

Aorto-Coronary Bypass의 기하학적 형상이 관상동맥의 혈류특성에 미치는 영향

서상호, 노형운, 유상신*, 권혁문**, 김동수**
승실대학교 기계공학과, *한국항공대학교 기계설계학과,
**연세대학교 의과대학 영동세브란스병원

Effects of the Geometric Dimensions on the Hemodynamics of Aorto-Coronary Bypass

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

Dept. of Mech. Eng., Soong Sil Univ.,

*Dept. of Mech. Eng. and Design, Hankuk Aviation Univ.

**Dept. of Internal Medicine, Yonsei Univ., YongDong Severance Hospital,

ABSTRACT

An aorto-coronary bypass graft is frequently adopted for the interventional therapy of the diseased atherosclerotic coronary artery grafting. The bypass artery is often occluded due to restenosis and/or anastomotic neointimal fibrous hyperplasia after bypass graft. The optimal aorto-coronary bypass procedure must be studied in order to improve patency rate for the arterial bypass techniques. The objective of this study is to investigate the influences of geometric dimensions of bypass on the hemodynamics around the anastomosis in the stenosed coronary artery with aorto-coronary bypass.

Key Word Aorto-Coronary Bypass, Geometric Dimensions, Hemodynamics, Numerical Analysis

파열을 유발시켜 혈전의 발생이 용이하게 되어 심근 경색(myocardial infarction)을 초래하기도 한다.

동맥경화로 인한 관상동맥협착증 환자의 관상동맥을 재개통 시켜 주는 방법에는 이식우회로술, 풍선확장성형술, stent시술법 등 많은 방법⁽²⁾이 있다. 특히, 관상동맥 이식우회로술⁽³⁾에서는 이식수술후 문합부위에서의 재협착현상이나, 문합부 내벽 신생섬유증식화로 인하여 이식혈관이 재협착되는 폐색되는 문제점이 발생한다. 따라서 혈관이식우회로술의 개존율을 높이기 위한 방법이 강구되어야 한다. 혈관이식우회로술의 개존율을 높일 수 있는 방법을 찾기 위해서는 혈류역학적 연구⁽⁴⁻⁵⁾가 선행되어야 한다.

본 연구에서는 혈관이식우회로술시 aorto-coronary bypass에 사용된 혈관의 기하학적 형상이 관상동맥내의 혈류특성에 미치는 영향을 혈류역학적으로 연구하고자 한다. 본 연구의 결과는 혈관이식우회로술을 시행할 때 문합부위에서의 혈류역학적 특성에 대한 정보를 확보하여 개존율을 높일 수 있는 문합시술의 방법을 제시하여 재협착현상이나 섬유증식화현상을 차단 할 수 있는 외과시술적인 자료를 확보할 수 있게 될 것이다.

서 론

기하학적 모델

허혈성 심장질환은 뇌혈관질환과 함께 최근 우리나라에서도 유병율이 급속히 증가하는 추세에 있다⁽¹⁾. 그 기전은 동맥경화에 의한 관상동맥협착이 가장 흔한 원인을 차지하고 있다. 점차 서구화되는 식생활과 생활습관의 변화, 운동부족 및 흡연인구의 증가로 인한 고지혈증, 비만증 등이 심장질환의 위험인자로 생각되고 있다.

동맥경화의 발생과 진행은 혈관내피세포의 손상과 함께 평활근의 증식 및 섬유조직의 증가로 인해 혈관내경이 좁아지면서 혈액의 공급을 받는 심근의 혈류량이 감소함에 따라 심근 허혈이 초래된다. 혈관내피세포는 유동하는 혈류의 영향을 지속적으로 받게 되어 동맥경화의 진행은 물론 죽상반(plaque)의

Aorto-coronary bypass에 사용된 혈관의 기하학적 형상이 관상동맥내의 혈류특성에 미치는 영향을 파악하기 위하여 Aorto-coronary bypass의 기하학적 모델을 Fig. 1과 같이 설정하였다. Fig. 1은 관상동맥중에서 좌주관상동맥에서 좌전하행지까지를 테이퍼진 직관으로 형상화하고 관상동맥질환의 호발부위인 근위부에 협착부를 만들어 준 경우이다. 관상동맥의 직경은 인간이 관상동맥협착으로 인한 흉통을 느끼기 시작하는 70% 협착상태로 하였다. 또한, 협착된 관상동맥을 재개통시켜주기 위해 시행하는 혈관이식로술시 aorto-coronary bypass 혈관을 좌전하행지 근위부에 end-to-side로 문합된 경우로 형상화하였다. 이때 문합각은 60°로 고정하였다.

Aorto-Coronary Bypass의 기하학적 형상이 관상동맥의 혈류특성에 미치는 영향

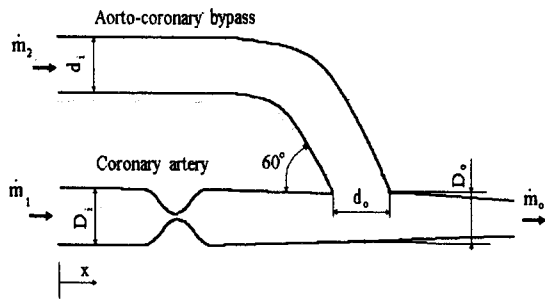


Fig. 1 Geometry of the coronary artery with aorto-coronary bypass

Aorto-coronary bypass에 사용된 혈관의 기하학적 형상이 관상동맥내 혈류특성에 미치는 영향을 검토하기 위하여 우회혈관의 기하학적 형상을 Table 1과 같이 정하였다. Table 1에서 D_i 는 관상동맥 입구의 직경이고 D_o 는 우회혈관과 만나는 곳의 직경으로써 좌전하행지의 직경과 같게 하였다. Model 1은 우회혈관의 직경이 좌관상동맥의 직경에서 좌전하행지의 직경으로 축소되는 모델이고, Model 2는 Model 1과 반대의 경우이다. 그리고 Model 3은 우회혈관의 직경이 좌관상동맥의 직경과 동일한 경우이고, Model 4는 우회혈관의 직경이 좌전하행지의 직경과 동일한 경우이다.

Table 1 Geometric dimensions of the aorto-coronary bypasses

	d_i	d_o
Model 1	D_i	D_o
Model 2	D_o	D_i
Model 3	D_i	D_i
Model 4	D_o	D_o

수치해석

1. 지배방정식과 구성방정식

Aorto-coronary bypass혈관을 갖는 관상동맥내 혈액의 정상유동특성을 전산유체역학적으로 해석하기 위한 지배방정식을 텐서형⁽⁵⁾으로 나타내면 다음과 같다.

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

식 (1)과 식 (2)는 각각 혈액과 같은 비압축성 유동에 적용할 수 있는 연속방정식과 운동량방정식이며 u_i , p , ρ , τ_{ij} 는 각각 속도벡터, 정압, 밀도와 전단

응력텐서이다. 식 (2)의 전단응력텐서는 유체의 유변학적 성질을 이용하여 식 (3)과 같이 전단응력의 함수로 나타낼 수 있다.

$$\tau_{ij} = \eta \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

문헌에 발표된 혈액의 점성계수에 관한 실험자료를 종합하여 곡선적합(curve-fit)하면 혈액의 겔보기 점성계수를 식 (4)와 같이 나타낼 수 있고, Fig. 2에 그림으로 도시하였다. 이 식은 Carreau 모델을 이용하여 혈액의 겔보기점성계수를 전단응력의 함수로 나타낸 것이다.

$$\eta = \eta_0 + (\eta_\infty - \eta_0) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{q-1}{2}} \quad (4)$$

여기서, η_0 는 영전단율(zero-shear-rate)점성계수이고, η_∞ 는 무한전단율(infinite-shear-rate)점성계수이며, λ 와 q 는 각각 특성시간과 상수이다. 유동장에서 국소전단율이 계산되면 혈액의 겔보기점성계수는 식 (4)로 결정할 수 있다. Fig. 2에 나타난 식에서 $\eta_0=0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_\infty=0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\lambda=3.313\text{s}$ 이고, $q=0.356$ 이다.

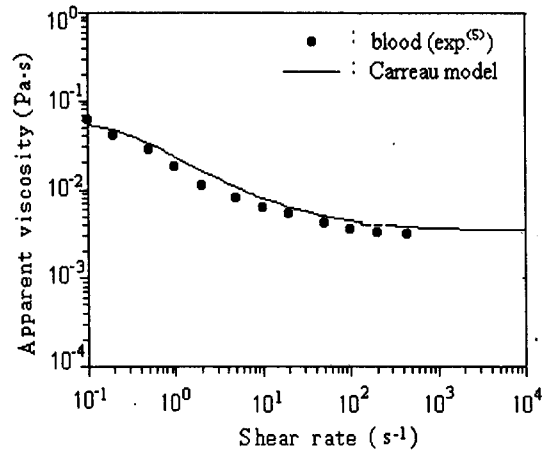


Fig. 2 Apparent viscosity versus shear rate for blood

1.2 수치해석방법

복잡한 형상을 갖는 유동공간에서 유동을 효과적으로 수치해석하기 위하여 경계밀착좌표계를 사용하였다. Aorto-coronary bypass혈관을 갖는 관상동맥내 혈액의 정상유동특성을 전산유체역학적으로 해석하기 위한 지배방정식은 유한체적법(FVM)을 이용하여 식(5)와 같은 비엇물림격자(non-staggered grid)계에 대한 일반화된 이산화방정식으로 나타낼 수 있다.

$$A_P \phi_P - \sum_{nb} A_{nb} \phi_{nb} = S_u \quad (5)$$

여기서, 하첨자 nb는 6개의 인접격자점을 의미한다. 본 연구에서 적용한 비엇물림격자계에서는 운동량방정식의 속도성분 u, v, w 와 p 를 같은 격자점에서 계산한다. 이 격자계는 이산화방정식을 단순화시킬 뿐만 아니라 컴퓨터 기억공간을 크게 줄일 수 있다. 그러나, 비엇물림격자계를 사용하면 압력과 속도 계산시 checkerboard oscillation 현상이 야기된다. 본 논문에서는 Rhie-Chow 알고리즘을 적용하여 이 문제를 극복하였다.

운동량방정식의 대류항 처리는 하이브리드 차분법 (hybrid differencing scheme)을 사용하였고, SIMPLE-C 알고리즘을 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하여 운동량방정식의 압력항을 처리하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를 적용하였다. 수치해를 구하기 위하여 이산화방정식은 STONE 반복법을 적용하였다.

Aorto-coronary bypass 혈관을 갖는 관상동맥내 유동문제를 해석하기 위한 출구경계조건은 압력경계조건을 적용하였고 입구의 경계조건은 협착이 생성된 정도를 고려하여 압력경계조건을 적용하였다. 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이다.

결과 및 검토

Aorto-coronary bypass 혈관의 기하학적 형상변화가 혈류특성에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 먼저 aorto-coronary bypass 혈관의 기하학적 형상이 Model 1과 같을 때 관상동맥과 aorto-coronary bypass 혈관내의 속도분포를 Fig. 3에 나타내었다. 관상동맥을 통한 유동은 협착으로 인하여 급속히 감소되고, 감소된 유량만큼 우회혈관을 통하여 관상동맥으로 유입된다. 문합부에서 우회혈관을 통하여 관상동맥으로 유입된 혈류량은 상당히 복잡한 양상을 나타내고 있다. 협착부를 지난 유동은 문합부에서 우회혈관으로 유입되는 혈류량으로 인하여 정체되고 있음을 알 수 있다. 협착부를 지난 혈류유동은 재순환영역을 형성하면서 정체유동과 함께 교차되고 있다. 협착 원위부에서 문합근위부까지의 정체유동영역은 4개의 모델이 모두 유사하게 나타난다. 재순환영

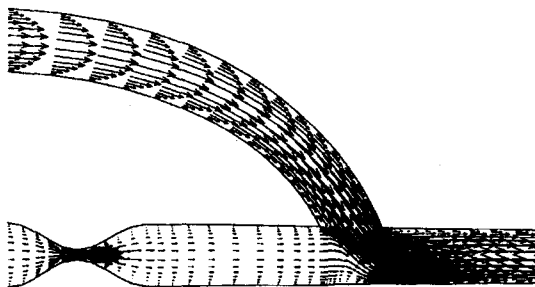
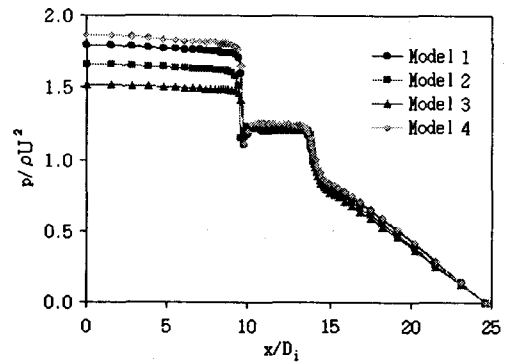


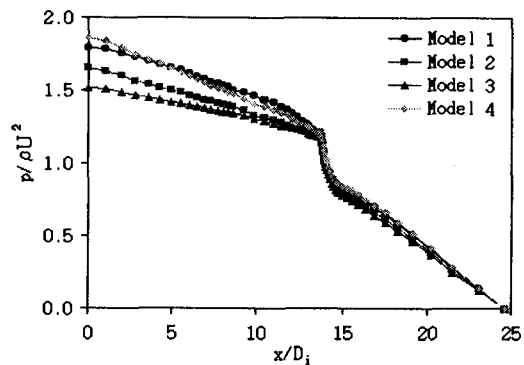
Fig. 3 Velocity vectors in the model 1 configuration

역과 정체유동영역에는 저단백(LDL) 콜레스테롤, 고밀도저지방(HDL)등 부유물질이 쌓이게 됨으로써 재협착의 발생소지가 있는 영역이다. 또한 우회혈관으로 인하여 유입되는 혈류량 때문에 문합원위부 외벽으로는 재순환영역이 발생되고 있음을 알 수 있다.

본 연구에서 중요하게 살펴보아야 할 유동현상은 관상동맥과 우회혈관을 따르는 압력변화이다. Aorto-coronary bypass 혈관의 기하학적 형상변화에 따라 압력의 변화가 커지면 이런 현상은 심장에 무리한 부담을 줄 것이며 협착된 관상동맥에 원활한 혈액공급을 할 수 없게 할 것이다. 본 연구에서는 관상동맥과 우회혈관을 따르는 압력변화를 각각 Fig. 4 (a)와 (b)에 나타내었다. 먼저 Fig. 4 (a)에서 보듯이 관상동맥의 기하학적 형상이 동일하기 때문에 4가지 모델 모두 협착전의 압력변화와 협착후 급격한 압력강하는 유사하게 나타난다. 그러나, 우회혈관으로 통하여 유입되는 혈류량 때문에 관상동맥내의 압력변화는 Model마다 다르게 나타나고 있음을 알 수 있다. 관상동맥내의 압력변화는 Model 3이 제일 작고 Model 2, Model 1, Model 4의 순으로 변화하고 있음을 알 수 있다. Model 1과 Model 2는 각각 우회혈관이 자가혈관처럼 테이퍼져 있는 경우이고, Model 3과 Model 4의 경우는 인조혈관처럼 직경이 균일한 경우이다. Model 1과 Model 2의 경우는 직경이 좌우 관상동맥과 우회혈관의 입구와 문합부의 직경이 같은 Model 3보다는 압력변화가 크고, Model 4보다 압력



(a) along the coronary artery



(b) along the bypass artery

Fig. 4 Pressure variations along the coronary artery and the bypass artery

Aorto-Coronary Bypass의 기하학적 형상이 관상동맥의 혈류특성에 미치는 영향

변화가 더 작음을 알 수 있다. 그리고 Model 1의 경우는 단면적이 계속 축소되기 때문에 직경이 계속 확대되는 Model 2보다도 압력변화가 큼을 알 수 있다. 문합부를 지난 후 압력변화는 모두 같음을 알 수 있다. (b)의 경우는 우회혈관의 압력변화인데 그 순서는 (a)에 제시된 관상동맥내의 경향과 같은 순서로 변화하고 있음을 알 수 있다.

관상동맥과 우회혈관을 따른 벽면전단응력을 Fig. 5에 나타내었다. (a)는 관상동맥의 외벽을 따르는 벽면전단응력을, (b)는 우회혈관의 외벽을 따르는 벽면전단응력을 각각 나타낸다. (b)로부터 문합부 근처에서 전단응력이 급격히 상승하였다가 문합부 직후 외벽쪽으로 재순환영역이 발생되고 있음을 알 수 있다. 문합부 외벽에는 고전단응력과 저전단응력이 교차되어 나타난다. 즉, 전단응력이 가장 큰 구역은 문합부 바로 뒤쪽인 하류에 발생한다. 고전단응력은 Model 4, Model 1, Model 2, Model 3의 순으로 크게 나타나고, 저전단응력은 Model 1이 가장 작으므로 협착발생의 원인인 재순환영역을 작게 하려면 Model 1을 피하는 게 좋을 것으로 사료된다.

Table 2는 각 Model별 관상동맥과 우회혈관의 입구와 출구에서의 유량을 나타낸 표이다. 관상동맥의 협착을 저항개념으로 고려함으로써 입구경계조건은 압력경계조건으로 설정해 주었다. 즉, 저항이 적게 작용하는 통로로 유량이 많이 흘러가게 설정해 주었다. 따라서, Table 2는 우회혈관의 기하학적 형상변화에 따른 혈류량을 살펴볼 수 있기 때문에 매우 중요하다.

\dot{m}_1 는 70% 협착된 관상동맥으로 유입되는 질량유량

이고, \dot{m}_2 는 우회혈관으로 유입되는 질량유량이며 \dot{m}_0 는 심근에 전달되는 유량이다. 각 모델 중에서 가장 많은 혈류량이 공급되는 경우는 Model 3이다. Model 3은 우회혈관의 직경이 좌관상동맥으로 문합되는 부위까지 일정한 모델이다. Model 3은 Model 4보다 9%정도 혈류를 많이 공급할 수 있다. 그러나 이런 혈관은 인조혈관에 한하여 해당된다. 자가혈관인 경우로 생각할 수 있는 Model 2의 경우는 Model 1보다도 4%정도 더 많은 혈류를 공급하고 있다.

Table 2 Comparison of mass flow rate

	\dot{m}_1	\dot{m}_2	\dot{m}_0
Model 1	0.000466	0.003094	0.003560
Model 2	0.000376	0.003324	0.003700
Model 3	0.000304	0.003600	0.003904
Model 4	0.000481	0.003050	0.003551

결론

Aorto-coronary bypass의 기하학적 형상이 관상동맥에 미치는 혈류특성을 전산유체역학적으로 해석하여 얻은 결과는 다음과 같다.

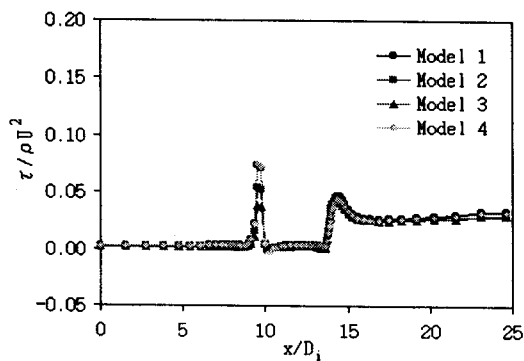
- (1) 관상동맥의 협착원위부 내·외벽과 문합부 원위부 외벽에 재협착발생의 원인이 될 수 있는 재순환영역이 발생된다.
- (2) 압력변화를 비교하면 자가혈관인 경우는 Model 2, 인조혈관의 경우는 Model 3의 경우가 다른 경우보다 문합부에서 압력변화가 작았고 문합부의 전단응력분포는 Model 2와 Model 3의 경우가 Model 1과 Model 4의 경우보다 최대치가 작게 나타난다.
- (3) 각 모델에 따른 출구의 질량유량비를 비교하면 자가혈관인 경우는 Model 2의 경우가 Model 1보다 4%, 인조혈관의 경우는 Model 3의 경우가 Model 4보다 9%의 혈류량을 더 공급할 수 있다.

후기

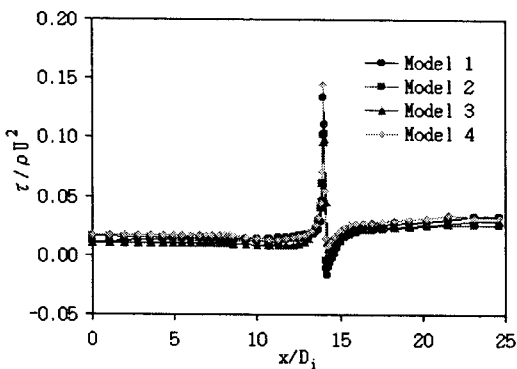
이 논문은 1995년도 한국학술진흥재단의 공모과제연구비에 의하여 연구되었음.

참고문헌

- (1) 홍석근, 1993, "Mechanical Factors in the Pathogenesis, Localization and Evolution Atherosclerosis", Workshop on the Biomedical Fluid Dynamics, AFERC, POSTECH, pp. 21~22.
- (2) Cheitlin, D. M., Sokolow, M., and McIlroy, M. B., 1993, Clinical Cardiology, Prentice-Hall Inter. Inc.,
- (3) Pietrabissa, P., Inzoli, F., and Fumero, R., 1990, "Simulation study of the fluid dynamics of aorto-coronary bypass", J. Biomed. Eng., Vol. 12, pp. 419~424
- (4) Nerem, R. M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 114, pp. 274~282.
- (5) Suh, S. H., Roh, H. W., Yoo, S. S., and Kwon, H. M., 1996, "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.



(a) along the outer wall of coronary artery



(b) along the outer wall of bypass artery

Fig. 5 Wall shear stress along the coronary artery and bypassed artery