

〈論 文〉

뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대한 분기관 유동의 수치해석

서상호* · 유상신** · 노형운***

(1994년 4월 14일 접수)

Numerical Analysis of Branch Flows for Newtonian and Non-Newtonian Fluids

Sang-Ho Suh, Sang-Sin Yoo and Hyoung-Woon Roh

Key Words : Branch Flow(분기관 유동), Non-Newtonian Fluid(비뉴턴유체), Modified Power-Law Model(수정 멱법칙모델), Finite Volume Method(유한체적법)

Abstract

Branch flows for Newtonian and non-Newtonian fluids are simulated by the finite volume method. The modified power-law model is employed as a constitutive equation of the non-Newtonian fluids. Numerical analyses are focused on understanding of flow patterns for different values of branch angles, diameter ratios and Reynolds numbers. The numerical results are compared with the existing experimental data. The calculated velocity profiles and pressure variations are in good agreement with available experimental results.

기 호 설 명

D_b : 분기관의 지름(m)
 D_{b1} : 제1 분기관의 지름(m)
 D_{b2} : 제2 분기관의 지름(m)
 D_i : 상류 주관의 지름(m)
 k : 점성계수 조절상수
 m : 멱법칙모델의 컨시스턴시(Pa·sⁿ)
 \dot{m}_b : 하류 분기관의 질량유량(kg/s)
 \dot{m}_{b1} : 제1 분기관의 질량유량(kg/s)
 \dot{m}_{b2} : 제2 분기관의 질량유량(kg/s)
 \dot{m}_i : 상류 주관의 질량유량(kg/s)
 \dot{m}_o : 하류 주관의 질량유량(kg/s)
 n : 멱법칙지수
 p : 정압(Pa)
 R_i : 상류 주관의 반지름(m)
 Re : 레이놀즈수($\rho U_m D_i / \eta$)
 U_m : 입구의 평균속도(m/s)

u : 축방향속도(m/s)

v : 속도벡터

그리스문자

α : 분기각

$\dot{\gamma}$: 전단율 텐서(rate of strain tensor)

$\dot{\gamma}$: 전단율(s⁻¹)

$\dot{\gamma}_o$: 컷오프 전단율(s⁻¹)

η : 비뉴턴유체의 겔보기 점성계수(kg/m·s)

θ : 제1 분기관의 분기각

μ : 뉴턴유체의 점성계수(kg/m·s)

ρ : 유체의 밀도(kg/m³)

τ : 전단응력 텐서(shear stress tensor)

ϕ : 제2 분기관의 분기각

∇ : 미분연산자

1. 서 론

*정회원, 숭실대학교 기계공학과

**정회원, 한국항공대학교 기계설계학과

***정회원, 숭실대학교 대학원 기계공학과

함된 부유물이 관벽에 침착하고 액체와 관벽의 화학작용에 의하여 관벽에 스케일이 쌓이게 되어 협착현상이 발생한다. 협착현상은 유동방향 또는 유량을 조절하기 위하여 설치된 관이음부 및 분기관의 분기점부근에서 많이 발생된다. 분기점에서 협착현상이 일단 발생되면 시간이 경과될수록 협착정도는 심해지고, 압력손실은 크게 증가되며 유량은 크게 감소된다. 인체의 동맥혈관도 많은 분기관과 곡관의 형태로 구성되어 있다. 인체내의 경동맥분기관(carotid bifurcation), 관상동맥분기관(coronary arterial bifurcation) 등에서 혈류학적 원인에 의하여 협착현상이 발생한다. 혈관에 협착현상이 발생되면 시간이 경과될수록 협착정도가 심해지고 혈액순환이 잘 되지 않으며, 심장이 보다 많은 혈액을 공급하도록 작동되기 때문에 혈압이 상승하는 결과를 초래한다.

산업용 배관에서 원활한 유량수송을 저해하고, 혈관에서 동맥경화증의 원인이 되는 협착현상과 분기관내 유동은 공학적 해석이나 생체유체역학 연구에 있어 매우 중요하다. 주관 및 분기관내에서 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동거동을 이해하기 위한 실험적 및 수치적 연구결과⁽¹⁻⁵⁾가 많이 발표되었다. 발표된 연구결과를 종합하여 보면 분기각이 90°인 경우에 분기관의 유량변화, 속도분포, 압력변화 및 벽면에 미치는 전단응력의 영향에 관해 연구한 것이 대부분이다. 분기각, 직경비 및 레이놀즈수의 변화가 유동장에 미치는 영향에 대한 유동해석은 거의 없다. 복잡한 분기관의 형상때문에 분기관내의 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 연구는 먼저 수치적 방법을 적용하여 전체적인 경향을 분석하고, 실험적 자료를 이용하여 수치해석 결과를 검증하는 추세에 있다.

본 연구에서는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 분기관내 유동을 정량적으로 해석하기 위한 기초연구로써 입구에서 속도분포가 다불 경우에 분기각, 레이놀즈수, 주관과 분기관의 직경비가 유동특성에 미치는 영향을 수치적으로 해석하고자 한다.

2. 관련이론

비압축성인 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 정상상태 유동특성을 해석하기 위한 연속방정식과 운동량방정식은 다음과 같다.

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (1)$$

$$\rho(v \nabla) v = -\nabla p + \nabla \cdot \tau \quad (2)$$

식(1)과 식(2)에서 v 와 τ 는 각각 속도벡터와 전단응력 텐서이다. 식(2)를 수치적으로 해석하기 위하여 전단응력텐서 τ 를 전단율 텐서의 함수로 표현할 수 있는 비압축성 비뉴턴유체의 구성방정식(constitutive equation)은 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.⁽⁶⁾

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (3)$$

여기서, η 와 $\dot{\gamma}$ 는 각각 비뉴턴유체의 겔보기점성계수(apparent viscosity) 및 전단율 텐서이다.

식(3)은 뉴턴의 점성법칙을 만족하지 않는 순수점성 비뉴턴유체(purely viscous non-Newtonian fluid)의 유변학적 성질을 나타내는데 사용할 수 있다. 겔보기 점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 많은 구성방정식 중에서 본 연구에서는 멱법칙모델(power-law model)을 채택하였다. 멱법칙모델은 방정식의 형태가 단순할 뿐만 아니라, 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성을 비교하는데 적합한 모델로 알려져 있다.^(6,7) 멱법칙모델은 겔보기점성계수와 전단율을 다음과 같은 관계식으로 나타낸다.

$$\eta = m \dot{\gamma}^{n-1} \quad (4)$$

비압축성, 순수 전단유동의 경우에는 식(4)의 전단율, $\dot{\gamma}$ 는 식(5)와 같다.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \sum_i \sum_j \dot{\gamma}_{ij} \dot{\gamma}_{ji}} \quad (5)$$

식(4)에서 두 파라미터 m 과 n 은 멱법칙모델을 사용할 때 비뉴턴유체의 유변학적 성질을 나타내는 상수이다. m 은 비뉴턴유체의 컨시스턴스이고, n 은 멱법칙지수이다. 지수 $n < 1$ 인 유체를 전단박화유체(shear-thinning fluid)라 하며 고분자 물질이나 혈액과 같은 유체는 이러한 특성을 갖는다. 멱법칙모델은 전단율이 0에 가까운 영역에서는 겔보기 점성계수가 무한히 커지게 되므로 실제유체를 모사하는 데는 적합하지 못하다. 따라서 전단율이 0에 가까운 영역에서는 뉴턴유체의 점성계수와 같이 비뉴턴유체의 점성계수가 일정한 값이 되도록 하는 수정 멱법칙모델(modified power-law model)을 적용하는 것이 효과적이다.^(8,9) 수정 멱법칙모델에서 비뉴턴유체의 점성계수는 뉴턴유체의 점성계수인 μ 와 컷-오프(cut-off) 전단율 $\dot{\gamma}_0$ 의 값을 이용

하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.⁽⁹⁾

$$\eta = \begin{cases} \mu k \dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ \mu k \dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_0 \end{cases} \quad (6)$$

여기서, k 는 점성계수 조절상수로서 뉴턴유체의 점성계수에 대한 배수를 나타낸다.

수정 멱법칙모델은 결정되어야 할 파라미터의 수가 다른 구성방정식 모델에 비해 적을 뿐만 아니라, 멱법칙지수 $n=1$ 인 경우는 뉴턴유체가 되어 뉴턴유체의 특성을 나타내기 때문에 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성을 비교하는데 유리하다.

3. 해석방법

뉴턴유체와 비뉴턴유체의 분기관내 유동에 대한 지배방정식을 수치적으로 풀기 위하여 영국 AEA (Atomic Energy Authority)사에서 개발한 범용 유한체적 프로그램인 FLOW-3D Release 3.2.1 코드⁽¹⁰⁾를 이용하였다. 하이브리드차분법 (hybrid differencing scheme)⁽¹¹⁾을 사용하여 지배미분방정식을 각 검사체적에 걸쳐 적분하여 이산화방정식을 구하였다. 운동량방정식의 압력항은 연속방정식에 있는 간접적인 정보를 압력계산을 위한 직접적인 알고리즘으로 변환시키는 SIMPLE-C⁽¹²⁾ 압력수정법을 적용하였다. 이산화방정식의 해를 구하기 위한 반복법은 STONE법⁽¹³⁾을 이용하였다. 분기관 유동문제를 해석하기 위한 출구 경계조건은 압력경계조건을 적용하였고, 비뉴턴유체의 겔보기점성계수를 계산하기 위한 사용자 서브루틴을 FORTRAN으로 작성하여 FLOW-3D 코드와 연계시켰다. 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-5} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 CONVEX사의 CONVEX C120과 SUN SPARCstation IPC이다.

4. 계산결과 및 고찰

4.1 분기관의 기하학적 형상과 수치해의 검증

본 연구에 적용한 분기관의 기하학적 형상은 Fig. 1과 같다. 이러한 분기관의 형상은 산업용배관장치와 인체혈관의 대퇴동맥 (femoral artery)과 복부 대동맥 (abdominal aorta)에서 많이 볼 수 있다.

Fig. 1은 두 종류의 분기관 형태를 보여주고 있다. Fig. 1의 (a)는 분기각이 α 이며, 지름 D_i 인 상류 주관으로부터 지름 D_b 의 분기관이 분기되는 경

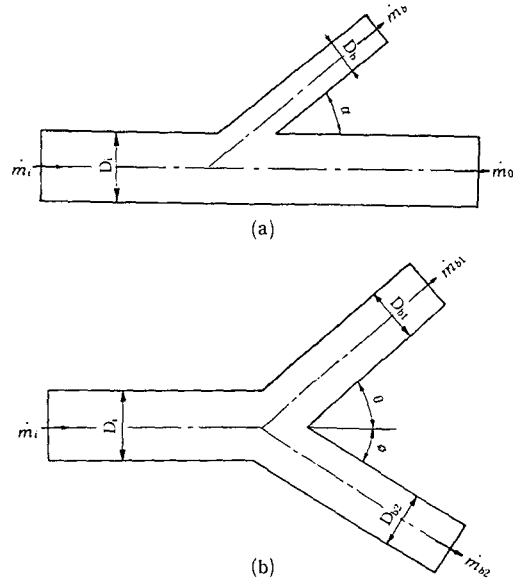


Fig. 1 Geometric configuration of two bifurcation models

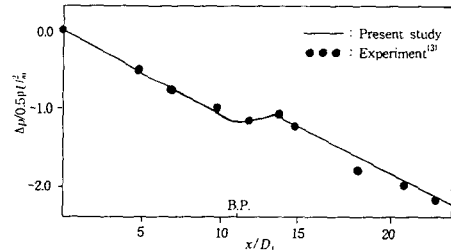


Fig. 2 Comparison of the pressure variation along the tube with experimental results

우의 기하학적 형상이고, Fig. 1의 (b)는 지름 D_i 의 상류 주관이 두개의 분기관, 즉 지름 D_{b1} 인 제1분기관과 지름 D_{b2} 의 제2분기관으로 분기되는 경우의 기하학적 형상이다. 본 연구에서는 먼저 실험 자료의 이용이 가능한 Fig. 1(a)와 같은 분기관내의 유동특성을 수치계산하여 그 결과를 실험값과 비교하여 수치계산의 정확도를 검증하였고, Fig. 1(b)와 같은 분기관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 유동파라미터가 유동특성에 미치는 영향을 중점적으로 연구하였다.

Fig. 1(a)의 분기관에서 분기각이 각각 60° 와 90° 일 때의 유동특성을 수치계산하여 그 결과를 실험 자료와 비교하였다. 먼저 분기각이 60° 이고, 상류 주관과 분기관의 지름이 각각 3.96 mm와 1.6 mm

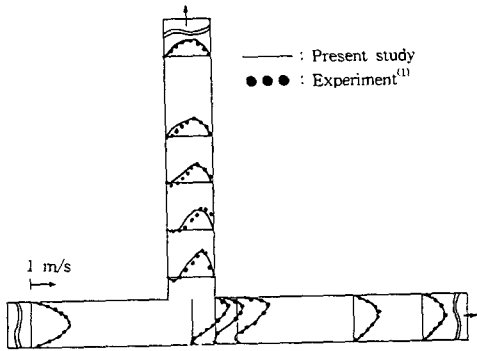


Fig. 3 Comparison of the axial velocity profiles with experimental results

인 주관내의 압력변화를 수치계산하여 Fig. 2에 나타내었다. 그림에서 B.P.(bifurcation point)는 분기점을 나타낸다. Validyne 압력 트랜스듀서를 이용하여 측정된 압력변화⁽³⁾와 수치계산된 값은 잘 일치함을 알 수 있다. 실험의 레이놀즈수는 $Re=550$ 이고, 사용된 유체의 점성계수와 밀도는 각각 $\mu=0.04$ poise와 $\rho=1.142$ kg/m³인 33w% 설탕물이다.

Fig. 3은 분기각이 90°이고, 종횡비가 8:1인 덕트유동 문제를 수치계산하여 구한 축방향 속도와 LDA를 이용한 실험결과⁽¹⁾를 비교한 그림이다. 실

험과 수치계산에서 적용된 레이놀즈수와 질량유량비는 각각 $Re=496$ 과 $\dot{m}_b/\dot{m}_i=0.44$ 이다. Fig. 4는 분기각이 90°인 분기관 유동의 속도벡터와 유선도를 나타낸 것이다.

분기관 유동으로 인하여 주관의 하류방향에서는 최대속도의 위치가 분기관 쪽으로 치우치는 현상이 발생하다가 하류로 계속 진행됨에 따라 다시 확대칭인 속도분포를 나타낸다. 분기관 입구부분에서는 유동의 급격한 변화로 인하여 내벽쪽에 박리기포가 형성되고, 속도분포는 외벽쪽으로 기울어진 형태를 나타내다가 유동의 재부착위치를 지난 후에는 완전히 발달된 유동의 속도분포로 서서히 접근한다. 주관의 상류와 하류에서 축방향속도의 수치계산값과 실험결과는 서로 잘 일치하고 있다. 분기관에서는 수치계산에 의한 내벽쪽의 속도값이 실험결과보다 조금 높게 나타난다. 그 이유는 재순환영역에서 오류확산(false diffusion)으로 인한 영향때문인 것으로 사료된다. 이 오류확산의 영향은 재순환영역내 격자망을 조밀하게 함으로써 개선할 수 있다. 하류 주관보다 분기관에서의 유동박리가 훨씬 크다는 것은 Fig. 4의 벡터도와 유선도에서 알 수 있다. 분기관에서 유동박리로 인한 재순환영역의 범위는 Fig. 4(b)로부터 덕트높이의 약 5배정도 됨을 알 수 있다.

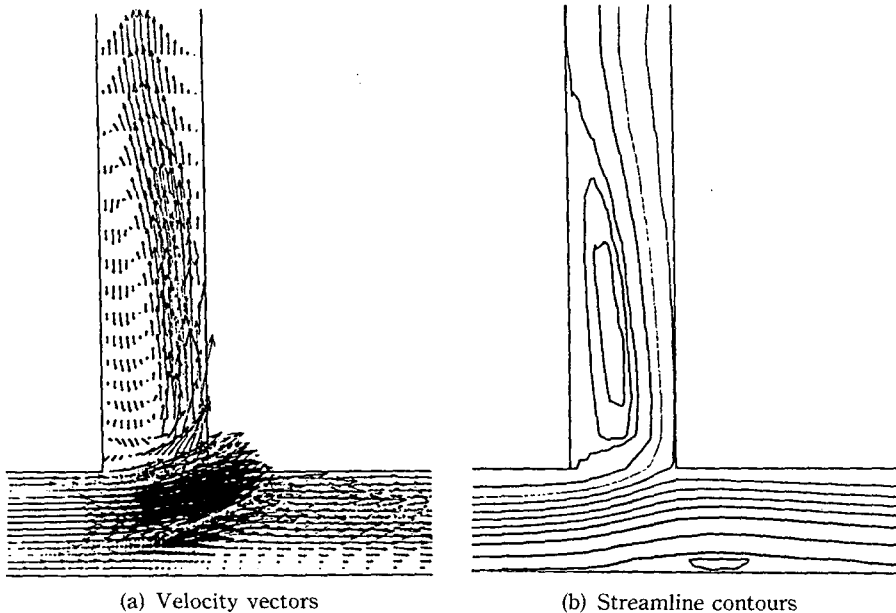


Fig. 4 Velocity vectors and streamline contours for 90° bifurcated tube

4.2 뉴턴유체의 분기관내 유동

본 연구에서는 Fig. 1(b)와 같이 두 방향으로 분기되는 분기관내 뉴턴유체인 물의 유동특성을 중점적으로 연구하기 위하여 입구경계조건이 균일유동(uniform flow)인 경우와 완전히 발달된 유동(fully developed flow)인 경우에 대해 분기각, 직경비 및 레이놀즈수의 변화에 따르는 속도변화와 압력변화를 수치계산하였다. 제1분기관과 제2분기관의 분기각이 같을 경우에는 계산시간을 줄이기 위하여 주관에 대한 축대칭선 윗쪽 부분만 수치계산하였다.

4.2.1 입구조건과 분기각의 영향

레이놀즈수가 400이고, Fig. 1의 (b)와 같은 분기관에서 직경비, $D_{o1}/D_i=1$ 일 때 분기각의 변화에 따른 주관 및 분기관내 중심선상의 축방향 속도와 압력변화를 각각 Fig. 5 및 Fig. 6에 나타내었다. 그림의 B.P.는 분기점을 나타내며, 무차원길이는 x/D_i , 축방향 속도성분은 u/U_m , 압력은 $\Delta p/(0.5\rho U_m^2)$ 으로 무차원화하여 결과를 나타내었다. 이때 U_m 은 상류 주관의 평균속도이고, Δp 는 관입구의 정압과 입구로부터 임의의 점 x 인 곳의 압력차로 나타낸다.

분기관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 유동거동을 해석하기 전에, 먼저 입구 유동조건 변화가 분기관내 유동특성에 미치는 영향을 검토하였다. 완전히 발달된 입구유동조건인 경우에는 상류 주관에서는 중심선상의 속도가 일정한 상태로 진행되다가 분기부를 지나면서 유동이 양분됨에 따라 중심선상의 속도는 급격하게 감소한 후에 다시 서서히 증가하며, 하류로 진행함에 따라서 완전히 발달된 유동으로 된다. 한편, 입구유동조건이 균일유동일 때는 유동이 서서히 발달되기 때문에 상류 주관에서 중심선상의 속도는 계속 증가하다가 분기부를 만나면 속도는 급격히 감소하며, 분기관으로 유동이 진행됨에 따라서 속도는 다시 서서히 증가된다. 완전히 발달된 입구유동조건이 균일유동조건인 경우보다 분기부에 진입하기 전에는 크지만 분기부로부터 멀리 떨어진 하류에서는 두 경우 모두 동일해진다. 분기부에서의 최저속도는 완전히 발달된 입구유동조건인 경우에 나타난다. 중심선상의 속도가 평균속도보다 떨어지는 이유는 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 유동방향의 외벽쪽(outward wall)으로 원심력이 작용하기 때문이다. 협착현상이 일어나는 원인의 하나가 되는 재순환영

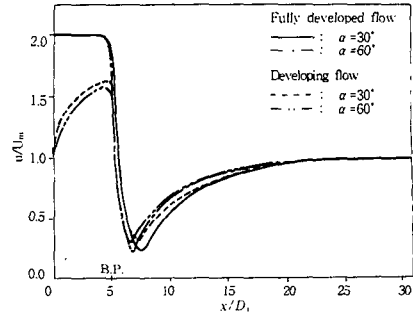


Fig. 5 Effect of the bifurcated angles on the center-line velocity for a Newtonian fluid

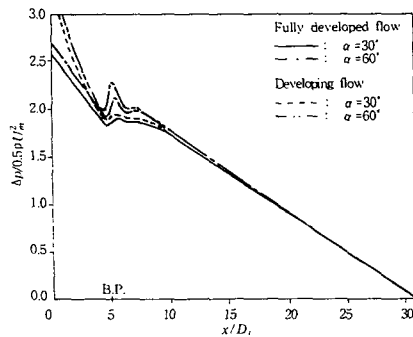


Fig. 6 Effect of the bifurcated angles on the center-line pressure variation for a Newtonian fluid

역은 분기관의 내벽쪽(inward wall)으로 형성된다. 입구유동이 균일유동인 경우는 완전히 발달된 유동과는 달리 입구에서 부가적인 손실이 발생하여 압력손실이 상류 주관쪽에서는 크게 나타나지만 분기관 하류쪽으로 유동이 진행함에 따라 압력손실의 차이는 작아진다.

분기각의 변화가 유동특성에 미치는 영향은 상류의 유동조건에 관계없이 동일한 경향을 나타낸다. 분기각이 30°에서 60°로 커지면 분기부에서의 유동저항이 증가함에 따라 상류 주관에서의 속도는 낮아지고, 분기부에서 최저속도도 약간 낮게 나타나나, 그 차이는 입구유동조건에 의한 영향보다 작다. 또한, 압력손실은 분기각이 30°일 때보다 60°일 때 크게 나타난다. 분기각이 60°일 때는 분기각이 30°인 경우보다 분기점 부근에서 박리구역이 커짐에 따라 중심선상의 압력변화도 더 크게 나타남을 알 수 있다.

4.2.2 직경비의 영향

레이놀즈수가 400이고, 분기각이 30°일 때 상류

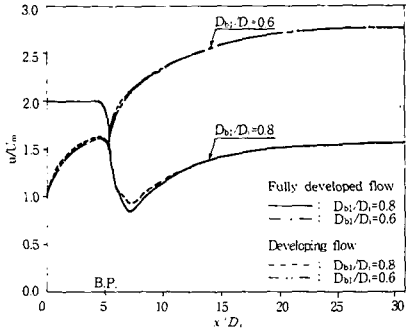


Fig. 7 Effect of the diameter ratios on the centerline velocity for a newtonian fluid

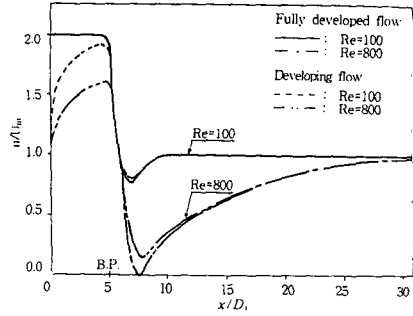


Fig. 9 Effect of the Reynolds numbers on the centerline velocity for a newtonian fluid

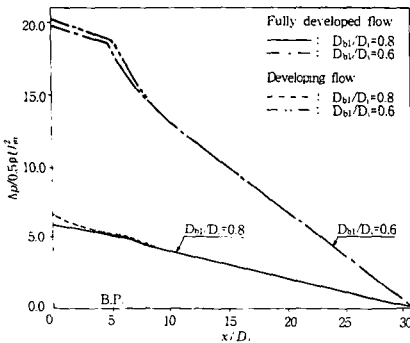


Fig. 8 Effect of the diameter ratios on the centerline pressure variation for a newtonian fluid

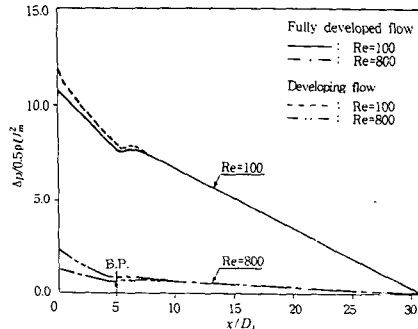


Fig. 10 Effect of the Reynolds numbers on the centerline pressure variation for a newtonian fluid

주관과 분기관의 직경비변화에 따른 중심선상의 속도와 압력변화를 각각 Fig. 7과 Fig. 8에 나타내었다. 직경비(D_{b1}/D_i)가 작아질수록 하류 분기관의 속도와 압력손실이 크게 증가한다. 직경비가 0.6인 하류 분기관에서는 중심선상의 속도가 상류주관의 속도보다 크게 나타나며, 입구유동조건의 차이는 분기관의 유동속도에 크게 영향을 미치지 않는다. 입구유동조건이 균일유동인 경우에는 유동이 상류주관에서 완전히 발달되기 전에 분기부로 유입됨에 따라 속도분포가 완전히 발달된 입구유동조건의 경우보다 분기부에서 높게 나타난다. 주어진 직경비의 관에서 입구유동이 균일할 때는 완전히 발달된 경우보다 상류 주관에서 압력손실이 크게 나타나며, 이러한 현상은 직경비가 작아질 경우에도 동일한 경향으로 나타난다.

4.2.3 레이놀즈수의 영향

분기각이 30°이고, 상류 주관과 하류 분기관의 직경이 동일($D_{b1}/D_i=1.0$)할 때 레이놀즈수의 변

화에 따른 분기관내 속도와 압력변화를 Fig. 9 및 Fig. 10에 나타내었다. 입구에서 완전히 발달된 유동인 경우에는 상류 주관의 무차원 축방향속도가 레이놀즈수에 관계없이 일정하다. 그러나, 분기부를 지나면서 레이놀즈수가 작을수록 속도회복이 빨라져서 완전히 발달된 유동에 빨리 접근한다. 입구에서 균일유동인 경우에는 레이놀즈수가 작을수록 상류 주관에서의 입구길이가 짧아지기 때문에 레이놀즈수가 100일 때는 800일 때보다 유동이 훨씬 빨리 완전히 발달된 모양이 되어, 상류 주관에서 중심선상의 속도는 크게 나타난다. 분기부 직후의 중심선상의 속도는 레이놀즈수가 증가할수록 입구유동조건의 영향을 크게 받는다. 이 결과로부터 레이놀즈수가 작을 때는 입구유동조건의 변화가 분기부의 유동특성에 미치는 영향이 작게 나타나지만, 레이놀즈수가 증가함에 따라 입구유동조건의 변화가 분기부의 유동특성에 미치는 영향은 커진다. 레이놀즈수가 동일할 때는 입구유동조건이 압력강하에 크게 영향을 미친다. 즉, 발달되고 있는 유동은 완

전히 발달된 유동보다 상류 주관에서 큰 압력강하를 나타낸다. 레이놀즈수가 증가할수록 무차원 압력강하는 작게 나타낸다.

4.3 혈액의 수정 멱법칙모델화

실제 유체인 혈액의 분기관 유동문제를 수치모사하여 본 연구에서 채택한 수정 멱법칙모델의 타당성을 검증하였다. 문헌에 발표된 혈액에 대한 전단율과 겔보기 점성계수의 관계는 Fig. 11과 같다. 혈액은 응력과 변형률의 관계에 있어 전단박화 비뉴턴유체의 특성을 나타내기 때문에 혈액에 대한 수정 멱법칙모델의 컨시스턴트수와 멱법칙지수의 값은 실험결과를 커브피팅(curve-fitting)하여 각각 $m = 0.0271 \text{ Pa}\cdot\text{s}^n$ 와 $n=0.53$ 임을 알 수 있다. 수정 멱법칙모델에서 컷-오프 전단율의 값은 유동 해석 결과에 약간의 차를 나타낼 수 있으므로, 본 연구에서는 속도분포와 압력변화에 거의 영향을 나타내지 않는 $\dot{\gamma}_0 = 0.2135 \text{ s}^{-1}$ 로 정하였다. 그리고 혈액의 유변학적 성질을 가장 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau모델과 Powell-Eyring모델에 의한 결과⁽¹⁴⁾와 본 연구에서 적용한 수정 멱법칙모델의 결과를 비교하여 Fig. 11에 나타내었다.

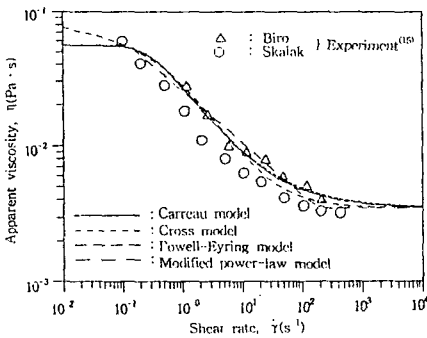


Fig. 11 Rheological property of the human blood

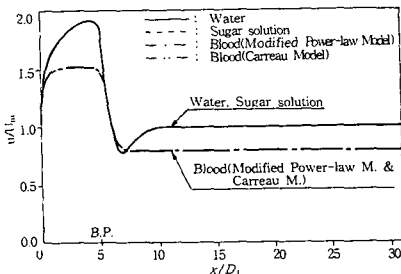


Fig. 12 Variation of centerline velocity for rheologically different fluids

본 연구에서 채택한 수정 멱법칙모델을 이용하여 나타낸 전단율에 대한 겔보기 점성계수의 값은 실험 결과,⁽¹⁵⁾ Carreau모델, Cross모델과 Powell-Eyring 모델의 결과⁽¹⁴⁾와 잘 일치함을 알 수 있다. Carreau 모델을 포함하는 많은 유변학적 모델들이 3개 이상의 모델상수를 필요로 하는 것을 고려하면 수정 멱법칙모델의 간편성과 정확성을 확인할 수 있다.

입구유동조건이 균일유동이고, 분기각이 30°이며, 직경비가 1.0일 때 유변학적 특성이 서로 다른 유체들의 분기관내 유동특성을 비교하기 위하여 물, 33w% 설탕물 및 혈액유동을 수치계산하였다. 수치계산의 기준으로써 입구에서의 레이놀즈수는 100으로 정하였다. 계산결과인 무차원속도와 압력변화를 각각 Fig. 12와 Fig. 13에 나타내었다. 수정 멱법칙모델을 이용한 분기관내의 유동특성은 혈액의 유변학적 성질을 가장 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau모델을 적용하여 구한 결과와 잘 일치함을 알 수 있다.

유변학적 성질이 다른 유체들의 유동특성을 비교해 보면, 물 및 33w% 설탕물은 분기관 상류와 하류에서 중심선상의 속도변화가 동일한 경향을 나타내지만, 혈액은 물 및 설탕물과는 판이한 특성을

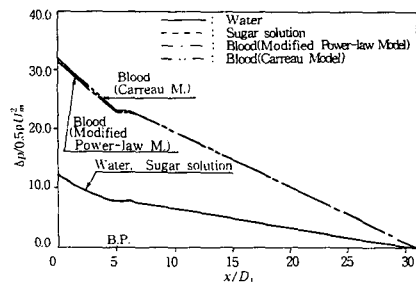


Fig. 13 Centerline pressure variation for rheologically different fluids

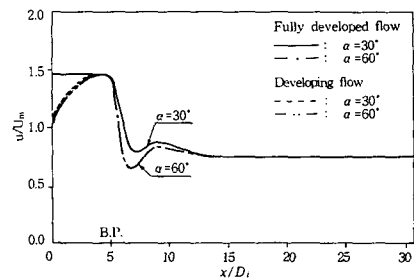


Fig. 14 Effect of the bifurcated angles on the centerline velocity for the human blood

나타낸다. 혈액은 상류 주관에서 물 및 설탕물보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동상태로 변하고 있음을 알 수 있고, 분기부의 영향도 뉴턴유체의 경우와는 다르게 나타남을 알 수 있다. 혈액의 속도분포는 하류에서 물 및 설탕물보다 속도가 낮게 나타나는데, 그 이유는 혈액과 같은 비뉴턴유체의 반경방향의 속도분포가 훨씬 평탄하기 때문이다. 혈액의 압력강하는 물 및 설탕물보다 크게 나타남을 알 수 있다. 이것은 혈액이 가지고 있는 비뉴턴유체의 유변학적 특성에 따르는 영향인 것으로 생각된다.

4.4 혈액의 분기관내 유동

혈액의 유변학적 성질을 수정 멱법칙모델로 나타내고, 이 구성방정식을 이용하여 분기관내 혈액유동을 해석한 결과와 Carreau모델에 의한 수치계산 결과를 비교하여 혈액에 대한 수정 멱법칙모델의 타당성을 입증할 수 있었다. 본 연구에서는 이 결과를 토대로 하여 분기관의 형상변화가 혈액의 유동특성에 미치는 영향을 검토하기 위하여 입구유동조건을 균일유동인 경우와 완전히 발달된 유동인 경우로 구분하여 수치계산하였다.

4.4.1 분기각의 영향

입구유동조건 변화가 분기관내 혈액유동에 미치는 영향을 검토하기 위하여 레이놀즈수가 400이고, 직경비(D_{b1}/D_i)가 1.0일 때, 분기각의 변화에 따른 상류 주관 및 하류 분기관내 혈액유동에 대한 중심선상의 속도와 압력변화의 계산결과를 각각 Fig. 14와 Fig. 15에 나타내었다. 주어진 분기관에서 입구유동조건이 균일유동인 경우에는 혈액의 멱법칙 지수 n 이 작기 때문에 뉴턴유체인 물보다 수력학적 입구길이 짧아져서 분기부로 진입하기 전에 상류 주관에서 완전히 발달된 유동이 된다. 따라서, 분기부 하류의 유동은 완전히 발달된 입구유동의 경우와 동일한 속도분포를 나타낸다. 또한, 상류 주관의 입구에서 혈액의 무차원 속도는 중앙부분에서 평탄하기 때문에 뉴턴유체의 무차원 속도보다 낮게 나타난다.

주어진 분기각에서 중심선상의 속도분포는 분기부를 지나면서 증가하였다가 분기부 하류로 유동이 진행됨에 따라 서서히 감소하여 완전히 발달된 유동으로 접근한다. 분기각이 30°에서 60°로 증가되면 분기부의 유동저항 증가로 인하여 상류 주관에

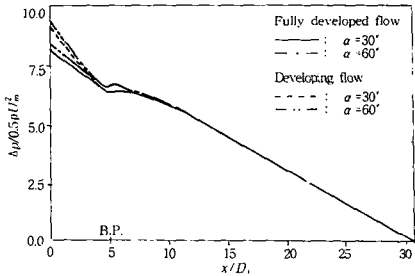


Fig. 15 Effect of the bifurcated angles on the centerline pressure variation for the human blood

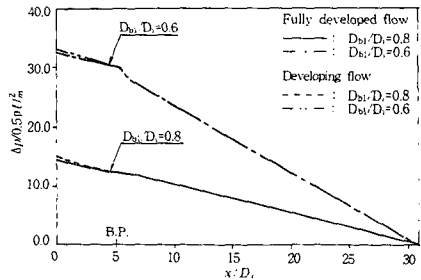


Fig. 17 Effect of the diameter ratios on the centerline pressure variation for the human blood

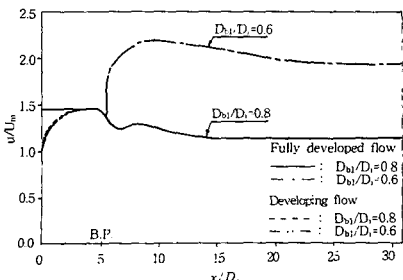


Fig. 16 Effect of the diameter ratios on the centerline velocity for the human blood

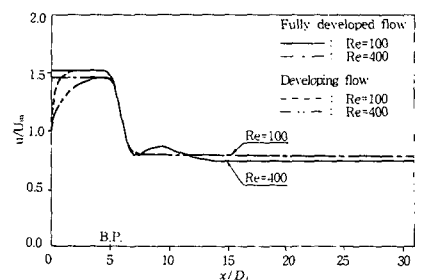


Fig. 18 Effect of the Reynolds numbers on the centerline velocity for the human blood

서의 속도는 약간 감소된다. 분기각의 변화가 분기 관내 혈액의 유동특성에 미치는 영향은 뉴턴유체와는 다르게 나타나는데, 이것은 혈액의 유변학적 거동이 급격히 변하는 유동장에서 뉴턴유체와는 다르기 때문이다.

입구유동조건이 완전히 발달된 유동인가 또는 균일유동인가에 따라서 중심선상의 압력변화는 상류 주관의 입구와 분기부 전후에서 약간 다르게 나타나지만, 분기관의 하류에서는 입구유동조건에 관계없이 동일한 경향을 나타낸다. 분기부에서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 발생하는 급격한 압력상승은 뉴턴유체의 경우보다 작게 나타난다. 또한, 입구유동조건의 변화에 관계없이 분기각이 30°에서 60°로 커지면 분기부에서 발생하는 유동저항의 증가로 인하여 상류 주관에서의 압력손실은 약간 증가한다.

4.4.2 직경비의 영향

분기각이 30°이고, 레이놀즈수가 400일 때 상류 주관과 하류 분기관의 직경비 변화가 혈액의 유동특성에 미치는 영향을 고찰하기 위하여 중심선상의 속도와 압력변화를 각각 Fig. 16과 Fig. 17에 나타내었다. 직경비 변화에 따른 혈액의 유동특성은 상류 주관에서 뉴턴유체의 유동특성과 다르게 나타난다. 혈액은 수력학적 입구길이가 짧아서 입구에서 균일하던 유동이 분기부에 도달하기 전에 완전히 발달된 유동으로 된다. 뉴턴유체인 물은 분기부를 지나면서 속도가 급격히 감소한 후에 서서히 증가하여 완전히 발달된 유동으로 접근한다. 그러나, 혈액은 직경비가 작을수록 분기부를 지나면서 속도가 약간 감소한 후에 급격히 증가하였다가 다시 서서히 감소하면서 분기부의 하류로 진행함에 따라 완전히 발달된 유동으로 접근한다. 직경비가 작아질수록 그 경향은 더욱 현저하게 나타난다. 또한 유동이 분기부에 진입하기 전에 완전히 발달된 유동이 되므로 압력강하는 상류 주관의 입구부에서는 입구유동조건에 따라 약간 다르며, 분기관 하류에서는 입구유동조건의 변화에 관계없이 동일한 경향을 나타낸다.

4.4.3 레이놀즈수의 영향

분기각이 30°이고, 직경비가 1.0인 분기관에서 혈액의 레이놀즈수 변화에 따른 중심선상의 속도와 압력변화를 각각 Fig. 18과 Fig. 19에 나타내었다. 혈액과 같은 전단 박화유체의 유동에서는 관 중앙

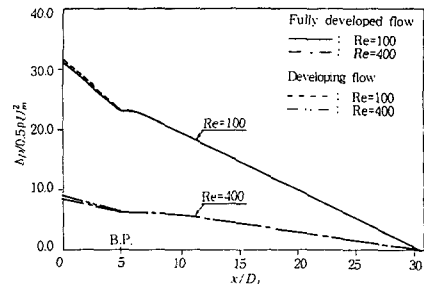


Fig. 19 Effect of the Reynolds numbers on the center-line pressure variation for the human blood

부의 속도분포가 평탄하기 때문에, 입구에서 완전히 발달된 유동의 경우에는 레이놀즈수가 증가할수록 무차원 속도가 낮게 분포한다. 입구에서 균일유동인 혈액유동은 수력학적 입구길이가 짧아서 물보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 되는데, 레이놀즈수가 증가할수록 입구길이는 길어지며 상류 주관에서 무차원 속도는 감소한다.

레이놀즈수가 400일 때의 혈액유동은 분기부를 지난 후 속도가 부분적으로 증가하다가 다시 감소하면서 완전히 발달된 유동에 접근하지만, 레이놀즈수가 100일 때는 분기부를 지난후, 급격한 속도의 변화없이 완전히 발달된 유동에 접근한다. 분기관 하류에서는 혈액유동의 경우 레이놀즈수가 증가할수록 뉴턴유체보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 될 뿐만 아니라 무차원속도 역시 감소한다. 무차원 속도가 감소되는 이유는 레이놀즈수가 증가할수록 혈액과 같은 비뉴턴유체는 유동의 중앙부에서 속도분포가 더욱 평탄해지기 때문이다.

레이놀즈수가 증가할수록 무차원 압력강하는 감소한다. 입구유동조건이 균일유동일 때는 완전히 발달된 유동의 경우보다 관 입구부에서 압력강하가 크게 나타난다. 레이놀즈수가 증가할수록 상류 주관에서의 압력강하가 약간 증가하는데, 이것은 레이놀즈수가 증가할수록 수력학적 입구길이가 길어지기 때문에 나타나는 현상이다.

5. 결 론

뉴턴유체와 수정 먹법칙모델로 나타낼 수 있는 비뉴턴유체의 원형 분기관내 유동문제를 수치계산한 결과를 다음과 같이 요약할 수 있다.

(1) 수정 먹법칙모델로 나타낸 혈액의 분기관내

유동에 대한 해석결과는 혈액의 유변학적 성질을 잘 나타내는 Carreau모델을 이용한 수치해석 결과와 잘 일치한다.

(2) 뉴턴유체에서는 완전히 발달된 입구유동조건인 분기관 유동은 균일한 입구유동조건인 경우보다 상류 주관에서 중심선상의 속도는 크고, 압력손실은 작다. 또한, 레이놀즈수가 증가할수록 입구유동조건에 따른 상류주관과 분기부 직후에서의 영향은 커진다. 분기부로부터 멀리 떨어진 하류에서는 입구유동조건이 속도와 압력변화에 영향을 미치지 않는다.

(3) 뉴턴유체는 분기각이 커질수록 분기부에서 유동저항이 증가하여 발달되고 있는 유동에서 속도 분포는 낮아지고, 압력강하는 증가한다. 혈액의 유동특성은 뉴턴유체의 경우와 유사한 경향을 나타내지만, 분기부에서의 급격한 속도 및 압력변화는 뉴턴유체의 경우보다 작게 나타난다.

(4) 분기관의 직경비가 작아질수록 속도와 압력손실이 크게 증가한다. 혈액에 대한 직경비의 영향은 상류 주관에서는 뉴턴유체와 동일한 경향을 나타내지만, 분기부 직후에서는 뉴턴유체와는 전혀 다르게 나타난다. 혈액의 유동은 협착부 직후의 속도가 감소한 후에 증가하였다가 다시 서서히 감소하는 경향을 나타낸다.

(5) 혈액유동은 레이놀즈수가 증가할수록 뉴턴유체보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 될 뿐만 아니라, 상류 주관과 하류 분기관에서의 무차원 속도분포 역시 감소한다. 또한, 뉴턴유체와 혈액유동의 무차원 압력손실계수는 레이놀즈수가 증가할수록 모든 입구유동조건에 대하여 모두 감소한다.

후 기

본 연구는 한국과학재단이 지원하는 첨단유체공학 연구센터의 연구비 지원과 숭실대학교 교내연구비의 지원으로 이루어진 것으로 이에 감사드립니다.

참고문헌

(1) Liepsch, D., Moravec, S., Rastagi, A. K. and Vlachos, N. S., 1982, "Measurement and Calculations of Laminar Flow in a Ninety Degree Bifurcation," *J. Biomechanics*, Vol. 15, No. 7, pp.

473~485.
 (2) 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*, 20, pp. 745.
 (3) 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.*, 107, pp. 257~267.
 (4) Khodadadi, J. M., Nguyen, T. M. and Vlachos, N. S., 1986, "Laminar Forced Convective Heat Transfer in a Two-Dimensional 90° Bifurcation," *Numerical Heat Transfer*, Vol. 9, pp. 677~695.
 (5) Choi, H. G. and Yoo, J. Y., 1992, "Finite Element Analysis of Two-Dimensional 90° Bifurcation Flow," *The 5th Asian Congress of Fluid Mechanics*, Taejon, Korea, pp. 1124~1127.
 (6) Bird, R. B., Armstrong, R. C. and Hassager, O., 1987, *Dynamics of Polymeric Liquids*, Wiley Interscience, New York.
 (7) Yoo, S. S., 1993, "Physical Properties and Heat Transfer in Tube Flows of Non-Newtonian Fluids," *The 6th Int. Symp. on Transport Phenomena in Thermal Engineering*, Seoul, Korea, Vol. II, pp. 61~70.
 (8) 박심수, 이현순, 1992, "환상덕트내의 수정벽 법칙 유체유동에 대한 압력강하," 대한기계학회 '92 춘계학술대회논문집 II, pp. 49~54.
 (9) 서상호, 유상신, 1993, "벽법칙 비뉴턴유체의 협착관내 유동장해석," '93 공기조화·냉동공학 하계학술발표 논문집, pp. 49~54.
 (10) *FLOW3D Release 3.2, User Manual*, 1992, AEA Industrial Technology Harwell Lab., United Kingdom.
 (11) Spalding, D. B., 1972, "A Novel Finite Difference Formulation for Differential Expressions Involving Both First and Second Derivatives," *Int. J. Num. Meth. Eng.*, Vol. 4, pp. 551~559.
 (12) Jang, D. S., Jetli, R. and Acharya, S., 1986, "Comparison of the PISO, SIMPLER, and SIM- PLEC Algorithms for Treatment of the

- Pressure-Velocity Coupling in Steady Flow Problems," *Numerical Heat Transfer*, Vol. 10, pp. 209~228.
- (13) Stone, H. L., 1968, "Iterative Solution of Implicit Approximations of Multidimensional Partial Differential Equations," *SIAM J. Numer. Anal.*, Vol. 5, No. 3, pp. 530~558.
- (14) Banerjee, R. K., 1992, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University.
- (15) 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.