Proceedings of
The 5th National Congress on Fluids Engineering
March 26-28. 2008, Jeju, Korea

CFD를 이용한 분지관·협착관의 비뉴턴 유체 해석

황도연*1 · 기민철1 · 한병윤1 · 박형구2

The Numerical Analysis of Non-Newtonian Flow through Branched and Stenotic Tube

Doyeon Hwang*1, Mincheol Ki1 , Byeongyun Han1, Hyung-Koo Park2

Key Words : *Blood Flow(혈류), Bifurcated Tube(분지관), Stenostic Tube(협착관), Non-Newtonian Fluid(비뉴턴 유체), Computational Fluid Dynamics(전산유체), SC/Tetra(FVM 상용코드)*

Abstract

The objective of this paper is simulating blood flow through the branched and stenotic tube numerically. SC-Tetra, which is one of the commercial code using FVM method, was utilized for this analysis. The flow is assumed as an incompressible laminar flow with the additional condition of non-Newtonian fluid. As the constitutive equation for the fluid viscosity, the following models were solved with governing equations ; Cross Model, Modified Cross Model, Carreau Model and Carreau-Yasuda Model. Final goal was achieved to get analytic data about shear stress, at specific points, changing the geometry with various factors like the bifurcation angle, diameter of the branches, the ratio of stenosis, and etc.

The material property of blood was referred from the related papers. Furthermore, to verify results they were compared with those of the published papers. There were some discrepancies based on the different solver and the different data post-processing method. However, many parameters like the location of low shear stress, which arised from bifurcation or stenosis, and the tendency of various factors were found to be very similar.

1. 서 론

동맥 경화는 혈관 벽이 비이상적으로 두꺼워지고, 또한 딱딱해짐으로써 혈관 내부가 막히는 질환이다. 혈액 공급이 저해되므로, 이 질환이 심화되면 만성완전폐색(CTO)을 비롯해서 심근 경색, 심장마비까지 유발할 수 있다. 이 때문에 동맥경화의 원인에 대해서 다방면에 걸쳐 연구되어 왔다.

서상호 등[1]은 그 원인을 네 가지로 분류하였다. 생물학적 발생 가설, 혈류 역학적 가설, 상기 두 원인이 결합된 가설, 그리고 혈관 형태학적 가설 등이 그 것이다. 먼저 생물학적 가설은 혈관 내벽의 손상에 대한 반응(response to injury)에 의한 것이라고 본다. 두 번째 혈류 역학적 가설은 생물학적 요인 외에 압력, 전단응력, 유동박리, 난류 등 혈류 역학적 요인을 중요한 인자로 본다. 세 번째 혈류 역학적 가설은 유체역학적 특성과 함께 혈류의 전단응력에 반응하는 혈관내피세포의 거동을 결합하여 설명하고자 하는 것이다. 네 번째 가설은 혈관의 형상이 혈류 유동 조건을 변화시켜 혈관 내피 세포의 손상, 혈류의 정체시간 연장 등으로 나타나 동맥 경화를 야기하는 인자가 된다는 가설이다.

혈관질환의 원인을 규명하고자 할 때에는 혈류역학적 인자들을 반드시 고려해야 될 필요가 있다고 할 수 있다. 동맥경화의 혈류 역학적인 원인을 찾기 위해 선행된 연구들이 많이 있다.[2] Fry 등[3]은 동맥경화증은 혈관내 전단응력이 높은 곳에서 혈관 내피 세포가 손상되어 발생한다고 주장하였으며 Caro 등[4]은 전단응력이 낮은 곳에서 혈류가 머무르는 시간이 길어지며 발생한다고 주장하였다. Ku 등[5]은 낮은 전단응력이 작용하는 부분 중 응력의 시간 변화율, 즉 교번전단지수(OSI)가 높은 곳에서 발생한다고 주장하였으며 Lei 등[6]은 응력의 공간 변화율, 즉 벽 전단응력 구배(WSSG)가 큰 곳에서 발생한다고 제안하였다.

이상에서 볼 때 혈류 역학적인 인자 중에서도 특히 전단응력 및 전단응력에서 도출된 변수들이 중요하게 다뤄져왔음을 알 수 있다. 선행된 연구들은 동맥경화가 분지관이나

1 전남대학교 기계공학과 대학원
2 정회원, 전남대학교 기계공학과
* Corresponding author, E-mail: bluehty@naver.com

급격히 휘어진 혈관에서 빈번하게 발생함을 보고하고 있기 때문에[2], 분지관 및 협착관에서 전단응력 및 혈류역학 인자를 분석하는 연구들이 이뤄져왔다.

따라서 본 연구에서는 선행 연구를 바탕으로 하여 단순화된 분지관 및 협착관에서 다양한 혈류 점성 모델을 이용하여 전단응력 분포를 비교해 보고자 한다.

2. 혈류 모델

2.1 지배방정식

분지관 및 협착관 내 유동은 정상상태, 비압축성, 비뉴턴 유체로 가정하였다. 지배방정식인 연속 방정식과 운동 방정식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial u_k}{\partial x_k} = 0 \tag{1}$$

$$\rho\left(\frac{\partial u_j}{\partial t} + u_k\frac{\partial u_k}{\partial x_k}\right) = -\frac{\partial P}{\partial x_j} + \eta\left(\frac{\partial^2 u_k}{\partial x_k^2}\right) + f_{x_k} \tag{2}$$

여기서 ρ, P, η, t는 각각 밀도, 압력, 점도, 시간이며, u_j,f_{x_k}는 각각 속도, Body Force 벡터로서 전체 방정식은 Tensor Notation을 이용하여 정리하였다.

혈류는 비뉴턴 유체로 가정하였으므로, 점도를 위한 구성방정식이 필요하다. 현재까지 혈액의 점도에 대한 많은 구성 방정식이 제안되었다.[7] 본 연구에서 사용하는 점도 모델은 표1과 같다.

여기서 η, η_0, η_∞, λ, m, n, 는 각각 점성계수, 영전단률(zero-shear-rate) 점성계수, 무한전단률(infi- nite shear-rate) 점성계수, 시간상수 및 각 모델별 특성지수를 나타낸다. 각 모델들은 모두 점성계수 0.00345 값에 수렴해가도록 구성되었으며, 따라서 이 모델들을 사용한 해석과 $\mu = 0.00345$인 뉴턴 유체를 사용한 해석을 비교하도록 하였다.

Table 1 The Models for the blood viscosity

모 델	점 성 모 델	모 델 상 수
Cross Model	$\frac{\eta-\eta_\infty}{\eta_0-\eta_\infty} = \frac{\ln(\lambda\dot{\gamma}+1)}{1+(\lambda\dot{\gamma})^m}$	$\lambda = 1.007s$, $m = 1.028$, $\eta_0 = 0.56poise$, $\eta_\infty = 0.0345poise$
Modified Cross Model	$\frac{\eta-\eta_\infty}{\eta_0-\eta_\infty} = \frac{1}{[1+(\lambda\dot{\gamma})^m]^a}$	$\lambda = 3.736s$, $m = 2.406$, $a = 0.254$, $\eta_0 = 0.56poise$, $\eta_\infty = 0.0345poise$
Carreau Model	$\frac{\eta-\eta_\infty}{\eta_0-\eta_\infty} = [1+(\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}}$	$\lambda = 3.313s$, $n = 0.3568$, $\eta_0 = 0.56poise$, $\eta_\infty = 0.0345poise$
Carreau -Yasuda Model	$\frac{\eta-\eta_\infty}{\eta_0-\eta_\infty} = [1+(\lambda\dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}}$	$\lambda = 1.902s$, $n = 0.22$, $a = 1.25$, $\eta_0 = 0.56poise$, $\eta_\infty = 0.0345poise$

2.2 수치해석 모델 및 경계조건

Fig. 1, 2는 각각 기본적인 분지관과 협착관 모델을 나타내었다. 분지관 모델은 전체 직경은 6mm, 길이는 100mm이며, 분지관의 각도는 45°이다. 다양한 분석 자료를 비교하기 위해 분지관의 각도를 30°, 60°로 바꿔서 해석하였으며, 분지관 직경의 변화를 2.4mm, 1.8mm로 하여 해석하였다. 협착관 모델은 직경 3mm, 길이 10mm 원관에 반구형 그루브를 만들어 표현하였다. 이때 그루브의 직경을 1.5mm, 3mm로 바꿈으로써 해석자료를 얻었다.

정상유동의 입구경계조건으로는 속도조건으로 분지관, 협착관 모두 0.15㎧를 주었으며, 출구경계조건으로는 Natural Outflow 조건을 주었다. 벽면은 정지 상태의 강체 벽으로 가정하였다.

3. 해석 결과(전단 응력 분포)

3.1 논문 비교

먼저 해석 결과의 비교와 검증을 위해 다양한 점성 모델을 이용하여 전산 해석을 실시한 선행 논문 결과[8]와의 비교를 시도하였다.

선행 논문은 혈관 우회 문합술(end-to-side bypass graft anastomosis) 시술 뒤 혈관벽의 전단응력(Wall Shear Stress: WSS)의 분포를 수치해석을 통하여 계산하였다. 3차원 해석

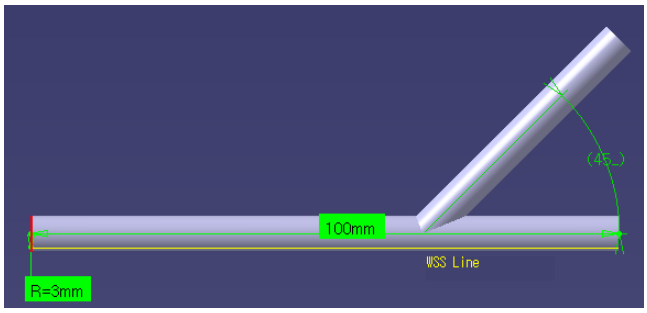

Figure 1 Basic Geometry of the Bifurcated Tube Model

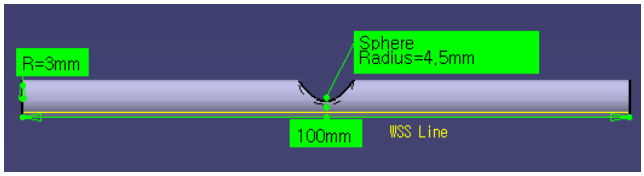

Figure 2 Basic Geometry of the Stenotic Tube Model

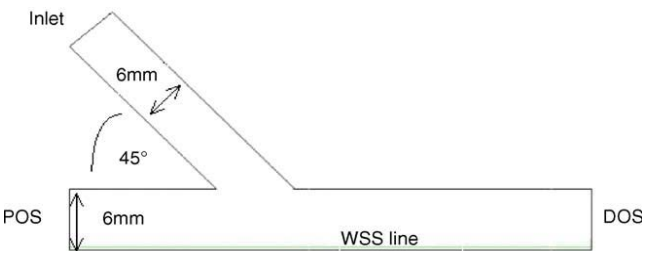

Figure 3 Basic geometry of end-to-side anastomosis

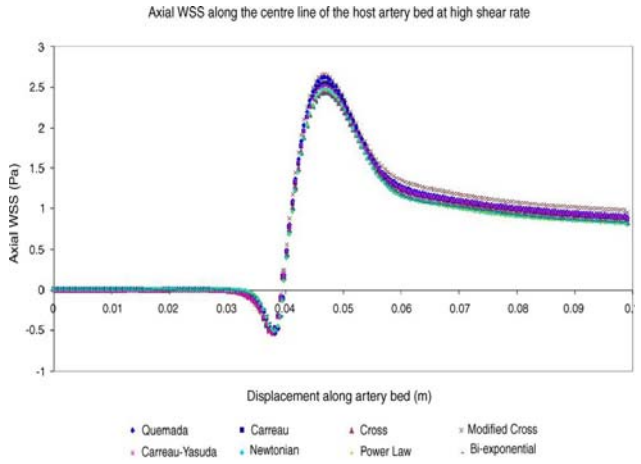

Figure 4 The WSS distribution of the former paper

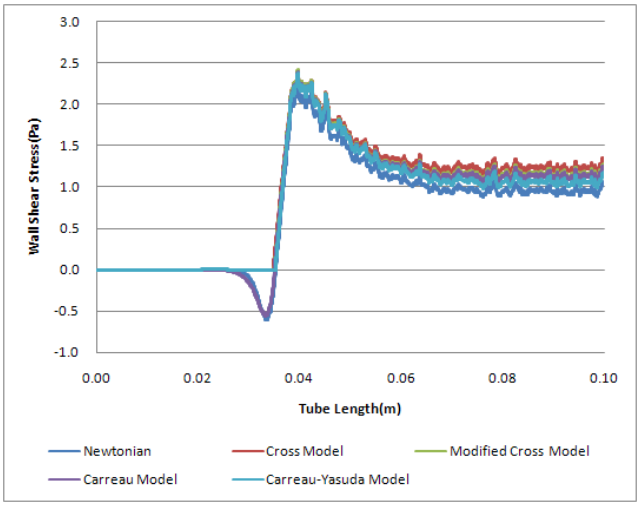

Figure 5 The WSS distribution along the center line bed of the tube

모델 개요는 Fig. 3과 같으며 경계 조건은 Inlet에서 속도 0.15㎧, POS와 벽에서는 rigid wall 조건으로 하고, DOS에서는 Natural Outflow 조건을 사용하였다. Fig. 3과 같이 표시된 혈관벽 WSS Line(벽에서 10^{-5}m 거리)에서 상용코드 Fluent 6.0을 이용하여 전단응력 분포를 계산한 결과는 Fig. 4와 같다.

동일한 모델과 조건을 이용하여, SC/Tetra에서 전단응력 분포를 계산한 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 최대 전단응력이 나타나는 위치, 최대 전단응력값에서 오차가 생겼음을 알 수 있다. 그 이유는 분지 시작점 지정의 부정확성, 해석 코드의 차이 등을 들 수 있겠다. 또한 POS 측에서는 속도가 거의 0에 가까우므로, 전단응력 계산이 부정확하게 나왔으며, Carreau 모델이 가장 만족할 만한 결과를 보여주었다. 따라서 본 논문에서는 Carreau 모델을 이용하여해석한 결과를 중심으로 분석을 진행하였다.

3.2 분지관 해석

Fig.6에 분지각을 30°, 45°, 60°로 바꾸며 Fig. 1에 표시된 WSS Line(벽으로부터 10^{-5}m 거리)에서 전단응력분포를 계산한 결과를 나타내었다. 분지관의 직경은 똑같이 6m이다. 분

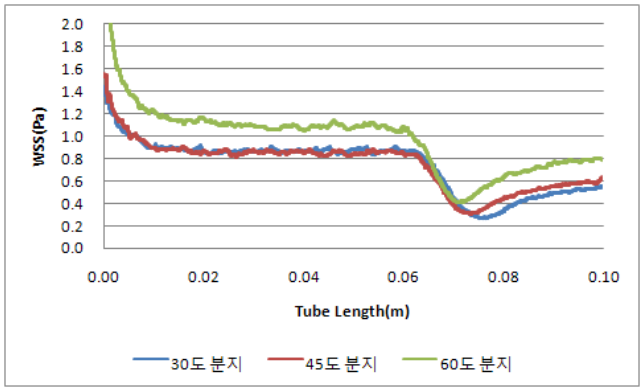

Figure 6 The WSS distribution with respect to the bifurcation angle

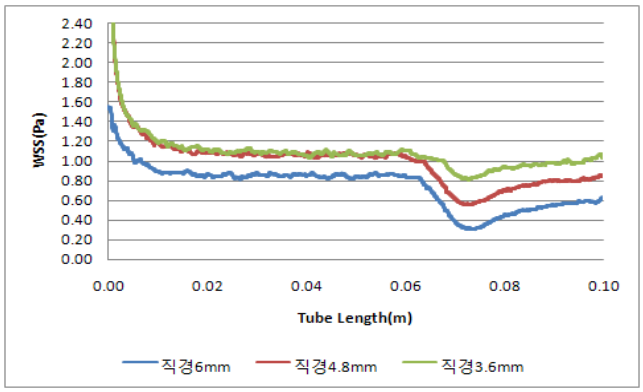

Figure 7 The WSS disribution with respect to the branch diameter

지 위치가 모두 똑같음에도 최소 전단응력 발생 지점이 달라짐을 알 수 있다. 또한 분지각이 커질수록 전체적으로 전단응력이 커짐으로써 전체 유동 저항이 증가함을 유추할 수 있다.

Fig. 7에는 분지관의 직경을 각각 6㎜, 4.8㎜, 3.6㎜로 바꾸며 전단응력 분포를 계산한 결과를 표시하였다. 직경이 작아질수록 전체적인 전단응력분포가 커지는 것을 알 수 있다. 특히 분지관의 직경이 작아질수록 최소지점에서 모관의 응력감소폭이 작아지는 것을 관찰할 수 있다.

또한 분지각이 커질수록 전단응력의 전체 증가율은 커지지만, 분지관의 직경이 작아질 경우에는 전체 증가율이 감소함을 알 수 있다.

3.3 협착관 해석

Fig. 2에 표시된 WSS Line(벽으로부터 10-5m 거리)에서 계산한 전단응력 분포를 Fig. 8에 도시하였다. 협착비(=협착높이/관 직경)를 각각 1/4(높이 1.5㎜), 1/2, 3/4로 바꿔가면서 계산하였다. 협착비가 증가하면서 최대 전단응력이 증가하고, 응력변화의 영향이 주변으로 퍼져나간다. 특히 협착비가 커질수록 최대 전단응력은 급격히 증가하게 된다.

협착에 미치는 기하학적 영향을 고려하기 위해 협착 폭은 9㎜이고, 협착 높이는 3㎜인 호 모양의 그루브를 만든 협착관에 대한 전단응력 분포를 계산하여, 그루브(구로 가정) 직경이 3㎜, 4.5㎜일 때와 비교하였다. Fig. 9에서 보는

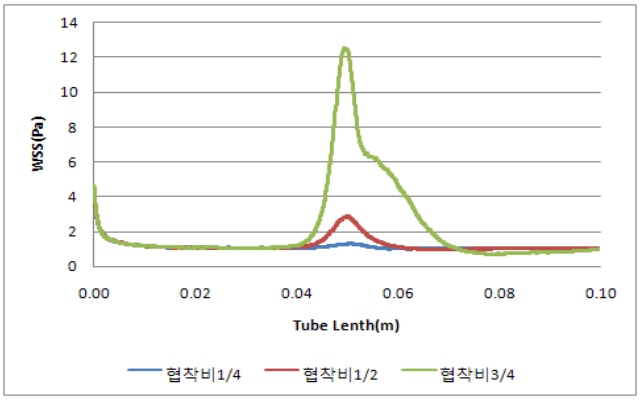

Figure 8 The WSS distribution with respect to the stenosis ratio

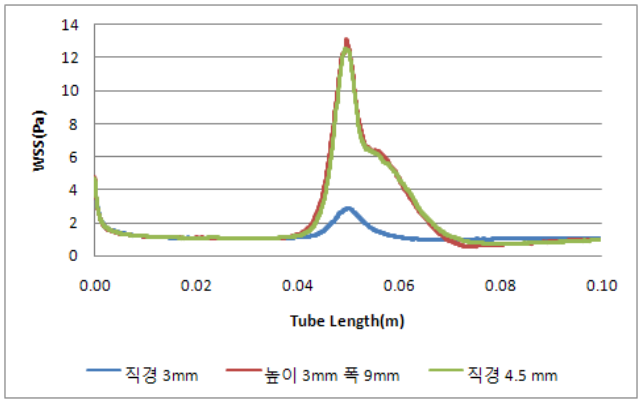

Figure 9 The effect of the stenosis factors

바와 같이 협착비가 3/4일 때와 매우 유사한 결과를 보였다. 이를 통해 협착에서 전단응력 분포는 협착부의 높이 보다는 폭에 지대한 영향을 받음을 알 수 있다. 따라서 협착부의 성장은 좁은 지역에서 폐색되기 보다는 점차 넓은 지역으로 전파되는 방향으로 진행되어 갈 수 있음을 추정할 수 있다.

4. 결 론

(1) 협착관, 분지관 모델에 대하여 비뉴턴 유체 해석을 통해 각 모델별 전단 응력 분포를 계산하였다.

(2) 분지관에서는 분지각이 클수록 전체 전단응력 분포가 커지고, 영향을 받는 부분이 증가한다.

(3) 분지관에서는 분지관의 직경이 작아질수록 분지관의 압력이 작아진다.

(4) 분지각이 커질수록 전단응력 증가량은 커지나, 분지관의 직경은 작아질수록 전단응력의 증가량이 감소한다.

(5) 협착관에서는 협착부의 높이가 커질수록 최고 전단응력이 급격하게 커졌으며, 협착의 영향을 받는 부위의 면적이 증가하였다.

(6) 분지관에서 전단응력은 분지각, 분지관 직경 등 기하학적 인자에 크게 좌우되므로, 사람마다 혈관의 형태가 다르다면 전단응력 분포도 다양하게 나타날 것이다.

(7) 본 연구에서는 혈관 유동에서 전단응력의 영향력이 가장 크다고 가정하고, 전단응력 분포 계산이 주된 목표였으나, 압력, 속도 분포 등 다른 인자에 대한 연구도 후속되어야 할 것이다.

후 기

본 연구는 산업자원부 차세대 신기술개발사업(과제번호: 10030037)의 지원으로 수행되었으며 이에 감사드립니다.

참고문헌

[1] 서상호, 노형운, 권혁문, 이병권, 중재적 시술후 동맥경화증의 재발생에 관한 혈류역학적 연구, 대한기계학회 춘추학술대회 대한기계학회 창립 60주년 기념 추계학술대회 강연 및 논문 초록집(2005), pp. 654 ~ 657

[2] 이인섭, 유홍선, 2차 분지가 있는 혈관에서 협착의 위치에 따른 맥동 유동 특성에 대한 수치해석 연구, 대한기계학회 논문집 B권, 제29권 제1호(2005), pp. 63 ~ 70

[3] Fry, D.L., "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors. Atherogenesis: Initiating Factors," A Ciba Foundation Symp., ASP, Amsteredam, The Neterlands(1972), pp. 40~83

[4] Caro, C. G., Fitz-Gerald, J. M. and Schroter, R. C., "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(1971), pp. 109~159

[5] Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K. and Glagov, S., "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation. Positive Correlation Between Plague Location and Low and Oscillating Shear Stress," Arterosclerosis (1985), pp. 293~302

[6] Lei, M., Kleinsrteuer, C. and Truskey, G. A., "Nemerical Investigation and Prediction of Atherogenic Sites in Branching Arteries," ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 117(1995), pp. 350~357

[7] Cho YI and Kensey KR., Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows, Biorheology., Vol.28(1991), pp. 241~262

[8] Siobhan O'Callaghan, Michael Walsh and Timothy McGloughlin, Numerical modelling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis, Medical Engineering & Physics, Volume 28(2006), pp. 70-74