



## 분지관 내 물체 주위 맥동류에 대한 CFD 해석

황도연,<sup>\*1</sup> 유성수,<sup>1</sup> 이명수,<sup>1</sup> 한병윤,<sup>1</sup> 박형구<sup>1</sup>

### CFD ANALYSIS FOR A PULSATILE FLOW AROUND A BODY INSIDE A BIFURCATED TUBE

D.Y. Hwang,<sup>\*1</sup> S.S. Yoo,<sup>1</sup> M.S. Lee,<sup>1</sup> B.Y. Han<sup>1</sup> and H.K. Park<sup>1</sup>

*The objective of this study is to get simulation data about pulsatile flow around an interior solid body inside a bifurcated tube. All the processes were based on CFD method, with a commercial FVM code, SC/Tetra ver. 6.0 for solving, and with CATIA R16 for generating geometries. The bifurcated tube models were drawn with the bifurcated angle of 45 degrees, considering Murray's law about the diameter ratio. With various locations of the object, the effects of flow on the drag were considered.*

*For the pulsating flow condition, the velocity wave profile was given as the inlet boundary condition. To validate all the result, the simulation was compared with the existing data of the other papers first. Overall flow field of both data were similar, but there was some difference at a zero velocity. Therefore the next simulation was continued with the sine wave profiles where there is no negative flow, and then the data was compared with one of the pulmonary artery velocity where there is negative flow. The final process was to calculate flow variables such as the wall shear stress (WSS) and to compute the drag of the solid object.*

**Key Words :** 맥동류(Pulsatile Flow), 분지관(Bifurcation Tube), 물체 주위 유동(Flow around a Body), 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.

한편 로봇 기술의 비약적인 발전으로 인해 현재 생체기술을 모방하여 자유유영이 가능한 로봇에 관한 연구가 활발하다. 본 논문은 관내 유동과 로봇의 자유 유영 기술을 결합시키는 것을 목표로 하고 있다. 특히 관내 유동 중에서도 변화가 심한 혈류 유동을 고려하여, 혈관 내를 이동하는 로봇을 가정하였다.

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

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

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 등은 벽 전단응력과 속도 분포를 실험과 비교하였고, He 등은 벽 전단응력과 교번 전단지수를 실험과 비교하였다. 기존 논문은 실제 혈관 유동에 대하여 실험과 비교하여 신뢰성이 있는 데이터를 얻었으나, 단편적인 면이 있다고 할 수 있다.

로봇 개발의 측면에 있어서는 제작이 활발하게 이뤄지고 있으나, 해석적으로 유체의 영향까지 종합적으로 분석하지는 않는다는 점에서 단편적이라 할 수 있다. 최근 지느러미 형태의 로봇을 제작하고, 이를 해석적으로 연구한 결과[5]가 있었다. 그러나 유체 안에서 이동하는 로봇에 관한 연구는 외부 유동에 대해서만으로 제한되고 있다.

따라서 본 논문에서는 분지관에 대한 기존 연구와 유체 내 로봇의 이동을 결합하여, 관내 유동에서 움직이는 로봇 주위의 항력을 계산하는 것을 연구 목표로 하였다. 이를 위해 본

1 전남대학교 기계시스템 공학부

\* Corresponding author, E-mail: bluehty@naver.com

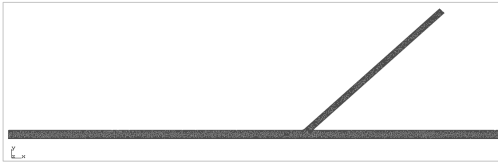


Fig. 1 Geometry of the bifurcated tube

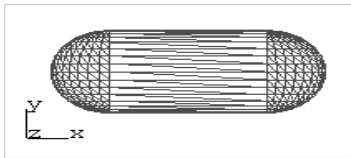


Fig. 2 Geometry of the interior body

지관 비뉴턴 맥동류에 대하여 다양한 위치에 있는 물체 주위의 유동장과 WSS를 조사하고 이를 바탕으로 항력을 계산하였다. 상기 전체 과정은 FVM 상용코드인 SC/Tetra ver. 6.0을 이용하여 진행되었다.

## 2. 모델링 및 경계조건

### 2.1 모델링 제원

본 연구에서 사용된 분지관과 내부 물체의 해석 모델은 Fig. 1,2와 같다. 모관의 직경은 3mm, 길이는 150mm로 하였다. 보통 혈관의 직경은 대동맥이 16~32mm의 값을 취하며, 동맥이 2~6mm의 값을, 모세혈관들이 5~10 $\mu$ m의 값을 취한다 [6]. 본 논문에서는 이 중 일반 동맥에 해당하는 범위에서 대퇴동맥(feomoral artery) 및 관상동맥(coronary artery)에 해당하는 3mm를 취하였다. 내부 물체는 이 분지관에서 이동과 회전에 용이하도록 직경 1.5mm, 전체 길이 3mm가 되도록 하였다.

Table 1 Apparent Viscosity Model

	Models	Coefficients
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	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}}$	$\lambda = 0.110s,$ $n = 0.392,$ $a = 0.644,$ $\eta_0 = 0.22poise,$ $\eta_{\infty} = 0.022poise$

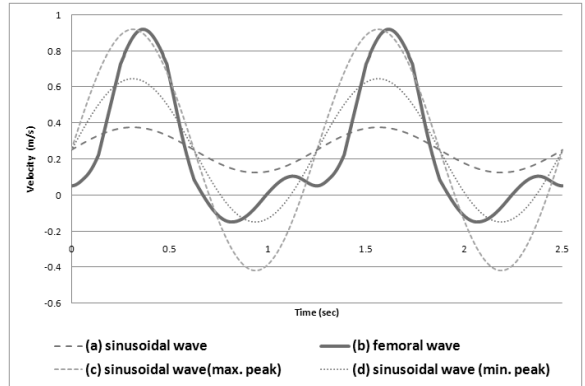


Fig. 3 Inlet velocity boundary condition as: (a) a sinusoidal wave, (b) a femoral wave, (c) a sinusoidal wave with the same maximum peak as the femoral wave, (d) a sinusoidal wave with the same minimum peak as the femoral wave

또한 일반적인 동맥의 유량과 직경 사이의 관계를 이용하여, 분지각과 분지 직경비 사이의 관계를 지은 Murray's Law를 이용하여 45도 분지관을 하였다[7]. 이때 분지비는 0.7206이 되며, 식의 상세한 기술은 다음과 같다.

$$\cos \theta = \frac{\alpha_0^4 + \alpha_1^4 - (\alpha_0^3 + \alpha_1^3)^{4/3}}{2\alpha_0^2\alpha_1^2} \quad (1)$$

### 2.2 지배방정식 및 구성방정식

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

$$\frac{\partial u_k}{\partial x_k} = 0 \quad (2)$$

$$\rho \left( \frac{\partial u_j}{\partial t} + u_k \frac{\partial u_j}{\partial x_k} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x_j} + \eta \left( \frac{\partial^2 u_k}{\partial x_k^2} \right) + f_{x_k} \quad (3)$$

유동의 물성치는 밀도는 1050kg/m<sup>3</sup>로 하였다. 혈류는 전단률이 커질수록 점도가 감소하는 viscus-thinning 효과가 있으므로, 비뉴턴 유체로 가정하여 구성방정식을 이용하였다. 사용한 겔보기 점도 구성 방정식은 Carreau Model과 Carreau-Yasuda Model로서 Table 1과 같다.

### 2.3 경계조건

분지관 유동은 맥동류 유동을 위해 입구는 먼저 Fig. 3(a)와 같은 사인파형의 속도 조건을 주었다 이후 기본 파형과 달라졌을 때의 결과를 알아보기 위해, Fig. 3(b)에 도시된 바

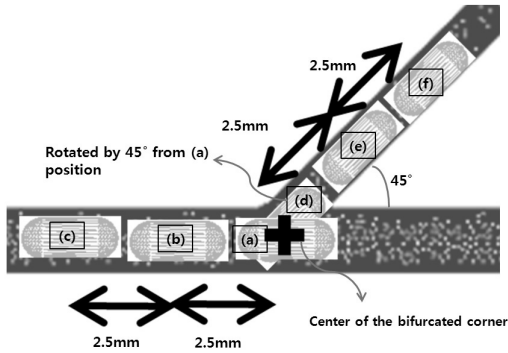


Fig. 4 Relative locations of the interior object

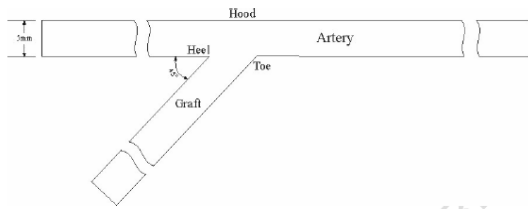


Fig. 5 Geometry of the model for comparison

와 같이 네거티브 플로우가 형성되는 대퇴동맥[8]의 속도 파형을 이용하여 해석을 실시하고 비교하였다. 각각 (a), (b) 타입의 파형은 평균 유속  $Re$  1293의 값을 갖도록 설정하였다. 추가적으로 파형 (b)와 최대 속과 최저 속과 각각 진폭이 같은 사인파형 (c), (d)를 이용하여, 파형 (a)와 파형 (b)의 비교를 네거티브 플로우 측면에서 더 분명하게 확인할 수 있도록 하였다.

두 개의 출구는 분지 이후 유동 발달까지 충분히 길다고 가정하고, 정압 조건을 부여하였으며, 벽면과 물체의 표면은 No-slip boundary condition을 가정하였다.

이때, 물체의 각 위치는 Fig. 4에 도시하였다.

### 3. 결과 및 토론

본 해석에 들어가기에 앞서, 해석의 타당성을 검증하기 위하여, 다양한 관점에서 다른 논문과의 비교를 통해 신뢰성을 획득하고자 하였다. 먼저 1) 맥동류에서 유동장과 응력 계산의 타당성을 확인하였으며, 다음 2) 유체 내부 주위 물체의 유동장 계산과 항력 계산에 대한 타당성을 확인하고자 하였다.

#### 3.1 검증: 맥동류

맥동류에 대한 검증은 bypass grafting을 실시한 혈관에 대한 유동장 및 응력계산에 대한 해석결과와 PIV 실험 결과를 동시 수록한 연구[9]를 참고하였다. 해석 모델은 Fig. 5에 도

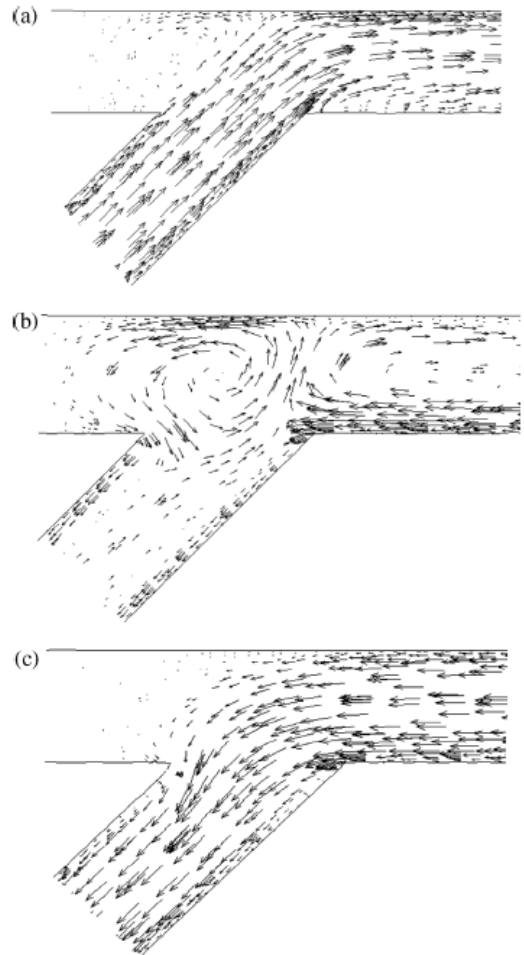


Fig. 6 Velocity vectors of Ref. 6 for: (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

시하였으며, 비뉴턴 유동 모델로서 Table 2와 같은 Carreau-Yasuda 모델을 사용하였다. 최종적으로 맥동류 속도 파형은 Fig. 3(b)를 이용하였다. 유동장과 유선속도장 및 응력 해석 결과는 각각 Fig. 6,8,10과 같다. 이때 이용한 상용코드는 Fluent ver. 5.0이다.

먼저 유동장을 각각 Fig. 3의 속도파형 (b)에서 각각 최대 속도, 최저 속도, 그리고 그 중간의 중간 속도의 세 지점에서 Fig. 6에 도시하였고, 이에 대응하는 해석 결과를 Fig. 7에 도시하였다. 최대 속에 해당하는 (a)에서는 분지부의 후류 방향으로 재순환 유동이 나타남을 확인하였다 이후 (b)에서는 속도가 0일 때로서 직관부에서 분지부를 중심으로 두 개의 재순환 유동으로 분리되어 복잡한 유동 양상을 보여주는데 이 역시 Fig. 7(b)에서 확인할 수 있다. 다만 분지관에서 주관의 흐름이 Fig. 7(b)에서는 더 강하게 나타났음을 확인할 수

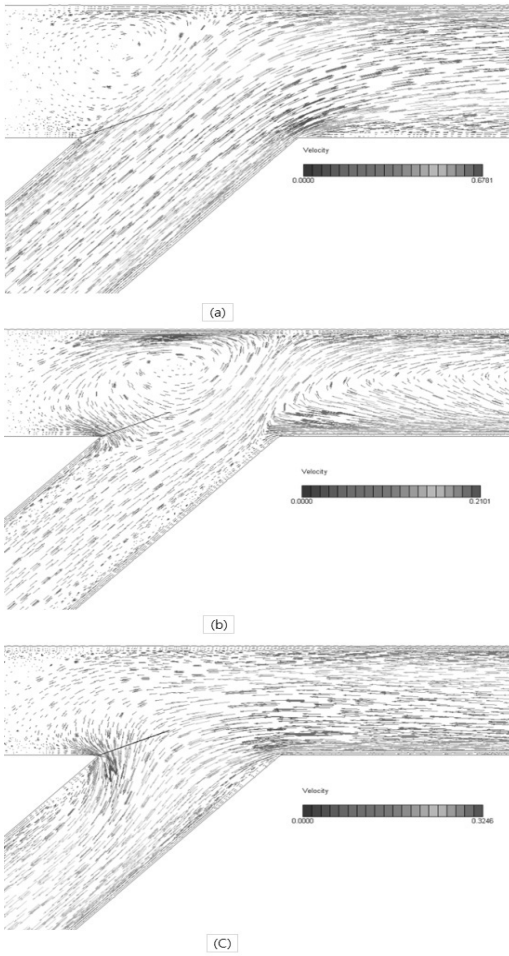


Fig. 7 Calculated velocity profiles for: (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

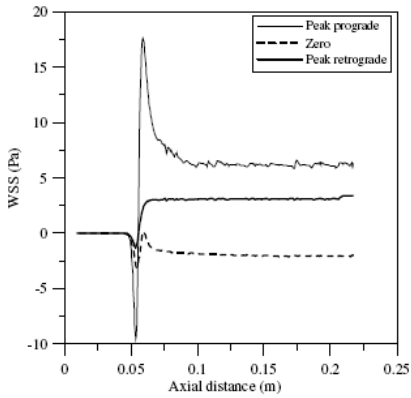


Fig. 8 Wall shear stress along the artery hood for the three time levels

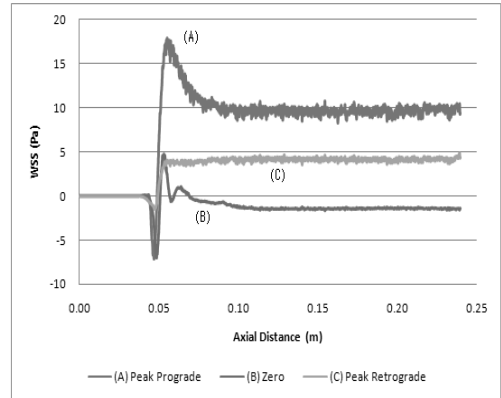


Fig. 9 Wall shear stress along the artery hood for the three time levels (Simulation Results)

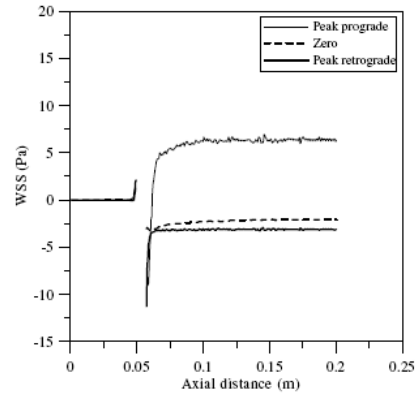


Fig. 10 Wall shear stress along the lower wall of the artery for the three time levels

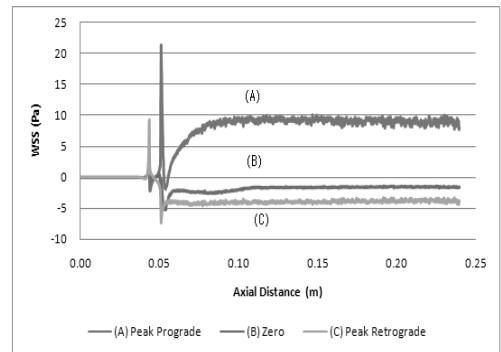


Fig. 11 Wall shear stress along the lower wall of the artery for the three time levels (Simulation Results)

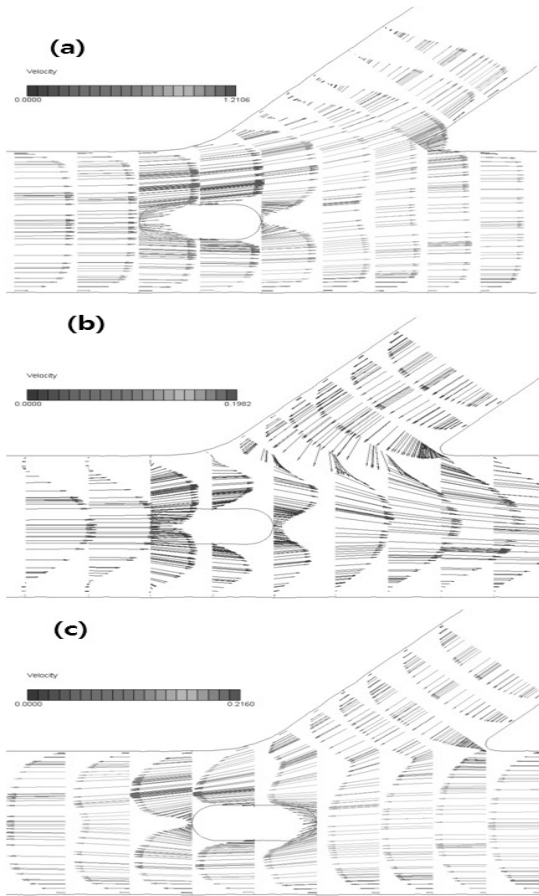


Fig. 12 Velocity profile in position (A) of Fig.4 with wave form (b) of Fig. 3 for : (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

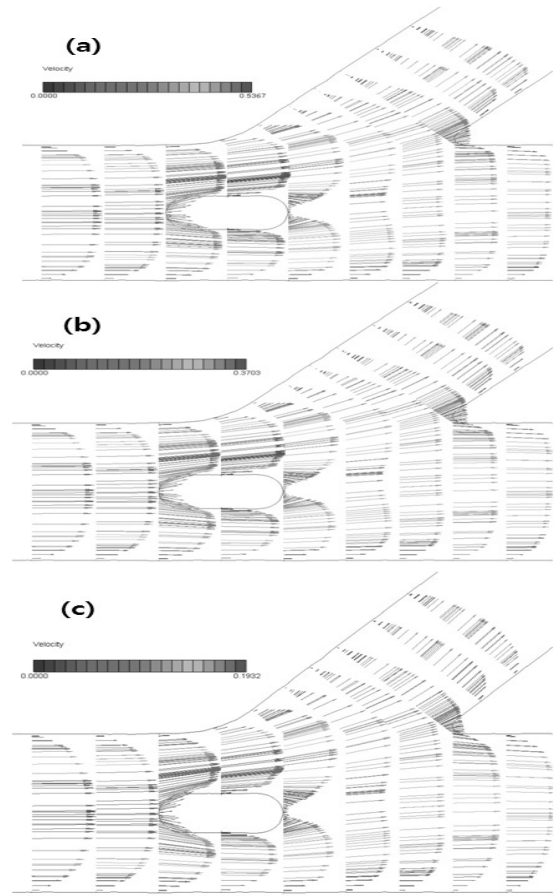


Fig. 13 Velocity profile in position (A) of Fig.4 with wave form (a) of Fig. 3 for : (a) maximum prograde flow; (b) average prograde flow and (c) minimum prograde flow

있다마지막으로 Fig. 7(c)에서는 네거티브 플로우가 발생하는데, 분지부로 흘러들어가는 과정에서 주관 쪽으로 일부 유동이 빠져나감을 Fig. 6,7 모두에서 확인할 수 있다

이상의 결과에서 유동장의 해석결과는 논문과 현재 해석에서 전반적으로 유사한 경향을 띠를 확인하였다

다음 Fig. 8,10에 각각 세 시점에서 분지관의 윗면과 하면을 따라 전단응력을 계산한 논문 결과를 도시하였고 이에 대응하는 해석 결과를 Fig. 9,11에 나타내었다.

분지부를 지난 이후 속도가 일정한 값에 도달하면서 전단응력도 일정한 값에 수렴하는 경향을 띠는데 Fig. 8,9에서 이러한 현상을 확인할 수 있다 특히 최대 전단응력의 값과 위치는 잘 일치한다. 다만, 최종적으로 수렴하는 값은 현재의 해석 결과에서 약간 더 높게 계산되는 문제가 있었다 또 전단응력의 변화가 보다 더 완만하게 진행됨을 알 수 있다.

Fig. 10,11에서도 이와 같은 경향을 확인할 수 있다 전반적인 경향은 모두 유사하게 나오는 반면 최대 속도 시점의 결과에서 분지부를 지난 후에 전체적으로 속도가 높게 나오는 것을 알 수 있다. 또한 전단응력이 증가하는 구배도 보다 더 완만하게 나타남을 알 수 있다.

이상에서 전단응력의 구배는 정확하게 일치하지 않으므로 이용하지 못하였다. 그러나 전체적인 응력 분포의 경향은 유사하게 나타나므로, 정성적인 전단응력의 분포와 속도장의 변화에 따른 전단응력 변화의 파악에 주력하도록 하였다.

### 3.2 결과 : 물체 주위 유동장

Fig. 4의 6개 위치에 대하여 각각 Fig. 3의 4개의 파형에 대하여 해석을 하였다. 먼저 하나의 모델에 대하여 파형의 영향을 고려하기 위하여, Fig. 4의 위치 (A)인 모델에 대하여 최대

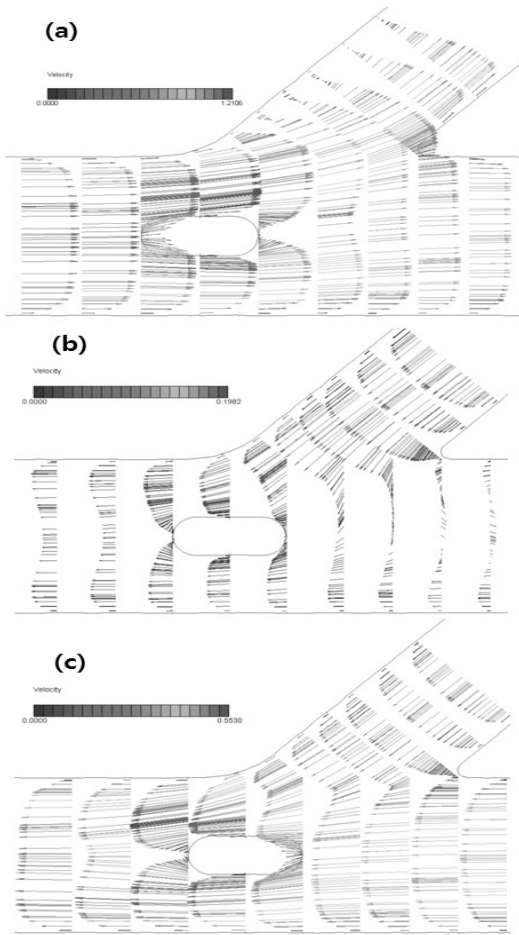


Fig. 14 Velocity profile in position (A) of Fig.4 with wave form (c) of Fig. 3 for : (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

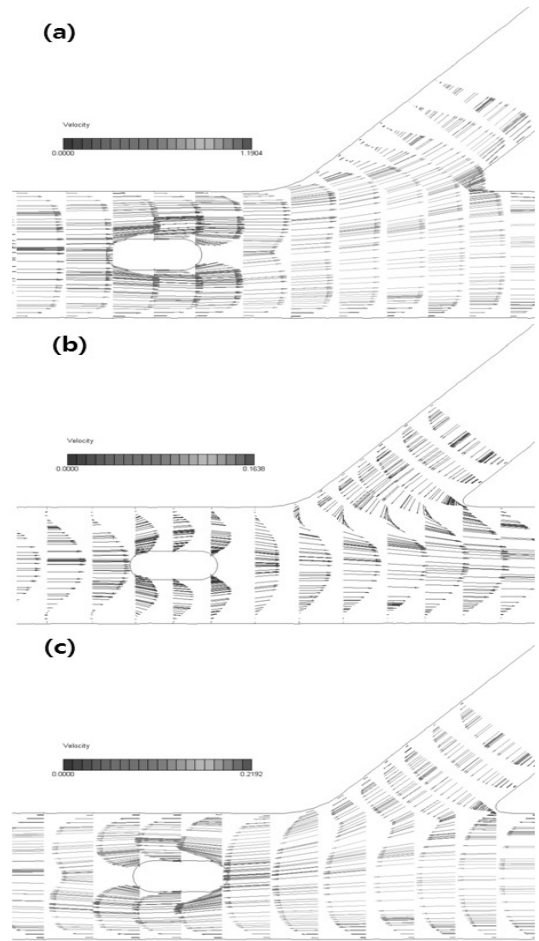


Fig. 15 Velocity profile in position (B) of Fig.4 with wave form (b) of Fig. 3 for : (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

속, 최저속, 속도가 0일 때의 속도장을 파형별로 각각 Fig. 12, 13, 14에 나타내었다. Fig. 3의 파형 (b)에 대해서는 속도가 0이 되는 지점 대신에 평균 속도에서의 속도장을 도시하였다.

Fig. 12의 (a) 파형에서는 최대속일 때 분지부에서 재순환 유동이 크게 생기며, 0속일 때에는 속도가 복잡한 양상을 띠는 것을 확인할 수 있다. 이러한 경향은 네거티브 플로우가 존재하는 파형 (c)에 대해서도 유사하게 나타남을 알 수 있으며, Fig. 12와 14의 유동장의 차이는 분지관에 생기는 재순환 유동영역의 두께가 다르다는 점을 들 수 있다. 반면, Fig. 13에서는 최대속일 때는 Fig. 12(a)의 최대속일 때의 유동장과 유사한 경향을 띠나, 속도가 0이하로 떨어지지 않으므로, 다른 순간에는 전혀 다른 경향을 띠는 것을 알 수 있다. 전반적으로 상대적인 속도의 크기만 다를 뿐 최대속일 때의 유동장 형태가 유사하게 유지됨을 알 수 있다.

이상에서 물체가 분지관내 다른 위치에 있을 때 유동장에 미치는 영향을 파악하기 위해서는 네거티브 플로우가 발생하는 파형 하나만을 관찰해도 충분하리라 생각되어 Fig. 15, 16, 17에 각각 Fig. 4의 위치 (B), (D), (E)에 물체가 있을 때 유동장들을 각각 순서대로 도시하였다.

Fig. 12(a)와 Fig. 13(a)의 유동장에서 분지부 재순환 유동이 다르게 나타남을 알 수 있다. 그 이유는 위치 (B)에 물체가 있을 경우에는 분지부에서 멀리 벗어나 있는 물체가 유동에 미치는 영향이 적기 때문이라 판단된다. 따라서 물체가 분지부에 존재하는 순간에는 유동 양상에 교란이 생길 수 있음을 추측할 수 있다.

Fig. 16(a)와 같이 물체가 회전했을 경우에는 물체의 후류 쪽에도 추가적으로 재순환 유동이 크게 발달할 수 있으며, 네거티브 플로우 일 때에도 물체 전면에서 유동이 복잡해질 가

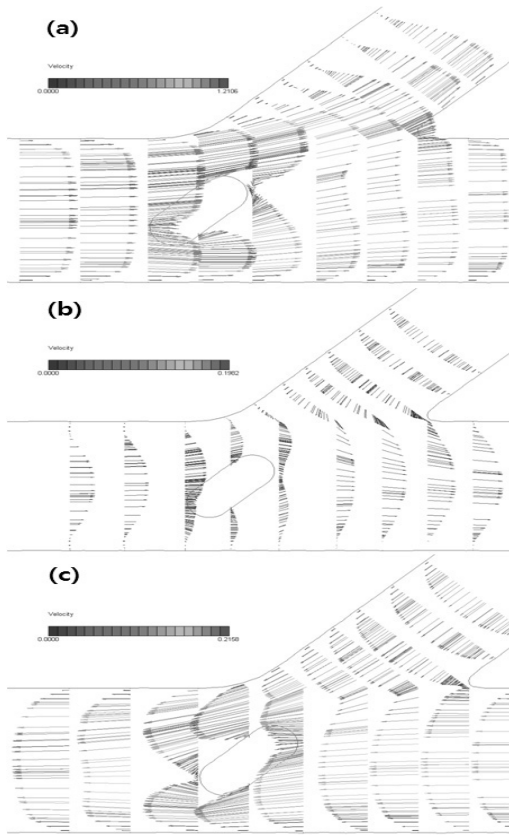


Fig. 16 Velocity profile in position (D) of Fig.4 with wave form (b) of Fig. 3 for : (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

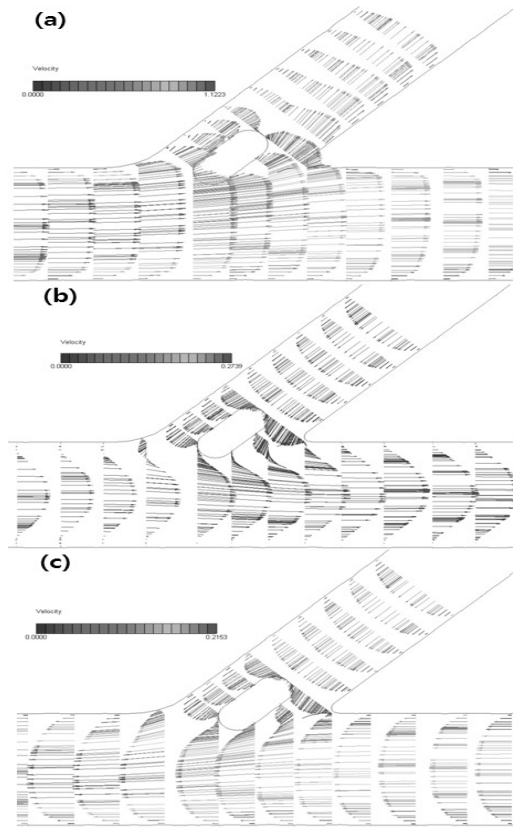


Fig. 17 Velocity profile in position (E) of Fig.4 with wave form (b) of Fig. 3 for : (a) peak prograde flow; (b) zero and (c) peak retrograde flow

능성이 있다. 한편 물체가 분지관으로 이동하여 위치 (E)에 있을 때는 분지부 유동이 판이해짐을 Fig. 17에서 확인할 수 있다. Fig. 17(a)에서는 분지부에서 물체의 경계층과 재순환 유동 영역이 겹쳐져 거의 존재하지 않으며, Fig. 17(b)에서는 속도가 0에 가까워지면, 물체 주위에 추가적인 재순환 유동이 생김으로써 유동양상이 더욱 복잡해질 수 있음을 알 수 있다

이상에서 네거티브 플로우가 존재할 때와 순방향 유동만 존재할 경우의 유동장은 판이하게 달라짐을 확인하였다. 반면 네거티브 플로우가 존재할 경우에는 최대속, 최저속 등 중요 시점에서의 유동 양상은 유사하게 나타남을 알 수 있다. 그러나 재순환 유동 영역 등 벽 근처와 속도가 0에 근접한 시점에서의 유동 양상은 크게 달라질 수 있으므로 이로 인한 벽 근처에서 응력의 경향은 추가적으로 확인할 필요가 있다

또한 물체가 분지부에 근접할수록 유동의 양상은 본래의 분지부에서의 유동과 다른 양상을 띠는 경향이 있으므로 유동에 기인한 물체 주위 항력 또한 분지부의 각 위치마다 특징적으로 변화리라 추측된다.

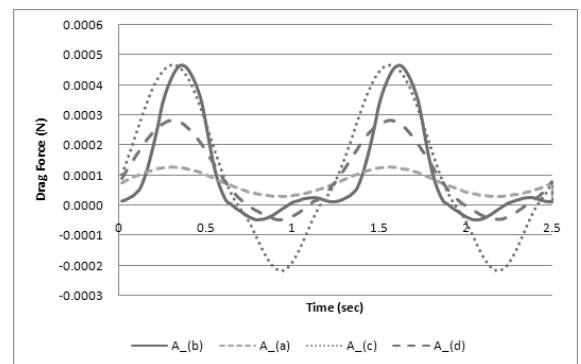


Fig. 18 Drag distributions at position (A) of Fig. 4 with respect to the wave profiles of Fig. 3

### 3.4 결과 : 물체 주위 응력 및 항력 계산

물체 주변의 Wall Shear Stress와 압력을 계산하고, 이를 이용하여, 물체 주변에 유체가 미치는 항력을 압력 항력과 마찰

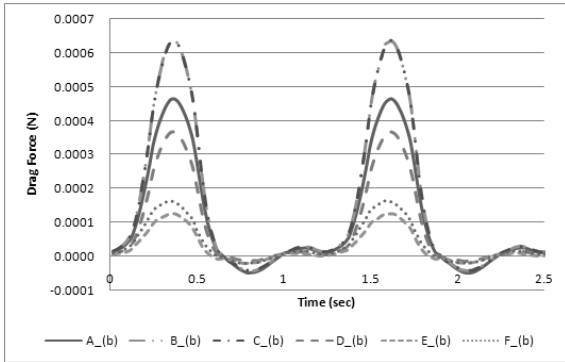


Fig. 19 Drag distributions for the wave form (b) of Fig. 3 with respect to the location of an object of Fig. 4

항력으로 나누어 계산하였다. 전체 항력에 대한 결과를 각각 Fig. 18,19에 나타내었다. Fig. 16은 Fig. 4의 위치 (a)에 대하여 항력의 파형에 대한 변화를 나타내었으며, Fig. 17은 그림 3의 파형 (b)에 대하여 위치별 변화를 나타내었다.

동일 위치에서 항력은 파형과 거의 동일한 결과를 보여주고 있다. 이는 압력 항력이 지배적이기 때문이며, 따라서 항력은 속도 파형에 비례한다고 볼 수 있다

위치별 항력 계산에서는 분지부에 근접하기 이전에는 큰 값을 가지다가, 물체가 분지부에 접근하면서 서서히 감소한다. 분지부에 진입하기 이전까지 지속적으로 감소하다가, 분지부에 진입한 뒤에 약간의 회복이 됨을 알 수 있다. 분지부에서는 유체의 속도가 낮아지므로 물체에 미치는 힘이 작아지고, 특히 물체가 회전시에는 물체 후면에 재순환 유동이 일어나면서 그 힘은 급격하게 감소하기 때문으로 해석된다.

이상에서 유체가 물체에 미치는 힘을 계산해 본 결과 물체에 작용하는 항력은 유동의 맥동 파형에 직접적으로 영향을 받고, 분지부에 근접할수록 그 값은 크게 변동함을 확인하였다. 물체가 유동 내에서의 운동을 제어하기 위해 필요한 힘을 계산하기 위해서는 맥동파형의 최대 최저속과 분지부에서 운동을 모두 고려할 필요가 있다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 이상화된 분지관에서 비뉴턴 맥동류를 해석하고, 내부 다양한 위치에 고정되어 있는 물체의 항력을 계산하고자 하였다. 정량적인 응력 분포는 다른 연구와 달라질 수 있으나, 응력 분포 특성에 대해서는 공통점을 가질 수 있을 것이다

- (1) 내부 물체의 항력은 관내 유동의 파형 즉 속도에 직접적으로 영향을 받음을 확인하였다
- (2) 물체가 분지부에 접근할수록 유동은 교란이 심해지며,

이에 따라 물체에 작용하는 항력은 급격히 감소함을 계산하였다.

- (3) 맥동류가 흐르는 분지관내 물체의 위치 제어를 위해서는 맥동류 파형과 분지부에서의 유동 특성을 먼저 파악할 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 Stenoven, 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] 2008, Zhang, H., Song, Y., Yang, J. and Low, K.H., "Numerical and Experimental Research on Modular Oscillating Fin," *Journal of Bionic Engineering*, Vol.5, pp.13-23.
- [6] 1989, Yang, W.J., *Biothermal Fluid Sciences, Principles and Applications*, Hemisphere.
- [7] 1997, Fung, Y.C., *Biomechanics Circulatin*, 2nd Ed., Springer, pp.118-123.
- [8] 2008, Zhang, J., Chua, L.P., Ghista, D.N., Zhou, T.M. and Tan, Y.S., "Validation of numerical simulation with PIV measurements for two anastomosis models," *Medical Engineering & Physics*, Vol.30, pp.226-247
- [9] 2008, Hoffmann, E.S.K.A. and Dietiker, J.-F., "Numerical simulations of pulsatile non-Newtonian flow in an end-to-side anastomosis model," *Simulation modelling Practice and Theory*, Vol.16, pp.1123-1135.