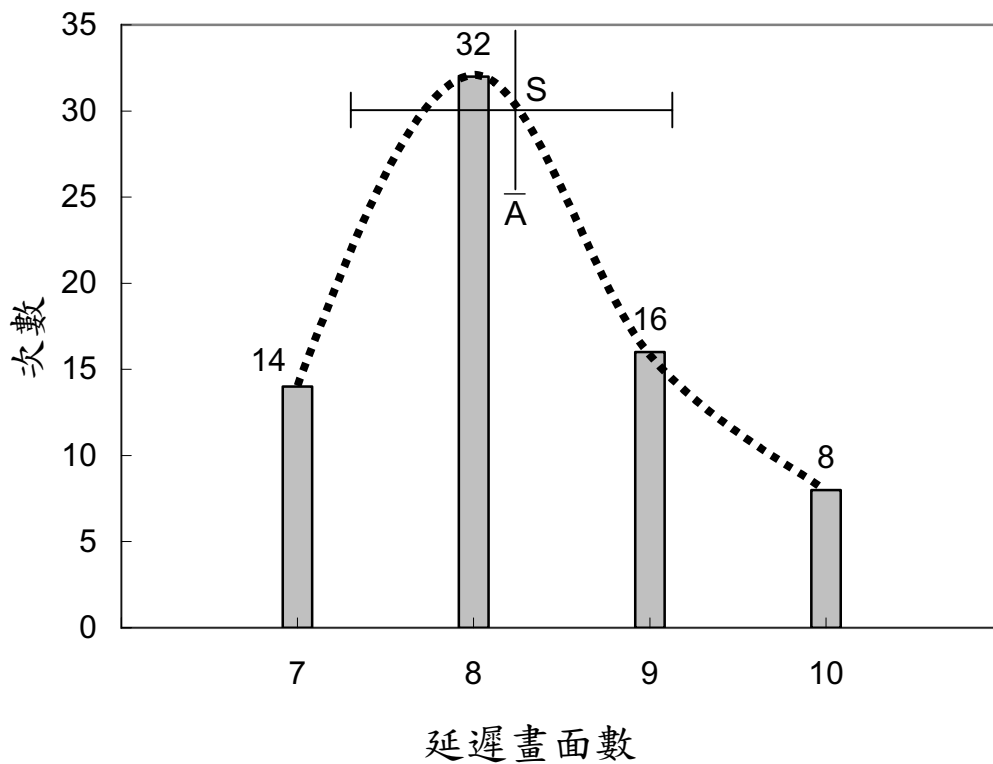
樣品基本資料

樣品三：男性，normal。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.7 次，標準差 S：0.89。

樣品三也有心律不整的病情，但與樣品一類似：主動脈仍可隨心臟一起運動，我們也觀察到他的延遲畫面數的分佈比樣品一寬，這可能和他的平均延遲畫面數的值也較高有關。由於平均延遲畫面數超過 5，有心血管硬化的情況，我們同樣也建議應作進一步的檢驗。

圖附錄1-4 樣品四
70次心跳數據



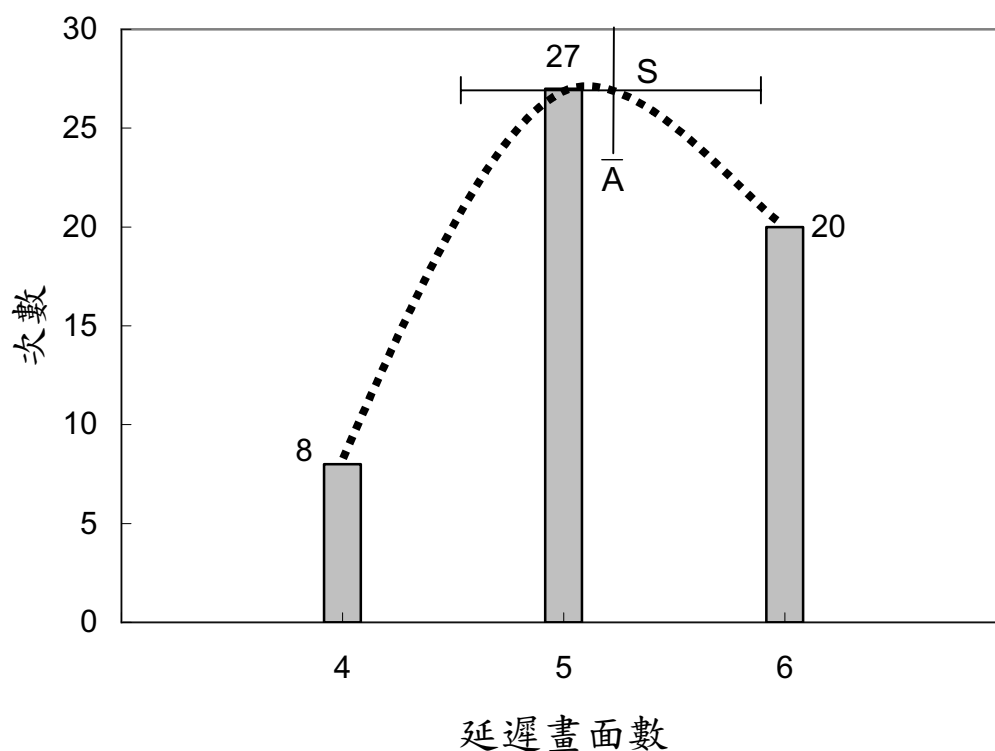
樣品基本資料

樣品四：男性，young aorta。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.3 次，標準差 S：0.91。

根據醫師提供的資料顯示：樣品四沒有主動脈硬化的情況，但是根據我們的研究，他的延遲畫面數遠超過數值 5，而且標準差也很大，因此對我們而言這個樣品是判定我們的診斷方法和一般診斷方法之間的差別的重要案例，我們建議對此一樣品做更進一步的檢驗，以提供更準確的資訊檢定我們研究方法的可信度。

圖附錄1-5 樣品五
55次心跳數據



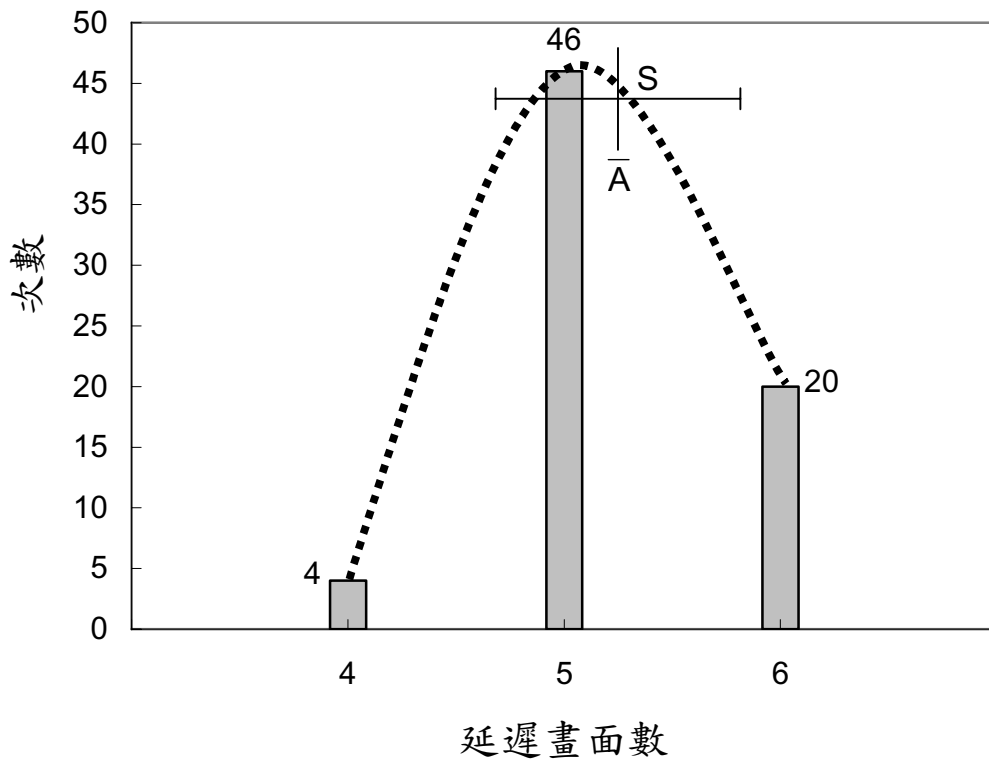
樣品基本資料

樣品五：男性，young aorta。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.2 次，標準差 S：0.69。

由醫師提供的資料顯示樣品五沒有主動脈硬化的情況，他的平均延遲畫面數相當低，標準差的數值也很小，我們把他做為主動脈沒有硬化情況的標準案例。

圖附錄1-6 樣品六
70次心跳數據



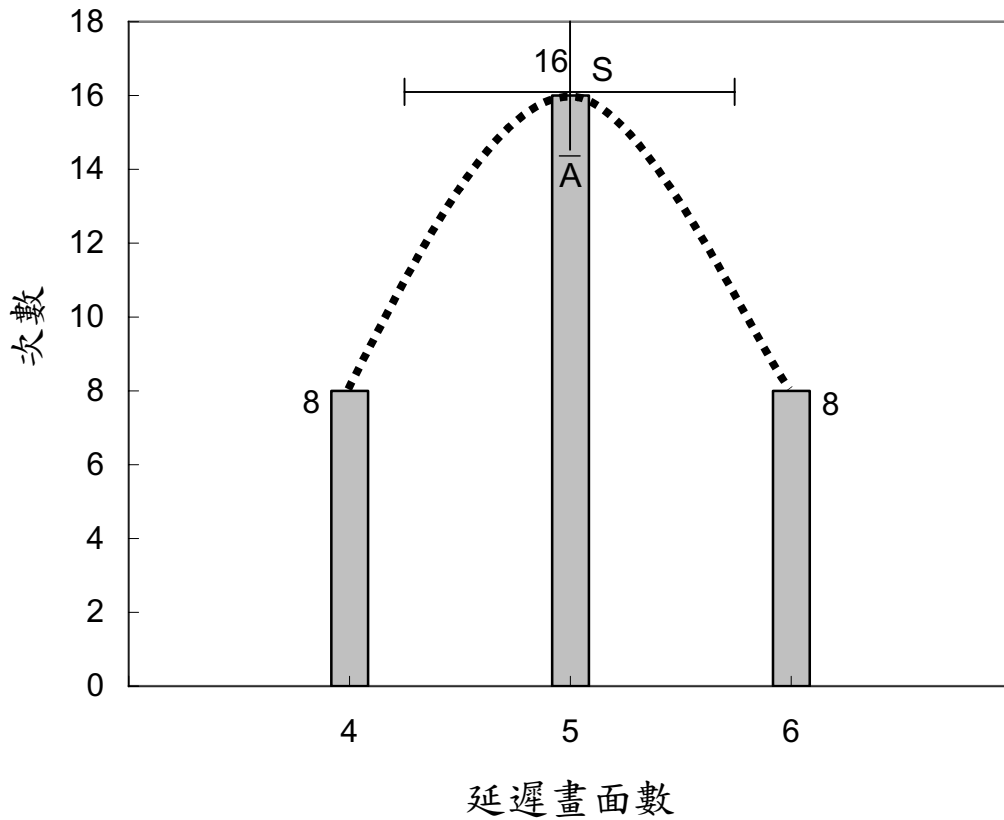
樣品基本資料

樣品六：男性，young aorta。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.2 次，標準差 S：0.54。

樣品六與樣品五的病歷資料相同，平均延遲畫面數與標準差的數值也極相近，我們也把他做為沒有主動脈硬化情況的標準案例。

圖附錄1-7 樣品七
32次心跳數據



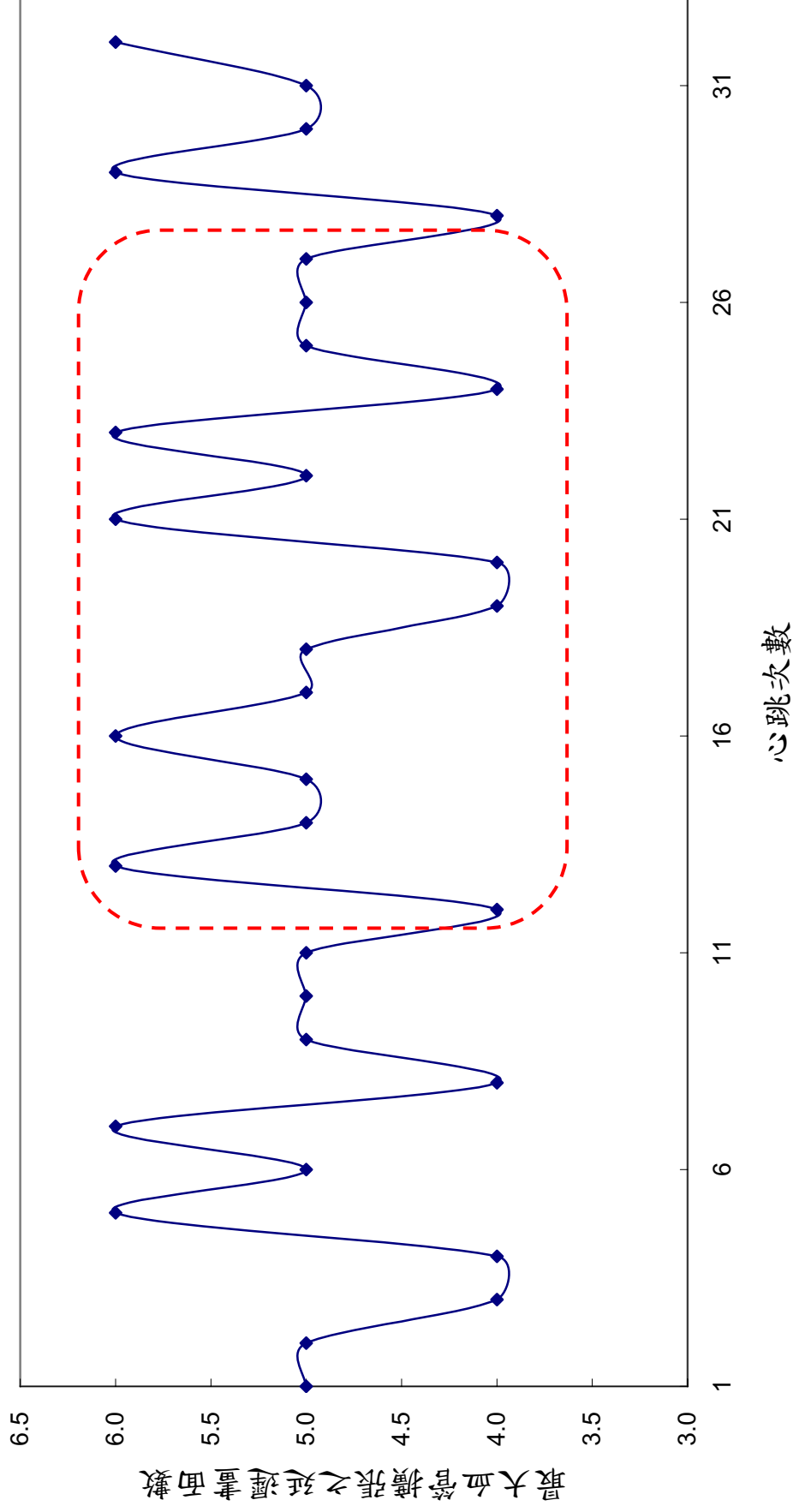
樣品基本資料

樣品七：男性，normal young。

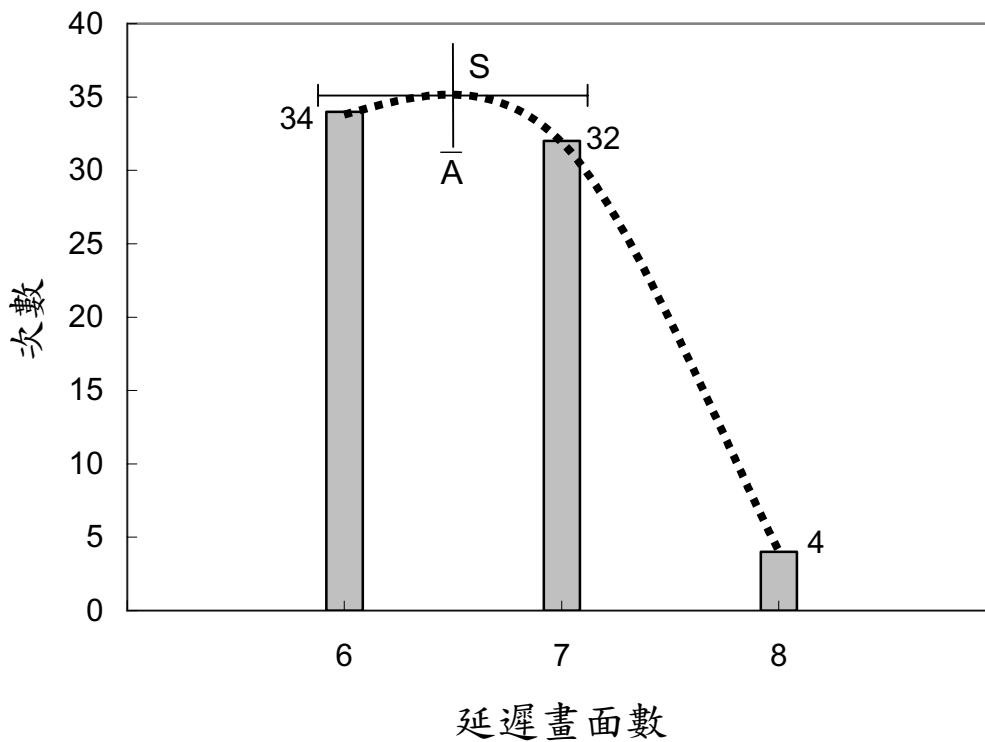
平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.00 次，標準差 S：0.72。

樣品七的病歷也沒有心血管硬化，就我們的數據（平均延遲畫面數及標準差）來看也是沒有主動脈硬化的標準案例。圖附錄 1-7.1 是這個樣品延遲畫面數對連續心跳次數的作圖，由圖中可以清楚的發現：平均每 16 次心跳會有一次比較特別的變化，顯示出其中有更複雜的、更長週期的作用，可見得這個診斷方法還可以更深入地探討其他的症狀，這是未來我們可以繼續研究的案例。

圖附錄1-7.1 病患七延遲畫面數與連續心跳次數關係圖



圖附錄1-8 樣品八
70次心跳數據



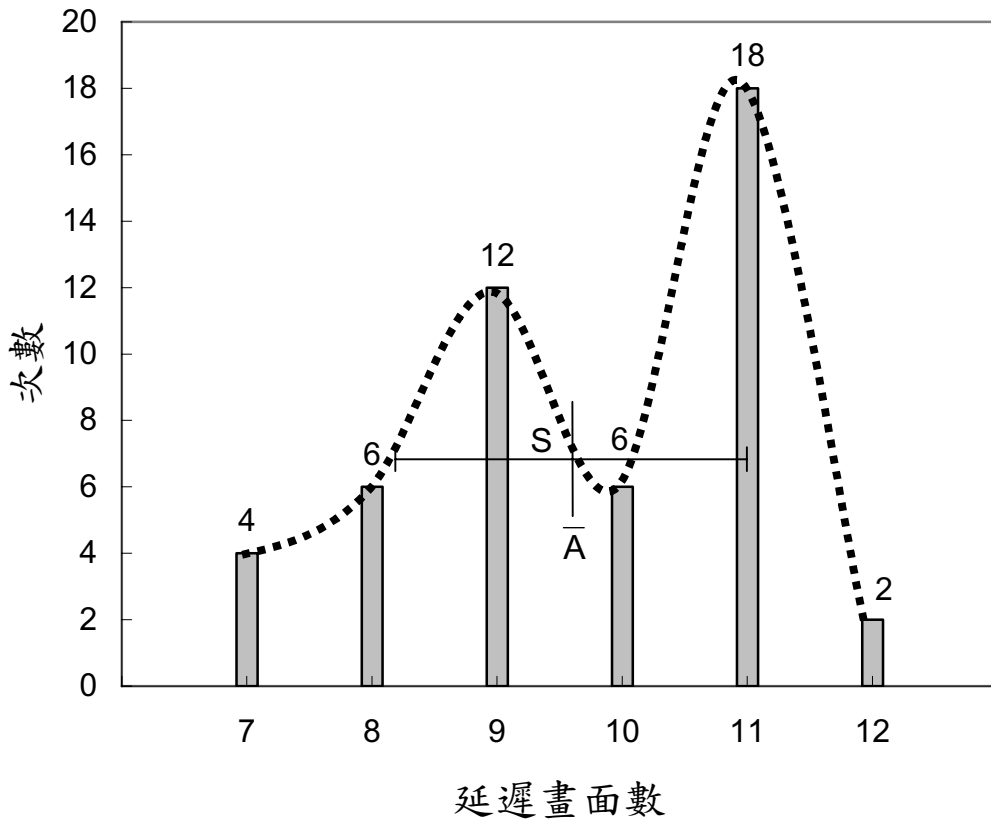
樣品基本資料

樣品八：男性，normal young。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.6 次，標準差 S：0.60。

樣品八的平均延遲畫面數(6.57) 明顯偏高，根據以上的討論應屬主動脈有硬化的跡象。此樣品的病歷指出他的心臟裝有人工瓣膜，但目前人工瓣膜脫落，我們需要更進一步地澄清：他的平均延遲畫面數數值較高究竟是由主動脈硬化引起的，或是和人工瓣膜脫落有關，若是屬於後者，就意味著我們的方法還可以檢測出心血管機能有問題的樣品。

圖附錄1-9 樣品九
48次心跳數據



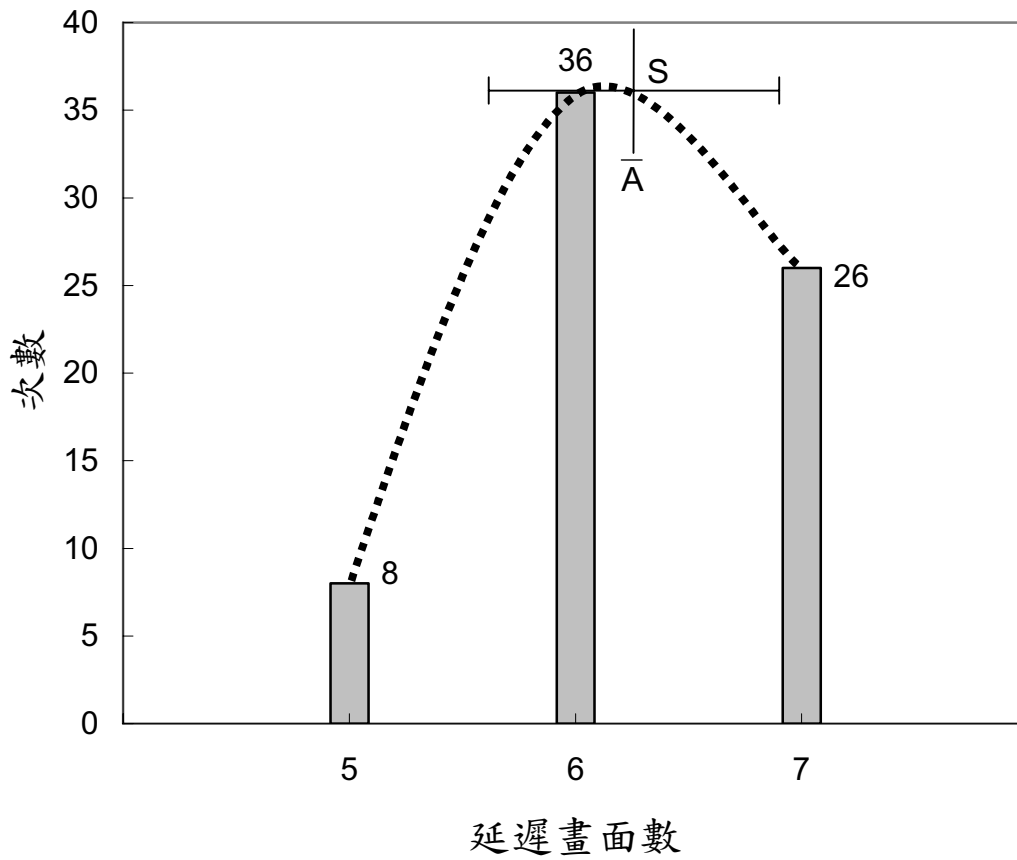
樣品基本資料

樣品九：男性，aging aorta。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：9.7 次，標準差 S：1.41。

樣品九在醫師經過其他的檢驗後發現，他除了心律不整外，主動脈也有明確硬化的現象，這和他的平均延遲畫面數相當高的結果相一致，再次肯定了本研究方法的可靠性。此外，這個樣品也有樣品二延遲畫面數分布很廣的問題，這兩個樣品可以進一步地相互對照，以探討此一數據分布寬廣的現象是否源自同一作用，以及探討“對延遲畫面數分布之研究”可以發展出新的診斷方法之可能性。

圖附錄1-10 樣品十
70次心跳數據



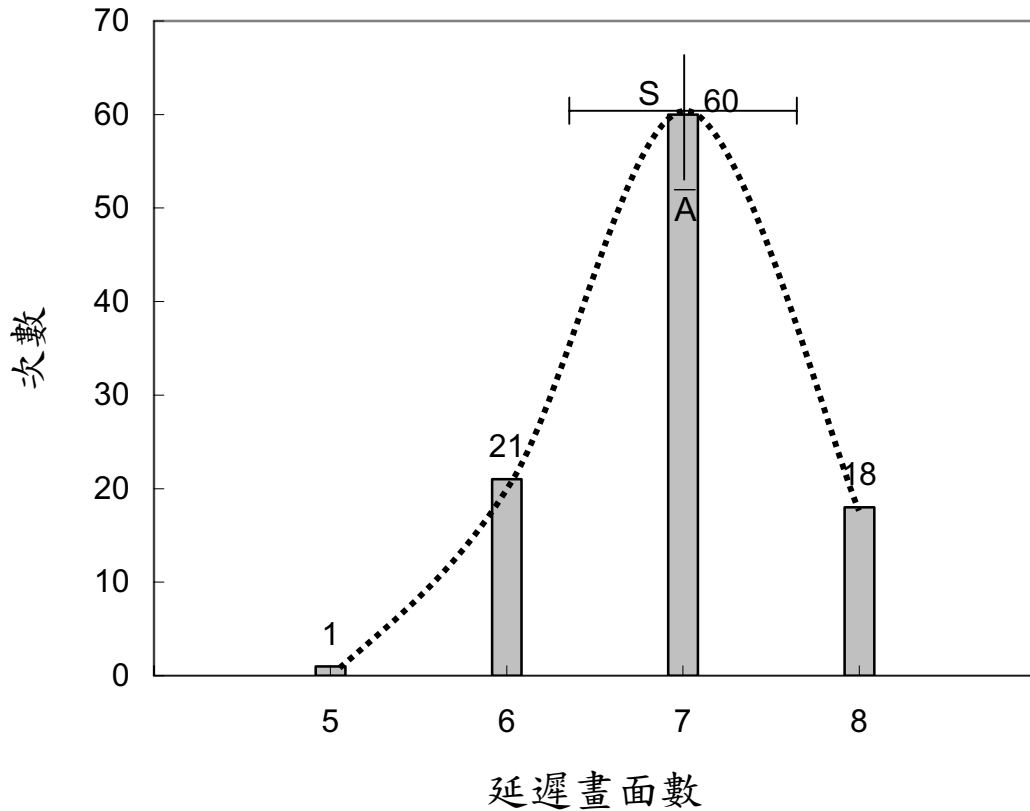
樣品基本資料

樣品十：男性，normal young。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.3 次，標準差 S：0.65。

樣品十是罹患先天性心臟病的樣品，我們的數據（平均延遲畫面數過高）也顯示他的心血管的確有問題，可能顯示出本研究方法也可以診斷出心血管的其他病徵。

圖附錄1-11 樣品十一
100次之心跳數據



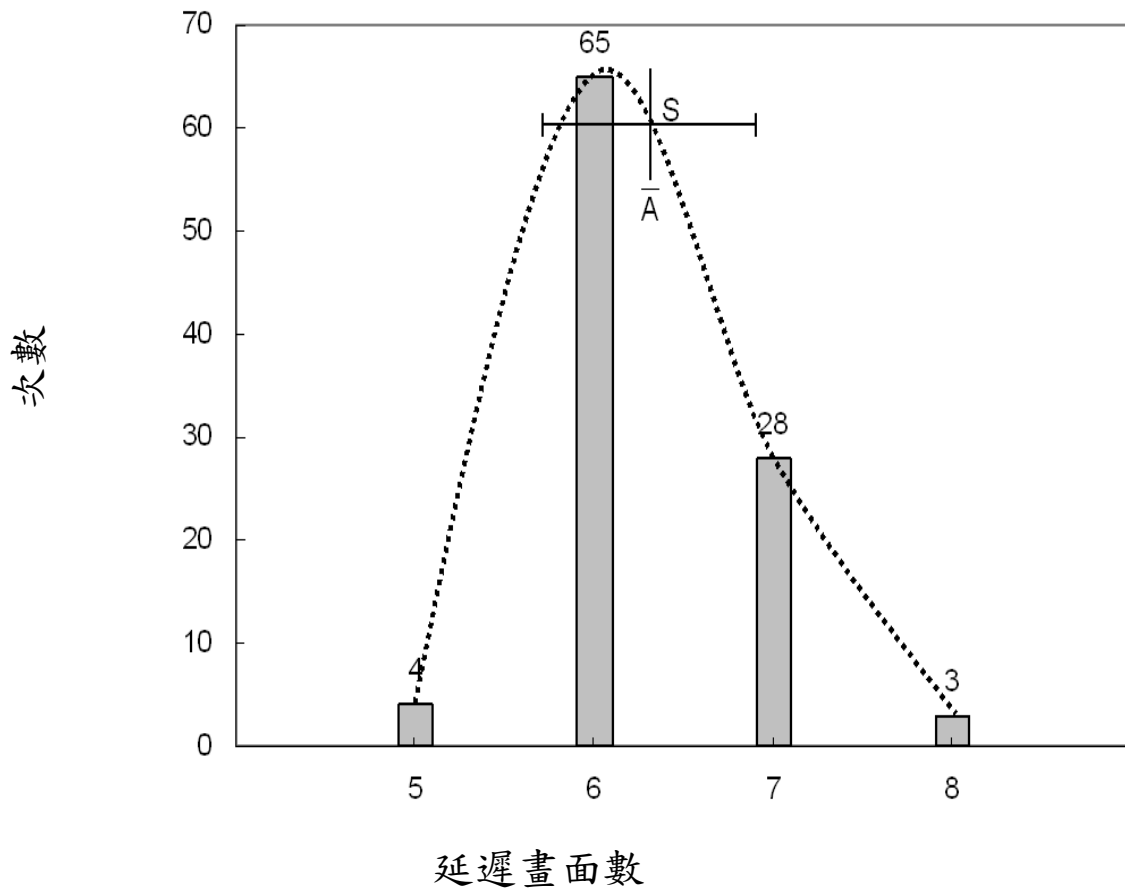
樣品基本資料

樣品十一：男性，normal。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：7.0 次，標準差 S：0.66。

樣品十一根據李醫師提供的資料顯示，目前尚無主動脈硬化的情形，但按照我們的檢測方法，他的平均延遲畫面數已達 7.0，我們建議他進行更進一步的檢驗!

圖附錄 1-12 樣品十二
100 次之心跳數據



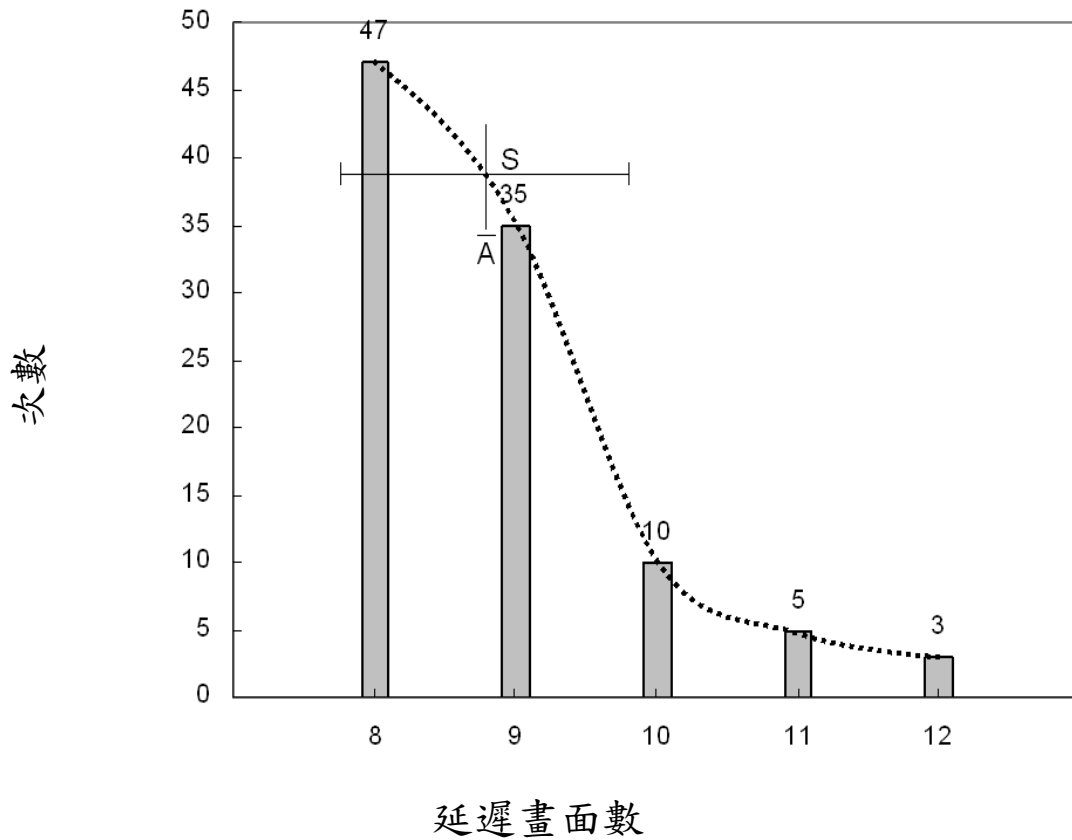
樣品基本資料

樣品十二：男性，normal。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.3 次，標準差 S：0.59。

樣品十二依照李醫師給我們的資料顯示，是正常的，而我們的檢測方法發現到他的數據分布稍廣，顯示他的主動脈雖然沒有硬化，但似乎開始不能規則地隨心臟的運動，是否有心律不整的現象，可進一步檢查。

圖附錄 1-13 樣品十三
100 次之心跳數據



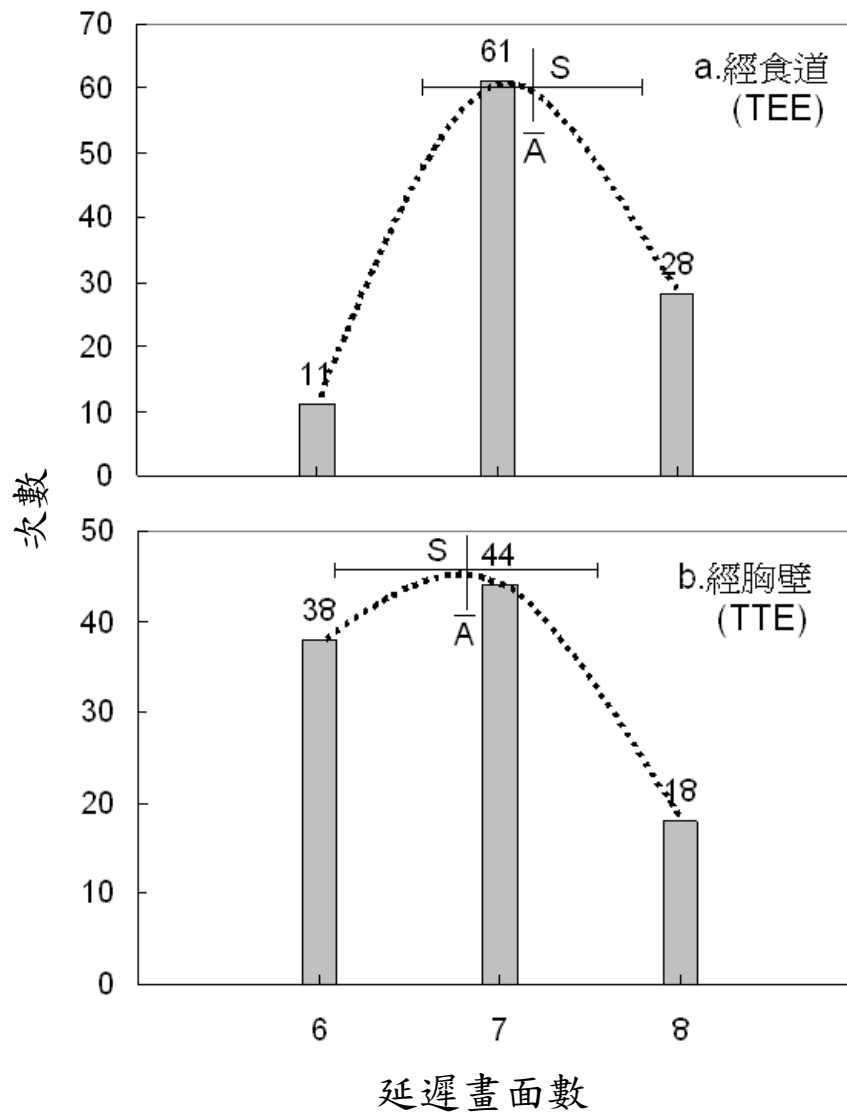
樣品基本資料

樣品十三：男性，CAD (Coronary Artery Disease 冠狀動脈疾病)。

平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.8 次，標準差 S：1.01。

樣品十三根據李醫師給我們的資料，他的主動脈是有明顯硬化的，而我們的檢測方法也發現，樣品十三不僅平均延遲畫面數高達 8.8，且數據分布非常廣，標準差高達 1.01，顯示他的心血管已經硬化到不能規則地跟隨心臟運動，這樣的結果再次肯定了本研究方法的可靠性。

圖附錄 1-14 樣品十四
100 次之心跳數據



樣品基本資料 (由此樣品開始，以下均有同步的TEE與TTE做對照)

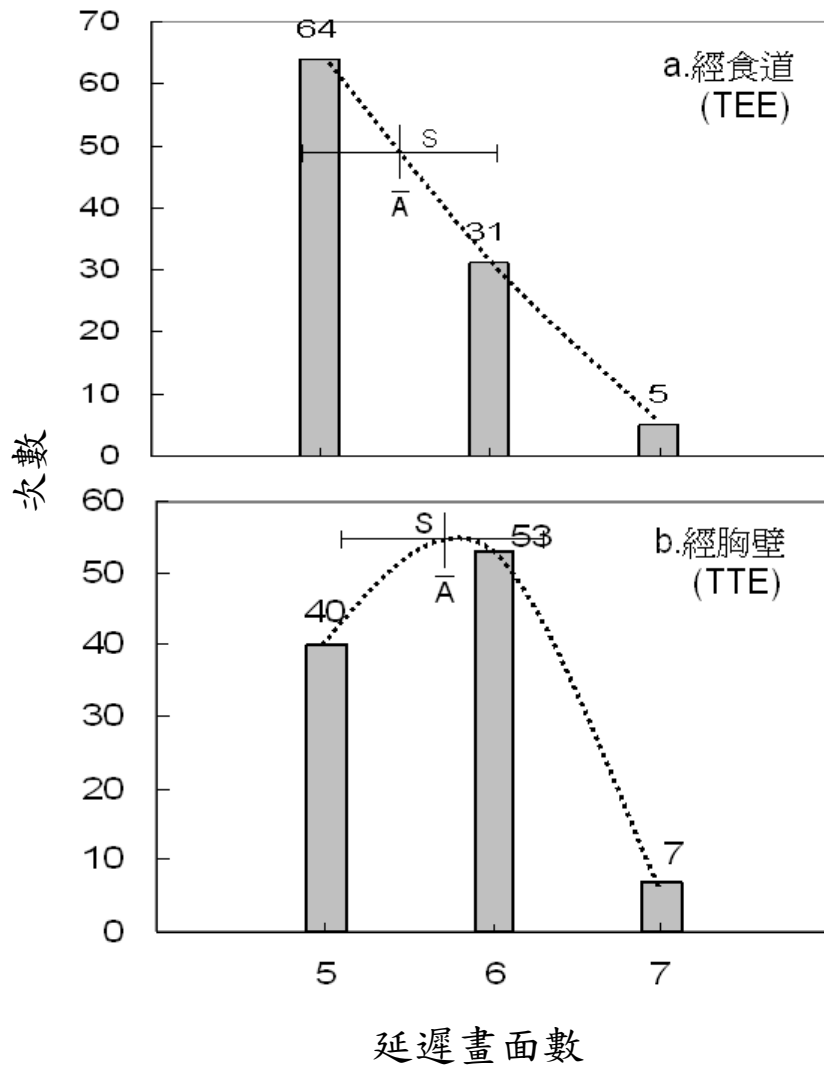
樣品十四：男性，normal。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：7.2 次，標準差 S：0.60。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.8 次，標準差 S：0.72。

這個樣品跟樣品十一極為類似，雖然李醫師的資料顯示，此樣品目前也無主動脈硬化的情形，但按照我們的檢測方法，這是個有潛在危險的病例，我們也建議他進行更進一步的檢測，檢測是否有其他方面的心血管疾病。

圖附錄 1-15 樣品十五
100 次之心跳數據



樣品基本資料

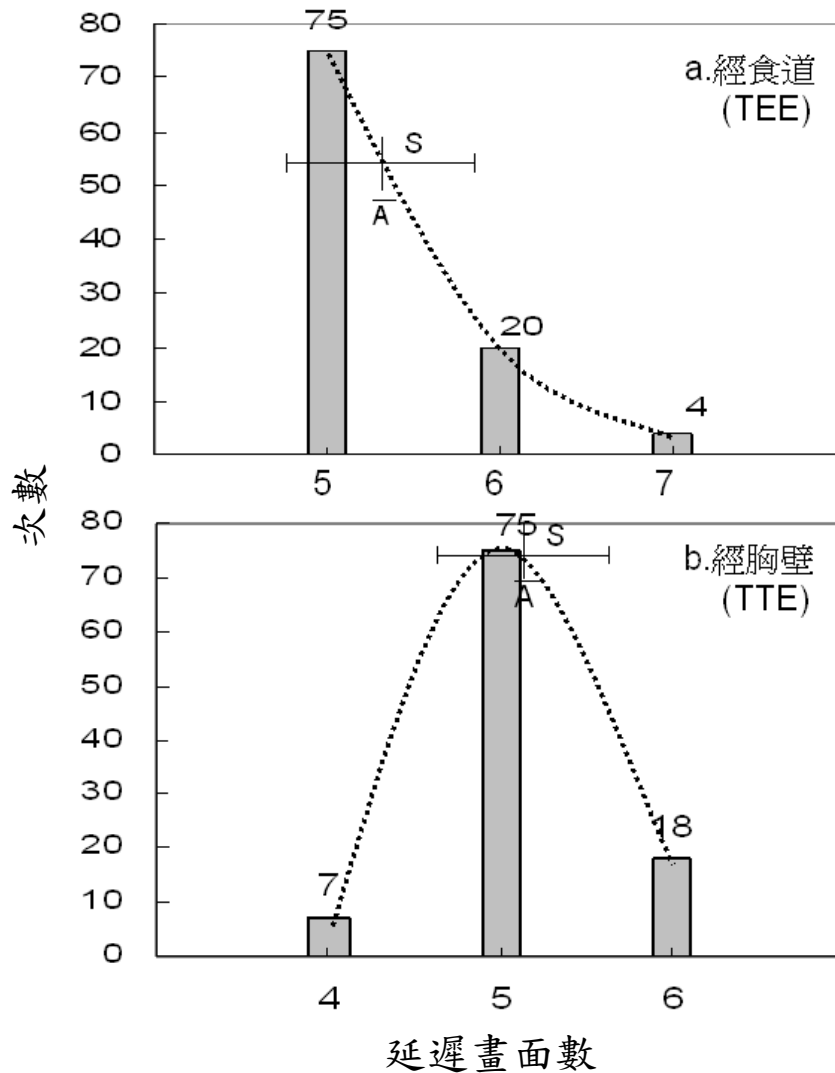
樣品十五：男性，normal young。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.4 次，標準差 S ：0.59。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.7 次，標準差 S ：0.60。

根據李醫師的資料，樣品十五的主動脈是正常的，而由我們的檢測方法，發現到樣品十五的平均延遲畫面數相當低，標準差的數值也很小，因此我們也把他做為主動脈沒有硬化情況的標準案例。

圖附錄 1-16 樣品十六
100 次之心跳數據



樣品基本資料

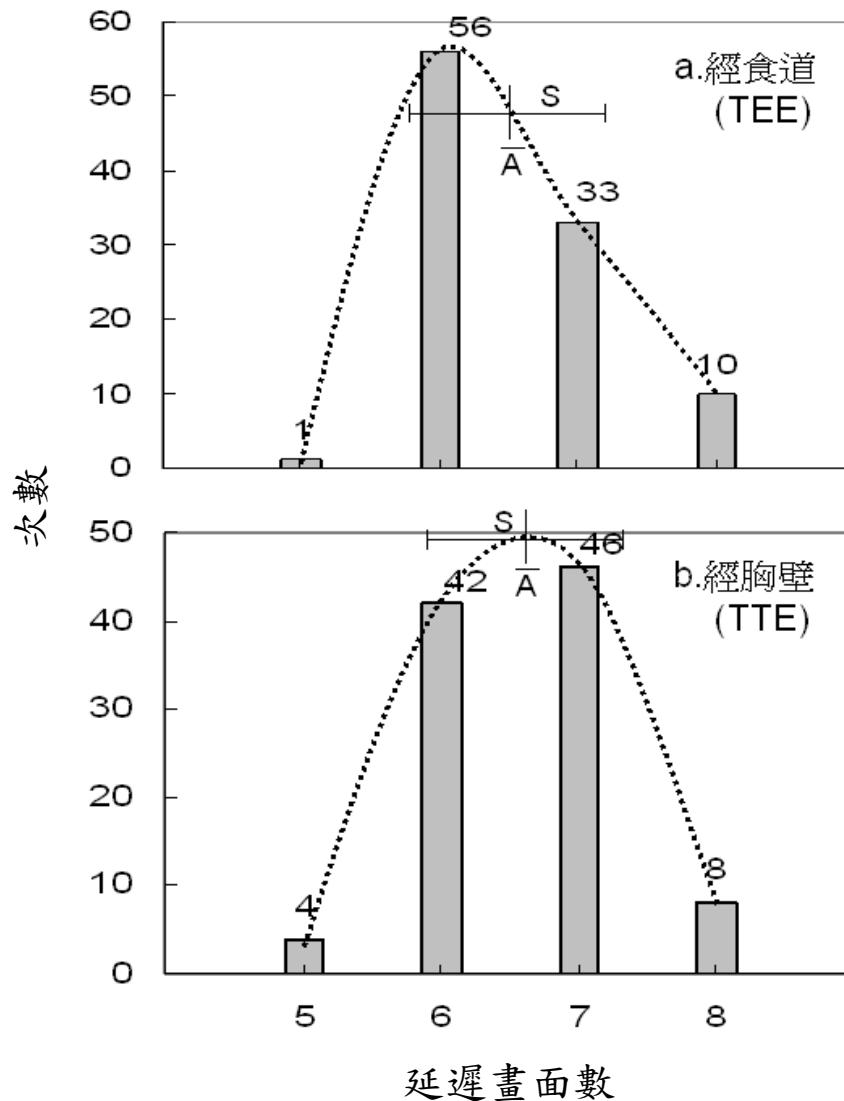
樣品十六：男性，normal young。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.3 次，標準差 S：0.55。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：5.1 次，標準差 S：0.49。

根據李醫師提供的資料顯示，樣品十六也是沒有主動脈硬化的年輕血管，而我們的檢測，也發現到他的平均延遲畫面數非常的理想，因此我們也把此樣品做為主動脈沒有硬化的標準案例。

圖附錄 1-17 樣品十七
100 次之心跳數據



樣品基本資料

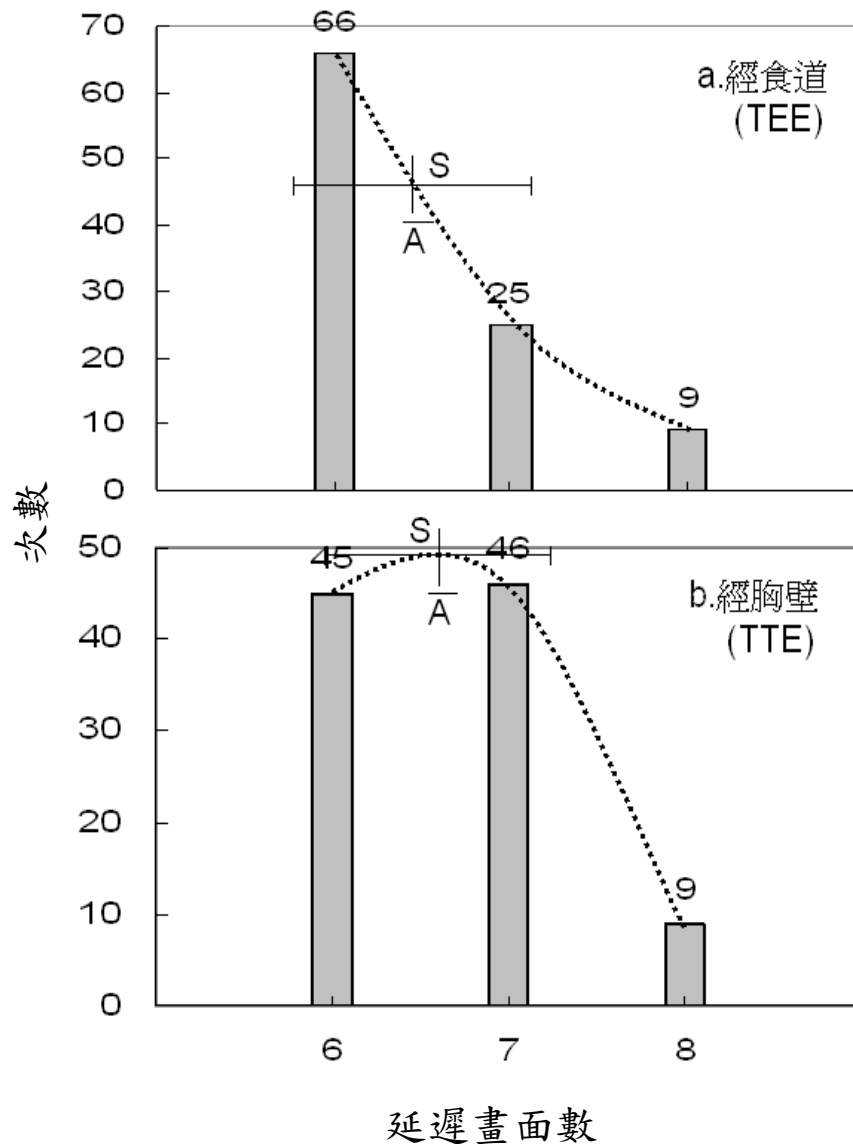
樣品十七：男性，NO CAD。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.5 次，標準差 S ：0.69。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.6 次，標準差 S ：0.70。

樣品十七的平均延遲畫面數明顯稍高，根據李醫師給我們的資料顯示，此病患並無冠狀動脈的疾病，但因其數據分布較廣，所以我們也認為，此病患的血管不能規則地隨心臟運動，應做進一步檢測，以提供更準確的資訊檢定我們研究方法的可信度。

圖附錄 1-18 樣品十八
100 次之心跳數據



樣品基本資料

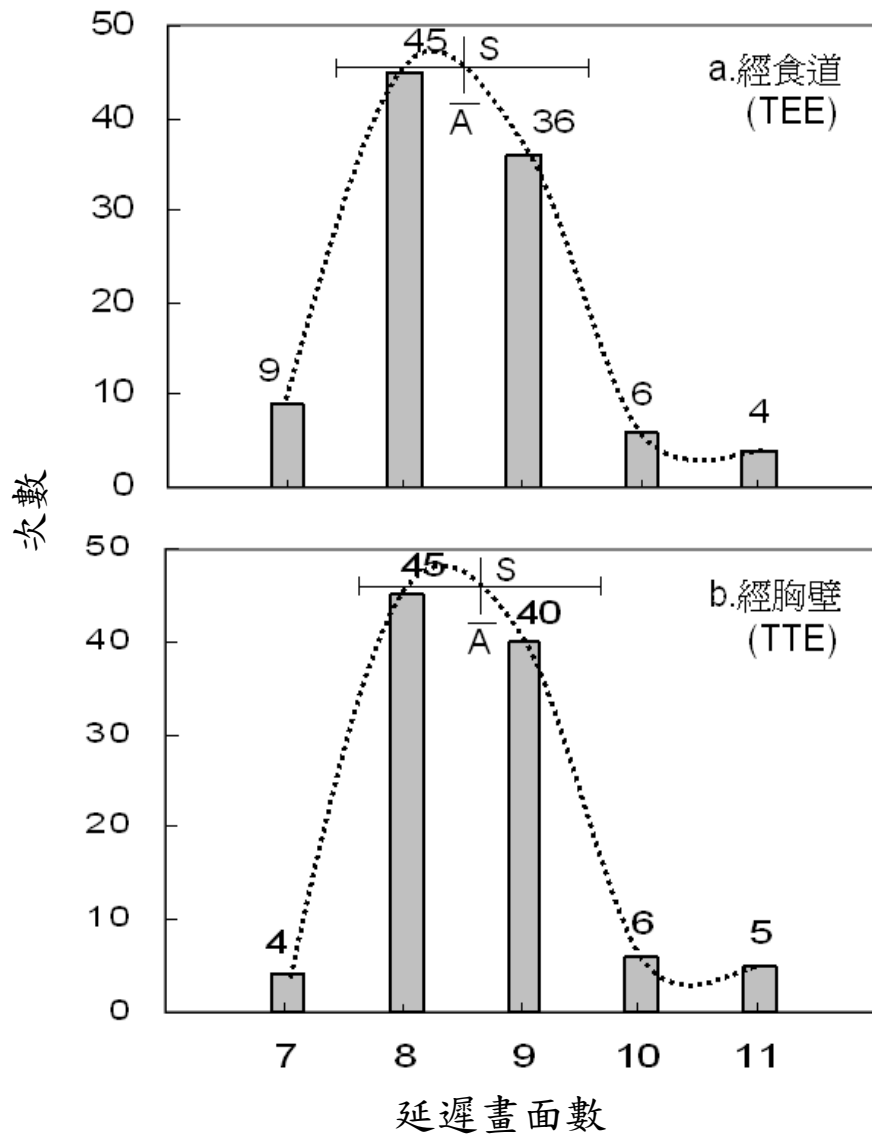
樣品十八：女性，normal。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} : 6.4 次，標準差 S : 0.66。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} : 6.6 次，標準差 S : 0.64。

樣品十八沒有主動脈硬化的情況，跟樣品十七幾乎相同，平均延遲畫面數都約 6.5，但數據分布集中，我們認為與標準案例的畫面數 5~6 相差約 1 個畫面數，這樣的誤差是可以被接受的。

圖附錄 1-19 樣品十九
100 次之心跳數據



樣品基本資料

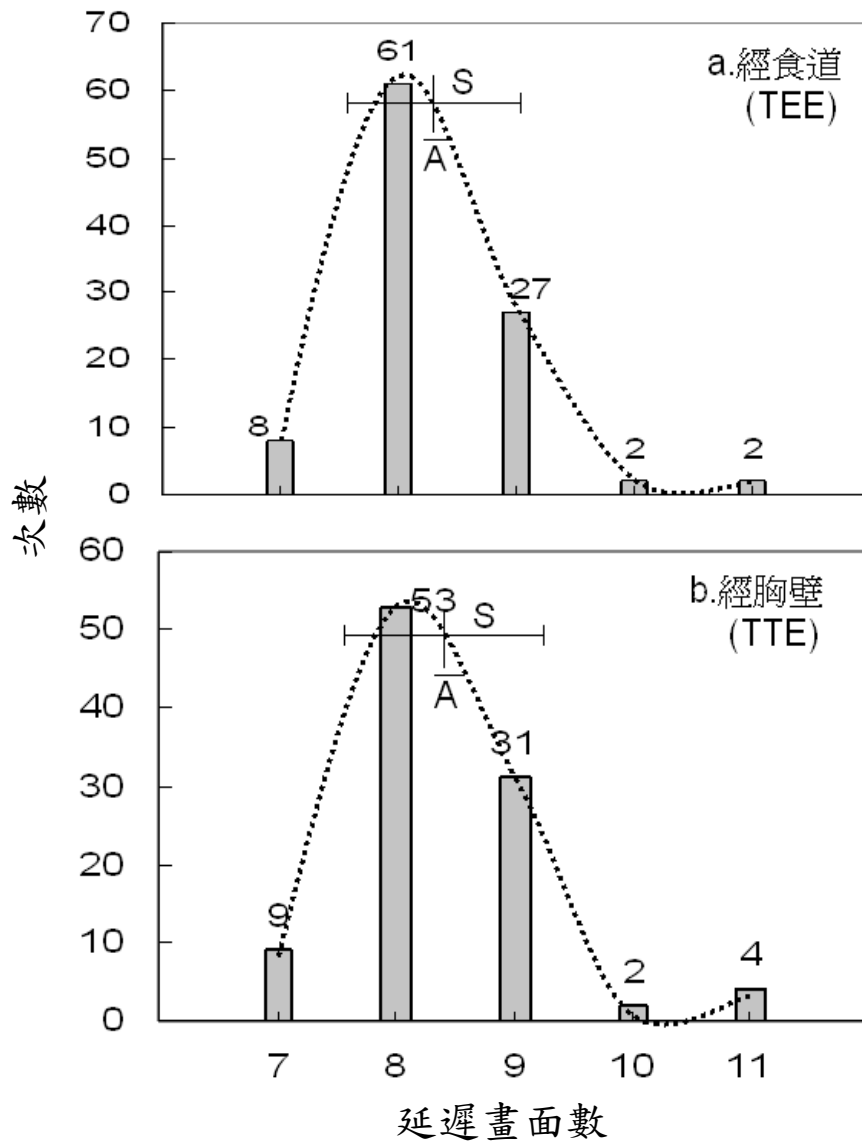
樣品十九：女性，CAD。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.5 次，標準差 S ：0.89。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.6 次，標準差 S ：0.86。

根據李醫師給我們的資料顯示，樣品十九是有冠狀動脈疾病的，而經我們的檢測方法測量，也發現到他平均延遲畫面數高達 8.6，數據分布也廣，可見她的主動脈硬化嚴重！

圖附錄 1-20 樣品二十
100 次之心跳數據



樣品基本資料

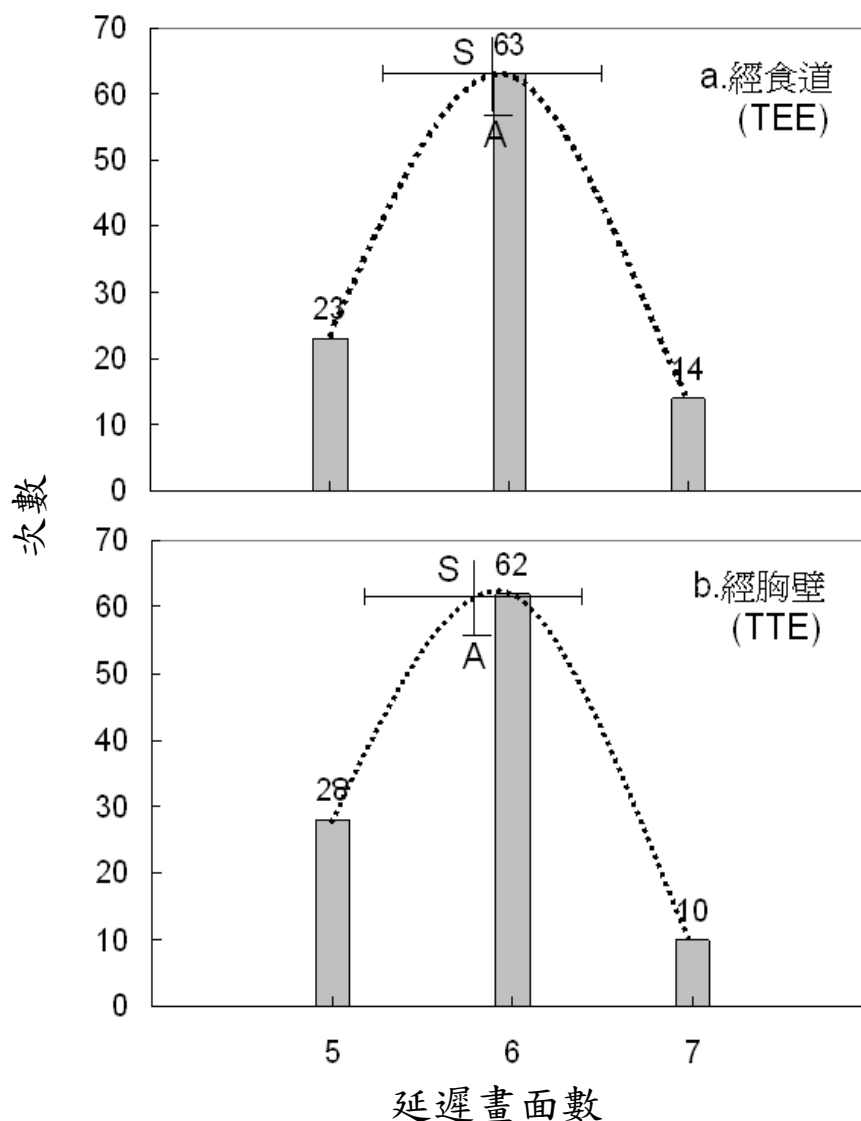
樣品二十：女性，CAD。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.3 次，標準差 S ：0.73。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.4 次，標準差 S ：0.91。

樣品二十也是有冠狀動脈疾病的，經我們的檢測方法，發現到平均延遲畫面數高達 8.4，數據分布也廣，標準差也高達 0.91，這個結果再次應證了我們的檢測方法是有效而且可信的!

圖附錄 1-21 樣品二十一
100 次之心跳數據



樣品基本資料

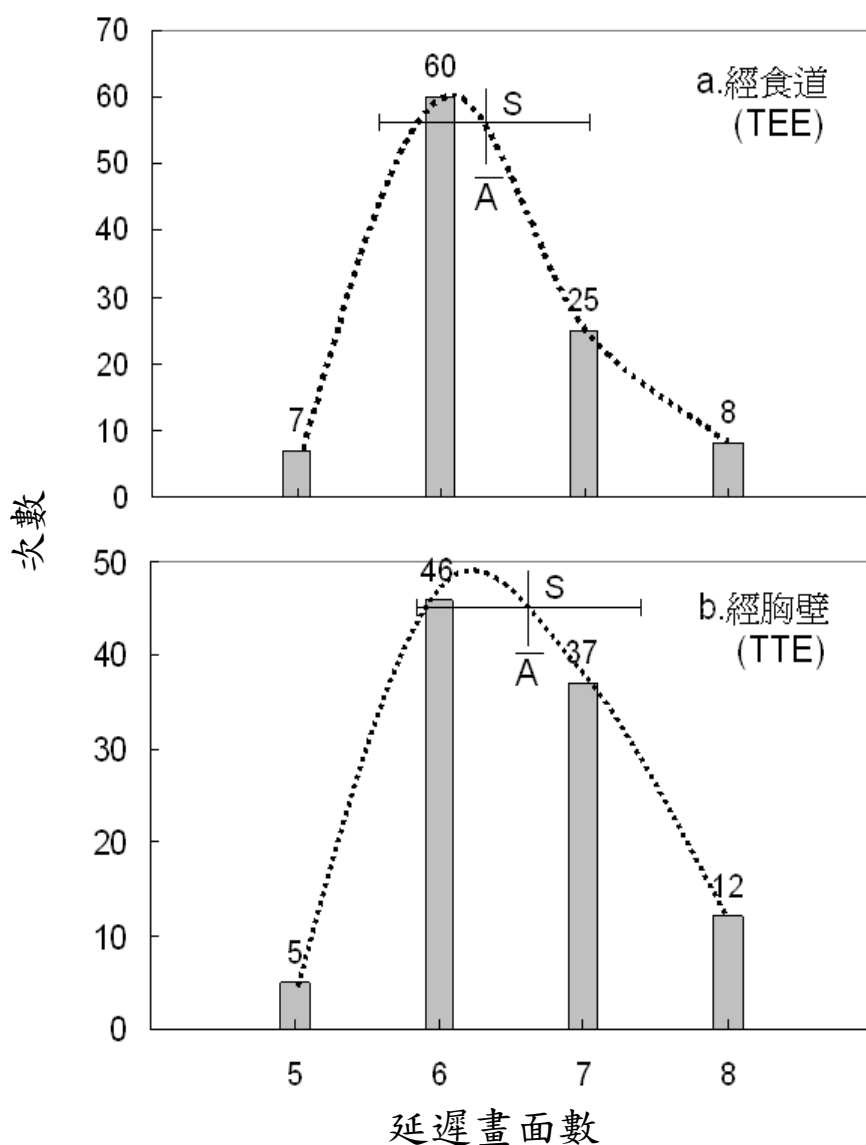
樣品二十一：男性，atheromatous。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} : 5.9 次，標準差 S : 0.60。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} : 5.8 次，標準差 S : 0.59。

依照資料顯示，樣品二十一是有動脈粥狀化的，但根據我們的檢測方法，我們發現到他的平均延遲畫面數只有 5.8，所以我們認為他的“動脈粥樣化”應是初期的，但希望他能做進一步的檢測，以確定真正的狀況。

圖附錄 1-22 樣品二十二
100 次之心跳數據



樣品基本資料

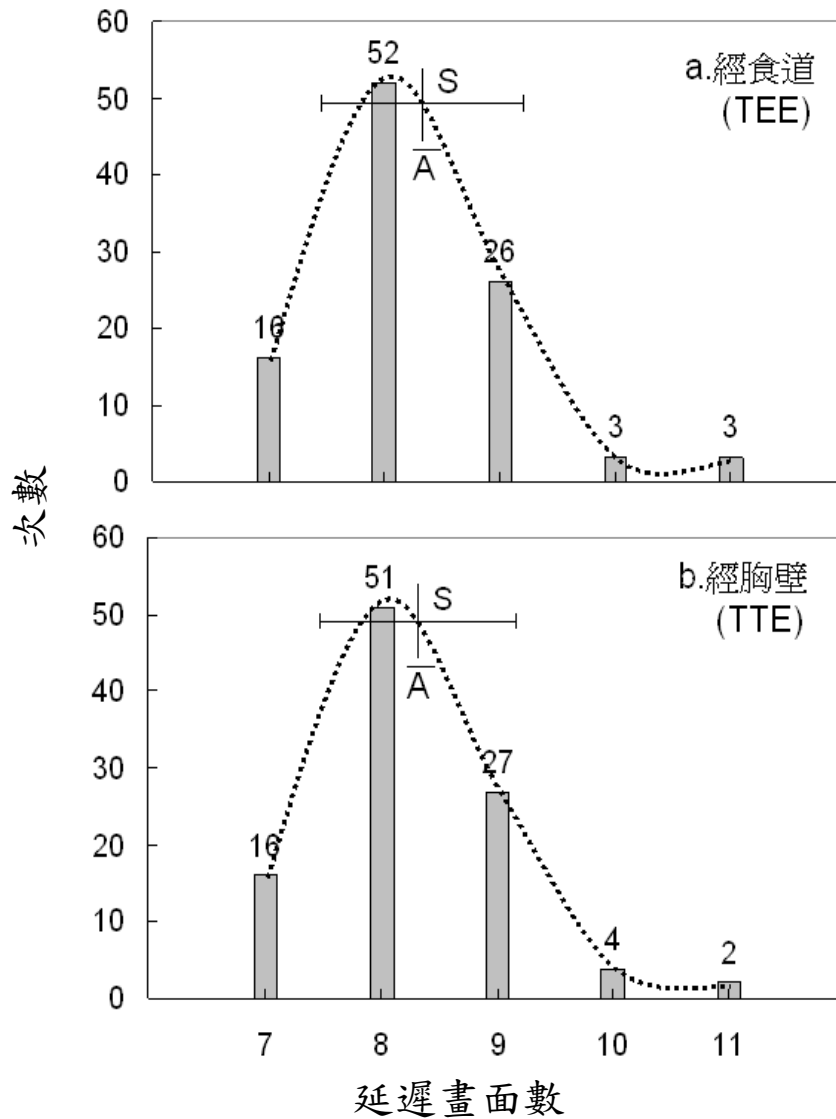
樣品二十二：男性，CAD。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.3 次，標準差 S ：0.73。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：6.6 次，標準差 S ：0.77。

根據李醫師給我們的資料顯示，樣品二十二的主動脈是有硬化的現象，雖然他的平均延遲畫面數不高，可是數據分布廣，明顯知道他的血管已經無法規律地隨心臟運動，這樣的結果也應證了我們的檢測機制是有效應用在檢驗血管是否硬化的。

圖附錄 1-23 樣品二十三
100 次之心跳數據



樣品基本資料

樣品二十三：男性，CAD。

TEE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.3 次，標準差 S：0.87。

TTE---平均延遲畫面數 \bar{A} ：8.3 次，標準差 S：0.85。

經我們的檢測方法，我們發現到樣品二十三的平均延遲畫面數竟然高達 8.3，與資料上顯示此病患有血管硬化的情況相符，另外，我們也發現到此樣品的數據分布很廣，推測他的血管硬化嚴重!已經非常不能隨心臟的搏動而規則地運動了。

評語

本作品先建立橡膠管受壓力彈性漲大的反應模式，進一步分析人體心血管超音波의 影像，並進一步建立血管硬化的預測。這是具創意的作品，而其科學研究的態度並於作品中展現。是一優良的作品。