

이중 분지관내 혈액 및 혈액대용유체의 3차원 유동해석

서상호·유상신*·노형운

= Abstract =

3-D Flow Analysis of Blood and Blood Substitutes in a Double Branching Model

Sang Ho Suh, Sang Sin Yoo*, and Hyung Woon Roh

The three-dimensional flow analysis using the finite volume method is presented to compare the steady flow characteristics of blood with those of blood substitutes such as water and aqueous polymer solution in an idealized double branching model. The model is used to simulate the region of the abdominal aorta near the celiac and superior mesenteric branches. Apparent viscosities of blood and the aqueous Separan solution are represented as a function of shear rate by the Carreau model. Water and aqueous Separan AP-273 500wppm solution are frequently used as blood substitutes in vitro experiments. Water is a typical Newtonian fluid and blood and Separan solution are non-Newtonian fluids. Flow phenomena such as velocity distribution, pressure variation and wall shear stress distribution of water, blood and polymer solution are quite different due to differences of the rheological characteristics of fluids. Flow phenomena of polymer solution are qualitatively similar to those of blood but the phenomena of water are quite different from those of blood and polymer solution. It is recommended that a non-Newtonian fluid which exhibits very similar rheological behavior to blood be used in vitro experiments. A non-Newtonian fluid whose rheological characteristics are very similar to those of blood should be used to obtain the meaningful hemodynamic data for blood flow in vitro experiment and by numerical analysis

Key words : Double Branching Tube(이중분지관), Blood Substitutes(혈액대용유체), 3-D Flow(3차원 유동), Steady Flow(정상유동), Wall Shear Stress(벽면 전단응력)

서 론

인체의 혈관 내벽에는 혈류학적 및 생화학적 원인으로 인하여 협착(stenosis)현상이 발생되는데 이 현상은 특히, 복부대동맥, 대퇴동맥, 장골동맥, 경동맥 등 동맥 혈관의 분지부와 만곡부 주위에 많이 발생된다. 혈관내 협착의 발생원인을 규명하기 위한 혈류역학의 실험 및 수치적 연구가 활발히 진행되어 온 결과 협착발생의 병적원인에 대한 여러가지 가설이 제시되고 있다. Fox와 Hugh[1]는 in vitro 실험장치에서 알루미늄 추적입자를 이용한 유동

가시화 실험을 통해 동맥경화성 죽종의 형성은 국소 유동 박리(flow separation)에 기인하는 것으로 추론하였고, Keller[2]는 물질전달 및 화학반응에 초점을 두어 유동박리에 의한 동맥경화성 죽종의 발생을 설명하고 있다. 유동박리를 근거로 한 이론과 함께 많은 학자들은 혈관내 특정부위에서 동맥경화증이 유발되는 주된 원인으로 벽면 전단응력(wall shear stress)을 고려하고 있다. Caro 등 [3]은 저전단응력(low shear stress)이론을 제시한 바 있고, 이와는 대조적으로 Fry[4]는 개를 대상으로 한 in vivo 실험을 통하여 죽종형성이 흔히 발견되는 곳은 내피

송실대학교 기계공학과

Department of Mechanical Engineering, Soong Sil University

*한국항공대 기계설계학과

*Department of Mechanical Engineering & Design, Hankuk Aviation University

이 논문은 1996년도 송실대학교 교내학술연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 서상호, (156-743) 서울시 동작구 상도 5동 1-1, Tel. 820-0658, Fax. 821-6758

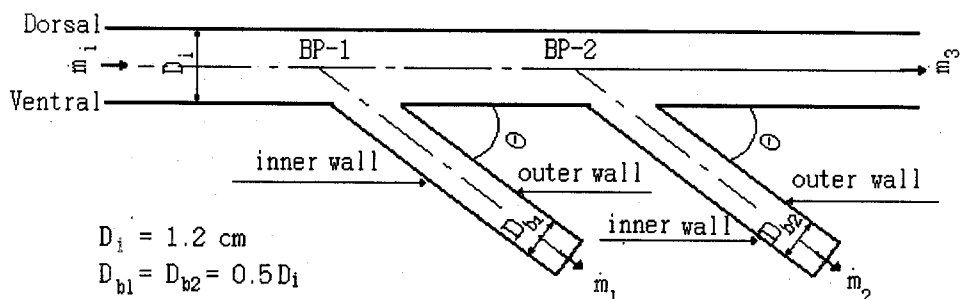


그림 1. 3차원 유동해석을 위하여 이상화 시킨 이중분지관의 기하학적 형상
 Fig. 1. Idealized geometry of the double branching model for 3-D flow analysis

세포가 손상을 입는 부위임을 고려하여 고전단응력(high shear stress)가설을 발표하였다. 그러나, 현재까지는 어느 혈류학적 가설도 협착발생의 기전을 완전하게 설명하지 못하고 있다.

분지혈관의 기하학적 형상을 단일 분지부로 구성된 분지관으로 단순화시켜서 분지부에서의 유체거동을 고찰하는 위한 실험 및 수치적 연구결과가 많이 발표되어 있다. Lipsch등[5-6]은 분지각이 90°인 분지관에 뉴턴유체와 비뉴턴유체가 유동하는 현상을 수치해석하였고, Cho 등[7]은 분지관의 유량, 분지각, 레이놀즈수의 변화가 유동장에 미치는 영향에 대하여 실험적으로 연구하였다. 뉴턴유체가 단일 분지관속을 흐르는 경우에 대한 실험 및 수치해석적 연구결과는 Milnor[8]와 Nichols등[9]의 저서에 종합적으로 잘 정리되어 있다.

동맥혈관은 혈류방향으로 많은 분지부를 가지는 특징이 있는데 분지부가 연속적으로 나타나는 다중 분지관의 경우에는 분지관내 혈류특성이 주변에 있는 분지관유동의 영향을 받게 된다. Lutz등[10]은 개의 동맥혈관계통에서 복강분지관(celiac branch)와 장간막분지관(mesenteric branch)의 이중 분지관을 이상화한 모델에서 물을 사용한 정상 및 맥동 유동(pulsatile flow) 실험연구를 수행하여 두 분지관의 유량비 변화에 따른 유동파리와 역류를 관찰하고 전단율의 변화를 검토하였다. 지금까지 발표된 연구결과들은 혈액을 뉴턴유체로 간주한 혈관내 유동특성에 관한 연구가 대부분이며 혈액대용유체로써 비뉴턴유체를 사용한 연구는 많지 않다. 혈액은 수많은 혈구를 포함하고 있는 유체이어서 동맥혈관속을 유동할 때는 비뉴턴유체로 취급되어야 한다는 연구결과[11]가 발표되어 있고, 비뉴턴유체의 유동거동이 뉴턴유체의 거동과 크게 다르다는 사실이 확인되어 있으므로 분지관이 연속으로 나타나는 이중분지관내 혈류의 특성을 비뉴턴유체의 구성방정식을 이용하여 예측하는 연구가 요구되고 있다.

본 연구에서는 이중분지관을 갖는 관유동에서 혈액과 혈액대용유체의 3차원 정상유동을 수치해석하여 사용된 유체의 유변학적 특성(rheological property)이 압력변화

와 전단응력분포에 미치는 영향을 구하고자 한다. 본 연구에서는 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 혈액과 폴리머 수용액의 정상유동특성을 비교·검토함으로써 이중분지관 내 in vitro 실험에 사용되는 유체의 유변학적 특성이 이중분지관 유동특성에 미치는 영향을 고찰하고, 인체내 동맥혈관 유동장에서 혈류의 역할을 규명하기 위한 생체유체공학 연구의 기초자료로 활용하고자 한다.

이중분지관 모델

인체의 동맥혈관중 흉부 대동맥으로부터 장골 대동맥으로 이어지는 혈관에서 복강 분지관과 장간막 분지관으로 분지되는 부분을 이상화시킨 모델은 Fig. 1과 같다. 두개의 분지부가 연속으로 나타나는 이 영역은 인체내 대표적인 이중 분지관으로 알려져 있다. Fig. 1은 지름 D_i 가 1.2 cm인 상류 주관으로부터 지름이 각각 $D_{b1}=0.5 D_i$ 와 $D_{b2}=0.5 D_i$ 인 두개의 하류 분지관으로 분지각 θ 를 이루면서 분지되는 경우의 기하학적 형상을 나타낸다. 이때 복강분지관을 나타내는 제 1 분지관과 장간막 분지관을 나타내는 제 2 분지관의 분지각 θ 를 모두 45°로 하고, 두 분지관 사이의 거리는 상류 주관 지름의 3배로 하였다. 또한, 그림에서 m_1 , m_2 , m_3 , 그리고 m_3 는 각각 상류주관, 제 1 분지관, 제 2 분지관, 그리고 하류주관의 질량 유량을 나타낸다. 제 1분지관과 제 2 분지관을 통해 나가는 질량유량 m_2 와 m_3 는 각각 상류주관 유량의 20%와 10%가 되도록 하였다[10].

이중 분지관내 유동해석

1. 전단율과 점성계수의 관계

문헌에 발표된 실험자료에 의하면 혈액과 폴리머수용액의 겔보기점성계수는 전단율에 따라 그 값이 다르게 나타난다[9,11]. 문헌에 발표된 물, 혈액 그리고 비뉴턴유체인 Separan AP-273 500wppm 수용액의 겔보기점성계

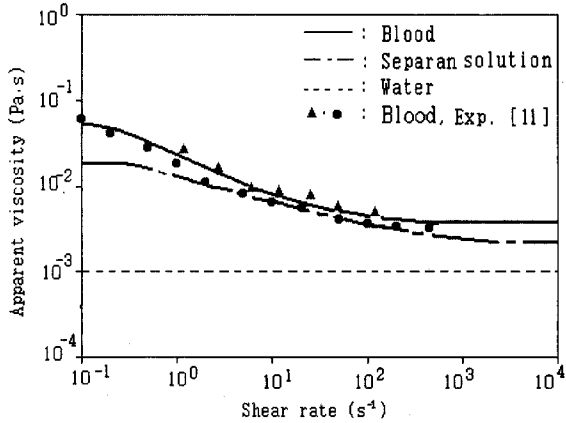


그림 2. 물, 혈액 그리고 Separan 수용액에 대한 전단율과 겔 보기점성계수의 관계
 Fig. 2. Apparent viscosity versus shear rate for water, blood, and aqueous Separan solution

수를 종합해 보면 Fig. 2와 같다. 그림에서 혈액과 Separan 수용액의 겔보기 점성계수는 전단율의 함수로 나타나며 혈액과 Separan 수용액의 점성계수가 뉴턴유체인 물보다 큰 것을 알 수 있다. 물의 점성계수는 전단율의 크기에 관계없이 0.001 Pa·s로 일정한 값을 나타내는 반면에 혈액과 폴리머 수용액은 전단율이 증가함에 따라 겔보기 점성계수가 감소하는 비뉴턴유체의 특성을 나타내고 있다. Separan 수용액의 겔보기점성계수는 비뉴턴유체의 특성을 나타내는 전단율영역에서 혈액과 거의 같은 크기의 값을 나타내며 전단율의 변화에 대해서도 유사한 경향을 나타내기 때문에 in vitro 실험에서 혈액대용유체로 많이 사용된다. 물과 Separan 수용액을 사용하여 in vitro 유동실험을 수행하면 혈액대용유체로 사용되는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성을 구분할 수 있다.

혈액의 겔보기점성계수는 적혈구, 백혈구, 혈소판 등의 농도를 고려하여 구성방정식을 결정하는 방법[12]과 in vitro 실험에서 측정된 결과를 구성방정식으로 나타내는 방법[11]이 발표되어 있다. 본 연구에서는 수치해석을 위하여 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 겔보기점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 많은 구성방정식 중에서 방정식의 형태가 단순하고 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 식 (1)과 같은 Carreau 모델 [13]을 이용하였다.

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

윗 식에서 η_0 는 영전단율(zero-shear-rate) 점성계수, η_{∞} 는 무한전단율(infinite-shear-rate) 점성계수, λ 는 특성 시간, $\dot{\gamma}$ 는 전단율, 그리고 n 은 특성상수이다. 본 연구에서 사용된 유체의 밀도와 유변학적 파라미터들은 Table 1과 같다. Separan 수용액과 혈액의 파라미터들은 각각

표 1. 작동유체의 밀도와 유변학적인 값
 Table 1. Density and rheological values of working fluids

Fluid	$\rho(kg/m^3)$	Rheological model	Rheological values
Water	1000	Newtonian	$\eta_0 = 0.001 Pa \cdot s$
Separan 500wppm solution	1000	Carreau	$\eta_0 = 0.018 Pa \cdot s$ $\eta_{\infty} = 0.0016 Pa \cdot s$ $\lambda = 2.5 s$ $n = 0.62$
Blood	1050	Carreau	$\eta_0 = 0.056 Pa \cdot s$ $\eta_{\infty} = 0.00345 a \cdot s$ $\lambda = 3.313 s$ $n = 0.356$

참고문헌 [11]과 [14]의 값을 이용하였다. 유변학적 특성을 고찰해 보면 혈액의 무한전단율점성계수는 물의 점성계수보다 3.45배 크지만 전단율이 낮은 영역에서 혈액의 점성계수는 물의 값보다 급격히 증가하여 전단율이 아주 낮은 영역($\dot{\gamma} = 10 s^{-1}$)에서 혈액의 점성계수는 물의 점성계수보다 56배나 크게 나타난다. 혈액 및 Separan 수용액과 같이 전단율이 낮은 영역에서 점성계수가 급격히 증가하는 유체는 관내유동에서 길이 방향의 압력강하와 속도분포에 크게 영향을 받게 된다.

2. 지배방정식

뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 혈액 및 Separan 수용액의 이중분지관내 정상유동을 수치해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 표현하면 다음과 같다.

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

$$\rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (3)$$

윗 식에서 u_i 와 τ_{ij} 는 각각 속도벡터 및 전단응력텐서이고, p 는 압력을 나타낸다. 식 (3)을 수치해석하기 위해서는 전단응력텐서 τ_{ij} 를 전단율텐서의 함수로 표현할 수 있는 구성방정식이 필요하다. 비뉴턴유체유동의 해석에서는 전단응력텐서 τ_{ij} 를 식 (4)와 같이 전단율의 함수로 나타낼 수 있다.

$$\tau_{ij} = \eta \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

유변학적 성질을 나타내는 η 의 값은 식 (1)로 나타내는 구성방정식을 이용한다.

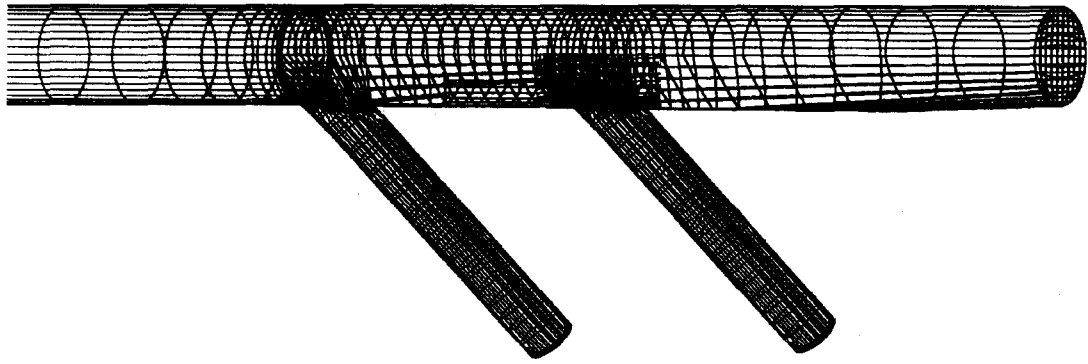


그림 3. 이중분지관 모델의 3차원 격자계
Fig. 3. Three-dimensional mesh for the double branching model

3. 수치해석방법

이중분지관내 정상유동을 효과적으로 수치해석하기 위하여 경계밀착좌표계를 사용하였다. 이때 이중분지관에 대한 3차원 격자계는 Fig. 3과 같다. 이중분지관내 혈액과 혈액대용유체의 유동을 해석하기 위한 지배방정식은 유한체적법(FVM)을 이용하여 비엇물림격자(non-staggered grid)계에 대한 일반화된 이산화방정식으로 나타낼 수 있다.

본 연구에서 적용한 비엇물림 격자계에서는 운동량방정식의 속도성분 u_i 와 압력 p 를 같은 격자점에서 계산한다. 이 격자계는 이산화방정식을 단순화시킬 뿐만 아니라 컴퓨터 기억공간을 크게 줄일 수 있다. 그러나, 비엇물림격자계를 사용하면 압력과 속도계산시 chequerboard oscillation 현상이 발생하므로 본 논문에서는 Rhie-Chow[15] 알고리즘을 적용하여 이 문제를 극복하였다.

운동량방정식의 대류항처리는 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 사용하였고, SIMPLE-C 알고리즘을 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하여 운동량방정식의 압력항을 처리하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를 적용하였다. 수치해를 구하기 위하여 이산화방정식은 STONE 반복법[16]을 적용하였다. 수렴조건은 속도에 대한 상대 오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였고, 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation IPC이다.

결과 및 고찰

1. 실험결과와 수치해석 결과의 비교

수치해석 결과의 검증을 위하여 먼저 Lutz등[10]에 의

한 LDA 실험결과와 비교하였다. LDA를 이용하여 측정된 이중분지관내 정상유동의 속도분포와 본 연구에서 수치해석으로 구한 결과를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4의 위 그림은 분지부를 포함한 단면이 나타나도록 한 경우이고, 아래 그림은 이중분지관을 90° 회전시켜 본 경우의 속도분포이다. 실험과 수치해석에서 사용된 유체는 물이고, 수치해석시 입구의 평균레이놀즈수는 실험과 같도록 하기 위하여 모두 1000으로 하였다. 그림에서 기호 ●으로 나타난 것은 LDA로 측정된 축방향속도값이고 실선은 수치해석으로 구한 결과이다. 주관, 제 1 분지관 및 제 2 분지관으로 통과하는 유량의 비는 7:2:1로 하여 실험과 같도록 하였다.

상류주관에서 완전히 발달되어 포물선 형태로 된 속도분포는 제 1 분지부를 만남으로 인해 유동의 최대속도 위치는 복부(ventral)가까운 위치에 나타나고, 제 2 분지부를 지나면서 최대속도 위치는 더욱 복부쪽 가까운 곳에 나타남을 알 수 있다. 또한 이중분지관을 90° 회전시켜 본 경우의 속도분포를 살펴보면 대체적으로 포물선형태를 나

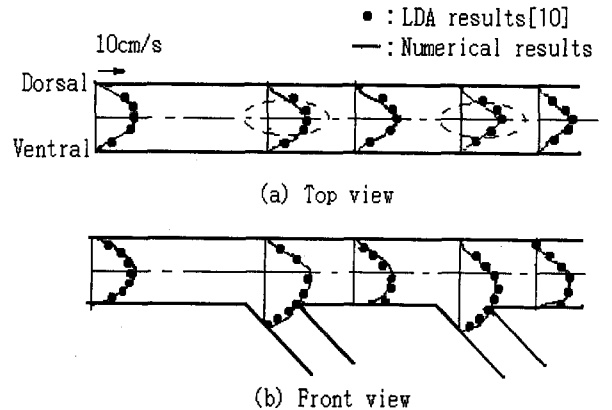


그림 4. 이중분지관내 정상유동의 축방향 속도분포
Fig. 4. Axial velocity profiles along the double branching model for steady flow

타내고 있다. 축방향속도에 대한 수치해석결과와 실험결과를 비교해 보면 서로 잘 일치하고 있음을 알 수 있다.

2. 속도 및 압력변화

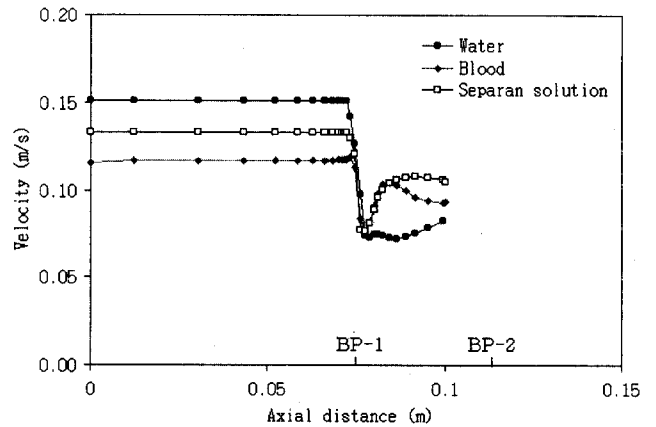
홍부대동맥으로부터 장골대퇴동맥으로 이어지는 혈관에서 복강 분지관과 장간막으로 분지되는 부분의 레이놀즈수는 약 300으로 알려져 있다[8,9]. 혈액의 무한전단율 점성계수를 기준으로 한 혈액의 레이놀즈수 ($\rho U_m D_s / \eta_{\infty}$)를 이용하여 이중분지관에 유입되는 평균속도를 계산하여 보면 7.84 cm/s이다. 유변학적 성질이 다른 유체의 이중분지관내 유동특성을 상대적으로 비교하기 위하여 입구에서 평균속도가 동일하도록 기준을 설정하였다. 따라서, 본 연구에서는 물과 혈액, 그리고 Separan 수용액이 모두 동일한 크기의 평균속도인 7.84 cm/s로 유입되게 하였다. 이중분지관에서 입구유동조건이 완전히 발달된 정상유동일 때 3차원 수치해석으로 구한 물과 혈액, 그리고 Separan 수용액의 제 1 분지관과 제 2 분지관의 중심선상의 속도변화를 Fig. 5 (a)와 (b)에 나타내었다. 그림에서 BP-1과 BP-2는 각각 상류주관으로부터 제 1 분지관과 제 2 분지관이 분지되는 분지점(bifurcation point)을 나타낸다.

뉴턴유체인 물의 경우에는 상류주관에서 중심선속도가 일정하게 유지되다가, 유동이 분지관으로 나뉘어지면서 주관의 중심선 속도는 감소된 후에 하류로 진행되면서 완전히 발달된 유동상태로 된다. Fig. 5(a)에서와 같이 제 1 분지관으로 유입된 유동의 중심선속도는 분지부 근방에서 급격히 감소하여 최소치에 도달하였다가 서서히 증가한다. 제 2 분지관으로 유입된 유동 역시 제 1 분지관에서와 유사한 경향을 보이고 있으나, 제 1 분지관을 지난 후 제 1 분지관으로 빠져나가기 때문에 주관의 최대 속도위치는 하류로 진행하면서 점점 더 복부 가까운 곳으로 치우치게 된다. 이런 현상으로 Fig. 5(b)와 같이 중심선속도가 서서히 감소하면서 제 2 분지관으로 유입된다. 제 2 분지관의 유량은 제 1 분지관유량의 50% 밖에 되지 않으므로 제 1 분지관과 주관보다도 더욱 급격히 감소된 후에 서서히 증가됨을 Fig. 5(b)에서 볼 수 있다.

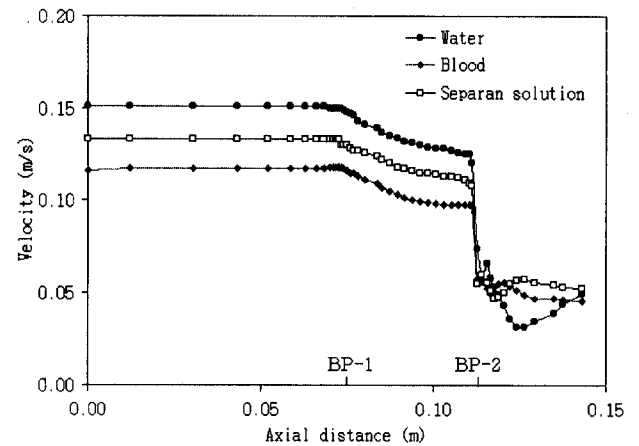
Fig. 5(a)에서 제 1 분지관으로 유입된 혈액유동을 살펴보면, 분지부의 영향이 뉴턴유체인 물의 경우와는 다르게 나타남을 알 수 있다. 혈액은 제 1 분지관을 통해 유동하면서 속도가 약간 감소한 후에 뉴턴유체인 물에 비해 상대적으로 짧은 거리이내에서 증가하였다가 다시 서서히 감소하면서 분지부의 하류로 진행한다. 혈액대용유체로써 유변학적 성질이 혈액과 유사한 Separan 수용액의 유동특성을 혈액과 비교해 보면 상류주관에서는 혈액의 중심선 속도보다 높게 나타나지만, 혈액의 유동특성과 유사한 경향을 나타낸다. 혈액의 중심선속도가 Separan 수용액

보다 낮은 이유는 Table 1에서 보는 바와 같이 혈액의 유동지수 n 값이 Separan 수용액의 경우보다 작기 때문이다. 혈액은 Separan 수용액보다 비뉴턴유체의 특성이 더 강하므로 혈액의 반경방향 속도분포가 Separan 수용액보다 평탄해지는 것으로 분석된다.

제 1 분지관과 제 2 분지관에서 유체들의 속도회복 현상을 살펴 보면, 제 1 분지부에서 혈액과 Separan 수용액의 중심선 속도는 물의 중심선 속도보다 급격히 감소하여 최소치에 이른후 곧 회복되며, Separan 수용액은 혈액보다 빨리 발달된 상태에 접근하고 있음을 알 수 있다. 물은 비뉴턴유체인 두 유체보다 속도회복의 길이가 훨씬 길다. Fig. 5 (b)에서 보듯이 제 2 분지관에서 혈액과 Separan 수용액은 분지부를 지나면서 속도가 급격히 감



(a) The first daughter branch



(b) The second daughter branch

그림 5. 이중분지관 모델에서 정상유동의 중심선 속도
Fig. 5. Centerline velocities for steady flow in the double branching model

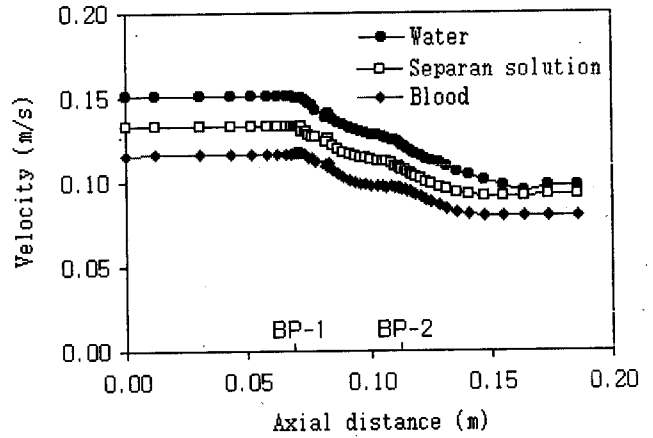
소하였다가 곧 증가하며 서서히 발달된 유동으로 접근해 가고 있다. 물, 혈액 그리고 Separan 수용액은 유변학적 특성이 다르기 때문에 유동통로가 급격히 변하는 제 1 분지관과 제 2 분지관에서 속도의 변화경향이 각각 다른 것을 알 수 있다.

주관의 입구로부터 출구까지 물, 혈액 및 Separan 수용액의 중심선상의 속도변화와 압력변화를 각각 Fig. 6 (a)와 (b)에 나타내었다. 물, 혈액, 그리고 Separan 수용액은 상류주관에서 중심선속도가 일정하게 유지되다가, 유동이 분지관으로 나뉘어지면서 주관의 중심선 속도는 점차 감소하게 된다. 혈액과 Separan 수용액의 중심선 속도는 물의 속도보다 낮게 나타나고 비뉴턴유체중에서 혈액은 Separan 수용액보다 비뉴턴유체의 특성이 더 강하므로 혈액의 중심선속도는 더 낮게 나타난다.

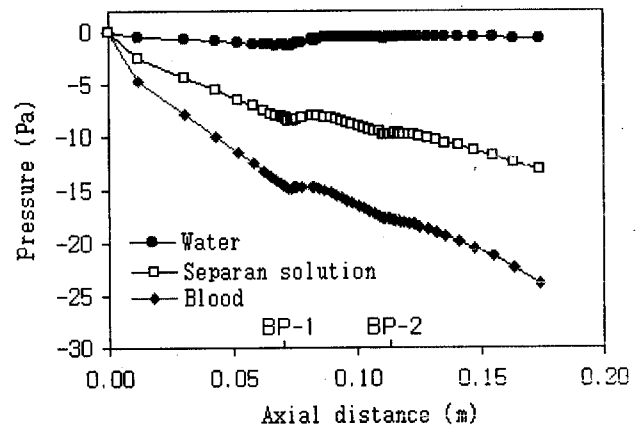
혈액과 Separan 수용액의 압력강하는 물보다 크게 나타남을 Fig. 6에서 볼 수 있는데, 이것은 단순 분지관내 혈액유동에 관한 여러 연구[14,17]에서 이미 잘 알려져 있는 바와 같이 혈액 및 폴리머수용액의 겔보기 점성계수가 물보다 훨씬 크기 때문이다. 즉, 혈액과 Separan 수용액의 겔보기 점성계수는 모든 전단율 범위에서 물보다 훨씬 크며 반경방향의 속도분포는 평탄하기 때문에 유동방향으로 압력강하가 더 크게 나타난다. 제 1 분지관과 제 2 분지관에서 유량이 각각 20%와 10%씩 빠져 나가기 때문에 주관을 따라 압력강하의 구배는 완만해짐을 볼 수 있다.

Fig. 5와 Fig. 6의 결과로부터 제 1 분지관과 제 2 분지관에서 물의 중심선속도의 변화가 혈액과 Separan 수용액보다 훨씬 큰 것으로 보아 Lutz등[8]의 실험에서 밝혀진 것처럼 물의 경우는 유동이 외벽쪽으로 치우치고 있음을 알 수 있다. 유동이 외벽쪽으로 치우치게 되면 외벽면에서의 전단율이 증가하게 되고 상대적으로 낮은 전단율을 갖게 되는 내벽쪽에서는 박리 또는 역류가 발생할 수 있다. Fig. 5와 Fig. 6에 나타난 중심선상의 속도변화만을 보고 이를 단정지을 수는 없으므로 관의 반경방향에 따르는 속도분포를 확인해야 한다.

이중분지관에서 반경방향의 속도분포를 검토하기 위하여 물, 혈액 및 Separan 수용액에 대하여 여러 단면으로 나누어 각각 단면의 반경방향의 속도분포를 Fig. 7에 나타내었다. 이때 주관은 다섯 단면을 나타내었고, 제 1 분지관과 제 2 분지관에서는 각각 두 단면을 나타내었다. Fig. 7의 하단에 있는 F와 S는 각각 제 1 분지관(the first daughter branch), 제 2 분지관(the second daughter branch)의 약자이다. 입구인 x_1 단면에서 물의 반경방향 속도분포는 중심선에 대하여 대칭인 속도분포를 나타내지만, 혈액과 Separan 수용액은 물의 속도분포보다 평탄한 속도분포를 나타낸다. 이러한 유동은 제 1 분지관



(a) Centerline velocity



(b) Pressure

그림 6. 이중분지관의 정상유동에서 주관의 축방향 속도와 압력변화

Fig. 6. Centerline velocities and pressure variations along the main vessel for steady flow

을 만나면서 유동의 최대속도위치가 제 1 분지관쪽으로 치우치는 양상을 x_2 단면에서 확인할 수 있다. 제 1 분지부를 지난 후 이런 경향은 x_3 단면에서도 동일하게 나타나지만, 제 1 분지관으로 전체유량의 20%가 빠져나가기 때문에 최대속도의 크기는 줄어든다. 또한, 이런 유동양상은 x_4 단면과 x_5 단면에서 확인할 수 있다. 주관 다섯 단면에서의 속도분포를 검토하여 보면 뉴턴유체인 물의 반경방향 속도분포는 혈액의 반경방향 속도분포와 크게 다른 것으로 나타나지만, 혈액대용유체인 Separan 수용액의 반경방향 속도분포는 혈액과 유사한 경향을 나타낸다. 아홉 단면에서 반경방향 속도분포를 살펴보면 앞 절에서 설명한 바와 같이 뉴턴유체인 물보다 Separan 수용액과 혈액의 중앙부분의 속도분포는 비뉴턴유체의 특성으

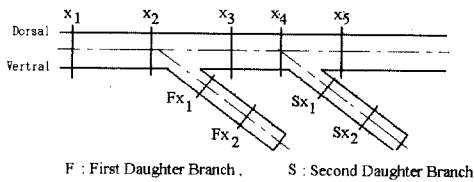
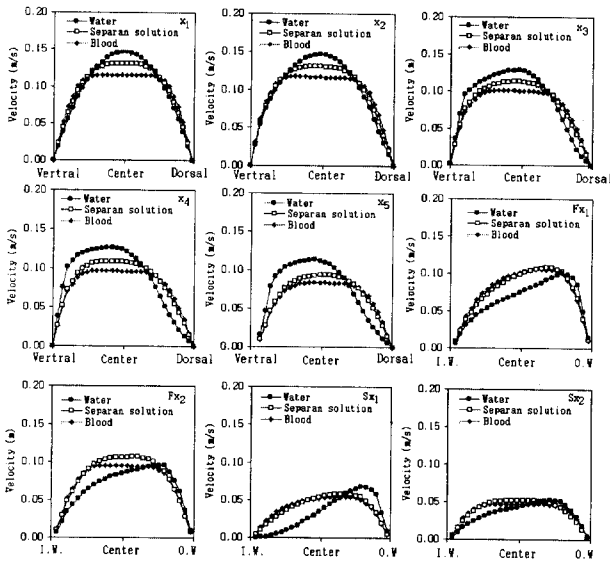


그림 7. 이중분지관모델에서 정상유동의 속도분포
Fig. 7. Velocity profiles for steady flow in the double branching model

로 인하여 평탄해짐을 알 수 있다[17].

주관에서 관찰되는 이러한 유동현상은 제 1 분지관 및 제 2 분지관에서 보다 확연하게 볼 수 있다. 물과 혈액 그리고 Separan 수용액의 최대속도위치는 제 1 분지관 및 제 2 분지관에서 모두 외벽으로 가깝게 나타나 있으나, 외벽쪽에서 물은 혈액과 Separan 수용액보다 좀 더 가파른 반경방향 속도분포를 나타내고 있음을 알 수 있다. 이러한 현상은 상류주관에서 반경방향으로 포물선형태의 속도분포를 나타내는 물은 제 1 분지관과 제 2 분지관의 분지부를 지날 때 기하학적 형상변화로 인한 원심력으로 인하여 최대속도가 내벽보다는 외벽쪽으로 더 가까워지는 경향을 나타내지만, 혈액과 Separan 수용액은 상류주관에서 속도분포가 물보다는 평탄하므로 제 1 분지관과 제 2 분지관을 지날 때 기하학적 형태변화로 발생하는 원심력과 점성력이 상호작용하여 비교적 평탄한 속도분포를 나타내는 것으로 판단된다[9]. 이러한 경향은 제 1 분지관과 제 2 분지관을 지날 때 동일하게 나타나지만, 제 1 분지관으로 일부 유량이 빠져 나가기 때문에 제 2 분지관에서 최대속도는 낮게 나타난다. 혈액의 경우

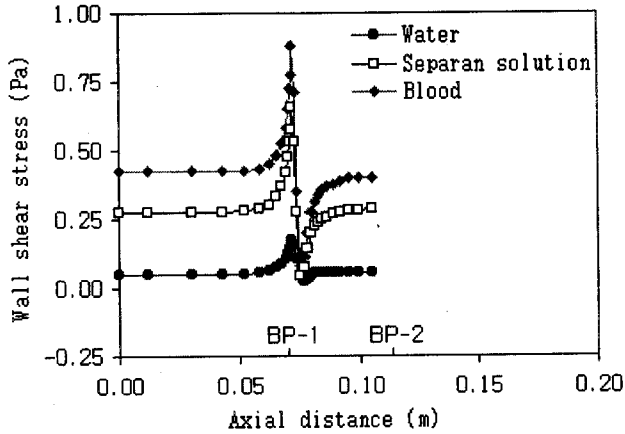
최대속도변화를 정량적으로 산출하면 S_{x1} 의 단면에서 최대속도는 F_{x1} 에 비해 53% 줄어들음을 알 수 있다.

Figs. 5~7에 제시된 결과를 전체적으로 종합해 보면 혈액과 Separan 수용액의 관중앙부 속도분포는 뉴턴유체인 물보다 훨씬 평탄하고, 중심선상의 속도크기는 물이 가장 크며 Separan 수용액 그리고 혈액의 순으로 작아진다. 압력강하의 크기는 혈액과 Separan 수용액이 물보다 훨씬 크고, 그 순서는 혈액, Separan 수용액, 물의 순으로 나타난다. 이런 결과를 살펴볼 때 뉴턴유체인 물을 이용한 실험결과로서 혈액의 유동특성을 예측할 경우에는 큰 오차를 초래할 것으로 예상된다. 또한, 동맥경화성 죽종형성이 혈류의 벽면전단응력, 전단응력구배 및 압력변화와 연관될 것이라는 가설을 고려할 때 반드시 in vitro 실험과 수치해석적 연구에서는 혈액과 유사한 유변학적 특성을 지닌 비뉴턴유체를 사용해야 할 것이다.

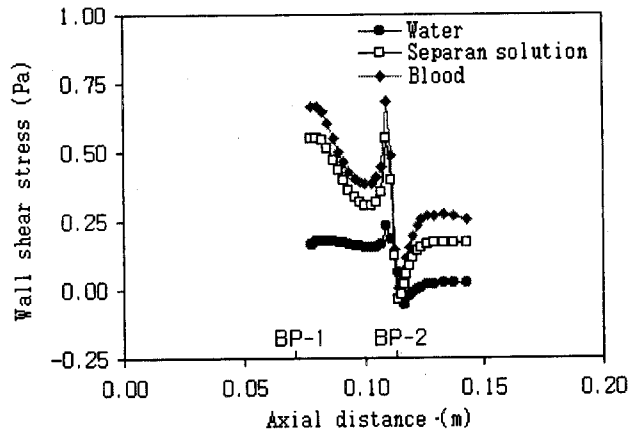
3. 벽면 전단응력분포

입구유동조건이 완전히 발달된 유동일때 이중분지관의 내벽과 외벽면의 전단응력분포를 각각 Fig. 8과 Fig. 9에 나타내었다. 제 1 분지관 내벽의 전단응력을 나타낸 Fig. 8(a)에서 혈액, Separan 수용액 및 물의 상류주관을 따른 벽면전단응력은 일정한 값을 나타내다가 유동방향이 바뀌에 따라 분지부를 만나기 직전 전단응력이 급격하게 증가된다. 또한, 제 1 분지관을 따르는 유동은 유동방향의 변화로 인하여 벽면전단응력이 급격히 감소하였다가 제 1 분지관 하류부분으로 갈수록 일정한 값을 나타낸다. 뉴턴유체인 물은 Fig. 7의 반경방향 속도분포에서 나타나 있는 것과 같이 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액보다 제 1 분지관 내벽쪽에서 낮은 전단응력값을 나타내고 있다. 혈액과 Separan 수용액의 유변학적 특성이 물과 다르기 때문에 제 1 분지관에서 내벽면전단응력이 다르게 나타나고 있다.

Fig. 8 (b)에 제시된 제 2 분지관의 내벽에서 계산된 전단응력값을 살펴보면 분지부 직전과 직후 전단응력분포는 제 1 분지관에서의 경우와 유사한 경향을 나타내고 있다. 특히, 물과 Separan 수용액의 경우는 분지점 이후 외벽쪽에서 전단응력이 음의 값을 나타내는데 이는 유동박리(separation)로 인한 역류가 발생되었음을 의미한다. 그러나, Fig. 7의 속도분포에서 볼 수 있는 바와 같이 혈액의 경우는 전단응력값이 영(0)에 가까운 값을 나타내지만 음의 값은 되지 않고 있다. 따라서 혈액의 경우, 제 2 분지관의 내벽에서 유동박리가 발생하지 않음을 알 수 있다. Fig. 8(a)와 (b)로부터 제 2 분지관을 지난 후 내벽을 따르는 벽면전단응력의 값은 상류주관보다 작고 제 2 분지관에서는 유량이 적기 때문에 유동속도가 낮으며 전단율도 낮게 나타난다.



(a) The first daughter branch



(b) The second daughter branch

그림 8. 이중분지관모델에서 제 1 및 제 2 분지관 내벽의 벽면전단응력분포
 Fig. 8. Wall shear stress distribution along the inner walls of the first and second daughter branches

이중분지관에서 제 1 및 제 2 분지관의 외벽을 따른 전단응력분포를 Fig. 9에 나타내었다. 제 1 분지관 하류의 동일한 거리에서 외벽쪽 전단응력은 내벽쪽보다 높게 나타나는데 이것은 기하학적 형상변화에 따른 원심력으로 인하여 외벽쪽으로 속도분포가 치우쳐 있어 외벽쪽의 벽면전단응력이 커지는 현상이다. 분지관 하류로 유동이 진행하면서 외벽의 전단응력은 급격히 감소하여 결국 내벽과 외벽의 전단응력은 같아진다. 제 2 분지관에서는 유량의 감소로 인하여 유동속도가 낮고 외벽을 따르는 벽면전단응력은 제 1 분지관보다 작음을 알 수 있다. 제 1 및

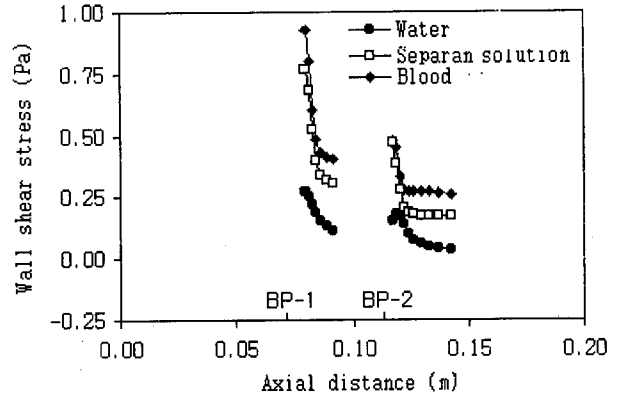


그림 9. 이중분지관모델에서 제 1 및 제 2 분지관 외벽의 벽면전단응력분포
 Fig. 9. Wall shear stress distribution along the outer walls of the first and second daughter branches

표 2. 주관에서서의 벽면전단응력과 제 1 분지관에서의 최대 및 최소벽면전단응력

Table 2. Wall shear stress in the main vessel and maximum and minimum wall shear stresses in the first branch

Fluid	Main vessel shear stress	Maximum shear stress	Minimum shear stress
Water	0.05	0.17	0.025
Separan solution	0.28	0.66	0.042
Blood	0.42	0.88	0.08

제 2 분지관에서 완전히 발달된 유동영역으로 접근해 갈 때 벽면전단응력의 값이 상류주관의 경우보다 작은 것은 유동속도가 낮아서 전단율이 적기 때문이다. 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 벽면전단응력분포는 유사한 경향을 나타내지만, 동일한 위치에서 외벽과 내벽의 전단응력값은 겔보기점성계수의 크기에 따라 혈액이 Separan 수용액보다 크게 나타난다.

제 1 및 제 2 분지부 부근에서 벽면전단응력이 급격히 변하고 있음을 Figs. 8과 9로 부터 관찰할 수 있었다. 벽면전단응력과 응력구배 (gradient)의 크기를 정량적으로 비교하기 위하여 Table 2는 상류주관의 벽면전단응력과 제 1 분지부 부근의 최대 및 최소벽면전단응력을 나타낸 것이다. 표에서 벽면전단응력(τ_w)의 단위는 $\text{Pa}(\text{N}/\text{m}^2)$ 이다. 이 표로부터 혈액과 Separan 수용액의 벽면전단응력은 물보다 한 위수(order)정도 큰 것을 알 수 있으며, 벽면전단응력구배를 주어진 짧은 거리에 대한 벽면전단응력의 최대치와 최소치의 차이로 정의한다면 혈액과 Separan 수용액의 전단응력구배는 물보다 훨씬 큰 것을 알 수 있다.

일반적으로 생체혈관내 혈류학적 특성을 예측하기 위해서 in vitro 실험시와 수치해석시 물과 같은 뉴턴유체를 많이 사용하게 되는데, Figs. 8과 9에 의한 결과를 전체

적으로 종합해 보면 이중분지관내에서 혈액과 Separan 수용액의 벽면전단응력은 물보다 위수가 하나 더 큰 정도이며 전단응력구배 역시 물보다 훨씬 크므로 물을 이용한 실험결과로서는 혈관내 혈류역학적 특성을 예측하기 어려울 것으로 판단된다. 또한 동맥경화성 죽종형성이 혈류의 벽면전단응력 및 전단응력구배와 연관되어 있을 것이라는 가설을 고려할 때 속도 및 압력변화에서 살펴본 바와 같이 혈액과 유사한 유변학적 특성을 지닌 비뉴턴유체를 사용해야 하며, 대동맥, 관동맥, 경동맥등에 많이 발생하는 동맥경화성 죽종의 발생기전 규명과 같은 혈관과 관계되는 혈류역학적 가치있는 자료를 획득하기 위해서도 혈액과 유사한 유변학적 특성을 지닌 비뉴턴유체를 이용하여야 한다.

결 론

복강 분지관과 장간막 분지관이 있는 복내대동맥부분을 이상화한 이중분지관내에서 혈액과 혈액대용유체의 유동 특성을 수치해석적인 방법으로 연구하였다. In vitro 실험에 많이 이용되는 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체의 유동특성을 나타내는 혈액과 Separan AP-273 500wppm 수용액의 수치해석결과를 비교하여 보면 혈액과 Separan 수용액의 이중분지관내 유동현상은 유사하게 나타나지만, 뉴턴유체인 물의 유동현상은 비뉴턴유체와 아주 다르게 나타난다. 이중분지관내에서 혈액과 Separan 수용액의 벽면전단응력은 물보다 위수(order)가 하나 더 큰 정도이며 전단응력구배 역시 물보다 훨씬 크다. 또한 압력강하 역시 혈액과 Separan 수용액이 물보다는 훨씬 크고, 그 순서는 혈액, Separan 수용액, 물의 순으로 나타난다. 생체혈관내 혈류학적 특성을 정확히 예측하기 위해서는 in vitro 실험과 수치해석시에 혈액과 유사한 유변학적 특성을 지닌 비뉴턴유체를 사용해야 한다. 또한, 대동맥, 관동맥, 경동맥등에 많이 발생하는 동맥경화성 죽종의 발생기전 규명과 같은 혈관과 관계되는 혈류역학적 가치있는 자료를 획득하기 위해서도 혈액과 유사한 유변학적 특성을 지닌 비뉴턴유체를 이용하여야 한다.

참 고 문 헌

1. J. A. Fox and A. E. Hugh, "Localization of Atherma: Theory Based on Boundary Layer Separation", British Heart J., Vol. 28, pp. 388-399, 1966.
2. K. H. Keller, Mass Transfer Phenomena in Biological Systems in Biomaterials, Stark, L.; Agarwal, G. Ed., Plenum Press, New York, pp. 103-118, 1969.
3. C. G. Caro, J. M. Fitz-Gerald, and R. C. Schroter, "Atheroma and Arterial Wall Shear: Observation, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis", Proc. R. Soc. B 177, pp. 109-159, 1971.
4. D. L. Fry, "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors. Atherogenesis: Initiating Factors.", A Ciba Foundation Symp., ASP, Amsterdam, The Netherlands., pp. 40-83, 1972.
5. D. Liepsch, S. Moravec, A. K. Rastagi, and N. S. Vlachos, "Measurement and Calculations of Laminar Flow in a Ninety Degree Bifurcation", J. Biomechanics, Vol. 15, No. 7, pp. 473-485, 1972.
6. D. Liepsch and S. Moravec, "Flow Investigation in a Model of a Three Dimensional Human Artery with Newtonian and Non-Newtonian Fluids(Part 1)", Biorheology, 20, pp. 745-759., 1983.
7. Y. I. Cho, L. Back, and D. W. Crawford, "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., 107, pp. 257-267, 1985.
8. W. R. Milnor, Hemodynamics, Baltimore, Williams & Wilkins, 1989.
9. W. W. Nichols and M. F. O'Rourke, McDonald's Blood Flow in Arteries, Philadelphia, Lea & Febiger, 1990.
10. R. J. Lutz, L. Hsu, A. Menawat, J. Zrubek, and K. Edwards, "Comparison of Steady and Pulsatile Flow in a Double Branching Arterial Model", J. Biomechanics, Vol. 16, No. 9, pp. 753-766, 1983.
11. R. K. Banerjee, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University, 1992.
12. G. D. Tansley, "Aspects of Non-Newtonian Blood Flow in Prosthetic Valve Studies, Automecia, Vol. 15, pp. 207-226.
13. P. J. Carreau, Ph. D. Thesis, University of Wisconsin, Madison, 1968.
14. S. S. Yoo and S. H. Suh, "Flow Characteristics of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic and Bifurcated Tubes", Proc. of the 6th International Symp. on Transport Phenomena and Dynamics of Rotating Machinery, Vol. 2, pp. 680-689, 1996.
15. C. M. Rhie and W. L. Chow, "Numerical Study of Turbulent Flow Past an Airfoil with Trailing Edge

- Separation", AIAA J., Vol. 21, pp. 1527~1532, 1983
16. H. L. Stone, "Iterative Solution of Implicit Approximations of Multidimensional Partial Differential Equations", SIAM. J. Numer. Anat., Vol 5, No. 3, pp. 530~558, 1968.
17. S. S. Yoo, S. H. Suh, and H. W. Roh, "Numerical Simulation of Flows of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic and Bifurcated Tubes", KSME Journal, Vol. 10, No. 2, pp. 223~234, 1996.

=국문초록=

복강 분지관과 장간막 분지관이 있는 복부대동맥을 따르는 부분을 이상화한 이중분기관내에서 혈액 및 혈액대용유체로 사용되는 물과 폴리머수용액의 정상유동특성을 비교하기 위하여 유한차적법을 이용한 3차원유동해석을 수행하였다. 혈액대용유체로 많이 사용되는 물은 뉴턴유체이고 혈액의 유변학적 특성과 유사한 성질을 나타내는 고분자 폴리머인 Separan AP-273 500wppm 수용액은 비뉴턴유체이다. 비뉴턴유체인 혈액과 폴리머수용액의 걸보기점성계수는 Carreau모델을 이용하여 전단율의 함수로 나타내어 수치해석 하였다. 수치해석으로 구한 이중분기관내 물과 혈액 및 폴리머수용액의 유동현상은 유체의 유변학적 특성차로 인하여 다르게 나타난다. 비뉴턴유체인 폴리머수용액의 유변학적 특성을 이용하여 구한 유동현상은 혈액의 유동현상과 정성적으로 유사하게 나타나지만 혈액대용유체로 널리 이용되는 물을 사용하여 구한 결과는 혈액이나 폴리머수용액을 이용하여 구한 결과와 아주 다르게 나타난다. 주관을 따르는 축방향속도와 압력의 변화, 제 1 및 제 2 분지관에서 중심선속도, 내·외벽면의 전단응력과 전단응력 구배등은 사용되는 유체의 유변학적 특성에 따라 아주 다르게 나타나기 때문에 in vitro 유동실험을 위해서는 혈액과 유변학적 특성이 유사한 비뉴턴유체를 사용해야 한다.