

〈논 문〉

## 분기관내 뉴턴유체와 혈액의 맥동유동특성에 관한 연구

서상호\* · 유상신\*\* · 김영호\*\*\* · 노형운\*\*\*\*

(1996년 1월 15일 접수)

### A Study on the Pulsatile Flow Characteristics of Newtonian and Non-Newtonian Fluids in the Bifurcated Tubes

Sang-Ho Suh, Sang-Sin Yoo, Young-Ho Kim and Hyung-Woon Roh

**Key Words :** Bifurcated Tube(분기관), Blood(혈액), Pulsatile Flow(맥동유동), Experiment(실험), Numerical Analysis(수치해석)

#### Abstract

Experimental and numerical studies for three-dimensional pulsatile flows are conducted to investigate the flow characteristics in the bifurcated tubes. Velocity measurements in experimental study were made by both Pulsed Doppler Ultrasound(PDU) machine and Laser Doppler Anemometer(LDA) system. Glycerin is used for experimental study. Experimental results are used to verify the results of the numerical simulation. Flow characteristics of Newtonian fluid and blood in the bifurcated tubes under the steady and pulsatile flows are numerically investigated. Finite volume method is employed for three-dimensional numerical simulations. Blood is considered as a non-Newtonian fluid and the constitutive equation of blood is used for the numerical analysis. Numerical analyses are focused on the flow patterns for various branch angles ranging from 30° to 90° and diameter ratios such as 1.0, 0.8, and 0.6. Pulsatile flow characteristics of blood are compared with those of Newtonian fluid. Parameter effects on axial velocity, pressure and wall shear stress distribution along the bifurcated tubes are discussed in terms of the branch angle, diameter ratio, and Reynolds number

#### 기 호 설 명

B.P. : 분기점 (Bifurcated Point)  
 $D_{b1}$  : 제1분기관의 지름(m)  
 $D_{b2}$  : 제2분기관의 지름(m)  
 $D_i$  : 상류주관의 지름(m)  
 $p$  : 정압(Pa)  
 $q$  : Carreau 모델의 지수  
 $t$  : 시간(s)

$U_m$  : 입구의 평균속도(m/s)  
 $u_{mb}$  : 분기관내 평균속도(m/s)  
 $u_i$  : 속도벡터성분  
 $x_j$  : 좌표벡터성분

#### 그리스문자

$\gamma$  : 전단율( $s^{-1}$ )  
 $\lambda$  : 특성시간(s)  
 $\eta$  : 비뉴턴유체의 겔보기점성계수(kg/m·s)  
 $\eta_0$  : 영전단율 겔보기점성계수(kg/m·s)  
 $\eta_\infty$  : 무한전단율 겔보기점성계수(kg/m·s)

\*회원, 숭실대학교 기계공학과

\*\*회원, 한국항공대학교 기계설계학과

\*\*\*회원, 재활공학연구소

\*\*\*\*회원, 숭실대학교 대학원 기계공학과

- $\theta$  : 제 1 분기관관의 분기각  
 $\rho$  : 밀도 ( $\text{kg/m}^3$ )  
 $\phi$  : 제 2 분기관관의 분기각

## 1. 서 론

인체에 나타나는 병리현상을 이해하고 질병을 치료하는 임상적 방법은 인류역사와 더불어 계속 발전되면서 병적원인의 이해와 치료에 크게 공헌하여 왔다. 병리현상을 이해하여 치료하는 것 못지 않게 중요한 것은 그 병리현상의 원인을 규명하는 것이며, 더 나아가 대용기구 또는 대용물질을 개발하는 의공학적 발전을 도모하는 것이다. 인체내에 존재하는 각종 유체의 작용에 대한 연구분야를 고찰해보면 생체유체(biofluid)의 생화학적 작용과 유변학적(rheological) 성질에 대한 미시적 연구와 생체유체의 유동에 관한 거시적 연구로 구분할 수 있다.<sup>(1)</sup> 인체의 동맥혈관은 많은 분기관과 곡관으로 구성되어 있으며, 분기부와 곡면 부위에는 협착이 잘 발생된다. 특히, 인체내에서 경동맥분기관(carotid bifurcation)과 관상동맥분기관(coronary arterial bifurcation)에는 혈류학적 원인에 의하여 협착이 자주 발생된다. 혈관에 협착이 발생되면 시간이 경과될수록 협착정도가 심해지고 혈액순환이 잘 되지 않으며, 심장이 보다 많은 혈액을 공급하도록 자율신경이 작동되기 때문에 혈압이 상승하는 결과를 초래한다.

최근 동맥혈관의 분기관과 곡관 부위에서 작용하는 전단응력을 예측하고, 동맥경화증의 원인이 되는 협착현상을 이해하기 위한 실험과 수치적인 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>(2-8)</sup> 분기관내 뉴턴 및 비뉴턴유체의 맥동유동현상에 관한 연구가 생체유체역학연구와 결부되어 그 중요성이 부각되고 있지만 비뉴턴유체의 분기관내 맥동유동에 관한 연구는 별로 발표된 바 없다. 혈전증이나 동맥경화증과 같은 질병의 기전은 분기혈관의 기하학적 형상변화에 따른 유동장의 변화가 아주 중요한 역할을 하는 것으로 발표되어 있으나, 분기관에서 분기각, 직경비, 그리고 레이놀즈수의 변화가 비뉴턴유체의 유동장에 미치는 영향에 대한 유동해석은 체계적으로 연구되어 있지 않다. 혈액유동에 관한 생체내(in vivo)의 실험연구는 많은 제약이 따르기 때문에 혈액과 유사한 점성을 갖는 대용유체를 이용하여 시

험관내(in vitro) 실험을 수행하거나 전산유체역학을 이용하여 모사실험하는 추세에 있다.

따라서, 본 연구에서는 혈액대용유체로 널리 이용되는 글리세린 수용액을 작동유체로 사용하여 시험관내의 실험에 사용되는 LDA와 실제 임상에서 혈액의 유량과 속도를 측정하는데 사용되는 PDU로 분기관내 정상유동과 맥동유동현상을 측정함으로써 협착발생과 관련된 유동특성을 이해하고자 한다. 분기관 유동문제의 수치해석결과를 실험결과와 비교하여 수치해석결과의 타당성을 검증함으로써 실험이 곤란한 생체내 혈액유동현상에 수치해석적인 방법이 적용될 수 있음을 제시하고자 한다. 그리고, 원형단면을 갖는 분기관내 혈액과 같은 비뉴턴유체의 맥동유동현상을 수치해석하여 그 결과를 뉴턴유체와 비교함으로써 생체유체유동 및 산업용 배관 유동연구에서 비뉴턴유체의 유동특성을 예측하는 기초자료로 활용하고자 한다.

## 2. 뉴턴유체와 혈액의 유변학적 성질

혈액은 적혈구, 백혈구, 그리고 혈소판 등이 뉴턴유체의 특성을 지닌 혈장에 혼합되어 있으며, 이들 혈구들의 상호작용으로 인하여 혈액은 비뉴턴유체의 거동을 한다. 혈액유동에 관한 실험과 수치해석은 혈액을 혈장과 동일한 크기의 점성을 갖는 뉴턴유체로 간주하여 왔으나, 최근에는 혈액을 비뉴턴유체로 취급하여 연구하는 추세에 있다.

이러한 혈액의 유변학적 특성을 잘 모사하기 위해서는 혈액의 점성특성을 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하다. 많은 구성방정식 중에서 혈액의 유변학적 특성을 잘 나타내는 것으로 알려진 Carreau 모델, 식 (1)을 이용하여 혈액의 겔보기점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있다.<sup>(11)</sup>

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

식 (1)에서  $\eta_{\infty}$ ,  $\eta_0$ ,  $\dot{\gamma}$ 는 각각 무한전단율 겔보기점성계수, 영전단율 겔보기점성계수, 그리고 전단율이며,  $\lambda$ 와  $q$ 는 각각 특성시간과 상수이다. 국소 전단율이 계산되면 혈액의 겔보기점성계수는 식 (1)과 같은 구성방정식으로 결정할 수 있다. 비뉴턴유체인 혈액의 유변학적 상수값은  $\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ,  $\eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ,  $\lambda = 3.313\text{s}$ 와  $q = 0.356$ 이다. Fig. 1은 참고문헌 [10]과 [11]에 발표된 실

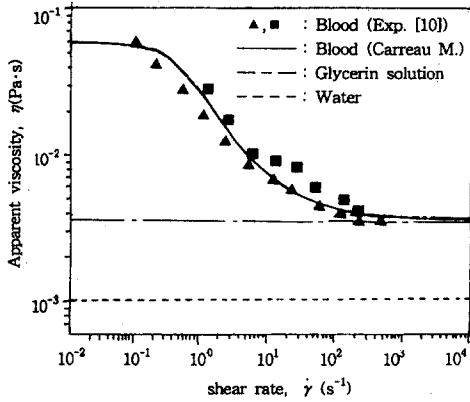


Fig. 1 Apparent viscosity versus shear rate for blood

험결과를 나타내고 있으며, 식 (1)를 사용하여 계산한 혈액의 겔보기점성계수가 실선으로 나타나 있다. 수치해석에서 뉴턴유체의 경우에는 혈액의 무한전단율 겔보기점성계수와 동일한 값을 택하였다.

### 3. 실험

분기관내 정상유동과 맥동유동의 속도분포를 측정하기 위하여 사용된 실험장치의 개략도는 Fig. 2와 같다. 본 연구에서는 인체동맥혈관계에서 많이 볼 수 있는 분기관 형상을 Fig. 3과 같이 이상화하였다. 그림에서 지름  $D_i$ 의 상류 주관은 분기각  $\theta$ 와 지름  $D_{b1}$ 인 제 1분기관과 분기각  $\phi$ 와 지름  $D_{b2}$ 인 제 2분기관으로 각각 분기된다. 이러한 분기관의 형상은 인체내 복부대동맥(abdominal aorta)과 장골동맥(iliac artery)에서 볼 수 있다. 인체내 대동맥분기관의 혈관조영 사진으로부터 측정된 대동맥 분기관의 치수는 Table 1과 같다. 인체동맥혈관계 중 직경이 크고 혈류량이 많은 동맥혈관에서 최대 속도와 최대 레이놀즈수를 Table 2에 나타내었다.<sup>(1)</sup> 인체내 대동맥분기관에서 최대레이놀즈수는 400~1100 사이의 범위에 있다.

실험에 사용된 유체는 뉴턴유체인 글리세린 수용액으로써 점성계수와 밀도는 각각  $0.0037\text{Pa}\cdot\text{s}$ 와  $1100\text{kg}/\text{m}^3$ 이고, 입구의 평균 레이놀즈수는 400이다. Pulsed Doppler Ultrasound(PDU)장치를 이용한 속도분포측정은 VingMed SD-100 ultrasound Doppler system에 연결된 10MHz needle probe로 얻었다. 각각의 위치에서  $1\text{mm}^3$ 의 표본체적(sample volume)을 갖는 intraluminal probe(약 2

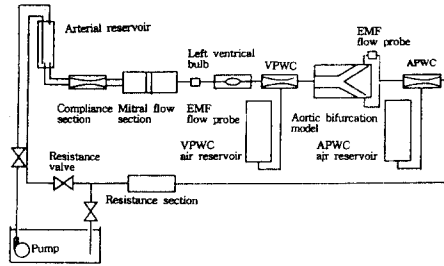


Fig. 2 Schematic diagram of the flow loop for the bifurcation model experiment

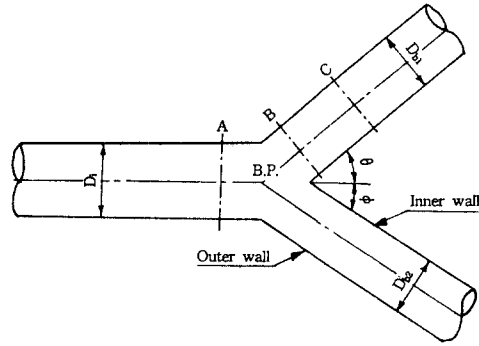


Fig. 3 Geometric configuration of the bifurcation model

Table 1 Dimensions of the aortic bifurcation model

Nomenclature	Dimensions
Inlet Diameter	1.50cm
Daughter Branch Diameters	0.80cm
Area Ratio	0.57
Branch Angle ( $\theta = \phi$ )	26.5°
Inlet Entrance Length	100 cm

mm의 직경)를 관심영역에 설치하였고, 초음파주사선이 유동의 주방향과 평행되게 ultrasound crystal을 설치하였다. 이때 얻어진 Doppler spectral data는 SD-100 시스템의 FFT 알고리즘을 사용하여 처리하였다. Laser Doppler Anemometer(LDA)시스템은 Dantec 사의 55X modular three-beam DISA LDA system을 이용하였다. LDA 광학시스템은 He-Ne laser를 사용하며, mounting bench, 두 개의 beam splitter section, bragg cell,

**Table 2** Maximum velocity and peak Reynolds number in the blood vessel<sup>(1)</sup>

Site	Species	Maximal Velocity (cm/s)	Peak Reynolds number
Pulmonary artery	Man	27-28	
Proximal ascending aorta	Man	96-141	5700-8900
	Man	68-130	4300-7800
	Dog	75	3230
	Horse	33-78	7130-9640
Mid-ascending aorta	Horse	41-83	3490-6380
Aortic arch	Horse	38-85	1388-2830
Descending thoracic aorta	Dog	56-252	1240-5400
	Horse	22-23	1514-2357
Abdominal aorta near renal artery	Man	19-52	--
	Horse	3-30	67-788
	Rabbit	≤60	≤550
Abdominal aorta proximal to bifurcation	Man	13-52	400-1100
	Horse	14-63	212-2250
Common iliac artery	Man	14-48	390-620
	Horse	9-53	202-1181

beam displacer, beam translator, front lens, 그리고 두 개의 photomultiplier tube로 구성되어 있다. 렌즈로부터 방출된 세 개의 광선초점이 일치하게 되어 검사체적에서 교차된다. Counter에서 얻어진 디지털 데이터는 버퍼 인터페이스(buffer interface)를 통하여 PDP 11/03 미니컴퓨터와 상호교환된다. 가로이송장치는 공동의 수직축을 따른 측정체적의 이동을 허용한다. 고정된 원점에서 각 방향으로 떨어진 거리는 정확하게 0.04mm이다. 또한 속도에 관한 자료를 해석하기 위하여 PDU의 경우와 같이 FFT를 이용하였다.

#### 4. 수치해석

비압축성 뉴턴유체 및 혈액과 같은 비뉴턴유체의 맥동유동을 수치적으로 해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 나타내면 다음과 같다.

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (2)$$

$$\rho \left( \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \eta \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right] \quad (3)$$

식 (2)와 식 (3)에서  $\rho$ ,  $u_i$ ,  $p$ 는 각각 밀도, 속도벡터성분, 압력이고,  $\eta$ 는 식 (1)로 나타낼 수 있는 겔보기점성계수이다.

뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 분기관내 맥동유동에 관한 지배방정식을 수치해석하기 위하여 유한체적법을 이용하여 비엇갈림(non-staggered) 격자계에 대한 이산화방정식을 구하였고 맥동유동문제를 풀기 위하여 완전암시법(fully implicit scheme)을 이용하였으며, 이때 적용한 시간 간격은 0.01초이다. 운동량방정식의 대류항처리는 상류차분법(upwind differencing scheme)의 변형인 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 사용하였고, 운동량방정식의 압력항처리는 SIMPLE-C를 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도 의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식

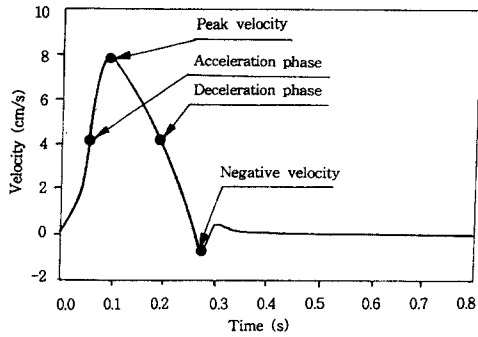


Fig. 4 Pulsatile waveform of velocity

으로부터 구하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를 적용하였다. 수치해를 구하기 위하여 이산화방정식은 STONE 반복법을 적용하였다.<sup>(12)</sup>

입구경계조건은 Fig. 4와 같은 맥동유동의 한 주기 당 속도변화를 적용하였다. 한 주기는 0.8s이고, 한 주기동안에 최대속도는 8cm/s이며, 최저속도는 -0.9cm/s이다. 입구에서의 최대속도를 기준 뉴턴유체의 레이놀즈수는 500이 되도록하였다. 분기관내 유동문제를 해석하기 위한 출구 경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 또한, 계산시간을 줄이기 위해 분기관 유동문제는 상류주관의 축대칭선 위쪽 부분만 수치계산하였고, 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가  $1 \times 10^{-6}$ 이 되도록하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이다.

본 연구에서는 Fig. 3과 같은 모형에서 분기각  $\theta$ 와 지름  $D_{b1}$ 인 제1분기관과 분기각  $\phi$ 와 지름  $D_{b2}$ 인 제2분기관으로 분기되는 경우에 분기각  $\theta$ 와  $\phi$ 를 동일하게 놓고, 분기각( $\theta$ )을 30°, 60°, 그리고 90°로 변화시키고, 상류 주관과 분기관의 직경비를 각각 1.0, 0.8 및 0.6으로 변화시키면서 분기관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체인 혈액유동에서 기하학적 파라미터가 유동특성에 미치는 영향을 해석하였다.

### 5. 결과 및 검토

#### 5.1 실험과 수치해의 비교

실험과 수치해석으로 구한 Table 1과 같은 치수를 갖는 분기관내 맥동유동의 속도분포를 Fig. 5에 나타내었다. 실험과 수치해석에 사용된 유체는 뉴

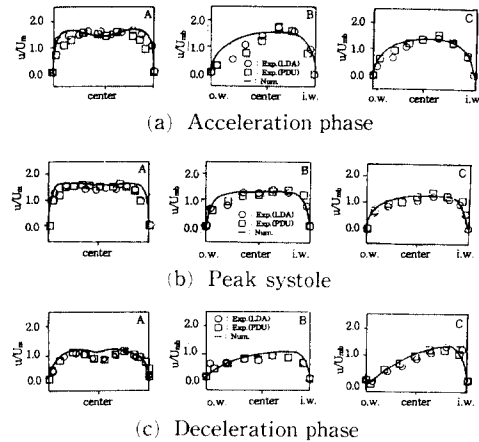


Fig. 5 Axial velocity profiles in the bifurcation model for pulsatile flow

턴유체인 글리세린수용액이고 입구의 평균 레이놀즈수는 실험과 수치해석 모두 400으로 하였다. 그림에서 ○, □로 나타낸 것은 각각 LDA와 PDU로 측정된 축방향속도값이고, 실선은 수치해석으로 구한 결과이다. 또한 i.w.와 o.w.는 각각 분기관에서 내벽(inner wall)과 외벽(outer wall)을 나타낸다. 분기관 상류에서 축방향속도의 반경방향분포는 입구의 평균속도( $U_m$ )에 대한 비, 그리고 분기관 하류에서 축방향속도의 반경방향분포는 분기관내 평균속도( $U_{mb}$ )에 대한 비로 무차원화하여 나타내었다. 또한, 그림에서 A는 Fig. 3의 분기관 모델에서 분기부(apex) 상류에 있는 한 단면의 위치를 나타내고, B와 C는 분기부 정점(apex)으로부터 하류방향에 있는 단면의 위치를 나타낸다.

대동맥에서 중앙부의 속도가 평탄한 속도분포를 가지고 분기부로 유입되는 유체는 분기부 부근에서 유동이 양분되기 시작하면서 M자형 속도분포를 나타내면서 하류분기관으로 유동이 진행된다. 분기부 하류의 속도분포는 내벽 쪽의 속도가 외벽 쪽의 속도보다 높게 나타나는데 이것은 관의 분기로 인한 원심력과 속도파형의 가(감)속도의 상대적인 크기 차이로 인하여 나타나는 현상으로 판단된다. 그리고 분기관 하류로 유동이 진행함에 따라 속도분포는 점차적으로 발달된다. 대동맥입구에서의 레이놀즈수가 동일하더라도 감속될 경우 중심선속도는 가속될 경우의 중심선속도보다 낮음을 알 수 있다. 그리고, 맥동유동의 감속시에는 분기관 외벽 쪽에 재순환영역이 발생되어 대동맥 쪽으로 역류현상이 나타남을 알 수 있다. 분기관내 축방향속도의 수치

계산결과와 실험결과를 비교해 보면 맥동유동의 가속시 분기부 부근을 제외하고는 서로 잘 일치하고 있다. 가속시 분기부 부근에서 수치계산에 의한 외벽 쪽의 속도값이 실험결과보다 높게 나타나는 이유는 실험에서 분기관에서의 속도를 측정할 때 하류분기관의 축대칭선과 레이저빔의 방향이 정확히 일치하지 않거나 2차원유동의 영향에 의한 것으로 유추된다.

5.2 뉴턴유체와 혈액의 맥동유동특성

혈액과 유사한 점성을 갖는 대용유체로 많이 이용되는 뉴턴유체와 비뉴턴유체인 혈액의 맥동유동특성을 비교하기 위하여 분기각이 30°이고, 직경비가 0.8이며, 질량유량이 동일한 경우를 선택하여 분기관내 서로 다른 위치에서의 속도분포를 Fig. 6에 나타내었다. 뉴턴유체의 점성계수는 혈액의 무한전단율 겔보기점성계수( $\eta_{\infty}=0.00345\text{Pa}\cdot\text{s}$ )와 같게 하였다. 그림의 (a)와 (b)에서 보는 바와 같이 맥동유동의 가속시에는 혈액의 속도분포는 뉴턴유체의 경우보다 약간 높게 나타난다. 가속시에는 비뉴턴유체의 전단율 변화에 따른 점성의 변화 영향이 크지 않음을 알 수 있다. 뉴턴유체와 혈액의 가속유동시에는 모두 분기부의 외벽에서 유동의 박리현상이 나타나지 않는다. 이는 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌는 외벽 가까운 영역까지도 관성력이 크게 작용하기 때문에 나타나는 현상으로

사료되며, 이 현상은 Lutz 등<sup>(13)</sup>의 실험에서도 관찰된 바 있다. 감속시의 속도분포 Fig. 6(c)와 가속시의 속도분포 Fig. 6(a)를 비교하여 보면 감속시에는 가속시보다 관중양부분의 속도분포가 큰 것을 알 수 있다. 또한, 감속시 뉴턴유체와 혈액유동의 중앙부에서 속도차는 가속시의 경우보다 크게 나타난다. 이는 감속시에는 혈액유동의 경우 비뉴턴 점성특성이 강하게 작용하여 벽면에서 점성효과가 커짐으로써 중앙부의 속도분포가 크게 나타나기 때문이다.

속도과형에서 음의 값을 가지면서 최저속도가 되는 감속 끝의 속도분포는 Fig. 6(d)와 같다. 상류주관에서 발생한 벽부근의 역류현상은 분기부로 진입한 뒤에도 내벽과 외벽에서 계속되는데, 이때 외벽 쪽의 역류영역이 내벽 쪽의 경우보다 크게 나타난다. 유동이 분기부 하류로 진행하면서 외벽 쪽의 역류영역은 작아지고 내벽 쪽의 역류영역은 커지면서 중심선에 대칭인 형태를 나타낸다. 이러한 역류현상은 Phantom을 이용하거나 인체혈관의 혈류를 측정하는 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 실험에서도 확인된 바 있다.<sup>(14)</sup> 혈액과 뉴턴유체의 분기부내 속도분포의 변화경향은 대체로 유사하지만 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 속도는 뉴턴유체보다 관중양에서 좀더 크고 벽면에서 역류영역의 범위도 작다.

동맥경화는 동맥혈관이 분지되는 곳이나 만곡되

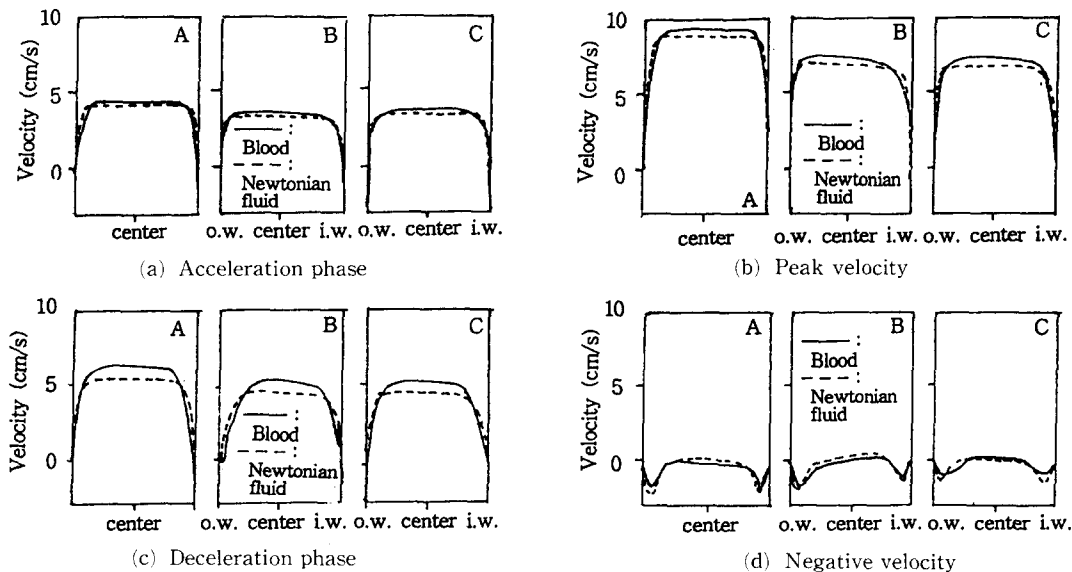


Fig. 6 Velocity profiles in the bifurcated tube of Newtonian fluid and blood

는 곳에서 주로 발생한다. 동맥혈관에서 협착현상이 발생하는 기전(mechanism)에 대해서는 저전단응력이론(low shear stress theory)<sup>(15)</sup>과 고전단응력이론(high shear stress theory)<sup>(16)</sup>이 있다. 저전단응력이론은 유동장내 전단응력이 낮은 곳에서 분비물의 생화학적 변화로 인하여 동맥경화성 죽종이 발생된다는 이론이고, 고전단응력이론은 혈관내피세포가 높은 전단응력으로 인하여 손상됨으로써 생화학적 변화를 일으켜서 혈관내경이 좁아진다는 이론이다. 따라서, 분기관의 외벽과 내벽에 작용하는 전단응력분포를 고찰함으로써 협착현상의 기전을 파악하는데 기여할 수 있다.

본 연구에서는 분기부 주위의 전단응력분포와 인체에서 동맥경화성 질환의 호발부위의 상관관계를 알아보기 위하여 맥동유동에서 분기부의 외벽과 내벽에 작용하는 뉴턴유체와 혈액의 벽면전단응력분포를 Fig. 7에 나타내었다. 맥동유동의 가속시에는 Fig. 7(a)와 같이 뉴턴유체와 혈액의 전단응력은 분기부 상류의 벽을 따라 일정한 값을 나타내다가 분기부에서 급격히 증가한 뒤 제1분기혈관의 외벽

을 따라 점차 감소하여 일정한 값을 나타낸다. 내벽에 작용하는 벽면전단응력분포는 외벽에 비해 작은 값을 나타내며, 분기관 하류에서는 유동이 완전히 발달된 상태에 접근하기 때문에 외벽에 작용하는 전단응력분포와 같아진다. 뉴턴유체와 혈액의 벽면전단응력은 전반적으로 유사하게 변하는 경향을 나타내고 있으나, 가속시에 혈액은 뉴턴유체보다 벽면전단응력이 크게 나타난다. 수치계산에 사용된 뉴턴유체의 점성계수는 혈액의 무한전단율 점성계수와 동일하지만, 벽면에서 비뉴턴유체인 혈액의 점성계수는 전단율이 작아짐에 따라 뉴턴유체의 점성계수보다 커지기 때문에 혈액의 벽면전단응력은 뉴턴유체보다 크게 나타난다.

Fig. 7(b)는 맥동유동에서 속도가 최대일 때의 벽면전단응력분포를 나타내는데 외벽과 내벽의 벽면전단응력변화는 가속시와 동일한 경향을 나타내지만, Fig. 7(a)의 가속시보다 벽면전단응력은 크게 나타난다. 한편, Fig. 7(c)와 같이 감속시에 외벽의 벽면전단응력은 가속시와 유사한 경향을 보이지만 전단응력의 크기는 가속시보다 훨씬 작다. 감

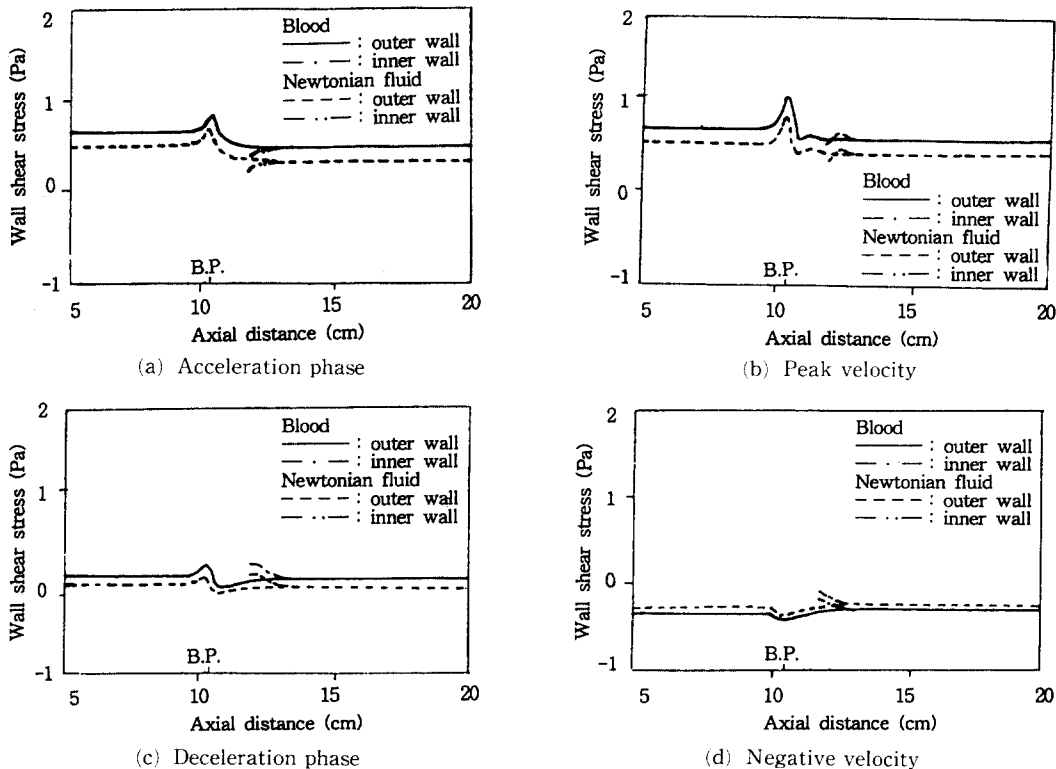


Fig. 7 Shear stress distributions of a Newtonian fluid and in the bifurcated tube

속시 뉴턴유체와 혈액의 벽면 전단응력분포는 모두 외벽과 내벽에서 가속시의 경우보다는 작은 값을 갖는데, 이는 감속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 때문이다. Fig. 7(d)는 음의 값으로 최저속도가 되는 감속 끝의 속도에 대한 벽면전단응력분포이다. 상류주관에서 벽 쪽에 역류가 발생하여 벽면전단응력이 음의 값을 나타내며 분기부를 지난 후에도 벽면전단응력은 음의 값을 나타낸다. 주어진 유동장에서 비뉴턴 유체인 혈액의 점성계수가 뉴턴유체보다 크기 때문에 벽면전단응력은 더 낮게 나타난다.

맥동유동의 한 주기당 벽면전단응력의 변화를 고찰해 보면 상류주관과 분기관 하류에서 모두 혈액의 벽면전단응력 변화폭이 뉴턴유체의 변화폭보다 큰 것을 알 수 있다. 짧은 시간동안에 급격한 벽면전단응력의 변화는 생체혈관의 내피세포에 가해지는 응력증가가 세포손상과 직결되기 때문에 심도 있게 연구되어야 할 과제이다. 이러한 결과는 혈액의 혈관내 유동을 실험 및 수치해석적으로 연구할 때 혈액을 비뉴턴유체로 취급하고 비뉴턴유체에 적합한 대용유체를 이용하여 연구해야 하는 당위성을 보여주고 있다.

### 5.3 혈액의 정상유동과 맥동유동의 비교

분기관내 혈액의 정상유동과 맥동유동특성을 비교하기 위하여 분기각( $\theta$ )과 직경비( $D_{b1}/D_i$ )가 각각  $30^\circ$ 와 1.0일 때 분기관내 서로 다른 위치에서의 속도형상을 Fig. 8에 나타내었다. 그림에서 A, B, C는 Fig. 3의 분기관 모델에 표시된 바와 같이 각각 분기부의 상류, 분기부 근처, 그리고 분기관 하류에 있는 단면의 위치를 나타낸다.

원형관의 입구에서 유체가 균일하게 유입될 때 정상유동에서는 상류 주관에서 완전히 발달된 유동 속도분포로 분기부에 유입되고, 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 B와 같이 내벽 쪽으로 원심력이 작용하여 내벽 쪽의 유동속도는 빨라지고, 외벽 쪽에는 재순환영역이 형성된다. 한편, 맥동유동의 경우는 가속시와 감속시 모두 상류주관에서 정상유동의 경우와 달리 완전히 발달된 유동의 속도분포를 가지고 분기부로 유입되고, 분기부를 지나면서 분기관 형상변화 때문에 작용하는 원심력보다는 유동을 계속 지속시키려는 관성력이 더 크게 작용함으로써 정상유동과는 달리 관의 중앙부분에서 속도가 평탄해진다. 이와 같은 분기관내 유

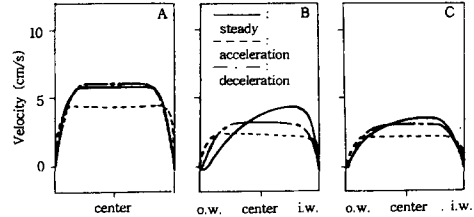


Fig. 8 Velocity profiles in the bifurcated tube for steady and pulsatile flows

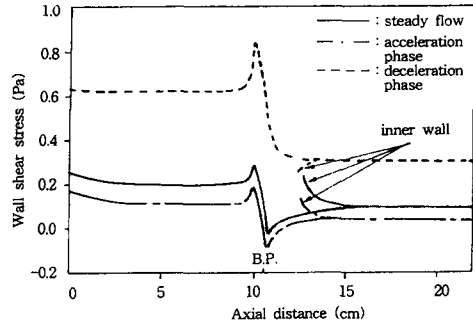


Fig. 9 Wall shear stress distributions in the bifurcated tube of blood for steady and pulsatile flows

동특성은 뉴턴유체인 경우에도 동일하게 나타난다.<sup>(10)</sup> 맥동유동에서 순간속도를 기준한 레이놀즈수가 동일할 때 유동이 감속될 경우의 중앙부 속도분포는 가속될 경우의 속도분포보다 높게 나타남을 알 수 있다. 감속될 경우에는 부압이 작용하여 관성력이 작은 벽면에서 역류가 발생하기 시작하므로 질량보존법칙이 만족되도록 중앙부의 속도는 증가한다.

Fig. 9는 분기각이  $30^\circ$ 이고, 직경비가 1.0일 때 정상유동과 맥동유동시의 분기관 외벽과 내벽을 따르는 벽면전단응력 분포를 나타낸 그림이다. 정상유동상태의 경우 벽면을 따르는 벽면전단응력은 상류주관의 입구에서 속도구배가 크기 때문에 높게 나타난 뒤에 일정한 값을 갖다가 분기부를 만나면서 급격히 상승한 뒤, 분기부를 지나면서 점차 감소하여 일정하게 됨을 알 수 있다. 또한 분기부 근처에서는 내벽 쪽으로 유동이 치우침에 따라 내벽의 전단응력분포가 외벽 쪽의 경우보다 높음을 알 수 있다. 한편, 맥동유동의 가속시의 벽면전단응력은 정상유동의 경우보다 높게 나타나지만 축방향을 따른 변화는 정상유동의 경우와 동일하다. 내벽의 전단응력값은 정상유동의 경우보다 낮게 나타나는데 그 이유는 유동을 계속 증가시키려는 관성력이 크기 때문인 것으로 사료된다. 감속시의 벽면전단



응력분포는 외벽과 내벽에서 동일한 질량유량인 가속시의 경우보다 작은 값을 갖는데, 이는 감속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 때문인 것으로 설명할 수 있다.

5.4 맥동유동에서 분기각과 직경비의 영향

5.4.1 분기각의 영향

직경비 ( $D_{o1}/D_i$ )가 1.0이고 질량유량이 0.0132 kg/s로 동일할 때 분기각의 변화에 따른 혈액의 중심선속도와 압력변화를 각각 Fig. 10과 Fig. 11에 나타내었다. 가속과 감속시 모두 분기각이 커질수록 분기부에서의 유동저항이 증가하여 분기점에 도달되기 전에 상류주관에서의 중심선속도는 낮아지고, 분기부 바로 하류에서 최저속도를 나타내는데, 가속시에는 분기부 바로 하류에서 중심선속도가 크게 감소한다. 분기각이 커짐에 따라 압력손실은 조금 증가하며 가속시와 감속시의 압력차는 분기각이 커질수록 증가한다.

분기각의 변화에 따른 벽면전단응력분포를 Fig.

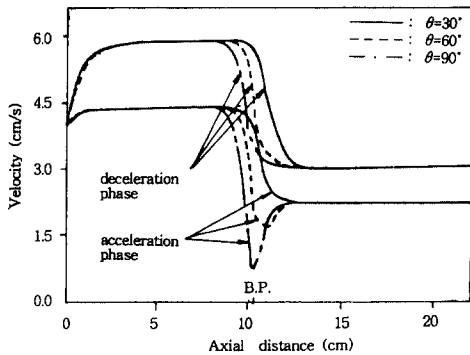


Fig. 10 Effect of the branch angles on the centerline velocity of blood for pulsatile flow

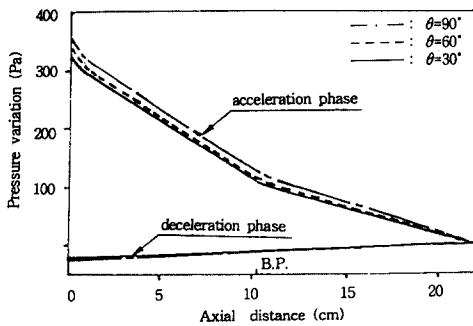
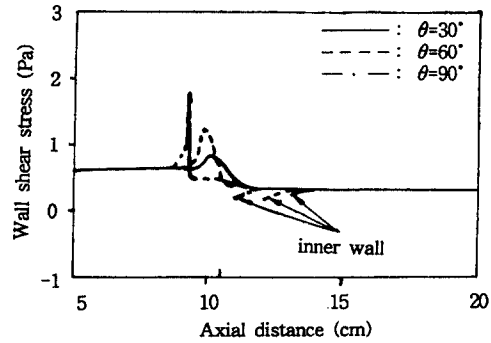
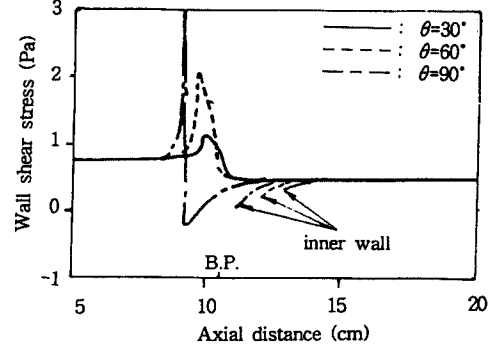


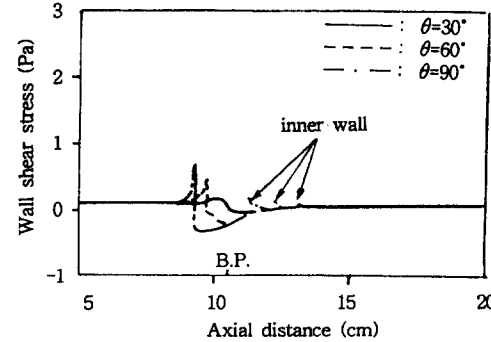
Fig. 11 Effect of the branch angles on the centerline pressure of blood for pulsatile flow



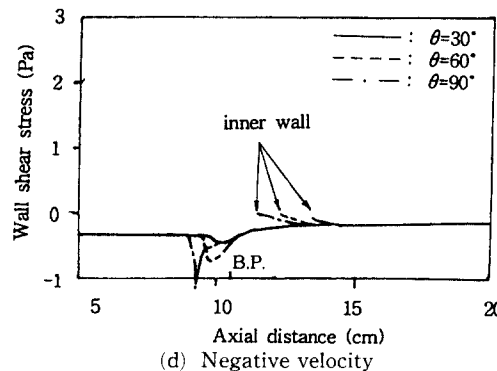
(a) Acceleration phase



(b) Peak velocity



(c) Deceleration phase



(d) Negative velocity

Fig. 12 Effect of the branch angles on the wall shear stress distributions of blood for pulsatile flow

12에 나타내었다. 분기부 상류에서는 외벽을 따라 벽면전단응력이 일정한 분포를 보이다가 분기부를 만나 급격히 상승한 뒤 분기관의 외벽을 따라 점차 감소하여 일정한 분포를 나타내고 있음을 알 수 있다. 가속시의 벽면전단응력은 분기각이 증가함에 따라 분기부 부근에서 훨씬 급격하게 변화되고, 감속시에는 분기각이 증가함에 따라 음의 전단응력값이 더욱 커진다. 분기각이 커질수록 벽면전단응력이 갑자기 증가하는 지점은 상류주관쪽으로 옮겨가는 현상을 볼 수 있는데 이는 분기관의 기하학적 형상으로 설명할 수 있다. 상류주관의 축대칭선과 하류분기관의 축대칭선이 만나는 곳인 분기점을 고정한 채로 분기각을 증가시키면 외벽 쪽의 분기되는 지점이 상류 쪽으로 옮겨지게 되고, 내벽 쪽은 하류지점으로 옮겨지게 된다. 주어진 분기각에서 가속 후 최대속도에 도달될 때 벽면전단응력은 최대가 된다. 또한, 최대치는 분기각이 90°일 때 나타난다. 분기각이 증가하면 가속 이후의 재순환영역은 최대속도에서 가장 크게 나타난 뒤 조금씩 감소하게 된다. 감속시에 분기각이 90°인 경우는 외벽에 재순환영역이 크게 형성되었기 때문에 분기각이 30° 및 60°인 경우보다 외벽을 따르는 전단응력의 값이 급격히 음의 값으로 떨어진다. 또한, 분기각이 증가할 때 내벽 쪽의 전단응력분포는 외벽처럼 급격한 상승은 없다. 분기부 이외의 부위에서 맥동유동의 한 주기당 경험하는 벽면전단응력의 변화보다 분기부하류 외벽의 전단응력변화가 훨씬 크게 나타난다.

분기각의 영향에 관한 결과는 혈관이식 수술시 혈관의 접합각도가 접합부의 속도 및 응력분포에 미치는 영향을 예측하는데 이용될 수 있다. 혈관이식 수술에서 중요시되는 벽면 전단응력의 크기와 한 주기당 응력의 변화를 고찰해 볼 때 분기각이 크면 클수록 접합부의 벽면응력이 크게 변하여 혈관세포에 좋지 않은 영향을 미칠 수 있음을 예측할 수 있다.

5.4.2 직경비의 영향

분기각이 30°인 분기관에서 질량유량이 0.0132 kg/s로 동일할 때 상류주관과 분기관의 직경비 변화에 따른 혈액의 중심선 속도와 압력변화를 각각 Fig. 13과 Fig. 14에 나타내었다. 직경비에 무관하게 맥동유동의 가속시와 감속시에는 유동이 상류주관에서 완전히 발달된 상태로 분기부에 유입됨을

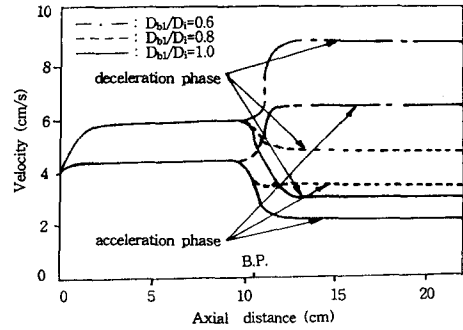


Fig. 13 Effect of the diameter ratios on the center-line velocity of blood for pulsatile flow

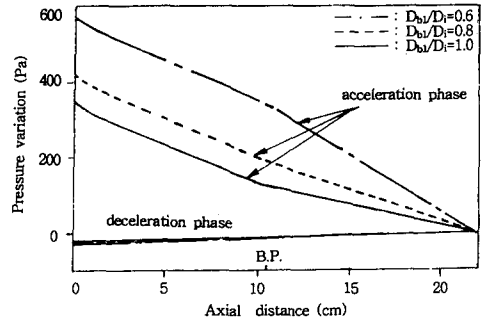


Fig. 14 Effect of the diameter ratios on the center-line pressure of blood for pulsatile flow

알 수 있다. 그러나 분기부를 지나면서 직경비에 따라 중심선 속도는 급격히 변한다. 직경비가 작아질수록 하류분기관에서의 중심선속도는 크게 나타난다. 특히, 직경비가 0.6인 경우의 하류분기관에서는 중심선상의 속도가 상류 주관의 속도보다 크게 나타난다. 분기각이 증가할 때의 압력변화는 맥동유동특성이 분기관 형상변화에 의한 영향보다 크게 나타나는데 반하여, 직경비의 영향은 맥동유동특성의 영향보다 크게 나타남을 알 수 있다. 가속시의 압력변화를 살펴보면 상류주관에서의 압력구배는 직경비에 관계 없이 동일하게 나타나지만, 하류 분기관에서는 직경비가 작아질수록 압력구배가 증가한다. 감속시의 압력손실은 가속시의 경우보다 작게 나타날 뿐만 아니라 경향도 반대로 나타난다. 맥동유동의 감속시는 직경비가 작아질수록 부압이 조금 크게 발생함을 알 수 있다.

Fig. 15는 직경비 변화에 따른 벽면전단응력분포를 나타낸 그림이다. 분기각이 증가할 때와 마찬가지로 직경비가 작아질수록 분기관 하류 외벽의 벽면전단응력과 내벽의 벽면전단응력은 점점 크게 나타난다. 직경비가 1.0에서 0.8로 작아지는 경우보

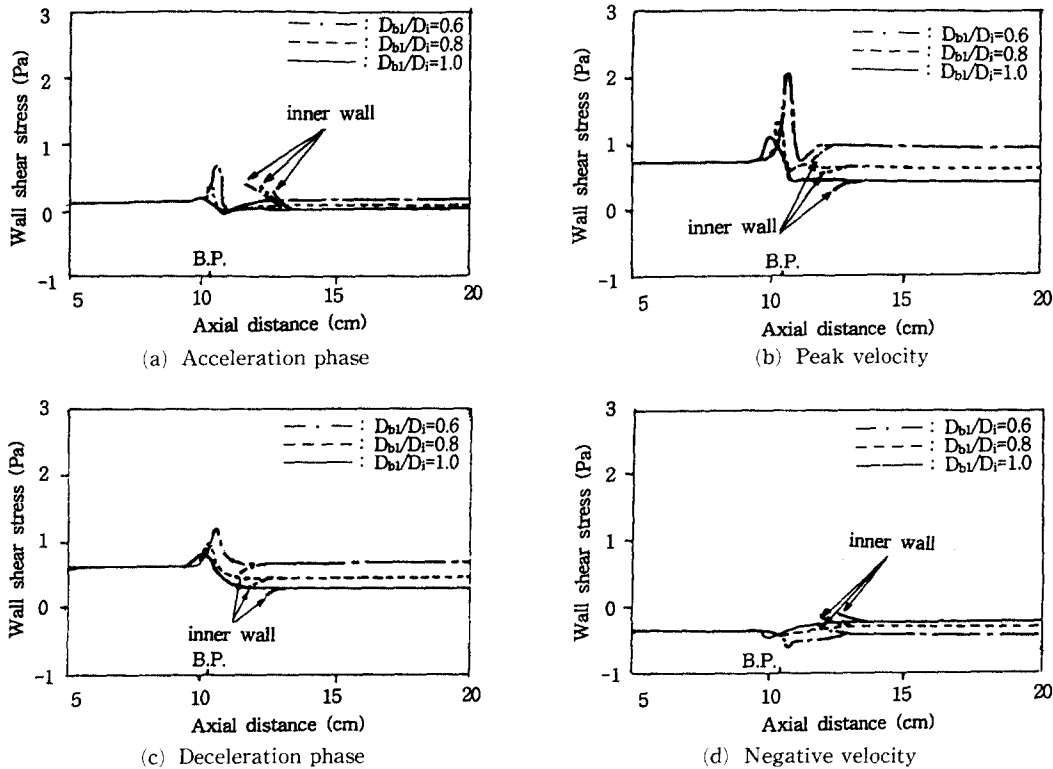


Fig. 15 Effect of the diameter ratios on the wall shear stress distributions of blood for pulsatile flow

다 0.8에서 0.6으로 작아지는 경우의 벽면전단응력은 더 크게 증가한다.

맥동유동에서 가속-최대치-감속-최저치-가속의 한 주기동안 벽면전단응력이 변화하는 크기를 고찰해 보면 직경비가 작을수록 응력의 변화폭이 더욱 커지는 것을 알 수 있다. 상류주관에 대한 분기관의 크기가 작을수록 분기부 하류의 벽면전단응력은 증가하며, 분기부 부근에서 복잡한 응력변화를 나타낸다. 이 현상은 인체내에서 혈관을 이식수술할 때 혈관크기의 중요성을 보여주는 중요한 예이며, 벽면전단응력이 어느 한계를 넘어서면 내·외벽면의 세포가 손상되고, 협착이 발생하는 의학적 현상이 발생된다. 혈관 크기의 불일치로 나타나는 협착 현상은 혈관이식수술을 다시 반복해야 하는 큰 부담을 초래한다. 이런 점에서 혈관의 직경비 영향의 의공학적으로 중요한 의미를 가진다.

### 5. 결 론

분기관내 뉴턴유체와 혈액과 같은 비뉴턴유체의

정상유동과 맥동유동 현상을 실험과 수치해석으로 연구하였다. 실험결과와 수치해석결과는 대체적으로 잘 일치하며, 다음과 같은 몇가지 결론을 얻었다.

(1) 혈액의 정상유동은 분기부를 지나면서 유동이 분기부의 내벽 쪽으로 치우치게 되어 내벽 쪽에서 전단율이 증가되고 최대전단응력은 분기관 내벽의 시작점 부근에서 나타난다. 한편, 맥동유동의 가속시에는 벽면에서 유동의 박리현상이 나타나지 않으며, 감속될 경우의 속도분포가 가속될 경우의 속도분포보다 높고, 감속의 경우 외벽에 역류영역이 생성된다.

(2) 뉴턴유체와 혈액의 맥동유동에서 가속시의 벽면전단응력분포는 외벽과 내벽에서 감속시의 응력분포보다 크게 나타난다. 속도파형에서 음의 값으로 최저속도인 경우에는 상류 주관의 벽 쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입하며, 분기부 하류에서도 전체적으로 벽면전단응력이 음의 값을 나타낸다. 상류 주관과 분기관에서 모두 맥동유동의 한 주기당 벽면전단응력의 변화는 혈액이 뉴턴유체보

다 더 크게 나타난다.

(3) 혈액의 맥동유동에서 분기각이 증가할수록 분기점에 도달되기 전에 상류주관의 중심선 속도는 감소되고, 분기부 바로 하류에서 최저속도를 나타낸다. 또한, 가속시와 감속시의 압력차는 분기각이 커질수록 증가한다. 분기각이 증가할 때 내벽 쪽의 벽면전단응력은 크게 변하지 않지만 분기부의 외벽 쪽에서 전단응력은 가속시와 최대속도시 대단히 급격히 변한다. 분기부 이외의 부위에서 한 주기당 변하는 벽면전단응력보다 분기부 하류 외벽의 전단응력 변화가 크게 나타난다.

(4) 혈액의 맥동유동에서 상류주관에 대한 분기관의 직경비가 작아질수록 분기부 하류에서 가속시 중심선속도와 감속시 중심선속도의 차는 증가하고 압력차 역시 증가하며 벽면전단응력차도 증가한다. 맥동유동에서 한 주기당 벽면전단응력의 변화는 직경비가 작을수록 더욱 크게 증가한다.

## 후 기

이 논문은 1995년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

## 참고문헌

- (1) Nichols, W. W. and O'Rourke, M. F., 1990, *McDonalds' Blood Flow in Arteries*, 3rd Ed., Lea & Febiger, Philadelphia.
- (2) 박길문, 1987, 정사각단면덕트 입구구역에서의 층류 비정상유동특성, 고려대학교 박사학위논문.
- (3) Perktold, K., Michel, R. and Peter, R. O., 1991, "Three-Dimensional Numerical Analysis of Pulsatile Flow and Wall Shear Stress in the Carotid Bifurcation," *J. of Biomechanics*, Vol. 24, No. 6, pp. 409~420.
- (4) Milnor, W. R., 1989, *Hemodynamics*, 2nd Ed., Williams & Wilkins, London, pp. 51~57.
- (5) Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K. and Glasgow, S., 1985, "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation: Positive Correlation between Plaque Location and Low and Oscillating Shear Stress," *Atherosclerosis*, Vol. 5, pp. 293~302.
- (6) Nazemi, M., Kleinstreuer, C. and Archie, J. P., 1990, "Pulsatile Two-Dimensional Flow and Plaque Formation in a Carotid Artery Bifurcation," *J. of Biomechanics*, Vol. 23, pp. 1031~1037.
- (7) Liepsch, D. and Moravec, S., 1983, "Flow Investigation in a Model of a Three Dimensional Human Artery with Newtonian and Non-Newtonian Fluids(Part 1)," *Biorheology*, Vol. 20, pp. 745.
- (8) Cho, Y. I., Back, L. H. and Crawford, D. W., 1985, "Experimental Investigation of Branch Flow Ratio, Angle and Reynolds Number Effects on the Pressure and Flow Fields in Arterial Branch Models", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 107, pp. 257~267.
- (9) 서상호, 유상신, 노형운, 1994, "뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대한 분기관 유동의 수치해석," 대한기계학회논문집, 제18권, 제10호, pp. 2762~2772.
- (10) Banerjee, R. K., 1992, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University.
- (11) 유상신, 서상호, 장남일, 1994, "인체혈액의 구성방정식에 관한 비교연구," 한국유변학회논문집, 제7권, 제1호, pp. 157~164.
- (12) Stone, H. L., 1968, "Iterative Solution of Implicit Approximations of Multi-dimensional Partial Differential Equations", *SIAM J. Numer. Anal.*, Vol. 5, No. 3, pp. 530~558.
- (13) Lutz, R. J., Hsu, L., Menawat, A. Zrubek, J. and Edwards, K., 1983, "Comparison of Steady and Pulsatile Flow in a Double Branching Arterial Model", *J. Biomechanics*, Vol. 16, pp. 753~766.
- (14) Boesiger, P., Maier, S., Liu, K. and Meier, D., 1990, "Quantification and Cine Magnetic Resonance Imaging of the Human Blood", *First World Congress of Biomechanics*, La Jolla, CA, August 30~September 4.
- (15) Caro, C. G. and Nerem, R. M., 1973, "Transport of C-40-Cholesterol between Serum and Wall in the Perfused Dog Common Carotid Artery", *Circ. Res.*, Vol. 24, pp. 187~204.

- (16) Fry, D. L., 1973, "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors in Atherogenesis: Initiating Factors", *A Ciba Foundation Symp.*, Vol. 12, pp. 187~204.