

第十二屆旺宏科學獎

成果報告書

參賽編號：SA12-152

作品名稱：以模型實驗模擬血管繞道手術後之流場
變化

姓名：王昱力

關鍵字：繞道手術、血液動力學、剪應力

壹、研究動機

上物理課時，經由老師的介紹，了解到非牛頓流體的特性。而由非牛頓流體為出發點，最先聯想的就是血液，再經過資料蒐集後，發現近年來，心血管疾病一直高居台灣十大死因的前三位。國人心血管疾病發生率高，尤其是冠狀動脈的病變，嚴重時更可能引起心肌梗塞。當病患的動脈有顯著的狹窄，「血管繞道移植手術」是一種解決方式。一般而言，醫生做完繞道手術後，並不處理原已嚴重狹窄的血管。但手術時若將原狹窄的血管綁住或者切除掉，會不會更佳？

後來在今年春節前後，新聞報導指出台中胡市長體檢發現心臟冠狀動脈阻塞，於是北上接受心臟冠狀動脈繞道手術。他的主治醫師、振興醫院心臟醫學中心魏主任表示，胡市長因心臟冠狀動脈主幹及分枝共 6 條血管阻塞，且阻塞情況達七成，因此選擇一次做 6 條血管繞道手術。而台北榮總心臟外科加護病房張主任表示，目前國內外做心臟繞道手術，平均一次接 3.6 至 3.7 條血管。

此新聞更引發了我的興趣，試想：若是血管繞道手術後，平均多了 3, 4 條繞道血管，若不將原已嚴重狹窄的血管作處理，那麼冠狀動脈的血液流場勢必更加複雜，更易引起迴流及壓力不穩定的變化，因而可能增加了繞道血管的再阻塞率。

因此想利用實體模型來了解血管狹窄與繞道手術後，血管內的流場變化，並由物理流體動力學的角度來探討，在動脈繞道移植手術時，若將原來已經嚴重狹窄的血管綁住或切除，而非完全置之不理，則對於繞道血管的再阻塞率，是否會降低。

貳、研究目的

利用實際的模型實驗，來模擬繞道手術前後，繞道移植血管的血液流速以及管內剪應力變化情形。以探討動脈繞道移植手術時，若將原來已經嚴重狹窄的血管綁住，是否會增加繞道血管的血液流速以及繞道移植血管的管壁承受的剪應力是否增加，因而降低繞道血管狹窄的再發生率。

本研究細分為五個子實驗：


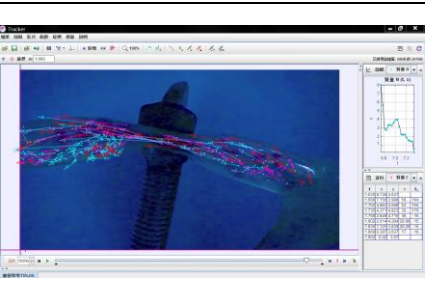
- 一、 模擬正常動脈血管內，血液流速與管壁剪應力分佈的模型實驗。
(測試模型的可行性，並與實驗二作對照)
- 二、 模擬動脈血管分歧處，其中一個血管呈現 75%狹窄。測量及計算管內的液體流速與剪應力分佈。
- 三、 模擬血管繞道移植手術後，75%狹窄與原血管完全阻塞作為對比，測量兩者管內液體流速與剪應力分佈的差異。
模擬實驗分三種狀況：
 - (一)原血管通暢與繞道血管 (無實質醫學上的意義，僅作為(二)、(三)實驗的流速及剪應力分佈的對照)
 - (二)原血管 75%狹窄與繞道血管 (模擬繞道手術後，原狹窄的血管不處理)
 - (三)原血管完全阻塞與繞道血管 (模擬繞道手術後，特意將原狹窄的血管綁住，使之完全阻塞)
- 四、 降低繞道血管與原血管接合處的角度。從實驗三的結果發現，繞道血管與原血管接合處的角度太大，使得繞道管流速增快，使得匯流區下游區段造成渦流，因而降低剪應力，反而易造成匯流區段再阻塞。因此我們以原血管完全阻塞與繞道血管的實驗為基礎，比較在降低繞道血管與原血管接合處的角度後，是否能提高繞道管流速即相對應的剪應力。
- 五、 分析不同的繞道血管接合角度所產生的剪應力差異，以尋找實施血管繞道手術時，較佳的血管接合角度。

參、研究設備及器材

<p>圖 片</p>			
<p>名稱</p>	<p>完整實驗器材</p>		
<p>圖 片</p>			
<p>名稱</p>	<p>PVC 塑膠管 (內徑 16mm，外徑 19mm)</p>	<p>可替換式分歧管</p>	<p>沉水馬達 (出水量 210ml/s)</p>
<p>說明</p>	<p>製作血管模型</p>	<p>塑膠管以針線縫合後，再以透明矽力康包覆黏接處，做出可替換式的分歧處模型</p>	<p>模擬心臟脈搏，使水在管內流動</p>

圖 片			
名稱	馬達輸出頻率控制器	針線	C 型夾(夾住水管)
說明	用來模擬心臟輸出時的脈動頻率(0.72 次/秒)	縫合水管	模擬血管 75%狹窄以及使之完全阻塞

圖 片			
名稱	游標夾	矽利康	攝影機 (SonyDCR-SR100)
說明	測量水管內、外徑	接合 PVC 管	紀錄實驗

圖 片			
名稱	橡皮筋粒 (每粒約 8 立方毫米)	Tracker 軟體	Tecplot 軟體

肆、研究過程或方法

一、理論依據：

(一) 血液動力學與心血管疾病：

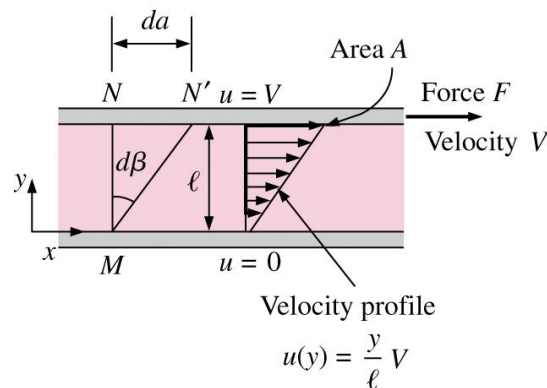
由於臨床上發現，動脈粥狀硬化、血管狹窄以及血管瘤等心血管疾病總是發生在某些特定位置。尤其好發於血管分歧點附近。Texon(1957)首先嘗試以流體力學的觀念來解釋動脈粥狀硬化產生的機制，隨後又發展出研究血管內血液流動的血液動力學。其中又以加諸於血管壁的剪應力(Wall Shear Stress)特別受到關注。

在血液流體動力學對動脈血管疾病方面的影響理論中，學者認為：

1. 剪應力較低的地方，血管壁鄰近的物質較難被血液的流動所帶走，進而造成堆積現象，形成心血管方面的疾病。
2. 在不穩定的渦流或紊流區，形成高振盪的剪應力，血管壁受到剪應力持續變化的影響，可能會造成血管壁內皮組織的損傷。
3. 在正常以及高剪應力區域，由於血液流速較快，血液裡的物質反而較不容易堆積。

(二) 剪應力：

假設流體靜止於兩板之間，當上塊板施與一力 F ，則平衡時此板將以一速度 $u = V$ 移動，流體與上板及流體與下板均無相對速度，故連接處流體之速度分別為 V 及 0 。而兩板之間流體將產生流動，其速度 $u = u(y) = Vy/\ell$ ，速度變化與 y 方向呈線性關係，並產生一速度梯度。 $du/dy = V/\ell$ 。



在微小時間 dt 內，流體中 MN 線將旋轉角度 $d\beta$ ，故上板移動 $da = V dt$ 距離，其角度變形為：

$$d\beta \approx \tan d\beta = \frac{da}{\ell} = \frac{Vdt}{\ell} = \frac{du(y)}{dy} dt$$

因 $da = V dt$ ，故

$$\frac{d\beta}{dt} = \frac{du(y)}{dy}$$

上式為角度變形率，可表示為

$$\dot{\gamma} = \lim_{\delta t \rightarrow 0} \frac{\delta\beta}{\delta t}, \quad \text{但 } \dot{\gamma} = \frac{V}{\ell} = \frac{du}{dy}$$

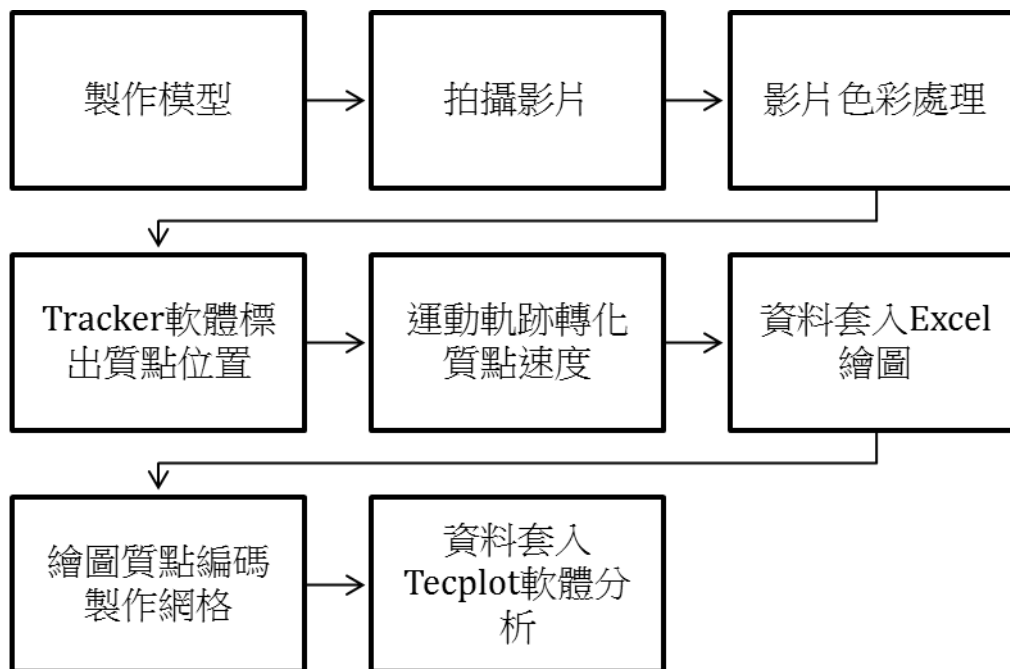
而實驗證明變形率正比於剪應力 τ ($\tau = N/A$)，故： $\tau \propto \dot{\gamma}$ ，或 $\tau \propto \frac{du}{dy}$

因此對大多數液體與氣體，剪應力與速度梯度可表示為

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \quad (\text{N/m}^2 \text{ 或 Pa})$$

若已知流場內之速度分佈，則可將其微分而求得流場內剪應力之分佈。流場內之剪應力，可視為任一假想平面與其緊臨平面間之”摩擦力”。

二、研究過程及方法：



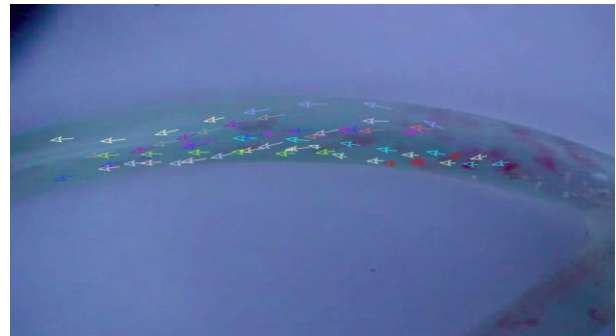
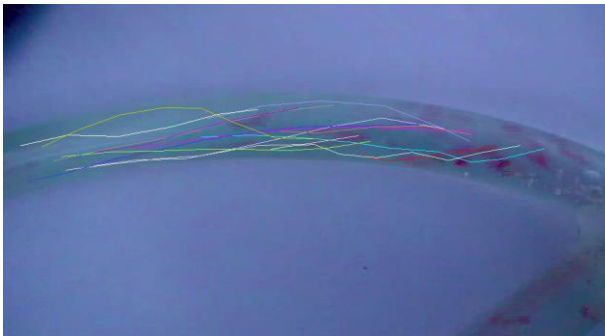
先製作模擬血液在血管內流動情形的實體模型，以攝影機拍攝，並利用質點軌跡流場觀察法(PTFV)觀察管內流場的變化情形，尤其是分歧處以及血管狹窄處所造成的渦流。隨後將攝影紀錄以Tracker video modeling(質點追蹤軟體)計算每個質點不同位置的速度，並以 Excel建立計算的網格，套入Tecplot 計算流體動力軟體，再以 Finite Element Method (FEM)有限元素方法計算出管內液體的流速以及剪應力分佈情形。

三、實驗過程：

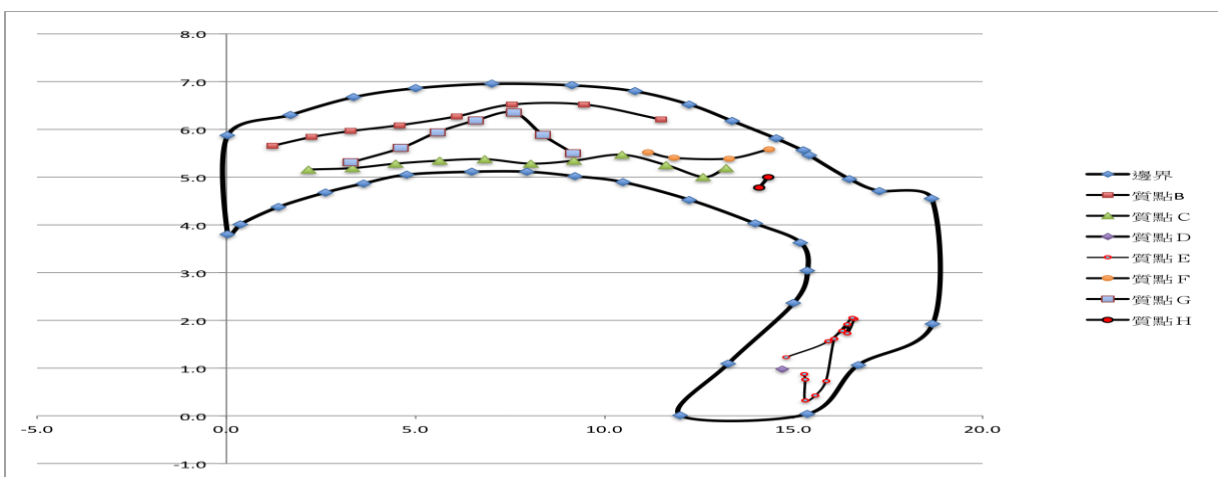
(一)實驗一：模擬正常動脈血管內，血液流速與管壁剪應力分佈的模型實驗



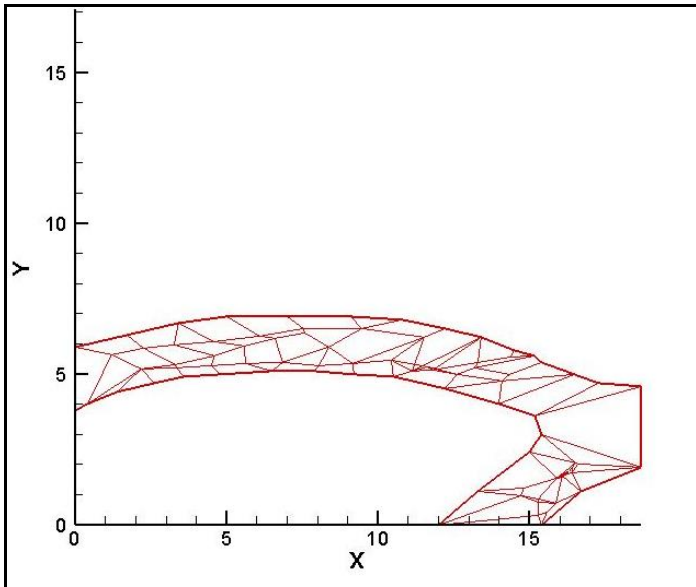
1. 模擬的正常血管模型：
目的為了測試整個實驗流程，並與75%血管狹窄的管內液體流速與剪應力分佈作對照。
2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。



3. 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)
4. 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

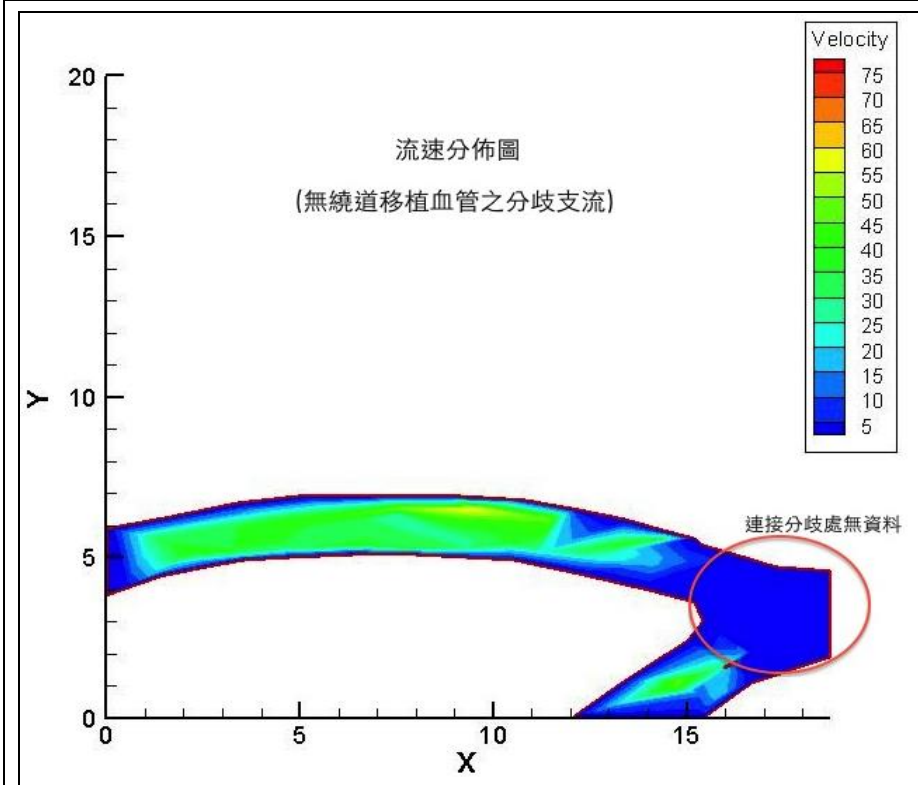


5. 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(V_x, V_y)及角度(V, θ)資料帶入Excel，繪制出模型圖，並進行質點編碼。

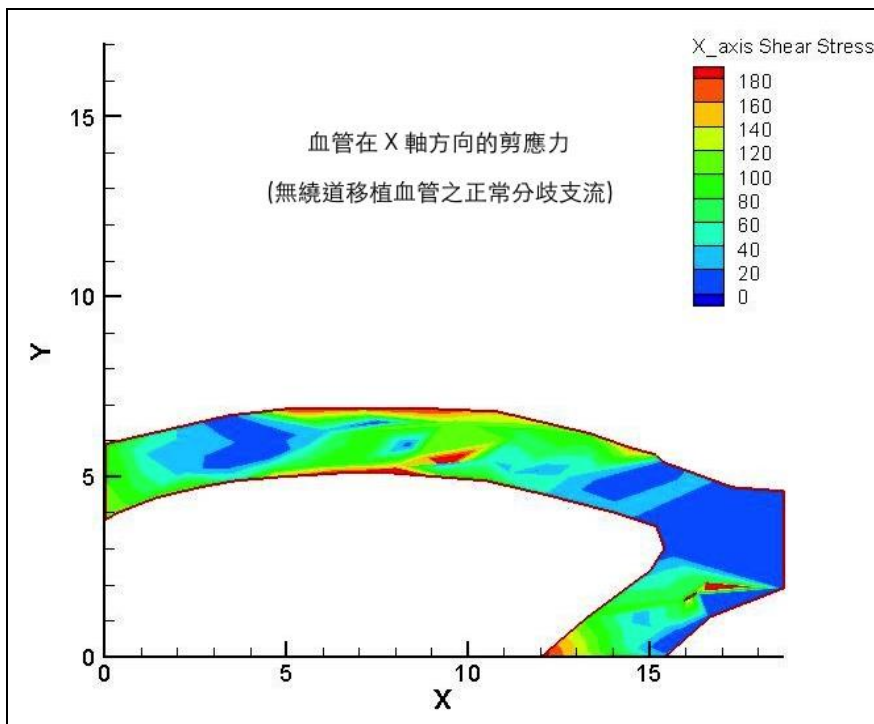


6. 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為78個網格。

7. 將質點資料以及網格資料匯入Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，並以 Finite Element Method (FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



8. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的剪應力分佈。



由於模擬的血流方向主要為 X 軸方向，因此在計算剪應力時，

$$\tau = \mu \frac{dV_x}{dy}$$

但由於以水為模擬流體，黏滯係數 μ 的影響忽略，因此只計算

$$\tau \propto \frac{dV_x}{dy}$$

得出相對的剪應力大小，而非絕對值。

(二)實驗二: 模擬動脈血管分歧處，其中一個血管呈現 75%狹窄。測量及計算管內的液體流速與剪應力分佈。



1. 模擬75%血管狹窄模型 :並與正常血管的管內液體流速與剪應力分佈作對照。

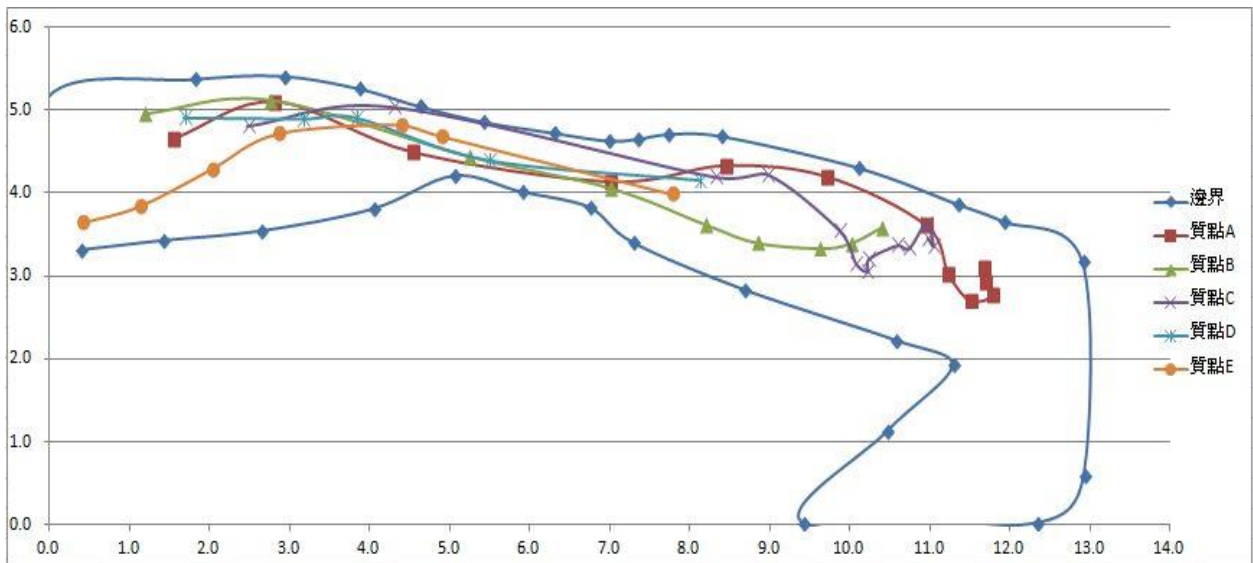


2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。

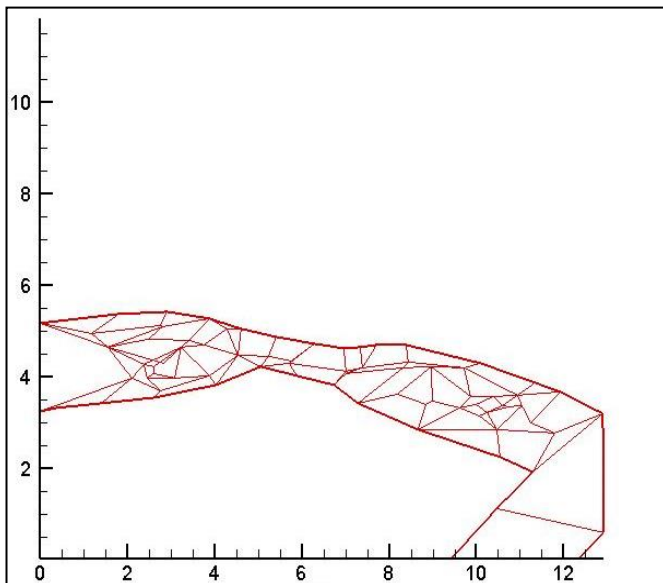


3. 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)

4. 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

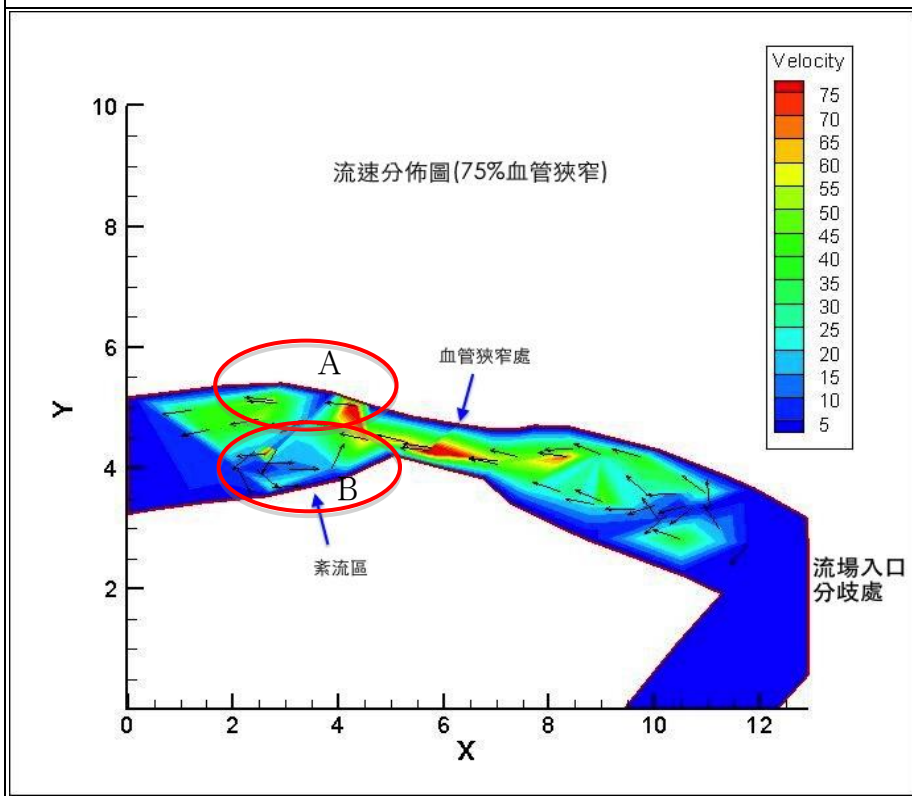


5. 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(V_x, V_y)及角度(V, θ)資料帶入Excel，繪制出模型圖，並進行質點編碼。



6. 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為71個網格。

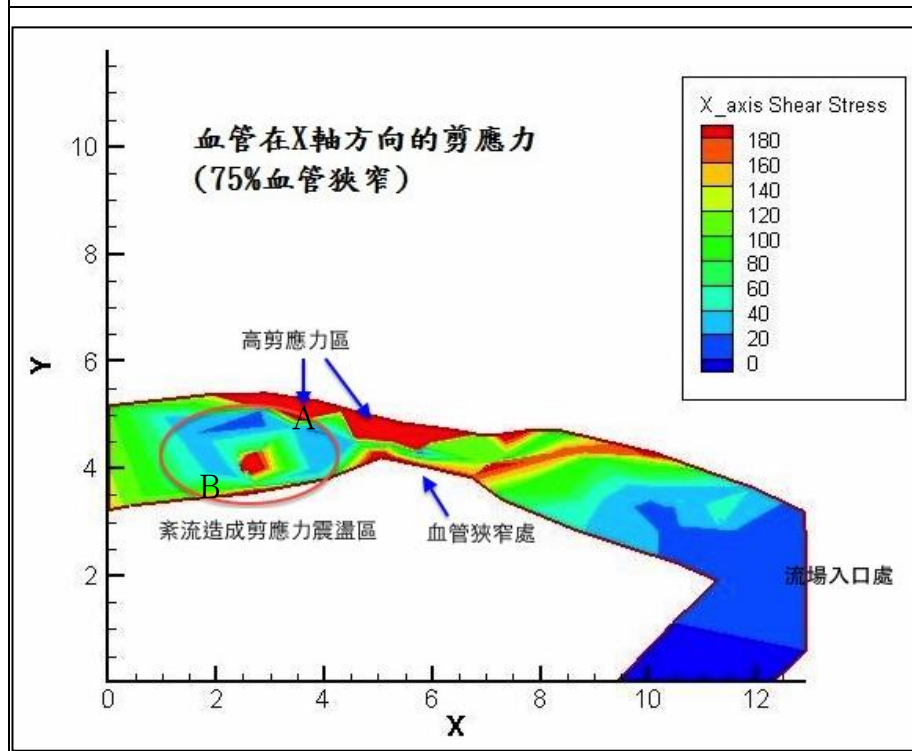
7. 由Tecplot軟體以(FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



(1)圖中清楚顯示血管狹窄處的流速較高。

(2)在通過狹窄處後，由於管路形狀稍微向下彎曲，因此在A區流速較快，而在B區產生明顯的紊流。

8. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的剪應力分佈。



(1)經過血管狹窄處之後的A區，為高剪應力區。

(2)但在B區的紊流區域，呈現出高、低差異極大的剪應力震盪區。因血液迴流而造成對血管壁有相當的側向力量變化。

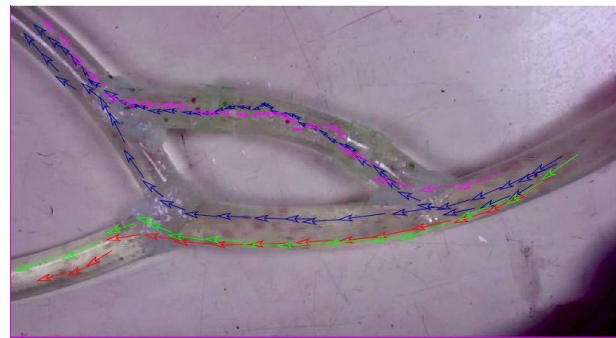
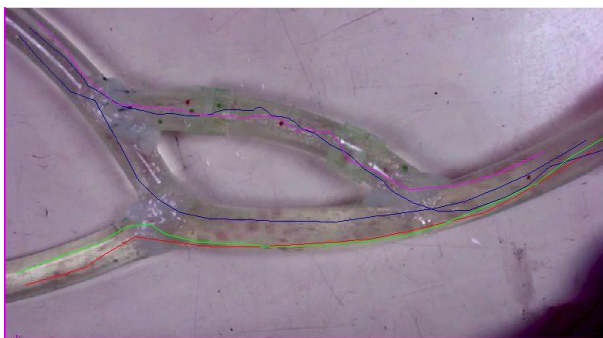
(三)實驗三：模擬血管繞道移植手術後，原血管 75%狹窄與原血管完全阻塞作為對照，測量兩者管內液體流速與剪應力分佈的差異。

(1)實驗(三)之一：正常血管與繞道移植血管



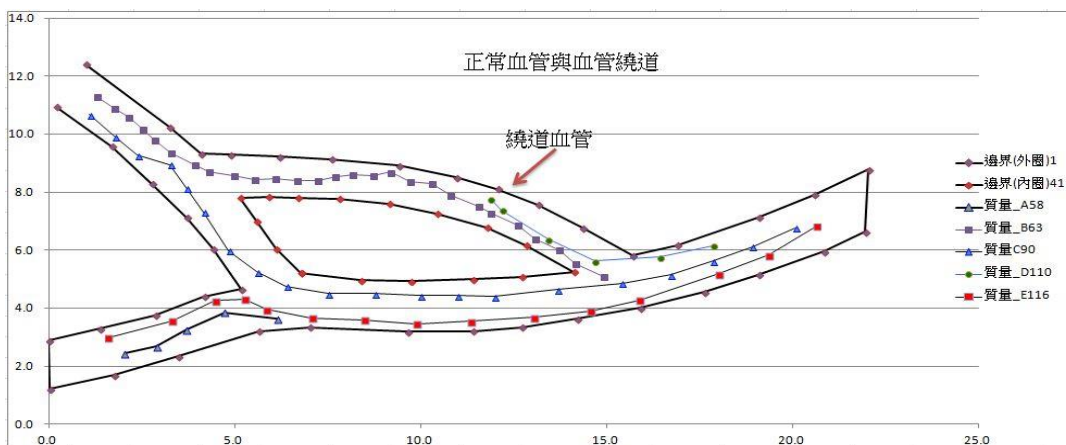
1. 正常血管與繞道(僅作為後續兩組實驗的對照，並無實質上的醫學意義)。

2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。

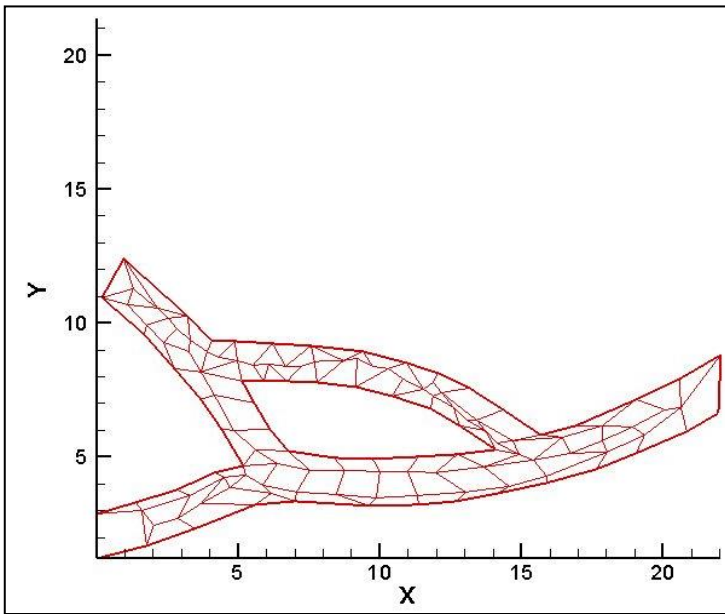


3. 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)

4. 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

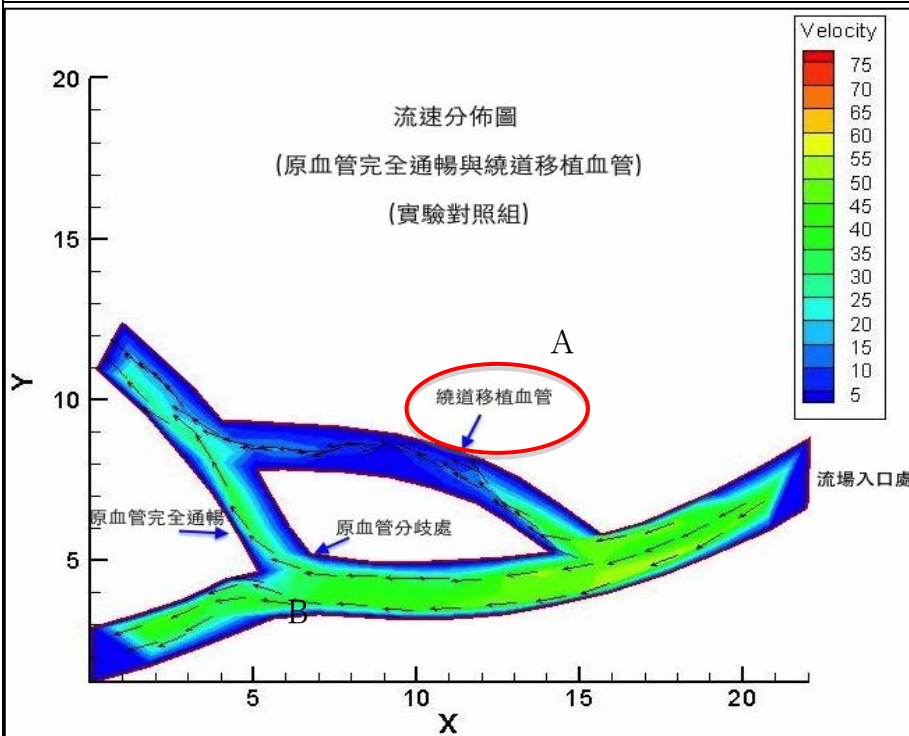


5. 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(Vx,Vy)及角度(V,θ)資料帶入Excel，繪制出模型圖，並進行質點編碼。



6. 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為116個網格。

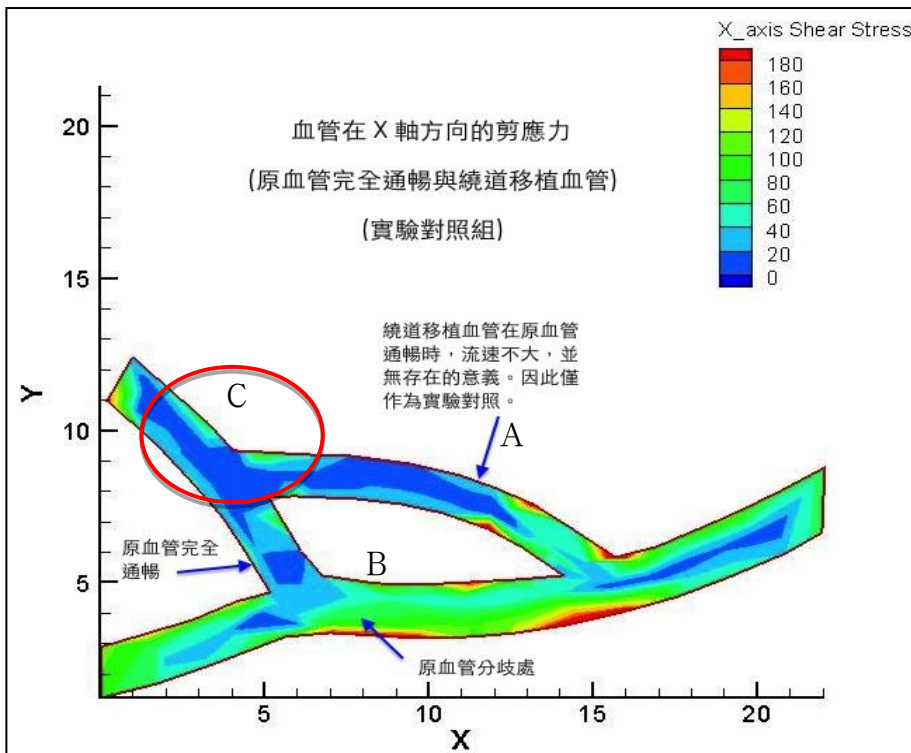
7. 由Tecplot軟體以(FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



(1) B區為模擬原來血管以及血管分歧處。

(2) A區為繞道移植血管。若原血管正常且分歧處並無狹窄，則縱使接了一根繞道血管，血液還是傾向維持流經原血管，此時繞道血管的平均流速為18.60cm/s。

8. 以 Tecplot 軟體(計算流體動力學軟體 CFD)，計算出管內各區域的 X 軸剪應力分佈。



(1) 由於 A 區繞道血管的血流方向主要為 Y 軸方向，因此在計算剪應力時，我們利用 Tecplot 內建的微分方程式，A 區的繞道移植血管，流速較低，也形成低剪應力區。

(2) 多接一個繞道管，易在繞道管下游匯流區形成低剪應力。(此實驗僅作為後續兩組實驗的對照組，並無實質上的醫學意義)

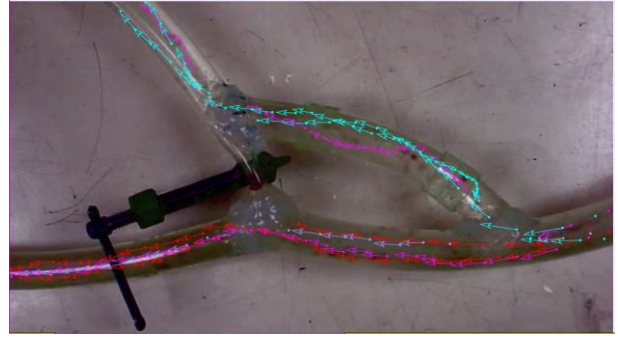
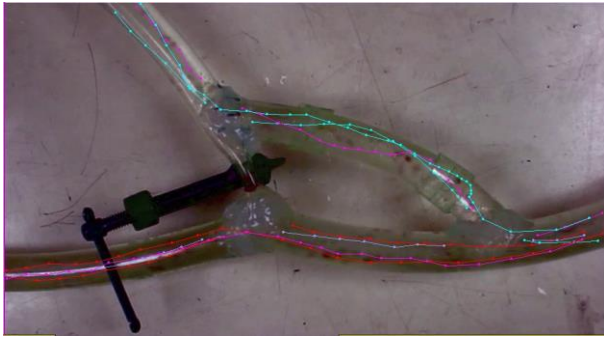
實驗(三)之二：模擬 75%血管狹窄與繞道移植管



1. 75%血管狹窄與繞道。利用C型夾使管徑狹窄75%。

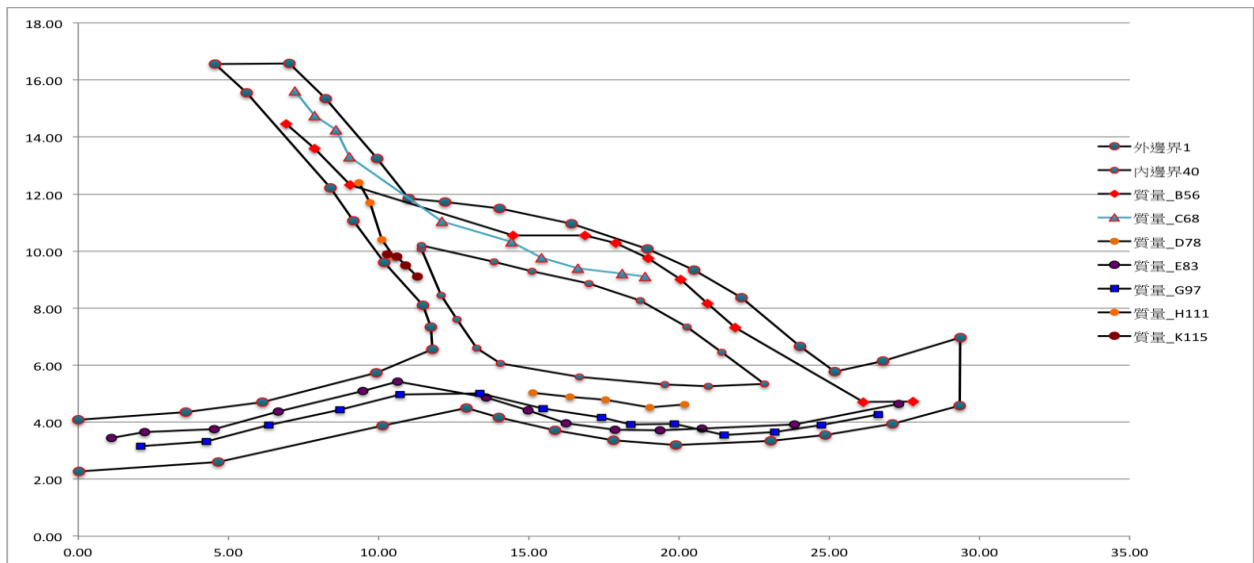


2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。



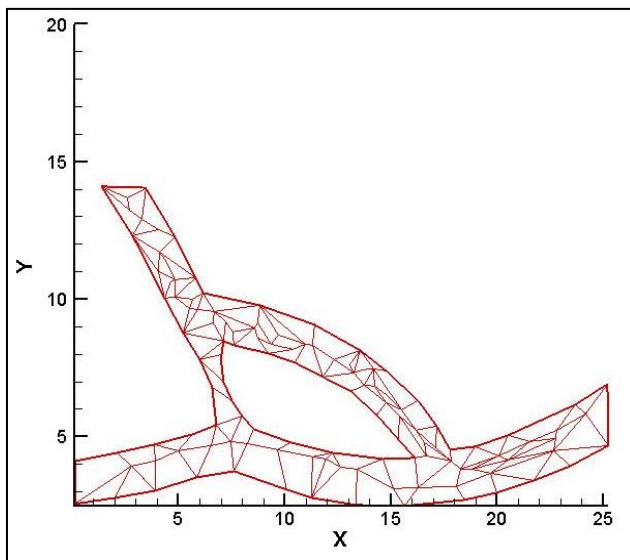
3. 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)

4. 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

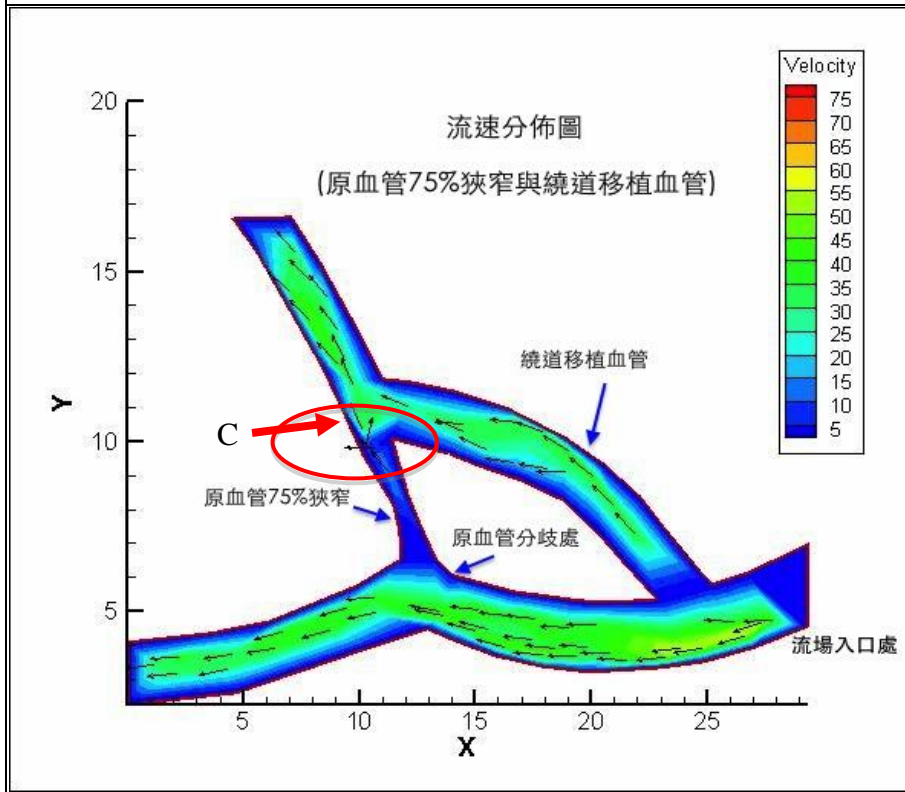


5. 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(V_x, V_y)及角度(V, θ)資料帶入Excel，繪制出模型圖，並進行質點編碼。

6. 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為106個網格。



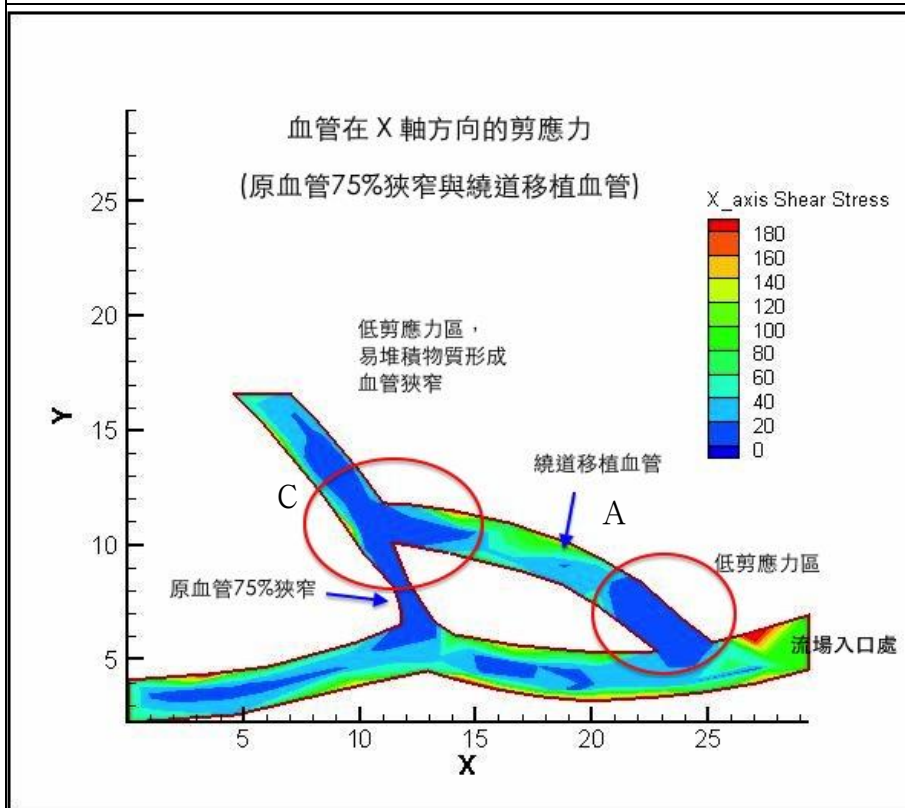
7. 由Tecplot軟體以(FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



(1)原血管狹窄75%，使的繞道管的流速增加。

(2)在圖片C區，狹窄75%的血管下游處，有不穩定的紊流產生。

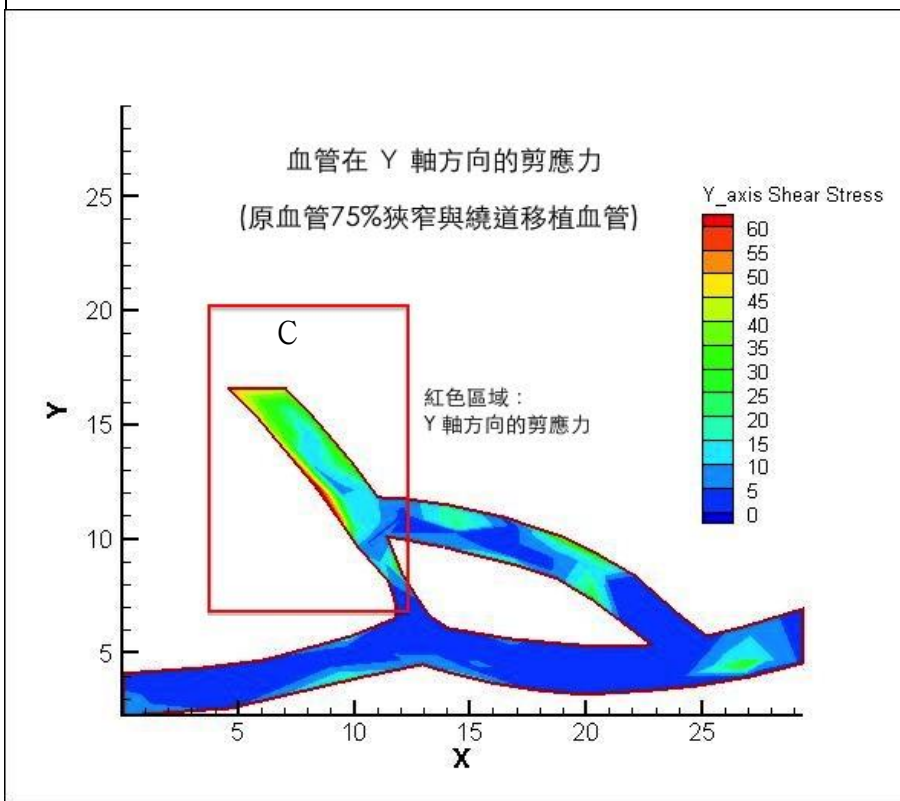
8. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的X軸剪應力分佈



(1)在繞道血管 A 區的上、下游處，出現低剪應力區。

(2)在 C 區血管狹窄75%的下游以及繞道血管的匯流處的紊流區域，出現低剪應力區。

9. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的Y軸剪應力分佈。



(1)由於C區血管的匯流處，血流方向主要為Y軸方向，因此在計算剪應力時，我們利用Tecplot 內建的微分方程式，以Y方向流速 V_y 對垂直方向的x 軸微分

$$\tau_y \propto \frac{dV_y}{dx}$$

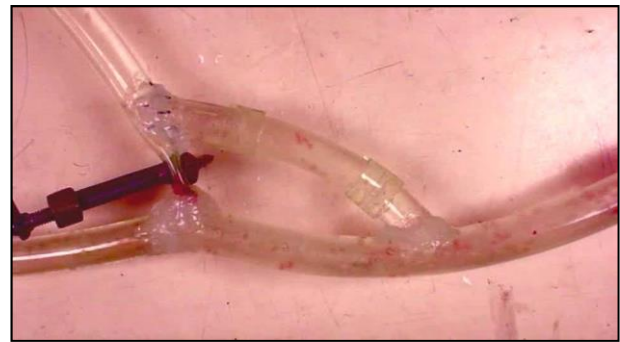
得出y軸方向相對的剪應力大小。

(2)血管匯流後的區域紅色區域)為高剪應力區。

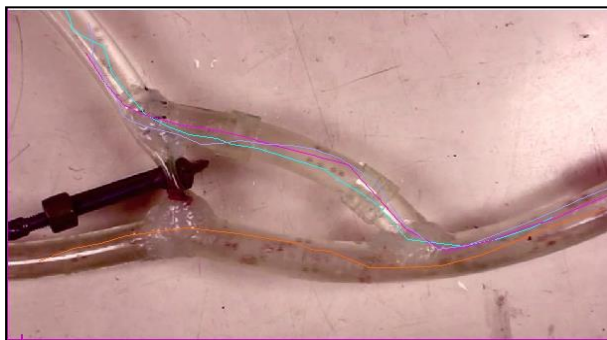
實驗(三)之三：模擬血管完全阻塞與繞道移植管



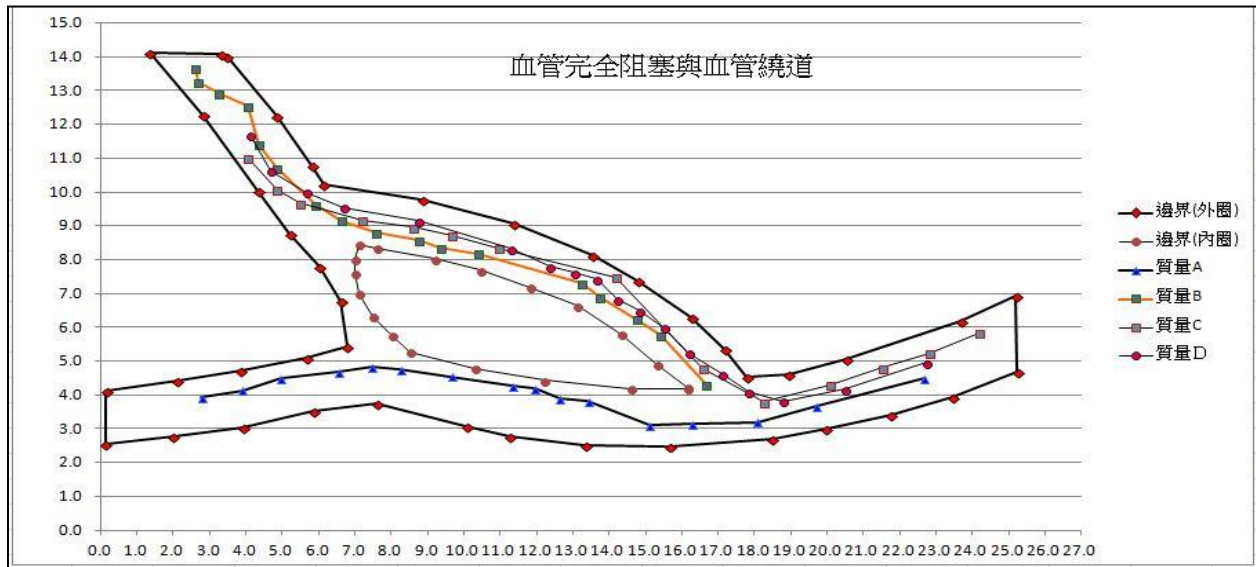
1. 血管完全阻塞與繞道



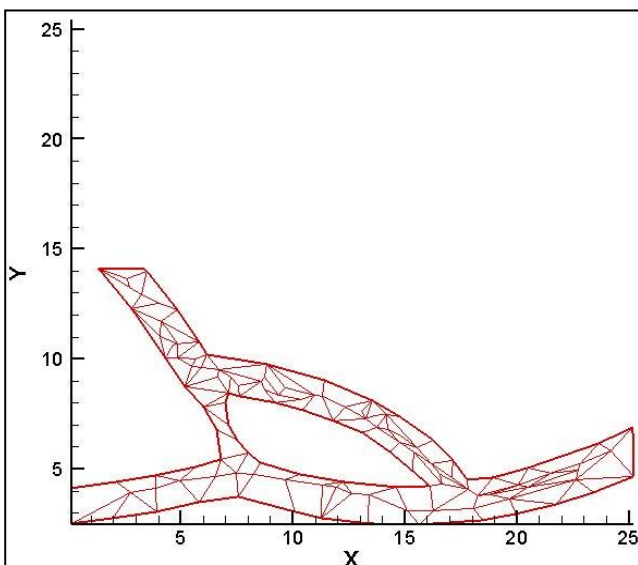
2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。



- 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)
- 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

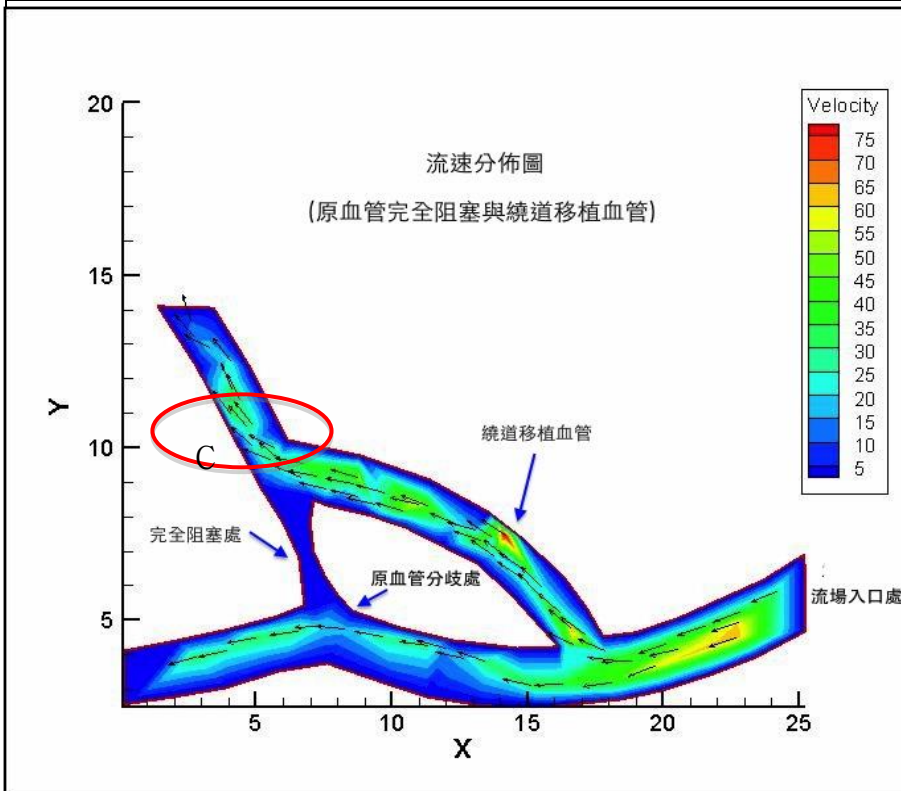


- 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(V_x,V_y)及角度(V,θ)資料帶入Excel，繪製出模型圖，並進行質點編碼。



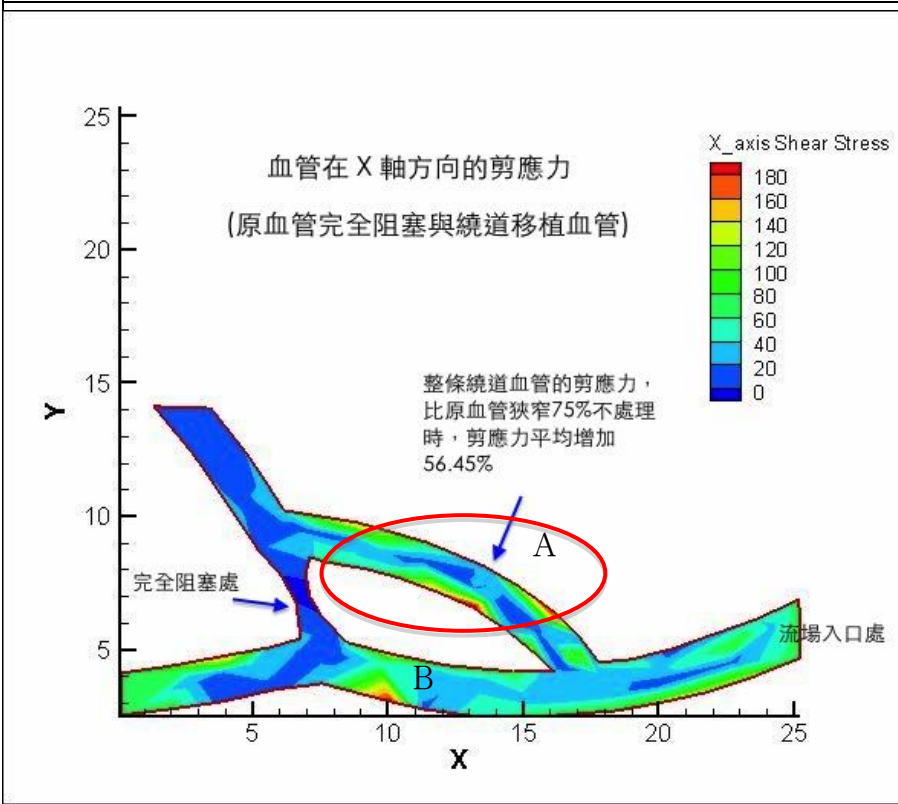
- 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為112個網格。

7. 由Tecplot軟體以(FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



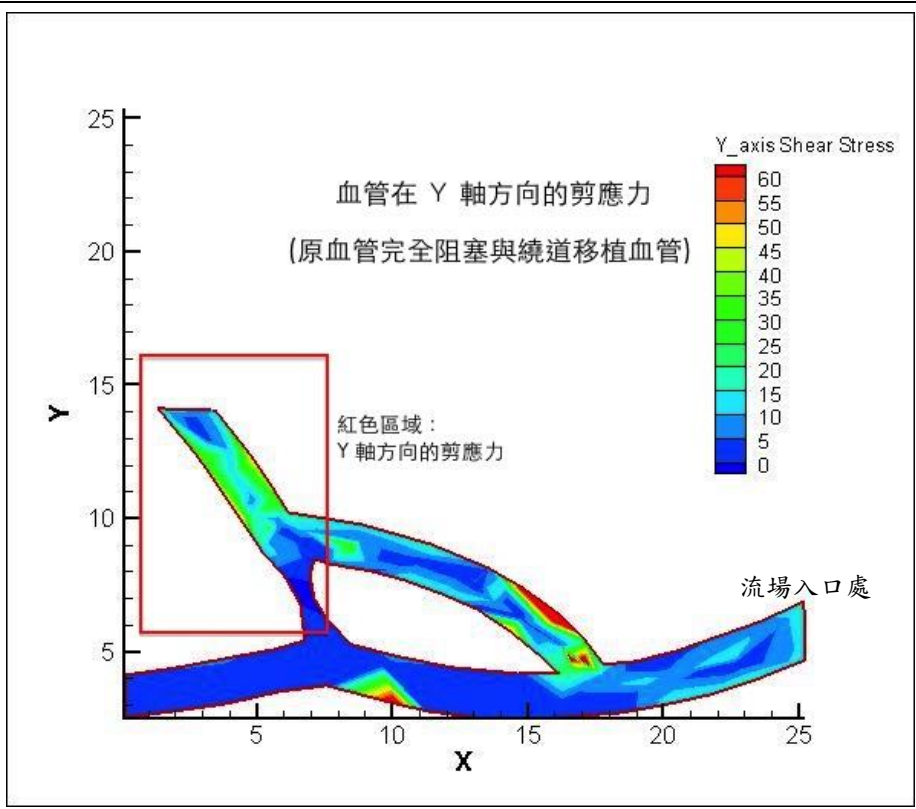
- (1)若將原血管狹窄75%的部分夾緊，使之完全阻塞，則繞道管的流速明顯增加。
- (2)在圖片C區，無明顯的紊流產生。

8. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的X軸剪應力分佈。



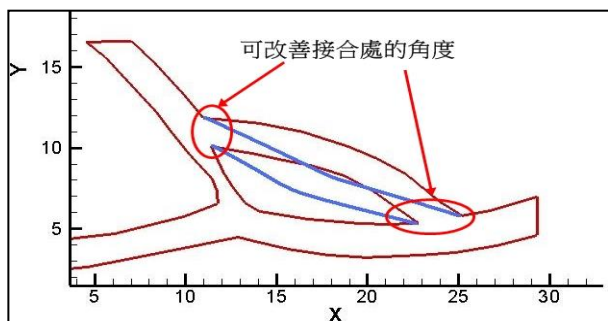
- (1)在繞道血管 A 區，剪應力明顯較原血管 75%狹窄來的高。

9.Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的Y軸剪應力分佈。

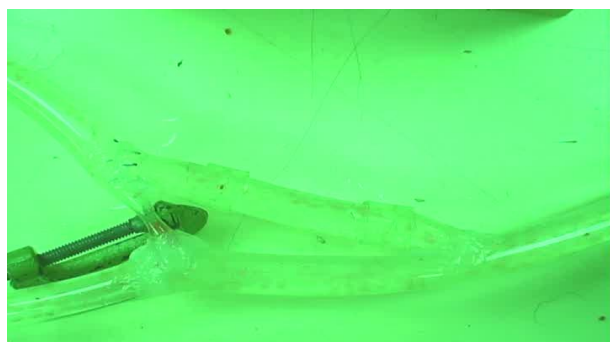


(1) 繞道管匯流後的區域(紅色區域)為Y軸高剪力區。

實驗(四)：降低繞道血管與原血管接合處的角度



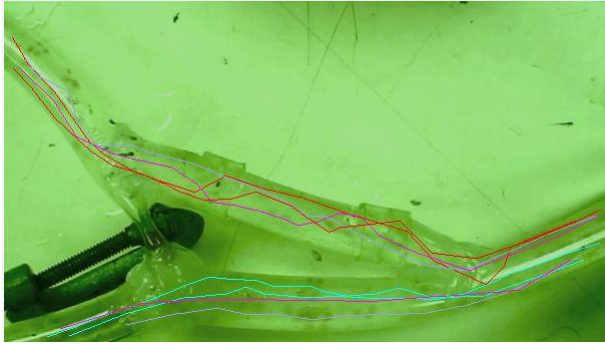
實驗過程：



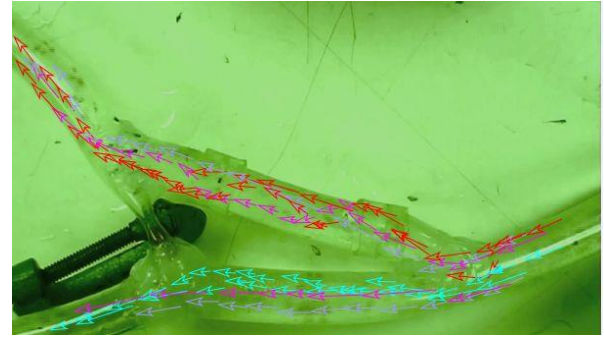
1. 血管完全阻塞與繞道，並降低與原血管接合處的角度



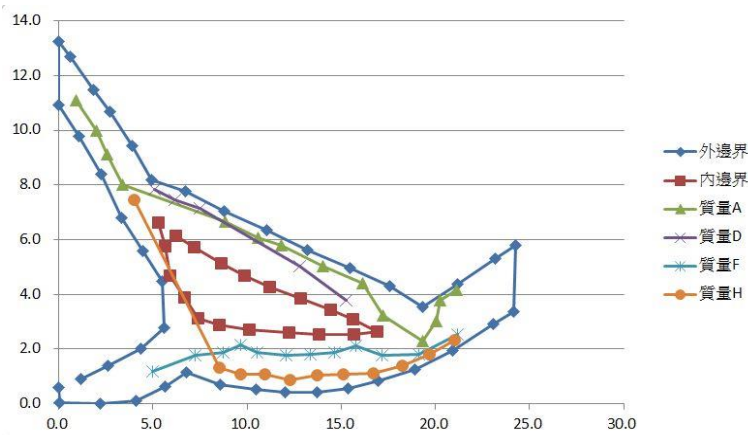
2. 為了方便追蹤質點，我們利用軟體將影片中的質點粒子色彩強化。



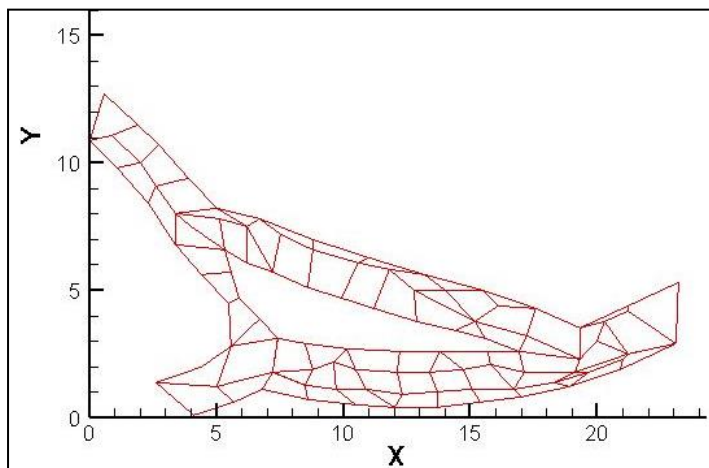
3. 利用tracker質點追蹤軟體，每1/30秒的時間間隔，點出質點的運動位置。(影片的攝影速率為30張/秒)



4. 再將質點於不同時間的位置，轉化成質點的速度。

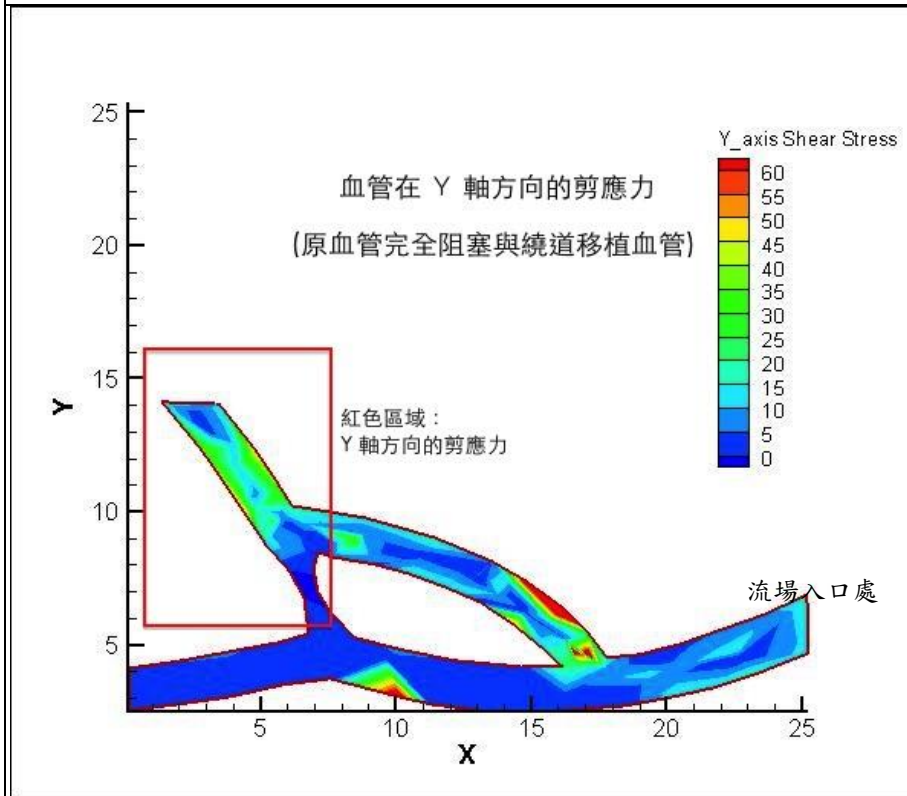


5. 將正常血管模型的邊界位置，以及所追蹤質點的位置(X,Y)，速度(V_x,V_y) 資料帶入Excel，繪製出模型圖，並進行質點編碼。



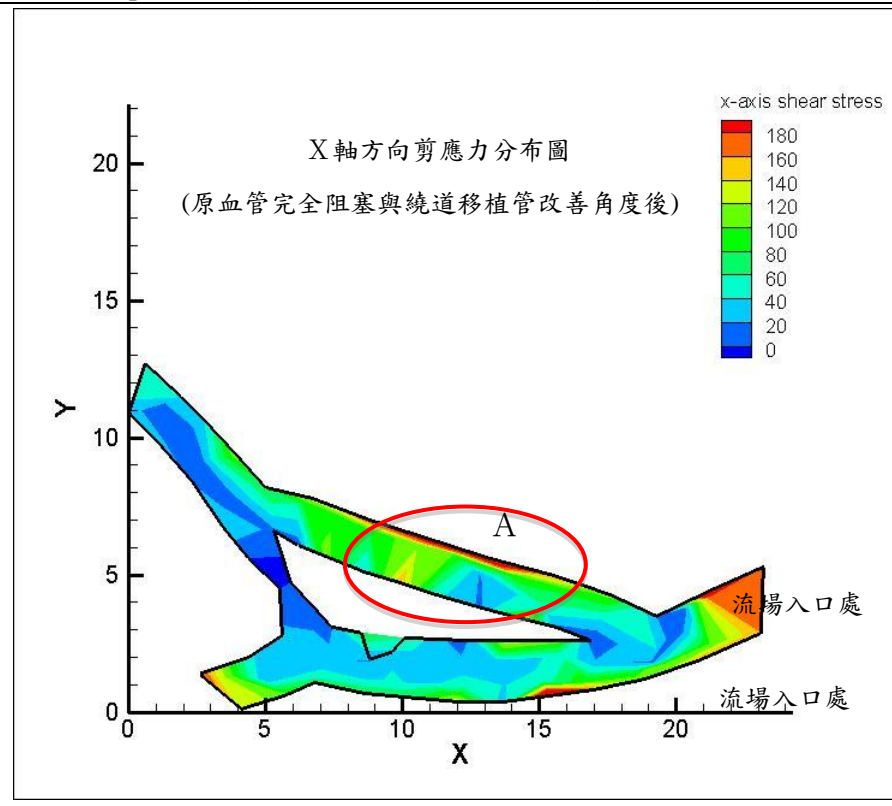
6. 將Excel繪圖的質點代碼，轉換成網格區域編碼，將整個管線劃分為103個網格。

7. 由Tecplot軟體以(FEM)有限元素方法計算出管內各區域的流速分佈。



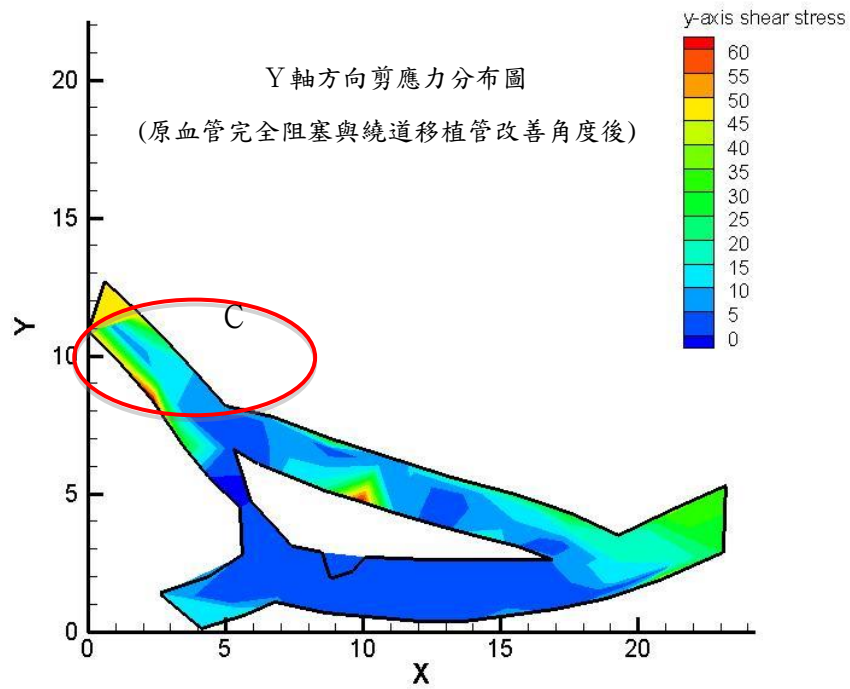
- (1)降低繞道血管接合角度後，繞道管A區流速為51.05cm/s，增加約49%。
- (2)在圖片C區，無明顯的紊流產生，改善了接合角度太大時，匯流區的紊流現象。

8. 以Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的X軸剪應力分佈。



- (1)在繞道血管 A 區，相對剪應力大小為73.05，與繞道管改善角度前相比，剪應力增加約154%。

9. Tecplot軟體(計算流體動力學軟體CFD)，計算出管內各區域的Y軸剪應力分佈。

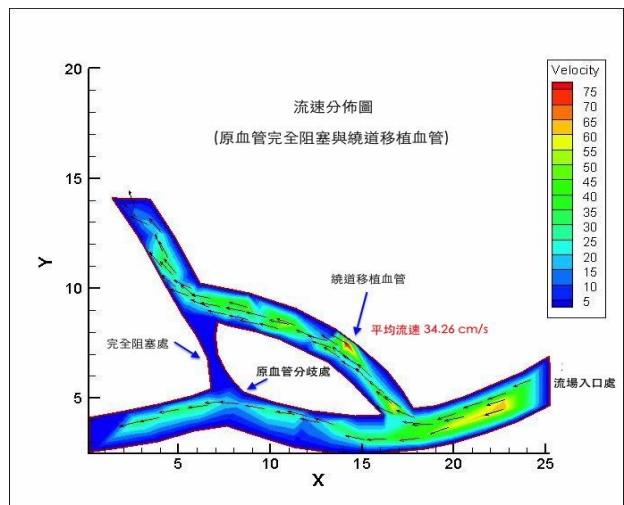
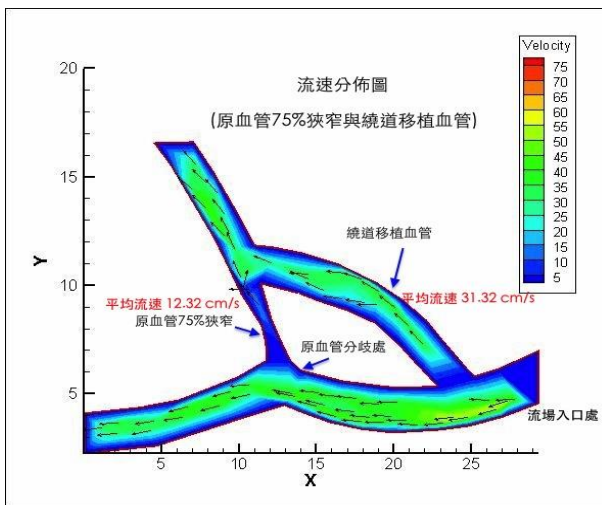


(1) 繞道管匯流後的區域(C區)相對剪應力大小為23.24,增加約11%。

伍、研究結果

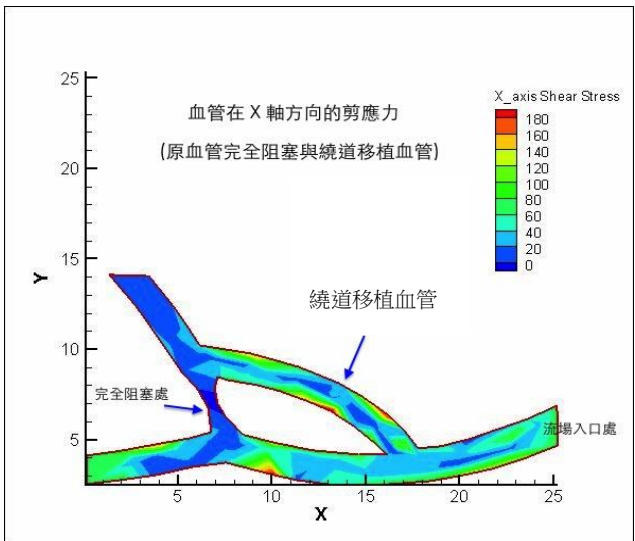
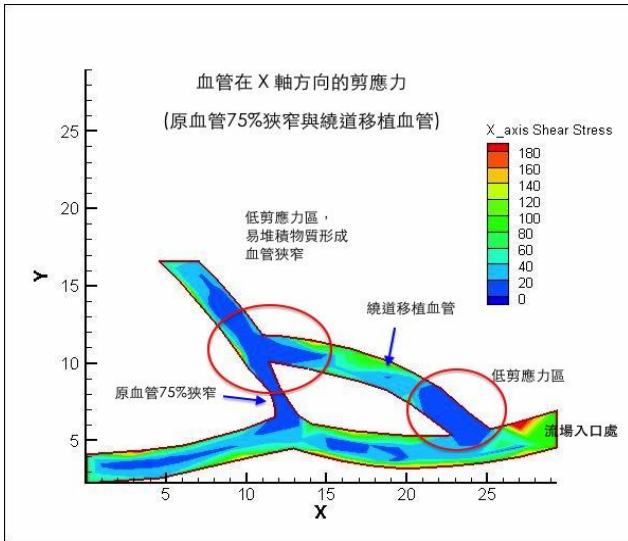
一、原血管 75%狹窄不處理與將狹窄處完全阻塞時，繞道移植管的平均流速的比較。

	原血管 75%狹窄不特別處理	將狹窄處完全阻塞	結果
繞道管平均流速	31.32 cm/s	34.26 cm/s	若將原血管狹窄處完全阻塞，則繞道管平均流速增加 9.38%。



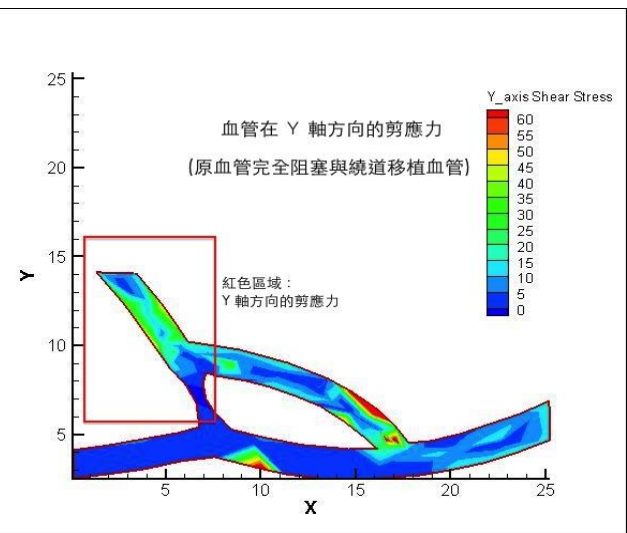
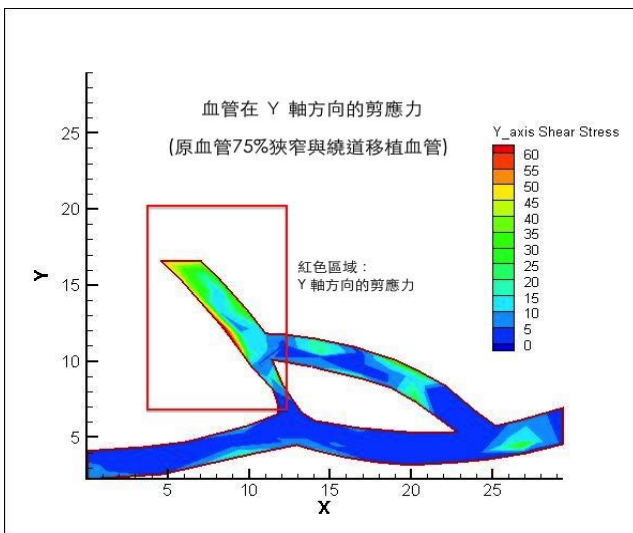
二、原血管 75%狹窄不處理與將狹窄處完全阻塞時，繞道移植管中平均剪應力的比較。

	原血管 75%狹窄不特別處理	將狹窄處完全阻塞	結果
繞道管相對剪應力大小	17.53	28.7	(1)若將原血管狹窄處完全阻塞，則繞道管剪應力增加 63.72%。 (2)若將原血管狹窄處完全阻塞，則繞道移植血管上、下游處剪應力明顯提高。因此較不容易在繞道血管內堆積，形成繞道血管再狹窄。



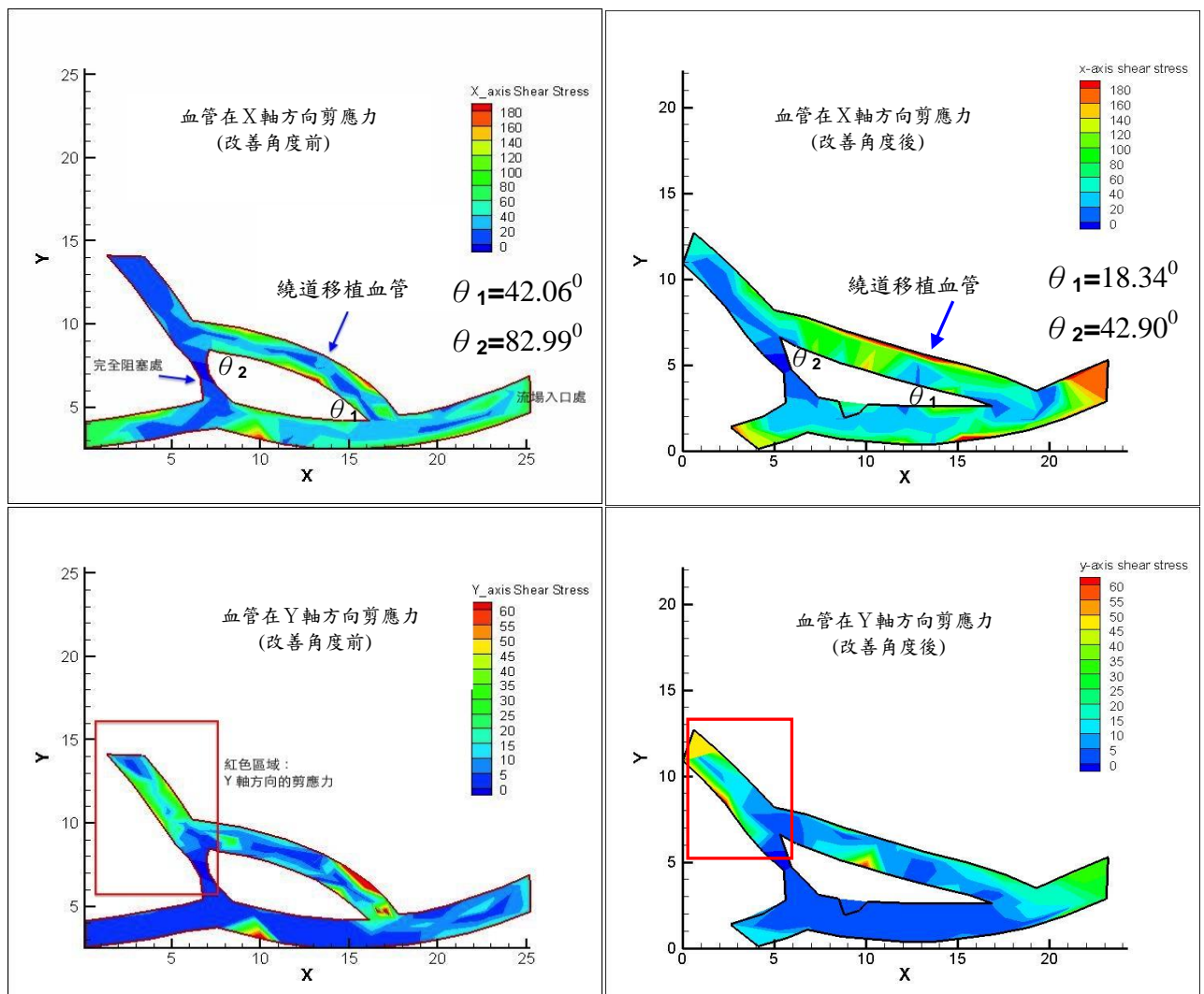
三、原血管 75%狹窄不處理與將狹窄處完全阻塞時，繞道移植管下游匯流區中平均剪應力的比較。

	原血管 75%狹窄不特別處理	將狹窄處完全阻塞	結果
繞道管下游匯流區相對剪應力大小	32.49	20.82	<p>(1)若將原血管狹窄處完全阻塞，則繞道移植血管下游匯流處剪應力明顯減少，約減少 36 %，反而易造成堆積阻塞。</p> <p>(2)實驗觀察繞道管匯流處，因流速增加以及接管角度太大而形成渦流，可能是造成剪應力下降的原因。</p>

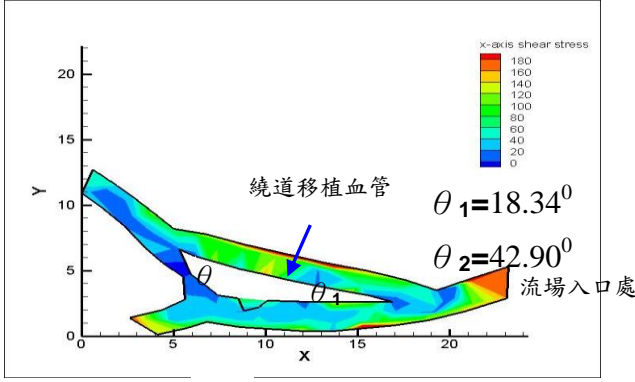
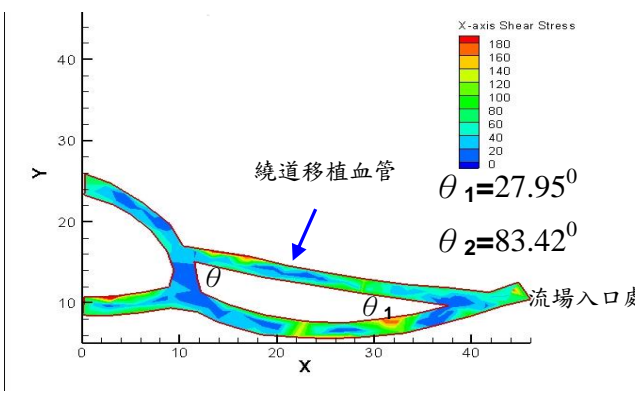
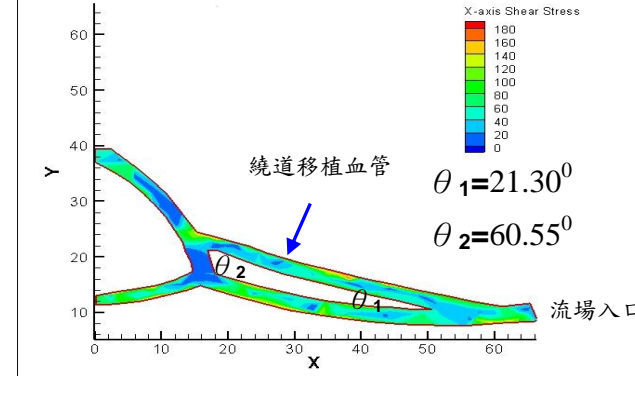
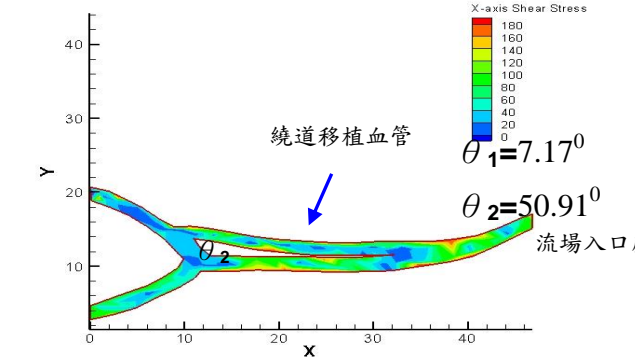


四、原血管完全阻塞與繞道移植管，改善角度前後，繞道移植管與下游匯流區域平均剪應力的比較。

	繞道管接合 角度較大 (改善前)	繞道管接合 角度較小 (改善後)	結果
繞道管平均 流速	34.26 cm/s	51.05cm/s	與繞道管改善角度前相比，剪應力增加約49%。
繞道移植管相 對剪應力大小 (X 軸)	28.7	73.05	與繞道管改善角度前相比，剪應力增加約154%。
繞道管下游匯 流區相對剪應 力大小(Y 軸)	20.82	23.24	與繞道管改善角度前相比，剪應力增加約11%。



五、分析不同的繞道血管接合角度所產生的剪應力差異，以尋找實施血管繞道手術時，較佳的血管接合角度。

	<p>實驗四的改良模型。繞道血管與原血管夾角分別為 $\theta_1=18.34^{\circ}$，$\theta_2=42.90^{\circ}$</p>
	<p>實驗五（一）：接合夾角最大 繞道血管與原血管夾角分別為 $\theta_1=27.95^{\circ}$，$\theta_2=83.42^{\circ}$</p>
	<p>實驗五（二）：接合夾角次之 繞道血管與原血管夾角分別為 $\theta_1=21.30^{\circ}$，$\theta_2=60.55^{\circ}$</p>
	<p>實驗五（三）：接合夾角最小 繞道血管與原血管夾角分別為 $\theta_1=7.17^{\circ}$ $\theta_2=50.91^{\circ}$</p>

從實驗五不同的接合角度來看，繞道血管的接合夾角越小，藍色的低剪應力區較少，亦即

實驗所得出的剪應力相對較大。

陸、討論及應用

一、討論

由於人體血管的模型無法製造，且我們的重點著重在流體動力學對血管壁的影響，因此我們以較易取得的材料自己製作模型。剛開始顧及血管彈性而選擇矽膠管，但後來發現矽膠管不夠透明，較難觀察，且摩擦力也比較大，容易影響數據；後來改用較透明且平滑的透明軟管，使觀察變得簡單許多。但透明軟管接合處較難完全黏合，每次黏完後，脈衝式馬達一打開，就從接合處漏水了。後來我們改用先切出接管處的形狀，再以針線縫合固定，最後再以矽利康黏合，才解決了實驗模型的製作問題。

在實驗的紀錄過程中，礙於設備問題，無法取得高速攝影機，以及質點影像測速儀等成套的設備以及專業軟體，僅以一般攝影機追蹤粒子，使的影片在追蹤過程中幀數不足，粒子容易形成殘影，增加追蹤困難度。

在實驗結束後的分析過程，最麻煩的就在於質點的追蹤以及網格建立，原先預定以 AutoCAD 做出模型後輸出網格，但因不夠熟練，為了節省時間，而改用手動的模式，將 Tracker 軟體追蹤的質點位置，以 Excel 繪圖輸出，再進行手動編碼並分割成網格，最後套入 Tecplot 換算為流速與剪應力。

二、應用：

模型模擬實驗若能結合未來 3D 列印技術，將病患實際的血管狀況經由電腦斷層掃描以及核磁共振所得到的精密資料，加以轉換成圖檔並經由 3D 列印技術精確的列印出模型，則實驗模型模擬結果，將可提供醫療團隊針對病患的個別症狀做出最佳的處置判斷。

柒、結論

- 一、我們將模型的血管狹窄處完全阻塞時，則繞道移植管的平均流速比原血管 75%狹窄不處理時，增加 9.38%；而剪應力增加 63.72%。因此血管內物質較不容易在繞道血管內堆積。
- 二、此方法亦使得繞道移植血管上、下游接合處的剪應力明顯提高。如此結果，較不易形成繞道血管分歧以及匯合處的再狹窄及再阻塞。
- 三、若施行繞道手術時，順便將原狹窄的血管綁住或者切除，使之完全封閉或者是斷路，讓所有的血流完全流經繞道血管，或許可降低原血管狹窄處未處理時，血液因該處壓

力較大，強行通過狹窄處，造成管壁上的血栓剝落，順著血液流入身體中微小的血管，導致其他血管阻塞引發危險。

四、從實驗(三)之三數據看來，若將血管狹窄處完全阻塞時，反而造成繞道血管匯流處的下游區域剪應力減少約 36%，亦即反而易在此區段造成堆積阻塞。推論此為繞道血管接合角度過大所造成。

五、在實驗四，我們改良了在實驗(三)之三所遇到的問題，亦即將繞道血管接合角度降低之後，不管是繞道血管或者是其下游匯流區，其流速與剪應力都大幅提高，因此有效降低了繞道管以及匯流處的下游區域阻塞的風險。

六、在實驗五，我們以三個不同的接合角度做實驗，發現繞道血管的接合夾角越小，藍色區域所代表的低剪應力區較少，亦即實驗所得出的剪應力相對較大。

捌、參考資料及其他

1. 黃興上、陳明志、吳銘庭(無日期)三分歧左冠狀動脈之流場型態左冠狀動脈之流場型態。取自:<http://smetana.me.ntust.edu.tw/public/article/FO02.pdf>
2. 王亮、陸清聲、景在平(民 98)主動脈剝離計算流體力學數值模擬研究。2010 年第三卷第一期，取自: <http://www.idealversion.com/biomedicine/archives/010v3n1/bm-09-25r.pdf>
3. 蔡育霖(民 96)心臟血管主動脈弓模型的動態流場與管壁剪應力。國立台灣科技大學機械工程系碩士學位論文，未出版，台北市。
4. 曾啟銓(民 97)主動脈側接人工血管流場之數值探討。國立成功大學航空太空工程學系碩士論文，未出版，台南市。
5. 戴建華、丁光宏、龔劍秋、楊新健、張曉龍(民 92)血液動力學二維數值模擬:。取自:http://journal.9med.net/upload/pdf/21/1920/105153_3815.pdf
6. 郭紘瑜、林盈宏、邱英世(民 96) 動脈瘤流場分析與探討。中國機械工程協會第二十四屆全國學術研討會文集(報告編號: NSC 93-2213-E-211-013)
7. 吳淑華(民 95)動脈繞道手術流場之數值模擬。國立成功大學航空太空工程學系碩士論文，未出版，台南市。
8. 李定智(民 92)繞道手術流場模擬及評估用數值平臺發展。行政院國家科學委員會專題研究成果報告(計畫編號: NSC92-2218-E006-012)