

< 논 문 >

## 비뉴턴 유체의 협착관내 압력손실계수에 관한 연구

서상호\* · 유상신\*\* · 장남일\*\*\*

(1995년 5월 3일 접수)

### A Study on the Pressure Loss coefficient of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic Tubes

Sang-Ho Suh, Sang-Sin Yoo and Nam-Il Chang

**Key Words :** Stenotic Tube(협착관), Non-Newtonian Fluid(비뉴턴 유체), Modified Power-Law Model(수정멱법칙 모델), Carreau Model, Finite Element Method(유한요소법), Pressure Loss Coefficient(압력손실계수)

#### Abstract

The pressure loss coefficient of Newtonian and non-Newtonian fluids such as water, aqueous solutions of Carbopol-934 and Separan AP-273 and blood in the stenotic tubes are determined experimentally and numerically. The numerical analyses for flows of non-Newtonian fluids in the stenotic tubes are conducted by the finite element method. The effect of the contraction ratio and the ratio of length to diameter on the pressure drop are investigated by the experiments and numerical analysis. The pressure loss coefficients are significantly dependent upon the Reynolds number in the laminar flow regime. As Reynolds number increases, the pressure loss coefficients of both Newtonian and non-Newtonian fluids decrease in the laminar flow regime. As the ratio of length to diameter increases the maximum pressure loss coefficient increases in the laminar flow regime for both Newtonian and non-Newtonian fluids. Newtonian fluid shows the highest values of pressure loss coefficient and blood the next, followed by Carbopol solution and Separan solution in order. Experimental results are used to verify the numerical analyses for flows of Newtonian and non-Newtonian fluids. Numerical results for the maximum pressure loss coefficient in the stenotic tubes are in fairly good agreement with the experimental results. The relative differences between the numerical and experimental results of the pressure loss coefficients in the laminar flow regime range from 0.5% to 14.8%.

#### 기 호 설 명

$D$ : 원관의 지름(m)	coefficient)
$d$ : 협착부의 지름(m)	$K_t$ : 총압력손실계수(overall pressure loss coefficient)
$f$ : Darcy 마찰계수	$L$ : 협착부의 길이(m)
$K_m$ : 최대압력손실계수(Maximum pressure loss	$m$ : 멱법칙 모델의 컨시스턴시( $Pa \cdot s^n$ )
	$n$ : 멱법칙 지수
	$p$ : 정압(Pa)
	$q$ : Carreau 모델의 지수

\*회원, 숭실대학교 기계공학과

\*\*회원, 한국항공대학교 기계설계학과

\*\*\*회원, 효성중공업 기술연구소

$Ra_D$  : 입구 레이놀즈 수 ( $\rho U_m / \mu_e$ )

$U_m$  : 입구의 평균속도 ( $m/s$ )

$u$  : 속도 벡터

#### 그리스문자

$\alpha$  : 단면축소비  $[1 - (d/D)^2]$

$\dot{\gamma}$  : 전단율 ( $s^{-1}$ )

$\dot{\gamma}_0$  : 커트오프 전단율 ( $s^{-1}$ )

$\lambda$  : 특성시간 ( $s$ )

$\mu_e$  : 비뉴턴 유체의 겔보기점성계수 ( $Pa \cdot s$ )

$\mu_0$  : 영전단율 점성계수 ( $Pa \cdot s$ )

$\mu_\infty$  : 무한전단율 점성계수 ( $Pa \cdot s$ )

$\rho$  : 유체의 밀도 ( $kg/m^3$ )

## 1. 서 론

원형관내에 협착이 발생하여 유동장이 급변하는 현상은 산업용 배관장치와 의공학분야에서 자주 접하게 된다.<sup>(1,2)</sup> 뉴턴 유체 및 비뉴턴 유체의 협착관내 유동특성에 관한 연구동향을 살펴보면, Young<sup>(3)</sup>은 인체 동맥에 관한 연구에서 협착관에서의 유동은 협착부의 크기와 형상, 레이놀즈 수에 크게 의존하기 때문에 정량적 분석과 자료를 일반화하는데 어려움이 있음을 강조하고 있으며, 이 분야의 연구에 기여하기 위해서는 유체역학자, 의공학자들의 공동노력이 필요함을 강조하고 있다. 양인균<sup>(4)</sup>은 여러 개의 협착부가 있는 비뉴턴 유체의 협착관과 압출관내의 유동특성에 관하여 실험과 수치해석을 병행하여 연구하였고, Cho 등<sup>(5)</sup>은 실제 동맥협착관의 기하학적 모델을 이용하여 혈액의 비뉴턴 점성의 영향을 수치해석하였다. 그리고 Pak 등<sup>(6)</sup>은 순수점성 비뉴턴 유체인 Carbopol수용액과 점탄성 유체인 Separan 수용액의 전단율과 겔보기 점성계수의 관계를 실험적으로 구하고 급확대관에서 비뉴턴 유체의 거동을 실험적으로 연구하였다. 박상연 등<sup>(7)</sup>은 뉴턴 유체인 물과 글리세린 수용액, 비뉴턴 유체인 폴리머 수용액을 사용하여 레이놀즈 수 100~10000범위에서 협착비율과 협착 길이 비에 따른 유체의 유동특성을 실험적으로 연구하였다. 발표된 여러 연구결과들을 종합해보면 뉴턴 유체의 협착관내 유동현상에 대해서는 실험적 연구와 수치적 연구결과들이 많이 발표되고 있으나, 비뉴턴 유체의 협착관내 유동특성에 대한 연구는 아직 많지

않다.<sup>(8~11)</sup> Polymer 수용액은 산업공정이나 의공학분야에서 자주 이용되며 특히, 의공학분야에서는 혈액을 직접 사용하는 실험이 매우 어렵기 때문에 Carbopol 수용액과 Separan 수용액을 혈액의 대용유체로 사용하고 있다. 대부분의 Polymer 수용액은 유변학적으로 뉴턴 유체와는 아주 다른 특성을 나타낸다. 따라서 비뉴턴 유체의 유동특성을 이해하기 위해서는 급격축소-급격확대 협착관과 점차축소-점차확대 협착관, 그리고 분기관과 같이 특이한 기하학적 형상을 갖는 유동장에서 비뉴턴 유체의 유동특성을 면밀하게 검토하여야 한다. 또한, 다양한 형상의 협착관 및 분기관에서의 비뉴턴 유체의 유동특성을 수치적으로 연구하기 위해서는 지배방정식에 포함된 응력을 적절한 구성방정식으로 나타내어야 한다.

본 논문에서는 뉴턴 유체 및 혈액과 유사한 특성을 갖는 비뉴턴 유체를 이용하여 협착관내 유동특성을 이해하는데 주요점을 두고, 협착부의 형상이 점차축소 점차확대, 그리고 급격축소-급격확대 협착관의 경우에 대하여 단면축소 및 관의 길이 대 직경비의 영향을 실험 및 수치적으로 결정할 압력손실계수로 검토하고자 한다.

## 2. 지배방정식과 구성방정식

뉴턴 유체 및 비뉴턴 유체의 유동을 수치해석하기 위한 정상, 비압축성 유동에 대한 연속방정식과 운동량방정식을 텐서형으로 표현하면 다음과 같다.

$$u_{j,j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho u_j u_{i,j} = -p_{,i} + \mu_e (u_{i,j} + u_{j,i})_{,j} \quad (2)$$

본 연구에서는 다양한 구성방정식 중에서 비뉴턴 유체의 유동특성을 연구하는데 적합하고 편리한 멱법칙 모델, 식 (3)을 채택하여 겔보기 점성계수 ( $\mu_e$ )를 구하였다.<sup>(12)</sup>

$$\mu_e = m \dot{\gamma}^{n-1} \quad (3)$$

여기서  $m$ 과  $n$ 은 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 나타내는 상수이다. 국소전단율이 계산되면 비뉴턴 유체의 점성계수는 멱법칙 모델로부터 결정할 수 있다. 멱법칙 모델은 비뉴턴 유체의 멱법칙 전단율 범위내에서 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 잘 나타낼 수 있다. 그러나, 멱법칙 모델은 전단율이 아주 작을 때는 겔보기 점성계수를 무한히 크게

나타내는 모델이므로 실용되는 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 모사하는데는 적합하지 못하다. 따라서 전단율이 0에 가까운 영역에서는 식 (4)와 같은 수정멱법칙 모델을 적용하여 비뉴턴 유체의 점성계수를 일정하게 할 필요가 있다.<sup>(9)</sup>

$$\mu_e = \begin{cases} m \dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ m \dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_0 \end{cases} \quad (4)$$

여기서  $\dot{\gamma}_0$ 는 커트오프(cut-off) 전단율이다.

또한, 구성방정식 중에서 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau 모델을 이용하면 겔보기 점성계수는 식 (5)와 같이 표현된다.

$$\mu_e = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{(q-1)/2} \quad (5)$$

### 3. 유변학적 성질

Carbopol-934 수용액과 Separan AP-273 수용액은 혈액의 대용유체로 협착관내 유동연구에 많이

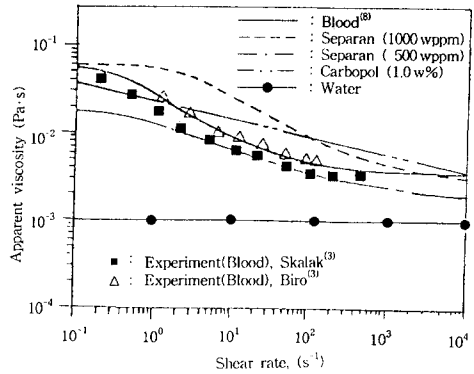


Fig. 1 Apparent viscosity versus shear rate for rheologically different fluids.

사용된다. 농도가 1.0w%이고, PH = 7.66인 Carbopol 수용액과 500 및 1000 wppm인 Separan AP-273 수용액에 대한 유변학적 성질을 실험으로 구한 자료들<sup>(6,10)</sup>을 Fig. 1에 나타내었다.

그림에서 실선, 점선 등으로 표시한 것은 비뉴턴 유체의 유변학적 성질을 가장 잘 나타내는 구성 방

Table 1 Rheological properties and density of working fluids<sup>(6,15)</sup>

Fluids	Properties	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Rheological model	Rheological vaques
Water		1000	Newtonian	$m=0.001$ $n=1.00$ $\mu_0=0.001$
Aqueous Carbopol 1.0w% solution		1004	Modified power law, Eq. (4)	$m=0.023$ $n=0.799$ $\mu_0=0.0366$
Aqueous Separan 500wppm solution		1000	Carreau, Eq. (5)	$\mu_0=0.018$ $\mu_\infty=0.0016$ $\lambda=2.5$ $q=0.62$
Aqueous Separan 1000wppm solution		1001	Carreau, Eq. (5)	$\mu_0=0.06$ $\mu_\infty=0.0026$ $\lambda=0.5$ $q=0.45$
Blood		1050	Carreau, Eq. (5)	$\mu_0=0.056$ $\mu_\infty=0.0035$ $\lambda=3.313$ $q=0.356$

정식을 이용하여 곡선적합(curve-fitting)한 선들이다. 문헌에 보고된 실험자료들 곡선적합한 자료들 근거로 하여 Carbopol 1.0w% 수용액은 수정떡벌칙 모델을 적용하여 나타내고, Separan 500 및 1000wppm 수용액과 혈액은 Carreau 모델을 적용하여 나타내었다. 비뉴턴 유체의 길보기 점성계수를 뉴턴 유체의 경우와 비교하기 위하여 물의 점성계수를 그림에 제시하였다. 전단율이 0에 접근할 때와 무한히 클 때 혈액의 길보기점성계수는 Separan 1000wppm 수용액과 Carbopol 1.0w% 수용액의 길보기 점성계수와 유사하게 나타나지만 떡벌칙 전단율의 범위에서는 상당히 다른 값을 나타내고 있다. Carbopol 1.0w% 수용액은 순수점성 비뉴턴 유체로 알려져 있는 반면, Separan 500wppm과 1000wppm 수용액은 관내의 난류유동에서 유체의 저항을 크게 감소시켜 주는 점탄성유체로서 알려져 있다.

수치해석을 위해 필요한 뉴턴 및 비뉴턴 유체의 밀도와 유변학적 파라미터들을 Table 1에 요약하였다. Carbopol 수용액의 유변학적 성질을 나타내기 위하여 수정떡벌칙 모델을 사용할 때  $\gamma_0$ 의 값은  $0.1s^{-1}$ 으로 정하여 주었다.

4. 실험장치 및 실험방법

실험에 사용된 유체는 물과 비뉴턴 유체로서 Carbopol-934 1.0w% 수용액과 Separan AP-273 500wppm 및 1000wppm 수용액을 사용하였다. 비뉴턴 유체의 유변학적 성질은 모세관 점도계와 낙구식 점도계를 사용하여 측정하였다. 모세관 점도계와 낙구식 점도계에 대해서는 Eum<sup>(13)</sup>과 Jeon<sup>(14)</sup>의 참고문헌에 상세히 기술되어 있다. 협착관내 유동실험을 위한 실험장치의 개략도는 Fig. 2와 같다. 협착부의 내경은  $d=1.5mm$ 이고, 협착관 상류와 하류 관의 내경은  $D=3,175mm$ 이며, 협착관에서 완전히 발달된 유동을 얻기 위하여 협착관 상류의 길이는 정체부로부터 직경의 185배가 되도록 하였다. 협착관과 협착관 전·후의 압력을 측정하기 위하여 협착관 상류에 6개의 압력 탭, 그리고 협착관 하류에서는 9개의 압력 탭을 Fig.2와 같이 설치하였으며, 압력 탭사이의 거리는 3mm씩 등간격으로 하고, 압력 탭은 내경 0.7mm인 스테인리스 주사 바늘(외경 1.1mm)을 특수용접하여 설치하였다.

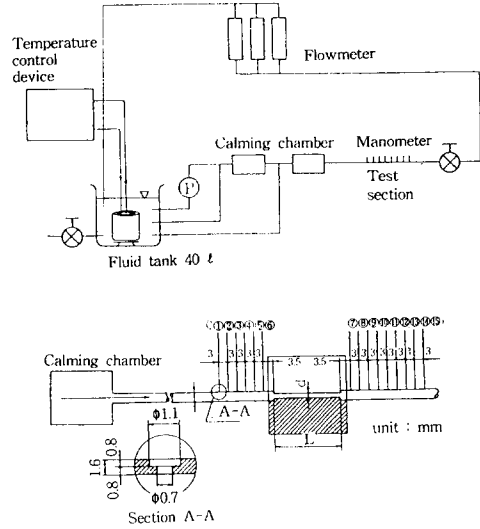


Fig. 2 Schematic diagram of the flow loop for the stenosis experiment

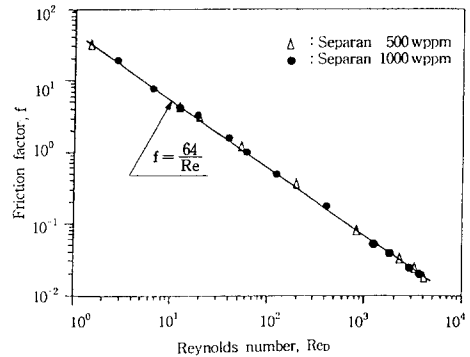


Fig. 3 Friction factor versus Reynolds number for aqueous Separan AP-273 solutions in the capillary tube viscometer

시험부에 급격축소-급격확대 형상의 협착관을 설치하였으며 압력을 측정하기 위한 압력 탭의 위치를 Fig.2에 상세하게 나타내었다.

모세관 점도계로 측정된 Separan 수용액에 대한 마찰계수와 레이놀즈 수 사이의 관계를 Fig.3에 나타내었다. Separan 수용액은 관내 난류유동에서 저항감소효과가 대단히 좋은 점탄성유체로서 알려져 있으나 이들 Separan 수용액의 마찰계수는 층류유동에서 뉴턴 유체의 마찰계수와 동일하게 나타난다.

### 5. 수치해석방법

본 연구에서는 정상, 2차원, 비압축성, 비뉴턴 유체 유동에 대한 지배방정식을 풀기 위하여 Galerkin 방법에 의한 유한요소법을 적용하여 다음과 같은 비선형 대수방정식을 구하였다.

$$K(\phi)\phi = F \tag{6}$$

여기서,  $K(\phi)$ 는 전체계의 행렬(global system matrix)이고,  $\phi$ 는 속도 또는 압력과 같은 미지변수이며,  $F$ 는 체력과 경계조건을 포함하는 Forcing Function이다.

위 행렬의 자유도를 줄이기 위해 미지압력을 식 (7)과 같이 나타내는 Penalty Function Method<sup>(16)</sup>를 이용하였다.

$$u_{j,j} = -\epsilon p \tag{7}$$

여기서,  $\epsilon$ 의 값은  $1 \times 10^{-6}$ 이다.  $\epsilon$ 이 작을수록 운동량방정식의 압력항을 쉽게 소거할 수 있다. 압력 penalty 함수를 사용하여 식 (6)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$K(\phi) = K_c(\phi) + K_a \tag{8}$$

식 (8)의  $K_c(\phi)$ 는 운동량방정식의 대류항에서 생기는 비대칭 대류행렬이고,  $K_a$ 는 확산항, 압력항, 연속방정식의 대칭 분포이다.

식 (8)의 비선형 행렬을 풀기 위하여 운동량방정식의 대류항은 두 개의 다른 반복법 즉, 연속대입법(successive substitution method)으로 알려져 있는 고정점 반복법(fixed point iteration method)과 quasi-Newton 방법<sup>(16)</sup>을 조합하여 선형화시키고, 선형화된 행렬은 Gauss 소거법으로 풀었다.

계산시간을 줄이기 위해 협착관 유동문제는 원통 좌표계상의 축대칭선 위쪽부분만 수치계산하였고, 축대칭선의 경계조건은 반경방향 속도성분을 0으로 하고, 출구조건은 완전히 발달된 유동조건으로 하였다. 또한, 속도에 대한 상대오차가 0.001 이하이면 수렴하는 것으로 보았다.

계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 CONVEX사의 CONVEX C120이다. 계산된 결과는 SUN SPARCstation을 이용하여 HP Paint Jet XL printer로 출력하였다.

### 6. 결과 및 검토

#### 6.1 협착관의 압력손실계수와 단면축소비

압력손실계수( $K$ )는 입구의 동압에 대한 임의의 두 단면 사이의 정압의 비로 정의 할 수 있다. 협착관의 압력차를 나타내기 위하여 Fig. 4에서 협착의 영향을 받지 않는 상류정압을  $p_1$ 이라 하고 협착부 하류에서 압력이 최소되는 지점의 정압을  $p_4$ 라 할 때 협착관의 최대압력손실계수( $K_m$ )를 식 (9)와 같이 정의 할 수 있다.

$$K_m = \frac{p_1 - p_4}{\rho U_m^2 / 2} \tag{9}$$

공학적인 응용을 위해서는 최대압력손실계수( $K_m$ )보다는 협착으로 인한 전체압력손실을 나타내는 관의 총압력손실계수( $K_t$ )를 구하는 것이 더 중요하다. 그러나, 넓은 레이놀즈수 범위에서  $K_t$ 를 실험적으로 측정하는 것은 장치의 제작상 어려움이 있기 때문에  $K_m$ 을 측정함으로써  $K_t$ 를 예측하고 있다. 한편, 수치해석에서는 축방향의 압력분포를 계산함으로써  $K_t$ 를 쉽게 구할 수 있다. Fig. 4에서 협착관의 영향을 받지 않는 상류정압을  $p_1$ 이라 하고, 협착으로 인하여 압력이 최소치에 도달한 후 압력이 회복되어 국부적으로 최고지점에 도달할 때의 정압을  $p_5$ 라 하면 협착관의 총압력손실계수( $K_t$ )는 식 (10)과 같이 정의할 수 있다.

$$K_t = \frac{p_1 - p_5}{\rho U_m^2 / 2} \tag{10}$$

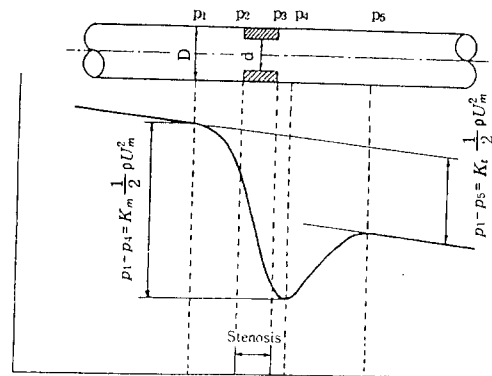


Fig. 4 Definitions of pressure loss coefficients in the stenotic tube

협착부의 단면축소비는 면적비를 이용하여 다음과 같이 정의된다.

$$\alpha = 1 - (d/D)^2 \tag{11}$$

여기서  $D$ 는 상류관의 직경이고,  $d$ 는 협착부의 직경이다.

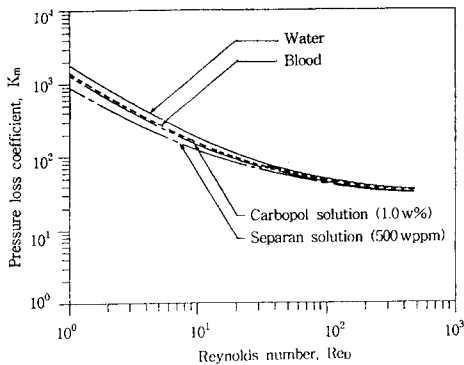
6.1 유변학적 특성이 다른 유체들의 압력손실계수 비교

단면축소비  $\alpha=77.7\%$ 이고, 길이 대 직경비  $L/d$ 가 2.8이며, 협착부의 형상이 급격축소-급격확대 관일 때 유변학적 특성이 서로 다른 유체들의 최대 압력손실계수와 총압력손실계수의 값을 Fig.5의 (a)와 (b)에 각각 나타내었다. 최대압력손실계수와 총압력손실계수의 값은 뉴턴 유체인 물이 가장

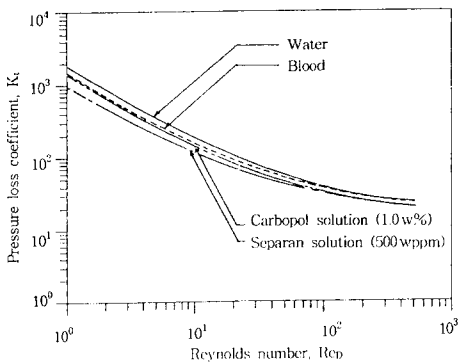
크고 혈액, Carbopol 1.0w% 수용액, Separan 1000wppm 수용액 순으로 크게 나타나고, 그 차이는 레이놀즈 수가 증가할수록 작아지는 것을 알 수 있다. 비뉴턴 유체들의 유변학적 특성은 다르지만 압력손실계수의 값은 크게 다르지 않은 것을 알 수 있다. 그 이유는 레이놀즈 수의 증가에 따라 전단율이 커지면서 비뉴턴 유체의 겔보기 점성계수와 뉴턴유체의 점성계수의 차이가 작아지기 때문으로 사료된다. 따라서 협착관의 압력손실계수는 유체의 유변학적 특성보다는 협착관의 기하학적 형상변화에 따른 영향이 더 큼을 알 수 있다.

6.3 단면축소비의 영향

뉴턴 유체인 물의 경우에 협착부의 길이 대 직경

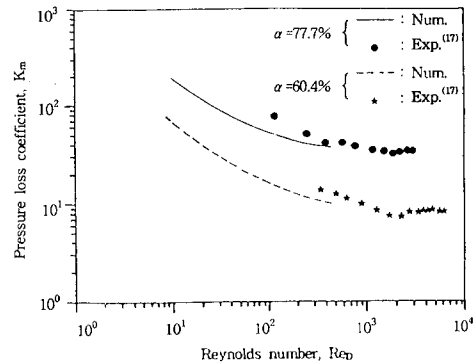


(a) Maximum pressure loss coefficient

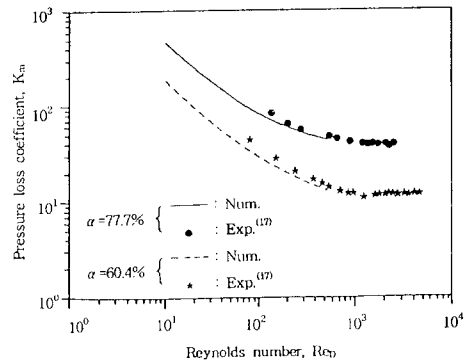


(b) Overall pressure loss coefficient

Fig. 5 Pressure loss coefficients for rheologically different fluids in the stenotic tube ( $L/d=2.8$ ,  $\alpha=77.7\%$ )



(a)  $L/d=2.8$



(b)  $L/d=8$

Fig. 6 Effect of the contraction ratios on the maximum pressure loss coefficient for a stenosis (Water)

비( $L/d$ )가 각각 2.8과 8일 때 협착부의 단면축소비가 협착관 유동특성에 미치는 영향을 Fig. 6의 (a)와 (b)에 각각 나타내었다.

실험적 연구에서는 압력 탭으로 측정한 압력을 이용하여 층류영역과 난류영역에서의 최대압력손실계수를 결정하였고, 수치계산은 층류영역에서의 최대압력손실계수값만 계산하여 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 실험값과 수치계산값은 대체로 잘 일치함을 알 수 있다. 층류영역에서는 단면축소비가 커질수록 협착부 후류의 유동박리로 인해 최대압력손실계수값은 크게 나타남을 알 수 있고, 난류영역에서는 거의 일정함을 알 수 있다. 또한 층류영역에서는 레이놀즈 수가 커질수록 최대압력손실계수의 값은 작아지고, 단면축소비의 영향을 많이 받는다. 또한 길이 대 직경비,  $L/d=2.8$ 인 경

우가  $L/d=8$ 인 경우보다 최대압력손실계수값은 낮게 나타남을 알 수 있다. 또한, 레이놀즈 수가 증가할수록 최대압력손실계수값은  $L/d=2.8$ 인 경우보다  $L/d=8$ 인 경우에 급격하게 감소함을 알 수 있다.

Separan 500wppm 수용액을 사용할 때 단면축소비가 최대압력손실계수에 미치는 영향을 길이 대 직경비( $L/d$ )가 각각 2.8과 8인 경우 Fig. 7의 (a)와 (b)에 각각 나타내었다. 실험치와 수치계산 결과는 대체로 잘 일치하지만 레이놀즈 수가 증가함에 따라 수치해석으로 구한 최대압력손실계수는 실험치보다 낮게 나타난다. Separan 수용액의 최대압력손실계수는 물의 경우와 거의 유사하게 나타나며, 단면축소비가 증가할수록, 그리고  $L/d$ 가 증가할수록 최대압력손실계수는 증가한다.

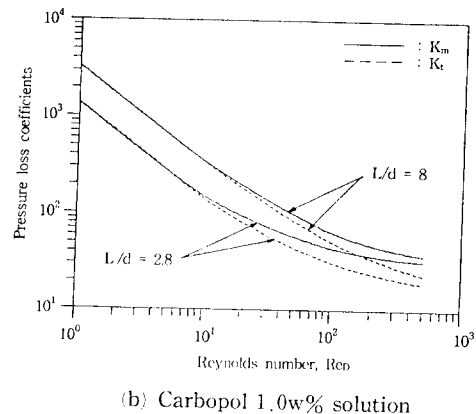
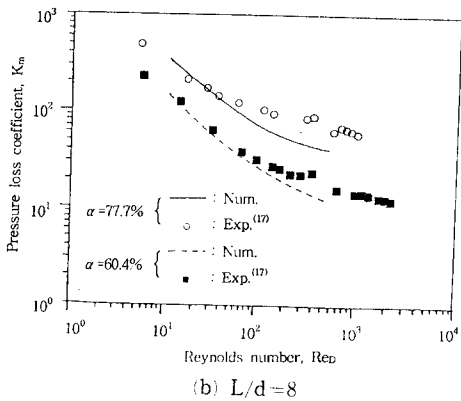
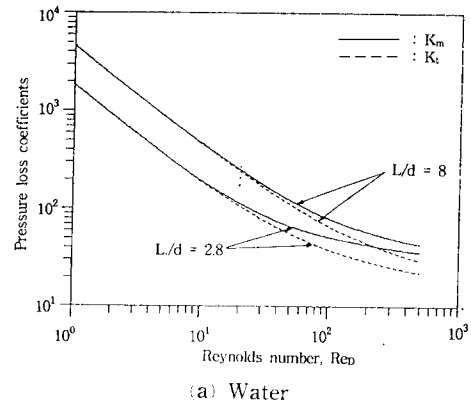
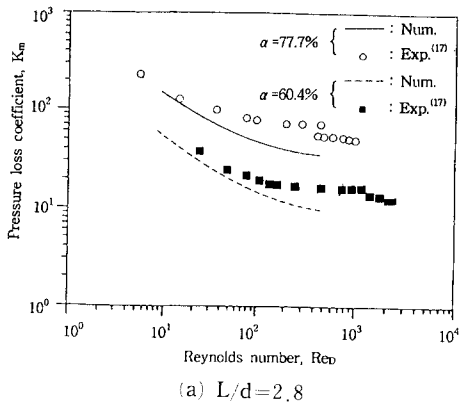


Fig. 7 Effect of the contraction ratios on the maximum pressure loss coefficient for a stenosis (Separan solution 500wppm)

Fig. 8 Effect of  $L/d$  on the pressure loss coefficients for  $\alpha=77.7\%$

6.4 협착부 길이 대 직경비(L/d)의 영향

물과 Carbopol 1.0% 수용액의 경우에 단면축소비  $\alpha=77.7\%$ 일 때 길이 대 직경비가 최대압력손실계수( $K_m$ )와 총압력손실계수( $K_t$ )에 미치는 영향을 Fig. 8의 (a)와 (b)에 각각 나타내었다. 물의 경우에 레이놀즈 수가 작은 영역에서 길이 대 직경비가 큰 경우가 압력손실계수  $K_m$ 과  $K_t$ 는 높게 나타남을 알 수 있으나, 레이놀즈 수가 증가함에 따라 그 차이는 점점 줄어든다. 압력손실계수에 대한 길이 대 직경비의 영향은 단면축소비에 의한 영향보다 크지 않다. 또한, 그림에서 보는 바와 같이 레이놀즈 수가 작은 영역에서는  $K_t$ 와  $K_m$ 은 거의 동일하게 나타나지만 레이놀즈 수가 증가할수록  $K_t$ 와  $K_m$ 의 차이는 점점 커지게 되는데 이것은 급격확대부 직후의 에너지 손실이 크다는 것을 의미한다. 레이놀즈 수가 증가할수록 L/d의 영향은 점차 작아진다.

비뉴턴 유체인 Carbopol 1.0% 수용액에 대한  $K_m$ 과  $K_t$ 의 차이는 물과 거의 유사한 경향을 나타내지만 물보다는 약간 크다. 즉, 층류영역에서의 뉴턴 유체나 비뉴턴 유체의 압력손실계수값의 변화는 거의 유사함을 알 수 있다.

6.5 협착부 형상변화의 영향

Fig. 9와 같이 협착부의 형상변화가 압력손실계수에 미치는 영향을 검토하기 위하여 급격축소-급격확대 협착관과 점차축소-점차확대 협착관내 유동을 수치해석하여 비교하였다. 점차축소-점차확대 협착부의 형상은 축소 및 확대부가 직선으로 변화되는 경우이다. 이때 단면축소비는  $\alpha=77.7\%$ 이고, 길이 대 직경비는  $L/d=2.8$ 로 정하였다.

협착부 형상의 변화가 압력손실계수에 미치는 영향을 Fig. 10에 나타내었다. 여기서 S.C.-S.E.는 급격축소-급격확대 협착관을 나타내고, G.C.-G.E.는 점차축소-점차확대 협착관을 나타낸다. 협착관의 형상이 날카로울수록 부차적손실이 증가하므로 급격축소-급격확대 협착부를 갖는 협착관의  $K_m$ 과  $K_t$ 는 점차축소-점차확대 협착부를 갖는 협착관의  $K_m$ 과  $K_t$ 보다 크게 나타난다. 레이놀즈 수가 1보다 작을 때는 협착부의 형상에 상관 없이  $K_m$ 과  $K_t$ 가 동일하다가 레이놀즈 수가 증가함에 따라  $K_m$ 과  $K_t$ 값의 차이는 증가하게 된다. 또한, 레이놀즈 수가 증가함에 따라 급격축소-급격확대 협착관과 점차축소-점차확대 협착관의 총압력손실계수,

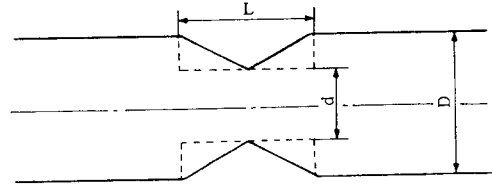
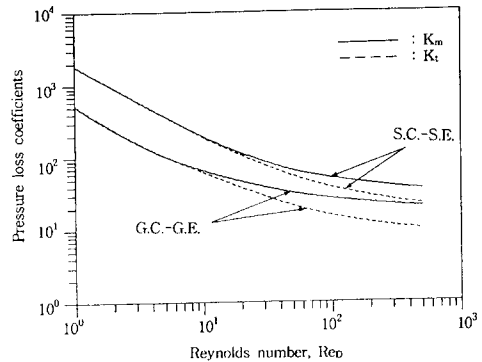
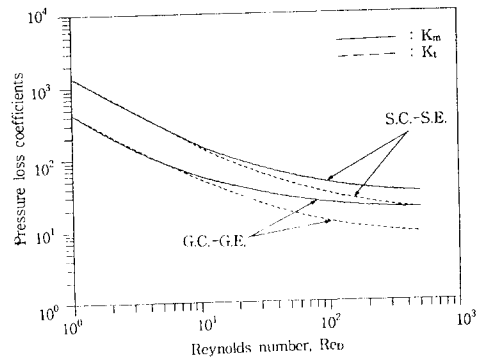


Fig. 9 Geometry of the stenosed tube



(a) Water



(b) Carbopol 1.0w% solution

Fig. 10 Comparison of  $K_m$  and  $K_t$  for different stenotic shapes ( $L/d=2.8$ ,  $\alpha=77.7\%$ )

$K_t$ 의 변화는 동일하게 감소하지만, 급격축소-급격확대 협착관의 최대압력손실계수,  $K_m$ 은 점차축소-점차확대 협착관의 경우보다 크게 감소함을 알 수 있다. 이것은 점차축소-점차확대관의 부차적손실이 급격축소-급격확대 협착관의 경우보다 작음을 의미한다. 또한, 일반적으로 뉴턴 유체와 비뉴턴 유체의 압력손실계수는 거의 유사한 경향을 나타내고 있음을 알 수 있다.



## 7. 결 론

(1) 층류영역에서 혈액, Separan 수용액과 Carbopol 수용액의 압력손실계수는 뉴턴 유체인 물의 경우와 같이 레이놀즈 수의 증가에 따르는 변화경향이 유사하게 나타나지만, 그 크기의 순서는 물, 혈액, Carbopol 수용액, Separan 1000wppm 수용액 순으로 나타난다.

(2) 물, Separan 및 Carbopol 수용액의 유변학적 특성은 서로 크게 다르지만 이 유체들의 협착관내 유동특성은 거의 유사함을 알 수 있다.

(3) 레이놀즈 수가 증가할수록 최대압력손실계수는 감소하고, 협착부에서의 영향이 길이 대 직경비의 영향보다 크게 나타난다.

(4) 레이놀즈 수가 작은 영역에서는 최대압력손실계수( $K_m$ )와 총압력손실계수( $K_t$ )의 차이가 거의 없지만 레이놀즈 수가 증가함에 따라  $K_m$ 과  $K_t$ 의 차는 증가된다.

(5) 급격축소-급격확대 협착부를 갖는 협착관의 최대압력손실계수( $K_m$ )와 총압력손실계수( $K_t$ )는 점차축소 점차확대 협착부를 갖는 협착관의  $K_m$ 과  $K_t$ 보다 크게 나타난다.

## 후 기

이 연구는 숭실대학교 교내학술연구비 지원과 한국과학재단이 지원하는 첨단유체공학연구센터의 지원에 의하여 이루어졌으며 이에 감사함을 표한다.

## 참고문헌

- (1) Ward-Smith, A. J., 1980, *Internal Fluid Flow*, Oxford University Press, pp. 372~396.
- (2) Iguchi, M. and Ohmi, M., 1985, "Loss Coefficients for Flows through a Sudden Expansion and a Sudden Contraction Closely Placed." *Trans. JSME*. Vol. 52, No. 481, pp. 3252~3257.
- (3) Young, D. F., 1979, "Fluid Mechanics of Artrial Stenosis," *ASME J. Biomechanical Eng.*, Vol. 101, pp. 157~175.
- (4) 양인균, 1988, 협착관 및 외부압에 의한 압출관내의 유동특성에 관한 연구, 박사학위논문, 홍익대학교.
- (5) Cho, Y. I and Kensey, K. R., 1991, "Effects of Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel: Part 1, Steady Flows," *Biorheology*, Vol. 28, pp. 241~262.
- (6) Pak, B., Cho, Y. I. and Choi, S. U. S., 1990, "Separation and Reattachment of Non-Newtonian Fluid Flows in a Sudden Expansion Pipe." *J. Non-Newtonian Fluid Mech.*, Vol. 37, pp. 175~199.
- (7) 박상연, 윤재복, 유상신, 1992, "비뉴턴 유체의 협착관내 유동특성에 관한 연구," *공기조화·냉동공학회논문집*, 제4권, 제4호, pp. 343~350.
- (8) Banerjee, R. K., 1992, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University.
- (9) 서상호, 유상신, 장남일, 1994, "수정맥법칙 비뉴턴 유체의 협착관내 유동장해석," *공기조화·냉동공학회논문집*, 제6권, 제3호, pp. 227~236.
- (10) Yoo, S. S., 1993, "Flows of Non-Newtonian Fluids in the Stenosed and Bifurcation Tubes," *AFR-92-D*, AFERC, POSTECH.
- (11) Park, S. S., 1991, Pressure Drop for a Modified Power Law Fluid Flow in a Rectangular Duct, Ph. D. Thesis, State University of New York.
- (12) Bird, R. B., Armstrong, R. C. and Hassager, O., 1987, *Dynamics of Polymeric Liquids*, Wiley Interscience, New York.
- (13) Eum, C. S., 1990, A Study on the Heat Transfer Augmentation of the Viscoelastic Fluids in Circular Tube Flows, Ph. D. Thesis, Dankook Univ..
- (14) Jeon, C. Y., 1990, A Study on the Characteristic Time and Viscosity of Viscoelastic Fluids Using the Ball and Needle. Ph. D. Thesis, Dankook Univ..
- (15) Cho, Y. I. and Hartnett, J. P., 1985, *Handbook of Heat Transfer Applications*, McGraw-Hill, pp. (2-1) ~ (2-50).
- (16) Dennis, J. and More, J., 1965, "Quasi-Newton Method, Motivation and Theory,"

- SIAM Rev.*, Vol. 19.
- (17) Suh, S. H., Park, S. E. and Yoo, s. s., 1994, "Flow Phenomena of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic Tubes," *The 3rd JSME-KSME Fluids Engineering Conference*, Sendai, Japan, pp. 171~176.