

<연구논문>

## 협착이 발생된 원관과 분기관내 혈액과 혈액대용유체의 정상유동해석

서상호 · 유상신\*

숭실대학교 기계공학과, \*한국항공대학교 기계설계학과  
(1995년 5월 15일 접수)

### Steady Flow Analyses of Blood and the Blood Analogue Fluids in the Stenosed Circular and Bifurcated Tubes

S. H. Suh and S. S. Yoo\*

Dept. of Mechanical Engineering, Soongsil University, Seoul 156-743, Korea

\*Dept. of Mechanical Engineering & Design, Hankuk Aviation University, Kyonggi-do 411-791, Korea

(Received May 15, 1995)

#### 요 약

본 논문의 목적은 협착이 발생된 원관과 분기관내 혈액과 혈액대용유체의 유동문제에 수치해석방법을 적용하여 유동 특성을 파악하는데 있다. 혈액대용유체로서는 Separan AP-273 500wppm 수용액과 Carbopol 934 1.0w% 수용액을 사용하였다. Carbopol 수용액의 유변학적 성질은 수정멱법칙모델, 그리고 혈액과 Separan 수용액의 유변학적 성질은 Carreau 모델로 나타내었다. 협착관유동에서 Carbopol 수용액의 재부착거리는 혈액이나 Separan 수용액의 경우보다 길고, 협착으로 인한 압력강하는 Carbopol 수용액, 혈액, Separan 수용액의 순으로 작게 나타난다. 분기관유동에서 Separan 수용액의 압력손실은 혈액과 Carbopol 수용액보다 작게 나타나고, 협착이 발생된 분기관내에서 혈액과 Separan 수용액의 압력손실은 협착이 없는 분기관의 압력손실보다 크게 증가한다.

**Abstract**—The purpose of this paper is to predict the flow characteristics of blood and the blood analogue fluids in the stenosed circular and bifurcated tubes by using numerical simulation techniques. Aqueous Separan AP-273 500 wppm and Carbopol 934 1.0w% solutions are used as for blood analogue fluids. Rheological property of the Carbopol solution is represented by the modified power-law model, blood and Separan solution by the Carreau model. Reattachment length of Carbopol solution in the stenosed tube is longer than that of blood and Separan solution and the stenosis effects on the pressure drop along the axis is most serious for Carbopol solution and least for Separan solution. Separan solution shows lower pressure drops along the axis than blood and Carbopol solution. Pressure losses of blood and Separan solution in the bifurcation tube with stenosis are much higher than those in the bifurcation tube without stenosis.

**Keywords** : Blood, blood analogue fluid, constitutive equation, stenosed tube, bifurcated tube, flow characteristics, numerical analysis

#### 1. 서 론

인체의 동맥혈관은 산업용 배관장치보다 훨씬 복

잡하고 불규칙한 단면을 갖는 분기관과 곡관으로 구성되어 있다. 상처를 입은 혈관내피세포에 혈류학적 원인으로 인하여 동맥경화성반점(atherosclerotic pla-

que)이 형성되면 혈관의 단면적이 부분적으로 좁아 지거나 막히는 협착현상이 발생된다. 이러한 협착현상은 인체내의 관상동맥분지관(coronary arterial bifurcation)과 복부대동맥(abdominal aorta)등과 같은 분기관의 분기점 부근에서 많이 발생한다[1~3]. 이 현상은 나이가 들수록 현저하게 나타나면서 협심증(angina pectoris)이나 동맥경화증을 유발하게 된다. 혈액유동이 감소되고, 혈압이 증가되는 동맥경화증은 선진 서구사회에서 가장 많은 사망원인의 하나였으나 국내에서도 이로 인한 유병율이 급속히 증가하는 추세를 보이고 있다[4].

최근 보건 환경분야에 대한 관심이 높아지면서 동맥경화증이나 혈전증에 대한 연구와 한국형 인공심장 개발문제와 같은 연구[5]와 결부되어 생체유체공학 연구의 필요성이 증대되고 있다. 인체의 동맥혈관과 같이 다양한 기하학적 형상을 갖는 관내에 뉴턴유체(Newtonian fluid)가 유동하는 경우에 대해서는 많은 실험적 및 수치적인 연구가 발표되었다. 아직도 혈액을 물이나 설탕물같은 뉴턴유체로 가정하여 혈액유동을 수치해석하거나 실험을 수행하여 혈관내 유동현상을 이해하려는 경우가 많다[6~12].

본 연구에서는 인체혈관과 산업용 배관장치내의 유동현상을 이해하기 위하여 협착이 발생된 원관과 분기관내 비뉴턴유체(non-Newtonian fluid)의 정상유동을 수치해석하고자 한다. 혈액의 유변학적 성질을 나타낼 수 있는 구성방정식을 사용하여 협착관과 분기관, 그리고 협착이 발생된 분기관내 속도와 압력변화를 검토하고자 한다. 또한 혈액의 대용유체로 실험에서 많이 이용되는 Separan 수용액과 Carbopol 수용액의 협착이 발생된 원관과 분기관내 유동특성을 혈액유동특성과 비교하고자 한다. 본 연구의 결과는 공업적으로는 산업용 및 가정용 액체배관의 최적설계에 응용할 수 있고, 생체공학적으로는 동맥혈관 유동장의 병적원인을 규명하며, 의공학장치의 개발에 활용할 수 있을 것이다.

## 2. 지배방정식과 구성방정식

비압축성 비뉴턴유체의 정상유동을 수치해석하기 위한 연속방정식과 운동량방정식을 텐서형으로 나타내면 각각 다음과 같다.

$$u_{i,j} = 0 \tag{1}$$

$$\rho u_i u_{i,j} = -p_{,i} + \tau_{i,j} \tag{2}$$

식 (1)과 식 (2)에서  $u_i$  와  $\tau_{i,j}$ 는 각각 속도와 전단응력텐서이다.

혈액과 Carbopol 수용액, 그리고 Separan 수용액과 같은 비뉴턴유체의 유동문제를 해석하기 위해서는 식 (2)의 전단응력을 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하다. 단순한 비압축성 전단유동에서 전단응력과 변형율은 다음과 같이 멱법칙모델(power-law model)로 나타낼 수 있다.

$$\tau = m\dot{\gamma}^n \tag{3}$$

식 (3)에서 두 파라미터  $m$ 과  $n$ 은 멱법칙모델을 사용할 때 비뉴턴유체의 유변학적 성질을 나타내는 상수이다. 전단율  $\dot{\gamma}$ 는 비압축성 순수전단유동의 경우에는 전단율텐서  $\dot{\gamma}$ 의 second invariant로 나타낼 수 있다.

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

겉보기점성계수(apparent viscosity)는 전단응력과 변형율의 비로 정의한다.

$$\eta = m\dot{\gamma}^{n-1} \tag{5}$$

식 (5)와 같은 멱법칙모델을 사용하면 전단율이 0에 가까운 영역으로 접근할수록 겉보기점성계수가 무한히 커지게 되고, 전단율이 아주 큰 영역으로 접근하면 겉보기점성계수가 매우 작아지게 되므로 전단율의 범위가 대단히 큰 비뉴턴유체의 유동을 모사하는데는 적합하지 못하다. 따라서, 본 연구에서는 전단율이 낮은 영역에서는 하한커트오프전단율,  $\dot{\gamma}_0$ , 를 이용하여 비뉴턴유체의 겉보기점성계수가 일정한 값이 되도록 하는 수정멱법칙모델을 채택하였다[13]. 수정멱법칙 모델은 방정식의 형태가 단순하고, 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동을 비교하여 연구하는데 적합한 모델일 뿐만 아니라 수치해의 정확성도 쉽게 검증할 수 있는 장점이 있다.

$$\eta = \begin{cases} m\dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ m\dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_0 \end{cases} \tag{6}$$

혈액과 Separan AP-273 수용액의 유변학적 특성을 Carreau 모델을 이용할 때 유체의 유변학적 특성을

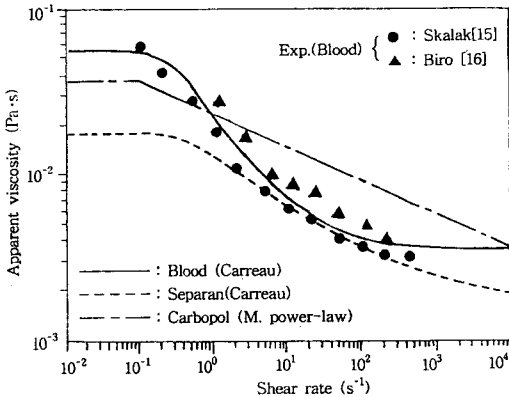


Fig. 1. Apparent viscosity versus shear rate for rheologically different fluids.

Table 1. Constitutive equations for rheologically different fluids

Model	Constitutive Equation	Fluid	Rheological values
Carreau	Eq.(7)	Blood	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ , $\eta_\infty = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ $\lambda = 3.313\text{s}$ , $q = 0.3568$
		Separan 500wppm solution	$\eta_0 = 0.018 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ , $\eta_\infty = 0.0016 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ $\lambda = 2.5\text{s}$ , $q = 0.62$
Modified power-law	Eq.(6)	Carbopol 1.0w% solution	$m = 0.023 \text{ Pa}\cdot\text{s}^n$ , $n = 0.799$ $\dot{\gamma}_0 = 0.0366$

보다 잘 나타내는 것으로 발표되어 있다. Carreau 모델을 이용하여 겔보기점성계수를 전단율의 함수로 나타내면 식 (7)과 같다.

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \left[ 1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2 \right]^{-\frac{q-1}{2}} \quad (7)$$

위의 식에서  $\eta_0$ 는 영전단율(zero-shear-rate)점성계수,  $\eta_\infty$ 는 무한전단율(infinite-shear-rate)점성계수, 그리고  $\lambda$ 는 특성시간이다.

실험에 의하여 측정된 비뉴턴유체의 겔보기점성계수는 전단율변화에 따라 그 값이 크게 다르게 나타난다. 실험으로 측정된 혈액의 겔보기점성계수는 Fig. 1과 같으며 측정된 전단율 범위에서 혈액의 겔보기점성계수는 전단율이 증가함에 따라 크게 감소함을 알 수 있다. 본 연구에서는 문헌에 보고된 실험자료[14

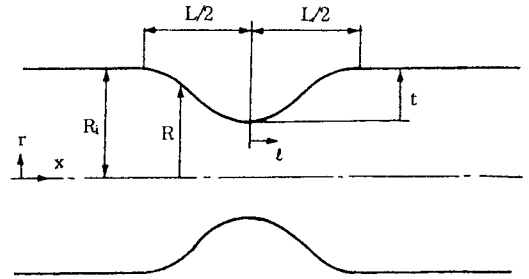


Fig. 2. Idealized stenotic section in the stenosed tube.

~16]를 곡선접합하여 Separan AP-273 500wppm 수용액과 혈액의 겔보기 점성계수는 Carreau모델[9]로 나타내고, Carbopol 934 1.0w% 수용액의 겔보기점성계수는 수정멱법칙모델[13]을 이용하여 나타내었으며, 각 모델의 유변학적 상수들은 Table 1과 같다.

### 3. 유동통로의 기하학적 형상

산업용 배관장치와 인체혈관의 분기관과 협착관으로 인한 부차적인 손실을 예측하기 위한 기초연구를 위하여 분기관과 협착관을 이상화시킨 기하학적 모델을 설정하였다. 지름이 20 mm인 원관내에 점차축소-점차확대(gradual contraction-gradual expansion) 협착부가 Fig. 2와 같이 발생되어 있는 협착관내 유동특성을 수치해석방법으로 해석하였다. 본 연구에서는 협착부의 형상을 이상화시킨 식 (8)과 같은 코사인곡선으로 된 점차축소-점차확대 협착관내 유동을 주 연구대상으로 하였다.

$$R(l) = R_i - \frac{t}{2} \left\{ 1 + \cos \frac{\pi l}{L/2} \right\} \quad (8)$$

여기서  $R_i$ ,  $t$ ,  $L$ 은 각각 원관의 반지름, 협착부의 높이, 협착부의 길이이다.

본 연구에서 적용한 분기관의 기하학적 형상은 Fig. 3과 같다. 모델은 지름  $D_1$ 의 상류 주관이 지름  $D_2$ 인 제1분기관과 지름  $D_2$ 의 제2분기관으로 분기되는 경우이다. 분기부 부근에 사선으로 나타난 부분은 분기관에 협착이 발생한 형태를 나타내는 것이다.

### 4. 수치해석

본 연구에서는 비압축성, 비뉴턴유체유동문제를 풀

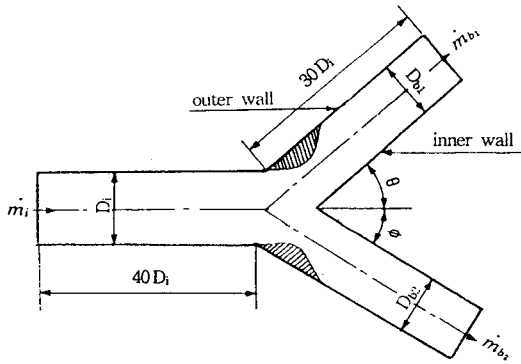


Fig. 3. Geometric configuration for the bifurcation model.

기 위하여 Galerkin 방법에 의한 유한요소법을 적용하면 지배방정식은 다음과 같은 적분형으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} & \left[ \int_V \rho \phi u_j \frac{\partial \phi^T}{\partial x_i} dV \right] u_i - \left[ \int_V \frac{\partial \phi}{\partial x_i} \psi^T dV \right] p \\ & \left[ \int_V \mu \frac{\partial \phi}{\partial x_i} \frac{\partial \phi^T}{\partial x_j} dV \right] u_v + \left[ \int_V \mu \frac{\partial \phi}{\partial x_i} \frac{\partial \phi^T}{\partial x_i} dV \right] u_i = 0 \end{aligned} \quad (9)$$

$$\left[ \int_V \psi \frac{\partial \phi^T}{\partial x_i} dV \right] u_i = 0 \quad (10)$$

식 (9)와 (10)의 보간함수  $\phi$ 와  $\psi$ 가 결정되면 적분형의 유한요소방정식은 식 (11)과 같은 비선형 행렬방정식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{bmatrix} 2K_{11} + K_{22} & K_{12} & -C_1 \\ K_{21} & K_{11} + 2K_{22} & -C_2 \\ -C_1^T & -C_2^T & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} A_1(u_1) + A_2(u_2) & 0 & 0 \\ 0 & A_1(u_1) + A_2(u_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

식 (11)의 계수행렬은 다음과 같다.

$$K_{i,j} = \int_V \mu \frac{\partial \phi}{\partial x_i} \frac{\partial \phi^T}{\partial x_j} dV \quad (12)$$

$$C_i = \int_V \frac{\partial \phi}{\partial x_i} \psi^T dV \quad (13)$$

$$A_i(u_i) = \int_V \rho \phi u_i \frac{\partial \phi^T}{\partial x_i} dV \quad (14)$$

위 행렬의 자유도를 줄이기 위해 미지압력을 식 (15)와 같이 나타내는 Penalty Function Method를 사용하였다.

$$u_{j,j} = -\epsilon p \quad (15)$$

여기서,  $\epsilon$ 의 값은  $1 \times 10^{-6}$ 으로 하였다.  $\epsilon$ 이 작을수록 운동량 방정식의 압력항을 쉽게 소거할 수 있다.

식 (11)의 비선형 행렬방정식을 풀기 위하여 운동량방정식의 대류항은 두개의 다른 반복법 즉, 연속대입법(successive substitution method)으로 알려져 있는 고정점 반복법(fixed point iteration method)과 quasi-Newton방법을 조합하여 선형화시키고, 선형화된 행렬은 Gauss소거법으로 풀었다.

계산시간을 줄이기 위해 협착관과 분기관유동문제 는 원통좌표계상의 축대칭선 윗쪽부분만 수치계산하였고, 축대칭선의 경계조건은 반경방향 속도성분을 0으로 하고 협착관과 분기관의 출구조건은 압력경계조건을 적용하였다. 또한 속도에 대한 상대오차가  $1 \times 10^{-6}$ 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터는 CO-NVEX C120과 SUN SPARCstation IPC이다.

## 5. 계산결과 및 검토

### 5.1. 협착관 유동문제

식 (8)과 같은 코사인곡선으로 된 점차축소-점차확대 협착부를 갖는 원관내의 속도 및 압력변화를 수치 계산하여 비뉴턴유체의 유동특성을 비교하였다. 입구 유동조건은 완전히 발달된 유동이고, 질량유량은 0.022 kg/s로 일정할 때 유변학적 특성이 다른 유체의 유선도를 Fig. 4에 나타내었다. 주어진 질량유량에서 Carbopol 1.0w% 수용액, 혈액 그리고 Separan 500wppm 수용액의 레이놀즈수는 각각 110, 215, 266이고, 점차 축소-점차확대 협착관의 단면축소비가  $\alpha = 75\%$ 이며, 길이 대 직경비  $L/d$ 는 2.0이다.

이 그림으로부터 협착부하류에서 재부착거리는 Carbopol 수용액이 가장 짧고, Separan 수용액이 가장 길며, 혈액은 두 유체의 중간정도이다. 질량유량이 동일할 때 비뉴턴유체의 레이놀즈수가 클수록 재부착 거리가 길어지는 것을 알 수 있으며 순수점성비뉴턴 유체로 분류되는 Carbopol 수용액보다 특성시간을 가

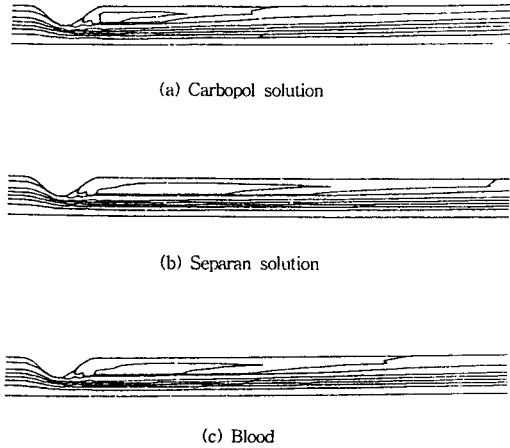


Fig. 4. Streamline contours for rheologically different fluids in the stenotic tube.

지는 혈액과 Separan 수용액의 재부착거리가 긴 것을 알 수 있다.

입구유동조건이 완전히 발달된 유동일 때 유변학적 성질이 다른 유체들의 중심선속도와 압력변화를 Fig. 5와 Fig. 6에 나타내었다. 축방향의 길이는  $x/D_1$ , 속도성분은  $u/U_m$ , 압력은  $\Delta p/0.5\rho U_m^2$ 로 무차원화하여 결과를 나타내었다. 이때  $u$ 는 입구로부터 각각 임의의 점  $x$ 인 곳의 중심선속도이고,  $U_m$ 은 상류주관의 입구 평균속도이며,  $\Delta p$ 는 중심선상 두 점사이의 정압차이다. 협착관 상류에서는 Carbopol 수용액의 중심선속도가 가장 높고, 그 다음은 Separan 수용액, 그리고 혈액순으로 낮게 나타난다. 이것은 주어진 단면에서 혈액의 속도분포가 Separan 수용액보다 더 평탄함을 의미한다. 협착부를 지나면서 모든 유체의 중심선 속도는 크게 증가하며, 협착부에서 멀리 떨어진 하류에서는 협착부 상류의 속도분포와 동일한 경향을 나타낸다.

협착부 입구직전과 직후의 압력강하는 Carbopol 수용액이 가장 크고, 혈액, Separan 수용액의 순으로 작게 나타난다. 또한, 협착부로 인한 전체적인 압력강하 역시 Carbopol 수용액이 가장 크고, 혈액 그리고 Separan 수용액의 순으로 낮게 나타난다. Carbopol 수용액과 Separan 수용액의 중심선상 속도분포와 압력강하의 변화경향은 혈액의 변화경향과 대체로 일치함을 알 수 있으며, Separan 수용액의 속도분포 및 압력강하 경향이 Carbopol 수용액의 경우보다 혈액의 결과와 가깝게 나타난다.

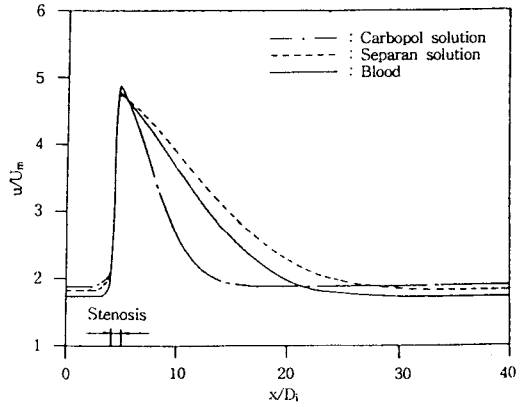


Fig. 5. Centerline velocity for rheologically different fluids in the stenotic tube.

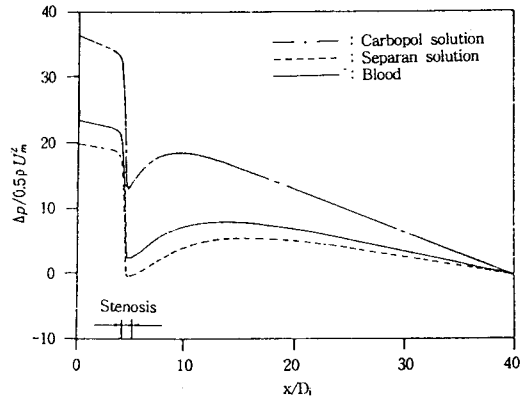


Fig. 6. Pressure variation for rheologically different fluids in the stenotic tube.

### 5.2 분기관 유동문제

분기관에서  $\theta$ 와  $\phi$ 가 각각  $30^\circ$ 로써 대칭이고, 상류주관과 분기관의 직경비가 1.0이며, 질량유량이 0.022 kg/s일 때, 혈액, Separan 수용액 그리고 Carbopol 수용액의 분기관내 유동을 수치계산하여 서로 비교하였다. 계산결과인 중심선상의 무차원속도와 압력변화를 Fig. 7과 Fig. 8에 나타내었다. 각 유체는 상류주관에서 중심선상의 속도가 일정한 상태로 진행되다가 분기부를 지나면서 유동이 양분됨에 따라 중심선상의 속도가 급격히 감소한 뒤 하류로 진행함에 따라 완전히 발달된 유동이 된다. 유변학적 성질이 다른 비뉴턴유체들의 유동특성을 비교해 보면 상류주관에서 Carbopol 수용액의 속도가 가장 크고, Separan 수용액 그리고

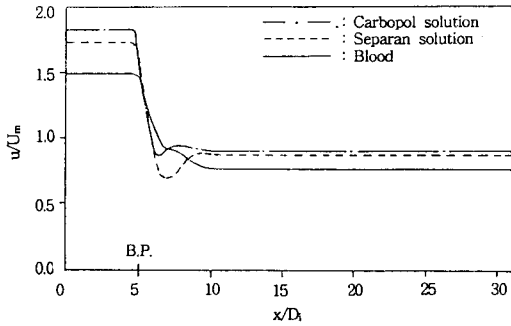


Fig. 7. Centerline velocity for rheologically different fluids in the bifurcated tube.

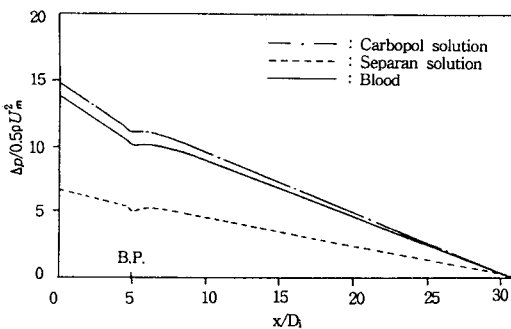


Fig. 8. Pressure variation for rheologically different fluids in the bifurcated tube.

혈액의 순으로 중심선상의 속도가 낮게 나타난다. 이것은 협착관의 상류유동에서와 마찬가지로 혈액의 반경방향 속도분포가 Separan 수용액과 Carbopol 수용액보다 평탄하기 때문이다. 분기관 하류에서 완전히 발달된 속도분포는 상류주관의 경우와 동일한 경향을 나타낸다.

혈액유동의 압력강하 경향은 Carbopol 수용액과는 거의 차이가 없지만 Separan 수용액의 압력손실은 혈액과 Carbopol 수용액의 경우보다 작아진다. 이런 경향은 협착관의 유동결과와 크게 다르게 나타나는 특징이다. 비뉴턴유체의 겔보기점성계수는 전단율에 따라 다르게 나타나는데 협착관유동에서는 전단율이 큰 유동상태이어서 혈액의 겔보기점성계수값이 Carbopol 수용액보다는 Separan 수용액의 값에 가깝게 나타나기 때문이다. 한편, 분기부에서 혈액, Carbopol, Separan 수용액의 전단율을 차례로 계산하여 보면 그 값이 각각 2.746, 1.063, 7.182 s<sup>-1</sup>로써 전단율이 작은 범위에 있게 된다. 이때 혈액, Carbopol 수용액 그리고

Separan 수용액의 겔보기점성계수값은 각각 0.0161, 0.0170, 0.00707 Pa · s로써 혈액과 Carbopol 수용액의 겔보기점성계수는 거의 같지만 Separan 수용액의 겔보기점성계수는 혈액이나 Carbopol 수용액보다가 훨씬 작다. 따라서, 혈액과 Carbopol 수용액의 압력손실은 거의 같은 경향을 나타낸다.

### 5.3 협착이 발생된 분기관 유동문제

Fig. 3과 같은 기하학적 형상을 갖는 분기관유동에서는 분기점 부근에서 유동방향이 갑자기 바뀌에 따라 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도는 빨라지고, 외벽쪽으로 재순환영역이 형성된다고 보고하고 있다[2]. 인체혈관에서는 혈류학적 특성과 생화학적 특성으로 인하여 분기부의 재순환영역에 해당하는 부위에 협착이 발생한다. 본 연구에서는 협착부가 Fig. 3과 같이 분기부에 발생하는 경우에 대한 수치해석을 수행하였다.

협착이 발생된 분기관내 협착부의 기하학적 형상을 식 (8)과 같은 코사인곡선으로 이상화하고, 협착이 발생된 분기관내 비뉴턴유체의 유동을 수치해석하여 협착현상이 없는 분기관내 비뉴턴유체의 유동특성과 비교·검토하였다. 분기부 부근에 협착이 발생했을 때의 유동특성을 해석하기 위하여 재순환영역의 길이와 높이는 각각  $L=1.5D_{b1}$  과  $t=0.375D_{b1}$  으로 정하였다. 협착이 없는 분기관내 유동특성과 이상화된 협착부를 갖는 분기관내 유동특성을 서로 비교하기 위하여 질량유량이 0.022kg/s로 동일한 경우에 대한 중심선상의 속도와 압력변화를 각각 Fig. 9와 Fig. 10에 나타내었다. 그림에서 협착이 있는 분기관과 협착이 없는 분기관내 혈액과 Separan 수용액의 유동현상을 자세히 고찰하기 위하여 Separan 수용액의 속도분포를 왼쪽으로 이동하여 도시하였다.

협착이 없는 분기관에서 혈액과 Separan 수용액은 상류 주관에서는 중심선상의 속도가 일정한 상태로 진행되다가 분기부를 지나면서 유동이 양분되고, 유동방향이 갑자기 바뀌면서 중심선상의 속도가 급격히 떨어졌다가 다시 서서히 증가하여 하류에서 완전히 발달된 유동이 된다. 그러나, 분기점 부근에 협착부가 있을 때는 협착이 없는 분기관유동과는 속도변화가 다르게 나타난다. 협착이 있는 분기관내 유동에서 최저속도에 도달하는 위치는 협착부 하류로 이동해 감을 알 수 있다. 협착이 있는 경우의 분기부 하류에서 속

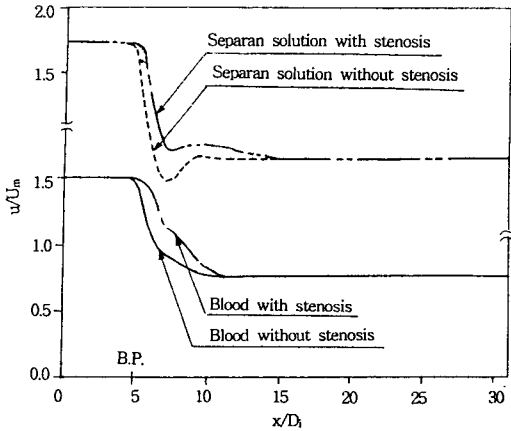


Fig. 9. Effect of stenosis on the centerline velocity along the axis for blood and Separan solution.

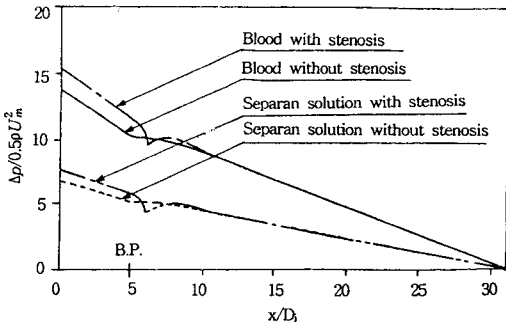


Fig. 10. Effect of stenosis on the pressure along the axis for blood and Separan solution.

도변화 경향은 협착이 없을 때의 경우와 유사하게 나타나지만, 최저속도는 높게 나타난다. 또한, Separan 수용액은 혈액보다 중심선상의 속도분포가 낮게 나타난다. 분기부를 지나면서 혈액과 Separan 수용액의 속도는 급격히 떨어지고, 분기점에서 멀리 떨어진 하류에서의 속도변화는 상류주관의 경향과 같아진다. 분기점 부근에서 분기부의 유동저항 증가로 인하여 중심선속도는 급격히 감소한 후에 약간 증가하였다가 다시 서서히 감소하면서 분기부의 하류로 진행함에 따라 완전히 발달된 유동이 된다.

협착이 있는 분기관내 혈액과 Separan 수용액의 압력손실은 협착이 없는 분기관의 경우보다 증가함을 알 수 있고, 협착이 있는 분기관에서는 협착부의 하류에서 급격한 압력강하가 있음을 알 수 있다. 이것은 분기부에 협착이 발생되면 급격한 면적변화로 인한

운동에너지의 손실과 협착부 하류의 유동박리로 인한 에너지 손실이 증가하기 때문이다.

### 6. 결론

협착이 발생된 원관과 분기관내에 혈액과 혈액대용유체인 Carbopol 934 1.0w% 수용액과 Separan AP-273 500wppm 수용액이 정상유동하는 현상을 수치해석방법으로 해석한 결과는 다음과 같이 요약할 수 있다.

1. 완전히 발달된 입구유동상태에서 질량유량이 동일할 때 협착부 하류의 재부착길이는 Carbopol 수용액이 가장 짧고, 혈액, Separan 수용액의 순으로 길어진다. 또한 협착으로 인한 압력강하 역시 Carbopol 수용액이 가장 크고, 혈액, Separan 수용액 순으로 작게 나타난다.
2. 완전히 발달된 입구유동상태에서 질량유량이 동일할 때 분기관의 상류인 주관에서는 유체의 유변학적 특성에 따라 중심선속도가 각각 다른 값을 가지고 분기부로 들어오며, 분기부를 지나면서 유동이 양분됨에 따라 속도가 감소된 후 하류로 진행하면서 곧 완전히 발달된 유동이 된다. 분기관유동에서 Separan 수용액의 압력손실은 혈액과 Carbopol 수용액보다 작게 나타난다.

3. 분기부에 협착이 발생된 분기관내 혈액과 Separan 수용액의 압력손실은 협착이 없는 분기관의 경우보다 크게 증가한다.

4. 혈액대용유체로 선정된 Separan 500 wppm과 Carbopol 1.0w%수용액은 협착부와 분기관에서 혈액 유동특성과 유사한 경향을 나타내기 때문에 두 폴리머 수용액은 혈액의 유동현상을 예측하는데 적절하다고 판단된다.

### 후 기

본 논문은 1995년도 숭실대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 연구되었음

### 기 호

- $D_1$  : 상류 주관의 지름 (m)
- $D_{b1}$  : 제 1분기관의 지름 (m)

- $D_{b2}$  : 제 2분기관의 지름 (m)
- $d$  : 협착부의 지름 (m)
- $L$  : 협착부의 길이 (m)
- $m$  : 맥법칙모델의 컨시스턴시 ( $Pa \cdot s^n$ )
- $\dot{m}_b$  : 분기관의 질량유량(kg/s)
- $\dot{m}_i$  : 상류주관의 질량유량(kg/s)
- $n$  : 맥법칙 지수
- $p$  : 정압(Pa)
- $q$  : Carreau 모델의 지수
- $Re$  : 레이놀즈수
- $R_i$  : 원관의 반지름 (m)
- $t$  : 협착부의 높이 (m)
- $U_m$  : 입구의 평균속도 (m/s)
- $u$  : 축방향속도 (m/s)
- $x$  : 축방향

**그리스문자**

- $\alpha$  : 단면축소비 [ $1 - (d/D)^2$ ]
- $\dot{\gamma}$  : 전단율 ( $s^{-1}$ )
- $\dot{\gamma}$  : 하한 커트오프전단율 ( $s^{-1}$ )
- $\eta$  : 겔보기점성계수 ( $Pa \cdot s$ )
- $\eta_0$  : 영전단율 점성계수 ( $Pa \cdot s$ )
- $\eta_\infty$  : 무한전단율 점성계수 ( $Pa \cdot s$ )
- $\theta$  : 제 1분기관의 분기각
- $\phi$  : 제 2분기관의 분기각
- $\lambda$  : 특성시간 (s)
- $\rho$  : 유체의 밀도 ( $kg/m^3$ )
- $\tau$  : 전단응력

**참고문헌**

1. W. W. Nichols and M. F. O'Rourke, "Blood Flow

in Arteries", 3rd Ed., Lea & Febiger, Philadelphia, (1990).

2. 서상호, 노형운, 유상신, 공기조화·냉동공학 하계 학술발표회 논문집, 233 (1994).

3. Y. I. Cho and K. R. Kensey, *Advances in Bioengineering*, **15**, 147 (1989).

4. 홍석근, Workshop on Biomedical Fluid Dynamics, AFERC, POSTECH, **21** (1993).

5. J. K. Chang, B. G. Min, I. Y. Kim, H. C. Kim, J. R. Roh and D. C. Han, Workshop on Biomedical Fluid Dynamics, AFERC, POSTECH, **1** (1993).

6. 서상호, 유상신, 장남일, 공기조화·냉동공학 논문집, **6**, 227 (1994).

7. A. J. Ward Smith, "Pressure Losses in Ducted Flows", Butterworths, London, (1971).

8. D. Liesch, S. Moravec, A. K. Rastagi and N. S. Vlachos, *J. Biomechanics*, **15**, 473 (1982).

9. R. K. Banerjee, Ph. D. Thesis, Drexel University, (1992).

10. Y. I. Cho, L. Back, and D. W. Crawford, *ASME J. Biomech. Eng.*, **107**, 257 (1985).

11. S. S. Yoo, AFERC 연구발표회, **AFR-93-H**, 155 (1994).

12. H. G. Choi and J. Y. Yoo, The 5th Asian Congress of Fluid Mechanics, Taejon, Korea, 1124 (1992).

13. 유상신, 서상호, 장남일, 한국유변학회 춘계학술대회 논문집, **48** (1994).

14. B. Pak, Y. I. Cho and S. U. S. Choi, *J. Non-Newtonian Fluid Mech.*, **37**, 175 (1990).

15. R. Skalak, S. R. Keller and T. W. Secomb, *J. Biomech. Eng.*, **103**, 102 (1982).

16. G. P. Biro, *Cardiovascular Res.*, **16**, 194 (1982).

17. J. M. Ortega, W. C. Rheinboldt, "Iterative solution of non-linear equations in several variables", Academic Press, New York, (1980).