

협착이 있는 탄성혈관을 흐르는 혈액의 유동특성에 관한 수치해석적 연구

정삼두* · 김창녕**

*경희대학교 기계공학과, **경희대학교 기계·산업시스템공학부

(2001년 12월 20일 접수, 2002년 8월 30일 채택)

A Numerical Analysis on the Hemodynamic Characteristics in Elastic Blood Vessel with Stenosis

Sam Doo Jung, Chang Nyung Kim

(Received December 20, 2001. Accepted August 30, 2002)

요약 : 심혈관계에서 자주 발생하는 죽상경화증과 혈전의 발생 및 성장에 관한 복잡한 기전을 이해하기 위하여 뇌의 혈액공급을 담당하는 경동맥을 2차원 축대칭으로 모사하여 수치해석하였다. 박동유동 상태에서 경동맥 내에 25%, 50%, 75%의 협착이 형성된 경우에 대하여 혈관내의 속도분포 및 혈류역학적 벽 파라미터들이 고찰되었다. 혈액은 뉴턴유체 및 전단변형률에 따라 점성이 변화하는 비뉴턴유체로 간주되었으며 비뉴턴모델로는 혈액과 유사한 점성치를 나타내는 Carreau-Yasuda 모델이 적용되었다. 해석 결과 혈관내벽에 작용하는 벽전단응력은 협착이 커질수록 크게 증가하였으며 비뉴턴유체보다 뉴턴유체의 경우에서 벽전단응력이 크게 평가되었다. 벽전단응력 진동지표(OSI)에 의해 시간평균 재부착점이 예측되었는데 비뉴턴유체보다 뉴턴유체의 경우에서 협착 영역으로부터 멀리 떨어진 곳에서 관찰되었다. 시간평균 벽전단응력구배(WSSG)도 협착이 큰 경우에 상당히 크게 나타났는데 비뉴턴유체보다 뉴턴유체의 경우에 더 큰 값이 나타났다.

Abstract : In this study, blood flow in a carotid artery supplying blood to the human's brain has been numerically simulated to find out how the blood flow affects the genesis and the growth of atherosclerosis and arterial thrombosis. Velocity profiles and hemodynamic parameters have been investigated for the carotid arteries with three different stenoses under physiological flow condition. Blood has been treated as Newtonian and non-Newtonian fluid. To model the shear thinning properties of blood for non-Newtonian fluid, the Carreau-Yasuda model has been employed. The result shows that the wall shear stress(WSS) increases with the development of stenosis and that the wall shear stress in Newtonian fluid is highly evaluated compared with that in non-Newtonian Fluid. Oscillatory shear index has been employed to identify the time-averaged reattachment point and this point is located farther from the stenosis for Newtonian fluid than for non-Newtonian fluid. The wall shear stress gradient(WSSG) along the wall has been estimated to be very high around the stenosis region when stenosis is developed much and the WSSG peak value of Newtonian fluid is higher than that of non-Newtonian fluid.

Key words : Elastic wall, Non-Newtonian fluid, Physiological flow, Wall shear stress, Stenoses, Carotid artery, Atherosclerosis

서 론

죽상경화증(atherosclerosis)은 동맥내막에 형성된 플라크(plaque) 또는 응혈로 인해 혈관의 내경이 감소하여 혈액의 유동에 장애가 발생하는 질환으로 심장이나 뇌혈전증의 원인이 되며, 주로 복부대동맥(abdominal aorta), 경동맥(carotid arteries),

관상동맥(coronary arterial) 등의 분지관과 만곡부위와 같은 기하학적 형상이 복잡하거나 유동의 방향이 급격하게 변하는 곳에서 주로 발생된다[1]. 특히 뇌의 혈액공급을 담당하는 경동맥에 심한 협착(severe stenoses)이 발생하여 적절한 수준의 혈액공급이 수행되지 못하면 심장마비(heart attack) 또는 뇌졸중(stroke)으로 이어질 가능성이 높아져 사람의 생명에 치명적인 영향을 미칠 수 있다[1]. 죽상경화증을 일으키는 원인에 대해 아직 정확히 알려지지 않았으나 전통적으로 고콜레스테롤, 흡연, 고혈압, 당뇨 등이 주요 원인으로 지적되고 있으며, 최근에는 이런 전통적인 것들뿐만 아니라 혈류역학적 특성이 죽상

경화성 플라크의 형성 및 성장에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 이 분야에 대한 연구가 활발히 수행되고 있다[2-7].

Young은 협착이 형성된 동맥내의 혈류특성에 대한 수치해석적 모델을 제시하였으며[2], Gijsen 등은 경동맥 분지관과 대동맥 만곡부에서의 유동특성을 수치해석과 실험을 병행하여 연구하였다[3, 4]. Tu 등은 협착이 형성된 혈관 내의 유동특성 및 벽 전단력응력(wall shear stress)을 수치해석하였고[5], Buchanan Jr. 등은 맥동유동(pulsatile flow) 하에서 혈관 내의 혈류역학적 벽 파라미터(hemodynamic wall parameters)를 고찰하였다[6]. 이들 연구에서는 혈관(vessel)을 유연성이 없는 강성벽(rigid wall) 또는 일정한 두께가 없는 것으로 간주하여 해석하였으나 실제로 혈관은 유연성이 있는 탄성혈관(elastic vessel)으로 심장 박동에 의해 발생된 비정상 박동유동(unsteady pulsatile flow)으로 인하여 혈관내부 단면적이 시간에 따라 변하게 되며 이로 인해 혈관을 유연성이 없는 벽으로 해석한 결과보다 벽전단응력이 더 크다[7]. 또한 맥동유동 조건에서 복부 대동맥류에 대한 유체-고체 상호작용이 수치계산 방법에 의하여 연구되었다[8, 9].

본 연구에서는 뇌의 혈액공급을 담당하는 경동맥에 25%, 50%, 75%의 협착이 형성되었을 경우 박동유동상태 하에서 발생하는 혈관 내의 속도분포와 혈류역학적 벽 파라미터 등을 CFDRC에서 개발한 CFD-ACE와 FEM-STRESS를 이용하여 수치해석하였다. 경동맥의 혈관을 일정한 두께의 탄성혈관으로 취급하였으며 혈액은 점탄성(viscoelasticity)이 없는 순수 점성유체로 간주하여 뉴턴유체(Newtonian fluid)와 비뉴턴유체(Non-Newtonian fluid) 각각에 대하여 해석하였다.

이 론

혈액의 유변학적 특성

대동맥, 동맥 등의 비교적 내경이 큰 혈관 내의 유동에서 혈액의 점탄성 특성은 거의 무시될 수 있어 많은 연구에서 혈액을 순수점성 비뉴턴유체로 간주한다[7]. 혈액을 묘사한 비뉴턴유체 모델로는 Carreau model, Carreau-Yasuda model, Casson model, Power-Law model, Quemada model 등이 있다. Gijsen 등은 경동맥 분지관(carotid bifurcation)에서의 유동을 Carreau-Yasuda model을 이용하여 수치해석한 결과와 실험치를 비교함으로써 Carreau-Yasuda model이 혈액의 유

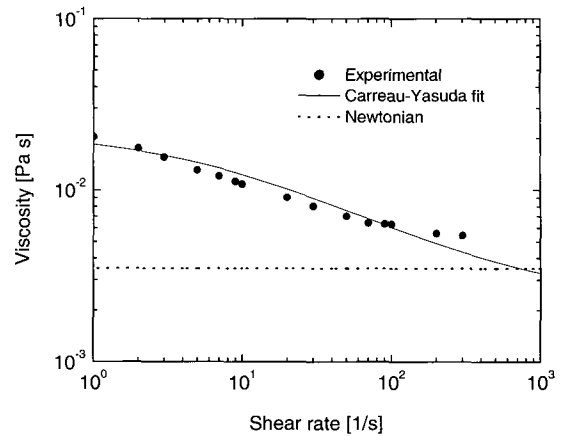


Fig. 1. Newtonian and Carreau-Yasuda fit compared to the experimental properties of blood (4)

변학적 특성을 잘 나타냄을 보였다[3]. Fig. 1은 전단률(shear rate)에 따른 점성(viscosity)의 크기를 실험치, 뉴턴유체 그리고 비뉴턴유체 모델해석에 대해 나타난 것으로, Carreau-Yasuda model은 전단률이 낮은 곳에서는 유체의 점성이 η_0 의 거동을 나타내며 전단률이 높은 곳에서는 η_∞ 의 거동을 나타내도록 구성되어 있다[4]. Carreau-Yasuda model의 곡선은 혈액의 점성크기에 근사한 값을 나타낸다. 본 연구에서는 비뉴턴유체의 모델로 Carreau-Yasuda model을 이용하였으며 뉴턴유체의 경우와 함께 물성치가 Table 1에 제시되어 있다.

혈류역학적 벽 파라미터(hemodynamic wall parameters)

혈관질환에 영향을 미치는 혈류역학적 인자는 속도분포, 압력분포, 와류(vortex), 벽전단응력 등이 있으며 유동형태, 기하학적 형상, 혈액의 유변학적 특성에 따라 이들 인자들을 고찰하는 것은 혈관질환의 발생 및 성장과 혈류역학과의 상관관계를 규명하는데 중요한 의미를 가진다. 특히 벽전단응력은 혈관 내의 유동장에 의해 혈관내벽에 발생하는 혈류역학적 힘(hemodynamic force)을 단적으로 드러낸다. 그러므로 벽전단응력에 관한 혈류역학적 벽 파라미터를 살펴봄으로써 혈관질환인 죽상경화증과 동맥혈전의 생성 및 성장에 관한 기전을 고찰할 수 있다.

혈류역학적 벽파라미터로는 시간평균 벽전단응력(time-ave-

Table 1. Viscosities and densities

Carreau-Yasuda model	Newtonian Fluid
$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}}$	
$\dot{\gamma}$: shear rate η_0 (zero shear rate viscosity) = 22×10^{-3} Pa · s η_∞ (infinite shear rate viscosity) = 2.2×10^{-3} Pa · s $a = 0.644$, $n = 0.392$, $\lambda = 0.110$ s, ρ (density) = 1060 kg/m ³	$\eta = 0.0035$ Pa · s $\rho = 1060$ kg/m ³

rated wall shear stress, WSS), 벽전단응력 진동지표(oscillatory shear index, OSI), 벽전단응력 구배(wall shear stress gradient, WSSG) 등이 있으며 다음의 식들에서 보인 바와 같이 무차원화되어 있다[6]. 식(1)은 시간평균 벽전단응력을 나타내는 식으로 벽전단응력을 시간에 대해 적분한 후 주기(T)와 동압(dynamic pressure)으로 나누어 무차원화한 것이다.

$$WSS = \frac{1}{T} \frac{1}{\rho U^2} \int_0^T \tau_w dt \quad (1)$$

OSI는 시간에 따른 벽전단응력의 진동특성을 나타내는 파라미터로서 식(2)와 같이 정의되며 0과 0.5 사이의 값을 가진다. OSI의 값을 통하여 시간평균된 유동박리 및 재부착 위치를 파악할 수 있는데 OSI가 0.5나 이에 근사한 값을 가지는 위치가 시간평균된 재부착점이 되며 그 위치부근에서 벽전단응력이 낮게 나타난다[12].

$$OSI = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{\left| \int_0^T \vec{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\vec{\tau}_w| dt} \right] \quad (2)$$

WSSG는 혈류유동방향에 따른 벽전단응력의 변화를 나타내는 파라미터로서 혈관내피세포(endothelial cell)의 손상 정도와 손상 위치에 관하여 유용한 정보를 제공해 준다[6]. 즉 혈관 내벽에 높은 전단응력구배가 발생하면 혈관내피세포가 손상되어 혈관이 약화되며 내막(membrane)과 콜라겐 섬유(collagen fiber)가 혈액에 노출되어 혈액 응착 가능성이 증가된다[13].

$$WSSG = \frac{1}{T} \frac{D}{\rho U^2} \int_0^T \left[\left(\frac{\partial \vec{\tau}_w}{\partial \hat{s}} \right)^2 \right]^{1/2} dt \quad (3)$$

여기서 s는 혈류유동방향을 나타내며 D는 혈관내경이다[6].

문제설정 및 수치해석

기하학적 모델

뇌에 혈액을 공급하는 혈관으로는 경동맥과 척추동맥(vertebral artery)이 있다. 그 중 경동맥은 뇌가 필요로 하는 전체 혈액의 80~85%를 담당하고 있어 협착으로 인하여 뇌로의 혈액 공급이 줄어들면 사람의 생명에 치명적인 영향을 미칠 수 있으므로 경동맥내의 혈류유동특성을 연구하는 것은 중요한 의미를 갖는다. 본 연구에서는 축대칭(axisymmetry) 형상을 갖는 경동맥에 대하여 수치해석 하였으며 그 형상과 치수는 Fig. 2 및 Table 2에 상세히 나타내었다.

혈관 내에 발생하는 협착의 모양은 매우 다양하며 그 표면의 불규칙성으로 인하여 어떤 정형화된 형상이 있을 수 없으므로 최근의 연구에서는 협착의 형상을 cosine 함수의 형태로 단순화하여 해석하였다[4, 5, 7]. 본 연구에서도 동일한 방법으로 협착의 형상을 cosine 함수의 형태로 구성하였으며 이는 식(4)와 같다.

$$\frac{r(z)}{D/2} = \begin{cases} 1 - \frac{\delta}{2} \left[1 + \cos\left(\frac{\pi z}{z_0}\right) \right] & \text{if } |z| \leq z_0 \\ 1 & \text{if } |z| \geq z_0 \end{cases} \quad (4)$$

경계조건

인체혈관 내의 유동은 심장의 이완 및 수축에 의해 주기성

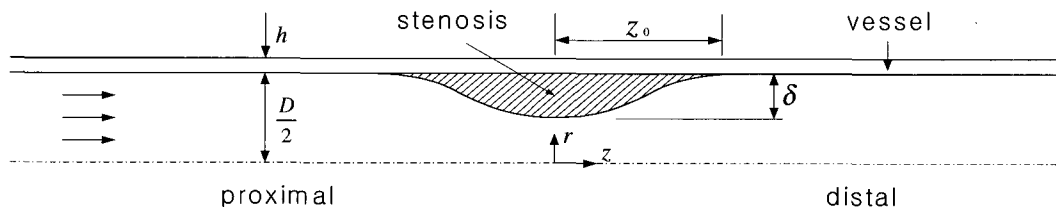


Fig. 2. Schematic diagram of carotid artery with stenosis

Table 2. Geometric characteristics of carotid arteries with stenoses

h (vessel thickness)	1 mm
D (inside diameter of vessel)	8 mm
z_0 (half-length of stenoses)	8 mm
δ (thickness of stenoses)	25% → 0.536 mm 50% → 1.172 mm 75% → 2.000 mm

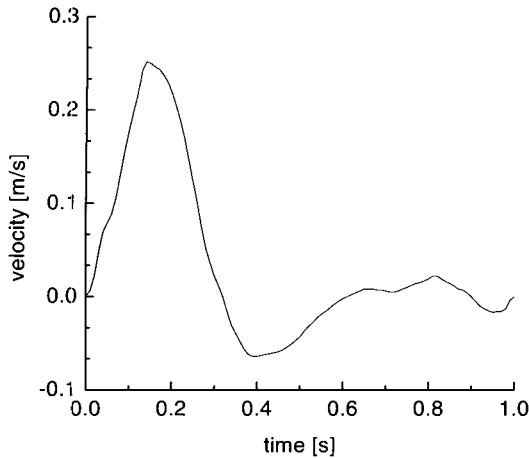
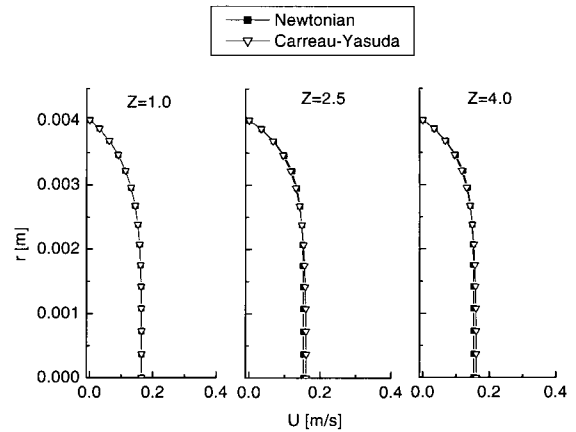


Fig. 3. Physiological mean velocity profile used in the carotid artery simulation [12]

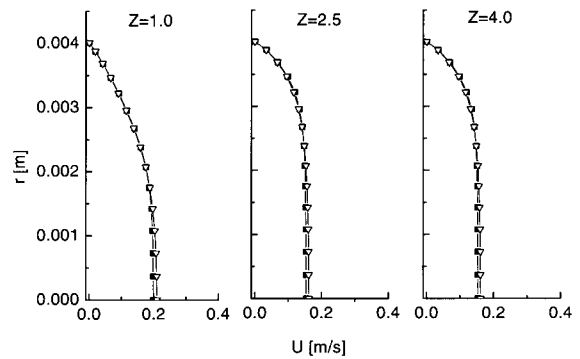
을 갖는 비정상 박동유동(unsteady pulsatile flow)으로 심장에서 멀어질수록 유동속도의 최대치와 최소치 차이가 감소하게 된다. 지금까지 연구된 실험과 수치해석에서는 유동의 형태를 단순한 맥동유동으로 가정하였다[7, 10, 11]. 그러나 본 연구에서는 실제의 혈액유동과 가까운 박동유동을 가정하였으며 그 유동형태는 Fig. 3에 제시되어 있다[14]. 유동의 주기 T는 1s이며 속도의 최대치는 0.252 m/s, 최소치는 -0.064 m/s이다. 또한 혈관 내의 모든 영역에서 유동의 형태가 층류유동(laminar flow)으로 가정되었고 입구영역에서는 완전발달유동(fully developed flow) 조건을 적용하였으며 해석의 정확성을 위해 4주기가 지난 5번째 주기의 유동에 대하여 해석을 계산하고 5번째 결과를 보였다. 고체(solid) 영역인 혈관(vessel)은 경동맥내의 박동유동에 의해 탄성적으로 운동하도록 모사되었으며 밀도 ρ 는 200 kg/m³, 영계수(Young's modulus) E는 0.7×10^6 N/m² 그리고 포와송비(Poisson's ratio) ν 는 0.49가 적용되었다[15].

계산결과 및 고찰

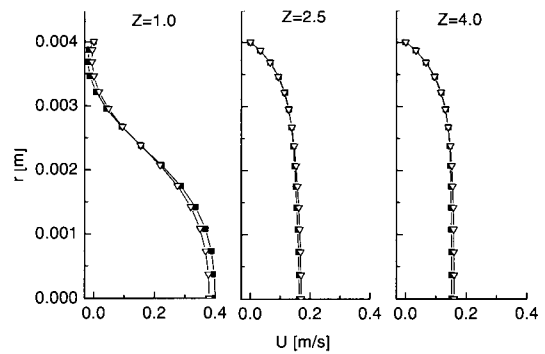
본 연구에서 해석된 혈관 내의 유동은 비정상상태인 박동유동이고 혈관은 혈액의 유동에 의해 탄성적 거동을 하는데 이와 같은 모델링에 의한 해석결과는 이러한 요소들을 고려하지 않고 해석한 결과에 비하여 훨씬 복잡한 현상이 나타나게 된다. 협착이 25%, 50%, 75%인 경우에 대하여 입구속도가 최대인 t=0.14s일 때 무차원화된 위치 Z=1.0, Z=2.5, Z=4.0에서의 축방향 유동속도가 Fig. 4에 제시되어 있는데 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동속도 차이는 거의 없다. 협착영역에서 비교적 멀리 떨어진 Z=2.5와 Z=4.0인 위치에서의 유동특성은 협착이 25%, 50%, 75%인 경우 모두 거의 비슷한 결과를 보이며 뉴턴유체보다 비뉴턴유체의 경우 근소한 차이지만 속도가 약간 크게 나타났다. 협착영역에서 가까운 Z=1.0인 위치에서는 협착의 정도가 심할수록 유동형태가 복잡하며 75% 협착의 경우에 Z<1.0인 위치에서 유동 박리(separation) 현상이 보이고 있다.



(a) 25% area reduction



(b) 50% area reduction



(c) 75% area reduction

Fig. 4. Axial velocity profiles for different area reductions at t=0.14s(Z=z/D)

혈관 내의 유동영역에서 중요한 의미가 있는 세 가지의 혈류역학적 파라미터(WSS, OSI, WSSG)들이 Newton model과 Carreau-Yasuda model에 대하여 각각 Fig. 5와 Fig. 6에 제시되어 있다. Fig. 5(a)와 Fig. 6(a)에서 보이는 바와 같이 뉴턴유체 및 비뉴턴유체 모두, 협착의 상류영역에서 협착이 클수록 시간평균 벽전단응력(WSS)이 증가하며 협착의 하류영역에

Table 3. Time-averaged reattachment points distal to stenoses

Area reduction ratio	Newtonian	Carreau-Yasuda Model
25%	-	-
50%	Z=1.3000	-
75%	Z=5.0064	Z=3.0045

나타나는 벽전단응력의 최소값은 감소한다. 또한 평균벽전단응력보다 낮은 벽전단응력이 나타나는 영역은 협착의 정도가 심해질수록 더 넓게 발생하는데 이는 협착의 성장 가능성을 의미한다.

OSI는 시간에 따른 표면전단응력의 크기와 방향을 나타내는 파라미터로 시간평균 재부착점(time-averaged reattachment)의 위치를 나타낼 수 있다. 즉 협착의 하류영역에서 OSI의 값이 0.5인 지점이 시간평균 재부착점이 된다. Table 3에서 보인 바와 같이 협착의 하류영역에서 발생하는 재순환 영역의 시간평균 크기를 의미하는 시간평균 재부착점은 뉴턴 유체의 경우 협착이 50%와 75%일 때 발생하였으며 비뉴턴 유체의 경우 협착이 75%일 때 발생하였다. 그리고 협착이 75%인 경우에서 협착 위치로부터 재부착점까지의 거리는 비뉴턴유체의 경우보다 뉴턴유체의 경우에서 더 크며 이는 재순환영역이 뉴턴유체의 경우에서 더 크게 형성됨을 보여준다. 협착의 하류영역에서는 전단율이 10^3 보다 작게 나타나는데 Fig. 1에서 보인 바와 같이 이 영역에서는 뉴턴유체의 점성계수가 비뉴턴유체의 점성계수보다 작으므로 뉴턴유체의 경우 재순환영역이 크게 형성된다.

혈관내피세포의 손상위치와 손상정도에 관한 유용한 정보를 주는 WSSG는 협착영역($-1 \leq Z \leq 1$) 부근에서 상당히 크고 협착의 하류영역($1 \leq Z \leq 7$)에서 작으며 그 외의 영역에서는 WSSG의 값이 거의 0에 가까웠다. 협착이 25%와 50%인 경우에 발생하는 WSSG의 최대치는 협착이 75%인 경우보다 상당히 작으며 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 차이는 거의 없다. 그러나 75% 협착에서는 뉴턴유체의 WSSG의 최대치가 비뉴턴유체의 최대치에 비하여 크며 하류영역에서 WSSG의 값은 비뉴턴유체보다 뉴턴유체에서 더 크게 나타났다.

세 종류의 혈류역학적 파라미터 그래프에서 보인 바와 같이 협착의 하류영역에서 WSS, OSI, WSSG의 값들이 일정하게 유지되기 시작하는 위치가 비슷함을 알 수 있다. 즉 뉴턴 유체의 경우 협착이 25%일 때 대략 $Z=4$, 협착이 50%일 때 대략 $Z=5$, 협착이 75%일 때 대략 $Z=7$ 부근에서, 비뉴턴 유체의 경우 협착이 25%일 때 대략 $Z=2.5$, 협착이 50%일 때 대략 $Z=4$, 협착이 75%일 때 대략 $Z=6$ 부근에서 혈류역학적 파라미터들의 값이 일정하게 유지되기 시작한다.

결 론

탄성혈관내에 발생하는 유동특성 및 벽전단응력 해석은 죽상경화증 및 혈전의 발생 및 성장에 관한 기전을 이해하는데 중요한 단서를 제공한다. 본 연구에서는 경동맥에 협착이 있을 때 혈관내의 속도분포와 혈류역학적 벽 파라미터 등이 뉴턴유

체 및 비뉴턴유체에 대하여 고찰되었다.

혈관내의 혈액속도분포에서는 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 차이가 거의 없었다. 협착이 25%, 50%, 75%인 경우 모두 협착의 하류영역에서 속도분포는 거의 비슷하나 협착영역에서는 상당한 차이를 보였다. 혈관 내벽에 발생하는 시간평균 벽전단응력은 협착영역에서 매우 크게 나타났는데 이는 혈전의 원인인 협착의 파괴(plaque rupture)에 상당한 영향을 미칠 것으로 예상된다. 그리고 협착의 하류영역에서는 평균벽전단응력보다 낮은 벽전단응력을 갖는 영역이 넓게 나타났다. 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 경우에서 시간평균 재부착점이 얻어졌는데 비뉴턴유체의 경우에 비하여 뉴턴 유체의 경우에서 재부착점이 협착영역으로부터 더 먼 곳에 나타났는데 이는 재순환영역이 더 크다는 것을 의미한다.

본 연구에서는 혈관 내의 협착 표면이 매끄럽다는 가정을 사용하였으나 실제로는 협착 표면이 매끄럽지 않고 거칠기 때문에 앞으로의 연구에서는 이에 대한 고려가 필요할 것으로 생각된다. 그리고 본 연구에서는 협착의 모양을 2차원 축대칭으로 가정하였으나 실제로는 매우 불규칙한 형상인 경우가 많으므로 다양한 형상에 대한 고찰이 이루어져야 할 것으로 여겨진다.

참 고 문 헌

1. 서상호, 노형운, 조민태, “탄성혈관에서 뉴턴 및 비뉴턴 유체의 맥동유동특성”, 한국의용생체공학회 2000년 추계 학술대회논문집
2. D.F. Young, “Effect of a time-dependent stenosis on flow through a tube”, Journal of Engineering in Industries, The American Society of Mechanical Engineering, Vol. 90, pp. 248-254, 1968
3. F.J.H. Gijsen, F.N. van de Vosse, and J.D. Janssen, “The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries:steady flow in a carotid bifurcation model”, Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 601-608, 1999
4. F.J.H. Gijsen, E. Allanic, F.N. van de Vosse, and J.D. Janssen, “The influence of the non-Newtonia properties of blood on the flow in large arteries : unsteady flow in a 90° curved tube”, Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 705-713, 1999
5. C. Tu, and M. Deville, “Pulsatile flow of non-Newtonian fluids through arterial stenoses”, Journal

- of Biomechanics, Vol. 29, No. 7, pp. 899-908, 1996
6. J. R. Buchanan Jr., C. Kleinstreuer, and J. K. Comer, "Rheological effects on pulsatile hemodynamics in a stenosed tube", Computers and Fluids, Vol. 29, pp. 695-724, 2000
 7. 김정호, "탄성 혈관 내 맥동 유동에서 벽전단응력 변화에 대한 수치해석", 경희대학교 석사학위논문, 2000
 8. 모정하, "맥동 유동에서 복부 대동맥류의 직경비에 따른 유동 및 벽전단응력 해석", 의공학회지, Vol. 23, No. 3, pp. 181-187, 2002
 9. 권치호, 김영호, "맥동유동에 의한 축대칭 복부대동맥류의 유체-고체 상호작용", 의공학회지, Vol. 22, No. 1, pp. 59-68, 2001
 10. D. Tang, C. Yang, Y. Huang, and D. N. Ku, "Wall stress and strain analysis using a three-dimensional thick-wall model with fluid-structure interactions for blood flow in carotid arteries with stenoses", Computers and Structure, Vol. 72 pp. 341-356, 1999
 11. Y. C. Fung, "Biomechanics: Circulation", Springer, 1997
 12. X. He, and D.N. Ku, "Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation Average Conditions", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 118, pp. 74-82, 1996
 13. T.V. How, "Advances in hemodynamics and hemorheology", JAI Press Inc., 1996
 14. G.R. Zendehebudi, and M.S. Moayeri, "Comparison of physiological and simple pulsatile flows through stenosed arteries", Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 959-965, 1999
 15. 권치호, 김영호, "흉부대동맥 근성형술의 유체역학적 효율에 관한 수치해석", KyungWon Tech 1st Annual User Conference, 2001