

협착이 발생한 관상동맥내 혈류특성에 관한 연구

노형운, 서상호, 유상신*, 권혁문**, 김 동수**
승실대 기계공학과, *한국항공대 기계설계학과,
**연세대학교 의과대학 영동세브란스병원

Study on the Blood Flow Characteristics in the Stenosed Coronary Artery

H. W. Roh, S. H. Suh, S. S. Yoo*, H. M. Kwon**, and 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

The objective of present study is to obtain information about stenosis effects on the blood flow in the coronary artery bifurcation. The three dimensional steady of blood in the coronary artery bifurcation with stenosis and without stenosis are simulated using the finite volume method. Apparent viscosity of blood is represented as a function of shear rate by the Carreau models. Velocities vectors and wall shear stresses along the branch tubes with stenosis are compared with those of without stenosis for steady flows. Flow phenomena in the stenosed branch tubes are discussed extensively.

Key Words : Blood Flow(혈액유동), Coronary Artery Bifurcation (복부대동맥 분지부), Stenosis(협착), Numerical Analysis(수치해석)

서론

관동맥 질환의 대부분이 동맥경화로 발생된다. 동맥경화의 발생과 진행은 혈관 내피세포의 손상과 함께 평활근세포(smooth muscle cell)의 증식과 섬유조직의 증가로 인해 혈관내경이 좁아지면서 관동맥을 통하여 혈액의 공급을 받는 심근의 혈류량이 감소함에 따라 심근허혈(myocardial ischemia)을 초래하기도 한다. 혈관내피는 통과하는 혈류의 영향을 지속적으로 받게 되어 동맥경화의 진행은 물론 죽상반(plaque)의 파열을 유발시키기도 한다. 이리 동맥경화증의 발생과 진행의 기전에 관한 연구는 크게 동맥벽(arterial wall), 혈관계 유체역학(vascular fluid mechanics), 그리고 혈관내피세포(endothelium)에 관

한 분자생물학적인 연구로 구분되어 진행되고 있다. 최근 국내·외에서 이 분야에 관련된 연구가 활발히 진행⁽³⁻⁵⁾되고 있으나 분지관내 혈류유동특성에 관한 연구는 아직 많지 않다. 따라서 본 연구에서는 인체혈관계통에 발생하는 협착의 병적원인을 규명하기 위한 기초연구로서 정상유동일 때 정상적인 분지부에서 혈액의 유동특성을 구하여 혈액유동으로 인한 협착발생의 기전을 혈류역학적으로 밝히고, 분지부에 협착이 발생한 이후 유동특성을 모사하여 협착의 진행기전을 혈류학적으로 예측하여 연구결과를 중재적 치료와 시술의 기초자료로 활용하고자 한다.

관상동맥내 혈류의 수학적 모델링

1 지배방정식과 구성방정식

협착이 없는 관상동맥과 협착이 발생한 관상동맥 혈액의 정상유동특성을 수치적으로 해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 나타내면 다음과 같다.

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

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

식 (1)과 식 (2)는 각각 정상, 비압축성 유동에 적용할 수 있는 연속방정식과 운동량방정식이며 u_i , p , ρ , τ_{ij} 는 각각 속도벡터, 정압, 밀도와 전단응력텐서이다. 식 (2)의 전단응력텐서는 유체의 유변학적 성질을 이용하여 식 (3)과 같이 전단율의 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 점성계수실험치⁽⁴⁾를 종합하

여 곡선적합(curve-fit)한 자료를 근거로 하여 겔보기 점성계수를 식 (4)와 같이 나타내었다. 이 식은 혈액의 겔보기점성계수를 Carreau 모델을 이용하여 전단율의 함수로 나타낸 것이다⁽⁴⁾.

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

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.

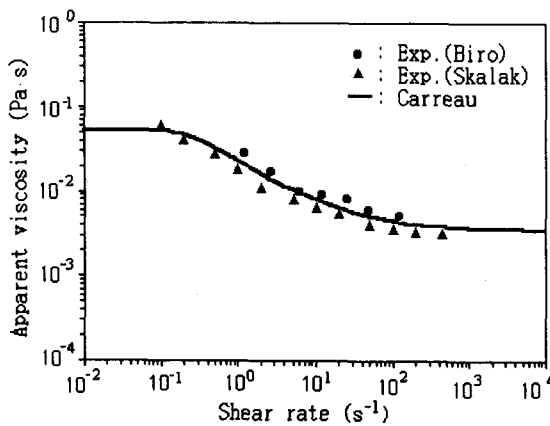


Fig. 1 Apparent viscosity versus shear rate for blood

2 수치해석방법

복잡한 형상을 갖는 유동공간에서 유동을 효과적으로 수치해석하기 위하여 경계밀착좌표계를 사용하였다. 협착이 발생된 관상동맥내 혈액유동을 해석하기 위한 지배방정식은 유한체적법(FVM)⁽⁶⁾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, w와 p를 같은 격자점에서 계산한다. 이 격자계는 이산화방정식을 단순화시킬 뿐만 아니라 컴퓨터 기억공간을 크게 줄일 수 있다. 그러나, 비엇물림격자계를 사용하면 압력과 속도 계산시 chequer-board oscillation 현상을 야기시킨다. 본 논문에서는 Rhie-Chow 알고리즘⁽⁷⁾을 적용하여 이 문제를 극복하였다.

운동량방정식의 대류항처리는 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 사용하였고, SIMPLE-C⁽⁸⁾ 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 반복법⁽⁹⁾을 적용하였다.

협착이 발생된 관상동맥내 유동문제를 해석하기 위한 출구경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이다.

3. 관상동맥의 모델선정

본 연구에 적용한 관상동맥 분지부를 형상화하면 Fig. 2와 같다. 관상동맥은 대동맥동(aortic sinuses)에서 좌관상동맥(left coronary artery)과 우관상동맥(right coronary artery)으로 기시된다. 좌관상동맥은 좌전하행지(anterior descending branch)와 회선지(circumflex branch)로 나누어지며, 다시 좌전하행지와 대각분지부(diagonal branch)로 분지된다. 좌관상동맥에서 관상동맥질환은 주로 근위부 및 중부의 분지부에 호발되는 것으로 알려져 있다^(3,10). 동맥분지부주위의 유동특성을 구하기 위하여 본 연구에 적용된 관상동맥의 치수는 임상자료를 근거로 하여 좌관상동맥에서 대각분지부와 좌전하행지로 분지되는 각도는 45°로 택하였고, 주관상동맥에 대한 대각분지와 좌전하행지의 직경비는 각각 0.7과 0.5로 맞추어 주었다. 혈류조영사진으로 인하여 협착은 좌전하행지 외벽쪽에 많이 발생하는 것으로 보고하고 있다.⁽¹⁾ 따라서, 본 연구에서는 이 결과를 토대로 하여 협착부의 형상을 식 (6)과 같은 코사인곡선으로 표현하였고 그 결과를 그림으로 나타내면 Fig. 3과 같다.

$$R(l) = \frac{D_{bl}}{2} - \frac{t}{2} [1 + \cos(\frac{\pi l}{L/2})] \quad (6)$$

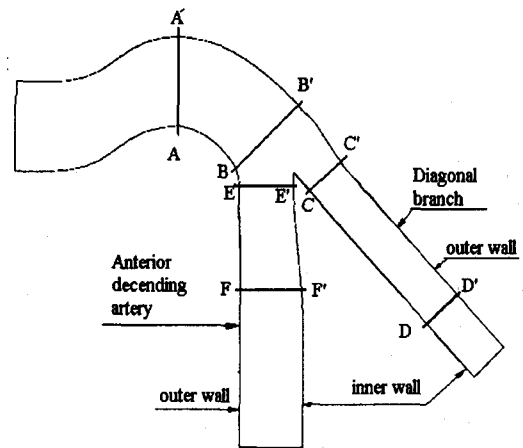
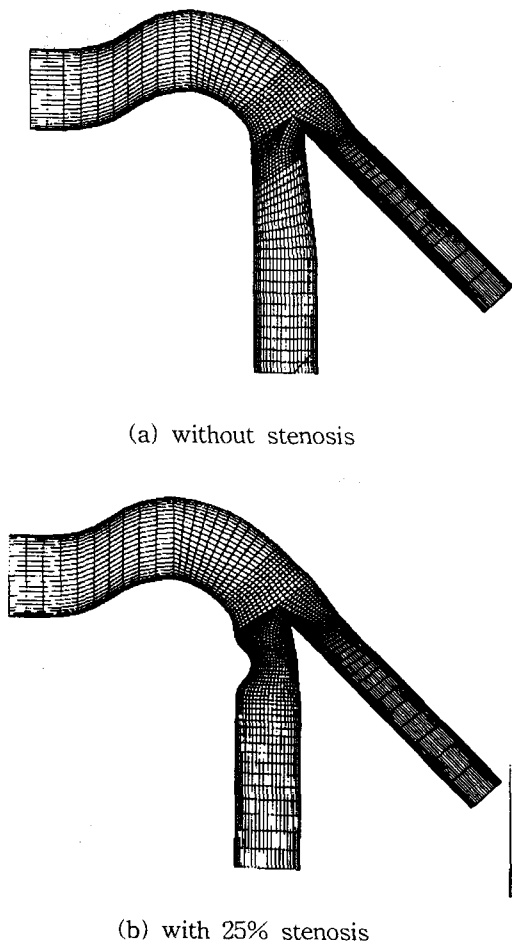


Fig. 2 Idealized geometric configuration of the coronary bifurcation model



(a) without stenosis

(b) with 25% stenosis

Fig. 3 Three dimensional mesh for the bifurcated tube without and with stenosis

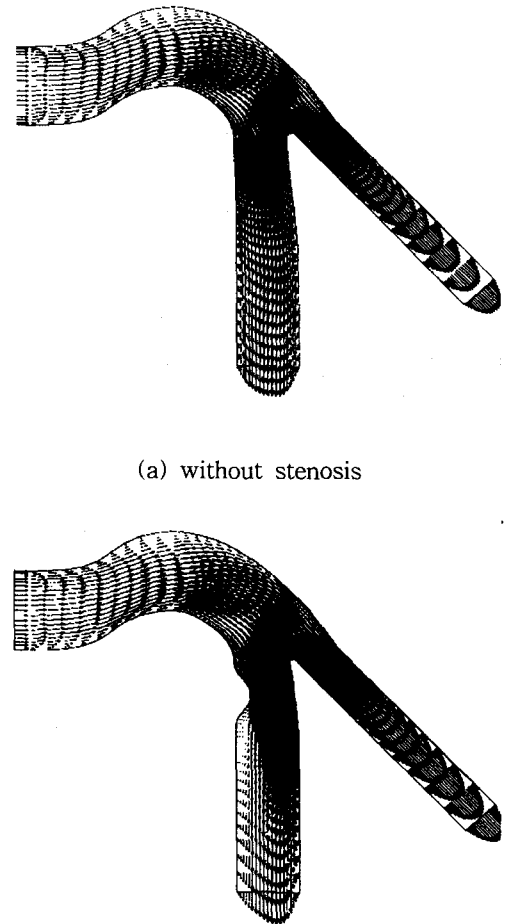
이때, t 와 L 은 각각 협착부의 높이와 길이로서 협착의 비율은 좌전하행지의 직경에 대하여 25로 결정하였다. 협착의 길이는 직경에 비율에 따라 결정하였다.

결과 및 검토

협착부의 유무에 관계없이 질량유량이 동일할 때 분지관내 혈액의 정상유동을 수치계산하여 협착부의 영향을 고찰하였다. 분지관내 중심선상의 속도벡터를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4의 (a)와 (b)는 경우는 각각 협착이 없는 경우와 협착이 25% 발생된 경우에 대한 좌관상동맥의 속도분포를 나타내었다. 또한, 협착의 유무에 따른 관상동맥분지관의 압력분포를 Fig. 5의 (a), (b)에 나타내었다. Fig. 5의 (a)와 (b)의 경우는 각각 협착이 없는 경우와 협착이 25% 발생된 경우에 대한 좌관상동맥의 압력분포를 나타내었다.

협착이 발생함에 따라 좌관상동맥에서 좌전하행지로 유입되는 속도가 협착이 없는 경우보다도 빨라지고 있음을 알 수 있다. 또한 협착이 발생된 후 협착후의 속도벡터를 살펴보니 재순환영역이 형성됨을 알 수 있다. 이런 재순환영역은 협착이 발생된 후

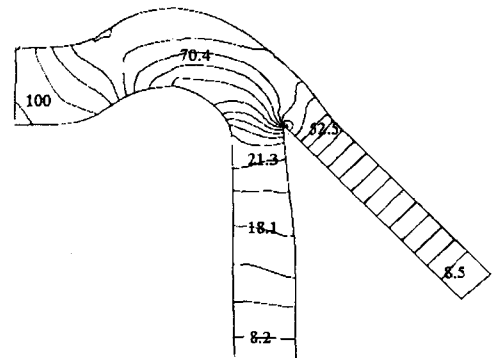
시간이 오랜 되며 혈관백세포와 혈액성분의 생화학 적작용으로 재협착이 발생됨을 유추할 수 있다. 협착이 25% 증가함에 따라 최대 압력변화의 증가한다. 이러한 경향을 최대압력변화로 계산하면 최대 22% 까지 협착이 증가함에 따라 증가함을 알 수 있다.



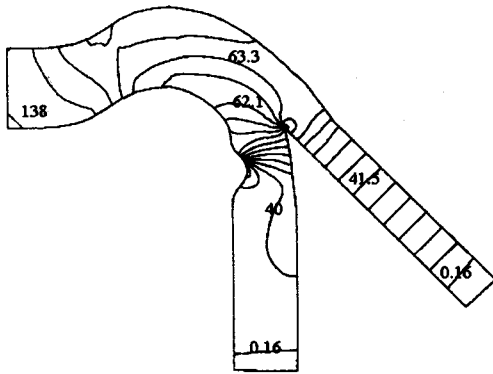
(a) without stenosis

(b) with 25% stenosis

Fig.4 Velocity vectors of blood in the coronary artery bifurcation with and without stenosis

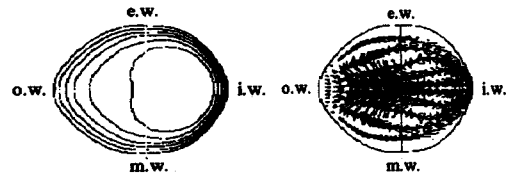


(a) without stenosis

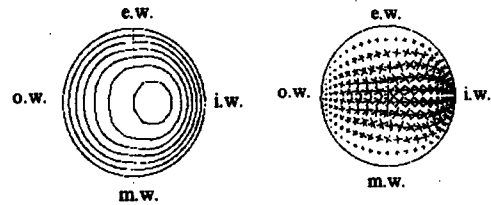


(b) with 25% stenosis

Fig.5 Pressure contours in the coronary artery bifurcation with and without stenosis

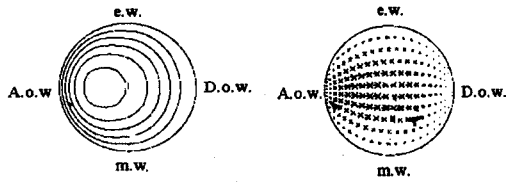


(e) E-E'

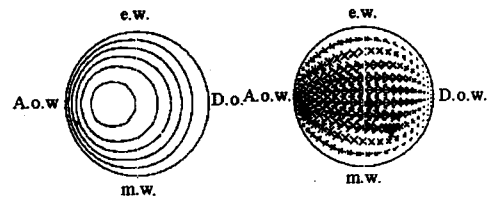


(e) F-F'

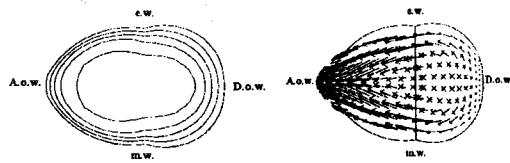
Fig. 6 Velocity contours and vectors at each section for coronary artery without stenosis



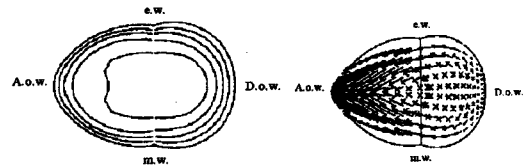
(a) A-A'



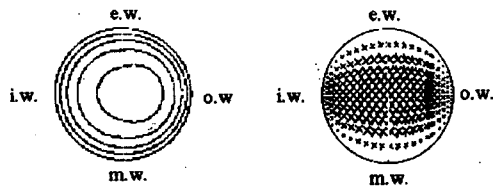
(a) A-A'



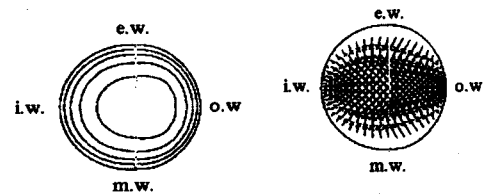
(b) B-B'



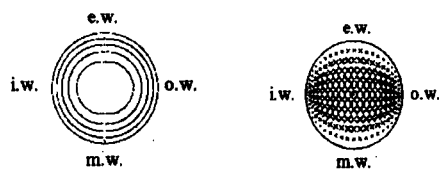
(b) B-B'



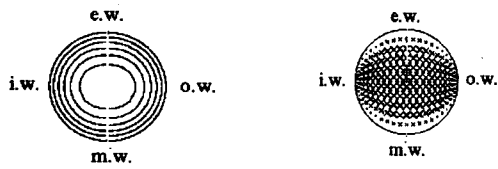
(c) C-C'



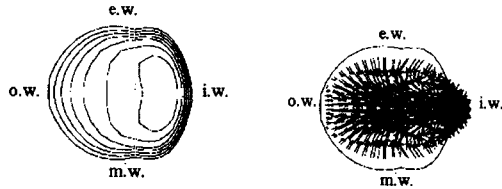
(c) C-C'



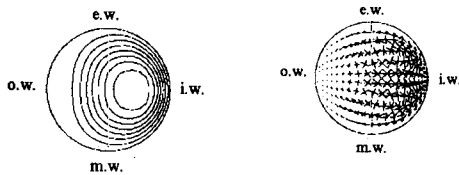
(d) D-D'



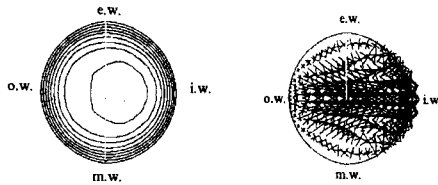
(d) D-D'



(e) E-E'



(f) F-F'



(g) center section of stenosis

Fig. 7 Velocity vectors and contours at each section for coronary artery without stenosis

또한, Fig. 6과 Fig. 7에는 협착이 발생된 경우와 협착이 25% 발생된 관상동맥에서의 속도벡터와 속도등고선을 Fig. 2에서 표시한 단면에서 표시하였다. 특히 m.w.과 e.w.은 각각 myocardial wall과 epicardial wall의 약자로서 m.w.이 심장근처쪽이고 e.w.은 심장에서 먼 부분의 외벽을 의미한다. 또한 Fig. 6과 Fig. 7의 (a), (b)에 표시되어 있는 A.O.A와 D.O.A는 좌전하행지를 따르는 외벽과 대각분지관을 따르는 외벽을 의미한다. 특히 Fig. 7 (g)은 협착이 25%발생된 경우의 협착부 중심의 속도등고선과 속도벡터를 나타낸다.

Fig. 6과 Fig. 7의 속도등고선과 속도벡터의 경향은 Fig. 4와 Fig. 5에서 보는 경향과 같음을 알 수 있다. 특히 좌전하행지와 대각분지관으로 분기되는 경우인 Fig. 6과 Fig. 7 (b)의 경우를 살펴보면 좌전

하행지로 분기되는 경우는 내벽쪽으로 유동이 치우침으로 내벽쪽에는 재순환영역이 발생될 경향을 나타내고 있다. 그러나 대각분지관으로 분기되는 쪽은 유동이 외벽쪽으로 치우쳐 있음을 알 수 있다.

특히 Fig. 7의 (f)는 협착이 발생된 직후의 속도벡터를 살펴보며는 외벽쪽에 재순환영역이 발생되었음을 알 수 있다. 이런 경향은 재협착을 발생함을 의미한다.

결론

협착이 없는 관상동맥과 협착이 발생된 관상동맥 혈액의 정상유동특성을 해석한 결과는 다음과 같다. 협착이 없는 관상동맥의 경우에는 대각분지관쪽으로 속도분포가 치우침에 따라 상대적으로 좌전하행지의 내벽쪽으로 유동이 치우치고 외벽으로는 음의 속도분포를 갖는다. 그리고 협착이 25% 증가함에 따라 협착부에서 유동이 증가하고 총압력손실이 22%정도 증가하였다.

후기

본 연구는 포항공과대학교 첨단유체공학센터를 통한 한국과학재단 우수센터 지원금에 의한 것입니다.

참고문헌

- (1) Russell, R., 1986, "The Pathogenesis of Atherosclerosis-An Update", *The New England J. of Medicine*, Vol. 314, No. 8, pp. 488~500.
- (2) Nerem, R. M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis", *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 114, pp. 274~282.
- (3) Cheitlin, D. M., Sokolow, M., and McIlroy, M. B., 1993, *Clinical Cardiology*, Prentice-Hall Inter. Inc.,
- (4) Texon, M., Imparato, A. M. and Helpem, M., 1965, "Role of Vascular Dynamics in the Development of Atherosclerosis", *JAMA*, Vol. 194, pp. 168~172.
- (5) Fry, D. L., 1973, "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors in Atherogenesis: Initiating Factors", *A Ciba Foundation Symp.*, Vol. 12, pp. 187~204.
- (6) Caro, C. G. and Nerem, R. M., 1973, "Transport of C-40-Cholesterol between Serum and Wall in the Perfused Dog Common Carotid Artery", *J. of Biomed. Eng.*, Vol. 24, pp. 187~204.
- (7) 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.
- (8) 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.
- (9) Biro, G. P., 1982, "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.
- (10) Skalak, R., Keller, S. R. and Secomb, T. W., 1981, "Mechanics of Blood Flow", *J. of Biomech Eng.*, Vol. 103, pp. 102~115.