

정상 및 박동성 혈류의 전단응력분포에 관한 연구

서상호, 유상신*, 노형운, 심준완
 숭실대 기계공학과, *한국항공대 기계설계학과

A Study on the Shear Stress Distribution of the Steady and Physiological Blood Flows

S.H. Suh, S.S. Yoo*, H.W. Roh, J.W. Shim
 Dept. of Mech. Eng., Soongsil Univ.,
 *Dept. of Mech. Eng. & Design, Hankuk Aviation Univ.

ABSTRACT

Steady and physiological flows of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel are numerically simulated. Distributions of velocity, pressure and wall shear stress in the bifurcated arterial vessel are calculated to investigate the differences between steady and physiological flows. For the given Reynolds number physiological flow characteristics of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel are quite different from those of steady flows. No flow separation or flow reversal in the bifurcated region in the downstream after stenosis appears during the acceleration phase. Also, no recirculation region is seen for steady flows. However, during the deceleration phase the flow began to exhibit flow reversal, which is eventually extended to the entire wall region.

Key Words : Steady Blood Flow(정상혈류), Physiological Blood Flow(박동성 혈류), Bifurcated Arterial Vessel(분기동맥 혈관), Flow Characteristics(유동특성), Shear Stress(전단응력), Numerical Analysis(수치해석)

서론

인체혈관이 분지되는 부위에서 많이 발생하는 것으로 알려진 동맥경화증(atherosclerosis)의 발생과 기전을 근본적으로 이해하여 병적원인을 규명하려는 연구가 중요한 과제로 대두되고 있다⁽¹⁻⁸⁾. 인체에 발생하는 혈관질환의 생체유체역학적인 원인을 규명하기 위하여 최근 의학과 유체공학이 접목하여 *in vivo* 및 *in vitro* 실험과 수치해석의 연구를 함으로써 서로의 장·단점을 상호보완하는 연구를 수행하는 추세⁽¹⁻³⁾에 있다.

혈관내 협착(stenosis), 침착(adhesion) 및 혈전(thrombus)형성 등 동맥경화와 관련된 여러가지 현상을 해석하는데 생체역학적인 인자들 즉, 속도, 압력변화 그리고 전단응력분포 등이 관련된다.

동맥혈관내 혈액유동특성을 연구하기 위해 고려되어야 하는 중요한 인자는 실제 유동장과의 기하학적 형상의 일치와 혈액유동의 비정상유동특성이다. 인체내의 혈액유동은 심장의 수축 및 확장작용으로 인해 주기성을 갖는 매우 불규칙한 파형의 비정상 유동이다.

따라서, 본 연구에서는 복잡한 기하학적 형상을 갖는 인체혈관내 분기부 주위의 박동성혈류의 유동현상을 수치적으로 해석하여 혈액과 혈액대용유체로 사용되는 설탕수용액이나 글리세린 수용액같은 뉴턴유체의 유동특성을 검토하고, 분기부를 갖는 동맥혈관 유동장의 유동현상을 이해하여 혈관계통의 질환에 대한 병적원인 탐구의 기초연구자료로 제시하고자 한다.

박동성 혈류의 유동해석을 위한 수학적 모델링

지배방정식

비압축성 뉴턴유체 및 박동성 혈류의 유동문제를 3차원 수치 해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 나타내면 식 (1) 및 (2)와 같다.

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \tag{1}$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \eta \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right] \tag{2}$$

식 (1)과 식 (2)의 ρ , u , p , η 은 각각 밀도, 속도, 압력, 점성계수이다.

비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 구성방정식

뉴턴유체의 점성계수는 유동장 전영역에서 전단율의 크기에 무관하게 일정한 값을 갖는다. 본 연구에서는 전단율이 무한히 클 때 혈액이 나타내는 걸보기점성계수와 동일하도록 뉴턴유체의 점성계수를 0.00345 Pa·s로 택하였다. 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 걸보기점성계수는 전단율의 크기에 따라 달라진다. 따라서, 혈액유동문제를 수치적으로 해석하기 위해서는 혈액의 걸보기점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하다. 본 연구에서는 혈액과 같이 미약한 점탄성특성을 갖는 비뉴턴유체의 걸보기점성계수를 식 (3)과 같은 Carreau모델을 이용하여 나타내었다.

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2]^{\frac{q-1}{2}} \tag{3}$$

식 (3)의 η_∞ , η_0 , λ , q 는 각각 무한전단율점성계수, 영전단율점성계수 그리고 전단율이며, λ 와 q 는 특성시간과 상수이다. 본 연구에서 채택한 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액에 대한 유변학적 상수값은 $\eta_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\eta_\infty = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, $\lambda = 3.313 \text{ s}$ 와 $q = 0.356$ 이다. 비뉴턴유체의 구성방정식에 관해서는 참고문헌 [1]에 상세히 기술되어 있다.

해석방법

분기동맥혈관내 뉴턴유체 및 혈액유동에 관한 지배방정식을 풀기 위하여 유한체적법(finite volume method)을 이용하였다. 박동성 혈액유동문제를 풀기 위하여 식 (1)의 시간항을 완전암시법(fully implicit scheme)을 이용하여 이산화하였으며, 이때 적용한 시간 간격은 0.01초이다. 운동량방정식의 대류항은 상류차분법(upwind differencing)의 변형인 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 이용하여 이산화하였고 운동량방정식의 압력항은 압력수정방법을 이용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를

적용하였다. 수치해를 구하기 위하여 이산화방정식은 STONE반복법을 적용하였다. 박동성혈류의 비정상유동에 대한 시간간격별 벽면전단응력값을 구하기 위하여 서브루틴을 작성하여 주 프로그램과 연계시켜주었다. 분기동맥혈관내 유동문제에 해석하기 위한 출구 경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 또한 계산시간을 줄이기 위해 분기동맥혈관유동문제는 복부대동맥의 축대칭선 및 좌우 부분만 수치계산하였고, 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이다. 수치해석에 관한 내용은 참고문헌[1]과 [2]에 상세하게 설명되어 있다.

혈관유동의 모델선정

본 연구에서 선정된 분기동맥혈관의 기하학적 형상은 Fig. 1과 같다. Fig. 1은 직경 D_0 의 상류 주관이 분기각 θ 와 ϕ 로 직경 D_{b1} 인 제 1분기혈관과 직경 D_{b2} 인 제 2분기혈관으로 분기되는 경우이다. 이 분기혈관의 형상은 인체동맥혈관의 복부대동맥/장골동맥(abdominal aorta/iliac artery bifurcation)을 이상화하여 나타낸 것이다. 이때 복부대동맥 및 분기동맥혈관의 직경은 각각 $D_0 = 1.3 \text{ cm}$, $D_{b1} = D_{b2} = 0.82 \text{ cm}$ 이고, 제 1분기혈관과 제 2분기혈관의 단면적을 합한 후 이를 복부대동맥의 단면적으로 나눈 면적비(area ratio)는 0.8이며, 분기각 θ 와 ϕ 는 30° 로 서로 동일하다.

Fig. 2에는 임상학적으로 측정된 박동성혈류의 한 주기당 속도분포(11)를 나타내었다. 이 펄스는 75 beat/min의 특성을 갖고 있으며, 최대속도는 8 cm/s이고, 최저속도는 -0.9 cm/s이다. 입구에서의 최대속도는 레이놀즈수가 300이 되도록 하였다.

결과 및 검토

정상혈류의 속도분포와 전단응력분포

입구유동조건이 완전히 발달된 유동일 때 혈액과 혈액대용유체로 사용되는 뉴턴유체의 정상유동의 속도분포를 Fig. 3에 나타내었다. 그림에서 B.P.는 분기점(Bifurcation Point)을 의미한다. 이때 뉴턴유체의 점성계수는 혈액의 무한전단응력결보기점성계수

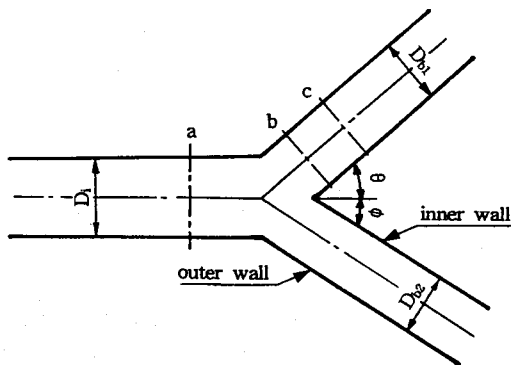


Fig. 1 Geometric configuration of the arterial bifurcation model

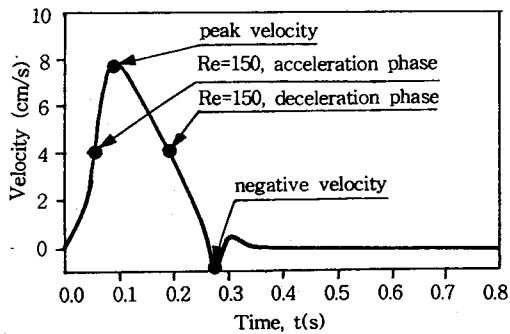


Fig. 2 Physiological waveform of velocity

와 같게 하였다. 복부대동맥의 입구에서 완전히 발달된 상태로 유입되는 혈액의 중심선상의 속도가 뉴턴유체인 물보다 평탄하게 나타남을 알 수 있다. 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀔 때 따라 원심력이 작용하여 분기부의 내벽쪽으로 유동이 치우치게 되어 전단응력이 증가한다. Fig. 4에는 분기부의 외벽과 내벽을 따르는 전단응력분포를 나타내었다. 혈액의 경우 뉴턴유체보다 외벽과 내벽에서 전단응력의 절대값(magnitude)이 크게 나타나는데 이는 혈액의 점성이 뉴턴유체보다 크기 때문이다. 최대 전단응력값은 내벽의 입구에서 나타나는데 이는 Fig. 3의 속도분포를 보면 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 전단응력이 증가된 것으로 설명할 수 있다. 전단응력값은 모두 양의 값을 가지므로 정상상태의 뉴턴유체와 혈액의 경우, 유동박리는 어느 곳에서도 발견되지 않는다.

박동성 혈류의 속도분포와 전단응력분포

혈액과 뉴턴유체의 유동특성을 비교하기 위하여 분기부내 서로 다른 위치에서의 속도분포를 Fig. 5의 (a)~(d)에 나타내었다. 그림의 (a)와 (b)에서 뉴턴유체의 속도분포는 혈액의 경우보다 낮게 나타난다. 가속시에는 뉴턴유체유동이나 혈액유동 모두 벽면에서는 유동의 박리현상은 나타나지 않는다. 그 이유는 유동방향이 갑자기 바뀔 때 따라 생기는 압력힘보다 더 큰 운동량이 공급되기 때문인 것으로 사료된다. 감속시의 속도분포를 나타낸 Fig. 5(c)를 가속되는 경우인 (a)와 비교하여 보면 질량유량이 동일하더라도 감속될 경우의 속도분포가 가속될 경우의 속도분포보다 높음을 알 수 있다.

Fig. 2와 같은 입구속도과형에서 음의 값을 가지면서 최저속도가 되는 감속 끝의 속도분포는 Fig. 5(d)와 같다. 복부대동맥에서는 벽쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입한 뒤 분기부에서 유동방향이 급격한 변화로 인하여 내벽과 외벽에서 역류가 발생되는데, 외벽쪽의 역류영역이 내벽쪽의 경우보다 크다. 분기부 하류로 유동이 진행하면서 외벽쪽의 역류영역은 작아지고 내벽쪽의 역류영역은 커지면서 중심선에 대칭인 형태를 나타낸다. 이 경우 혈액과 뉴턴유체의 분기부내 속도분포의 경향은 동일하지만 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 속도가 뉴턴유체보다 더 평탄하고 벽면에서 역류영역의 범위도 작는데, 이는 전단응력이 낮을 때 혈액의 결보기점성계수가 뉴턴유체의 점성계수보다 크기 때문인 것으로 판단된다.

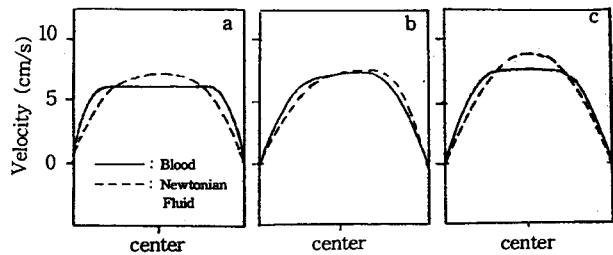


Fig. 3 Velocity profiles of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel at steady state

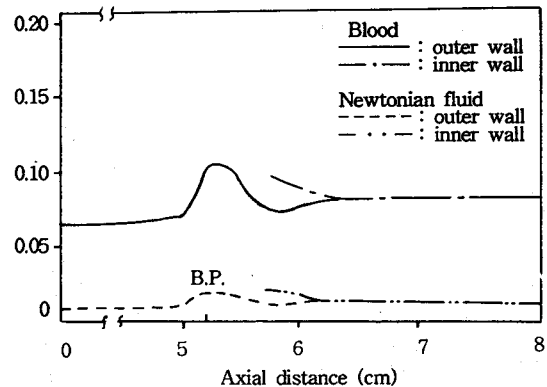


Fig. 4 Shear stress distribution of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel at steady state

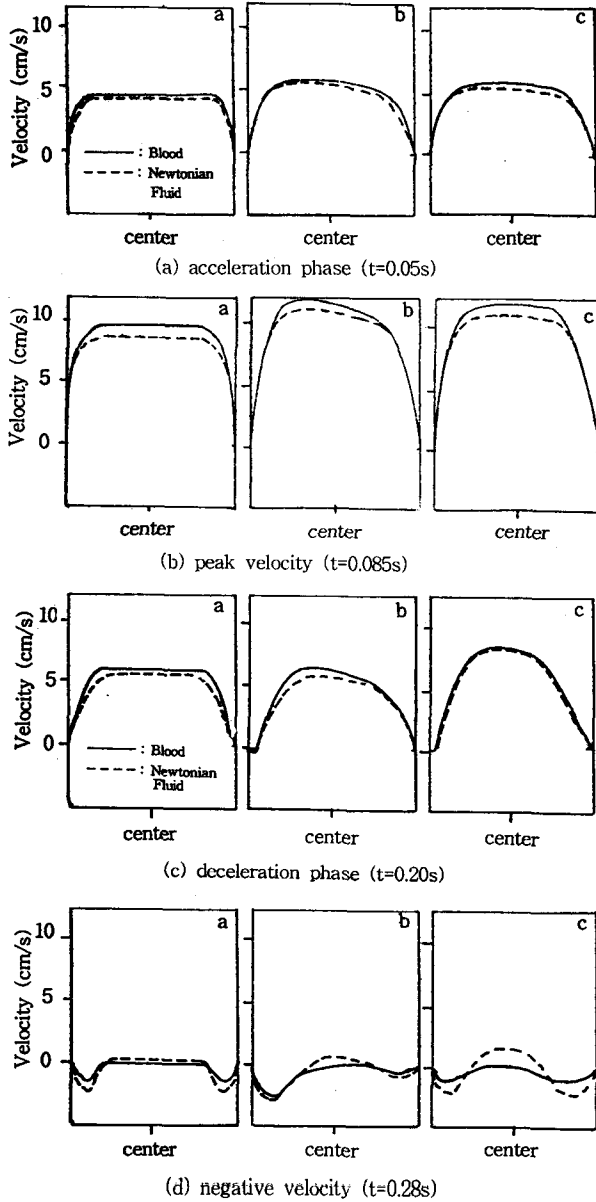


Fig. 5 Velocity profiles of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel

분기부의 외벽과 내벽을 따르는 혈액과 뉴턴유체의 전단응력 분포를 Fig. 6의 (a)~(d)에 나타내었다. 가속시의 혈액의 전단응력값을 살펴보면, 분기부 상류의 외벽을 따라 일정한 분포를 보이다가 분기부를 만나 급격히 상승한 뒤 분기혈관의 외벽을 따라 점차 감소하여 일정하게 분포됨을 알 수 있다. 내벽을 따른 벽면전단응력분포는 외벽보다는 작은 값을 가지며 분기혈관에서는 유동이 완전히 발달됨에 따라 외벽과 같은 값을 가지게 된다. 내벽의 벽면전단응력값이 외벽보다 작은 것은 정상상태의 결과와 다른 양상으로 나타났는데 그 이유는 유동을 계속 증가시키려는 관성력이 분기로 인한 원심력보다 크기 때문이라고 사료된다. 뉴턴유체의 벽면전단응력은 혈액과 유사하게 분포되어 있으나, 혈액보다 작게 나타난다.

Fig. 6(b)에 박동성 혈류의 속도가 최대일 때의 벽면전단응력 분포를 나타내었다. 이때 내벽을 따른 벽면전단응력분포는 가속시의 경향과 반대로 나타났는데 그 이유는 유동을 지속시키려는 관성력이 점점 약해지면서 유동방향이 바뀌어 분기부 내벽에 작용하는 원심력이 증가하기 때문이다. 반면 외벽쪽의 벽면전단응력은 가속시와 유사한 경향을 보였고 크기도 증가하였다. 감속시의 벽면전단응력분포는 뉴턴유체와 혈액 모두 외벽과 내벽에서

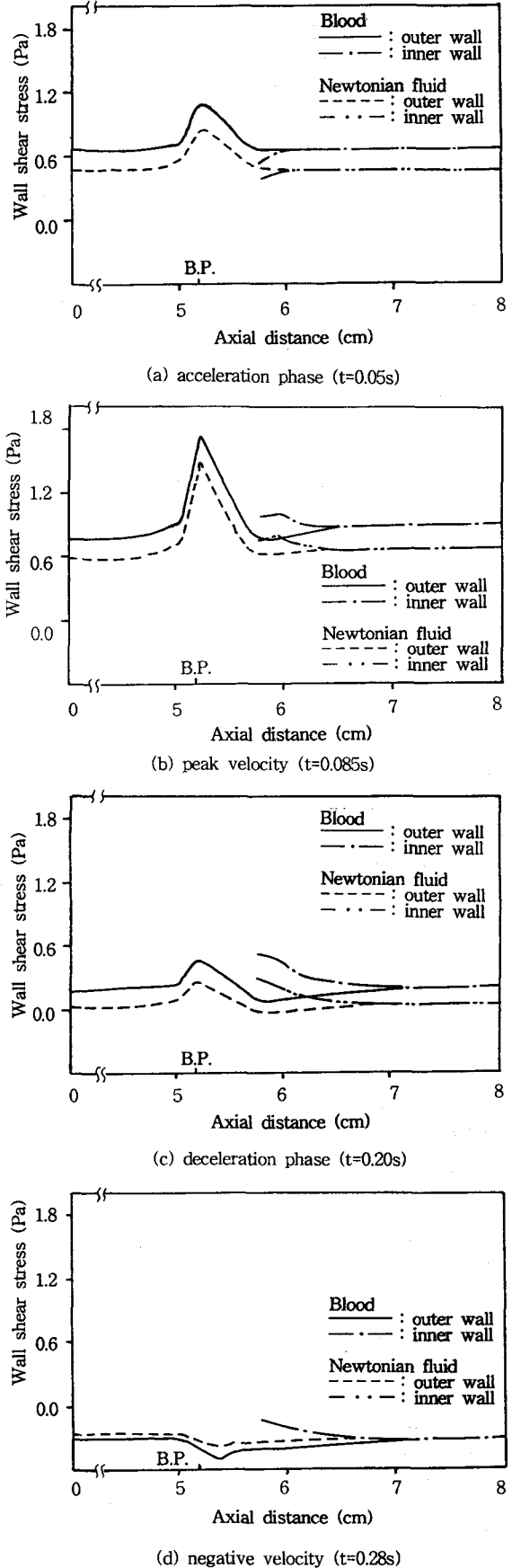


Fig. 6 Shear stress distribution of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial vessel

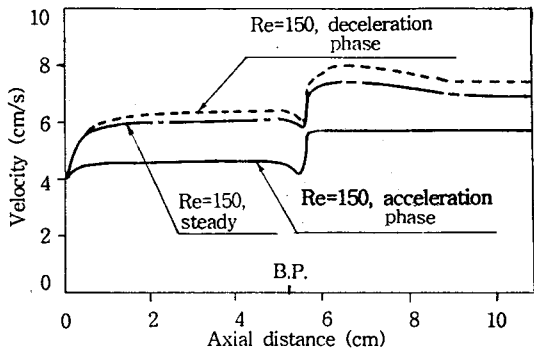


Fig. 7 Variations of centerline velocity for the steady and the physiological flows in the bifurcated arterial vessel

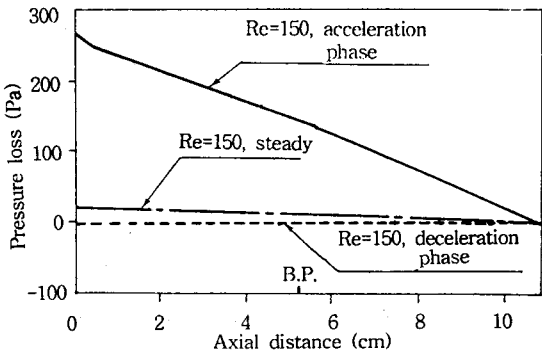


Fig. 8 Variations of centerline pressure for the steady and the physiological flows in the bifurcated arterial vessel

동일한 질량유량인 가속시의 경우보다는 작은 값을 갖는데, 가속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 때문이다. Fig. 6(d)는 최저속도가 되는 가속 끝의 경우에 대한 벽면전단응력분포이다. 복부대동맥에서는 벽쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입하므로 전체적으로 벽면전단응력이 음의 값을 갖게 된다.

정상혈류와 박동성혈류의 유동특성비교

Fig. 7과 8에 제시된 바와 같이 축방향 속도와 압력변화를 수치계산한 결과를 가지고 분기부내 정상혈류와 박동성혈류의 유동특성을 비교할 수 있다. 입구레이놀즈수가 동일할 때 정상혈류와 박동성 혈류의 경우, 복부대동맥과 분기혈관에서 중심선상의 속도와 압력은 서로 다르게 나타난다. 정상혈류의 경우에는 복부대동맥에서의 중심선 속도가 계속 증가하다가 분기부를 만나면서 속도는 감소한 뒤에 분기부로 유동이 진행됨에 따라 속도는 서서히 증가하여 완전히 발달된 유동상태로 된다. 레이놀즈수가 동일할 때 박동성혈류의 중심선상의 속도는 정상혈류의 경우보다 낮게 분포한다. 속도가 가속되는 경우나 감속되는 경우 모두 복부대동맥에서의 속도는 관 입구에서 조금 증가한 뒤 곧 일정하게 된다. 그리고 분기부에 진입하면서 속도가 조금 감소한 뒤 분기부를 지나면서 급격하게 속도가 증가한 뒤에 일정하게 유지된다.

질량유량이 동일할 때 정상혈류와 박동성혈류의 유동을 비교하면, 박동성혈류는 정상혈류보다 분기부의 영향을 직계 받고, 훨씬 빨리 일정하게 됨을 알 수 있다. 레이놀즈수가 동일할 때 박동성혈류의 속도분포중에서 감속된 경우의 중심선 속도가 가속될 경우의 속도보다 높게 나타남을 알 수 있다. 이러한 현상은 Fig. 8에서 보는 바와 같이 가속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 시작하고, 감속이나 가속

시 질량보존법칙은 만족되어야 하기 때문에, 감속시 중심선 부근의 속도는 가속시보다 높게 나타나는 것이다. 그러나, 박동성혈류에서 가속될 때의 압력손실은 정상혈류의 경우보다 훨씬 큼을 Fig. 8에서 볼 수 있다. 그 이유는 박동성혈류유동의 가속시에는 정상혈류유동과는 달리 유량이 계속 증가하므로 더 큰 압력강하가 발생하기 때문이다.

결론

- (1) 입구유동조건이 완전히 발달된 유동일 때 정상혈류는 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌에 따라 원심력이 작용하여 분기부의 내벽쪽으로 유동이 치우치게 되어 전단율이 증가하고, 최대 전단응력값은 내벽의 입구에서 나타나며 유동박리는 발생하지 않는다.
- (2) 박동성혈류의 가속시에는 뉴턴유체유동과 혈액유동은 모두 벽면에서 유동의 박리현상이 나타나지 않으며, 질량유량이 동일 하더라도 감속될 경우의 속도분포가 가속될 경우의 속도분포보다 높다. 가속 끝에 복부대동맥에서는 벽쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입한 뒤 분기부에서 유동방향이 급격한 변화로 인하여 내벽과 외벽에서 역류가 발생되는데, 외벽쪽의 역류영역이 내벽쪽의 경우보다 크다.
- (3) 박동성 혈류의 경우에 감속시의 벽면전단응력분포는 뉴턴유체와 혈액유동의 경우 모두 외벽과 내벽에서 동일한 질량유량인 가속시보다는 작다. 그리고, 입구속도과형에서 음의 값을 가지면서 최저속도가 되는 감속 끝의 경우에 복부대동맥에서는 벽쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입하므로 전체적으로 벽면전단응력이 음의 값을 갖게 된다.

참고문헌

- (1) 서상호, 유상신, 1994, "비뉴턴유체의 관내 유동문제 해석을 위한 전산유체역학적 접근", 대한기계학회 전산유체역학분과회 학술대회 논문집, pp. 169-189.
- (2) 서상호, 유상신, 노형운, 1994, "뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대한 분기관 유동의 수치해석", 대한기계학회 논문집, 제 18권 10호.
- (3) 박길문, 1987, 정사각단면덕트 입구구역에서의 층류 비정상유동특성, 고려대학교 박사학위논문.
- (4) Texon, M., 1957, "A Hemodynamic Concept of Atherosclerosis, with Particular Reference to Coronary Occlusion", Arch. Intern. Medicine, Vol. 99, pp. 418-427.
- (5) Texon, M., Imparato, A. M. and Helpem, M., 1965, "Role of Vascular Dynamics in the Development of Atherosclerosis", JAMA, Vol. 194, pp. 168-172.
- (6) Mitchell, J. R. A. and Schwartz, C. J., 1965, Arterial Disease, Blackwell Scientific Publishers Ltd., Oxford.
- (7) Wesolowski, S. A., Fries, C. C., Sabani, A. M., and Sawyer, P. N., 1965, "Significance of Turbulence in Hemic Systema and in the Distribution of the Atherosclerotic Lesion", Surg., Vol. 57, pp. 155-162.
- (8) Liesch, 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.
- (9) 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.
- (10) 유상신, 서상호, 장남일, 1994, "인체혈액의 구성방정식에 관한 비교 연구", 한국유변학회 논문집, 제 6권 2호, pp. 157-164.
- (11) Banerjee, R. K., 1992, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University.