

협 부가 있는 동맥 내부에서의 맥동유동

손정락[†] · 주상우* · 서상호** · 심은보***
(2000년 12월 15일 접수, 2001년 10월 26일 심사완료)

Pulsatile Flow in the Artery with Stenosis

Jeong Lak Sohn, Sang Woo Joo, Sangho Suh and Eunbo Shim

Key Words: Hemodynamics(혈류역학), Stenosis(협 부), Pulsatile Flow(맥동유동), Systole(수축), Diastole(팽창), Wall Shear Stress(벽면전단응력), Finite Element Method(유한요소법), Thrombosis(혈전증), Embolism(색전증)

Abstract

The arterial stenosis related to the intimal thickening of the arterial wall is the main cause of many diseases in human cardiovascular system. Hemodynamic behavior of the blood flow is influenced by the presence of the arterial stenosis. In this study, effects of the pulsatile flow, caused by the periodic motion of the heart, on the blood flow and its interaction with the arterial stenosis are analyzed by the FEM-based computational fluid dynamics. As a result, it was found that the characteristics of the pulsatile flow in the artery with stenosis are quite different from those of the steady flow. And, the pulsatile flow condition affects the wall shear stress, which is one of the most important physiological parameters in the hemodynamics.

기호설명

D_1 : 비협 혈관내부 직경(cm)
 D_2 : 협 부 목(Throat) 직경(cm)
 P : 혈관 내부 정압력(dyne/cm²)
 $Q(t)$: 맥동 혈류 유량(ml/s)
 Q_m : 평균 혈류 유량(ml/s)
 Re : Reynolds 수($\frac{Q}{\pi r_0}$)
 $r(x)$: 혈관 반경방향 변위(cm)
 r_0 : 혈관의 내부 반경(cm)
 S : 협 비율(%)
 u : 혈관 길이방향 속도(cm/sec)
 v : 혈관 반경방향 속도(cm/sec)
 x : 혈관 길이방향 변위(cm)
 Wo : Womersley 수($r_0 \sqrt{\frac{2\pi}{VT}}$)

ρ : 밀도 (g/cm³)
 μ : 점성계수(dyne-sec/cm²)
 τ : 전단응력(dyne/cm²)
 τ_w : 벽면전단응력(dyne/cm²)

1. 서론

혈액 내의 지방질이 혈관 벽면으로 흡수되면서 야기되는 동맥경화로 인한 심근경색, 심장마비 등은 서구 선진국에서는 매우 흔한 질병이며 시간이 갈수록 더욱 보편화되어 가고 있다. 최근 들어 우리나라에서도 식생활의 서구화에 따라 이러한 질병이 급속도로 확산되고 있는 추세이다.⁽¹⁾

동맥경화로 인한 혈관 벽세포의 생리학적인 변형은 혈관벽을 두껍게 만들고, 그로 인하여 혈관내부의 혈액이송 통로를 막는 협 부를 형성하게 된다.⁽²⁾ 이러한 협 부는 생리학적인 요인과 혈류역학적 요인에 의하여 점점 두꺼워져서 결국에는 혈관 전체를 막게 되는 심각한 상황으로 발전하게 된다 따라서, 의사들은 동맥경화 환자들의 혈관 상태를

[†] 책임저자, 회원, 서울대학교 기계항공공학부

E-mail: jlsohn@snu.ac.kr

TEL : (02)880-7434 FAX : (02)889-6205

* 회원, 영 대학교 기계공학부

** 회원, 숭실대학교 기계공학부

*** 회원, 금오공과대학교 기계공학부

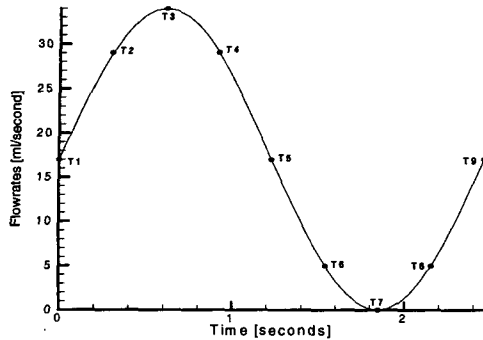


Fig. 1 A sine-wave type simple pulsatile flow pattern

주기적으로 관찰하여 협 부의 크기가 일정 한도를 넘어서게 되면 수술을 하여 혈관 협 부위를 넓혀주거나, 심한 경우에는 보조혈관을 이용하여 협 부위를 우회 시키기도 한다. 그러나, 경우에 따라서는 혈전증 및 색전증이 동반되어 협 부의 크기가 일정 한도를 넘지않더라도 혈관이 막히는 상황이 발생하므로 혈관이 협 되는 과정에 대한 심도 있는 분석이 필요하다.

혈관이 협 되는 원인은 우선적으로 혈액내의 지방질 등과 혈관 벽면을 구성하고 있는 세포들과의 생리학적 상호 관계에서 을 수 있다⁽³⁾. 또한, 생체 해부학자들은 혈관의 협 이 관상동맥, 경동맥, 복부대동맥 등과 같이 혈관 분지 지점이나 곡면부위 등과 같이 특정 부위에서만 발생함을 발견하게 되었는데, 이러한 부위들은 유체역학적 관점에서 보면 유동이 불안정하거나 재순환되는 영역임을 알 수 있다.⁽⁴⁾ 따라서, 특정 혈관부위 형상이 동맥경화 발생의 필요 조건중의 하나일 것으로 단되고 있다.

이러한 관점에서 보면 혈관내의 혈액의 흐름을 방해하는 협 부위도 혈류유동에 영향을 미치는 기하학적 요인이 될 수 있으며, 그에 따른 혈류유동의 특성이 협 부의 성장여부에 영향을 미칠 수 있음을 알 수 있다. 혈관내부 맥동유동은 오랜 기간동안 유체역학분야에 있어서 매우 중요한 문제로서 많은 사람들에 의해서 고찰되어 왔다. 그 중에서도 Womersley⁽⁵⁾가 원형 혈관 내부의 맥동유동에 관한 해석해를 최초로 유도하였으며, 그 후 He 등⁽⁶⁾이 Womersley의 이론을 이용하여 실제 혈관내부의 맥동 파형에 바탕을 둔 수치해석 결과를

제시함으로써 Womersley 이론의 실제 혈류 유동에서의 적용 가능성을 보여 주었다. 반면에 협 부위에서의 맥동유동은 해석 해를 구하기가 불가능하여 유동해석 기술이 보편화된 최근에 와서야 본격적으로 고찰되기 시작하였다.⁽⁷⁾ 또한 국내에서도 최근 들어 서상호 등⁽⁸⁾의 경우와 같이 혈관내부 맥동 유동 특성에 관한 연구가 진행되고 있다. 이 분야 국내 연구는 주로 동맥 분기관이나 문합수술 부위에서의 유동 특성과 병리학적인 현상간의 상관 관계 규명에 집중되어 왔다.

본 논문에서는 혈관내부 협 부위가 맥동 상태의 혈류유동에 미치는 영향을 해석적으로 고찰함으로써 협 부로 인한 혈관 내부유동의 거동을 분석하고자 한다. 본 논문에서는 특히 혈관내부 협 부가 맥동유동에 미치는 영향에 대해서 고찰한 Deplano와 Siouffi⁽⁷⁾의 모델을 바탕으로 혈관 내부 유동의 미세적 현상을 수치적으로 관찰하고 특히 혈관 협 부에 있어서 병리학적으로 중요한 변수인 벽면 전단 응력의 거동에 대해서 세부적으로 고찰하고자 한다.

2. 해석 모델

2.1 혈류 맥동유동

동맥내부에서의 혈액은 심장에서 공급되는 압력 에너지와 동맥 벽면의 탄성 수축에 의한 탄성에너지에 의해서 흐르게 된다. 그러나 본 연구에서는 심장에서 공급되는 압력에너지의 영향만을 고찰하기 위하여 탄성 에너지의 효과는 무시하기로 한다

심장은 수축(systole)과 팽창(diastole)을 반복하면서 산소와 신진대사에 필요한 각종 영양소가 포함된 신선한 혈액을 동맥으로 분출하고, 정맥으로부터 인체 각 부위를 순환한 혈액을 받아들이기도 하며, 동시에 폐순환기를 통하여 이를 정화시키는 기능을 갖고 있다. 이와 같은 심장의 수축 및 팽창 과정은 동맥 내 혈액의 흐름이 맥동 유동의 특성을 갖게 한다. 이러한 맥동 유동은 생리학적으로 다소 복잡한 형태의 주기적 특성을 가지며 특히 동맥의 종류 및 위치에 따라 다양한 형태를 보이고 있다.⁽⁹⁾ 본 연구에서는 맥동 유동의 특성을 보다 쉽게 파악 하기 위하여 Fig. 1과 같이 동맥 유입 혈액 유량을 Deplano와 Siouffi⁽⁷⁾가 제안한 다음과 같은 sine파 형태로 단순화 시켜 실제

생리학적 모델이 갖는 복잡성을 제거 시켰다.

$$Q(t) = Q_m \left(1 + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \right) \quad (1)$$

2.2 혈관 형상 및 혈액의 유체역학적 성질

협착부가 있는 동맥내부의 혈류유동을 고찰하기 위하여 협착부 형상은 아래와 같이 Gauss형으로 가정하였으며 협착부가 포함된 해석대상 동맥의 기하학적 형상은 Fig. 2와 같다.

$$\frac{r(x)}{r_0} = 1 - \left(\frac{S}{100} \right) \exp\left(-\frac{4x^2}{r_0^2} \right) \quad (2)$$

여기서, S는 협착부의 크기를 나타내는 변수인 협착 비율(percent of stenosis)로서 Ku⁽⁹⁾에 의해서 다음과 같이 정의된다.

$$S = (D_2 - D_1) / D_1 \times 100\% \quad (3)$$

협착부가 포함된 혈관은 3차원 형상이지만 축대칭 형상으로 가정하여 2차원 유동해석이 가능하도록 하였다. 또한 혈관의 입출구가 협착부 주위 유동에 미치는 영향을 최소화하기 위하여 입구는 협착부 전방 10r₀, 출구는 후방 60r₀에 위치시켰다.

혈류유동은 밀도가 1.060 g/cm³인 비압축성으로 가정하였으며, 평균 유량이 17.0 ml/s (Re=246), 최대 유량이 340 ml/s(Re=492) 인 층류 유동으로 가정하였다. 그리고 맥동유동의 주기(T)는 2.462 sec이며, 이에 해당하는 Womersley수

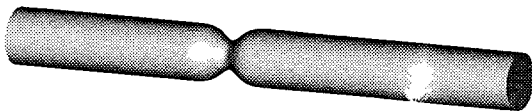


Fig. 2 Solid modeling of an artery with the Gaussian stenosis

(Wo)는 7.62이다. 또한 일반적으로 혈류유동은 혈액내의 적혈구 등과 같은 고형세포의 영향으로 단응력이 속도 구배에 비선형적으로 비례하는 비뉴턴 유체로 알려져 있으나, 동맥유동의 경우에는 혈관의 직경이 상대적으로 크기 때문에 정맥이나 모세혈관의 경우와는 달리 뉴턴 유동으로 가정하여도 큰 무리가 없는 것으로 알려져 있다.⁽¹⁰⁾ 따라서, 본 연구에는 혈액의 점성계수가 0.04664 dyne-sec/cm²로 일정한 뉴턴 유체로 가정하였다.

2.3 지배방정식 및 유동해석 기법

협착부 주위의 맥동유동을 해석적으로 고찰하기 위하여 아래와 같은 축대칭 비압축성 점성유동과 관련된 지배방정식인 연속방정식, 반경 및 길이방향 운동량 방정식을 유한요소법에 바탕을 둔 유동해석 기법을 활용하여 수치해석을 수행하였다.

지배 방정식

연속방정식:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv) = 0 \quad (4a)$$

길이 방향 운동량 방정식:

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho u \frac{\partial u}{\partial x} + \rho v \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial p}{\partial x} - \mu \left[\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial x} \left(r \frac{\partial u}{\partial r} \right) \right] = 0 \quad (4b)$$

반경방향 운동량 방정식:

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho u \frac{\partial v}{\partial x} + \rho v \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{\partial p}{\partial r} - \mu \left[\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial x} \left(r \frac{\partial v}{\partial r} \right) - \frac{v}{r^2} \right] = 0 \quad (4c)$$

전체 유동장은 6,000개의 bilinear 유한요소로 요소화 시켰으며 유동해석의 정확도를 높이기 위해 협착부 주위 영역, 협착부 후방 재순환 유동영역, 그리고 벽면 주위로 조밀한 요소를 분포 시켰다. 또한 본 연구에서는 시간영역에서의 정확성을 향상시키고자 2차 정확도를 갖는 Crank-Nicholson 시간 적분법을 적용하였다.

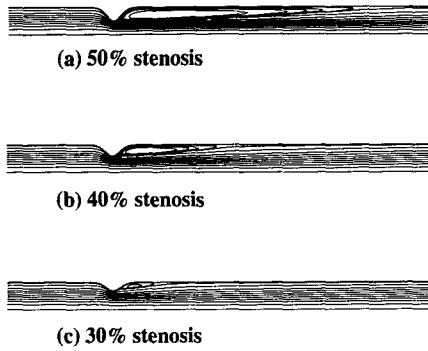


Fig. 3 Streamline patterns in the steady flow with different % of stenosis

3. 해석 결과 및 고찰

3.1 정상상태 해석결과

시간에 따라 주기적으로 변하는 맥동유동 현상을 고찰하기 이전에 정상상태 유동해석을 수행하였다. Fig. 3은 정상상태 유선 분포특성을 보여주고 있는데, 협착부가 커짐에 따라 후방 재순환 영역이 넓어짐을 알 수 있다. 또한 Fig. 4는 혈류역학에 있어서 가장 중요한 변수인 전단응력을 3차원적으로 나타낸 것이다. 전단응력은 협착부 목 표면부위에서 최대값을 가지며, 후방 재순환 영역에서 음(negative)의 값을 가진다. 혈류역학적 관점에서 고찰해 보면 협착부 목 부위의 혈관표면에서 혈류유동에 의한 힘을 최대로 느끼게 되며, 이

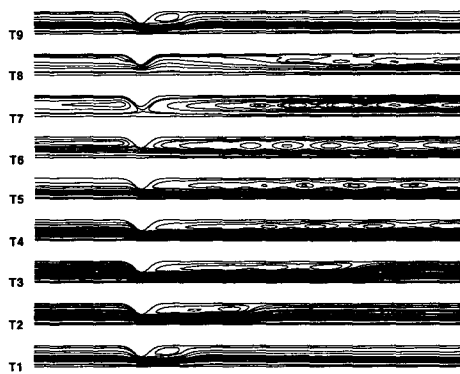


Fig. 5 Instantaneous streamline patterns at different temporal points in the pulsatile flow, 50% of stenosis

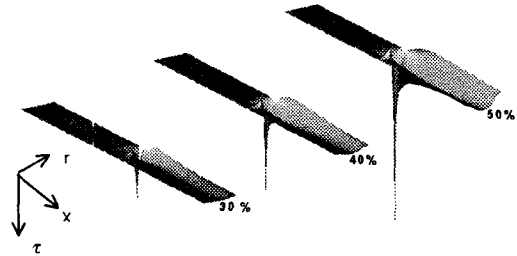


Fig. 4 Shear stress distributions in the steady flow with different % of stenosis

러한 힘은 결국 혈전증의 원인이 되기도 한다⁽¹¹⁾.

3.2 맥동유동 상태 해석결과

Fig. 5는 맥동유동 상태에서의 시간에 따른 순간 유선의 분포특성을 보여주고 있다. 이 결과로부터 알 수 있듯이 맥동유동 상태에서의 유동장은 정상상태 유동장과는 전혀 다른 양상을 보여주고 있다. 뿐만 아니라 동일한 유량이 공급되는 순간이라 하더라도 가속상태(T1)와 감속상태(T5)는 완전히 다른 특성을 나타내고 있으며, 심장의 팽창 주기에 해당하는 T3-T7 영역에서는 협착부 후방 영역에서의 유동이 매우 불안정하여 와류 발산(vortex shedding)과 같은 상태를 보여주고 있다. 특히, 창 상태에서 혈관으로 유입되는 혈류유량이 평균유량보다 낮은 경우(T6-T7)에는 재순환 영역

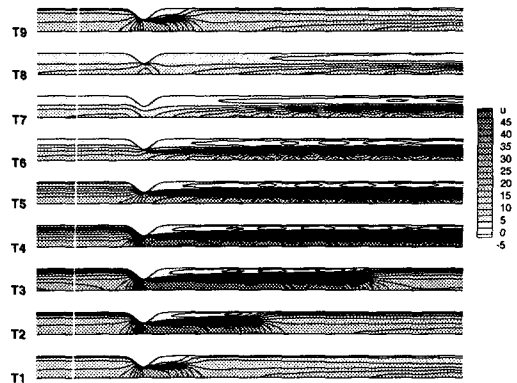


Fig. 6 Instantaneous axial velocity contours at different temporal points in the pulsatile flow, 50% of stenosis

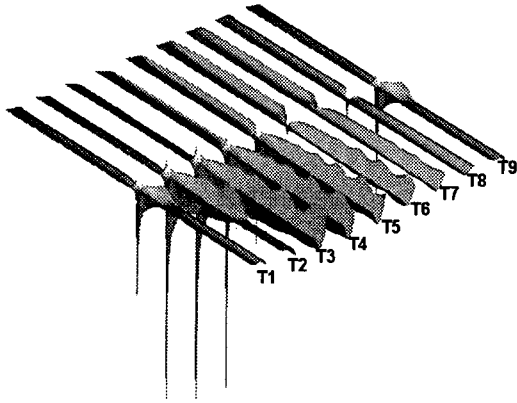


Fig. 7 Instantaneous shear stress distributions at different temporal points in the pulsatile flow, 50% of stenosis (positive shear stress values in negative direction)

이 협착부 전방에도 나타남을 관찰할 수 있는데, 이러한 전방 재순환 유동은 수축 상태로 바뀌면서 (T8) 유입되는 유량의 증가로 인한 운동량의 증가의 영향으로 소멸된다.

재순환 혹은 와류유동의 생성은 혈액내의 각종 부유 물질들의 거동에 직간접적으로 영향을 미치는데, 그 중에서도 혈전증의 원인이 되는 혈소판 (platelet)의 움직임과의 연계성은 생리학적으로 매우 중요한 이슈이다. 혈소판은 출혈부위를 지혈시키는 역할을 담당하는 혈액 내 부유 물질인데, 협착부 목부위 혈관표면에서 큰 전단응력이 작용하여 내피세포가 손상을 입게 되면 혈액내의 혈소판이 이 곳으로 접착되어(adhesion) 응집되고 (aggregation), 급기야는 응고되어(coagulation) 혈전증으로 발전하게 된다.⁽¹¹⁾ 이와 같이 혈소판의 혈류유동 내에서의 거동은 혈류유동의 전단응력(혹은 속도 구배)과 밀접한 관계가 있다. 혈류유동장에서 협착부 목부위 다음으로 속도 구배가 큰 영역은 Fig. 6에서와 같이 재순환 혹은 와류유동장과 혈관 상류로부터 유입되어 하류로 흐르는 주 유동장 사이의 경계 영역이다. 이 영역에서 혈소판의 거동이 생리학적 현상과 어떠한 관계가 있는지에 대해서는 혈류역학적 접근에 의한 규명이 요구된다.

Fig. 7은 혈류 유동장내에서의 순간 전단응력

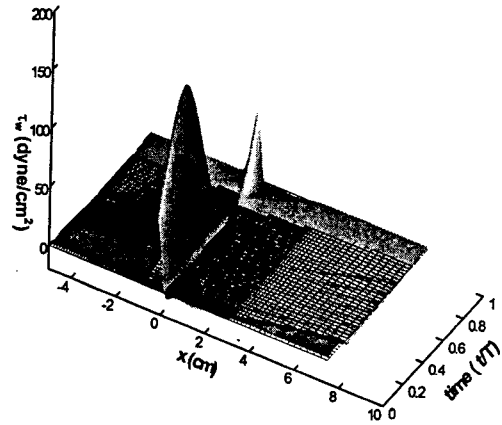


Fig. 8 Temporal variation of the wall shear stress along the arterial wall, 50% of stenosis

분포를 3차원적으로 나타낸 것이다. 정상상태 경우와 마찬가지로 최대 전단응력은 협착부 목부위 혈관 벽면에서 발생하며, 그 크기는 유입 혈류유량의 크기에 비례함을 알 수 있다. 재순환 영역에서의 전단응력은 매우 복잡한 거동을 보이고 있는데, 생리학적으로 혈관 내피세포에 부정적인 영향을 용하는 벽면 전단응력은 유입 혈류유량이 평균 유량보다 큰 영역(T1-T5)에서 비교적 크고 복잡한 거동을 보이고 있다. 반면에, 유입 혈류유량이 평균 유량보다 작은 영역(T5-T9)에서는 재순환 영역에서 와류 등으로 인한 복잡한 유동장이 형성됨에도 불구하고 전단응력의 크기는 상대적으로 크지 않음을 알 수 있다. 또한 Fig. 8에서 관찰할 수 있는 바와 같이 협착부 후방 재순환 영역에서 유동반대방향으로 작용하는 벽면 전단응력은 시간공간에서 고주파 거동을 하고 있음을 알 수 있다. 이와 같은 벽면 전단응력의 고주파 거동은 전단응력의 크기와 함께 혈관 내피세포의 형상에 영향을 미칠 중요한 변수로 취급되어야 할 현상이라고 판단된다.

4. 결론

본 연구에서는 심장의 운동에 의한 맥동유동이 동맥경화 등으로 인한 동맥 혈관 협착부에 미치는 영향을 유한요소법을 이용한 유동해석을 통하여 고찰하

였으며, 다음과 같은 주요 결론을 도출하였다.

(1) 맥동유동 상황에서의 혈관내부 유동은 정상상태와는 전혀 다른 거동을 보여주고 있으며, 이는 유입 혈류유량의 가감속 특성에 의해서 지배된다.

(2) 맥동유동 상황에서의 협착부 후방 재순환 영역은 가속 상태인 수축 시보다는 감속 상태인 팽창 시에서 더욱 불안정하지만, 혈류 유동장내에서의 혈소판 거동에 영향을 미칠 것으로 판단되는 주유동과 재순환 영역 경계에서의 속도 구배의 크기는 유입 혈류유량이 증가하는 수축 상태에서 커진다.

(3) 혈류역학에 있어서 생리학적으로 가장 중요한 변수인 벽면 전단응력은 협착부목 부위 혈관벽면에서 최대의 값을 가지며, 협착부 후방에서 주유동 반대방향으로 작용하는 벽면 전단응력의 크기는 팽창 영역보다는 수축 영역에서 더 크다.

(4) 협착부 후방 유동 재순환 영역에서의 벽면 전단응력은 맥동 유동의 주기성에 비례하여 크기가 비례하기도 하지만 시간에 따른 고주파 거동을 보이기도 한다.

후 기

이 논문은 두뇌한국21사업에 의하여 지원되었음.

참고문헌

(1) Weber, P.C. and Cohn, J.N., 1994, *Atherosclerosis:*

Its Pathogenesis and the Role of Cholesterol, Raven Press.

- (2) Ross, R., 1986, "The Pathogenesis of Atherosclerosis - An Update," *New England Journal of Medicine*, Vol. 314, pp. 488~500.
- (3) Nerem, R.M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis," *Transactions of ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 114, pp. 274~282.
- (4) Berger, S.A. and Jou, L.D., 2000, "Flows in Stenotic Vessels," *Annual Review of Fluid Mechanics*, Vol. 32, pp. 347~382.
- (5) Womersley, J.R., 1955, "Method for the Calculation of Velocity, Rate of Flow and Viscous Drag in Arteries When Their Pressure Gradient Is Known," *Journal of Physiology*, Vol. 127, pp. 553~563.
- (6) He, X., Ku, D.N. and Moore, J.E., 1993, "Simple Calculation of the Velocity Profiles for Pulsatile Flow in a Blood Vessel Using Mathematica," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 21, pp. 45~49.
- (7) Deplano, V. and Siouffi, M., 1999, "Experimental and Numerical Study of Pulsatile Flows through Stenosis: Wall Shear Stress Analysis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 1081~1090.
- (8) 서상호, 유상신, 김명호, 노영훈, 1996, "분기관내에서 뉴턴유체와 혈액의 맥동 유동 특성에 관한 연구," 대한기계학회 논문집, 20 권, 11 호, pp. 3607~3619.
- (9) Ku, D.N., 1997, "Blood Flow in Arteries," *Annual Review of Fluid Mechanics*, Vol. 29, pp. 399 - 434.
- (10) Sud, V.K., Srinivasan, R.S., Charles, J.B. and Bungo, M.W., 1993, "Mathematical Modeling of the Human Cardiovascular System in the Presence of Stenosis," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 38, pp. 369~378.
- (11) Wootton, D.M. and Ku, D.N., 1999 "Fluid Mechanics of Vascular Systems, Diseases and Thrombosis," *Annual Reviews of Biomedical Engineering*, Vol. 1, pp. 299~329.