

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-B.2008.32.11.891

협착 동맥에서의 맥동 혈류 유동에 대한 수치해석적 연구

서 태 원[†] · Bahtiyor Buriev^{*}

(2008년 8월 6일 접수, 2008년 9월 11일 수정, 2008년 10월 8일 심사완료)

Numerical Study of Pulsatile Blood Flow in Stenotic Artery

Taewon Seo and Bahtiyor Buriev

Key Words : Pulsatile Flow(맥동유동), Stenotic Artery(협착혈관), Wall Shear Stress(벽전단응력), Recirculation(재순환), Reattachment(재부착)

Abstract

In the present computational study, simple stenotic artery models using pulsatile flow condition were investigated. A 1 Hz non-reversing sinusoidal velocity for pulsatile flow was imposed at the flow inlet and the corresponding Womersley number based on the vessel radius is 2.75. The simple stenotic geometries have been used that consist of 25%, 50% and 75% semicircular constriction in a cylindrical tube. In this paper, numerical solutions are presented for a first harmonic oscillatory flow using commercial software ADINA 8.4. As stenosis and Reynolds number increase, the maximum wall shear stress(WSS) increases while the minimum WSS decreases. As the stenotic rate increases, the pressure drop at the throat severely decreases to collapse the artery and plaque. It is found that the fluid mechanical disturbances due to the constriction were highly sensitive with rate of stenosis and Reynolds number. When Reynolds number and stenosis increase, the larger recirculation region exists. In this recirculation region the possibility of plaque attachment is increasingly higher. The present results enhance our understanding of the hemodynamics of a stenotic artery.

기호설명

- D : 혈관의 직경 (mm)
- d : 협착부의 직경 (mm)
- p : 혈액의 압력 (N/m²)
- Re : 무차원 레이놀즈 수 (uD/ν)
- t_i : 협착 두께, i=1,2,3
- u : 축방향 혈류 속도 (m/s)
- \bar{U} : 혈류의 1주기 입구 평균속도 (m/s)
- v : 반경방향 혈류 속도 (m/s)
- ρ : 혈액의 밀도 (Kg/m³)
- ν : 혈액의 동점성계수 (m²/s)
- τ_w : 혈관벽에 작용하는 전단응력 (N/m²)

1. 서 론

동맥경화증은 관상동맥, 경동맥, 복부대동맥과 분기관에서 주로 발생하여, 플라크 침착에 의해 혈관이 좁아지고, 두꺼워지며, 경화되어, 재구성되는 질병이다. 동맥경화증의 초기 단계에서는 혈관은 혈관의 확장으로 내막 비대에 대응하게 된다. 그러나 플라크의 크기가 증가하며 관 내강을 둘러싸 더 이상 혈관은 정상적인 직경을 유지할 정도로 혈관 팽창이 되지 않으며, 혈관 협착이 형성된다. 동맥경화증의 발병에 대한 기전은 완전히 알려지지 않은 상태이나, 이 질병의 발병 원인은 혈관내 혈류유동과 매우 밀접한 관계가 있는 것으로 보고되고 있다.⁽¹⁻³⁾ 이와 같이 혈류유동에 의한 혈류역학적 특성은 혈관내 협착에 의해 정상적인 혈류유동이 교란되는 영향을 받는

[†] 책임저자, 회원, 국립안동대학교 기계공학부

E-mail : dongjin@andong.ac.kr

TEL : (054)820-5756 FAX : (054)823-5495

* 국립안동대학교 대학원 기계공학과

다. 혈관을 흐르는 혈류유동은 심장의 주기적인 박동 때문에 비정상 유동이다.⁽²⁾

또한 혈관내 협착의 존재는 난류 생성의 가능성이 증가한다는 보고가 있다.⁽⁴⁾ 협착에 의한 하류에서의 유동 교란은 내피세포에 작용하는 전단응력과 압력분포를 변경시킨다. 더 나아가 이러한 유동 교란에 의한 전단응력과 압력의 변경은 혈관 폐색(Arterial Occlusion)을 야기하는 플라크 골절의 원인이 되기도 한다.⁽⁵⁾ 협착 혈관에서 맥동유동에 대한 수치해석적 연구는 동맥경화증과 뇌졸중에 대한 유동현상의 영향을 이해할 수 있는 계기가 될 것이다.

분기관이나 곡관 형태의 혈관에 대한 많은 연구들이 수행되어 왔으며, 대부분의 선행 연구들은 2차원의 경우 축대칭이며 혈관벽면을 강체로 가정하여 수행되었다.^(1,2,6) 혈류가 협착이 심하게 발전된 영역을 흐르게 되면 단면이 최소인 협착부에서 낮은 압력 강하가 발생하게 된다. 이 낮은 압력 강하가 임계 압력 이하로 떨어지게 되면 혈관과 플라크는 붕괴되게 된다. 이와 같이 심각한 상태로 발전된 혈관 협착은 혈관벽의 압축, 음의 압력, 단면이 최소인 협착부에서 높은 전단응력과 협착부 하류에 발생하는 유동 박리 등 위험한 유동 상태를 야기시킬 수 있다. 따라서 본 연구에서는 협착률이 큰 경우 비대칭 조건을 적용하여 심각한 상태의 협착혈관에 대한 혈류역학적 특성을 조사하고, 협착 혈관의 혈류 유동특성과 벽 전단응력(Wall Shear Stress), 재부착점(Reattachment Point), 재순환영역(Recirculation zone)등 혈관 협착에 의한 유동 교란에 대하여 조사하는 것이다.

2. 문제 설정

2.1 기하학적 모델

본 연구에 사용된 협착 혈관 모델은 Fig. 1과 같이 혈관의 직경이 D(4mm)인 2차원 축 대칭 모델을 사용하였고, 2D의 협착 길이와 25, 50, 75%의 협착률을 가지는 경우를 고려하였다. 협착부에서 출구까지 거리는 완전 발달 유동을 가지기 위해 충분한 거리인 20D로 하였다. Fig. 1에서 혈관 벽면은 강체로 가정하였다.

2.2. 지배방정식과 경계조건

본 연구에 사용된 유체는 균일, 비압축성, 등은 뉴우턴 유체로 가정하였다. 유체의 밀도는

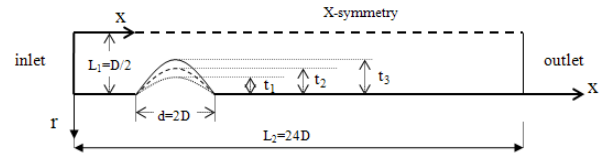


Fig. 1 Schematic geometry of the stenosed blood vessel with the rigid vessel wall

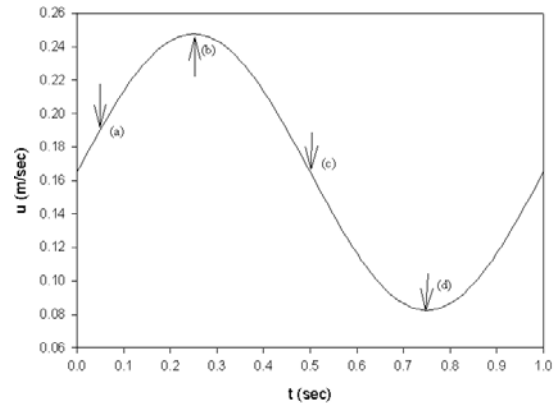


Fig. 2 The pulsatile velocity profile at the inlet with mean Reynolds number Re=200

1.06×10^3 (kg/m³), 동점성계수는 3.5×10^{-6} (m²/s)을 사용하였다. 이러한 조건하에서의 2차원 축대칭 혈류 유동을 지배하는 운동방정식은 식 (1)~(3)과 같이 표현할 수 있다.

- 질량보존의 법칙

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv) = 0 \tag{1}$$

- 축방향 운동량 방정식

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial r} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left[\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial u}{\partial r} \right) \right] \tag{2}$$

- 반경방향 운동량 방정식

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial r} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \nu \left[\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial}{\partial r} \left\{ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv) \right\} \right] \tag{3}$$

여기서 u와 v는 축방향과 반경방향의 속도, p는 압력, ρ는 혈액의 밀도, ν는 혈액의 동점성계수를 각각 나타낸다.

Fig. 2에서 나타낸 바와 같이 입구에서 유체의

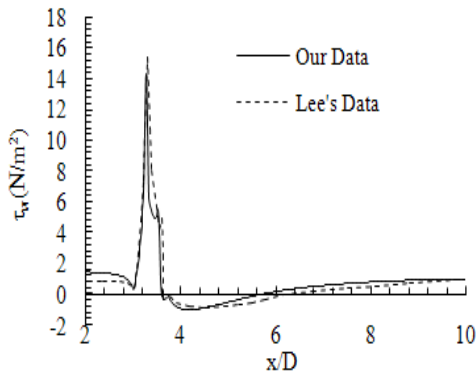


Fig. 3 Comparison of the wall shear stresses between Lee's and our data

속도분포는 맥동유동인 경우로 가정하였다. 출구에서는 압력 경계조건을 적용하였다. 본 연구에서는 1 Hz의 역류가 발생하지 않는 사인과 모양으로 변하는 속도 분포 ($u(t) = \bar{U}(1 + 0.5\sin 2\pi t)$)를 가정하였다(Fig. 2 참조). 여기서 \bar{U} 는 1주기의 입구 평균속도를 나타낸다. 사인함수의 맥동형태의 속도에 상응하는 Womersley 수는 2.75이다. 혈관 벽면에서는 No-slip 경계 조건을 적용하였으며 75%의 협착을 가지는 경우 x축은 비대칭으로 가정하였다.

본 연구의 수치 계산은 2.13GHz 펜티엄 3(4MB RAM) 컴퓨터에서 수행하였다. 본 연구에서는 안정된 결과를 얻기 위해 3주기까지 계산을 수행하였으며, 연속방정식은 10^{-5} 까지 수렴시켰으며 운동량 방정식은 10^{-6} 까지 수렴시켰다.

3. 해석결과와 고찰

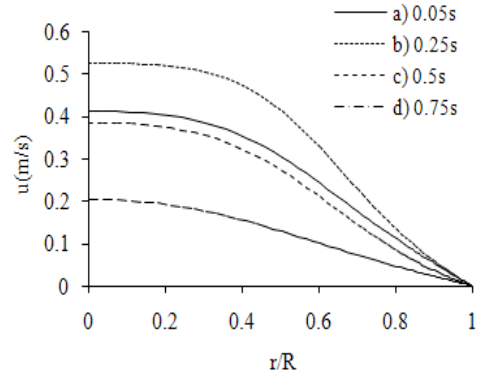
3.1 모델의 타당성

본 논문에 사용한 모델의 타당성을 입증하기 위해 Lee와 Xu⁷⁾에 의해 논의된 모델에 대하여 계산을 수행하였다. Fig. 3는 혈관 벽면을 따라 전단응력 분포를 나타낸 결과이다. 그림에서 보는 바와 같이 본 연구자는 Lee와 Xu⁷⁾의 결과와 유사한 결과를 얻었다.

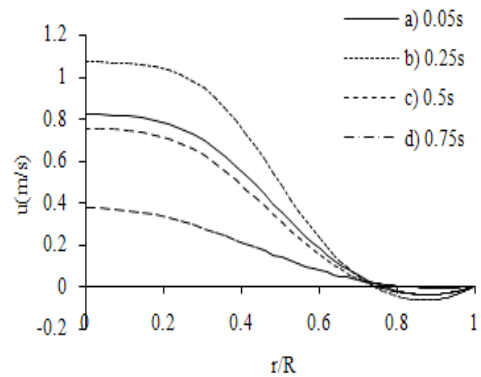
3.2 속도 및 압력 분포

3.2.1 속도분포

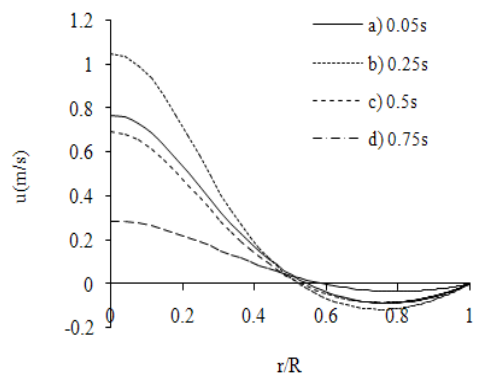
Fig. 4는 입구에서 균일한 속도분포로 유입되며, 협착률 25, 50, 75%인 경우 협착의 중심 위치에서 1D 떨어진 하류지점에서의 속도 분포를 나타낸 결과이다. 같은 협착률을 가지는 경우 입구



(a) Stenosis rate 25%



(b) Stenosis rate 50%

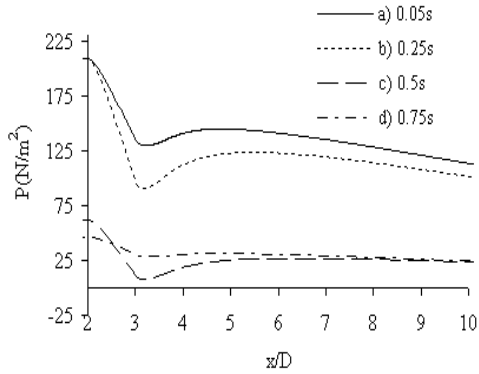


(c) Stenosis rate 75%

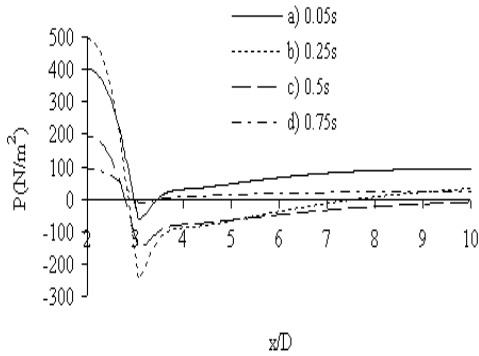
Fig. 4 Velocity profiles at the position 1D apart from the center of stenosis with 25, 50 and 75% stenosis rates

에서의 속도가 증가할수록 재순환영역이 증가하는 것을 알 수 있다. 또한 협착률이 증가할수록 협착에 의한 재순환영역이 커지는 것을 알 수 있다. 재순환영역은 세포 잔류시간과 플라크 성장과 밀접한 관계가 있는 것으로 알려져 있다.

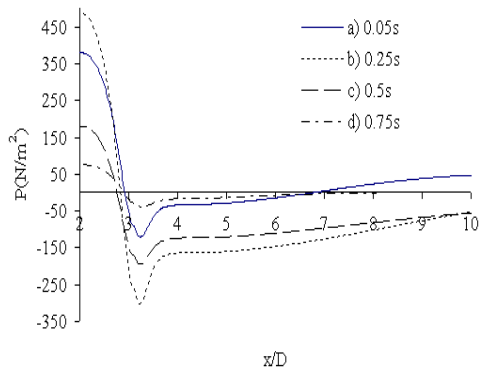
Fig. 4(a)의 협착률이 낮은 경우 상류에서 협착이 존재하더라도 혈액의 흐름이 원활하게 이루어지는 것을 알 수 있다. 그러나 협착이 50%와 75%로 증



(a) Stenosis rate 25%



(b) Stenosis rate 50%



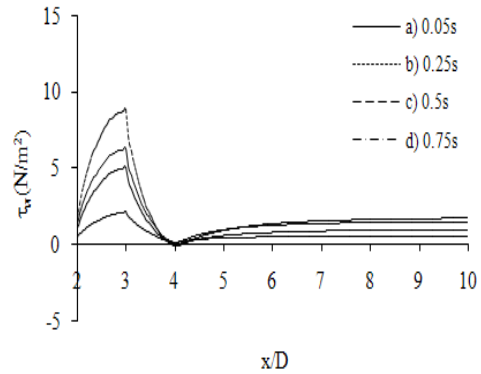
(c) Stenosis rate 75%

Fig. 5 Pressure distributions along the arterial wall with 25, 50 and 75% stenosis rates

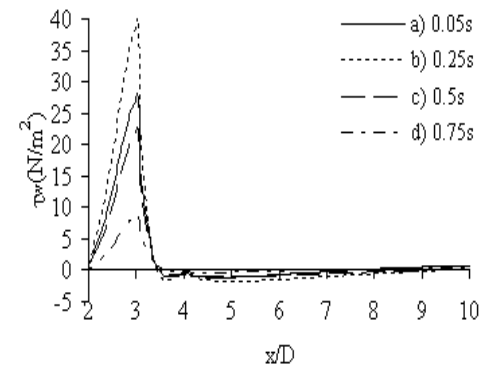
가하게 되면 역류가 일어나는 영역은 혈관 단면의 25%와 48%로 각각 증가하는 것을 볼 수 있다. $Re=400$ 과 협착률 75%인 경우 역류가 일어나는 영역은 혈관 단면의 약 50%를 차지하고 있다. 이와 같이 레이놀드 수와 협착률이 증가할수록 재순환 영역이 커지는 것을 알 수 있다.

3.2.2 압력분포

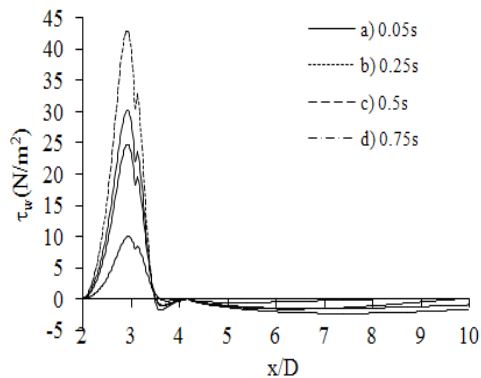
Fig. 5는 혈관 벽면을 따라 분포한 압력을 나타



(a) Stenosis rate 25%



(b) Stenosis rate 50%



(c) Stenosis rate 75%

Fig. 6 Wall shear stress distributions along the arterial wall with 25, 50 and 75% stenosis rates

낸 결과이다. 협착률이 50% 이상인 경우 협착부 하류영역에서 음의 압력을 가지며, 협착률이 증가할수록 그 값은 커지는 것을 알 수 있다. 또한 협착률이 같을 경우 혈액의 속도가 증가할수록 음의 압력을 가지는 영역이 하류로 더 커지는 것을 볼 수 있다. 협착부에서 압력은 급격하게 감소하다 협착부의 중심을 지나면서 압력은 점진적으로 증가한다.

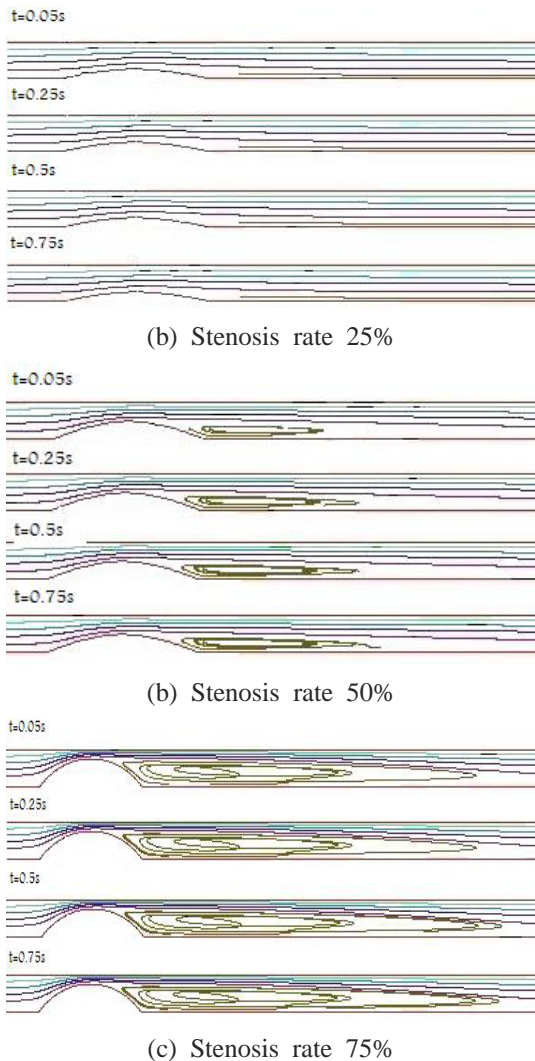


Fig. 7 Streamlines in the flow fields at four different times in the velocity profile with various stenosis

75% 협착률과 평균 레이놀드 수가 $Re=200$ 인 경우 Fig. 5(c)에 나타낸 바와 같이 최소 압력은 $-350Pa$ 인 반면, 75% 협착률과 평균 레이놀드 수가 $Re=400$ 인 경우, 본 논문에서 결과를 나타내지 않았으나, 최소 압력은 약 $-1000Pa$ 로 2.85배 증가한다.

3.3 벽 전단 응력

Fig. 6은 협착률 25, 50과 75%인 경우 혈관 벽면에 작용하는 벽면 전단 응력을 나타낸 결과이다. 협착영역에서 벽 전단응력은 급격히 증가하며, 협착부 중심 위치에서 벽 전단응력은 급감함

을 알 수 있다. 이와 같이 급감된 벽 전단응력은 협착부의 하류영역에서 부호가 (+)에서 (-)로 변하는 것을 볼 수 있다. 부호가 바뀌는 영역은 협착률이 커질수록 증가하는 것을 알 수 있다. 이 영역은 앞에서 설명한 바와 같이 유동 박리와 유동 재부착이 일어나는 영역임을 알 수 있다.

유동박리와 재부착이 일어나는 영역은 벽 전단응력이 낮은 영역으로 내막 비대(Intimal Thickening)가 쉽게 일어나는 것으로 알려져 있다.^(8,9) 이러한 내막 비대는 초기 죽상경화판으로 발전하게 된다고 알려져 있다.

Fig. 7은 맥동 유동 조건하에서 협착부위에서 혈류 유동에 대한 유선을 나타낸 결과이다. 그림에서 보는 바와 같이 협착률이 증가할수록 협착부 하류에 발생하는 재순환영역은 증가하는 것을 볼 수 있다.

4. 결 론

본 연구는 협착 동맥을 흐르는 맥동유동에 대한 수치해석적 연구를 수행하였다. 본 연구를 통하여 협착률과 레이놀드 수가 증가함에 따라 최대 벽 전단응력은 증가하고 최소 벽 전단응력은 감소하게 되는 것을 알았다. 또한 협착률과 레이놀드 수가 증가함에 따라 협착부 하류에서 유동의 재순환 영역이 크게 형성되며, 단면이 최소인 협착부에서 압력강하가 크게 일어나는 것을 알 수 있다. 압력강하가 증가하면 이에 따라 혈관의 붕괴 가능성이 커진다. 이와 같이 혈관 협착에 의한 유동 교란 현상은 협착률과 레이놀드 수에 매우 민감함을 알 수 있다. 협착률과 레이놀드 수가 증가하면 고 전단응력 영역에서 최대 전단응력에 의한 혈관의 손상⁽¹⁰⁾ 가능성과 저 전단응력 영역에서 혈구 등 저질 단백질의 체류시간이 길어지게 됨에 따라 혈관 내벽에 침착될⁽¹¹⁾ 가능성이 증대하여 내막 비대(Intimal Thickening)가 쉽게 일어나게 된다. 최근 이와 같이 동맥경화가 일어난 혈관의 시술 방법으로 협착 부위에 스텐트를 삽입한다. 스텐트를 삽입하여 스텐트 주위 혈관 벽면에서 재협착증의 발생이 최소화되는 스텐트의 형상을 Seo⁽¹²⁾ 등이 발표하였다.

후 기

본 연구는 국립 안동대학교 특성화 연구지원

사업에 의해 수행되었기에 이에 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Nerem, R.M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall, and Atherosclerosis," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 114, pp. 274~282.
- (2) Zendehebudi, G.R. and Moayeri, M.S., 1999, "Comparison of Physiological and Simple Pulsatile Flows Through Stenosed Arteries," *Journal of Biomechanics*, 32, pp. 959~965
- (3) Giddens, D.P., Zarins, C.K. and Glagov, S., 1993, "The Role of Fluid Mechanics in the Localization and Detection of Atherosclerosis," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 115, pp. 588~594
- (4) Mittal, M., Simmons, S.P., and Udaykumar, H.S., 2001, "Application of Large-Eddy Simulation to the Study of Pulsatile Flow in a Modeled Arterial Stenosis," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 123, pp. 325~332
- (5) Downing, J.M., and Ku, D.N., 1997, "Effects of Frictional Losses and Pulsatile Flow on the Collapse of Stenotic Arteries," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 119, pp. 317~324
- (6) Siegel, J.M. and Markou, C.P., 1994, "A Scaling Law for Wall Shear Rate Through an Arterial Stenosis," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 116, pp. 446~451
- (7) Lee, K.W. and Xu, X.Y., 2002, "Modelling of Flow and Wall Behaviour in a Mildly Stenosed Tube," *Medical Engineering & Physics*, 24, pp. 575~586
- (8) Taewon Seo, Levanto G. Schachter, Abdul I. Barakat, 2005, "Computational Study of Fluid Mechanical Disturbance Induced by Endovascular Stents," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 4, pp. 444~456.
- (9) Giddens, D.P., Zarins, C.K., Glagov, S., 1993, "The Role of Fluid Mechanics in the Localization and Detection of Atherosclerosis," *Journal of Biomechanical Engineering Transaction ASME*, 115, pp. 588~594
- (10) Fry, D. L., 1972, "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors. Atherogenesis: Initiating Factors," *A Ciba Foundation Symp.*, ASP, Amsterdam, The Neterlands, pp. 40~83
- (11) Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K. and Glagov, S., 1985, "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation. Positive Correlation Between Plaque Location and Low and Oscillating Shear Stress," *Arteriosclerosis*, pp. 293~302
- (12) Taewon Seo, Taedong Kim, Abdul I. Barakat, 2005, "Stent Design Using Computational Fluid Dynamics," *Trans. of the KSME B*, Vol. 29, No. 9, pp. 1042~1048.