

## 협착이 발생한 관상동맥의 이식우회로술시 혈액유동해석

서상호 · 노형운 · 유상신\* · 권희문\*\* · 김동수\*\*

숭실대학교 기계공학과, \*한국항공대학 기계설계학과, \*\*연세대학교 의과대학 내과학교실  
(1998년 12월 17일 접수, 1999년 8월 23일 채택)

### The Blood Flow Analyses in the Bypass Grafting of the Stenosed Coronary Artery

S.H. Suh, H.W. Roh, \*S.S. Yoo, \*\*H.M. Kwon, \*\*D.S. Kim

Dept. of Mech. Eng., Soongsil University, \*Dept. of Mech. Eng. and Design, Hankuk Aviation University,  
\*\*Dept. of Internal Medicine, Yonsei University, Yongdong Severance Hospital  
(Received December 17, 1999. Accepted August 23, 1999)

**요약** : 협착이 발생한 좌관상동맥의 원관우회로술시 분합각도의 변화와 우회혈관의 기하학적 형태변화가 분합부위의 혈류역학적 특성에 미치는 영향을 해석하였다. 관상동맥우회로술시 분합각도의 변화에 따른 분합부 근위부와 원위부의 혈류역학적 특성을 3차원 정상유동상태로 가정하여 해석하였고, 최적의 원관우회로술 조건을 구하기 위하여 End-to-Side 분합모델에서 분합각도를 45°, 60°와 90°로 변화시켰다. 혈액의 길보기점성계수는 비뉴턴유체의 유변학적 특성을 잘 나타내는 Carreau모델을 이용하여 진단율의 함수로 나타내었고, 수치해석 방법은 유한체적법을 사용하였다. 4개의 분합모델에서 혈류량과 벽면전단응력을 정상적으로 계산하여 최적의 End-to-Side 분합조건을 제시하였다.

좌관상동맥의 입구직경과 같은 크기이며 입구로부터 분합부위까지 직경이 균일한 인소혈관인 Model 3이 가장 많은 혈류를 공급할 수 있는 모델이며, 이 모델은 자가혈관모델인 Model 1과 Model 2 그리고 우회혈관의 직경이 좌전하행지 직경과 동일한 크기인 Model 4보다 각각 약 16.4%, 14.7%, 32.8% 더 많은 혈류량을 심근으로 보낼 수 있는 것으로 나타났다. 자가혈관모델에서는 입구로부터 분합부까지 직경이 점차적으로 커지는 Model 2가 직경이 점차 작아지는 Model 1보다 더 많은 혈류량을 공급할 수 있었다. 모든 모델에서 분합각을 60°로 하면 혈류량은 분합각이 45°인 경우와 90°인 경우보다 더 많은 혈류를 심근으로 보낼 수 있다. 벽면전단응력분포는 분합모델에 관계없이 toe지점과 toe지점의 양 옆면에서 가장 크게 나타나고, toe지점 하류 부분에서는 음의 전단응력분포를 나타낸다.

**Abstract** : The objective of the present study is to investigate the effects of the bypass graft diameter and the anastomotic angle on the blood flow characteristics in the aorto-coronary bypass of the stenosed coronary artery. The blood flow field is treated as a three-dimensional, incompressible, steady flow for numerical analysis. Numerical analysis is focused on blood flow patterns for different values of the proximal and the distal diameters and the graft angles. The finite volume method is adopted for the discretization of the governing equations. The Carreau model is employed as the constitutive equation for blood. To obtain the optimal aorto-coronary bypass conditions, the blood flow characteristics in the end-to-side anastomosis models are analyzed for the anastomosis angles of 45°, 60° and 90°. To find the optimal graft configuration, the mass flow rates and the wall shear stresses along the blood vessels are compared quantitatively. The model 3, whose bypass diameter is uniform as the diameter of the proximal diameter of the stenosed coronary artery, delivers the largest amount of blood. The model 3 delivers more blood than the model 1, the model 2, and the model 4 by approximately 16.4%, 14.7%, and 32.8%, respectively. For autogenous grafts, the model 2 whose bypass diameter increases along the flow direction delivers more blood than the model 1. All models with the anastomosis angle of 60° deliver more blood than the models with the angle of 45° by 1% and with the angle of 90° by 4%. The toe site and both side walls of the toe site show high values of the wall shear stress and the negative wall shear stress prevail in the distal region of the toe site.

**Key words** : End-to-side anastomosis, Stenosed coronary artery, Aorto coronary bypass, Anastomotic angle, Three dimensional blood flow characteristics.

이 논문은 1998년 한국학술진흥재단의 학술연구비에 의하여 지원되었음  
통신저자: 서상호, (156-743) 서울시 동작구 상도동 11

Tel. (02) 820 0658, Fax. (02) 821 6758

서 론

심근의 사망원인 중 75%는 관상동맥질환, 경동맥질환, 폐

쇄성 말초혈관질환 등과 같은 순환계의 질병이다[1]. 최근 우리나라에서도 점차 서구화되는 식생활과 생활습관, 운동부족 및 흡연으로 인한 고지혈증과 비만증 때문에 혈관질환의 유병률이 급속히 증가하는 추세에 있다. 한국인 사망통계자료에 의하면 순환기계 질환으로 인한 사망률이 전체 사망률중 1위(30.2%)를 차지하고 있다[2]. 관상동맥에 동맥경화로 인한 협착이 발생되면 심근에 혈류를 원활히 공급하지 못하기 때문에 국부적으로 심근허혈 및 심근경색(cardiac infarction)으로 인한 심근괴사를 일으키게 된다.

관상동맥내 동맥경화증 환자의 동맥을 재개통 시켜 주는 방법에는 이식우회술, 풍선확장 성형술, stent시술법 등 많은 시술방법이 있다[3]. 이식우회술은 심하게 협착된 혈관을 우회하여 병변하부에 자가혈관을 이식하여 관상동맥 혈류량을 증가시키는 혹은 인조혈관으로 대체시키는 방법인데 혈관이식수술후 문합부위에 재협착현상 또는 분합부 내벽 신생섬유증식화(anastomotic neointimal fibrous hyperplasia)현상이 발생되어 이식혈관이 재협착되는 문제점이 종종 발생한다[4,5]. 따라서 혈관이식우회술의 개존율(patency rate)을 높일 수 있는 방법이 연구되어야 하며, 혈관이식우회술의 개존율을 높일 수 있는 방법을 찾기 위해서는 혈류역학적 연구와 혈관내피세포를 포함한 분자생물학적인 연구가 병행되어야 한다.

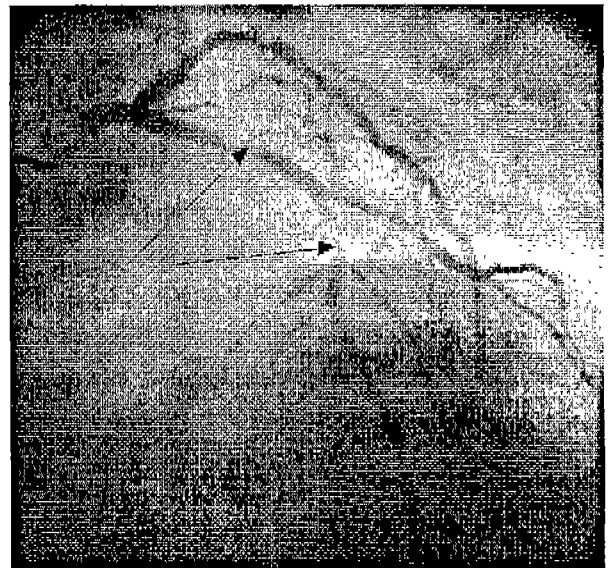
본 연구에서는 혈관이식우회술시 관상동맥 우회혈관에 사용된 혈관을 3차원적으로 모델링하여 이식혈관의 직경과 문합각도의 변화가 관상동맥 분합부내 혈류특성에 미치는 영향을 분석하고자 한다. 본 연구의 결과는 관상동맥에 협착이 발생하여 혈관이식우회술을 시행할 때 분합부위에서의 혈류역학적 특성에 대한 정보를 제공하므로써 개존율을 높일 수 있는 문합시술방법을 개발할 수 있고 재협착현상이나 섬유증식화현상을 예방할 수 있는 외과시술식 자료를 획득할 수 있게 할 것이다.

**기하학적 모델**

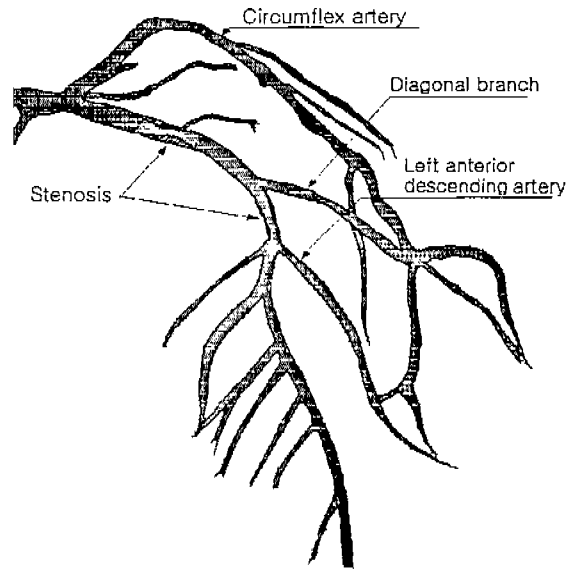
혈관조영사진을 관독하면 관상동맥에 협착이 발생된 경우를 쉽게 발견할 수 있다. Fig. 1(a)는 협착이 두 영역에 발생되어 있음을 보여주는 관상동맥 혈관조영사진인데 좌관상동맥의 입구부분과 좌전하행지(anterior descending artery)의 원위부 양 측벽에 협착이 발생되어 있다. Fig. 1(b)는 좌관상동맥의 형상을 쉽게 이해하기 위하여 혈관조영사진을 영상처리하여 3차원적인 구조로 표현하였고, 각각의 명칭을 기록하였다.

본 연구에서는 협착된 관상동맥을 개통하기 위하여 관상동맥 이식우회술을 적용할 때 우회로 혈관의 기하학적 형상이 혈류특성에 미치는 영향을 모사할 수 있도록 관상동맥 이식우회술의 기하학적 모델을 설정하였고 Fig. 2와 같이 좌관상동맥에 협착이 발생된 경우에 심장으로부터 자가혈관이나 인조혈관을 이용하여 우회혈관을 대체한 문합모델을 수치해석 모델로 선정하였다.

관상동맥에 발생된 협착부의 크기는 환자가 관상동맥 협착으로 인한 흉통을 느끼기 시작하는 70%의 협착상태로 하였다.



(a) 혈관조영사진  
(a) Angiogram



(b) 개략도  
(b) schematic diagram

그림 1. 협착이 발생된 관상동맥의 혈관조영사진과 개략도  
Fig. 1. Angiogram and schematic diagram of the left coronary artery with stenoses

또한, 협착된 관상동맥을 재개통시켜주기 위해 우회혈관을 관상동맥 원위부에 end to side 문합시킨 형태를 형상화하였다.

관상동맥 이식우회술에 사용된 자가혈관과 인조혈관의 치수는 Table 1과 같다. Table 1에서 D는 좌관상동맥 입구의 직

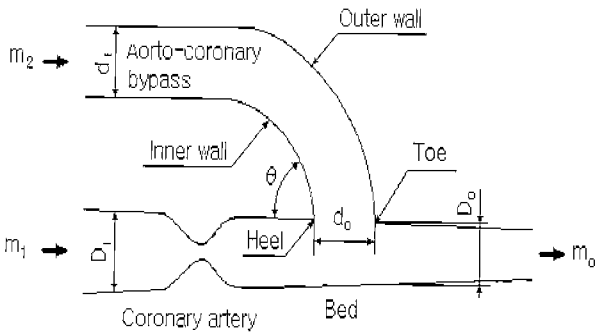


그림 2. 문합모델의 기하학적 형상  
Fig. 2. Geometry of the anastomosis model

경이고 \$D\_1\$는 우회혈관과 만나는 좌전하행지의 직경으로서 \$D\_2\$는 \$D\_1\$보다 큰 값을 갖는다. Model 1은 좌관상동맥의 직경 크기에서 좌전하행지의 직경크기로 우회혈관의 직경이 전차적으로 길이방향으로 축소되는 모델이고, Model 2는 Model 1과 반대로 직경이 점차적으로 확대되는 모델이다. 그리고 Model 3은 우회혈관의 직경이 좌관상동맥의 직경과 동일한 크기를 가지는 모델이고, Model 4는 우회혈관의 직경이 좌전하행지의 직경과 동일한 크기를 가지는 모델이다(5). 협착된 관상동맥과 우회혈관이 만나는 End-to Side 문합의 문합각은 \$45^\circ\$, \$60^\circ\$, 그리고 \$90^\circ\$로 변화시켰다.

### 수치해석

#### 1. 지배방정식과 구성방정식

관상동맥 문합부내 혈액의 정상유동특성을 수치해석하기 위한 지배방정식을 원통좌표계의 \$r, \theta, z\$성분으로 나타내면 다음과 같다(6).

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv_r) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} (v_\theta) + \frac{\partial}{\partial z} (v_z) = 0 \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \rho \left( v_r \frac{\partial v_z}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) = \\ - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial z} (r\tau_{rz}) \\ + \frac{1}{r} \frac{\partial \tau_{\theta z}}{\partial \theta} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \rho \left( v_r \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} - \frac{v_\theta^2}{r} + v_z \frac{\partial v_r}{\partial z} \right) = \\ - \frac{\partial p}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r\tau_{rr}) \\ + \frac{1}{r} \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial \theta} - \frac{\tau_{\theta\theta}}{r} + \frac{\partial \tau_{rz}}{\partial z} \end{aligned} \quad (3)$$

식 (1)~(4)는 각각 비압축성 유동에 적용할 수 있는 연속방정식과 운동량방정식이며 \$v\_r, v\_\theta, v\_z\$는 각각 \$r, \theta, z\$방향의 속도성분이고, \$p, \rho, \tau\_{ij}\$는 각각 정압, 밀도와 신난응력이다. 유

체의 구성방정식(constitutive equation)은 속도구배와 유변학적 성질을 이용하여 식 (5)~(10)과 같이 나타낼 수 있다(6).

$$\begin{aligned} \rho \left( v_r \frac{\partial v_\theta}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r v_\theta}{r} + v_z \frac{\partial v_\theta}{\partial z} \right) = \\ - \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} (r^2 \tau_{r\theta}) \\ + \frac{1}{r} \frac{\partial \tau_{\theta\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial \tau_{\theta z}}{\partial z} \end{aligned} \quad (4)$$

$$\tau_{rr} = \eta \left[ 2 \frac{\partial v_r}{\partial r} \right] \quad (5)$$

$$\tau_{\theta\theta} = \eta \left[ 2 \left( \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r}{r} \right) \right] \quad (6)$$

$$\tau_{zz} = \eta \left[ 2 \frac{\partial v_z}{\partial z} \right] \quad (7)$$

$$\tau_{r,\theta} = \tau_{\theta,r} = \eta \left[ r \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{v_\theta}{r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right] \quad (8)$$

$$\tau_{\theta,z} = \tau_{z,\theta} = \eta \left[ \frac{\partial v_\theta}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} \right] \quad (9)$$

$$\tau_{z,r} = \tau_{r,z} = \eta \left[ \frac{\partial v_z}{\partial r} + \frac{\partial v_r}{\partial z} \right] \quad (10)$$

식 (5~10)에서 \$\eta\$는 뉴턴유체의 경우에는 점성계수이고, 혈액과 같은 비뉴턴유체의 경우에는 겔보기점성계수(apparent viscosity)가 된다. 비뉴턴유체의 \$\eta\$는 실험자료를 이용하여 식으로 나타낼 수 있다. Fig. 3은 참고문헌[8, 9]에 발표된 혈액의 겔보기점성계수를 나타낸 것이며, 제시된 실험자료를 종합하여 식으로 나타낼 수 있다. 비뉴턴유체의 유변학적 특성을 나타내는 많은 식중에서 간편하면서 실험자료를 잘 만족하는 Carreau 모델(7)을 채택하였다. 식 (11)은 Carreau model을 나타내는 식이며 Fig. 3의 실험자료를 이용하여 유변학적 상수를 결정하였다.

$$\eta = \eta_0 + (\eta_\infty - \eta_0) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{-\frac{(n-1)q}{2}} \quad (11)$$

여기서, \$\eta\_0\$는 영전단율(zero-shear-rate) 점성계수이고, \$\eta\_\infty\$는 무한전단율(infinite shear-rate) 점성계수이며, \$\lambda\$와 \$q\$는 각각 특성시간과 상수이다. 식 (11)에서 전단율(\$\dot{\gamma}\$)은 식 (12)와 같이 나타낼 수 있고 Fig. 3에 나타낸 실험자료(8,9)들을 이용하여 Carreau 모델상수를 결정하면 \$\eta\_0=0.056\$ Pa \$\cdot\$ s, \$\eta\_\infty=0.00345\$ Pa \$\cdot\$ s, \$\lambda=3.313\$ s, \$q=0.356\$이다.

$$\begin{aligned} \dot{\gamma} = 2 \left[ \left( \frac{\partial v_r}{\partial r} \right)^2 + \left( \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r}{r} \right)^2 + \left( \frac{\partial v_z}{\partial z} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \\ + \left[ r \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{v_\theta}{r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right]^2 \\ + \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} + \frac{\partial v_\theta}{\partial z} \right]^2 + \left[ \frac{\partial v_r}{\partial z} + \frac{\partial v_z}{\partial r} \right]^2 \\ - \frac{2}{3} \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} (rv_r) + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial v_z}{\partial z} \right]^2 \end{aligned} \quad (12)$$

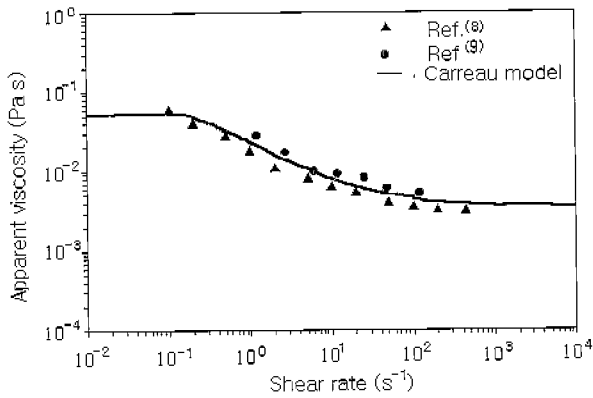


그림 3. 전단율에 따른 혈액의 겔보기점성계수  
Fig. 3. Apparent viscosity versus shear rate for blood

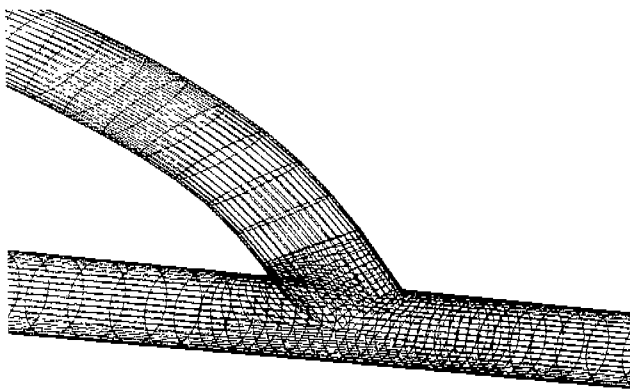


그림 4. 문합모델의 3차원 격자계  
Fig. 4. The three-dimensional mesh for the anastomosis model

2. 수치해석방법

관상동맥 문합부의 유동을 수치해석하기 위하여 경계밀착화 표계를 사용하였고 우회혈관을 갖는 관상동맥내 혈액의 정상유동특성을 해석하기 위해 유한체적법을 이용하여 지배방정식의 이산화방정식을 유도하였다. 본 연구에서는 비엇물림격자계를 이용하여 운동량방정식의 속도성분  $v_x, v_y, v_z$ 와  $p$ 를 계산하였다. 운동량방정식의 대류항처리는 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 사용하였고, SIMPLE 알고리즘을 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하여 운동량방정식의 압력항을 처리하였다.

관상동맥내 유동문제를 해석하기 위한 출구경계조건은 압력 경계조건을 적용하였고 입구의 경계조건은 협착이 생성된 정도가 고려된 안력경계조건을 적용하였다. 이때 입구와 출구사이의 압력차는 200Pa이다.

수렴조건은 속도에 대한 상대오차가  $1 \times 10^{-6}$ 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이

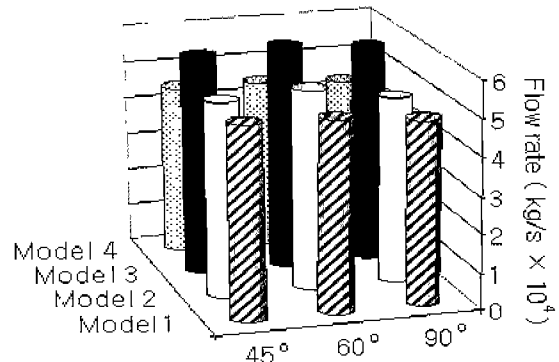


그림 5. 문합 모델과 문합각의 변화에 따른 출구의 질량유량 비교  
Fig. 5. Comparison of the outlet mass flow rates for different anastomosis models and the anastomosis angles

다. 관상동맥 문합부의 3차원 수치해석 모델은 Fig. 4와 같다. Fig. 4에서 보듯이 3차원 수치해석모델에서 문합부는 타원으로 나타난다.

결과 및 검토

관상동맥 문합부의 기하학적 형상변화에 따른 출구에서의 질량유량을 계산하여 Fig. 5에 막대그래프로 나타내었다. 문합 모델 중에서 가장 많은 혈류량이 공급되는 Model 3은 관상동맥 입구의 직경과 같은 크기를 가진 우회혈관이 관상동맥 입구로부터 문합부위까지 연결되는 인조혈관의 경우이다. Model 1과 2는 신생섬유증식화현상을 억제하기 위하여 우회혈관을 내유동맥과 같은 자가동맥으로 대체하여 이식우회로술을 시행하는 경우이다. 자가동맥으로 우회혈관을 대체하는 경우를 비교해 보면 Model 2의 경우는 Model 1의 경우보다 더 많은 혈류를 심근에 공급할 수 있게 된다. 따라서, 내유동맥과 같이 자가동맥으로 우회혈관을 이용하는 경우에는 Model 2와 같이 혈관 직경이 유동방향으로 확대되는 형태로 문합시술을 하는 것이 바람직하다.

관상동맥 이식우회로술시 Model 3은 모든 문합각도에서 다른 모델에 비하여 더 많은 혈류량을 공급할수 있다. 출구 질량유량을 정량적으로 비교하기 위하여 Model 3의 경우를 100%로 할 때 Model 1, 2와 4의 질량유량 감소비를 Fig. 6에 나타내었다. Model 3은 Model 1보다는 약 16.4%, Model 2보다는 약 14.7%, Model 4보다는 약 32.8%만큼 더 많은 혈류량을 심근으로 보낼 수 있다. Model 3으로 시술할 경우 다른 모델들보다 혈류량이 많아지는 이유는 Table 1에서 보듯이 우회혈관의 직경이 좌관상동맥의 직경과 동일하고, Model 2보다도 우회혈관의 유동단면적이 크기 때문에 저항이 상대적으로 작아서 유량이 증가되었다고 판단된다.

문합각도 변화에 따른 혈류량의 변화는 Fig. 5에 나타난 바와 같이 크지 않으나 Model 3에서 문합각을 60°로 하면 혈류

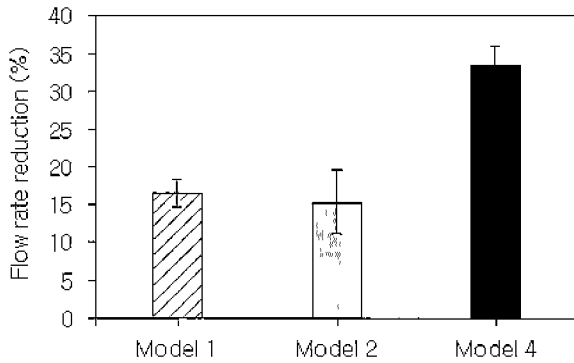


그림 6. 모델 3과 비교한 다른 모델들의 출구유량감소비율  
 Fig. 6. Mass flow rate reductions of the other models compared to the model 3

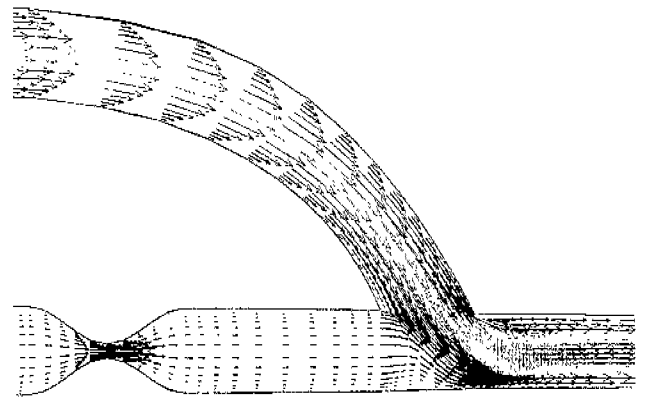
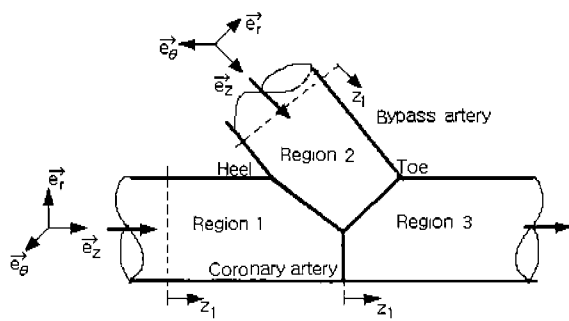
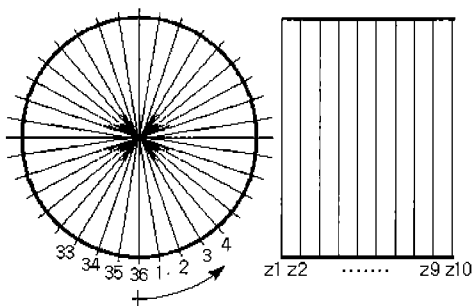


그림 9. 문합부 부근의 속도분포  
 Fig. 9. Velocity vectors around the anastomosis site



(a) 유동영역  
 (a) flow regions



(b) 원주 및 축방향 위치  
 (b) circumferential and axial positions

그림 7. 문합부의 유동영역과 원주 및 축방향 위치  
 Fig. 7. Representation of the flow regions and the circumferential and the axial positions.

량은 45°인 경우보다 1%, 90°인 경우보다 4% 정도 증가한다. 모든 모델에서 문합각도의 변화는 우회혈관의 기하학적 형상변화보다는 혈류량에 영향을 미치지 않는다. 한편, 문합각이 90°

인 경우에는 문합각이 45°나 60°인 경우와는 달리 문합부 근위부 내벽쪽에 재순환(recirculation)영역이 형성된다. 동맥경화 및 죽종이 혈류의 재순환영역에서 많이 관찰되는 사례를 고려할 때 문합각을 90°로 하면 재협착현상을 야기하는 죽종형성이 문합부 근위부에 다시 발생할 수 있음을 예측하게 한다. 혈관이식 우회로술시 문합부 봉합시술의 편의상 문합각을 90°로 하는 경우가 많은데 이 경우에 대한 검토가 요구된다.

동맥경화의 기전에 대한 많은 가설중에서 고신단응력연관설과 저신단응력연관설이 가장 유력시 되고 있다(10). 본 연구에서는 혈류특성의 영향을 검토하기 위하여 문합부의 기하학적 형상변화가 벽면전단응력분포에 미치는 영향을 계산하였다. 관상동맥 문합부 주위의 벽면전단응력을 3차원적으로 나타내기 위하여 Fig. 7(a)와 같이 유동장을 세 영역으로 나누고 각 유동영역에서의 전단응력분포를 Fig. 7(b)와 같이 단면을 펼친 형태로 나타내었다. 영역 1, 영역 2 및 영역 3의 z방향 길이는 각각 3.6, 3.0과 3.0 mm이다. Fig. 8과 같이 문합부 주위의 전단응력분포를 나타낸 이유는 바로 그 부분이 이식우회로술후 문합부 위에서의 재협착현상이나 문합부 내벽 신생섬유증식화로 인하여 이식혈관이 폐색되는 문제점이 발생되는 지점이기 때문이다. 관상동맥 입구 쪽을 영역 1, 우회혈관 입구 쪽을 영역 2, 관상동맥 출구 쪽을 영역 3으로 정하였다. Fig. 7 (b)는 원주방향과 축방향의 좌표위치를 나타낸 것이며 원주방향과 축방향은 각각 36개와 10개로 나누었다. Fig. 7(a)에서 관찰되었듯이 문합부의 각 영역에서는 주위의 축방향 위치에 따라 원주길이도 다르지만 Fig. 7(b)에서는 모든 영역이 사각면으로 변환되어 나타나 있다.

벽면전단응력은 각각 유동방향의 신단응력  $\tau_{rz}$ 와  $\tau_{\theta z}$  그리고 벽면전단응력의 합력  $\tau_w$ 를 Figs. 8~10에 3차원 그림으로 나타내었다. 또한, 3차원 그림에는 각 영역에서 주어진 위치( $z_1 \sim z_{10}$ )와 원주방향의 결과값 쉽게 볼 수 있도록 제시하였다. Fig. 5에서 이미 검토한 바와 같이 Model 3은 가장 많은 혈류량을 공급하는 모델이므로 지면의 한계를 고려하여 Model 3의 결과만을 선택하여 아래에 검토하였다.

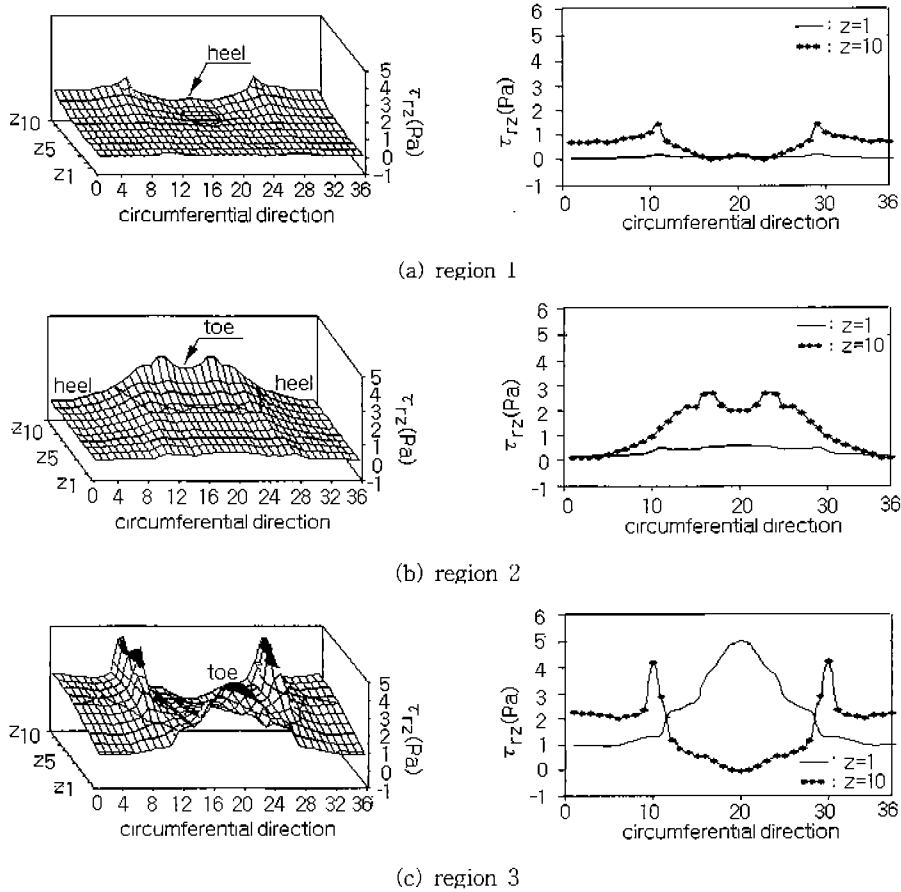


그림 8. 문합부 부근의 벽면전단응력( $\tau_{rz}$ )분포  
 Fig. 8. Wall shear stress( $\tau_{rz}$ ) distributions around the anastomosis site for different flow regions

Fig. 8은 벽면전단응력  $\tau_{rz}$ 의 분포를 나타낸 그림이다. Fig. 9와 같이 혈류가 우회혈관을 따라 유입되다가 문합된 부분을 만난 이후에 유동의 대부분은 우회혈관쪽으로 빠지나간다. 따라서 우회혈관쪽에서 유입된 혈류로 인하여 관상동맥 heel부분의 양 측벽에는 높은 전단응력이 나타나고 heel 부분의 전단응력은 문합부 양측면보다 조금 낮게 나타난다. 또한, 영역 2에서는 문합부 heel부분에서의 벽면전단응력값이 toe부분의 벽면전단응력 값보다 크게 나타나는데, 유동이 진행됨에 따라 전단응력값은 작아지면서 모든 벽면에서 동일해진다. Fig. 8(c)는 문합부 원위부 관상동맥 출구쪽의 전단응력분포를 나타낸 그림이다. Toe부분의 좌·우 벽면쪽의 최대 전단응력값은 5 Pa까지 증가하지만, bed부분에서는 음의 전단응력분포를 나타낸다. 이렇게 toe 지점의 양측 벽면에서 발생된 큰 전단응력값은 문합시 혈관의 compliance(10,11)를 크게 자극하는 인자가 될 뿐만 아니라, 혈관내피세포의 손상을 일으키는 중요한 원인이 될 수 있다. 또한, toe부분을 지난 영역에서는 음의 전단응력값과 양의 전단응력값이 교차하는 현상이 일어난다. 이러한 영역에서는 이식우회로술후 문합부위에서 제혈화현상이나 문합부 내벽 신생섬유증식화현상(10)이 야기될 수 있을 것으로 추측된다.

Fig. 10은 벽면전단응력  $\tau_{\theta\theta}$ 의 분포를 나타낸 그림이다. 영역 1과 영역 2에서 벽면전단응력분포는 Fig. 8의 벽면전단응력분포와 유사하게 나타난다. 그러나 문합부 원위부 관상동맥 출구쪽의 전단응력분포(Fig. 10(c))는 Fig. 8(c)의 경우와 확연하게 다르게 나타난다. 즉,  $\tau_{\theta\theta}$ 는  $\tau_{rz}$ 값보다 훨씬 작은 값을 나타낸다. Fig. 8과 Fig. 10에서 구한 벽면전단응력의 합력  $\tau_{II}$ 을 Fig. 11에 나타내었다. 신체적으로 toe 지점(영역 2)과 toe 지점 양측면(영역 3)에서 큰 전단응력분포를 나타내고 있음을 알 수 있다. 벽면전단응력의 이러한 경향은 Model 1, Model 2와 Model 4의 경우에도 유사하게 나타난다.

결론

좌관상동맥의 이식우회로술시 문합부의 기하학적 영상변화가 관상동맥내 혈류특성에 미치는 영향을 수치해석하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 혈관이식우회로술시 좌관상동맥의 입구적경과 동일한 크기를 가지며 입구로부터 문합부위까지 균일한 직경을 가지는 인공혈관인 Model 3이 자가혈관 모델인 Model 1 및 Model 2 그리고 인조혈관인 Model 4보다 각각 약 16.4%,

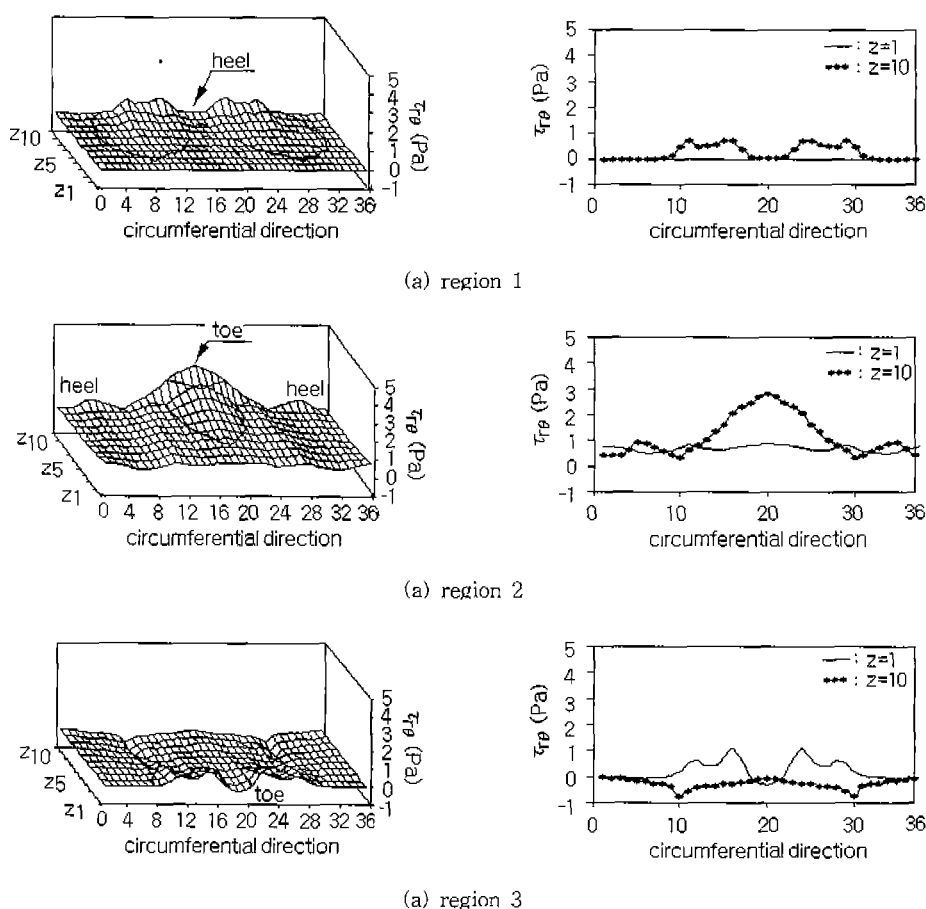


그림 10. 분합부 부근의 벽면전단응력( $\tau_{r\theta}$ ) 분포  
 Fig. 10. Wall shear stress ( $\tau_{r\theta}$ ) distributions around the anastomosis site for different flow regions

14.7%, 32.8% 만큼 더 많은 혈류량을 심근으로 보낼 수 있다. 사가혈관모델에서는 분합부까지 우회혈관의 직경이 점차적으로 증가되는 Model 2가 직경이 점차적으로 감소되는 Model 1보다 많은 혈류량을 공급한다. 또한, 우회혈관의 분합각을 60°로 하면 혈류량은 분합각 45°인 경우보다 1%, 그리고 분합각 90°인 경우보다 4% 정도 더 많은 혈류를 심근으로 공급할 수 있다. 벽면전단응력은 모든 분합모델의 toe지점과 toe지점의 양 옆면에서 가장 크게 나타나고, toe지점을 지난 하류 부분에서는 유의 선단응력분포를 나타내며, toe부분은 혈관내피세포가 손상될 수 있는 매우 위험한 영역이며 이 영역은 이식우회로술후 발생하는 분합부위의 재협착현상이나 분합부 내벽 신생혈류증식화를 야기할 수 있는 부분으로 추정된다.

### 참고 문헌

1. Russell, R, "The Pathogenesis of Atherosclerosis-An Update", The New England J. of Medicine, Vol. 314, No. 8, pp. 488~500, 1996
2. 김일순, "한국인 5대 사망원인실환의 현황과 추이", 대

- 한의학협회지, Vol. 38, pp. 132-145, 1995
3. Cheitlin, D. M., Sokolow, M., and McIlroy, M. B., Clinical Cardiology. Rentice-Hall Inter. Inc., 1993
4. Inzoli, F., Migliavacca, F., and Pennati, G., "Numerical Analysis of Steady Flow in Aorto-Coronary Bypass 3 D Model", J. of Biomech. Eng., Vol. 118, pp. 172~179, 1996
5. Suh, S. H., Roh, H. W., Yoo, S. S., and Kwon, H. M., "Numerical Simulation of Blood Flow in the Human Left Coronary Artery", The 9th Int. Symp. on Trans. Phenomena in the Thermal-Fluids Eng., pp. 91~96, 1996
6. Bird, R. B., Stewart, E. W., and Lightfoot, E. N., Transport Phenomena, Wiley International Edition, 1960
7. Banerjee, R. K., A Study of Pulsatile Flows with Non Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University, 1992
8. Skalak, R., Keller, S. R. and Secomb, T. W.,

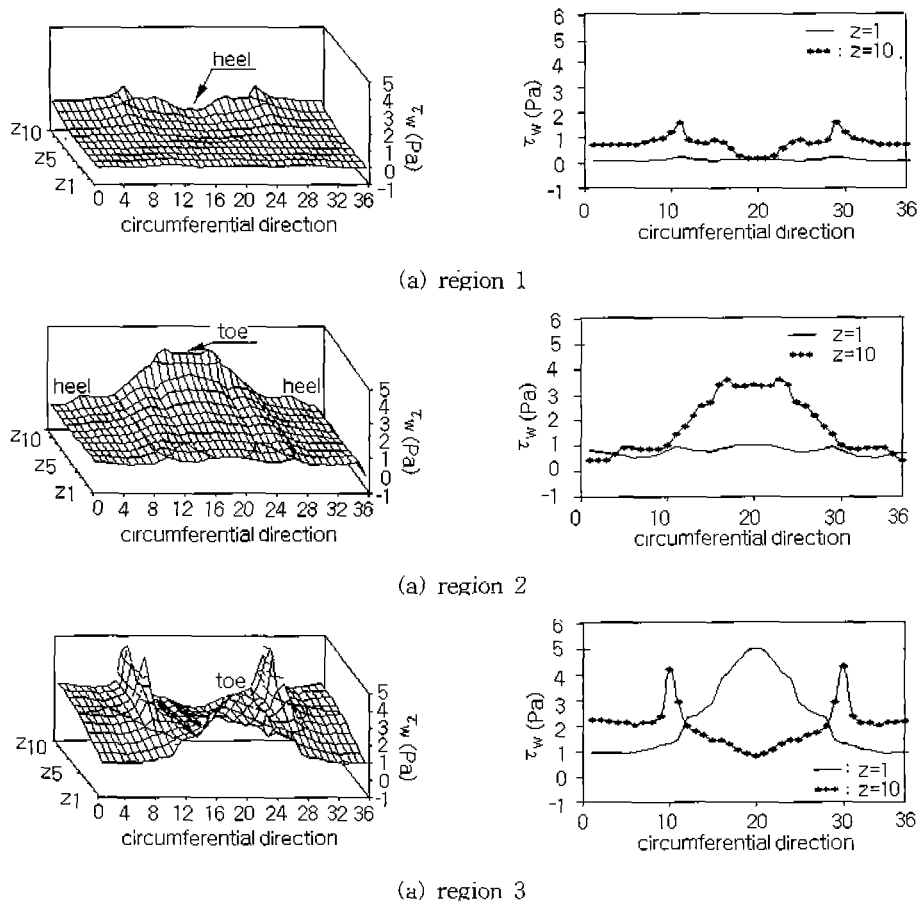


그림 11. 문합부 부근의 벽면전단응력( $\tau_w$ ) 분포  
 Fig. 11. Wall shear stress distributions( $\tau_w$ ) around the anastomosis site for different flow regions

“Mechanics of Blood Flow”, J. of Biomech. Eng., Vol. 103, pp. 102~115, 1981

9. Biro, G. P., “Comparison of Acute Cardiovascular Effects and Oxygen Supply Following Haemodilution with Dextran, Stroma-Free Haemoglobin Solution and Fluorocarbon Suspension”, Cardiovascular Res., Vol. 16, pp. 194~204, 1982

10. Kim, Y. H., Flow Dynamics in the Vicinity of an End-to-End Anastomosis and its Relationship with the Anastomotic Neointimal Fibrous Hyperplasia, Ph. D. Thesis, The Univ. of Iowa, 1991

11. Akos Koller, Dong Sun, and Gabor Kaley, “Role of Shear Stress and Endothelial Prostaglandins in Flow and Viscosity Induced Dilatation of Arterioles In Vitro”, Circulation Research, Vol. 722, pp. 1276~1284, 1993