

< 논문 >

2 차 분지가 있는 혈관에서 협착의 위치에 따른 맥동 유동 특성에 대한 수치해석 연구

이 인 섭* · 유 흥 선†

(2004 년 7 월 12 일 접수, 2004 년 10 월 28 일 심사완료)

Numerical Study on Characteristics of Pulsatile Flow by Location of Stenosis in Blood Vessel with the Second Bifurcation

In-sub Lee and Hong-sun Ryou

Key Words : Numerical Simulation(수치해석), Bifurcation(분지), Stenosis(협착), Pulsatile Flow(맥동 유동)

Abstract

The main objective of the present study is to predict characteristics of three dimensional pulstatile flow by location of stenosis in blood vessel with the second order bifurcation. The present study simulates the incompressible non-Newtonian laminar blood flows using a Fluent V. 6.0. The Carreau model is employed as the constitutive equation for blood. The numerical simulation carried out at five cases without and with symmetry or asymmetry stenosis. It is found that the no stenosis and stenosis before first bifurcation do not have influence on flow at second bifurcated blood vessel. However, the stenosis after first bifurcation has effect on flow at second bifurcated blood vessel.

기호설명

- $D0$: 상류 주관 직경 (mm)
- $D1$: 1 차 분지관 직경 (mm)
- $D2$: 2 차 분지관 직경 (mm)
- $L0$: 상류 주관 길이 (mm)
- $L1$: 1 차 분지관 길이 (mm)
- $L2$: 2 차 분지관 길이 (mm)
- n : 역승 지수
- p : 압력 (Pa)
- U : 수평 방향(x) 속도 (m/s)
- \bar{v} : 속도 벡터 (m/s)
- x : 수평 방향 (m)
- y : 수직 방향 (m)
- z : 반경 방향 (m)
- $\dot{\gamma}$: 전단률 (s^{-1})

- η : 점성 계수 (Pa·s)
- η_0 : 영 전단률 점성 계수 (Pa·s)
- η_∞ : 무한 전단률 점성 계수 (Pa·s)
- ρ : 밀도 (kg/m^3)
- τ : 전단력 (Pa)
- λ : 특성 시간 상수

1. 서론

혈류의 유동은 각종 혈관계 질환의 발생과 진행에 영향을 미친다. 혈류 유동이 영향을 미친다고 알려져 있는 혈관계 질환은 동맥경화, 동맥류, 내막거식증 동맥경화와 혈전의 형성대, 동정맥 기형 등이 있다. 동맥경화는 동맥벽이 딱딱해지며, 두꺼워져서 혈관내부가 막히는 혈관계 질환이다. 혈관 벽이 협착 되거나 혈전에 의해 혈관이 막히면 하부 조직에 혈액 공급이 중단되므로 심장마비 등의 치명적인 원인이 된다. 이와 같이 혈관의 일부가 막히거나 손상된 경우 혈류를 유지하기 위해 인조 혈관을 사용하여 혈관을 대체하거나 우회하여야 한다. 그러나 인공 혈관을 사용하는 경우 가

* 중앙대학교 미래신기술연구소

† 책임저자, 회원, 중앙대학교 기계공학부
E-mail: cfdmcc@cau.ac.kr
TEL: 02) 820-5280 FAX: 02) 813-3669

장 큰 문제는 용혈 현상과 혈전의 형성이다. 적혈구는 지질로 된 얇은 막으로 싸여 있으며, 이 속에 녹아 있는 헤모글로빈은 산소와 결합하여 산소를 운반하는 중요한 역할을 한다. 혈액이 혈류의 유동에 의해 과도한 응력을 받을 경우 적혈구의 막이 파열되는 용혈현상이 발생하며 혈관 조직이 손상되거나 혈액이 인공 혈관 표면에 접촉하게 되면 혈전이 발생하기 쉽다.

이와 같이, 혈관내 유동은 혈관계 질환과 밀접한 관계가 있다. 혈관 벽이 좁아지는 동맥경화증의 발병 원인으로는 다양한 혈류역학적 현상과 관련되어 있다. Fry 등⁽¹⁾은 동맥경화증은 혈관내 전단응력이 높은 곳에서 혈관 내피 세포가 손상되어 발생한다고 주장하였으며 Caro 등⁽²⁾은 전단응력이 낮은 곳에서 혈류가 머무르는 시간이 길어지며 발생한다고 주장하였다. Ku 등⁽³⁾은 낮은 전단 응력이 작용하는 부분 중 응력의 시간 변화율, 즉 교번전단지수(OSI)가 높은 곳에서 발생한다고 주장하였으며 Lei 등⁽⁴⁾은 응력의 공간 변화율, 즉 벽 전단응력 구배(WSSG)가 큰 곳에서 발생한다고 주장하였다.

또한, 이러한 동맥경화증은 혈관이 휘어지는 부분이나 혈관 분지부에서 많이 발생하는 것으로 알려져 있다. 그러므로 혈관 분지부에 대한 유동 현상에 대한 지식은 매우 중요하며 협착이 발생할 경우 바뀐 혈류 유동 특성을 파악하는 것도 매우 중요하다.

혈관 분지부 유동에 대한 연구는 임상 측정의 어려움 때문에 실험과 수치해석으로 많은 연구가 수행 되어왔다. Fukushima 등⁽⁵⁾은 Y 형태와 T 형태의 경동맥 분지부에서 맥동유동 실험을 수행하여 분지부에서 말발굽 와류의 발생과 헬리컬 유동을 가시화하였다. Duncan 등⁽⁶⁾은 실제 맥동 유동을 가지는 대동맥 분지부에서 유연성에 따른 벽 전단응력의 영향을 알아보기 위해 속도와 벽의 움직임, 전단률 등을 측정하였고 다음과 같은 결과를 얻었다. 외벽에서 유연성은 전단 율을 감소 시키는 반면 안쪽 벽은 전단 율을 증가 시킨다. Xu 등⁽⁷⁾, Rindt 등⁽⁸⁾과 He 등⁽⁹⁾은 개의 동맥, 경동맥과 관상동맥의 분지부 유동에 대하여 각각 수치해석 하였다. Xu 등은 벽 전단응력과 속도 분포를 실험과 비교하였고, He 등은 벽 전단응력과 교전전단지수를 실험과 비교하였다.

협착된 혈관내 유동에 대한 연구들은 다음과 같다. Nakamura 등⁽¹⁰⁾은 협착이 있는 혈관에서 비뉴턴 유체와 뉴턴 유체를 수치해석으로 비교하였고 비뉴턴 유체의 경우 유체 변형이 더 약함을 보여 주었다. Luo 등⁽¹¹⁾은 협착이 있는 혈관에서 비뉴턴

유동과 뉴턴 유동의 유동 특성을 수치 해석하였고 비뉴턴 유동의 경우 벽 전단응력과 압력 구배가 뉴턴 유체 보다 더 큼을 보여 주었다. Mittal 등⁽¹²⁾은 맥동이 있는 혈관에서 협착 유동에 대해 LES를 이용하여 수치해석 하였고 Long 등⁽¹³⁾은 맥동이 있는 협착된 혈관에서 수치 해석을 수행하여 협착을 지난 후 유동이 협착 도와 협착 형태 등에 영향을 받음을 보여 주었다. Varghese 등⁽¹⁴⁾은 맥동이 있는 협착 혈관에서 난류 모델들에 따른 속도 분포와 벽 전단응력을 비교 하였다.

위와 같이 분지부 유동이나 협착이 있는 혈관내 유동, 또는 협착이 발생한 분지부 유동 등에 대한 많은 연구들이 수행되었다. 그러나 이러한 연구들은 분지부와 협착이 발생에 부근에 대한 유동 특성만을 측정하고 연구하고 있고, 협착에 의한 하류의 2 차 분지부에 대한 영향에 대한 연구는 아직 까지 많은 연구가 수행되지 못하고 있다. 혈관 내에 협착이 발생하게 되면 협착 후 하류의 혈류 유동이 바뀌게 되고 하류 분지부에 영향을 미칠 수 있다. 다시 말해, 상류 분지부에 발생된 협착에 의해 하류 분지부의 유동이 영향을 받아 또 다른 혈관 질병을 유발할 수도 있다.

따라서 본 연구에서는 2 차 분지가 있는 형상에서 협착의 위치에 따른 맥동 유동 특성을 수치 해석 하고자 한다.

2. 수치 해석

2.1 지배방정식

분지관 내 유동은 비정상, 비압축성, 비뉴턴 유체로 가정하였고, 지배방정식인 연속방정식과 운동량 방정식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \bar{v}) = S_m \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \bar{v}) + \nabla \cdot (\rho \bar{v} \bar{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\bar{\tau}) \quad (2)$$

여기서, ρ , \bar{v} , p 는 각각, 밀도, 속도, 정압이며, τ 는 응력 텐서이다. 비압축성, 비뉴턴 유체의 경우 전단응력의 구성 방정식은 변형률 텐서의 두 번째 불변(second invariant)으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (3)$$

여기서 η 와 $\dot{\gamma}$ 는 각각 비뉴턴 유체의 겔보기 점성계수와 전단율이다.

본 연구에서는 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau 모델을

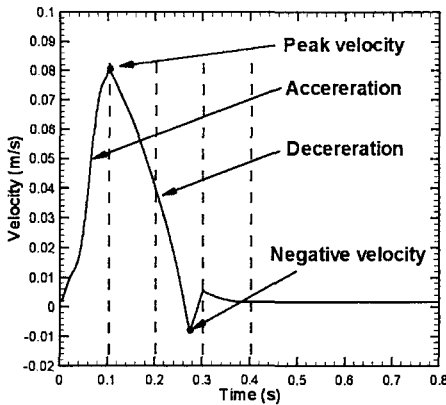


Fig. 1 Inlet velocity

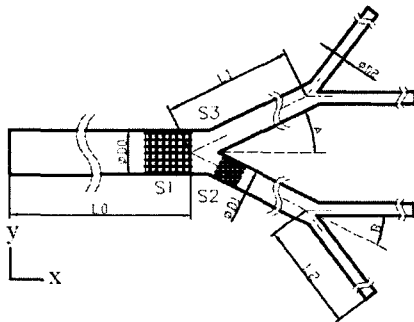


Fig. 2 Scheme diagram of bifurcated blood vessel

사용하였다.⁽¹⁵⁾

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

여기서, η_0 는 영전단률(zero-shear-rate) 점성계수이고, η_{∞} 무한 전단률(infinite-shear-rate) 점성계수이며, λ 는 특성시간 상수, n 은 Carreau 지수이다. 혈액의 경우 Carreau 모델 상수는 $\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\lambda = 3.313 \text{ s}$, $n = 0.356$ 이다.⁽¹⁶⁾

2.2 수치해석 방법 및 경계조건

본 수치해석에서는 벽면에서의 영향을 고려하는 방법으로 벽함수를 이용하였고 압력장을 구하기 위한 해석 알고리즘으로 PISO 알고리즘⁽¹⁷⁾을 사용하였다.

수치 해석에 사용된 프로그램은 범용 코드인 Fluent V. 6.0을 사용하였다. 비뉴턴 유체의 구성방정식과 입구에서 시간에 따른 맥동은 사용자 정의 서브루틴을 사용하여 적용하였다. 입구에 적용된 맥동은 Fig. 1에 나타나 있다.⁽¹⁶⁾ 맥동은 초기 가속기와 그 후 감속기를 거쳐 음의 속도를 가진 후

Table 1 The cases of numerical simulation

	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5
Location of stenosis	No exist	Before bifurcation	Before bifurcation	After bifurcation	After bifurcation
Shape of stenosis	No exist	Symmetry	Asymmetry	Symmetry	Asymmetry

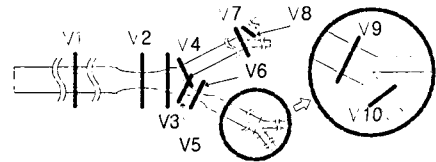


Fig. 3 Cross lines for extraction of velocity

거의 일정한 속도를 유지하고 있는 형태이다. 맥동의 한 주기는 0.8 초이다. 출구 경계 조건은 압력경계조건을 적용하였다. 혈관 벽은 혈관의 유연성을 고려하지 않고 강체 벽으로 가정하였다. 임상학적으로 혈관 벽은 심장에서 전달되는 압력 파형에 의해 움직이는 탄성성질을 가지고 있다. 혈관 벽의 움직임을 고려할 경우 혈류파와 혈압파 사이에는 위상차(임피던스)가 존재하며 혈관 벽 근처의 유동은 혈관 벽의 운동에 의해 영향을 받아 벽 전단응력도 변하게 된다. 일반적으로, 벽면의 유연성을 고려할 경우 벽 전단응력은 감소한다. 그러나, 본 연구에서는 벽의 유연성을 무시하고 강체 벽으로 가정하였다.

3. 결과

3.1 수치해석 형상

본 연구에서 수치해석 할 형상은 Fig. 2에 나타나 있다. 직경 $D_0 = 15 \text{ mm}$, 길이 $L_0 = 500 \text{ mm}$ 인 원형 혈관이 $D_1 = 8 \text{ mm}$, $L_1 = 50 \text{ mm}$ 인 두개의 원형 혈관으로 분지 되고 다시 $D_2 = 4 \text{ mm}$, $L_2 = 100 \text{ mm}$ 인 원형 혈관으로 분지 된다. 본관과 두개의 분지된 관의 총 면적 비는 각각 0.569와 0.5이다.

수치해석을 위한 격자는 ICEM-CFD를 이용하여 생성하였다. 두 분지부 근처를 제외한 원형관 형상의 부분들은 hexa 격자를 사용하였으며 분지부 근처는 tetra 격자를 사용하였다. 격자 독립성 실험 결과 원형관 내부 격자수가 15×15 이상에서 같은 결과를 얻을 수 있었다.

본 연구에서 수치해석은 협착이 없는 경우와 협착이 1차 분지부 전(S1)에 위치한 경우, 분지부 후에 위치한 경우(S2)에 대하여 수행되었다. 협착은 축 대칭인 경우와 비대칭인 두 가지 경우에 대

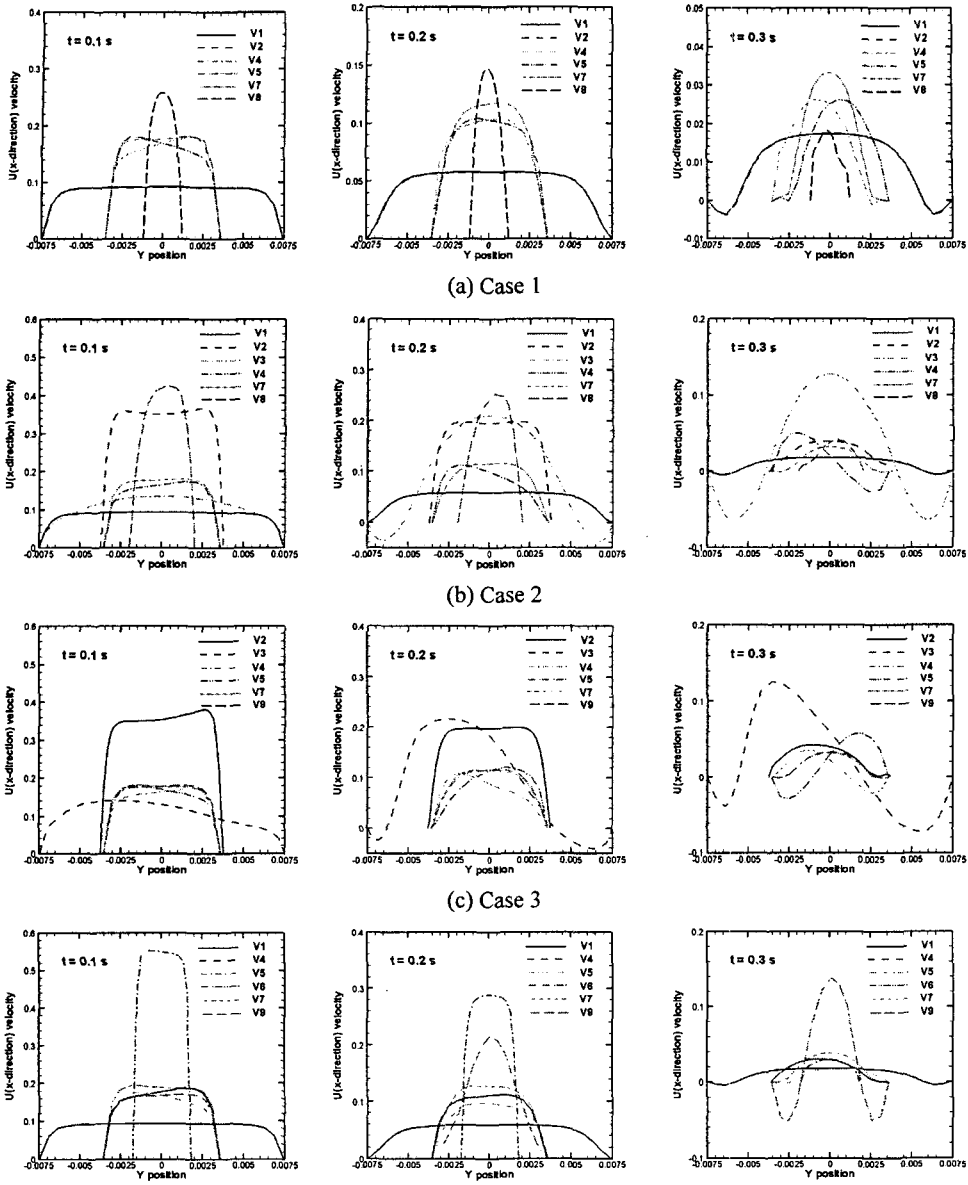


Fig. 4 Velocity profile

하여 비교 해석 하였다.

협착 형태는 축대칭의 경우 반지름을 다음과 같이 정의하였다.⁽¹⁸⁾

$$H_0(z) = R_0 - S_0 R_0 \frac{1 - \cos \left[2\pi \frac{(z - z_1)}{(z_2 - z_1)} \right]}{2} \quad (5)$$

비축대칭인 경우 형상은 축대칭의 중심을 다음과 같이 이동하여 형성하였다.

$$d(z) = d_{axis} \frac{1 - \cos \left[2\pi \frac{(z - z_1)}{(z_2 - z_1)} \right]}{2} \quad (6)$$

여기서, d_{axis} 는 협착의 목에서 중심이 이동 거리를 나타내며, R_0 는 혈관의 반지름을, z_1 과 z_2 는 협착의 시작과 끝을 나타낸다. S_0 와 ECC 는 협착률과 편심으로 다음과 같이 정의된다.

$$S_0 = (R_0 - R_{throat}) / R_0 \times 100\% \quad (7)$$

$$Ecc = d_{axis} / (R_0 \cdot S_0) \times 100\% \quad (8)$$

협착의 위치와 형태에 따른 수치해석 경우는 다음 Table 1 에 나타나 있다. 본 연구에서 협착률 S_0 는 50%이며 비축대칭인 Case 3 과 5 의 ECC 는 53%이다.

3.2 수치해석 결과

Fig. 3 은 속도 분포 추출 위치를 보여주고 있다. V1 에서서는 완전히 발달된 속도 분포를 보여주고 있고 V2 에서서는 Case 2 와 3 의 협착이 있는 곳에서 속도 분포를 보여주며 V3 에서서는 분지 전 속도를 V4 와 5 에서서는 분지 후 속도를 보여준다. V6 은 Case 4-5 의 경우의 협착 위치에서 속도 분포 추출 위치 이다. V7-10 는 2 차 분지 전과 후에서 속도 추출 위치이다.

Fig. 4 는 각각 가속기(0.1 초), 감속기(0.2 초), 음의 속도 후(0.3 초)의 속도 분포를 보여주고 있다. 속도 분포는 맥동 사이클이 3 주기 후부터 같은 분포를 보임으로 3 주기 이후 0.1, 0.2, 0.3 초에서 속도 분포를 비교해석 하였다. 협착이 없는 Case 1 의 경우 단면적이 감소함으로 하류로 갈수록 속도는 증가하고 있으며 음의 속도 후 상류 주관의 벽면 근처에서 음의 속도가 발생하고 있다. 이것은 재순환 영역이 발생하고 있음을 보여준다. 재순환이나 와류 유동의 생성은 혈액내의 혈소판등과 같은 각종 부유 물질 거동에 영향을 미친다. 혈소판은 출혈 부위를 지열 시키는 역할을 하는 물질인데, 고 전단응력에 의해 내피 세포가 손상을 입게 되고 재순환 영역을 만나게 되면 이 곳에 접촉되고 응고 되어 혈전증을 일으키게 되어 동맥 경화가 발생하게 된다.⁽¹⁹⁾ 따라서 재순환 영역은 동맥 경화의 원인들 중에서 하나이다.⁽²⁰⁾ 임상학적으로 상류 주관에서는 재순환 영역이 나타나지 않는다. 그러나 본 수치해석에는 상류 주관에 재순환 영역이 발생하였는데 이것은 벽의 유연성을 고려하지 않고 딱딱한 벽으로 가정하였기 때문에 발생한 것으로 사료된다. 그러므로 보다 정확한 수치 해석을 위해서는 벽의 유연성이 고려된 경계 조건을 사용하여야 할 것이다. Case 2 는 분지 전 상류 주관에 협착이 발생한 경우로 이 경우 감속기부터 재순환 영역이 발생함을 알 수 있다. 또한 1 차 분지 관에서도 재순환 영역이 발생함을 알 수 있다. Case 3 은 상류 주관에 비대칭 협착이 발생한 경우로 비대칭 협착에 의해 속도 분포는 비대칭 분포를 보이고 있으며 재순환 영역이 대칭에 비해 크게 발생하고 있다. 그러나 2 차 분지 전 속도 분포

(V7 과 V9)를 보면 거의 같아짐을 알 수 있다. 이것은 상류 주관의 협착에 의한 비대칭성은 2 차 분지에는 영향을 미치지 않고 있음을 보여준다. 즉, 상류 주관에 발생한 동맥경화에 의한 비대칭 협착은 하류 2 차 분지쪽에는 거의 영향을 미치지 않고 있음을 알 수 있다. Case 4 는 분지 후 협착이 있는 경우로 재순환 영역은 음의 속도 후에 발생하고 있고 1 차 분지 후 협착을 지나며 크게 발생하고 있다. 또한 2 차 분지 전 속도 분포를 보면 협착이 있는 쪽과 없는 쪽의 속도 분포가 매우 차이가 있음을 볼 수 있다. 이는 1 차 분지 후 협착에 의한 비대칭성은 2 차 분지에 큰 영향을 미침을 알 수 있다. 이것은 1 차 분지 후 발생한 동맥경화에 의한 협착은 2 차 분지부의 혈류 유동을 변화 시킴으로써 또 다른 혈관 질환을 발생 할 수 있음을 보여준다.

Fig. 5 는 중심 속도 추출 위치와 벽 전단응력 추출 위치를 보여 주고 있다. 여기서, 1은 분지 관의 위쪽을 2는 분지 관의 아래쪽을 나타낸다.

Fig. 6 은 혈관 중심에서 속도 크기를 보여주고 있다. Case 1 은 협착이 없는 경우로 면적비가 감소함으로 속도는 하류로 갈수록 증가하고 있다. Case 2 는 분지 전 상류 주관에 협착이 발생한 경우로 중심 속도는 협착 근처에서 증가하고 있으며 협착에 의한 속도 증가는 하류에 영향을 미치지 않고 있음을 알 수 있다. Case 3 은 1 차 분지 후 협착이 발생한 경우로 협착 근처에서 빠른 속도를 가진다. 여기서, 가는 선은 협착이 없는 혈관쪽 속도를 나타내고 굵은 선은 협착이 있는 혈관쪽에서 속도를 나타낸다. 이 경우 협착으로 인한 속도 증가는 하류 2 차 분지 관의 속도를 증가시키고 있다.

Fig. 7 은 벽 전단 응력 분포를 보여주고 있다. 벽 전단응력은 분지부와 협착이 있는 곳에서 크게 증가하고 있다. 또한 하류로 갈수록 속도의 증가에 의해 벽 전단응력도 증가하고 있다. 분지 후 협착의 있는 Case 4 의 경우 벽 단전 응력이 최대 값을 가진다. 또한,협착은 협착 근처에서 초기 높

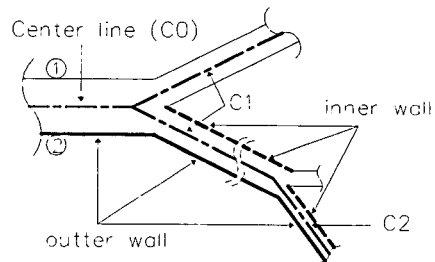


Fig. 5 Lines for extraction of centerline velocity

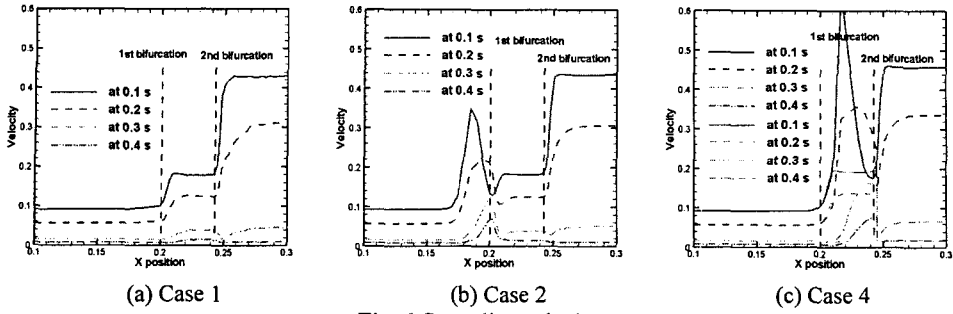


Fig. 6 Centerline velocity

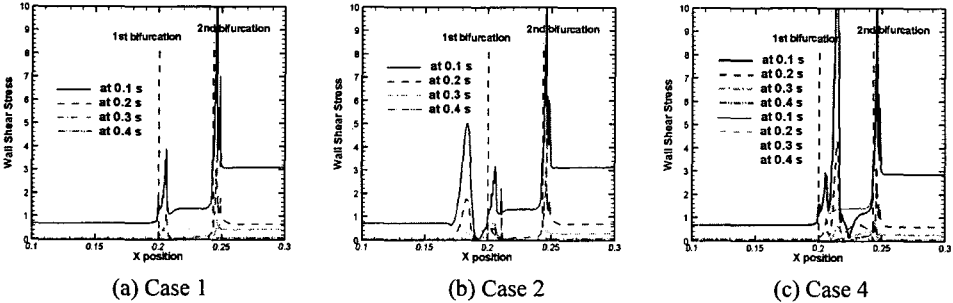


Fig. 7 Wall shear stress at outer wall

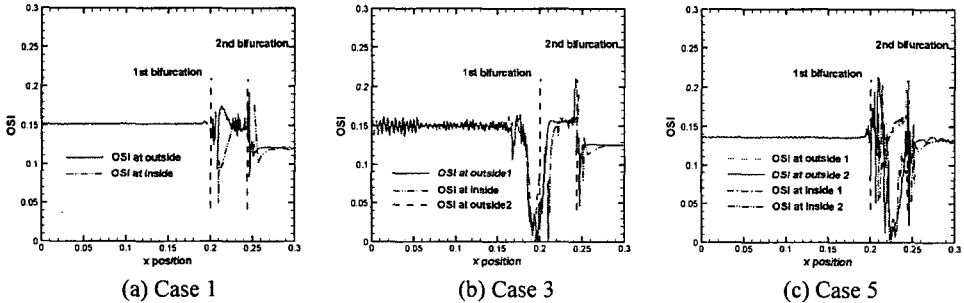


Fig. 8 Oscillatory shear index

은 벽 전단응력을 발생하고 협착 후 낮은 벽 전단응력을 발생시킨다. 보통, 질병이 없는 대동맥의 경우 1~2N/m² 정도의 전단응력을 가지고 있고 협착이 있는 경우 30N/m² 이상의 전단응력을 가진다.⁽²¹⁾ 본 연구에서도 주관에서는 1 N/m² 정도의 전단응력을 보여주고 있고 협착이 발생한 곳에서는 10 N/m² 이상의 전단력을 보여주고 있다. 전단력이 높은 협착 부위는 고 전단응력에 의해 혈관 내피 세포가 손상되어 협착이 촉진 될 수 있으며⁽¹⁾ 협착 후 낮은 전단응력은 저 전단응력에 의한 낮은 지질 확산에 의해 협착이 촉진 될 수 있다.⁽²⁾

Fig. 8 은 교전전단지수(Oscillatory Shear Index; OSI)를 나타낸다. OSI는 다음과 같다.⁽⁹⁾

OSI는 주유동 방향과 반대 방향으로 작용하는 전단응력의 절대값을 한 주기 동안 시간에 대해 적분한 값을 전단응력의 절대값의 한 주기 동안 시

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \bar{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\bar{\tau}_w| dt} \right) \quad (9)$$

간에 대한 적분 값으로 나눔으로 정의된다. 따라서 OSI 값이 커질수록 주유동 방향의 반대 방향으로 작용하는 전단력이 크다는 의미이며, 이는 혈관 벽에 가해지는 전단응력이 더욱 변화 함을 의미한다. 이러한 전단 응력 특성을 갖는 지역은 유동장의 박리와 재순환이 발생하는 지역이다.

Case 1은 협착이 없는 경우로 상류 직관에서는 일정한 값을 가지고 있으나 분지관 부근에서 급격히 변화 하고 있다. 교번 전단 지수는 1차 분지가 시작되는 부근에서 최저 값을 2차 분지가 시작되는 부근에서 최대값을 가진다. Case 3은 분지 전

상류관에 비대칭 협착이 있는 경우로 협착의 영향에 의해 상류 직관에서도 교번 전단 지수가 변화하고 있으며 바깥쪽 벽 1 과 2 가 협착의 비대칭으로 인해 차이를 보이고 있다. Case 5 는 분지 후 비대칭 협착이 발생한 경우로 상류 주관에서는 일정한 교번 전단 지수를 가지고 있고 1 차 분지 후 매우 복잡하게 변화하고 있다. 분지의 영향과 협착의 영향에 의해 매우 복잡한 변화를 보여준다.

4. 결 론

본 연구에서는 2 차 분지가 있는 혈관 내 비뉴턴 맥동 유동에서 협착 위치의 따른 하류 유동의 영향에 대하여 수치해석 하였다. 본 연구의 수치해석으로부터 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 협착이 없는 경우와 분지 후 협착이 있는 경우는 음의 속도 후 재순환 영역이 발생하였고 분지 전 상류 주관에 협착이 있는 경우 감속기에 재순환 영역이 발생하였다.

(2) 협착이 없는 경우와 분지 전 협착은 2 차 분지에 영향을 미치지 않지만 분지 후 협착은 2 차 분지부 유동에 큰 영향을 미친다.

(3) 협착률이 같을 경우 비대칭 협착의 경우가 대칭인 협착의 경우 보다 더 큰 재순환 영역을 가진다.

(4) 벽 전단 응력과 중심 속도는 유사한 경향을 가지며 분지부와 협착이 있는 곳에서 증가한다.

참고문헌

- (1) Fry, D. L., 1972, "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors. Atherogenesis: Initiating Factors," *A Ciba Foundation Symp.*, ASP, Amsterdam, The Netherlands, pp. 40~83.
- (2) Caro, C. G., Fitz-Gerald, J. M. and Schroter, R. C., 1971, "Atheroma and Arterial Wall Shear: Observation, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis," *Proc. R. Soc., Ser. B*, Vol. 177, pp. 109~159.
- (3) 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.
- (4) Lei, M., Kleinstreuer, C. and Truskey, G. A., 1995, "Numerical Investigation and Prediction of Atherogenic Sites in Branching Arteries," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 350~357.
- (5) Fukushima, T., Homma, T., Harakawa, K., Sakata, N. and Azuma, T., 1988, "Vortex Generation in Pulsatile Flow Through Arterial Bifurcation Models Including the Human Carotid Artery," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 110, pp. 166~171.
- (6) Duncan, D. D., Barger, C. B., Borchardt, S. E., Deters, O. J., Gearhart, S. A., Mark, F. F. and Friedman, M.H., 1990, "The Effect of Compliance on Wall Shear in Casts of a Human Aortic Bifurcation," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 112, pp. 183~188.
- (7) Xu, X. Y., Collins, M. W. and Jones, C. J. H., 1992, "Flow Studies in Canine Artery Bifurcations Using a Numerical Simulation Method," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 114, pp. 504~511.
- (8) Rindt, C. C. M. and Steenhoven, A. A. V., 1996, "Unsteady Flow in a Rigid 3-D Model of the Carotid Artery Bifurcation," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 118, pp. 90~96.
- (9) He, X. and Ku, D. N., 1996, "Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 118, pp. 74~82.
- (10) Nakamura, M. and Sawada, T., 1988, "Numerical Study on the Flow of a Non-Newtonian Fluid Through an Axisymmetric Stenosis," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 110, pp. 137~143.
- (11) Luo, X. Y. and Kuang, Z. B., 1992, "Non-Newtonian Flow Patterns Associated with an Arterial Stenosis," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 114, pp. 512~514.
- (12) Mittal, R., 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*, Vol. 123, pp. 325~332.
- (13) Long, Q., Xu, X. Y., Ramnarine, K. V. and Hoskins, P., 2001, "Numerical Investigation of Physiologically Realistic Pulsatile Flow Through Arterial Stenosis," *Journal of biomechanics*, Vol. 34, pp. 1229~1242.
- (14) Varghese, S. S. and Frankel, S. H., 2003, "Numerical Modeling of Pulsatile Turbulent Flow in Stenotic Vessels," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 125, pp. 445~461.
- (15) Cho, Y. I., Back, L. H. and Crawford, D. W., 1985, "Experimental Investigation of Branch Flow Ratio, Angle and Reynolds Number Effects on the Pressure and Flow Fields in Arterial Branch Models," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 107, pp. 257~267.
- (16) Suh, S. H., Yoo, S. S., Kim Y. H. and Roh, H. W., 1996, "A Study on the Pulsatile Flow Characteristics of Newtonian and Non-Newtonian Fluids in the Bifurcated Tubes," *the Korea society of mechanical engineers*, Vol. 20, No. 11, pp. 3607~3619.
- (17) Issa, R. I., 1985, "Solution of the Implicitly Discretised Fluid Flow Equations by Operator-Splitting," *Journal of Computational Physics*, Vol. 62, pp. 40~65.
- (18) Tang, D., Yang, C., Kobayashi, S., Zheng, J. and Vito, R. P., 2003, "Effect of Stenosis Asymmetry on Blood Flow and Artery Compression: A Three-Dimensional Fluid-Structure Interaction Model," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 31, pp. 1182~1193.
- (19) 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.
- (20) Berger, S. A. and Jou, L-D., 2000, "Flow in Stenotic Vessels," *Annual Review Fluid Mechanics*, Vol. 32, pp. 347~382.
- (21) Gertz, S. D. and Roberts, W. C., 1990, "Hemodynamic Shear Force in Rupture of Coronary Arterial Atherosclerotic Plaques," *American Journal of Cardiol.*, Vol. 66, pp. 1368~1372.