

혈관벽면과 혈구의 상호작용을 고려한 micro-macro 유동해석기법

안경현*, 송선진*, 이승종*

1. 서론

혈관 내의 혈류유동을 이해하고 제어하는 일은 심혈관질환의 치료뿐만 아니라 인공장기의 개발에 있어서도 매우 중요한 일이다. 심혈관질환에 대한 관심과 이에 대한 도전이 커질수록 보다 정밀한 유동해석 및 이에 대한 이해는 필수적인 것이다. 혈류유동을 해석하는 방법은 오랜 동안 컴퓨터를 이용한 수치모사 기법을 통하여 발달하여 왔고, 특히 인공장기의 개발에 있어서는 매우 유용하게 활용되고 있다. 하지만 이러한 방법들은 혈액을 소위 '점성유체'로 간주하여, 혈구 자체의 변형과 주위 환경과의 상호작용을 전혀 고려하지 못하고 있다. 따라서 혈구의 변형과 상호작용을 고려한 새로운 개념의 혈류해석기법이 필요하다. 이를 위해서는 이러한 인자들을 고려할 수 있는 혈구 자체의 모델이 필요하고, 이들을 고려할 수 있는 해석기법이 개발되어야 한다. 혈구에 대한 모델은 주로 역학적 해석을 위한 목적으로 개발되어 있으며, 아직 필요한 상호작용들을 고려할 수 있는 모델이 개발되어 있지 못한 실정이다⁽¹⁾. 이에 본 연구에서는 혈구의 변형과 상호작용을 고려할 수 있는 모델을 고려한 유동해석 기법을 제시하고자 한다.

2. 본론

혈액은 뉴튼 점성유체와 생체고분자인 혈구의 용액으로 볼 수 있다. 혈구는 혈류내에서 제한적으로 늘어날 수 있는 FENE(Finite Extensible Nonlinear Elastic) dumbbell로 모델링할 수 있으며, 이러한 혈구의 변형은 dumbbell내의 potential과의 통계적 처리로 유체내에 스트레스를 야기시키고 이는 다시 유체의 모멘텀에 변화를 주어 유체흐름이 변하게 된다. 이와 같이 혈구는 이를 둘러싸고 있는 점성유체와 상호작용을 통하여 그 변형과 배향이 결정된다. Dumbbell의 configuration vector Q 는 다음과 같은 식을 따른다.

$$dQ(t) = \left(-\mathbf{u} \cdot \nabla Q(t) + \kappa(t) \cdot Q(t) - \frac{1}{2We} \mathbf{F}(Q) \right) dt + \sqrt{\frac{1}{We}} dW(t) \quad (1)$$

이렇게 결정된 configuration vector는 Kramer's expression에 의하여 polymeric stress를 유발시킨다.

$$\tau_p = -\mathbf{I} + \langle \mathbf{Q} \mathbf{F}^{(c)}(Q) \rangle \quad (2)$$

혈구 주위의 점성유체는 Navier-Stokes equation을 따른다.

$$\begin{aligned} -\nabla p + \nabla \cdot \tau_p + \nabla^2 \mathbf{v} - (1-\beta) \nabla \cdot \mathbf{G} &= 0 \\ \mathbf{G} - \nabla \mathbf{v} &= 0 \\ \nabla \cdot \mathbf{v} &= 0 \end{aligned} \quad (3)$$

본 연구에서는 planar channel내에서 혈구유동을 모사하였다. 특히 channel 벽 근처에서 혈구의 신장이 벽의 영향으로 유동방향으로 유체와 anisotropic drag를 겪는 것으로 모델링하였고 이때 식(1)은 다음과 같이 바뀐다.

$$dQ(t) = \left(-\mathbf{u} \cdot \nabla Q(t) + \kappa(t) \cdot Q(t) - \frac{1}{2We} \left[\zeta^{-1} \cdot \mathbf{F}(Q) - \frac{\partial}{\partial Q} \cdot \zeta^{-1} \right] \right) dt + \sqrt{\frac{1}{We}} \mathbf{L} \cdot dW(t) \quad (4)$$

where, $\mathbf{L} \cdot \mathbf{L}^T = \zeta^{-1}$, $\zeta^{-1} = [(1-\alpha)\delta + \alpha \mathbf{u} \mathbf{u}]$, $\mathbf{u} = \mathbf{Q}/|Q|$

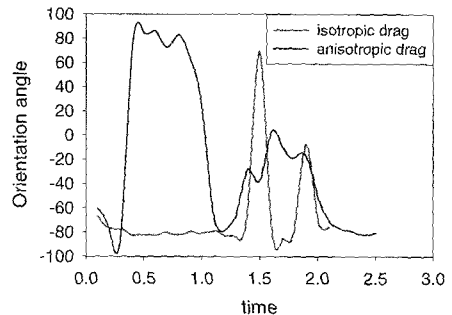


Fig. 1 시간에 따른 polymer 배향

* 서울대학교 응용화학부

Channel내의 유동과 configuration field Q 는 유한요소법으로 구하였으며, 각각의 노드에서 4000개의 dumbbell의 ensemble-average를 취하여 데이터를 구하였다. channel의 wall근처에서의 시간에 따른 polymer의 배향은 Fig.1과 같이 wall근처에서의 drag 변화에 의하여 현저히 차이가 난다. (Orientation angle은 유체의 주흐름 방향을 90° 로, 반시계방향으로 수직인 방향을 0° 로 기술하였다.) Wall근처에서 polymer가 isotropic drag를 겪으면, 초기에 유체흐름에 대하여 -80° 를 유지하다가 stretching이 어느 정도 정상상태에 이른 후인 약 1.3초부터 tumbling이 일어난다. (Fig.2의 y축은 polymer의 최대신장길이의 제곱인 b^2 에 대비하여 실제로 늘어난 길이의 제곱의 비이다.) 반면, wall의 영향으로 anisotropic drag를 겪은 경우는 처음부터 polymer가 회전을 겪으며 초기에 크게 stretch되었다가 relaxation된 후 정상상태의 deformation을 유지하게 된다.

이와 같이 혈구 유동의 수치모사는 점도, 압력차 등의 유동 parameter뿐만 아니라, 같은 점성유체유동내에서도 혈구의 모델링에 따라서 다른 배향과 변형을 보인다.

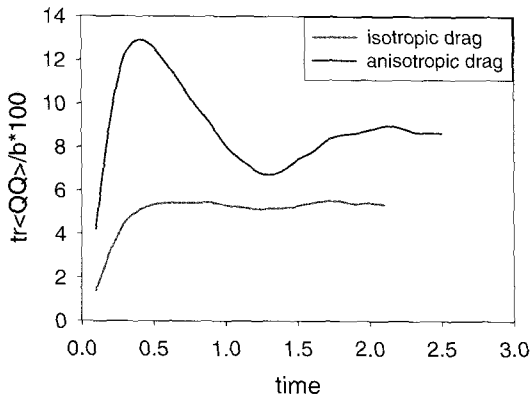


Fig. 2 시간에 따른 polymer의 stretch 변화

3. 결론

혈관 내의 혈류 유동과 혈구의 변형을 기술하기 위해서 planar channel에서 수치모사하였다. 혈구를 FENE dumbbell로 모델링하고 channel의 벽근처에서 drag와 Brownian force를 isotropic, anisotropic한 경우로 나누어 해를 구하였다. 같은 유동 파라미터를 갖는 뉴턴 점성유체 내에서 혈구는 modeling 방법에 따라 다른 스트레스를 유발시키며 이는 점성유체의 흐름과, 유체와 혈구사이의 상호작용에 영향을 주어 서로 다른 배향과 변형을 나타내었다. 이와 같이 보다 정교한 유체와 혈구의 상호작용에 대한 수치해석 기법을 통하여 혈류 유동과 혈구의 변형을 사실적으로 기술할 수 있다.

후 기

The authors wish to acknowledge the Korean Science and Engineering Foundation (KOSEF) for the financial support through the Applied Rheology Center, an official Engineering Research Center (ERC) in Korea.

참고 문헌

- (1) Boal, D, 2002, Mechanics of the cell, Cambridge university press.
- (2) R. B. Bird *et al.*, 1987, Dynamics of polymeric liquids, vol 2, John Wiley & Sons, New York.
- (3) M. Laso, H.C. Öttinger, 1993, J. Non-Newtonian Fluid Mech. 47, 1.
- (4) M.A. Hulsen, A.P.G. van Heel, B.H.A.A. van den Brule, 1997, J. Non-Newtonian Fluid Mech. 70, 79.
- (5) A.C. Öttinger, B.H.A.A. van den Brule, M.A. Hulsen, 1997, J. Non-Newtonian Fluid Mech. 70, 255.
- (6) H.C. Öttinger, 1996, Stochastic Processes in Polymeric Fluids, Springer, Berlin.