

# 주기 가속도 위상변화에 따른 협착 및 분지 혈관의 혈류 특성에 대한 수치해석적 연구

노경철,<sup>1</sup> 조성욱,<sup>2</sup> 이성혁,<sup>2</sup> 유홍선<sup>\*2</sup>

## NUMERICAL STUDY ON THE BLOOD FLOW CHARACTERISTICS OF STENOSED AND BIFURCATED BLOOD VESSELS WITH A PHASE ANGLE CHANGE OF A PERIODIC ACCELERATION

K.C. Ro,<sup>1</sup> S.W. Cho,<sup>2</sup> S.H. Lee<sup>2</sup> and H.S. Ryou<sup>\*2</sup>

*The present study is carried out in order to investigate the effect of the periodic acceleration in the stenosed and bifurcated blood vessels. The blood flow and wall shear stress are changed under body movement or acceleration variation. Numerical studies are performed for various periodic acceleration phase angles, bifurcation angles and section area ratios of inlet and outlet.*

*It is found that blood flow and wall shear stress are changed about  $\pm 20\%$  and  $\pm 24\%$  as acceleration phase angle variation with the same periodic frequency. also wall shear stress and blood flow rate are decreased as bifurcation angle increased.*

**Key Words :** 전산유체역학(CFD), 비정상유동(Unsteady Flow), 주기가속도(Periodic Body Acceleration), 맥동유동(Pulsatile Flow), 벽전단응력(Wall Shear Stress)

### 1. 서 론

동맥 질환을 앓고 있는 사람이나 선천적으로 허혈성 빈혈 증세를 가지고 있는 사람에게는 운동이나 순간적인 몸의 움직임에도 혈압 변동이 일반인에 비해 매우 심하며, 기립성 저혈압 환자는 누운 자세에서의 혈압과 기립 후 혈압 변동이 최대 20 mmHg까지 하강하여 어지럼증이나 일시적인 시력 및 청력의 장애, 심한 경우에는 기절 증세까지 나타나게 되며, 고혈압 환자는 두통이나 피로감, 심장박동수의 비정상적인 증가 및 협착에 의한 심근경색증이 발생할 수 있으므로, 중력 및 인체 가속도의 변화가 인체에 미치는 영향은 높다고 할 수 있다.

중력가속도 변화에 가장 영향을 받는 전투기 조종사들의 훈련 및 실험을 통해 많은 연구가 진행되어 왔으며, 오랜 세월동안 1G(1 G=1 Gravity) 상태에서 최적의 컨디션을 낼 수 있도록 진화 되어온 인체는 전투기와 같이 급선회, 급상승, 급감하등을 하게 되면 원심력에 의해 인체와 항공기는 지상에서의 1 G를 넘어서는 상당한 +G, 혹은 -G가 걸리게 되며, 이와 같은 현상은 정도의 차이만 있을 뿐 우리가 일상생활에서 흔히 볼 수 있는 엘리베이터나 놀이기구에서도 나타나게 된다. +G를 받으면 체중 및 혈액의 중량이 증가하여 중력방향으로 피가 몰리게 되어 혈관은 수축하게 되는데 +5 G의 중력을 받으면 뇌 혈압은 거의 0 mmHg에 가깝게 떨어지며, 시야가 빨강게 좁아지는 레드 아웃 현상이 발생된다. 반면 -G 상태에서는 혈액이 중력과 상반되는 방향인 머리쪽으로 몰리게 되어 뇌혈압이 증가함과 동시에 안구에도 혈액이 몰리게 되어 뇌혈관의 손상까지 가져올 수 있다. 우리 인체가 견딜 수 있는 중력가속도의 한계는 +G 상태에서는 0.1초 동안 20 G이며, -G방향으로는 0.1초 동안 15 G를 견딜 수 있는

접수일: 2008년 6월 4일, 심사완료일: 2008년 9월 16일.

1 학생회원, 중앙대학교 대학원 기계공학부

2 정회원, 중앙대학교 기계공학부

\* Corresponding author E-mail: cfdmec@cau.ac.kr

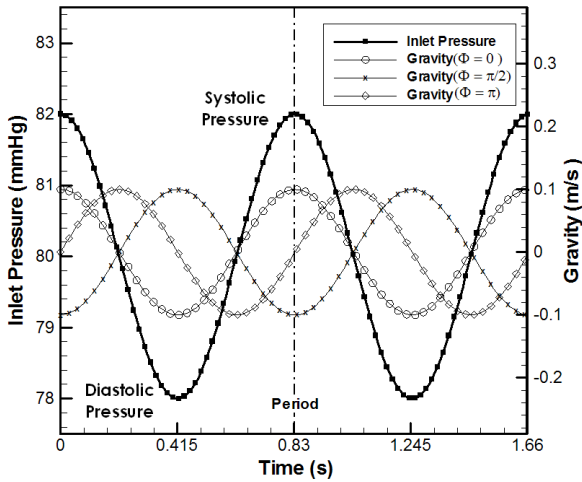


Fig. 1 Inlet pressure and gravity profile

것으로 조사되었다[1].

인체의 가속도 영향에 대한 연구로서 R.R burton[2]등은 인간의 몸이 가속력에 극단적으로 노출될 경우에 혈류의 변화로 인한 복통 및 단기적 시력 상실 증상에 대해 연구하였으며, E.E. Hookers[3]등은 Body acceleration의 부작용을 줄일 수 있는 방안에 대하여 임상연구를 수행하였다.

가속도와 혈류유동에 관련된 연구로는 Belardinelli[4]등은 충격(Shock) 가속도의 영향을 실험적 연구를 통해 협압에 미치는 영향을 파악하였으며, P.K. Mandal[5]등은 주기 가속도(Periodic acceleration)하에서 원통형 혈관에서의 혈류특성을 수치해석을 이용하여 연구를 수행하였으며, 혈관 협착 및 분지 혈관에서의 협착가능성에 대해서는 Nakamura[6], Luo[7]등 오래전부터 많은 연구가 이루어지고 있다.

그러나 인체 움직임이나 인체 가속도를 고려한 연구는 가속도 측정 및 움직임 묘사 등의 어려움으로 원형 혈관에 대한 연구 등 기초 연구 단계에 머물러 있으며, 형상이 비교적 복잡하고 해석 조건이 다양한 분지혈관에 대한 연구는 전무한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 주기 가속도 상황에서 협착 혈관 및 분지혈관에서의 2가지 혈관에 대한 혈류 특성 변화를 수치해석을 통해 연구하고자 한다.

## 2. 수학적 모델 및 해석 조건

### 2.1 지배방정식

혈류 특성을 해석하기 위해서는 기본적으로 연속방정식 및 운동량 보존방정식을 사용하며, 비뉴턴 유체 및 심장 박동에 따른 혈액의 맥동에 대한 고려가 필요하다. 또한 주기 가속도

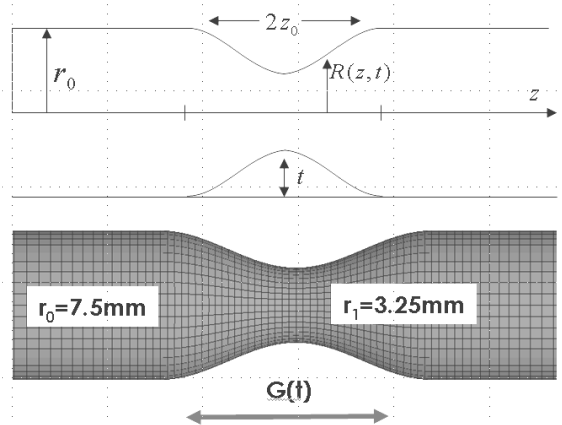


Fig. 2 Modeling and grid generation of stenosed blood vessel

를 적용하기 위하여 운동량 보존방정식에 중력항을 시간에 대한 생성항으로 처리하였다.

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \tag{1}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\vec{\tau}) + G(t) \tag{2}$$

비뉴턴 유체의 유동문제를 수치적으로 해석하기 위해서는 유체의 유변학적 성질을 전단률의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하며 비뉴턴 비압축성 유체의 구성방정식은 변형률 텐서의 두 번째 불변량(second invariant)으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\vec{\tau} = \eta \dot{\gamma} \tag{3}$$

여기서,  $\eta$ 와  $\dot{\gamma}$ 은 비뉴턴 유체의 겔보기 점성계수와 전단률이다. 전단률  $\dot{\gamma}$ 은 다음과 같이 전단률 텐서로 표현된다.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \sum_i \sum_j \dot{\gamma}_{i,j} \dot{\gamma}_{j,i}} \tag{4}$$

비뉴턴 유체의 구성방정식은 여러 모델이 있으나, 본 연구에서는 혈액과 같은 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau 모델을 사용하였다[8].

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{(n-1)}{2}} \tag{5}$$

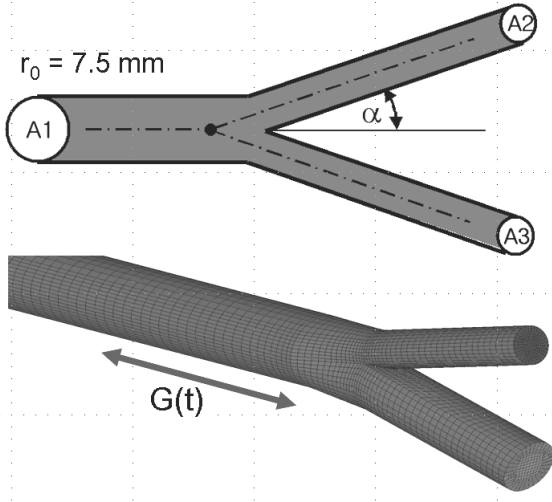


Fig. 3 Modeling and grid generation of the bifurcated blood vessel

$\eta_0$ 는 영전단율(zero shear rate) 점성계수이고,  $\eta_\infty$ 는 무한전단율(infinite shear rate),  $\lambda$ 는 특성시간,  $n$ 은 Carreau 지수이다. 혈액의 경우 Carreau 모델상수는  $\eta_0 = 0.056 Pa \cdot s$ ,  $\eta_\infty = 0.00345 Pa \cdot s$ ,  $\lambda = 3.313s$ ,  $n = 0.356$ 이다.

시간에 따른 주기 가속도는 식 (6)과 같이 삼각함수를 이용하여 맥동주기와 진폭, 위상각으로 표현하였으며, 위상각 변화에 따른 파형변화는 Fig. 1에 나타내었다.

$$G(t) = a_0 \cos(w_b t + \Phi), \quad t \geq 0 \tag{6}$$

여기서,  $a_0$ 는 가속도 진폭인  $0.1 m/s^2$ ,  $w_b$ 는 혈압 맥동주기 변수( $2\pi f_p$ ),  $\Phi$ 는 위상각( $0, \pi/2, \pi$ )을 나타낸다. 가속도 위상에 따른 혈류 특성 변화를 해석하기 위하여 가속도 주기 및 혈압 맥동 주기인  $f_p$ 는 1.2 Hz로 동일하다고 가정하였다 [5].

### 2.2 경계 및 초기 조건

중력가속도를 고려하거나 체적력을 계산하는 문제에서는 보존방정식을 만족하기 위해 속도경계조건 대신 압력 경계조건을 사용해야 되므로, 입구 경계조건은 시간 변화에 따른 압력구배 조건을 적용하였다.

$$P(t) = A_0 + A_1 \cos w_b t, \quad t \geq 0 \tag{7}$$

여기서  $A_0$ 는 평균 정압력(steady-state pressure)인 80 mmHg,  $A_1$ 은 혈압 진폭이며 혈류직경에 따른 혈류량을 고려하기 위

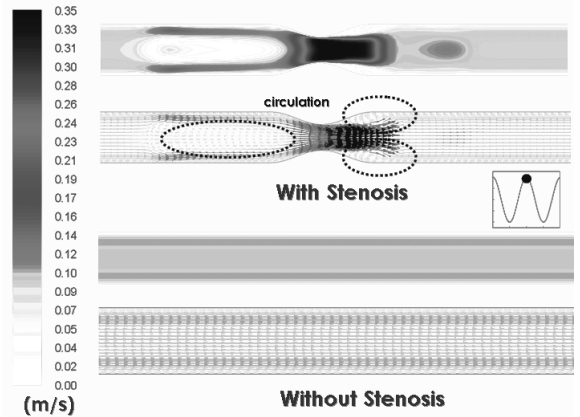


Fig. 4 Comparison of the velocity profile in a maximum systole with 0G

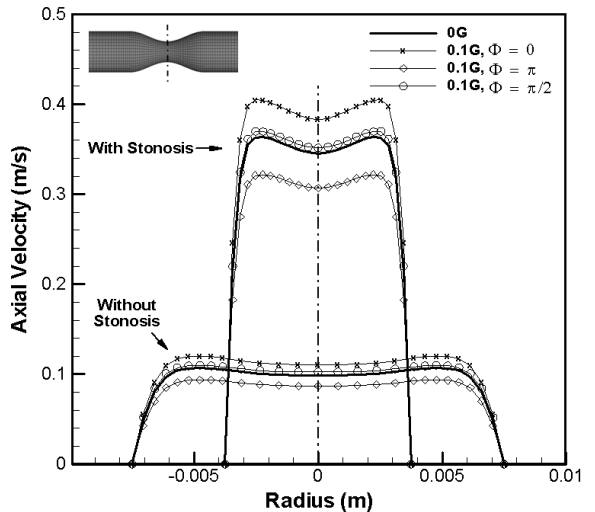


Fig. 5 Axial velocity profile with acceleration variation in a maximum systole

하여  $\pm 2$  mmHg으로 설정하였으며[9],  $w_b$ 는 가속도 주기와 동일한 값을 적용하였다.

출구 압력 경계조건은 80 mmHg로 정적압력과 동일한 값을 적용하였으며, 초기 조건은 혈압 맥동을 고려하여 최대 혈압인 82 mmHg로 설정하였다. 또한 Reynolds수는 최대 400 정도이므로 Laminar Flow로 가정하였다.

### 2.3 혈관 모델링

#### 2.3.1 협착 혈관 모델

Fig. 2는 협착 혈관 모델링 및 격자구성으로 협착부는 식 (8)과 같이 Young[10]이 제안했던 모델을 이용하였다. 혈관 반경은 7.5 mm이며, 협착부의 반경은 혈관 반경의 절반인 3.25

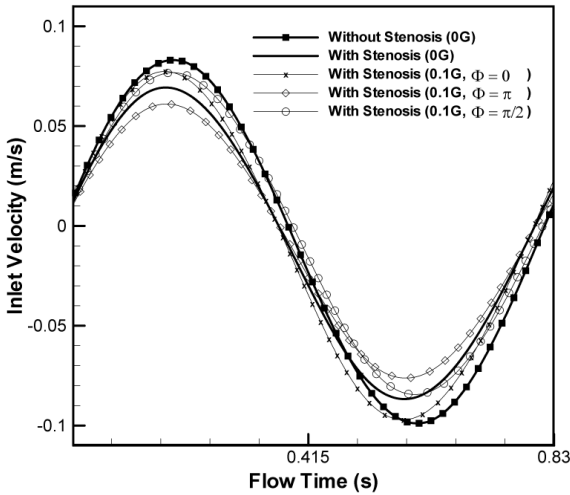


Fig. 6 Inlet velocity profile as time variation

mm, 협착률은 50 %이다.

$$R(z) = \left[ r_0 - \frac{t}{2} [1 + \cos \pi(z - z_1)/z_0] \right] \quad (8)$$

여기서  $t$ 는 협착부위의 최대폭( $0.5r_0$ )을 의미하며,  $z_0$ 는 협착부 길이의 절반이며,  $z_1$ 은 협착부 중앙 위치를 나타내며, 해석 격자는 육면체 격자로 구성하였으며, 협착이 없는 경우와 동일하게 격자수는 약 7만개 이다.

해석 대상은 협착 유무 및 가속도 조건에 의해 총 8 종류이며, 이를 통해 협착으로 인한 혈관 단면적 변화에 따른 영향과 가속도 위상차 변화에 따른 혈류 특성 변화를 해석하였다.

### 2.3.2 분지 혈관 모델

Fig. 3은 분지 혈관 해석을 위한 모델링 및 격자구성으로 분지혈관의 혈류 해석 시에는 분지각 및 분지관 면적비가 중요한 해석조건이다.

Table 1 Simulation case of the bifurcated blood vessel

	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5
Bifurcation Angle ( $\alpha$ )	15°	15°	26.5°	45°	45°
Ratio of area ( $A_3/A_2$ )	1	2	1	1	2
Total ratio of area ( $\frac{A_2 + A_3}{A_1}$ )	0.57	0.85	0.57	0.57	0.85

분지전 혈관의 직경은 협착 혈관 모델과 동일하게 혈관 반경은  $7.5mm$ 이며, 분지각은  $15^\circ$ ,  $26.5^\circ$ ,  $45^\circ$ 인 3종류이며, 분지각  $15^\circ$ ,  $45^\circ$ 인 경우에는 분지후 혈관의 직경비가 1:1, 1:2인 경우에 대해서 부가 해석을 수행하여 총 5 종류의 분지혈관 해석모델을 선정하였으며, Table 1에 정리하였다. 해석 격자는 육면체 격자이며, 격자수는 약 10만개 이다.

### 2.4 해석 조건 (Solver condition)

협착 및 분지 혈관의 해석은 범용 열유체 해석 프로그램인 FLUENT V6.3을 사용하였으며 Carreau viscosity model 및 Inlet Pressure profile, Acceleration profile은 UDF(User Defined Function)을 이용하여, 계산하였다. 비정상 상태 해석을 위해 PISO 알고리즘을 이용하여, 총 해석시간은 혈압 맥동의 2사이클인 2.4 Hz(1.66 s)이며, 각각의 시간간격은 0.002 s로 계산하였다.

## 3. 해석 결과 및 고찰

### 3.1 협착 혈관 해석

Fig. 4는 유속이 가장 빠른 심장 수축기 일 때의 혈관 협착 부위의 속도분포를 나타낸 것으로 순수 협착에 의한 영향을 파악하기 위하여 가속도는 고려하지 않은 결과이다. 혈관 협착이 발생하는 원인으로서는 유속 증가로 인한 고 벽전단응력으로 인해 혈관 내벽의 물리적 손상과 이에 반대인 혈류의 정체 및 저 벽전단응력 상태에서도 침착된 지질의 생화학적 변화로 인하여 동맥경화성 죽종(atheroma)이 발생될 수 있다고 연구되었다[8].

Fig. 5는 심장 수축기 일 때 협착부위의 축방향 속도를 가속도별로 나타낸 그림이다. 순수 협착 부위의 단면적 감소로 인하여 정상 혈관에 비해 최고 유속은 최소 3배이상 증가하였으며, 협착 전후에 혈류 정체 구간인 순환영역(Circulation)이 동시에 존재하고 있어 협착율이 증가할수록 협착 진행속도 또한 증가 할 것으로 판단된다.

Fig. 6은 혈류 유입 속도를 협착 유무에 따라 나타낸 결과이며, 주어진 경계조건하에 순수 협착에 의해서만 유입 유량이 약 12 %정도 감소되는 것으로 해석되었다. 이는 협착부 단면적 감소 효과로 인한 정압력 증가에 기인한 것으로 동일 유량 적용시에는 혈압차가 커지게 되므로 협착으로 인해 혈압 상승 효과를 나타내게 된다. 주기 가속도 적용시에는 혈압 파형과 위상이 동일한 위상각 0과  $\pi$ 일 경우에는 압력 및 가속도의 증첩효과로 인해 속도의 증감 현상은 있으나 발생 위치는 동일하며, 위상각  $\pi/2$ 일 경우에는 위상차로 인해 파형형태는 유지되나 위상이 약 0.012 s( $\approx \pi/80$ ) 정도 지연되는 형태를 나타내며, 가속도가 높을수록 지각되는 위상차는 더 커질

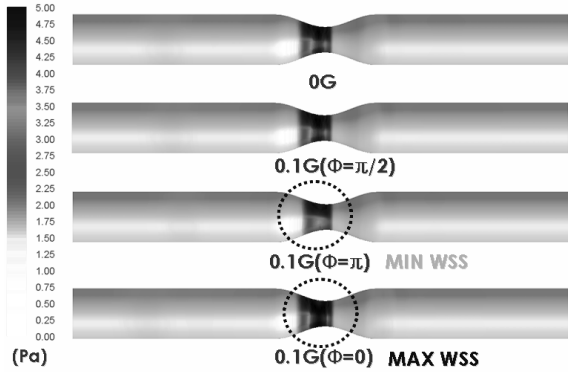


Fig. 7 Wall shear stress (WSS) of stenosed artery with acceleration variation in a maximum systole

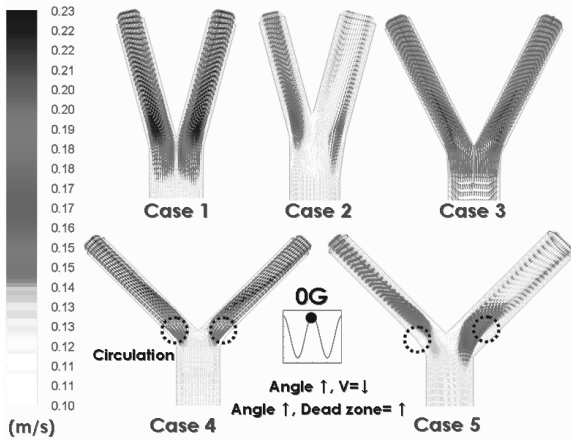


Fig. 8 Velocity profile of cases with 0G in a maximum systole

것으로 예상된다. 위상차에 의한 유입속도는  $\pm 12\%$  까지 변동되고 있으며, Fig. 5에서와 같이 유속이 높은 협착부위에서는 속도변화가 더 크게 나타나게 된다.

Fig. 7은 심장 수축기 일 때 협착 혈관의 벽 전단응력 분포도 이며, Fig. 6의 입구 속도분포와 동일한 경향을 보이고 있다. 벽 전단응력 증가의 원인인 속도 증가에 의해 비례적으로 증가하고 있으며, 위상차가 없는 가속도 조건에서 가장 높은 벽 전단응력을 나타내고 있다.

협착이 없는 경우에는 벽 전단응력이 약 1 Pa이며, 협착 발생으로 인해 약 4 Pa로 증가 하였으며, 부가적으로 가속도 적용시에는 3 Pa에서 5 Pa의 변화를 보이고 있다. 이는 가속도 변화에 의해서만 약  $\pm 25\%$  변동을 보이며, 유속 변화에 비해 보다 다소 높은 변동을 보인다.

### 3.2 분기 혈관 해석

혈관계에는 무한히 많은 혈관 분지가 존재하고, 분지부의 형상 변화에 따른 유동 변화로 인해 동맥류(Aneurism) 및 혈

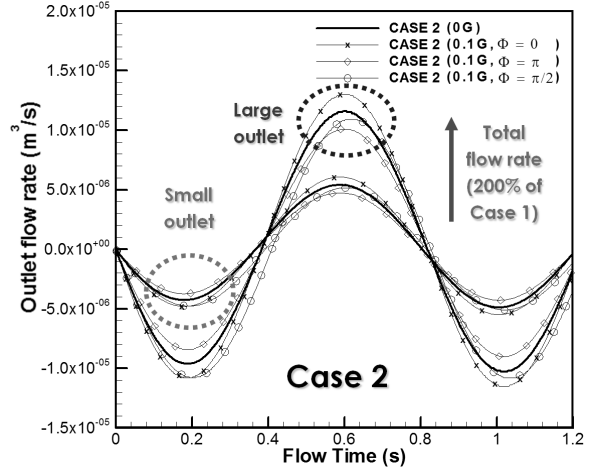


Fig. 9 Outlet flow rate of case 2 with acceleration variation and flow time

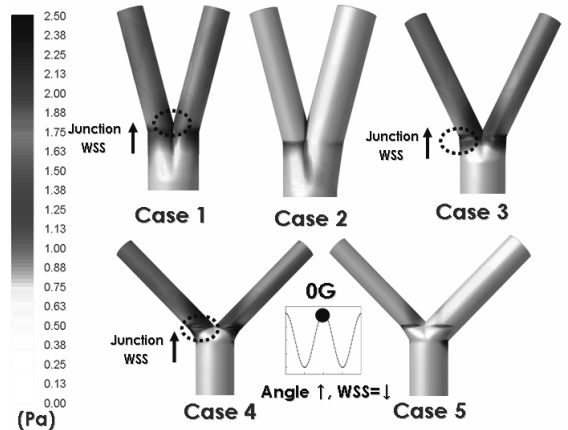


Fig. 10 Wall shear stress (WSS) of cases with 0G in a maximum systole

관 협착이 주로 발생하는 부분이다.

Fig. 8은 심장 수축기시 분지관 내의 속도분포로 분지관의 기하학적인 형상에 의한 유동특성을 파악하기 위하여 가속도는 고려하지 않았다. 단면적비가 1인 Case 1, 3, 4에서는 대칭적인 속도분포 및 분지각에 의한 유동변화 특성을 보여주고 있으며, 분지각이 증가할수록 순환영역 및 분지 후 내벽으로 유동이 집중되는 현상이 발생하는데, 이는 유체 저항 증가로 인해 유속이 감소하여 유체의 관성력에 비해 원심력이 더 크게 작용하기 때문이다. 따라서 유출 단면적이 보다 큰 Case 5의 경우가 Case 4에 비해 순환영역 및 유동 정체 구간의 크기가 더 크게 발생하고 있다.

Fig. 9는 유출 단면적비가 1.2인 Case 2의 유출 유량을 가속도 적용시 시간변화에 대해 해석한 결과이며, 전체 유량은 Case 1에 비해 약 200% 증가하였으며, 이는 총 단면적비의

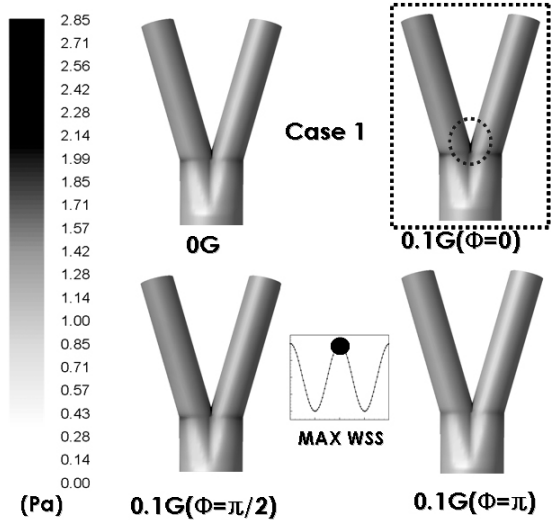


Fig. 11 Wall shear stress (WSS) of Case 1 with acceleration variation in a maximum systole

증가로 인해 유동저항이 급격히 감소하였기 때문이다. 가속도의 영향은 협착 혈관 결과와 동일한 경향인 혈압 및 가속도의 위상차에 의해 유량이 증감되며, 유량이 많은 단면적이 큰 분지부에서 유량차이가 가속도 위상차에 의해 최대 30 % 가까이 차이가 발생하였다. 비대칭 면적비를 갖는 분지의 경우에는 상대적으로 유동 저항이 작은 큰 분지부에서 먼저 유동 분지가 일어남으로써 유동이 집중되기 때문이다.

Fig. 10은 분지 혈관의 분지각 및 분지관 면적비 변화에 의한 벽 전단응력 분포이다. Case 1, 3, 4에서와 같이 분지각이 클수록 벽 전단응력은 감소하고 있으며, 최대 벽 전단응력 발생 위치는 분지각이 작을 경우엔 분지부 내벽에서, 분지각이 클 경우에는 분지부 외벽에서 커지고 있다. 이는 그림 8의 유속 분포에 기인하는 것으로 분지각이 증가 할수록 유속이 감소하여 벽 전단 응력은 다소 감소하였으나, 유동의 원심력에 의한 유동 쏠림 현상으로 인해 최대 벽 전단응력 발생 위치가 변화됨을 알 수 있다.

총 단면적비가 크고 분지부 단면적비가 다른 Case 2, 5에서는 전체적으로 분지관의 벽 전단응력이 약 50 % 정도 감소하였지만, 최대 벽 전단응력 발생 위치는 작은 분지부의 높은 유속에 영향을 받으므로 동일함을 확인하였다.

Fig. 11은 Case 1의 가속도 위상차에 의한 벽 전단응력을 해석한 결과로서, 혈압 및 가속도 위상이 동일한 위상각 0에서 가장 높게 증가하였으며, 0 G 상태에 비해 약 14 % 증가하여, 기하학적 형상에 의해 유속 변화가 큰 곳에서 주기 가속도의 영향 또한 크게 나타남을 알 수 있다.

따라서 혈관의 형상이 비교적 크게 변하는 협착 부위 및 분지부, 동맥류 발생 부위 등에서는 내부 혈류 뿐 아니라 외

부적인 영향에 의해서도 유동 특성이 민감하게 변하게 되므로 동맥질환의 원인 및 발병 위치 예측 등에 대해 혈류특성 해석을 통해 간접적으로 확인 할 수 있을 것으로 기대된다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 주기가속도 적용시 협착 및 분지 혈관 해석을 통해 다음과 같은 해석 결과를 도출 하였다.

(1) 혈류량은 혈압 및 가속도 파형의 주기가 동일한 경우 위상차에 의해 변동되며, 협착율 50 %인 협착 혈관에서는 0.1G에서  $\pm 12.5$  %의 증감됨을 확인하였으며, 분지 혈관에서는 분지각이 클수록 혈류량은 감소되었으나, 단면적비가 비대칭인 경우에는 최대 200 % 정도 혈류량이 증가하는 경우도 발생하였다.

(2) 혈류 속도가 높은 협착 부위 및 혈류량이 많은 단면적이 큰 분지부에서 주기 가속도의 영향이 크게 작용하였다.

(3) 벽 전단응력은 혈류 변화에 비례하여 증가하는 경향이 있으며, 가속도 위상차에 의해 협착 혈관에서는 최대  $\pm 25$  % ( $\pm 1$  Pa) 까지 변화하였다.

(4) 분지 혈관에서 벽 전단응력은 분지각이 증가할수록 감소하는 경향을 보이며, 분지각이 큰 경우에는 분지 외벽에서, 작은 경우에는 내벽에서 최대 벽 전단응력이 발생하였다.

#### 후 기

본 연구는 2008년도 중앙대학교 우수 연구자 연구비 지원에 의해 수행되었으며 관계 제위께 감사드립니다.

#### 참고문헌

[1] 1982, 이창민, 박세권, "조종석 양성 가속도에 미치는 영향에 관한 연구," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol.15, pp.69-78.

[2] 1974, R.R.Burton et al., "Man at High Sustained +G Acceleration: A Review," *Aerospace Med*, Vol.46, pp.1251-1253.

[3] 1972, E.E.Hookers et al., "A momentum integral solution for pulsatile flow in a rigid tube with and without longitudinal vibration," *International Journal of Engineering Science*, Vol.10, pp.989-1007.

[4] 1989, Belardinelli et al., "A preliminary theoretical study of

- arterial pressure perturbations under shock accelerations," *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol.111, pp.233-240.
- [5] 2007, P.K.Mandal et al., "Effect of body acceleration on unsteady pulsatile flow on non-newtonian fluid through a stenosed artery," *Applied Mathematics and Computation*, Vol.189, pp.766-779.
- [6] 1981, Nakamura, M. and Sawada, T., "Numerical Study on the Flow of a non-Newtonian Fluid through an Axisymmetric Stenosis," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.110, pp.137-143.
- [7] 1981, Luo, X.Y. and Kuang, Z.B., "non-Newtonian Flow Patterns Associated with an Arterial Stenosis," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.114, pp.512-514.
- [8] 1985, Cho, Y.I., Back, L.H. and Crawford, D.W., "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.103, pp.102-115.
- [9] 2003, 이인섭, 유홍선, "혈관 분지부의 유동 특성에 대한 수치해석적 연구," *대한기계학회 추계학술대회 논문집*, pp.74-746.
- [10] 1968, D.F. Young, "Effect of a time-dependant stenosis on flow through a tube", *ASME J. Eng.*, Vol.90, pp.148-154.