



## CFD를 이용한 분지관 비뉴턴 해석

황도연<sup>1</sup>, 유성수<sup>1</sup>, 박형구<sup>\*2</sup>

### PULSATILE FLOW SIMULATION OF A NON-NEWTONIAN FLUID THROUGH A BIFURCATION TUBE USING THE CFD ANALYSIS

D. Hwang,<sup>1</sup> S.-S. Yoo<sup>1</sup> and H.-K. Park<sup>\*2</sup>

*The objective of this study is to get simulation data about pulsatile flow of a non-Newtonian fluid through a bifurcated tube. All the process was based on CFD method, with a commercial FVM code, SC/Tetra ver. 6.0 for solving, and with CATIA R16 for generating geometries. To define a non-Newtonian fluid, the following viscous models are used; the Powell-Eyring model, the modified Powell-Eyring model, the Cross model, the modified Cross model, the Carreau model, the Carreau-Yasuda model and the modified Power Law model. The flow calculation data using each model were compared with the other data of a existing paper. Finally, the Carreau model was recognized to give the best result with the SC/Tetra code, and the succeeding simulations are made with the model. For the pulsating flow condition, the sine wave type velocity profile is given as the inlet boundary condition. To investigate the effect of geometries and mesh, the pre-test is carried out with various curvature conditions of the bifurcated corner, and then with various mesh conditions. The final process is to calculate flow variables such as the wall shear stress (WSS) and the wall shear stress gradient (WSSG). To validate all the result, the simulation is compared with the existing data of the other papers. Generally speaking, there is a noticeable difference in the maximum and minimum value of WSS. It is not sure that the values in each data are on the exactly same location. However, the overall trend is similar. The next study needs to investigate the same situation by experimental method. Furthermore, if the flow is simulated with more pulsatile conditions, more data of flow field through a bifurcated tube could be achieved.*

**Key Words :** 맥동류(Pulsatile Flow), 분지관(Bifurcation Tube), 비뉴턴유체(Non-Newtonian Fluid), 전산유체역학(CFD)

### 1. 서 론

미세 분지관 유동의 해석은 파이프 시스템 이외에도 다양한 분야에서 응용될 수 있다.  $\mu\text{m}$  단위의 나노 시스템에 관한 연구에 적용될 수 있으며, 수 mm 단위의 응용 예로는 혈관 유동을 들 수 있다.

현재까지 진행되어 온 혈류 역학적 해석 결과는 동맥 경화와 같은 순환계 질환이 혈류 유동의 특성과 깊은 관계가 있을 수 있음을 보여 주었다[1]. 특히 이런 순환계 질환은 혈관의 분지부 및 만곡부에서 빈번하게 발생하였다. 따라서 분지

관 유동의 해석은 순환계 질환의 원인을 규명하는데 중요한 출발점이라 할 수 있다. 특히 분지관에서 혈류와 유사한 유동을 연구하기 위해서는 맥동류 조건이 필요 불가결하다고 할 수 있다.

분지관에서 혈류에 대한 해석은 활발히 진행되어 왔다. Xu 등[2], Rindt 등[3]과 He 등[4]은 개의 동맥, 경동맥과 관상동맥의 분지부 유동에 대하여 각각 수치 해석하였다. Xu 등[2]은 벽 전단응력과 속도 분포를 실험과 비교하였고, He 등[4]은 벽 전단응력과 교번 전단지수를 실험과 비교하였다. 기존 논문은 실제 혈관 유동에 대하여 실험과 비교하여 상당히 신뢰성있는 데이터를 얻었으나, 단편적인 면이 있다고 할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 기존 연구를 바탕으로 좀더 이상화된 분지관에서 정형화된 맥동류 패턴에 대하여 FVM 상용코드인 SC/Tetra ver. 6.0을 이용하여 유동 해석하였다. 나아가

1 학생회원, 전남대학교 대학원 기계공학과

2 정회원, 전남대학교 기계시스템 공학부

\* Corresponding author, E-mail: park@chonnam.ac.kr

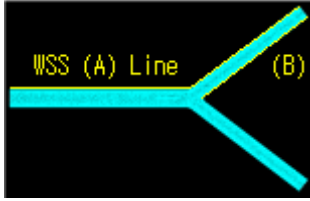


Fig. 1 Model Geometry

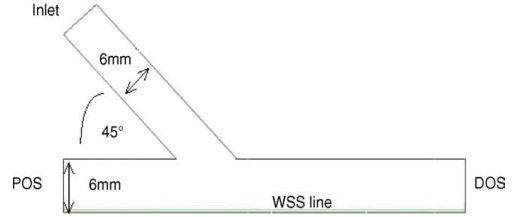


Fig. 3 Basic Geometry of Ref.[5]

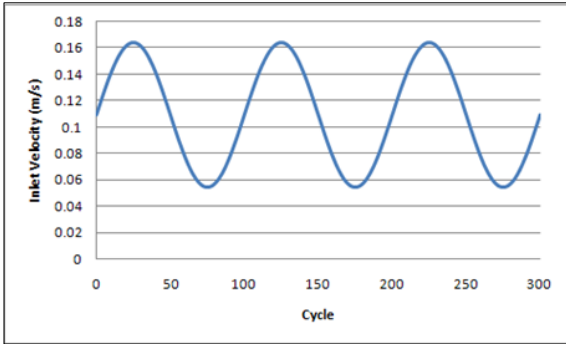


Fig. 2 Inlet Velocity Boundary Condition

분지부 맥동류와 관련된 변수인 WSS (Wall Shear Stress), WSSG (Wall Shear Stress Gradient)를 계산하여 유동과 관련성을 조사하고자 하였다.

## 2. 모델링 및 경계조건

### 2.1 모델링 및 제한

본 연구에서 사용된 해석 모델은 Fig. 1과 같다. 분지 이전 모관의 직경은 3 mm 이며, 모관과 분지관의 직경비는 0.7이다. 또한 분지관 사이의 각도는 70°로 설정하였다.

### 2.2 지배방정식 및 구성방정식

분지관 유동은 비압축성 층류로 가정하였으며, 이때 사용되는 유동 지배 방정식은 다음과 같다.

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

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

유동의 물성치는 밀도는 1050 kg/m<sup>3</sup>로 하였으며, 점도는 비뉴턴 유체로 가정하여, 구성방정식을 이용하였다. 사용한 결보기 점도 구성 방정식들은 Table 1과 같다.

## 2.3 경계조건

분지관 유동은 맥동류 유동을 위해 입구는 Fig. 2와 같은 사인파형의 속도 조건을 주었다. 파형의 평균 속도에 대하여 Re=100으로 설정하여, 전체 유동이 층류 영역에 있도록 하였다. 두 개의 출구는 분지 이후 유동 발달까지 충분히 길다고 가정하고, 정압 조건을 부여하였으며, 벽면은 No-slip boundary condition을 가정하였다.

## 3. 결과 및 토론

### 3.1 검증: 비뉴턴 유체

본 해석에 들어가기에 앞서, 해석의 타당성을 검증하기 위하여, 다양한 관점에서 다른 논문과의 비교를 통해 신뢰성을 획득하고자 하였다. 먼저 Table 1의 점도 구성방정식을 이용한 비뉴턴 유체 해석이 맞는지의 여부를 확인하기 위해, 논문 [5]와의 비교를 하였다.

상기 논문은 bypass grafting을 실시한 혈관의 후반부의 유동에 대하여 다양한 구성방정식을 이용하여 수치해석을 실시하였다. 해석 모델과 결과는 각각 Fig. 3,4와 같다. 이때 이용

Table 1 Viscosity Models

	Viscosity models	Value of Coefficients
<b>Cross Model</b>	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = \frac{\ln(\lambda\dot{\gamma} + 1)}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^m}$	$\lambda = 1.007s,$ $m = 1.028,$ $\eta_0 = 0.56poise,$ $\eta_{\infty} = 0.0345poise$
<b>Modified Cross Model</b>	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = \frac{1}{[1 + (\lambda\dot{\gamma})^m]^a}$	$\lambda = 3.736s,$ $m = 2.406,$ $a = 0.264$ $\eta_0 = 0.56poise,$ $\eta_{\infty} = 0.0345poise$
<b>Carreau Model</b>	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = [1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}}$	$\lambda = 3.313s,$ $n = 0.3568,$ $\eta_0 = 0.56poise,$ $\eta_{\infty} = 0.0345poise$
<b>Carreau - Yasuda Model</b>	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = [1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}}$	$\lambda = 1.902s,$ $n = 0.22,$ $a = 1.25$ $\eta_0 = 0.56poise,$ $\eta_{\infty} = 0.0345poise$

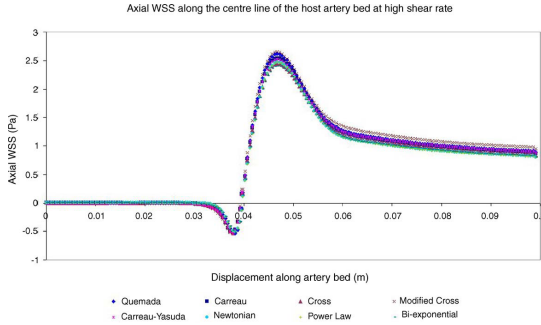


Fig. 4 WSS Results of Ref.[5]

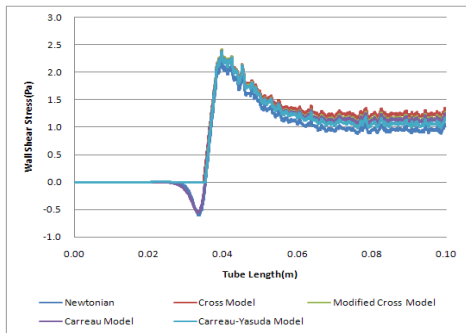


Fig. 5 Simulation Result for Comparison

한 상용코드는 Fluent Ver. 5.0이다. 따라서 유사 모델에 대하여 SC/Tetra를 이용해 해석한 결과를 통해 두가지 관점에서 분석해 볼 수 있을 것이다. 첫째는 다른 상용코드를 이용하였을 때 동일한 결과가 나올 것인가 하는 것이고, 두 번째는 다양한 구성 방정식 중 가장 타당한 결과를 보여주는 모델은 어떤 것인가 하는 문제이다.

Fig. 5에 도시된 결과와 기존 논문의 결과 Fig. 4를 비교해보면 몇 가지 차이점이 나타난 것을 알 수 있다. 먼저 최대 전단응력이 나타나는 위치와 그 크기가 다른데, 그 이유는 해석 모델의 분지부의 위치 설정에서 차이가 생겼다고 예측된다. 이 점을 제외 하면 두 상용코드에서 얻는 결과는 유사하다고 할 수 있다. 두 번째, 전단응력이 음수가 되는 부분에 대해서, SC/Tetra 에서는 Carreau 모델을 제외하고는 제대로 표현하지 못하였다. 이는 이 부분에서 속도가 거의 0에 가까워지고, 따라서 속도 구배를 계산하는데 오차가 커졌기 때문으로 생각된다. 따라서 SC/Tetra를 통해서 저속도 영역에서 비뉴턴 유체 해석을 하는 본 연구에서는 Carreau 모델이 가장

Table 2 Mesh Number for Each Calculation

	Mesh수
MESH 1	267,111
MESH 2	958,372
MESH 3	3,253,944

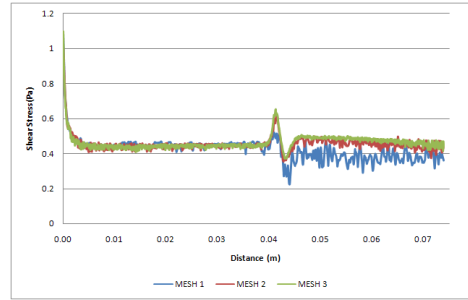


Fig. 6 Simulation Results for Various Mesh Number

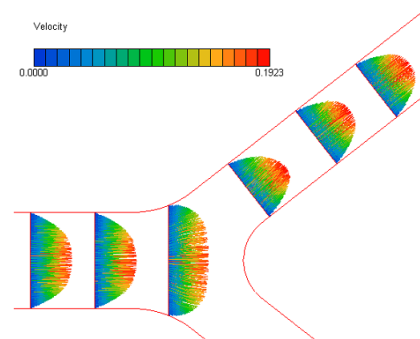


Fig. 7 Velocity Profile at 100 Cycles

타당한 결과를 준다고 결론지었으며, 이후의 비뉴턴 유체 해석은 Carreau 모델을 이용하여 실시하였다.

### 3.2 검증: 해석 격자

Table 2에 표시된 바와 같이 Mesh 수를 달리하면서 그림과 같은 모델에 대하여 정상유동을 해석하였을 때, 벽면 전단응력을 계산한 결과를 Fig. 6에 표시하였다. Mesh가 세분화될수록 분포가 좀더 안정적으로 변하는 것을 알 수 있다. 한편 MESH 2와 MESH 3의 경우 분포가 좀더 안정적으로 변하는 것 이외에 최대 전단응력과 최소 전단응력의 크기 예측은 거의 일치함을 볼 수 있다. 본 해석에서는 경제적 비용을 고려하여 두번째 Mesh 조건에 대하여 해석을 실시하였다.

### 3.3 결과 : 혈류역학 관련 변수 계산-WSS, WSSG

Fig. 7에 순간속도가 평균속도(100 cycle)일 때 관내 속도 프로필을 도시하였다. 이때 Fig. 1에 표시된 두 WSS Line 에서 각각 계산한 WSS는 각각 Fig. 8,9와 같다. 분지 직전의 위치에서 최대 전단응력이 존재하고 바로 분지 직후에 최소 전단응력이 존재함을 알 수 있다.

이러한 분지 직전후의 전단응력의 변화는 전단응력구배(WSSG)를 계산함으로써 확실해진다. Fig. 10,11에서 입, 출구 부분에서 경계조건에 의한 구배를 제외하면, 분지부에서 그

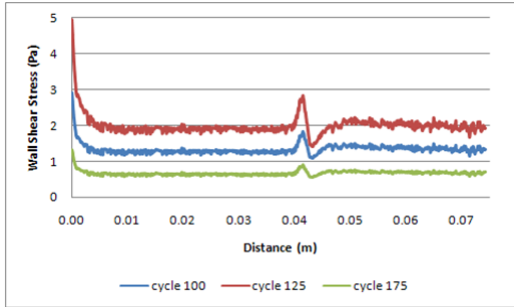


Fig. 8 WSS Distribution along Tube Wall (A) Line

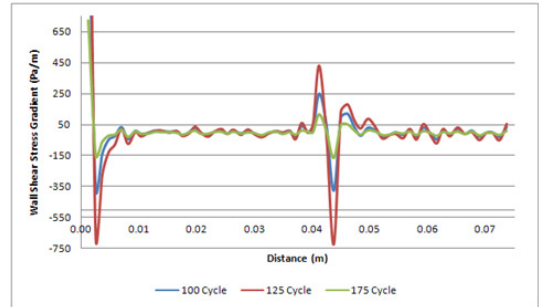


Fig. 10 WSSG Distribution along Tube Wall (A) Line

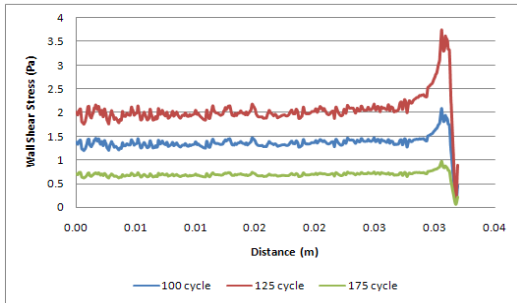


Fig. 9 WSS Distribution along Tube Wall (B) Line

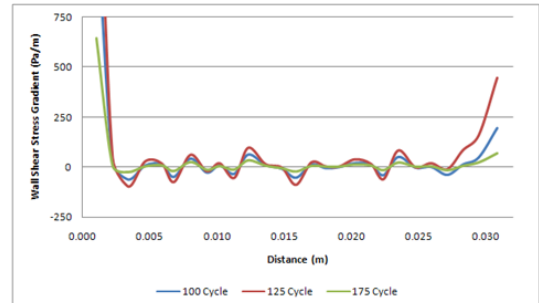


Fig. 11 WSSG Distribution along Tube Wall (B) Line

구배는  $10^2$ 의 단위로 매우 큼을 알 수 있다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 이상화된 분지관을 해석하여 분지 전후의 전단응력과 전단응력 구배를 계산하였다. 다른 분지관 문제에서도 다음과 같은 응력 분포는 공통적으로 적용될 수 있을 것으로 예측된다.

- (1) 분지 이후의 전단응력 변화는 구배로 봤을 때 매우 큰 양임을 확인하였다.
- (2) 최대 최소 전단응력의 위치와 전단응력 구배의 위치는 서로 거의 일치함을 확인하였다.
- (3) 속도 변화의 양에 비해 전단응력의 변화는 2~3배에 달할 정도로 맥동류에서 큰 차이를 보이며, 이를 통해 역학적 영향력이 아주 큰 변수임을 확인하였다.

차후의 연구에서는 시간에 따른 전단응력 변화를 계산함으로써 맥동류의 영향을 보다 심층적으로 조사할 필요가 있다.

#### 후 기

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

#### 참고문헌

- [1] 2001, Cho, Y.I. and Kensey, K.R., *The origin of athero-sclerosis*.
- [2] 1992, Xu, X.Y., Collins, M.W. and Jones, C.J.H., "Flow Studies in Canine Artery Bifurcations Using a Numerical Simulation Method," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.114, pp.504-511.
- [3] 1996, Rindt, C.C.M. and Sttenhoven, A.A.V., "Unsteady Flow in a Rigid 3-D Model of the Carotid Artery Bifurcation," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.118, pp.90-96.
- [4] 1996, He, X. and Ku, D.N., "Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.118, pp.74-82.
- [5] 2006, O'Callaghan, S., Walsh, M. and Mc-Gloughlin, T., "Numerical modelling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis," *Medical Engineering & Physics*, Vol.28, pp.74-76.