

# 협착부가 존재하는 혈관의 유동 특성에 관한 수치 해석적 연구

정 훈<sup>†</sup>·박 찬 국<sup>\*</sup>

## A Numerical Analysis on the Hemodynamic Characteristics in the blood vessel with Stenosis

H. Jung, J. C. G Park

**Key Words:** Pulsatile Flow(맥동유동), Stenosis(협착), Numerical analysis(수치해석), 비정상 유동(Unsteady Flow), Wall Shear stress(전단응력)

### Abstract

Hemodynamics behavior of the blood flow is influenced by the presence of the arterial stenosis. If stenosis is present in an artery, normal blood flow is disturbed. In the present study, characteristics of steady and pulsatile flow of non-Newtonian fluid, the effects of stenosed geometry are analyzed by numerical simulation. One interesting point is that non-symmetric solutions were obtained at severity stenosis, although the stenosis and the boundary condition were all axisymmetric.

#### 기호설명

d : 협착부의 지름(m)  
 L : 협착부의 길이(m)  
 n : 맥법칙 지수  
 p : 정압 (Pa)  
 q : Carreau 모델의 지수  
 $r_0$  : 혈관 내부 반경(cm)  
 $r(z)$  : 혈관 반경방향 변위(cm)  
 Re : 레이놀즈수  
 s : 단면 축소비 (m)  
 $u_i$  : 유체의 속도성분 (i=1,2,3)  
 z : 축방향

#### 그리스문자

$\eta$  : 겔보기 점성 계수 (Pa·s)  
 $\eta_0$  : 영전단율 점성 계수 (Pa·s)  
 $\eta_\infty$  : 무한전단율 점성 계수 (Pa·s)  
 $\delta$  : 협착부의 높이 (m)  
 $\lambda$  : 특성 시간 (s)  
 $\rho$  : 유체의 밀도 ( $kg/m^3$ )  
 $\tau$  : 전단 응력

### 1. 서 론

혈류 유동은 혈관 내벽에 지속적인 전단응력을 가함으로써 혈관을 자극하여 혈관 세포를 통한 물질 전달, 혈관세포의 신진대사 및 혈관 질환(동맥경화 등)에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.<sup>(1)</sup> 이중에서도 혈관계 질환인 동맥경화 현상으로 인한 관 동맥 질환, 경동맥 질환, 폐쇄성 말

<sup>†</sup> 전남대학교 대학원 기계공학과

<sup>\*</sup> 전남대학교 기계시스템공학부

E-mail : jmbj0728@nate.com

TEL : (062)530-0206 FAX : (062)530-1689

초혈관질환 등은 서구 사회의 가장 흔한 사망원인이며, 최근 우리나라에서도 이로 인한 유병율이 급속히 증가하는 추세를 보이고 있다. 동맥경화로 인한 혈관 세포의 과대성장이 관찰되는 곳은 주로 혈관 내경이 큰 동맥혈관의 휘어진 부분(curved region)이나 분기하는 부분(branch or bifurcation : 동맥 혈관이 둘로 갈라지는 부분)이다. 이러한 부분에서는 혈관의 모양이 급격히 변하기 때문에 매우 복잡한 형태의 혈류유동이 발생된다.<sup>(2)</sup> 이때 발생하는 유동장은 혈관 내벽에 다양한 크기의 전단응력을 분포시키게 되며 이러한 벽면 전단응력(Wall Shear Stress)이 동맥 분기관(aortic bifurcation) 주위의 동맥경화를 야기시키는 원인으로 알려지고 있다. 동맥 경화증은 협착이 발생된 혈관 주위의 혈류 속도와 압력 파형에 크게 영향을 미치고, 심장이나 뇌에서 혈액의 흐름을 완전히 차단하여 치명적인 상황을 유발할 수 있다.

협착 생성 및 진행에 영향을 미치는 역학적인 요소로는 혈관 내 유동의 속도 분포, 압력 분포, 전단 응력 변화 및 맥동 유동의 형태 등이 있다. 혈관 내부 맥동 유동은 오랜 기간 동안 유체역학 분야에 있어서 매우 중요한 문제로서 많은 사람들에 의해서 고찰되어 왔다.<sup>(3~8)</sup>

Ojha는 협착이 발생된 관내 유동을 통하여 상세한 속도 파형을 얻었으며<sup>(3)</sup>, V. Deplano 는 여러 가지 속도 파형을 통하여 협착부 이후의 영향에 대하여 실험을 행하였다<sup>(4)</sup>. Womersley는 원형 혈관 내부의 맥동 유동에 관한 해석해를 최초로 유도하였으며<sup>(5)</sup>, Young은 협착이 형성된 동맥내의 혈류 특성에 대한 수치 해석적 모델을 제시하였다<sup>(6)</sup>. Ku는 동맥내 혈액의 흐름에 있어서 물리적인 환경과 유체역학적으로 고려해야 될 요인 그리고 혈액 유동학에서의 생리학적인 반응에 대해 기술하였고 유체역학에 의해 고찰되어온 결과를 정리하였고 앞으로의 혈액유동에 있어서 앞으로의 연구방향을 제시하였다<sup>(7)</sup>. Tang는 thin-wall 모델을 이용하여 혈관의 변형이 있는 경우 축대칭과 비대칭의 협착부에서의 혈액 유동의 특성에 대해 연구하였다.<sup>(8)</sup>

본 연구에서는 혈관 내부 협착 부위가 맥동 상태의 혈류 유동에 미치는 영향을 수치 해석적으로 고찰함으로써 협착부로 인한 혈관 내부 유동의 거동을 분석하였다.

## 2. 수치 해석

### 2.1 지배 방정식

동맥의 혈액의 흐름을 비정상상태, 비압축성, 비뉴턴 유체 및 층류로 가정하였고 중력의 영향은 무시하였으며, 혈액유동의 지배방정식은 3차원 유동장에서 일반적인 형태의 Navier-Stokes 방정식을 다음과 같이 나타내었다.

$$u_{i,j} = 0 \quad (1)$$

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

위 식에서 전단응력 텐서( $\tau_{ij}$ )는 속도 구배의 함수로 나타낼 수 있다.

$$\tau_{ij} = \eta (u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (3)$$

식 (3)에서  $\eta$ 는 유체의 유변학적 특성을 나타내는 겔보기 점도(apparent viscosity)이다. 겔보기 점도를 위해 본 연구에서는 비뉴턴 유체의 많은 구성방정식 중에서 Carreau model을 사용하였다.<sup>(9)</sup> 겔보기 점도를 전단율의 함수로 나타내면 Carreau model은 식 (4)와 같다.

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

모델에서  $\lambda$ 와  $q$ 는 비뉴턴 유체의 성질에 따라 결정된다.

### 2.2 연구 모델

협착부가 있는 동맥내부의 혈류 유동을 고찰하기 위하여 협착부 형상은 아래와 같이 가정하였다.

$$r(z) = r_0 - \frac{\delta}{2} [1 + \cos(\frac{\pi z}{l})] \quad (5)$$

여기서,  $l$ 은  $d/2$ 로 일정하게 유지하였다. 협착부의 크기를 나타내는 변수인  $s$ 는 협착 비율(percent of stenosis)로서 Ku에 의해서 다음과 같이 정의된다.<sup>(10)</sup>

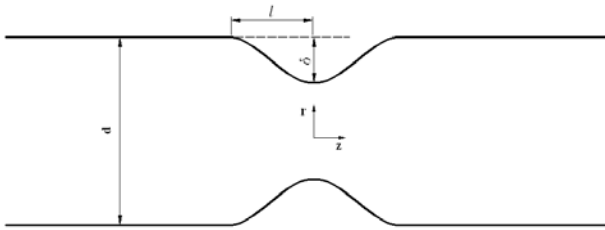


Fig. 1 Geometry of the stenosed blood vessel

$$s = (d - \delta)/d \times 100\% \quad (6)$$

Fig. 2에 본 연구에서 사용한 협착 모델과 개략적인 형상을 나타내었다. 혈관의 입출구가 협착부 주위 유동에 미치는 영향을 최소화하기 위하여 입구는 전방  $30D_0$ , 출구는 후방  $50D_0$ 에 위치시켰다.

인체 혈관내의 유동은 심장의 이완 및 수축에 의해 주기성을 갖는 박동 유동(unsteady pulsatile flow)으로 심장에서 멀어질수록 유동속도의 최대치와 최소치 차이가 감소하게 된다. 생리학적 맥동 파형은 다소 복잡한 형태의 주기적 특성을 가지며, 특히 동맥의 종류 및 위치에 따라 다양한 형태를 보이고 있다. 본 연구에서는 맥동 유동의 특성을 보다 쉽게 파악하기 위하여 Fig. 2와 같이 동맥 유입 혈액 유량을 Siouffi가 제안한 속도 파형을 사용하였다.

혈관 벽면에서는 점착조건(no-slip) 조건을 이용하였고, 출구에서는 일정압력( $p_0$ )을 출구에서의 경계조건으로 이용하였다.

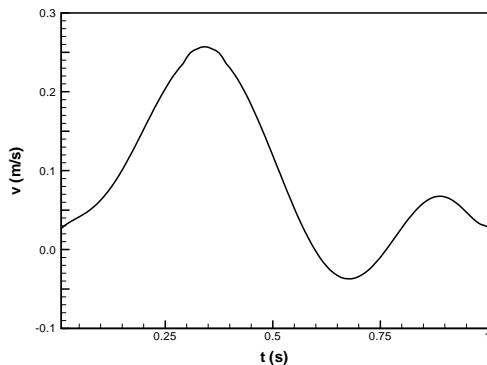


Fig. 2 Physiological velocity profile used in the pulsatile simulation

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 정상상태 해석결과

혈액은 영양분과 노폐물을 나르는 혈구와 단백질, 복합 단백질, 이온들의 혼합물이다. 혈액 체적의 40%를 차지하는 적혈구는 반고체(semisolid) 입자들로서 혈액의 점도를 상승시키고 혈액 유동에 영향을 준다. 혈액은 일정한 점도를 나타내지는 않으나 혈액의 점도는 대략 물보다 4배정도 크며, 비뉴턴 유체의 특성을 나타낸다. 본 논문에서 비뉴턴 유체의 특성을 알아보기 위하여 시간에 따라 주기적으로 변하는 맥동 유동 현상을 고찰하기 이전에 정상상태 유동해석을 수행하여 실험값<sup>(9)</sup>과의 비교하였다. Table 1은 Carreau model에서 사용된 유변학적 값을 나타내었다. Fig. 3은 원관내 뉴턴 유체와 비뉴턴 유체의 속도의 반경방향 중심속도 값을 평균속도로 나누어 무차원화시킨 값을 나타내었다. Fig. 3에서 보는 바와 같이 비뉴턴 유체의 속도 형상은 중심선 부근에서는 평탄하게 나타나고 벽면 부근에서는 뉴턴 유체의 속도 값들보다 크게 나타났다. 이러한 현상은 전단율이 작은 중심영역에서는 점성 계수가 커져서 속도가 감속하고 벽면에서의 전단율은 중심영역보다 크기 때문에 벽면에서의 속도구배가

Table 1 rheological values for Carreau model

	Rheological values			
	$n_0$	$n_\infty$	$\lambda$	$q$
Blood	0.056	0.00345	3.31	0.357
Separan 500wppm	0.015	0.0016	2.5	0.62
Separan 1000wppm	0.06	0.0026	0.5	0.45

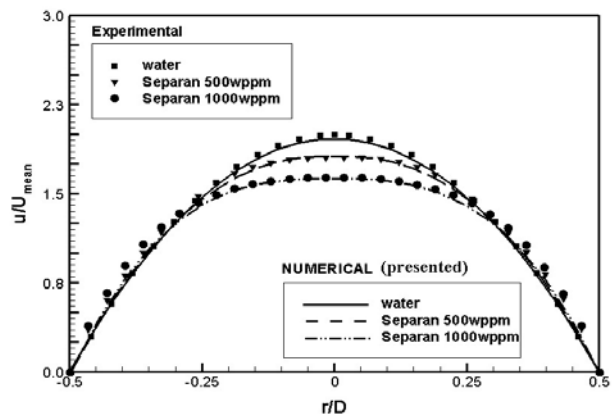


Fig. 3 Comparison of the velocity profiles for the steady flow of water and non-Newtonian fluids

뉴턴 유체의 경우보다 크게 되기 때문이다. 수치 해석을 통하여 구한 결과 값과 실험값을 아주 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있었다.

### 3.2 맥동유동상태 해석결과

협착이 발생된 동맥 내부의 혈액 유동은 건강한 상태의 혈액 유동과 많은 차이를 보이며, 이러한 유동의 흐름은 혈액의 원활한 흐름을 방해하여 압력 강하를 증대시켜 심장에 큰 부담을 가해 극단적인 경우 심장마비를 유발할 수 있는 요인이 된다. 본 논문에서는 협착률의 증가를 통하여 협착이 유동장에 어떠한 영향을 주는가 조사하였다.

Fig. 4는 협착률이 50%일 때 협착이 발생한 동맥에서 혈액 유동 형태를 시간에 따라 나타내었다. 여기서 볼 수 있는 가장 큰 특징은 와류(vortex)의 발달이다. 협착부를 지난 유동의 재순환(recirculation)이 흐름이 감속되는 시간에서 시간에 따라 발달함에 따라 유동이 매우 불안정한 것을 볼 수 있다. 특히, 혈관으로 유입되는 혈류 유량이 평균유량보다 낮은 경우(0.625~0.75s)에는

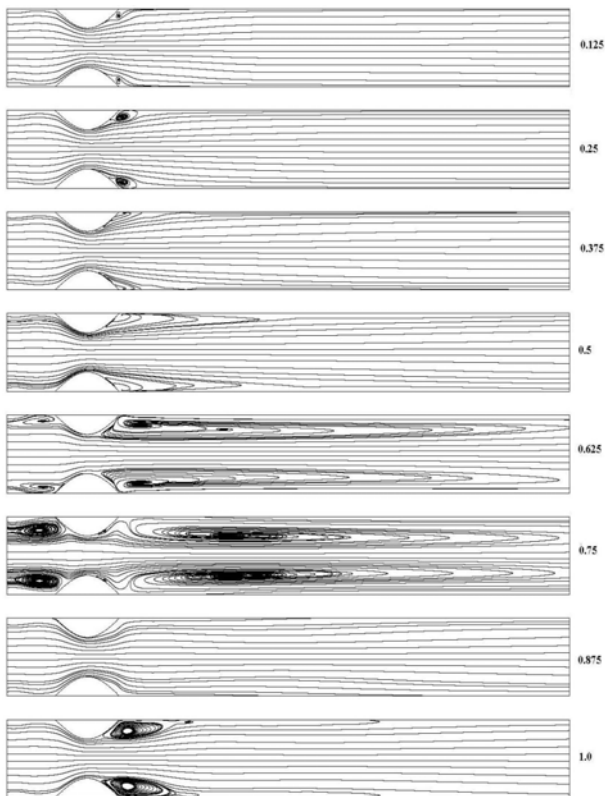


Fig. 4 Instantaneous streamline patterns at different temporal points in the pulsatile flow, 50% of stenosis

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

Fig. 5는 협착률이 70%일 때의 협착이 발생한 동맥에서의 시간에 따른 유동을 나타내었다. 협착부를 지난 유동은 협착률이 증가함에 따라 와류가 급속히 발달하고 그 크기가 커짐을 볼 수 있다. 본 연구에서 모델의 형상, 경계 조건 및 초기 조건이 대칭을 이루고 있으나, 유동은 비대칭을 이루고 복잡한 유동형태를 취하게 된다. 이와 같은 현상은 급확대관의 2차원 유동에서 흔히 발견되는 비대칭 bifurcation (symmetry-breaking bifurcation, "coanda effect")과 대응되는 유동현상이라고 볼 수 있다. 이와 같은 비대칭의 해는 복수해(multiple solution)를 갖는 하나의 예라 할 수 있다. 이러한 비대칭성은 협착부의 유동을 해석한 Tang 및 Mallinger의 연구에서도 보여지고 있다.

재순환 혹은 와류유동의 생성은 혈액내의 각종 부유 물질들의 거동에 직간접으로 영향을 미치는데, 그 중에서도 혈전증의 원인이 되는 혈소판의

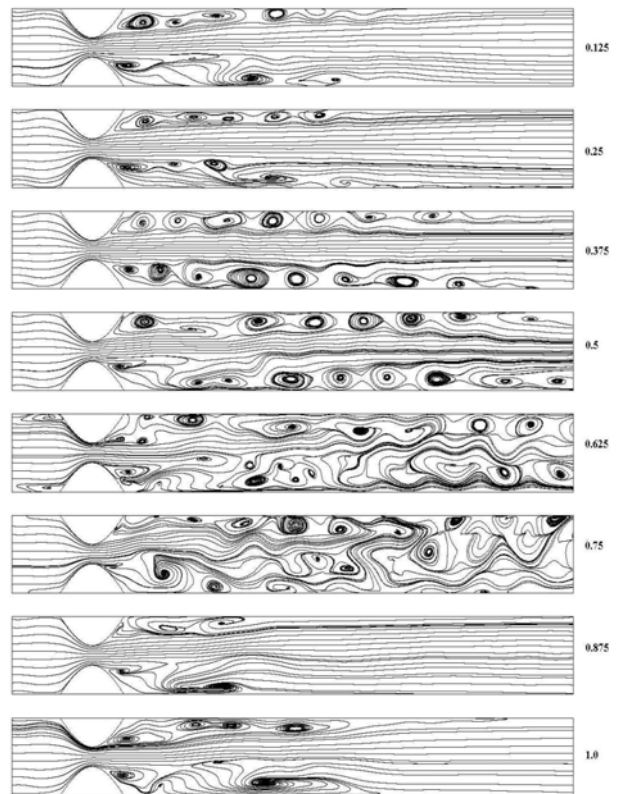


Fig. 5 Instantaneous streamline patterns at different temporal points in the pulsatile flow, 70% of stenosis

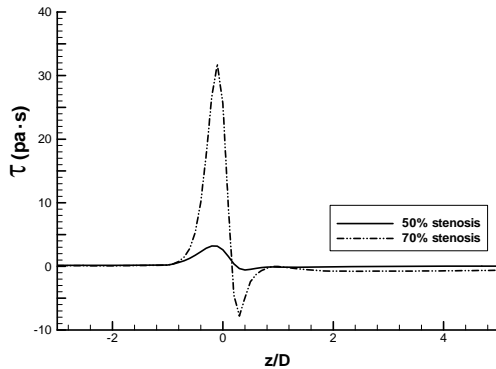


Fig. 6 Plot of wall shear stress along blood vessel wall

움직임과 연계성은 생리학적으로 매우 중요한 이슈이다.

혈소판은 출혈부위를 지혈시키는 역할을 담당하는 혈액 내 부유 물질인데 협착 목 부위 혈관 표면에서 큰 전단응력이 작용하여 내피세포가 손상을 입게 되면 혈액내의 혈소판이 이곳으로 집착되어 응집되고 급기야는 응고되어 혈전증으로 발전하게 된다. 이와 같이 혈소판의 혈액 유동 내에서의 거동은 혈액유동의 전단응력과 밀접한 관계가 있다. 또한, 전단응력은 협착부의 성장, 파괴등과 밀접한 관계를 가지고 있다. 협착이 발생한 동맥내에서 방아쇠 효과(triggering effect)에 의해 협착부가 파괴되면, 파괴된 협착부는 동맥을 따라 흐르다가 작은 혈관을 만나면 혈관을 완전히 막아버릴 수 있다. 이와 같은 협착이 발생한 동맥에서의 전단응력은 혈전증의 유발이나 협착부의 성장과 파괴에 밀접한 관계를 가지고 있으므로 협착부가 발생한 혈관내의 유동해석에서 빠져서는 안되는 매우 중요한 요소 중에 하나이다. Fig. 6에서 최대 전단응력은 협착부 목부위 혈관 벽면에서 발생한다. 협착부에서의 전단응력의 크기가 Z가 증가함에 따라 증가하다가, 목부위를 지난 후 급격히 감소하여 음의 값을 가진다. Fig. 4와 5에서 볼 수 있듯이 협착부의 목부위를 지난 유동이 재순환되기 때문이다. Fig. 6에서 협착률이 70%인 경우가 50%인 경우보다 현저히 증가함을 볼 수 있는데, 이는 협착률이 증가함에 따라 전단 응력도 증가함을 보여주고 있다.

## 4. 결 론

본 연구에서는 협착이 발생한 원관내 정상 유동과 맥동유동 특성을 수치해석을 행하여 고찰하였다. 맥동 유동에서는 실제와 같은 결과를 도출하기 위해 입구의 경계조건은 생리학적인 맥동 유동을 경계조건으로 사용하였다.

정상 상태일 때 비뉴턴 유체의 경우 중심선상의 속도 분포가 좀 더 평탄해지고, 벽면의 속도 구배가 뉴턴 유체보다 크게 나타남을 볼 수 있었다.

맥동 유동의 경우 혈류 유량이 감소함에 따라 협착부 전방에 재순환 영역이 발생하였다가 유량이 증가함에 따라 소멸되는 것을 볼 수 있었으며, 협착부 후방에도 혈류 유량의 증가와 감소에 따라 재순환 영역이 증가하였다가 시간이 지남에 따라 유동장 하류로 흘러가는 것을 볼 수 있었다. 유량의 증가시보다 유량의 감소시에 유동이 더욱 불안정함을 볼 수 있었다. 또한, 협착률이 높은 경우 협착부 후방에서 유동의 급격한 변화 때문에 비대칭성을 보였으며, 재순환 영역이 후방으로 확대되었다.

전단응력은 협착부 주위에서 급격한 변화를 보였고, 협착의 목부위에서 최대 전단응력이 발생하였다.

유동 특성이 시간에 따라 변화하는 맥동 유동에 관한 연구는 공학 분야 및 혈관 내부의 혈관 유동 특성을 규명하고자 하는 의학 분야 등에서 응용되고 있으며, 맥동을 가지는 관내의 유동 특성 파악과 임상에 관찰되는 결과는 비교하는 기초적 자료 제시에 활용하는데 도움이 되고자 한다.

## 참고문헌

- (1) Ross, R., 1966, "The Pathogenesis of Atherosclerosis-An Update," *New England Journal of Medicine*, Vol. 314, pp. 448~500.
- (2) Nerem, R. M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis," *Transactions of ASME, Journal of Bio. Eng.*, Vol. 114, pp. 274~289.
- (3) Matadial Ojha, Richard S.C Cobbold, K. Wayne Johnston and Richard L. Hummel, 1989, "Pulsatile flow through constricted tubes: an experimental investigation using photochromic tracer methods," *J.*

- Fluid Mech*, Vol. 203, pp. 173~197.
- (4) Deplano, V. Siouffi, M. 1999, "Experimental and Numerical Study of Pulsatile Flows through Stenosis: Wall Shear Stress Analysis," *J. Biomechanics*, Vol. 32, pp. 1081~1090.
- (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) Young, D. F., 1968, "Effect of a time-dependent stenosis on flow through a tube," *J. Eng. Industries*, Vol. 90, pp. 248~254.
- (7) He, X., Ku, D. N. and Moore, J. E., 1993, "Simple Calculation of the Velocity Profiles for Pulsatile Flow in a Blood Vessel Profiles for Pulsatile Flow in a Blood Vessel Using Mathematica," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 21, pp. 45~73.
- (8) Dalin Tang, Chun Yang, David N. Ku, 1999, "A 3-D thin-wall model with fluid-structure interactions for blood flow in carotid arteries with symmetric and asymmetric stenoses," *Computers and Structures*, Vol. 72, pp. 341~356.
- (9) Roh Hyund-Woon, 1999, *Pulsatile Flow Analysis of Non-Newtonian Fluids in the Circular and the Bifurcated Tubes*, Ph. D. Thesis, Department of Mechanical Engineering Graduate School, Soongsil University.
- (10) Ku, D. N., 1997, "Blood Flow in Arteries," *Annual Review of Fluid Mechanics*, Vol. 29, pp. 399~434.
- (11) Siouffi, M. Pelissier, R., Farahifar, D. and Rieu, R., 1984, "The effect of unsteadiness on the flow through stenoses and bifurcation," *J. Biomechanics*, Vol. 17, pp. 299~315.