

협착혈관의 생리학적 유동에 따른 혈류 유동 특성에 대한 연구

김수찬, 서태원*

국립안동대학교 기계공학과 대학원

국립안동대학교 기계공학부*

The study on the hemodynamic characteristics due to physiological flow in stenosed blood vessel

Soochan Kim, Taewon seo*

Graduate School of Mechanical Eng., Andong National Univ.

School of Mechanical Eng., Andong National Univ. *

서론

혈액은 인체를 순환하며 양분과 산소를 공급해주는 아주 중요한 역할을 있으며, 각종 혈관 질환으로 인해 혈액의 흐름을 방해 받고 있다. 혈액은 일정한 주기를 가진 생리학적 맥동 유동 흐름을 보인다. Rooz⁽¹⁾ 등은 단단한 협착관의 맥압 유동에 대하여 실험하였고, Zendehbudi⁽²⁾ 등은 협착혈관의 단순 맥동 유동과 생리학적 맥동 유동을 수치해석 하였다, 한편 Beratlis⁽³⁾ 등은 협착관의 변화하는 맥동유동에 대한 수치해석과 실험을 병행하여 연구하였고, Buchanan⁽⁴⁾ 등은 협착관에서 맥압 유동의 유변학적 효과에 대하여 연구하였다. 현대 사회의 중요한 혈관 질환중 하나인 죽상동맥경화는 혈관벽 손상에 기인하는 것으로 알려져 있다. 혈관벽 손상의 원인을 혈류역학적 관점에서 보면 혈관벽 전단응력(Wall Shear Stress), 혈관벽 전단응력구배(Wall Shear Stress Gradient), 유동의 재순환 영역등(Recirculation Zone)이 혈관벽손상에 중요한 인자로 인식 되어진다고 보고되고 있다⁽⁴⁾⁽⁵⁾. 본 연구에서는 25%, 50%, 75%의 협착된 혈관모델에서 생리학적 맥압 유동에 따른 벽전단응력(WSS)과 유동의 재순환영역(RZ)의 크기 대하여 연구하였다

지배방정식 및 수치해석

본 연구에 사용된 협착모델은 Fig.1 과 같이 혈관의 직경이 D 인 2 차원 축 대칭 모델을 사용하였고, $2D$ 의 협착 길이와 20%, 50%, 75%의 협착율을 가지고 있다고 가정하였으며, 협착부에서 출구 까지 거리는 $20D$ 이다.

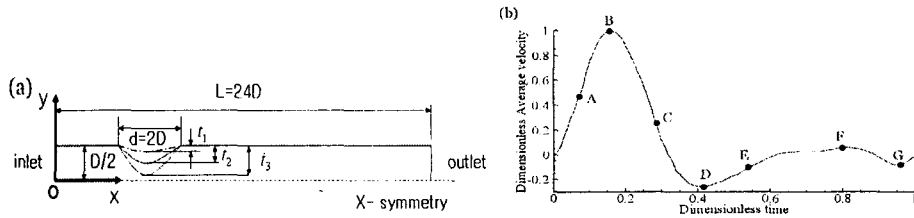


Fig. 1 (a)-Schematic geometry of the stenosed blood vessel
 (b)-Time variation of mean velocity for the physiological flow (Zendehebudi, 1999)

혈액의 흐름을 지배하는 질량보존 방정식과 선형 운동량 방정식은 아래 식(1)과 (2)로 표현된다.

$$\text{Mass: } \iint_A (\nabla \cdot \mathbf{h}) dA = 0 \quad (1)$$

$$\text{Linear Momentum: } \frac{\partial}{\partial t} \iiint_V \rho \mathbf{v} dV + \iint_A \rho \mathbf{v} (\mathbf{v} \cdot \mathbf{h}) dA = - \iint_A p \mathbf{h} dA + \iint_A \tilde{\tau} \cdot \mathbf{h} dA \quad (2)$$

위의 식(1)과 식(2)에서 ρ 유체 밀도 \mathbf{v} 유체 속도 벡터, \mathbf{h} 단위 벡터, dA 검사면, dV 검사체적 p 유체 압력 $\tilde{\tau}$ 유체 점성 전단 텐서를 나타낸다. 혈액의 밀도(ρ)는 1060 kg/m^3 , 점성계수(μ)는 $0.0035 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ 이다. 입구의 속도는 Fig.1 (b)와 같이 생리학적인 속도를 사용하였다.

수치해석은 상용 코드인 ADINA 8.3 을 이용하여 수행하였으며, 경계조건은 실제 혈관벽은 혈액의 흐름에 따라 확장과 수축을 반복하는 탄성혈관이지만, 본 연구에서는 혈관벽을 강체로 가정하여 연구를 수행하였다.

결과

벽전단응력(Wall shear Stress)

Fig.1 (b)에서 보는 바와 같이 혈액이 가속과 감속이 반복되는 점 A~G에서 혈관벽을 따라 전단응력을 계산하고 이를 비교분석 하였다. Fig.2에서 25%의 협착을 가진 모든 Re에 대한 벽전단응력은 A~C까지 유동방향의 벽전단응력을 나타내다가 D,E에서 반대방향의 벽전단응력을 나타내며, 다시 F에서 유동방향의 값을 가지다가 G에서 다시 반대방향의 값을 가진다. B에서 유동방향의 최대벽전단응력을 보였으며, D에서 반대방향의 최대벽전단응력을 나타내었다. 최소벽전단응력은 E점에서 나타났다. 벽전단응력은 Re가 증가 할 수록 크기가 증가하였으며, 벽전단응력의 변화도 크게 나타났다. 50%의 경우 앞의 Fig.2에서 논의한 바와 같이 25%인 경우 유사한 경향을 보였다. 그러나 벽전단응력의 크기가 크게 증가하였고, 75%의 경우 벽전단응력의 크기가 가장 크게 나타났으며 기대하였던 바와 같이 전단응력의 최대 최소값의 차가 협착율 25%와 50%인 경우보다 크게 나타났다.

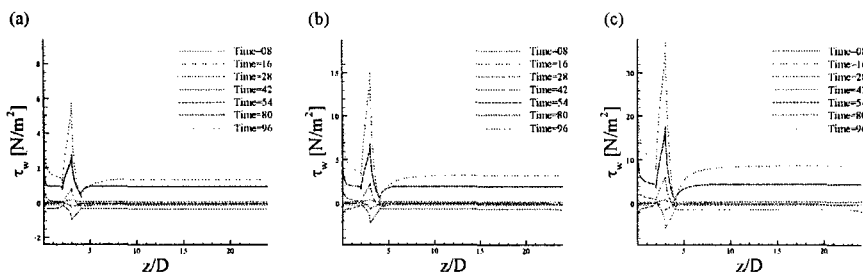


Fig. 2 Wall Shear Stress distribution with time variation at restenosis rate 25% in case of Re=200, 400 and 800

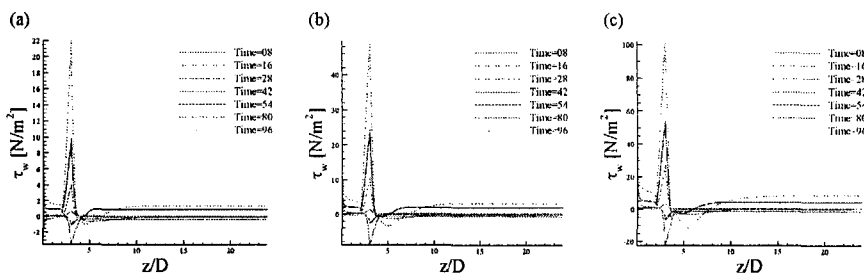


Fig. 3 Wall Shear Stress distribution with time variation at restenosis rate 50% in case of Re=200, 400 and 800

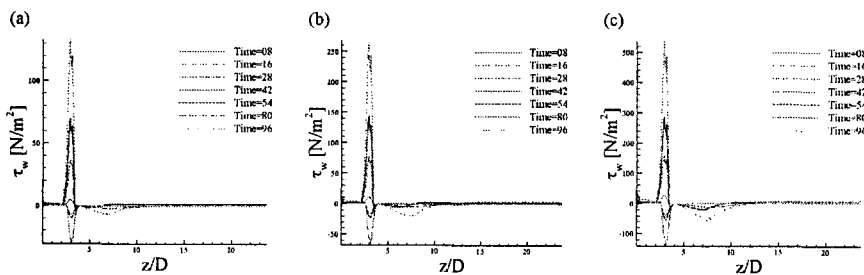


Fig. 4 Wall Shear Stress distribution with time variation at restenosis rate 75% in case of Re=200, 400 and 800

재순환영역(Recirculation zone)

Fig.5 (a)에서 볼 수 있듯이 25%의 협착을 가진 경우 Re=100, 200의 경우 협착 후류부에서 유동의 재순환 영역이 나타나지 않았다. 그러나 Re=400과 800인 경우에는 재순환 영역이 존재하며 유동이 감속되는 C점에서 재순환 영역이 가장 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 유체 유속이 최저점 D를 지나 다시 가속되는 E 점에서 협착 후류부에서 재순환 영역이 다시 나타났으며, 유체가 C점을 지나면서 협착 후류부에서의 재순환 영역의 크기가 감소하는 것을 볼 수 있다. 재순환

영역의 크기가 최소가 되는 D점을 지나면서 유체 유속이 다시 가속되는 E점의 재순환 영역이 국부적으로 다시 커지는 것을 볼 수 있다. 이와 같이 유체 속도의 증감에 따라 재순환 영역의 크기도 증가와 감소를 반복하는 것을 볼 수 있다. 50%의 협착을 가진 경우에는 모든 Re에 대해 유동의 재순환 영역이 발생하였으며, Re가 클수록 유동의 재순환 영역이 커진다.(Fig.5 (b)참조) 또, 반대방향의 재순환 영역은 Re=100을 제외한 모든 경우에 최대크기가 거의 같게 나타났다. G에서 반대방향의 재순환 영역이 다른 경우에 비해 상대적으로 크게 나타났다. 협착율 75% Re=400, 800의 경우에는 Fig.5 (c)에서 보는 바와 같이 협착부의 단면적이 줄어들어 협착부에서 속도가 증가함으로 인해 초기의 유동 재순환영역이 상당히 크게 나타남을 보였다.

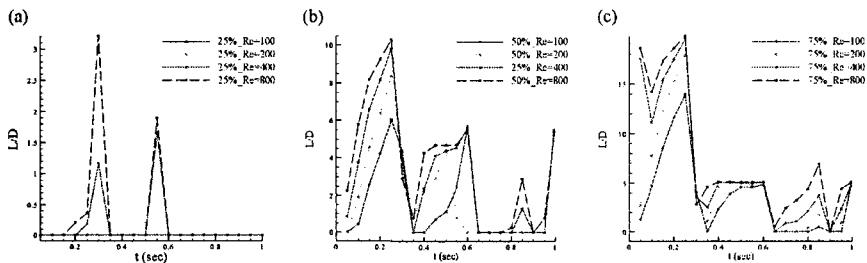


Fig. 5 Wall Shear Stress distribution with time variation at (a) 25% stenosed, (b) 50% stenosed, (c) 75% stenosed

고찰

유동방향의 최대벽전단응력은 유체의 유속이 최대인 B에서 나타났으며, 반대방향의 최대벽전단응력은 D에서 나타났다. 그러나 최대 재순환 영역은 유체가 감속 되는 C에서 일어났다. 혈관 벽에 작용하는 벽전단응력은 협착률이 증가하고 Re가 증가할수록 혈관벽에 작용하는 최대벽전단응력과 벽전단응력변화를, 유동의 재순환 영역의 커짐을 보였다. 이로 인해 최대벽전단응력 영역의 혈관벽 손상과 유동의 재순환 영역에서의 부유물의 침착이 증가되어 혈관벽의 손상 가능성이 더 증가하게 될 것이다.

참고문헌

1. Rooz, E., Young, D.F., Rogge, T.R., 1982, J of Biomech. Eng. Transactions ASME 104, 119-124
2. G.R. Zendejbudi, M.S. Moayeri, 1999, J of Biomech., 32, 959-965
3. N. Beratlis, E. Balaras, B. Parviniyan, K. Kiger, 2005, J of Biomech. Eng., 127, 1147-1157
4. J.R. Buchanan Jr., C. Kleinstreuer, J.K. Comer, 2000, Computer and Fluids, 29, 695-724
5. Fly, D.L., 1972, A Ciba Foundation symp., ASP, Amtrerdam, The Neterlands, pp. 40-83