

J. Biomed. Eng. Res.  
Vol. 21, No. 3, 261-271, 2000

## 복부대동맥 분기관에서의 벽면전단응력 분포: 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글과 비뉴턴유체의 영향

최주환\* · 이종선\*\* · 김찬중\*

\*서울대학교 기계항공공학부, \*\*한동대학교 기계제어시스템공학부

(2000년 1월 14일 접수, 2000년 5월 19일 채택)

## Wall Shear Stress Distribution in the Abdominal Aortic Bifurcation: Influence of wall Motion, Impedance Phase Angle, and non-Newtonian fluid

J.H. Choi, C.S. Lee, C.J. Kim

\*School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National University,

\*\*Department of Mechanical and Control System Engineering, Handong University

(Received January 14, 2000. Accepted May 19, 2000)

**요약** : 벽면운동(wall motion)과 임피던스 페이즈앵글(impedance phase angle; 압력과 유량 사이의 위상차)을 고려하여 맥동유동에 있는 복부대동맥 분기관모델에서 2차원 전산유체해석을 수행하였다. 해석결과 분기관 근처에서는 전단응력의 크기가 매우 급격한 변화를 보임을 관찰하였고 벽면운동은 전단응력의 진폭을 감소시키는 효과를 가짐을 알 수 있었다. 임피던스 페이즈 앵글이 음의 값을 향해 갈수록 시간 평균된 벽면 전단응력(mean wall shear stress)의 값은 감소하였으나 진폭(amplitude of wall shear stress)은 오히려 증가하였다. 페이즈앵글의 영향은 평균 벽면전단응력이 영에 근접하는 외벽(outer wall or lateral wall)의 바깥쪽으로 휘어지는 부분(curvature site)에서 상대적으로 크게 나타났는데  $-90^\circ$  페이즈앵글(혈류파가 혈압파를 1/4주기 앞서는 경우)일 경우에  $0^\circ$ 의 경우에 비해 평균은 50%정도 감소하였고 진폭은 15%정도의 상승을 나타내었다. 그러므로 고혈압 환자와 같이 큰 음의 페이즈앵글을 갖는 경우, 벽면전단응력의 평균은 낮아지고 시간에 따른 변화량(진폭)은 증가하므로 low and oscillatory wall shear stress 이론에 의하면 동맥경화에 더 민감해지게 된다. 비뉴턴유체로 모델링한 경우에는 뉴턴유체의 경우에 비해 벽면전단응력의 평균값이 증가함으로써 동맥경화에 덜 민감하게 된다.

**Abstract** : The present study investigated flow dynamics of a two-dimensional abdominal aortic bifurcation model under sinusoidal flow conditions considering wall motion, impedance phase angle(time delay between pressure and flow waveforms), and non-Newtonian fluid using computational fluid dynamics. The wall shear stress showed large variations in the bifurcated region and the wall motion reduced amplitude of wall shear stress significantly. As the impedance phase angle was changed to more negative values, the mean wall shear stress(time-averaged) decreased while the amplitude(oscillatory) of wall shear stress increased. At the curvature site on the outer wall where the mean wall shear stress approached zero, influence of the phase angle was relatively large. The mean wall shear stress decreased by 50% in the  $-90^\circ$  phase angle (flow wave advanced pressure wave by a quarter period) compared to the  $0^\circ$  phase angle while the amplitude of wall shear stress increased by 15%. Therefore, hypertensive patients who tend to have large negative phase angles become more vulnerable to atherosclerosis according to the low and oscillatory shear stress theory because of the reduced mean and the increased oscillatory wall shear stresses. Non-Newtonian characteristics of fluid substantially increased the mean wall shear stress resulting in a less vulnerable state to atherosclerosis.

**Key words** : Atherosclerosis(동맥경화), Wall shear stress(벽면전단응력), Wall motion(벽면운동), Impedance phase angle(임피던스 페이즈앵글), Abdominal aortic bifurcation(복부 대동맥 분기관), non-Newtonian fluid(비뉴턴유체)

본 연구는 한국과학재단 핵심전문연구 (981-0712-091-2)의 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 이종선, (791-940) 경북 포항시 북구 흥해읍 남송리 3번지  
한동대학교 기계제어시스템 공학부  
Tel. (0562)260-1393, Fax. (0562)260-1149  
E-mail. cslee@han.ac.kr

## 서 론

동맥혈관 내에서의 혈류유동은 혈관 내벽에 지속적인 전단응력을 가함으로서 동맥경화증과 같은 혈관계 질병에 영향을 미치게 된다. 동맥경화로 인한 혈관 내막의 과대성장이 관찰되는 곳은 주로 동맥혈관의 휘어진 곳과 분기하는 부분(branch or bifurcation) 근처이다. 이러한 부분에서는 혈관의 모양이 급격히 변하기 때문에 매우 복잡한 형태의 혈류유동이 발생된다. 그 결과 혈관 내벽은 다양한 크기의 전단응력을 받게 되는데 이러한 벽면전단응력(wall shear stress)이 동맥경화를 야기시키는 원인으로 알려져 있다. 그러나, 아직까지도 동맥경화의 원인에 대한 논란은 계속되고 있는 실정이며, 이를 해결하기 위해서는 혈관 내벽에 작용하는 전단응력에 대한 정확한 정보가 필요하다.

지금까지 벽면전단응력의 크기와 분포에 대한 대부분의 실험 및 수치해석 결과는 유연성이 없는 모델(rigid model)에서 얻어졌으며, 그 결과를 토대로 벽면전단응력이 동맥경화에 미치는 영향을 알아내려는 노력이 진행되어 왔다[1,2,3,4]. 그러나 실제의 혈관은 심장박동에 따라 주기적으로 운동(반지름 방향으로 확장, 수축)하기 때문에 혈관벽 근처의 유동은 혈관벽의 운동에 의해 영향을 받게 되고, 결국 혈관벽에 작용하는 전단응력도 혈관 신축운동의 정도에 따라 변하게 된다.

심장박동에 따라 변하는 혈압으로 인한 혈관벽의 움직임은 고려할 때 중요한 사실은 압력과(혈압과) 유량과(혈류과) 사이에 위상차(impedance phase angle;  $\phi$ , 음의 임피던스 페이즈 앵글은 유량과가 압력과를 앞서는 경우이다)가 존재한다는 점이다. 정상적인 사람의 경우에는 유량과가 압력과보다  $45^\circ$  정도( $\phi \approx -45^\circ$ ) 앞서며 그 이유는 동맥혈관의 끝부분에서 일어나는 파의 반사현상(wave reflection) 때문이다. 고혈압환자의 경우에는 혈관의 유연성이 떨어지면서 파의 반사정도가 증가하게 되고, 임피던스 페이즈 앵글이  $-90^\circ$  에 가까운 음의 값을 갖게 된다. 또한, 운동중이거나 혈관신축제(vasoactive drugs)를 복용할 경우에도 임피던스 페이즈 앵글의 변화가 일어나는 것으로 알려져 있고[5,6] 관상동맥의 경우는 심장의 이완시에 혈류가 흐르는 관계로 페이즈앵글의 값이 다른 동맥과는 상당히 다른 양상을 보인다.

90년대부터, 혈관벽의 운동과 임피던스 페이즈 앵글이 벽면전단응력에 미치는 영향을 규명하기 위한 연구가 진행되어 왔으며 이러한 연구들로부터 얻은 중요한 사실은 압력과 유량과 사이의 위상차가 벽면전단응력의 값에 영향을 미친다는 점이다. Wang과 Tarbell[7,8]은 탄성을 갖는 직선 혈관 모델에서 혈관벽의 운동과 임피던스 페이즈 앵글이 벽면전단응력에 미치는 영향을 섭동방법(perturbation method)을 통해 해석하였고, Rhee와 Tarbell[9], Weston과 Tarbell[10], Lee와 Tarbell[11,12]은 인조혈관 모델, 흉부 대동맥, 동맥혈관의 분기관 모델에 대해 각각 유사한 연구를 수행하였다. 그러나 위의 연

구들은 대부분 뉴턴유체를 사용한 실험적 연구이며, 혈관벽의 운동과 임피던스 페이즈 앵글의 변화에 따른 벽면전단응력의 크기와 분포에 대한 정확한 규명을 위해서는 전산유체 역학적 연구가 가장 효율적인 것으로 사료된다.

최근에, Choi 등[13]은 2차원 평행평판 모델에서 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글이 혈관벽의 전단응력에 미치는 영향을 전산유체 역학 방법으로 고찰하였다. 본 연구에서는 보다 실제적인 모델로서 복부 대동맥 분기관(2차원 모델)을 고려하였으며, 뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대하여 각각 해석하였다.

## 수치 모델

### 1. 혈관벽의 운동과 임피던스 페이즈 앵글

혈관의 점탄성(viscoelasticity)으로 인해 압력파와 혈관벽의 움직임 사이에는 위상차가 존재하는데, 대동맥에서는 그 차이가 작기 때문에 이를 무시할 수 있다[14]. 따라서, 본 연구에서는 벽면운동이 있는 경우 혈관벽이 압력파와 같은 위상으로 운동한다고 가정하였으며, 압력파와 유량파 사이의 위상차를 벽면운동과 유량파 사이의 위상차로 모델링하였다.

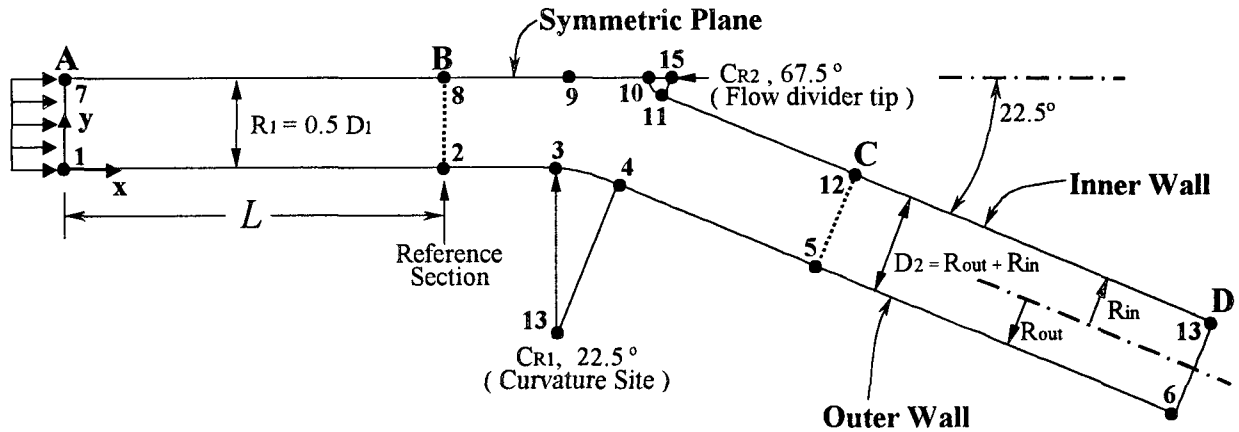
실제의 압력파와 유량파는 약 10여개의 하모닉(sinusoidal harmonic waves)이 모여 파를 구성하게 되며 그 중에 기본 주파수에 해당하는 파(first harmonic)가 가장 큰 영향을 미친다. 본 연구에서는 임피던스 페이즈 앵글이 벽면전단응력에 미치는 영향에 주된 관심이 있기 때문에 압력파와 유량파를 하나의 주파수를 갖는 사인함수로 가정하였으며, 두 파 사이에 위상차를 부여하였다. 결국 혈관벽은 사인함수의 형태로 벽에 수직인 방향으로 확장·수축하게 되며 기준유량파는 혈관벽과 페이즈 앵글( $\phi$ )을 갖도록 모델링하였다.

### 2 분기관 모델 및 경계조건

복부 대동맥 분기관에서의 혈류유동을 해석하기 위해 그림 1과 같은 2차원 모델(반쪽모델)을 사용하였다. 2차원 모델은 전형적인 복부대동맥 분기관이 갖는 형상[4,11], 즉, 분기각(bifurcation angle,  $45^\circ$ ), 분기부의 라운딩(flow divider tip radius;  $CR_2=0.125D_1$ ), 외벽의 라운딩(radius of curvature;  $CR_1=D_1$ )을 근거로 한 3차원모델을 분기면(bifurcation plane)에 투영한 형태이다. 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글에 따른 벽면전단응력의 변화를 일관성있게 고찰하기 위해서 기준단면과 기준단면을 통과하는 기준유량(reference flow rate,  $Q_{ref}$ )을 설정하였다. 본 연구에서는 그림1의 단면 B를 기준단면으로 설정하였고 기준단면에서의 기준유량을 다음과 같이 사인함수의 형태로 표현함으로써 벽면운동과  $\phi$ 의 위상차를 갖도록 하였다.

$$Q_{ref}(t) = Q_{mean} + Q_{amp} \sin(\omega t - \phi) \quad (1)$$

여기서,  $Q_{mean}$ 은 평균유량,  $Q_{amp}$ 는 유량의 진폭,  $\omega (=2\pi$



1~2=0.6 m, 2~3=0.017922 m, 3~4=0.0078539 m, 4~5=0.051463 m, 5~6=0.20 m,  
8~9=0.0205 m, 9~10=0.011039 - C<sub>R2</sub> m, 10~11=0.0024057 m, 11~12=0.050363 m.

그림 1. 2차원 복부 대동맥 분기관 모델

Fig. 1. Two-dimensional bifurcation model of the abdominal aorta (half model)

$/T$ 는 각속도,  $t$ 는 시간,  $\phi$ 는 임피던스 페이즈 앵글을 의미한다. 유량의 입구(단면 A)에서는 균일유동(flat velocity profile)을 부여하였으며, 유동이 기준단면 근처에서 충분히 발달(fully develop)되도록 기준단면의 0.6 m 상류에 입구를 위치시켰다( $L=0.6m$ ). 본 연구에 적용된 유동조건은 Lee와 Tarbell[11]의 복부 대동맥 분기관 실험에 사용된 값의 2차원 변환형태로 반쪽모델의 평균유량은  $1.839 \times 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$ , 유량의 진폭은  $2.170 \times 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$  이다. 주기( $T$ )는 0.9s, Womersley 수( $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$ )는 10.13이며, 기준단면에서의 시간 평균 레이놀즈 수( $Re = 2\bar{u}R/\nu$ )는 약 540이다. 위의 유동변수들과 모델의 형상은 복부대동맥 분기관에서 전형적으로 관찰되는 값들이다[4].

혈관벽에는 점착조건(no-slip condition)이 적용되며, 혈관벽은 압력과 동일한 위상으로 시간에 따라 사인함수의 형태로 벽에 수직인 방향으로 운동한다. 본 연구에서는 벽면의 움직임이 혈관내에서 위치에 관계없이 동일한 위상임을 가정하였는데 이는 혈관내에서 압력파의 속도가 매우 빠르다는 사실을 이용한 것이며 Wang과 Tarbell[7,8]의 직선 탄성혈관의 섭동해(perturbation solution)의 가정과 동일한 가정이다. 모델의 외벽(outer wall)은 모두 분기부 상류혈관(mother vessel) 평균 반지름의  $\pm 4\%$  까지 운동하며, 분기점(flow divider tip) 하류에 존재하는 내벽(inner wall)은 분기부 하류혈관(daughter vessel) 평균반지름의  $\pm 4\%$  까지 운동하도록 모델링하였다. 그림 1에서  $R_{out}(t)$ 는  $t=0$ 에서 정의되는 분기부 하류혈관의 중심선으로부터 외벽쪽으로의 수직거리를 나타내고,  $R_{in}(t)$ 는 내벽쪽으로의 수직거리를 의미한다. 또한,  $C_{R1}(t)$ 는 외벽의 휘어진 부분(curvature site)에서의 반지름을 나타내고,  $C_{R2}(t)$ 는 내벽에 존재하는 분기점에서의 반지름을 의미한다. 혈

관벽의 운동을 모사하기 위해 사용된 변수들은 식(2)~(6)과 같이 사인함수의 형태로 표현되었으며, 사용된 단위(unit)는 미터이다.

$$R_1(t) = r_{mean} + r_{amp} \sin(\omega t) = 0.01 + (0.04)(0.01) \sin(\omega t) \quad (2)$$

$$R_{out}(t) = 0.005443 + (0.04)(0.01) \sin(\omega t) \quad (3)$$

$$R_{in}(t) = 0.005443 + (0.04)(0.005443) \sin(\omega t) \quad (4)$$

$$C_{R1}(t) = 0.02 - (0.04)(0.01) \sin(\omega t) \quad (5)$$

$$C_{R2}(t) = 0.002042 - (0.04)(0.005443) \sin(\omega t) \quad (6)$$

균일 속도분포(flat velocity profile)를 갖는 단면 A에서의 입구유량을 결정하기 위해 기준단면(단면 B)에서의 기준유량( $Q_{ref}$ )을 사용한다. 즉, 벽면운동이 있는 경우, 단면 A~B 사이의 체적변화와 비압축성유체의 질량보존으로부터 입구유량과 입구속도를 계산하면 다음과 같다.

$$Q_{inlet}(t) = \frac{dV(t)}{dt} + Q_{ref}(t) = \frac{d}{dt} \{ R_1(t)L \} + Q_{ref}(t) = L \omega r_{amp} \cos(\omega t) + Q_{ref}(t) \quad (7)$$

$$u_{inlet}(t) = \frac{Q_{inlet}(t)}{R_1(t)} \quad (8)$$

그림 1의 단면 D에는 연직방향(wall-normal direction)으로의 압력구배를 고려할 수 있도록 평균압력을 지정하였다. 이때, 압력 자체의 값보다는 압력차가 중요하기 때문에 단면 D에서의 평균 압력값은 임의의 값을 사용할 수 있으며, 본 연구에서는 0(zero)을 사용하였다. 또한, 출구의 영향을 가능한 줄이기 위해 출구인 단면 D를 단면 C에서 0.2 m 떨어진 곳에 위치시켰다. 이상과 같이 모델링하여 본 연구에서는 그림 1의 점 2(기준단면 B)에서 점 5(단면 C)까지의 벽면전단응력의 분포를 주로 고찰하였다.

3. 혈액의 점도

혈액은 전단율의 감소에 따라 점도가 증가하는 비뉴턴유체로서 이를 모사할 수 있는 모델들이 문헌에 잘 보고되어 있다 [15]. 혈액의 점도는 전단율(shear rate,  $\dot{\gamma}$ )의 함수로 나타낼 수 있으며, 2차원의 경우 다음과 같이 정의된다.

$$\dot{\gamma} = \left[ 2 \left( \frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + 2 \left( \frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

본 연구에서는 비뉴턴유체의 모델로서 혈액의 유연학적 특성을 성공적으로 예측하고 있는 Carreau 모델을 사용했으며, 겔보기점도(apparent viscosity,  $\eta$ )는 다음과 같이 표현된다.

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (10)$$

본 연구에서는 Lee와 Tarbell[11]의 실험결과와의 비교를 위해 그들이 사용한 유체의 점도와 밀도값에 기초하여 Carreau 모델의 변수값을 수정하였다(수정카루모델). 즉, 식(10)에서  $\eta_{\infty}$ 는 무한전단율(infinite shear rate)로서 0.0066028 Pa·s,  $\eta_0$ 는 영전단율(zero shear rate)로 0.1072 Pa·s,

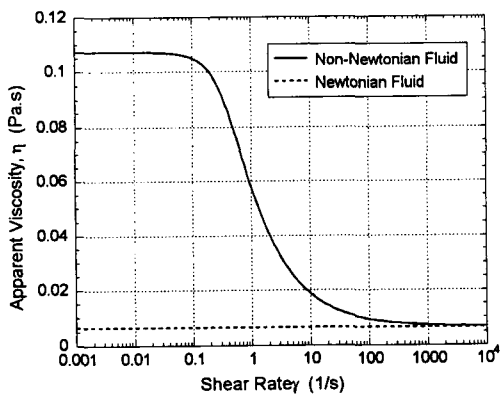


그림 2. 겔보기 점도와 전단율 사이의 관계(수정카루모델)  
Fig. 2. Apparent viscosity versus shear rate (modified Carreau model)

$\lambda$  와  $n$ 은 각각 특성시간(characteristic time)과 상수로서 2.6504 s와 0.3568 을 사용하였다. 따라서, 국부전단율(local shear rate,  $\dot{\gamma}$ )을 식(9)로부터 구하게 되면 그 지점에서의 겔보기 점도는 식(10)으로 결정되고, 이들 사이의 관계를 나타내 보면 그림 2와 같다. 뉴턴유체의 경우에는 그림 2에 나타난 것처럼 혈액의 점도로 무한전단율값( $\eta_{\infty}$ )을 사용하였다. 사용된 유체의 밀도( $\rho$ )는 971.0 kg/m<sup>3</sup> 이다.

4. 벽면전단변형률과 벽면전단응력의 계산

벽에서의 전단변형률 값은 그림 3과 같이 벽에 인접한 검사체적의 중심값을 이용하여 1차의 정확도로 근사하였고, 벽 근처에 매우 조밀한 격자를 구성하여 정확한  $du/dy$ 값이 계산되도록 하였다. 벽면전단응력은  $\eta(du/dy)$ 로 계산하였다.

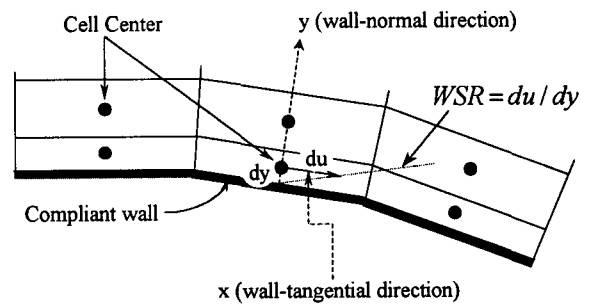


그림 3. 벽면전단변형률의 계산을 위한 좌표계  
Fig. 3. Coordinates for calculating wall shear rate

수치 해석

Choi 등[13]은 2차원 평행평판 모델에서 벽면전단변형률(wall shear rate; WSR)과 벽면전단응력(wall shear stress; WSS)의 변화를 살펴보았다. 본 연구는 Choi 등이 사용한 2차

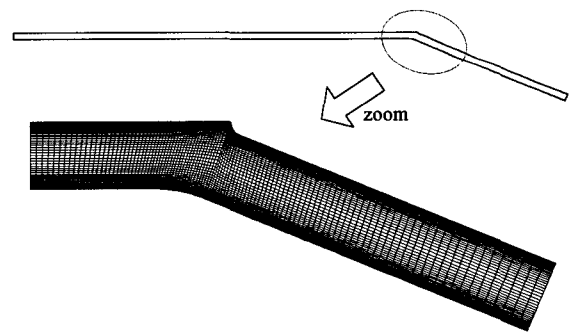


그림 4. 단면 B와 C 사이의 격자계 (반쪽모델).  
Fig. 4. Mesh structure between section B and C (half model)

원 평판 모델의 기준단면 하류에 분기부(그림1의 단면 B~D)를 덧붙인 형태가 된다. 격자계에 따른 해의 수렴성 및 정확도를 비교한 결과 "260×40"의 격자계가 적당하다고 판단되었으며 그림 4에 전체 계산영역과 단면 B~C사이의 격자계를 나타내었다.

본 연구는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 경우에 대해, 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글의 변화에 따른 벽면전단응력의 크기와 분포를 살펴보는 것이 그 목적이다. 이를 해결하기 위해 상용코드인 STAR-CD[16]를 사용하였으며, 공간에 대해서는 2차의 정확도를 갖는 중앙차분법(2nd order central difference scheme), 시간에 대해서는 1차의 정확도를 갖는 암시도식(Implicit Euler Method)을 사용하였다. STAR-CD에서는 벽면운동을 고려하기 위한 보존방정식으로서 SCL(Space Conservation Law)[17]이 사용되며 비정상상태 문제를 해결하기 위해 PISO(Pressure Implicit with Splitting of Operators) 알고리즘을 사용하였다. 시간증분( $\Delta t$ )은 0.005 s로 매우 작게 설정하였다. 수치해석을 수행한 시간구간은 0.0~4.5 s로 5주기 동안이며 약 3, 4번째 주기부터는 모든 경우에 해가 수렴된 것을 확인할 수 있었다.

벽면전단변형률과 벽면전단응력의 계산은 초기효과를 제거하기 위해서 5번째 주기의 결과를 이용하여 계산되며, 평균과 진폭, 위상을 결정하기 위해 식(11)의 형태를 갖는 최소자승법(Least Square Method)을 사용하였다.

$$WSR(or\ WSS) = Mean + Amp. \sin(\omega t - \phi) \quad (11)$$

여기서, Mean은 한 주기(5번째 주기) 동안의 벽면전단변형률(WSR)이나 벽면전단응력(WSS)의 평균값을 나타내고, Amp.는 진폭을 의미한다. 또한,  $\phi$ (임피던스 페이즈앵글  $\phi$ 와는 다른 변수임)는 벽면운동의 위상을 기준으로한 WSR(WSS)의 위상차를 의미한다.

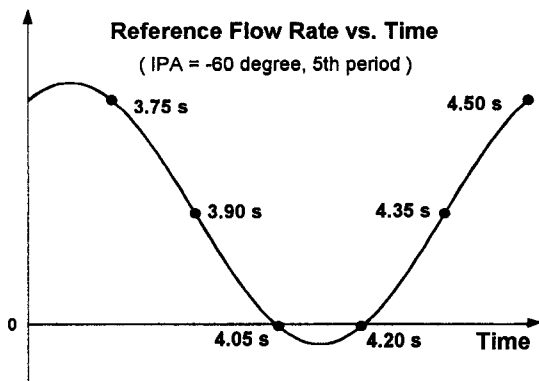


그림 5. 기준단면 B에서의 유량과 (5번째 주기):  $\phi = -60^\circ$   
 Fig. 5. Reference flow rate (5th period):  $\phi = -60^\circ$

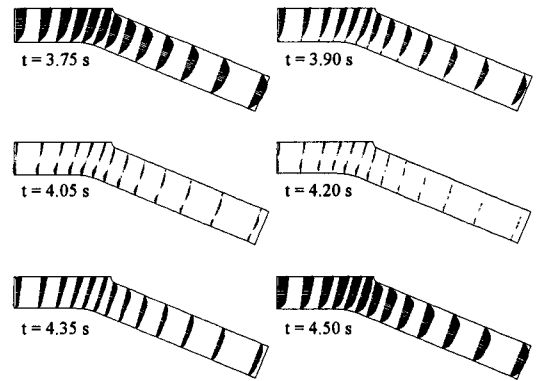


그림 6. 단면 B~C 사이의 속도장: 뉴턴유체,  $\phi = -60^\circ$   
 Fig. 6. Velocity field between section B and C: Newtonian fluid,  $\phi = -60^\circ$

### 결 과

2차원 평행평판에서 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글에 따른 벽면전단응력의 변화 및 유동특성은 Choi 등[13]에 자세히 나타나 있다. 본 모델의 기준단면(B)에서의 결과는 [13]의 결과와 매우 잘 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 동맥혈관의 분기부를 잘 나타내고 있는 단면 B와 단면 C사이의 내벽(inner wall or flow divider tip side)과 외벽(outer wall or lateral wall)을 따라 분포되는 벽면전단변형률(WSR)과 벽면전단응력(WSS)의 변화에 관심을 갖도록 한다.

#### 1. 뉴턴유체의 경우

임피던스 페이즈 앵글(IPA;  $\phi$ )을  $-90^\circ$ 에서  $+60^\circ$ 까지  $30^\circ$  간격으로 바뀌가며 벽면전단응력의 변화를 살펴보았다. 우선, 맥동유동에 따른 분기부 근처에서의 유동특성을 이해하기 위해 정상인의 임피던스 페이즈 앵글 범위인  $\phi = -60^\circ$ 의 경우를 고려한다. 그림 5는 5번째 주기( $T=0.9\text{sec}$ )에서의 기준유량과(단면 B에서의 유량)를 시간에 따라 나타내 것이고, 그림 6은 그림 5에 표시(●)된 경우의 속도장을 단면 B와 C사이에서 나타낸 것이다.

기준단면에서의 유량(reference flow rate)이 시간에 따라 주기적으로 변하기 때문에 각 시간스텝에서의 유동특성은 매우 다르게 나타나고 있다(그림 6). 분기하는 부분에서는 원심력에 의한 힘 때문에 속도분포가 내벽(inner wall)쪽으로 기울어지는 현상을 관찰할 수 있다. 한편, 외벽(outer wall)근처에서는 역압력구배가 걸리는 시간동안 운동량(momentum)의 감소로 인하여 유동박리(separation)가 발생하는 것을 볼 수 있다. 이와 같이 맥동성 유동이 분기관을 지나는 경우에는 벽면을 따라 다양한 크기의 벽면전단응력이 분포된다.

지금부터는 벽면전단변형률의 평균과 진폭, 위상(벽면운동을 기준으로 했을 때의 위상)이 분기관을 따라 어떻게 분포되는지

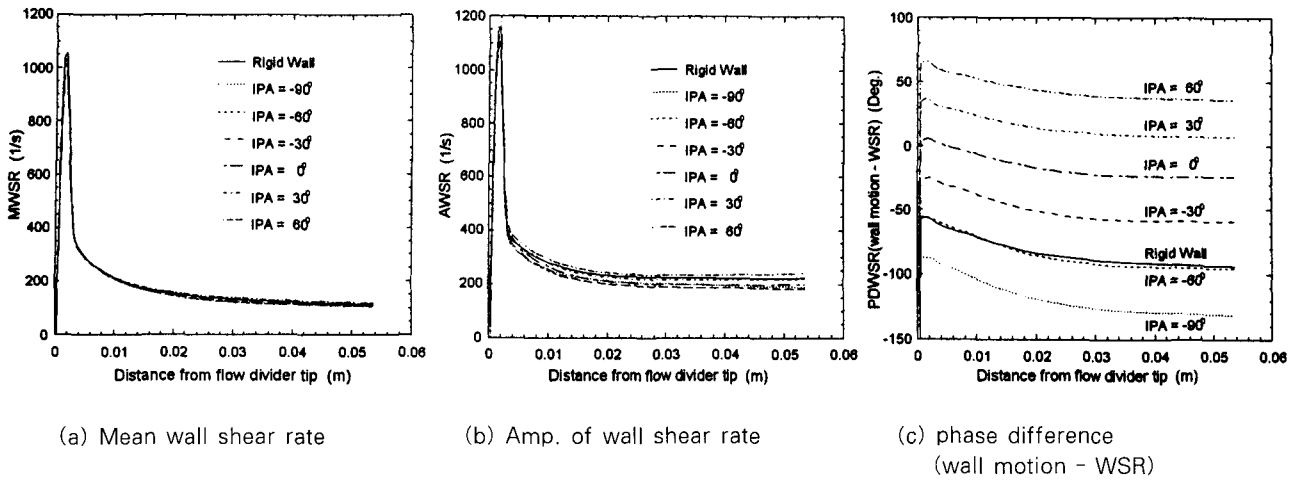


그림 7. 분기부의 내벽을 따른 벽면전단변형률의 분포: 뉴턴유체  
 Fig. 7. Wall shear rate distribution along the inner wall: Newtonian fluid

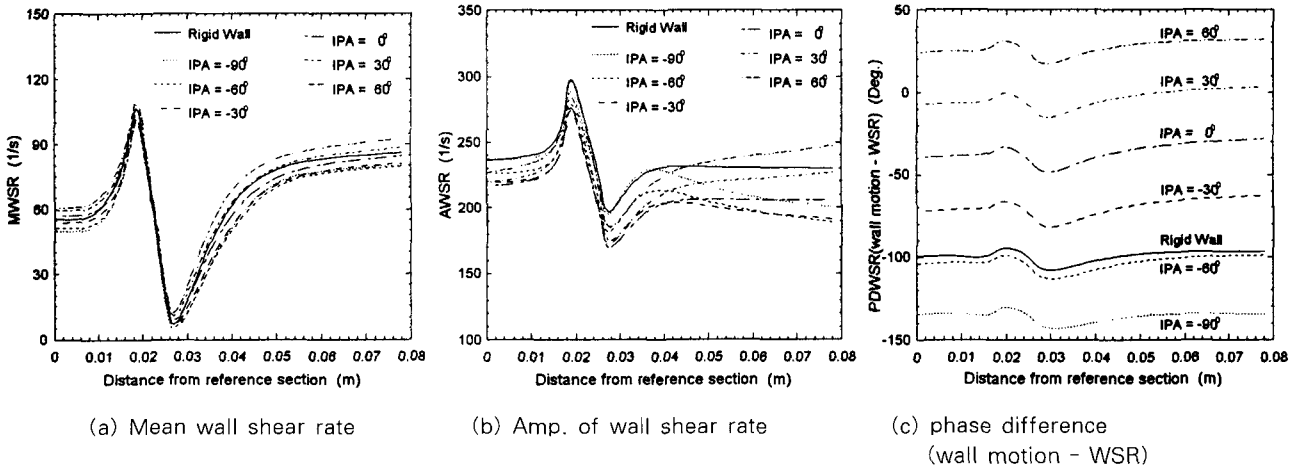


그림 8. 분기부의 외벽을 따른 벽면전단변형률의 분포: 뉴턴유체  
 Fig. 8. Wall shear rate distribution along the outer wall: Newtonian fluid

를 보도록 한다. 그림 7은 분기점(flow divider tip)에서부터 시작되는 내벽에서의 벽면전단변형률을 식(11)의 최소자승법을 이용하여 나타낸 것이고 그림 8은 단면 B와 C 사이의 외벽에서 벽면전단변형률의 분포를 나타낸 것이다.

그림 7(a)를 보면 벽면전단변형률의 평균값이 분기하는 부분에서 매우 높고 그 뒤로는 급격히 감소하는 것을 볼 수 있다. 벽면전단변형률이 분기부 근처의 내벽을 따라 높은 값을 갖는 것은 유동이 분기점에 제트를 형성하며 부딪히기 때문이며, 분기부 하류로 갈수록 벽면전단변형률의 평균값이 감소하는 것은 유동이 점차 발달되어지기 때문이다. 이러한 현상은 그림 7(b)에 나타난 벽면전단변형률의 진폭에서도 볼 수 있다. 그림 7(c)는 벽면운동과 벽면전단변형률 사이의 위상차를 나타낸 것으로, 임의의 임피던스 페이즈 앵글에 대해 분기점 근처(distance=0)로 갈수록 위상차가 증가하는 것을 볼 수 있다.

그림 8(a,b)를 보면 분기부 근처의 외벽을 따라 벽면전단변

형률이 크게 변하는 것을 볼 수 있는데, 이를 그림 1에 나타낸 번호를 이용하여 설명하면 다음과 같다. 기준단면의 외벽인 2번에서 3번 위치로 감에 따라 WSR이 급격히 증가하는 것을 볼 수 있는데, 이는 분기점(flow divider tip)의 영향으로 분기점 상류부의 속도분포가 평편해 지면서 외벽근처의 속도구배 ( $du/dy$ )가 증가하기 때문이다. 한편, 3번과 4번 사이에서는 WSR이 급격히 감소하는 것을 볼 수 있는데, 이는 외벽이 휘어짐으로 인해서 유동 정체영역이 발생하기 때문이다.

그림 8의 분기부 외벽의 기준단면(단면 B; distance=0.0)에서의 벽면전단응력 값은 Choi 등[13]의 2D 평판에서의 결과와 잘 일치하였다. 즉, 기준단면에서 WSR의 평균값은 임피던스 페이즈 앵글이 양에서 음의 값을 향해 갈수록 감소하고, 진폭은 페이즈 앵글의 절대값이 커질수록 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 대동맥내에서 가능한 페이즈앵글 범위인  $-90^\circ$ 에서  $0^\circ$  사이를 살펴보면  $-90^\circ$ 의 경우  $0^\circ$ 에 비해서 기준단면의

WSR의 평균값은 약 15% 감소하고, 진폭은 약 9% 증가하였다. 이러한 변화양상은 분기부 부근에서는 비슷하였는데 가장 그 영향이 큰 곳은 벽면전단응력이 가장 낮은 지역인 외벽의 curvature site(그림1의 점3과 점4 사이)로 관찰되었다. 이곳에서는 WSR의 평균값이 영에 근접하며 임피던스 페이즈 앵글이 0도에서 90도로 감소할 때 WSR의 평균은 50%정도 감소하며 진폭은 15% 상승을 보인다. Curvature site에서 이와 같이 임피던스 페이즈 앵글의 영향이 증폭되어 나타나는 것은 WSR의 평균이 작기 때문에 나타나는 상대적인 현상이다.

그림 8(b)를 보면 유동하류로 가면서 벽면전단변형률의 진폭이 임피던스 페이즈 앵글에 따라 꾸준히 증가하거나 감소하는 것을 볼 수 있는데(이 현상은 내벽에서의 결과인 그림 7(b)에서도 확인할 수 있다), 이는 벽면운동이 있는 경우 유동 하

류로 가면서 유량의 진폭이 변하기 때문이다. 이러한 현상은 질량보존의 법칙인 식(7)에서 벽면운동에 의해 발생하는 오른 쪽 첫 번째항의 영향이며 유동하류로 가면서 길이 L이 증가하면서 유량의 진폭이 변하게 되는 것이다. 이때, 임피던스 페이즈 앵글이 양(positive)인 경우에는 기준단면(단면 B)의 하류로 가면서 유량의 진폭이 증가하고 음(negative)인 경우에는 유량의 진폭이 감소하기 때문에, 벽면전단변형률의 진폭도 유량을 따라 증가 또는 감소하게 된다.

벽면운동과 벽면전단변형률 사이의 위상차(wall motion - WSR)는 그림 8에서 볼 수 있듯이 전단변형률의 값이 최소가 되는 부분(curvature site)에서 가장 감소한다. 그림 7(c)와 그림 8(c)를 비교하면  $\phi = -60^\circ$  인 경우, 벽면운동과 벽면전단 변형률의 위상차는 분기점 근처(inner wall)에서 약  $-55^\circ$  정

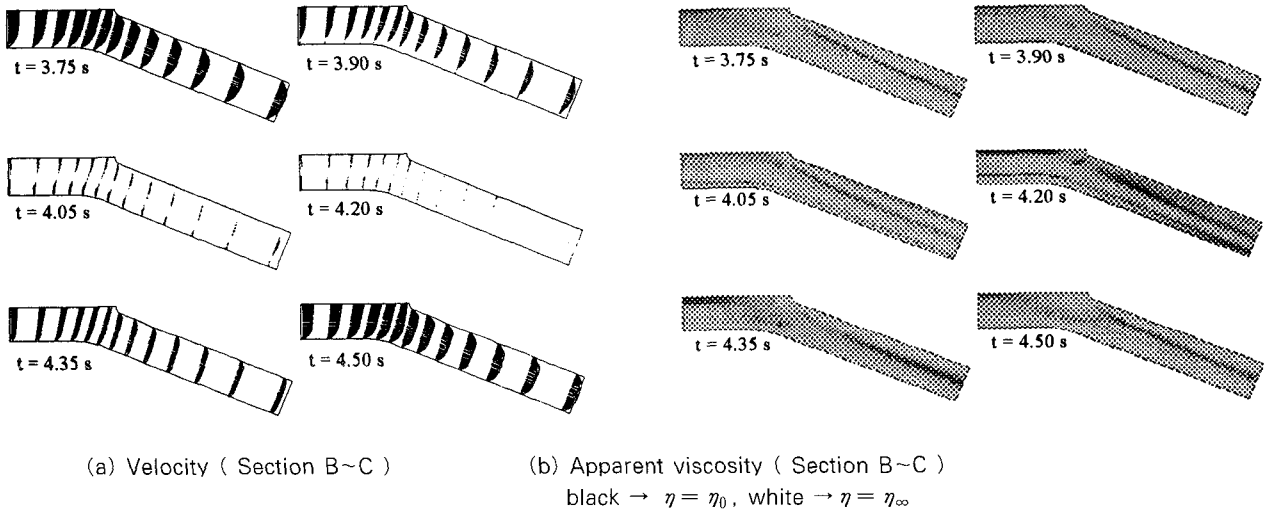


그림 9. 속도장 및 겉보기점도: 비뉴턴유체,  $\phi = -60^\circ$

Fig. 9. Velocity field and apparent viscosity field: non-Newtonian fluid,  $\phi = -60^\circ$

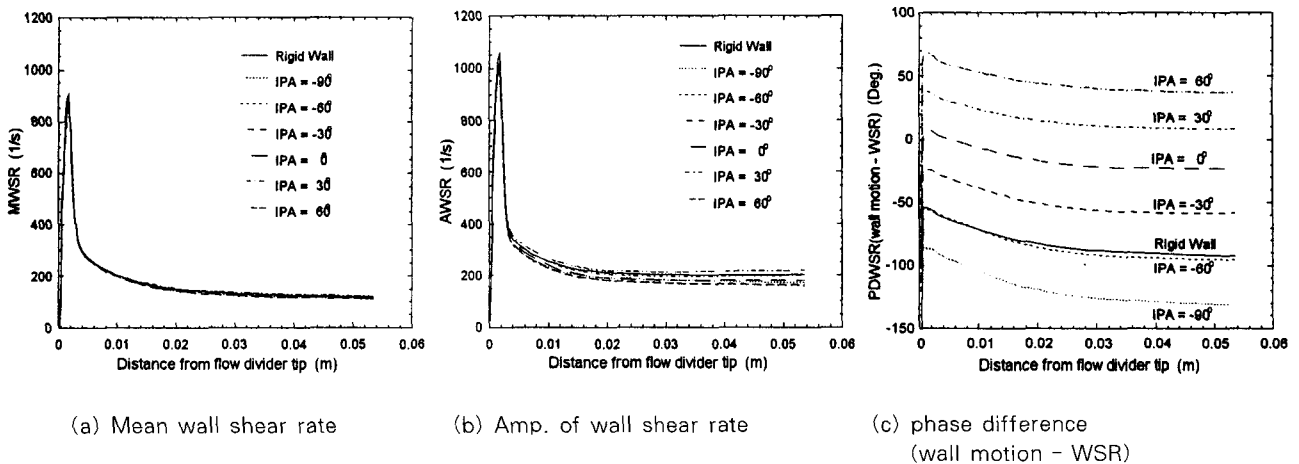


그림 10. 분기부의 내벽을 따른 벽면전단변형률의 분포: 비뉴턴유체

Fig. 10. Wall shear rate distribution along the inner wall: non-Newtonian fluid

도이고, 전단변형률이 최소가 되는 외벽(outer wall)의 커브진 부분에서는 약  $-115^\circ$  정도이다. 즉, 분기관 내에서 벽면운동과 WSR의 위상차가 약  $60^\circ$  정도까지 발생하고 있다. 한편, 임피던스 페이즈 앵글이 달라지는 경우, 벽면운동과 벽면전단변형률의 위상차는 임피던스 페이즈 앵글이 변하는 만큼 달라지는 것을 볼 수 있다. 벽면운동은 혈관내에 탄성응력을 발생시킴으로 벽면운동과 벽면전단변형률 사이의 위상차는 혈관내의 내피 세포와 근육에 작용하는 두 응력인 탄성응력과 벽면전단응력 사이의 위상차(stress phase angle)를 의미한다.

2. 비뉴턴유체의 경우

혈액의 비뉴턴 특성을 모사하기 위해 Carreau 모델을 적용하였다. 유동특성을 이해하기 위해 임피던스 페이즈 앵글이

$-60^\circ$ 인 경우 ( $\phi = -60^\circ$ )의 속도장과 걸보기 점도를 그림 9에 나타내었다. 그림 9(a)에서 볼 수 있듯이 전체적인 속도분포는 뉴턴유체의 경우(그림 6)와 유사한 경향을 보이고 있지만, 혈관의 중심축 부근에서의 속도분포는 좀더 평편해진 것을 관찰할 수 있다. 그림 9(b)는 걸보기점도를 나타낸 것인데 색이 검을수록 걸보기 점도가 큰 것을 의미한다. 그림 9에서 확인할 수 있는 바와 같이 분기부 상류와 하류의 중심선(대칭면)을 따라서는 속도분포가 평편하기 때문에 전단율이 작아져서 걸보기 점도가 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. 또한, 벽 근처에 걸보기 점도가 커지는 시간대(그림 9(b))가 존재하는데, 이는 맥동하는 압력구배로 인해 벽면 근처에서의 유동방향이 바뀌기 때문이다. 즉, 유동방향이 바뀌므로 해서 속도구배가 0이 되는 지점이 존재하고, 이는 벽면근처의 걸보기 점도를 증가시키게 된다.

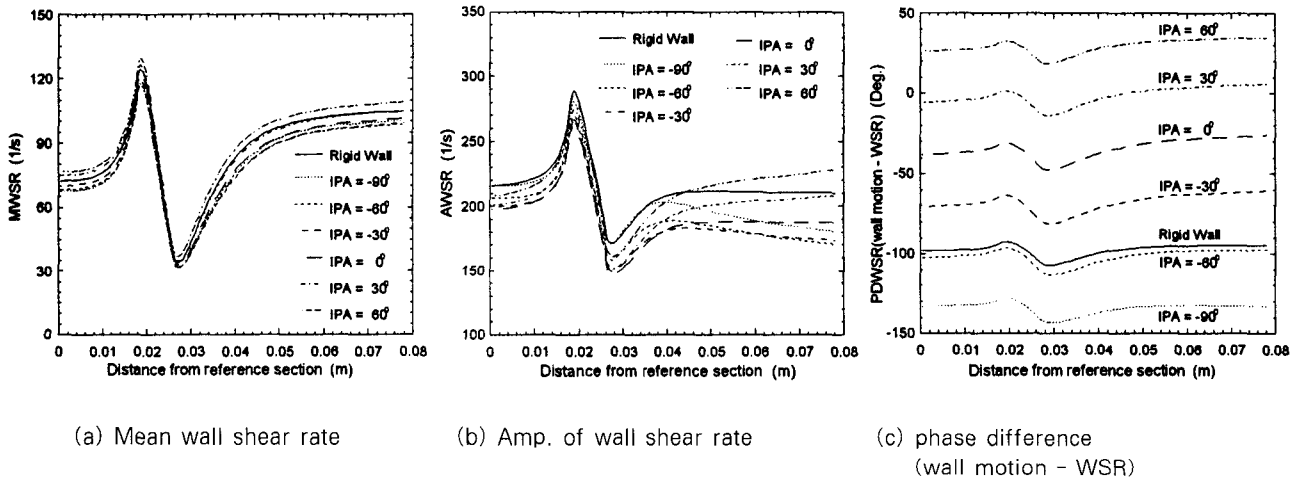


그림 11. 분기부의 외벽을 따른 벽면전단변형률의 분포: 비뉴턴유체  
 Fig. 11. Wall shear rate distribution along the outer wall: non-Newtonian fluid

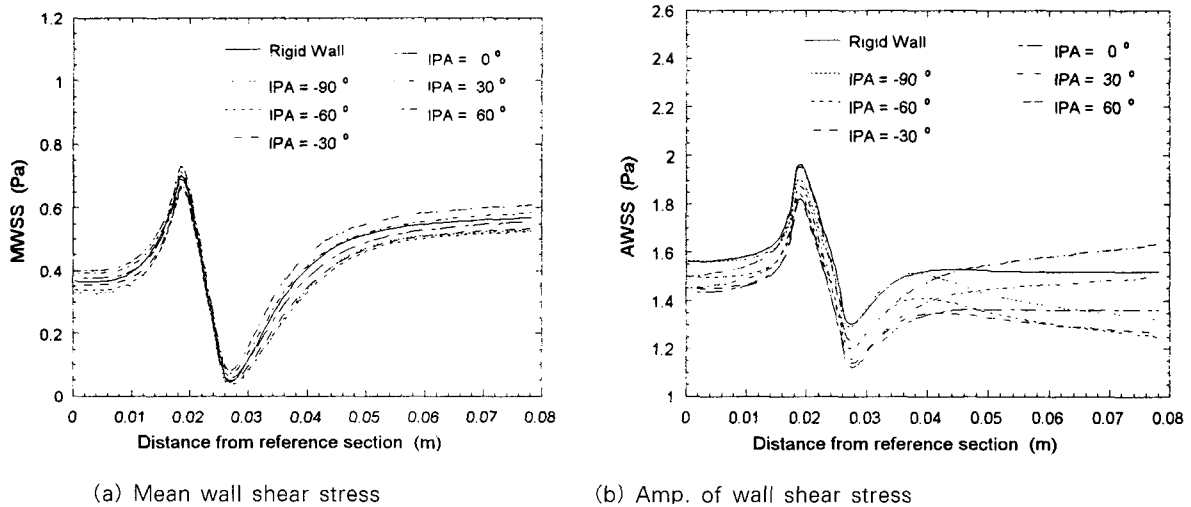


그림 12. 분기부의 외벽을 따른 벽면전단응력의 분포: 뉴턴유체  
 Fig. 12. Wall shear stress distribution along the outer wall: Newtonian fluid



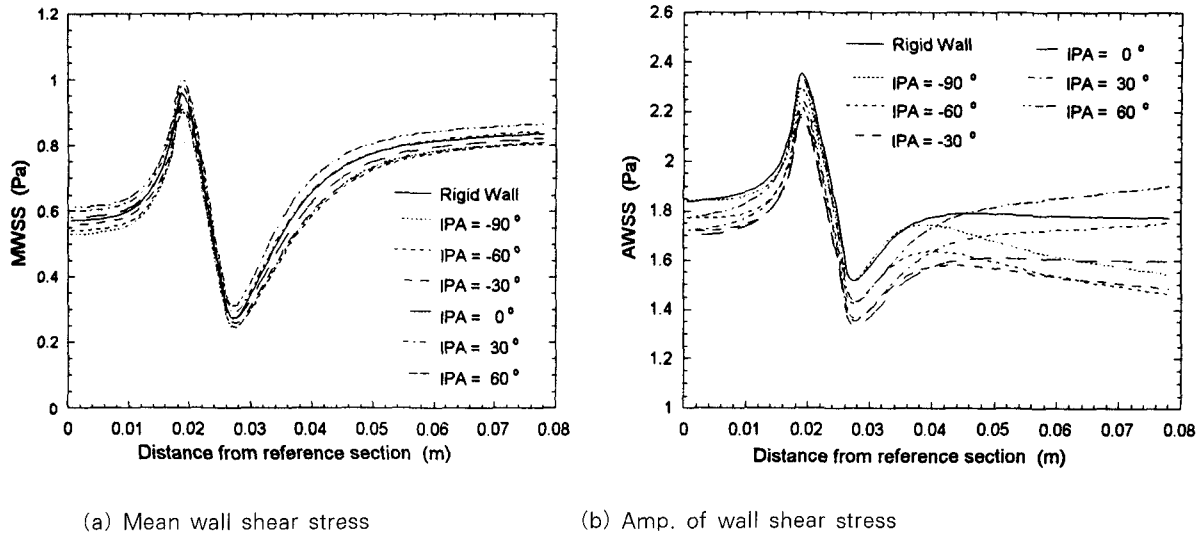


그림 13. 분기부의 외벽을 따른 벽면전단응력의 분포: 비뉴턴유체  
 Fig. 13. Wall shear stress distribution along the outer wall: non-Newtonian fluid

그림 10과 그림 11은 내벽과 외벽에 분포하는 벽면전단변형률을 나타낸 것이다. 뉴턴유체의 경우와 유사한 경향을 보이고 있긴 하지만, 뉴턴유체에 비해 기준단면 B에서 WSR의 평균값은 약 31% 정도 증가했고, 진폭은 약 9% 정도 감소하였다. 가장 낮은 전단응력을 나타내는 외벽의 curvature site에서는 WSR의 평균값이 30~40 sec<sup>-1</sup>을 보이므로 뉴턴유체의 5~15 sec<sup>-1</sup>의 값에 비해 큰 증가를 보인다. 이러한 이유는 비뉴턴유체의 경우 중심선에서의 속도분포가 더욱 평편해지면서 벽쪽에서의 속도 분포에 큰 변화가 오기 때문이다. 특히 벽쪽에서 역류가 발생하기: 시간대로 옮겨 갈때에 전단율이 영인 시간대를 통과하기 때문에 점도가 순간적으로 크게 증가하면서 역류의 속도가 줄어 들게 되는데 그 결과 WSR의 평균은 증가하고 진폭은 감소하는 효과가 나타나게 된다. 비뉴턴유체의 경우에는 점도가 시간과 공간에 따라 변하기 때문에 전단응력을 단순히 전단변형률과 일정한 값을 갖는 점도의 곱으로 나타낼 수 없다. 외벽을 따라 분포되는 벽면전단응력을 그림 12와 13에 비교하였는데 두 유체의 경우 유사한 변화를 보이나 비뉴턴 유체의 경우가 큰 WSS를 보인다.  $\phi = -60^\circ$  인 경우 기준단면에서 WSS의 평균값은 비뉴턴유체가 뉴턴유체에 비해 약 56%, 진폭은 약 18% 정도 증가하며 curvature site에서는 뉴턴유체의 WSS 평균값은 영에 가까운 값을 갖는 반면에 비뉴턴유체는 크게 증가된 평균값을 보인다.

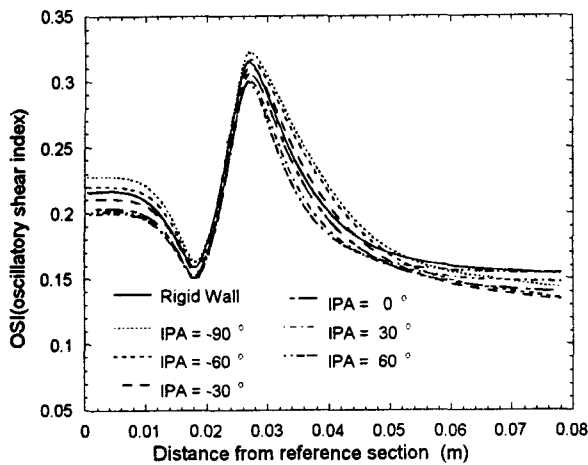
**고찰 및 결론**

2차원 복부대동맥 분기관 모델에서 벽면운동과 임피던스 페이즈앵글(압력파와 유량파의 위상차)을 고려하여 벽면전단변형률 및 벽면전단응력의 크기와 분포를 뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대해 살펴보았다. 수치해석시에 혈관의 특성을 고려하여 벽면

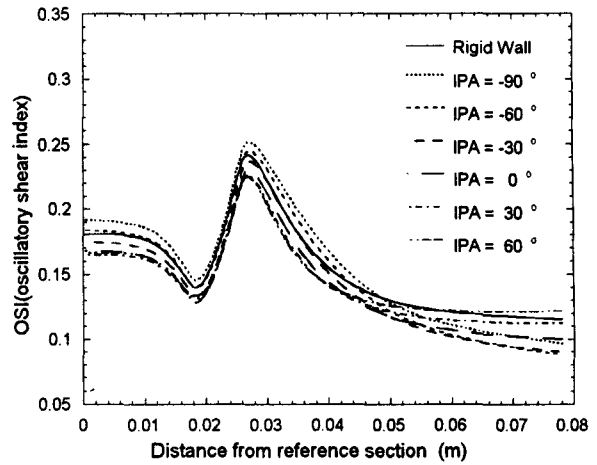
운동과 압력파의 위상을 갖게 놓았으며 벽면운동의 위상이 분기관 모델내에서 동일함을 가정하였다(long wave length assumption). 본 연구의 기준단면 B에서 임피던스 페이즈 앵글의 변화에 따른 벽면전단응력의 변화는 Choi 등[13]의 2차원 평판의 전산유체역학 결과와 잘 일치하였고 분기관내에서의 벽면전단응력의 분포는 Lee 등[11]의 실험결과와 유사한 경향을 보였다. 전산유체해석의 특성상, 분기관내의 주요 위치(그림1의 단면 B와 C사이)에서 벽면전단응력의 자세한 정보를 얻을 수 있었으며 벽면운동과 임피던스 페이즈앵글의 영향에 대한 정량적인 분석이 가능하였다.

해석 결과, 분기부 근방에서는 지역적으로 변화가 매우 심한 전단응력이 분포되었다. 분기부의 외벽(outer wall or lateral wall)을 따라서는 중앙 분기점(flow divider tip)의 영향으로 전단응력이 급격히 증가하다가 바깥쪽으로 휘어지는 곡률의 영향으로 다시 급격히 감소하였으며 분기부 내벽(near flow divider tip)을 따라서는 유동제트의 영향으로 매우 높은 전단응력이 분포되었다. 특히 외벽의 휘어진 부분(curvature site)에서는 벽면전단응력의 평균값이 매우 낮게 분포하였으며, 임피던스 페이즈 앵글이 -90°로 감소할 때 영에 가까운 낮은 값을 가졌다. 결과적으로 curvature site 근방에서는 벽면전단응력의 진폭/평균비가 높으므로 전단응력이 낮으면서도 상대적으로 oscillation(시간에 따른 변화)이 심한 경향을 보였다.

벽면운동이 있는 경우, 전단응력의 진폭은 벽면운동이 없는 경우보다 15%정도 작은 값을 가졌으며 복부대동맥내에서 가능한 임피던스 페이즈앵글 범위(-90°~0°)에서 벽면전단응력의 평균값은 임피던스 페이즈 앵글이 음의 값으로 갈수록 감소하였고, 진폭은 증가하였다. 외벽의 curvature site(벽면전단응력이 가장 낮은 곳)에서 임피던스 페이즈앵글의 영향이 가장 크게 나타났는데 페이즈앵글이 0도에서 -90도로 떨어질 때 벽면



(a) Newtonian fluid.



(b) non-Newtonian fluid.

그림 14. 외벽을 따른 교번전단지수의 분포

Fig. 14. Oscillatory shear index distribution along the outer wall

전단응력의 평균은 50%정도 감소하였고 진폭은 15%정도 증가하였다.

비뉴턴유체로 모델링한 경우에는 뉴턴유체의 경우에 비해 벽면전단응력이 상당히 증가하였는데 기준단면에서 평균전단응력의 증가가 50% 이상으로서 진폭에 비해 더 많았다. 또한 외벽의 curvature site에서 벽면전단응력의 평균값이 뉴턴유체에서는 영에 가까웠으나 비뉴턴유체에서는 크게 증가하였다. 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글이 벽면전단응력에 미치는 영향은 뉴턴과 비뉴턴유체에서 매우 유사한 경향을 보였다.

벽면전단응력의 진폭과 평균값의 비율(진폭/평균비)은 교번전단지수(Oscillatory Shear Index, OSI)와 관계하며 이 값이 클수록 동맥혈관의 경화현상이 촉진된다는 실험결과가 알려져 있다[3]. 이러한 실험결과를 이용하기 위해 분기부의 외벽을 따라 얻어진 벽면전단응력의 평균과 진폭으로부터 OSI값을 계산하였으며, 뉴턴유체(그림 14(a))와 비뉴턴유체(그림 14(b))의 경우를 각각 비교해 보았다. 그림 14에서 볼 수 있듯이 외벽의 curvature site에서 상대적으로 높은 OSI값이 분포되어 있다. 따라서 외벽의 휘어진 부분이 동맥경화에 노출될 가능성이 높다고 판단할 수 있다. 실제의 혈관에서도 이러한 부분에서 동맥경화현상이 시작되는 것으로 알려져 있다. 또한, 임피던스 페이즈 앵글이 감소할수록 OSI값이 더 크게 나타나고 있는데, 이는 고혈압환자와 같이 임피던스 페이즈 앵글이 낮은(-70°~ -80°) 환자의 경우가 동맥경화에 노출될 가능성이 크다는 것을 보여 주고 있다. 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 경우, 임피던스 페이즈 앵글에 따른 OSI값의 분포가 유사함을 알 수 있다. 그러나, 비뉴턴유체의 OSI값이 뉴턴유체의 경우보다 상당히 낮은 값을 가졌는데 이는 비뉴턴유체에서 벽면전단응력의 평균값이 진폭에 비해 더 크게 증가하기 때문이다. 그러므로 혈액의 비뉴턴성질이 동맥경화현상을 방지하는 효과를 가짐을 알 수 있다.

벽면운동은 압력파의 위상과 거의 동일하며 혈관 세포에 탄

성응력(hoop stress)을 발생시킨다. 이에 반해, 벽면전단변형률은 탄성응력이 작용하는 방향과 수직인 방향(혈류의 유동방향)으로 전단응력(wall shear stress)을 발생시킨다. 두 응력의 상대적인 크기가 혈관 내피세포의 정렬 및 신진대사에 영향을 미친다는 연구결과가 보고되어 있는데[18], 본 연구에서는 이러한 두 응력 사이에 위상차(stress phase angle)가 존재하며 이 값은 임피던스 페이즈앵글에 따라 변할 뿐 아니라 동일 혈관의 분기관 내에서도 변화하고 있음을 발견하였다. 특히 분기관의 외벽에서 두 응력의 위상차는 내벽과 비교하여 상당히 달라지는 것을 볼 수 있었다. 임피던스 페이즈 앵글이 -60°인 경우에, stress phase angle이 내벽의 분기점 근처에서는 약 -55° 정도였고, 외벽의 최소전단을 지점(동맥경화의 발생위치로 알려져 있음)에서는 -115° 정도로 감소하였다. 이러한 결과는 stress phase angle이 동맥 경화의 발생과 관계할지도 모른다는 의문을 불러 일으킨다

본 연구는 복부대동맥의 2차원 분기관모델에 대한 연구로서 동맥혈관의 다른 부분에서는 유동조건(레이놀드수, 웨슬러수, 임피던스 페이즈앵글의 변화범위)이 다르기 때문에 임피던스 페이즈앵글의 영향이 달라질 수 있다. 본 연구는 복부대동맥의 2차원 분기관모델(3차원형상을 분기면에 투영한 형태)에 대한 연구로서 더욱 구체적인 유동장과 전단응력의 값에 대한 고찰을 위해서는 3차원 해석이 필요하다. 본 연구에서 해석의 정밀도를 위해 사용한 격자계와 유사한 격자를 갖는 3차원 모델 해석을 위해서는 매우 큰 용량의 컴퓨터와 많은 CPU 시간을 요할 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. M.H. Friedman, O.J. Deters, F.F. Mark, C.B. Barger and G.M. Hutchins, "Arterial geometry affects

- hemodynamics: a potential risk factor for atherosclerosis*", *Atherosclerosis*, Vol. 46, pp. 225-231, 1983
2. R.M. Nerem and J.F. Cornhill, "The role of fluid mechanics in atherogenesis", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 102, pp. 181-189, 1980
  3. D.N. Ku, D.P. Giddens, C.K. Zarins, and S. Glagov, "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress", *Arteriosclerosis*, Vol. 5, pp. 293-302, 1985
  4. Z. Lou and W.J. Yang, "Biofluid dynamics of arterial bifurcations", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 19, pp. 455-493, 1992
  5. J.P. Merillon, G.J. Fontenier, J.F. Lerallut, M.Y. Jaffrin, G.A. Motte, C.P. Genain and R.R. Gourgon, "Aortic input impedance in normal man and arterial hypertension: its modifications during changes in aortic pressure", *Cardiovascular Research*, Vol. 16, pp. 646-656, 1982.
  6. K.C. White, J.F. Kavanaugh, D.M. Wang and J.M. Tarbell, "Hemodynamics and wall shear rate in the abdominal aorta of dogs: effects of vasoactive agents", *Circulation Research*, Vol. 75, pp. 637-649, 1994
  7. D.M. Wang and J.M. Tarbell, "Nonlinear analysis of flow in an elastic tube (artery): steady streaming effects", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 239, pp. 341-358, 1992
  8. D.M. Wang and J.M. Tarbell, "Nonlinear analysis of oscillatory flow, with a nonzero mean, in an elastic tube (artery)", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 127-135, 1995
  9. K. Rhee and J. M. Tarbell "A study of the wall shear rate distribution near the end to end anastomosis of a rigid graft and a compliant artery", *J. of Biomechanics*, Vol. 27, pp. 329-338, 1994
  10. M.W. Weston and J.M. Tarbell "Wall shear rate measurements in an elastic curved artery model" *Biorheology* Vol. 34, pp.1-17, 1997
  11. C.S. Lee and J.M. Tarbell, "Wall shear stress distribution in an abdominal aortic bifurcation model: effects of vessel compliance and phase angle between pressure and flow waveforms", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, pp. 333-342, 1997
  12. C.S. Lee and J.M. Tarbell, "Influence of vasoactive drugs on wall shear stress distribution in a compliant model of abdominal aortic bifurcation", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 26, pp. 125-134, 1998
  13. J.H. Choi, C.S. Lee, C.J. Kim, "Wall shear stress variation between pulsating plates dependin" pp. 166-172, 1999
  14. K.B. Chandran, *Cardiovascular Biomechanics*, New York Univ. Press, 1993
  15. Y.I. Cho and K.R. Hensey, "Effect of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows", *Advances in Bioengineering*, Vol. 107, pp. 257-267, 1989
  16. STAR-CD Users' Manual, Version 3.05.
  17. I. Demirdzic and M. Peric, "Space conservation law in finite volume calculations of fluid flow", *International Journal of Numerical Methods in Fluids*, Vol. 8, pp. 1037-1050, 1988
  18. S. Zhao, A. Suci, J. E. Moore, T. Ziegler, E. Burki, J. Meister, and H. R. Brunner, "Morphological effects of combined fluid shear stress and circumferential cyclic stretch on cultured vascular endothelial cells", *ASME Bioengineering Conference, BED*, Vol. 29, pp. 567-568, 1995