

인체혈액의 구성방정식에 관한 비교연구

유상신 · 서상호* · 장남일*

한국항공대학교 기계설계학과

*숭실대학교 기계공학과

(1994년 10월 26일 접수)

A Comparative Study on Constitutive Equations of Human Blood

S. S. Yoo, S. H. Suh* and N.I. Chang*

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

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

(Received October 26, 1994)

요 약

인체 동맥혈관내 혈액의 유동현상을 수치적으로 해석하기 위해서는 혈액의 유변학적 성질을 구성방정식으로 나타내어야 한다. 본 연구에서는 혈액의 점성계수를 표현하기 위하여 비뉴턴유체의 점성을 나타내는 식으로서 Carreau 모델, 수정 Cross 모델, 수정 Powell-Eyring 모델과 수정멱법칙모델을 사용하였고, 원형관내 혈액의 정상유동을 수치모사하기 위하여 겔보기점성계수를 이용하는 구성방정식을 운동량방정식에 적용하였다. Carreau 모델과 수정멱법칙모델을 적용할 때 레이놀즈수의 변화가 중심선상의 속도와 길이방향의 압력변화에 미치는 영향을 고찰하였다. 전단율이 높은 영역에서 혈액의 겔보기점성계수를 효과적으로 나타낼 수 있는 수정멱법칙모델을 제시하였다.

Abstract—In order to investigate the flow phenomena in the human arteries a specific constitutive equation which represents the rheological behavior of blood should be determined. In present study the non-Newtonian viscosity of blood is expressed as a function of the shear rate using the Carreau model, the modified Cross model, the modified Powell-Eyring model and the modified power-law model. These models are applied to the momentum equation to simulate the steady circular tube flows of blood. The effect of Reynolds number on the centerline velocity and pressure variation of blood flow is discussed for the Carreau model, the modified Cross model, the modified Powell-Eyring model and the modified power-law model. A further modification for the power-law model is presented to account for the higher range of the shear rate.

Keywords: Human blood, Constitutive equations, Circular tube flow, Numerical analysis

1. 서 론

인체내에서 혈액은 산소와 영양물의 공급, 체온 조절 등과 같은 매우 중요한 기능을 맡고 있다. 인

체내 혈관은 많은 곡관과 분기관으로 구성되어 있는데 혈관벽에 혈류학적 원인으로 인하여 협착현상이 발생되며, 발생된 협착현상은 시간이 경과할수록 혈관의 유동통로면적을 감소시키기 때문에 순환혈

액량을 감소시키고, 결국 혈압을 증가시켜 심장에 큰 부담을 주게 한다. 이러한 인체혈관내의 혈액유동특성과 협착의 발생원인을 규명하기 위한 생체유체역학적인 연구가 최근 주요 연구과제로 대두되고 있다[1-5].

혈액은 적혈구, 백혈구 그리고 혈소판 등이 뉴턴 유체의 특성을 지닌 혈장에 혼합되어 있는데, 이들 세포성분으로 인하여 혈액유동은 비뉴턴유체(non-Newtonian fluid)의 거동을 하게 된다. 혈액유동에 관한 실험적 및 수치해석적 연구의 초기에는 혈액을 물과 같은 뉴턴유체로 가정하여 혈액유동을 수치해석하거나, 혈액의 점성과 유사한 점성을 가진 뉴턴 유체를 이용하여 실험적으로 연구하여 왔지만 최근에는 혈액을 비뉴턴유체로 취급하여 연구하고 있다. 혈액을 이용한 실험적 연구의 어려움을 고려하여 혈관내 유동을 수치해석하므로써 전체적인 유동경향을 예측한 뒤에 한정되어 있는 실험자료를 이용하여 수치해석 결과를 검증하는 추세에 있다. 따라서, 정확한 수치해석을 위해서는 복합적인 특성을 지닌 혈액의 유변학적 특성을 잘 나타낼 수 있는 구성방정식(constitutive equation)이 필요하다.

비뉴턴유체인 혈액의 유변학적 성질을 나타내기 위한 구성방정식들이 Cho와 Kensey[1], Banerjee [2], 서와 유[6,7] 등에 의하여 발표된 바 있으며 혈액의 구성방정식으로서 Carreau 모델이 주로 이용되어 왔다. 본 연구에서는 문헌에 발표된 혈액에 대한 다양한 겔보기점성계수에 관한 식중에서 가장 많이 이용되는 Carreau모델[8], 수정 Powell-Eyring모델[9], 수정 Cross모델[2]과 수정떡법칙모델[6]을 채택한다. 이 모델들을 정상 원관유동의 지배방정식에 적용하여 유동을 해석하고, 그 결과를 비교·검토한다. 또한, 기존연구에서 제안된 수정떡법칙모델에 상한커트오프전단율을 도입한 수정떡법칙모델의 특성을 수치적으로 모사한다.

2. 혈액의 유변학적 특성과 구성방정식

혈액은 적혈구, 백혈구, 혈소판 등 많은 미세한 요소가 혈장에 떠 있는 상태이므로 혈관을 따라 유동할 때 특이한 유변학적 특성을 나타낸다. 혈액의 유변학적 특성을 고찰해 보면 대동맥, 동맥 등과 같이 비교적 큰 혈관내를 유동할 때 혈액의 점탄성

(viscoelastic)특성은 거의 무시할 수 있으므로 많은 경우에 혈액은 순수점성(purely viscous) 비뉴턴유체로 취급한다. 그러나, 혈액이 혈구의 크기와 거의 동일한 크기의 위수(order)로 되어 있는 혈관속을 유동할 때는 비뉴턴유체로 취급하는 것보다는, 액체에 입자가 떠 있는 이상(two phase) 유체로 취급하여야 한다.

단순한 비압축성 전단유동에서 전단응력과 변형율은 다음과 같이 멱법칙모델(power-law model)로 나타낼 수 있다.

$$\tau = m\dot{\gamma}^n \quad (1)$$

식 (1)에서 두 파라미터 m 과 n 은 멱법칙모델을 사용할 때 비뉴턴유체의 유변학적 성질을 나타내는 상수이다. 전단율 $\dot{\gamma}$ 는 비압축성 순수전단유동의 경우에는 전단율 텐서 $\dot{\gamma}_{ij}$ 의 second invariant로 나타낼 수 있다.

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

겔보기점성계수(apparent viscosity)는 전단응력과 변형율의 비로 정의할 수 있다.

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

멱법칙모델은 전단율이 0에 가까운 영역에서는 겔보기점성계수가 무한히 커지게 되므로 혈액유동을 모사하는데는 적합하지 못하다. 따라서 본 연구에서는 전단율이 0에 가까운 영역에서는 하한커트오프전단율을 이용하여 겔보기점성계수값을 뉴턴유체의 점성계수값과 같이 일정한 값을 갖도록 수정떡법칙모델을 채택하였다[6]. 수정떡법칙모델은 방정식의 형태가 단순하고, 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동을 비교하여 연구하는데 적합한 모델일 뿐만 아니라 수치해의 정확성도 쉽게 검증할 수 있는 장점이 있다.

혈액의 유변학적 특성을 잘 모사할 수 있는 최적의 구성방정식을 선택하기 위하여 다음과 같은 겔보기점성계수에 관한 식을 선택하여 혈액유동을 수치모사하고, 그 결과를 수정떡법칙모델의 경우와 비교하였다.

Carreau모델 :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (4)$$

수정 Cross모델 :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{1}{[1 + (\lambda \dot{\gamma})^n]^a} \quad (5)$$

수정 Powell-Eyring모델 :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\ln(\lambda \dot{\gamma} + 1)}{[\lambda \dot{\gamma}]^n} \quad (6)$$

위의 식에서 η_0 는 영전단율(zero-shear-rate)점성계수, η_{∞} 는 무한전단율(infinite-shear-rate)점성계수, λ 는 특성시간이다.

생체유체역학연구의 주요한 대상인 복부대동맥(abdominal aorta)이나 대퇴동맥(femoral artery)에서의 최대 전단율은 약 $50 \sim 70 \text{ s}^{-1}$ 이고, 맥동류에서의 순간 최고전단율도 300 s^{-1} 을 넘지 않기 때문에 하한커트오프전단율만을 고려한 수정멱법칙모델을 이용하여 혈액유동을 수치모사하는데 어려움이 없다. 그러나, 혈관의 직경이 좁아지거나 속도변화의 폭이 큰 혈액유동에서는 넓은 전단율의 범위도 고려해야 하므로 본 연구에서는 상한커트오프전단율도 고려한 수정멱법칙모델을 원관유동문제에 적용하였다.

수정멱법칙모델에서 혈액의 점성계수는 전단율이 아주 작은 영역과 아주 큰 영역에서 각각 하한커트오프전단율, $\dot{\gamma}_0$, 와 상한커트오프전단율, $\dot{\gamma}_{\infty}$, 의 값을 정의하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\eta = \begin{cases} m \dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ m \dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma}_0 \geq \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_{\infty} \\ m \dot{\gamma}_{\infty}^{n-1} & \dot{\gamma} > \dot{\gamma}_{\infty} \end{cases} \quad (7)$$

실험으로 측정된 혈액의 점성은 전단율의 영향을 크게 나타내고 있다. 전단율의 변화에 따른 혈액의 겔보기점성계수는 Fig. 1과 같다. 실험으로 측정된 혈액의 겔보기점성계수는 전단율이 증가함에 따라 크게 감소함을 알 수 있다. Fig. 1에서 보는 바와 같이 전단율이 $0.1 \text{ s}^{-1} \sim 100 \text{ s}^{-1}$ 범위에서는 Carreau모델, 수정 Cross모델, 수정 Powell-Eyring모델과 수정멱법칙모델로 나타낸 겔보기점성계수의 값들은 실험결과와 대체로 잘 일치하고 있다. 그러나, 전단율이 0.1 s^{-1} 보다 작은 부분에서는 수정 Powell-

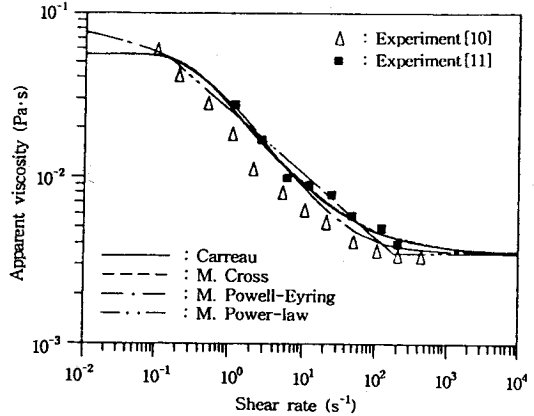


Fig. 1. Blood viscosity versus shear rate.

Eyring 모델의 겔보기점성계수값이 실험결과보다 조금 높게 나타난다. 또한 전단율이 100 s^{-1} 이상이 되면 수정 Powell-Eyring 모델의 겔보기점성계수값은 실험값보다 크게 나타나지만 수정멱법칙모델에서는 겔보기점성계수가 대단히 작아지게 되므로 실제 유체인 혈액의 유변학적 특성을 모사하는데는 적합하지 못하다. 따라서, 전단율이 100 s^{-1} 이상인 곳에서는 뉴턴유체의 점성계수와 같이 일정한 값이 되도록 상한커트오프전단율, $\dot{\gamma}_{\infty}$, 를 정의하는 것이 타당하다. Fig. 1로 나타낸 각 모델의 유변학적 상수들은 Table 1과 같다.

식 (7)과 같이 표현할 수 있는 수정멱법칙모델을 사용하므로써 Fig. 1의 실험결과에서 보는 바와 같이 전단율이 낮은 범위에서는 하한커트오프전단율($\dot{\gamma}_0$)로 혈액의 겔보기점성계수를 일정하게 나타내고, 전단율이 높은 범위에서는 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_{\infty}$)로 겔보기점성계수를 일정하게 할 수 있다.

3. 혈액의 원형관내 유동

3.1. 지배방정식과 해석방법

본 연구에서 채택한 혈액의 구성방정식의 특성을 서로 비교·검토하기 위하여 원관내의 혈액유동을 수치계산하고자 한다. 비압축성, 정상유동에 대한 연속방정식과 운동량방정식은 다음과 같다.

$$u_{i,i} = 0 \quad (8)$$

$$\rho u_i u_{i,j} = -p_{,j} + \tau_{ij} \quad (9)$$

Table 1. Models for the non-Newtonian viscosity of the human blood

Model	Non-Newtonian viscosity	Rheological values
Carreau	$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2]^{(q-1)/2}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ $\lambda = 3.31 \text{ s}$, $q = 0.357$
Modified Cross	$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{1}{[1 + (\lambda \dot{\gamma})^n]^a}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ $\lambda = 3.74 \text{ s}$, $n = 2.41$, $a = 0.254$
Modified Powell-Eyring	$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\ln(\lambda \dot{\gamma} + 1)}{[\lambda \dot{\gamma}]^n}$	$\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ $\lambda = 2.42 \text{ s}$, $n = 1.09$
Modified power-law	$\eta = \begin{cases} m \dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ m \dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma}_0 \geq \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_{\infty} \\ m \dot{\gamma}_{\infty}^{n-1} & \dot{\gamma} > \dot{\gamma}_{\infty} \end{cases}$	$m = 0.0256 \text{ Pa}\cdot\text{s}^n$, $n = 0.615$ $\dot{\gamma}_0 = 0.130 \text{ s}^{-1}$, $\dot{\gamma}_{\infty} = 182 \text{ s}^{-1}$

식 (8)과 식 (9)에서 u_i 와 τ_{ij} 는 각각 속도벡터와 전단응력텐서이다. 식 (9)를 수치적으로 해석하기 위하여 Table 1에 정리된 걸보기점성계수와 유변학적 값들을 운동량방정식에 대입하면 비뉴턴유체유동에 대한 지배방정식을 얻을 수 있다. 이 지배방정식을 Galerkin방법에 의한 유한요소법을 적용하여 비선형 대수방정식으로 바꾸고, 연속대입법(successive substitution method)으로 알려져 있는 고정점 반복법(fixed point iteration method)과 quasi-Newton방법을 조합하여 선형화시킨 다음 Gauss소거법으로 풀 수 있다. 방정식의 해석을 위해 FDI(Fluid Dynamics International)사의 Fidap-code[12]를 이용하였다.

계산시간을 줄이기 위해 원관 유동문제는 원통좌표계상의 축대칭선 윗쪽부분만 수치계산하였고, 축대칭선의 경계조건은 반경방향 속도성분을 0으로 하고 출구조건은 완전히 발달된 유동조건으로 하였다.

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

3.2. 유동계산결과 및 검토

입구에서 균일유동이고, 지름이 20 mm인 원관내 혈액유동에서 레이놀즈수가 100일 때 수치계산한 결과들을 Fig. 2와 Fig. 3에 나타내었다. 직경 D인 원관내의 중심선상의 무차원속도와 압력은 각각 u

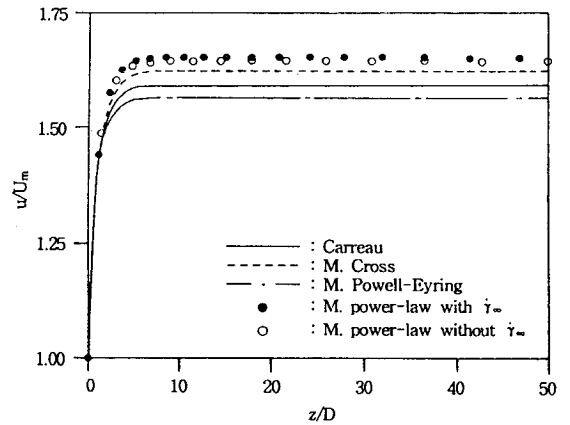


Fig. 2. Centerline velocity of blood flow for different rheological models at $Re=100$ and $D=20$ mm.

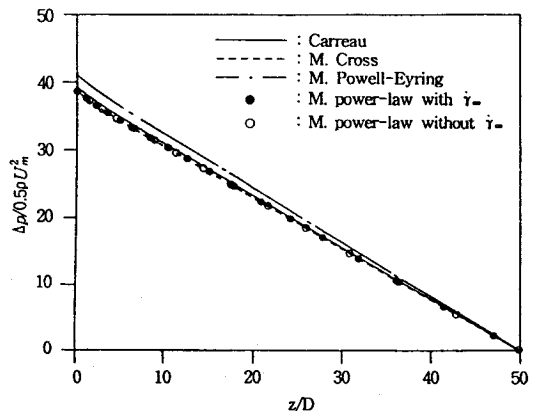


Fig. 3. Centerline pressure variation of blood flow for different rheological models at $Re=100$ and $D=20$ mm.

$/U_m, \Delta p/(0.5\rho U_m^2)$ 으로 무차원화하여 결과를 나타내었다. 이때 U_m 은 입구에서의 평균속도이고 Δp 는 관입구의 정압과 입구로부터 임의의 점 z 인 곳의 압력과의 차를 나타낸다. 수정멱법칙모델의 겔보기 점성계수에서 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_\infty$)을 고려하지 않고 계산한 결과값은 그림에서 ○표로 나타내고, 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_\infty$)를 고려하여 계산한 결과값은 ●표로 나타내었다. 적용된 구성방정식에 관계없이 혈액유동은 원관의 축방향을 따라 급격히 발달하여 입구길이를 지난 뒤에는 완전히 발달된 유동이 된다. 혈액의 비뉴턴유체 특성으로 인하여 속도분포는 관의 중앙부분에서 평탄하게 나타나고 완전히 발달된 유동의 중심선속도는 뉴턴유체보다 낮게 나타난다.

수정 Powell-Eyring모델을 이용하여 계산한 속도분포는 다른 구성방정식을 이용하여 구한 속도분포보다 낮게 나타나는데, 그 이유는 전단율이 낮은 영역에서는 수정 Powell-Eyring모델이 다른 구성방정식보다 전단율에 따른 겔보기점성계수의 변화가 크기 때문이다. 또한 원관내의 압력강하는 적용된 모델에 관계없이 거의 동일한 결과를 나타내고 있다. 최적의 구성방정식을 선택하기 위해서는 다양한 구성방정식을 원관유동에 적용하여 레이놀즈수의 변화에 따른 유동특성을 비교·검토하는 것이 필요하다.

원관의 지름이 20 mm이고, 레이놀즈수가 800일 때 본 연구에서 채택한 구성방정식을 이용하여 계산한 혈액유동의 중심선을 따른 무차원속도와 압력변화는 Fig. 4 및 Fig. 5와 같다. 레이놀즈수가 증가할수록 혈액의 수력학적 입구길이는 길어지고, 압력강하는 크게 감소한다. 수정멱법칙모델을 이용하여 구한 결과값들은 완전히 발달된 영역에서의 중심선상의 속도분포가 다른 모델을 이용하여 계산한 결과보다 속도가 낮게 나타난다. 이것은 레이놀즈수가 800일 때는 전단율이 약 80 s^{-1} 인데 이 전단율에 가까운 영역에서는 수정멱법칙모델의 전단율 변화에 따른 겔보기점성계수의 변화가 가장 크기 때문이다. 또한 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_\infty$)을 고려한 수정멱법칙모델과 고려하지 않은 모델의 결과는 일치하는 것을 알 수 있다. 이것은 직경이 20 mm인 원관에서 층류유동일 때는 전단율이 $\dot{\gamma}_\infty$ 를 넘지 않기 때문에 상한커트오프전단율이 겔보기점성계수에 영

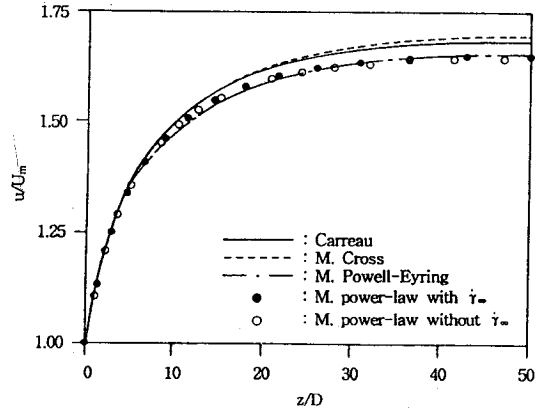


Fig. 4. Centerline velocity of blood flow for $Re=800$ and $D=20 \text{ mm}$.

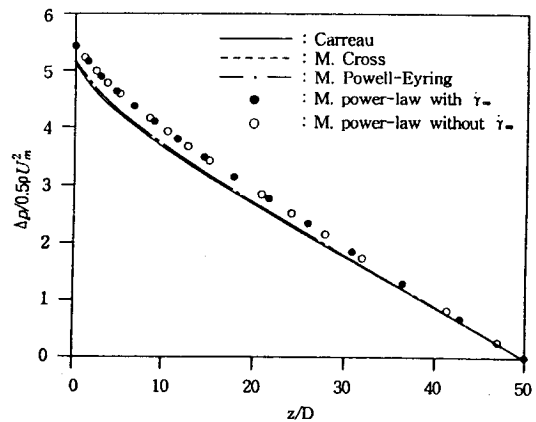


Fig. 5. Centerline pressure variation of blood flow for different rheological models at $Re=800$ and $D=20 \text{ mm}$.

향을 미치지 않는 결과이다.

레이놀즈수의 변화에 따른 구성방정식들의 영향을 면밀히 검토하기 위하여 수정멱법칙모델과 구성방정식 중에서 혈액의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려진 Carreau모델과 수정 Cross모델을 선택하여 원관내 혈액유동을 수치계산하고, 그 결과를 비교하였다. 레이놀즈수가 변화할 때 Carreau모델, 수정 Cross모델 그리고 수정멱법칙모델을 이용하여 계산한 중심선상의 속도분포를 각각 Fig. 6, Fig. 7 그리고 Fig. 8에 도시하였다. Carreau모델, 수정 Cross모델과 수정멱법칙모델을 이용하여 구한 혈액유동의 수력학적 입구길이는 레이놀즈수가 증가할수록 길어지며 그 경향은 동일하다. 그러나, 완

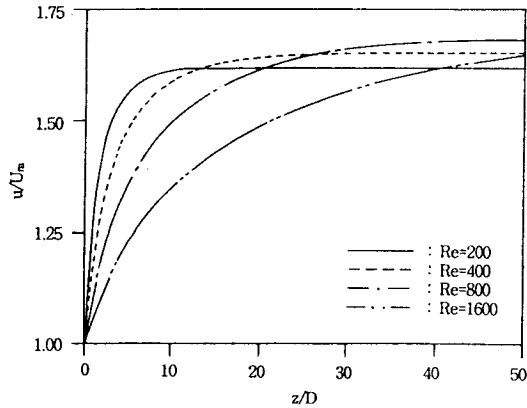


Fig. 6. Centerline velocity of blood flow calculated by the Carreau model for the tube diameter of $D=20$ mm.

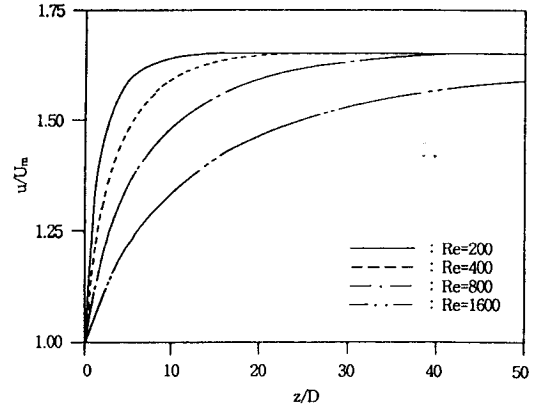


Fig. 8. Centerline velocity of blood flow calculated by the modified power-law model for the tube diameter of $D=20$ mm.

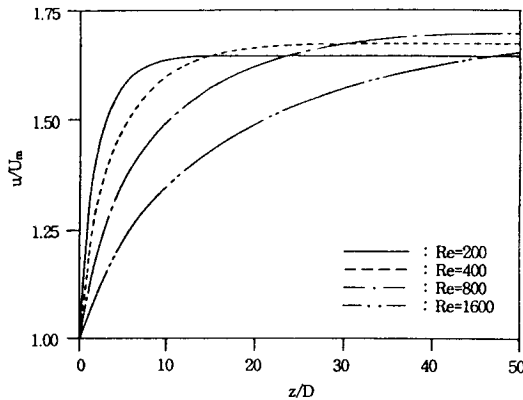


Fig. 7. Centerline velocity of blood flow calculated by the modified Cross model for the tube diameter of $D=20$ mm.

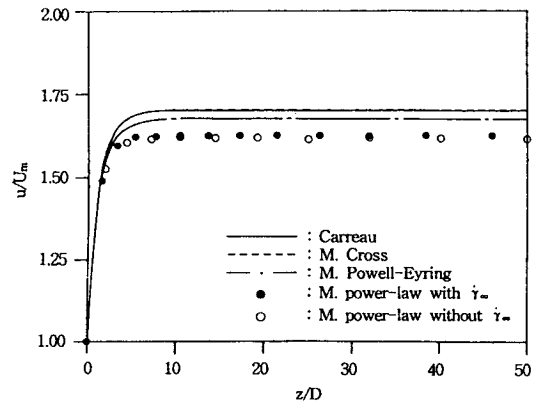


Fig. 9. Centerline velocity of blood flow for $Re=100$ and $D=5$ mm.

전히 발달한 영역에서 혈액유동의 속도분포는 채택된 모델에 따라서 판이한 양상을 나타낸다. 완전히 발달된 유동영역에서는 Carreau 모델과 수정 Cross 모델을 이용하여 구한 중심선상의 속도분포는 레이놀즈수가 증가할수록 높아지는 경향을 나타내지만, 수정멱법칙모델을 이용하여 구한 중심선상의 속도는 완전히 발달된 후에는 레이놀즈수가 증가하여도 동일하게 나타난다. 이것은 전단율에 따른 겔보기점성계수의 영향이 클수록 완전히 발달된 영역에서의 속도분포는 더욱 평탄해지므로 중심선상의 속도가 낮게 나타나게 되는데 레이놀즈수가 증가되면 전단율도 증가하게 되므로 Fig. 1에서 알 수 있는 것과

같이 수정멱법칙모델을 제외한 다른 모델에서 전단율에 따른 겔보기점성계수의 영향이 작아지기 때문이다.

혈액의 유동특성은 레이놀즈수 뿐만 아니라 혈관의 직경변화에 따라 크게 달라진다. 즉, 레이놀즈수가 동일하더라도 혈관의 직경이 작아질수록 전단율이 증가하게 되고 이에 따라 겔보기점성계수는 작아지면서 멱법칙모델에서 지수 n 의 값이 증가하게 된다. 레이놀즈수가 100과 800일 때 혈관의 직경을 5 mm로 하여 수치계산한 중심선상의 속도분포를 각각 Fig. 9와 Fig. 10에 나타내었다. 레이놀즈수가 100일 경우에는 전단율의 범위가 대략 120 s^{-1} 근방이므로 수정멱법칙모델이 다른 모델에 비하여 전

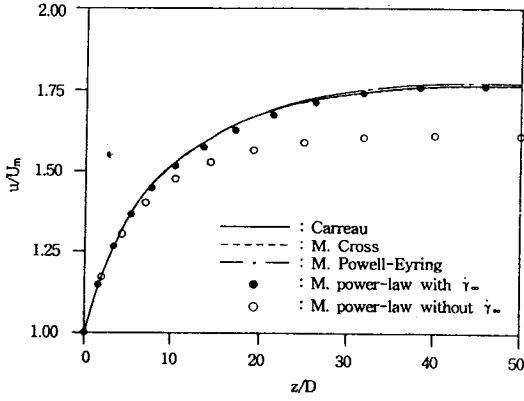


Fig. 10. Centerline velocity of blood flow for $Re=800$ and $D=5$ mm.

단율에 따른 겉보기점성계수의 영향이 크므로 완전히 발달된 유동영역에서의 속도는 낮게 분포하게 되고, 또한 수정멱법칙모델에서 $\dot{\gamma}_\infty$ 를 고려한 경우와 고려하지 않은 경우의 결과값은 동일하게 나타난다. 그러나 레이놀즈수가 800일 때는 전단율의 값이 대략 850 s^{-1} 이므로 $\dot{\gamma}_\infty$ 를 고려하지 않은 수정멱법칙모델의 경우가 $\dot{\gamma}_\infty$ 를 고려한 경우보다 멱법칙모델의 지수 n 이 작으므로 중심선상의 속도분포는 더 낮아짐을 알 수 있다.

결국, 레이놀즈수가 동일한 경우에 직경이 작아지게 되면 유동속도가 증가하게 되고 이에 따라 전단율 또한 증가하게 되므로 수정멱법칙모델을 적용하여 비뉴턴유체의 유동문제를 해석하고자 할 때는 상한커트전단율($\dot{\gamma}_\infty$)을 이용하는 것이 타당하다.

직경이 5 mm일 때 수정멱법칙모델에서 $\dot{\gamma}_\infty$ 를 고려하지 않은 경우와 고려한 경우에 대한 중심선상의 속도분포를 각각 Fig. 11과 Fig. 12에 나타내었다. 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_\infty$)을 고려하지 않는 경우는 Fig. 11과 같이 전단율의 증가에 관계없이 비뉴턴유체의 특성 즉, 멱법칙모델의 지수 n 이 일정하므로 레이놀즈수가 증가하여도 완전히 발달된 유동영역에서의 속도가 일정하게 나타나지만, $\dot{\gamma}_\infty$ 를 고려한 경우는 Fig. 12에서 보는 바와 같이 레이놀즈수가 증가하면서 전단율에 따라서 n 의 값이 변하고 상한커트오프전단율($\dot{\gamma}_\infty$) 이상이 되면 n 의 값이 1이 되므로 중심선상의 속도분포는 레이놀즈수에 따라 다르게 나타난다. 이것은 Fig. 6이나 Fig. 7과 같이 구성방정식모델에 따라서 중심선상의 속도가 다르게

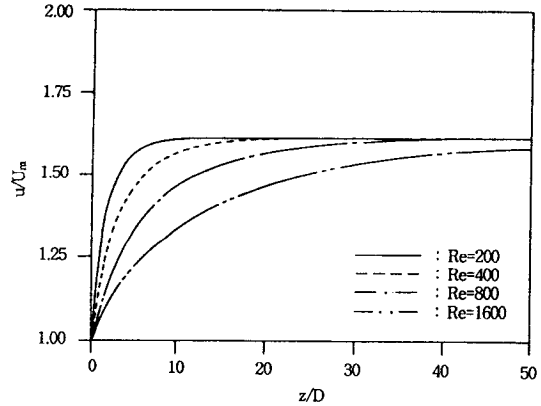


Fig. 11. Centerline velocity of blood flow calculated by the modified power-law model without $\dot{\gamma}_\infty$ for the tube diameter of $D=5$ mm.

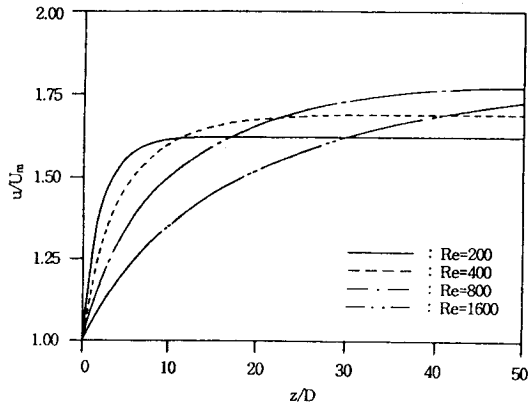


Fig. 12. Centerline velocity of blood flow calculated by the modified power-law model with $\dot{\gamma}_\infty$ for the tube diameter of $D=5$ mm.

나타나는 결과와 같은 경향을 나타냄을 알 수 있다.

4. 결 론

1. 채택된 Carreau모델, 수정 Cross모델, 수정 Powell-Eyring모델 및 수정멱법칙모델은 혈액의 겉보기점성계수를 정확하게 나타낼 수 있다.

2. 직경이 20 mm일 때, 레이놀즈수가 증가할수록 Carreau모델과 수정 Powell-Eyring모델을 이용하여 구한 완전히 발달된 영역에서의 중심선상의 속도는 높게 나타나지만, 수정멱법칙모델을 이용한 결과는 레이놀즈수에 관계없이 동일한 값을 나타낸다.

3. 직경이 5 mm일 때, 상한커트오프전단율을 고려한 수정멱법칙모델은 다른 모델과 마찬가지로 레이놀즈수가 증가할수록 완전히 발달된 영역에서의 중심선상의 속도분포는 높게 나타나지만, 상한커트오프전단율을 고려하지 않은 수정멱법칙모델은 완전히 발달된 영역에서 중심선상의 속도가 동일하게 나타난다.

4. 사용된 모든 구성방정식에서 혈액유동의 수력학적 입구길이는 레이놀즈수가 증가할수록 길어지고, 무차원 압력강하는 감소한다.

5. 하한커트오프전단율과 상한커트오프전단율을 이용하는 수정멱법칙모델은 $n=1$ 일 때 뉴턴유체의 유변학적 성질을 나타내므로 잘 확립되어 있는 뉴턴유체의 실험결과와 수치해석 결과를 비교하여 비뉴턴유체유동에 대한 수치해석결과의 타당성을 검증할 수 있다.

후 기

이 연구는 한국과학재단이 지원하는 첨단유체공학연구센터(AFERC)의 지원에 의하여 이루어졌으며 이에 감사를 표한다.

기 호

- a : 수정 Cross모델의 지수
- D : 원관의 직경
- m : 멱법칙모델의 컨시스턴시(Pa·sⁿ)
- n : 멱법칙 지수,
수정 Powell-Eyring 모델의 지수,
수정 Cross model의 지수
- p : 정압(Pa)
- q : Carreau 모델의 지수
- Re : 레이놀즈수($\rho U_m D / \eta$)
- u : 축방향 속도
- U_m : 입구의 평균속도(m/s)
- z : 축방향

그리스문자

- $\dot{\gamma}$: 전단율(s⁻¹)
- $\dot{\gamma}_0$: 하한커트오프전단율(s⁻¹)
- $\dot{\gamma}_\infty$: 상한커트오프전단율(s⁻¹)
- η : 비뉴턴유체의 겔보기점성계수(kg/m·s)
- η_0 : 영전단율 점성계수(kg/m·s)
- η_∞ : 무한전단율 점성계수(kg/m·s)
- λ : 특성시간(s)
- ρ : 유체의 밀도(kg/m³)
- τ_{ij} : 전단응력 텐서

참고문헌

1. Y.I. Cho and K.R. Kensey, *Biorheology*, **28**, 241 (1991).
2. R.K. Banerjee, Ph.D. Thesis, Drexel University, 1992.
3. W.R. Milnor, "Hemodynamics", 2nd Ed., Williams & Wilkins, London, 1989.
4. W.W. Nichols and M.F. O'Rourke, "McDonalds' Blood Flow in Arteries", 3rd Ed., Lea & Febiger, Philadelphia, 1990.
5. 서상호, 유상신, 대한기계학회 전산유체역학 분과회, '94학술대회 논문집, 169 (1994).
6. 서상호, 유상신, 공기조화·냉동공학회, '93 하계학술발표회, 49 (1993).
7. S.S. Yoo, The 6th Int. Symp. on Transport Phenomena in Thermal Engineering, Seoul, Korea, Vol. II, 61 (1993).
8. P.J. Carreau, Ph.D. Thesis, Univ. of Wisconsin, Madison, 1968.
9. Y.I. Cho and K.R. Kensey, *Advances in Bioengineering*, **15**, 147 (1989).
10. R. Skalak, S.R. Keller and T.W. Secomb, *J. Biomech. Eng.*, **103**, 102 (1982).
11. G.P. Biro, *Cardiovascular Res.*, **16**, 194 (1982).
12. Fidap Theoretical Manual, Revision 6.04, Vol. I, Fluid Dynamics International Inc., USA, 1992.