

복부대동맥/장골동맥 분기혈관내 정상 및 박동성 유동의 속도와 전단응력분포

유상신·서상호*·김영호**·노형운*

= Abstract =

Velocity and Shear Stress Distributions for Steady and Physiological Flows in the Abdominal Aorta/Iliac Artery Bifurcation

Sang Sin Yoo, Sang Ho Suh*, Yung Ho Kim**, Hyung Woon Roh*

Steady and physiological flows of a Newtonian fluid and blood in the abdominal aorta/iliac artery bifurcation are numerically simulated to understand the etiology and pathogenesis of atherosclerosis. Distributions of velocity, pressure, and wall shear stress in the bifurcated arterial vessel model are calculated to investigate the differences of flow characteristics between steady and physiological flows and to compare flow characteristics of blood with that of a Newtonian fluid. For the given Reynolds number the flow characteristics of physiological flows for 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 appears downstream of a stenosis during the acceleration phase. However, during the deceleration phase the flow exhibits flow separation in the outer walls of daughter branches, which extends to the entire wall region.

Key words : Blood Flow, Steady Flow, Physiological Flow, Abdominal Aorta/Iliac Artery Bifurcation, Velocity Distribution, Shear Stress Distribution, Numerical Analysis

서 론

인체혈관이 분지되는 부위에서 많이 발생하는 것으로 알려진 동맥경화증(atherosclerosis)의 발생과 성장에 관한 기전을 근본적으로 이해하여 병적원인을 혈류역학적으로 규명하려는 연구가 중요한 과제로 대두되고 있다[1-3]. 동맥혈관에서 동맥경화나 심근경색(myocardial infarction)의 원인이 되는 협착현상의 혈류역학적 기전에 대해서는, 압력관련가설(pressure-related hypothesis)[4], 고전단응력과의 연관설(high wall shear dependent hypothesis)[5,6], 저전단응력과의 연관설(low wall shear de-

pendent hypothesis)[7], 난류와 관련한 가설(turbulence related hypothesis)[5,6]과 같이 많은 가설이 있다. 최근에는 높은 전단응력에 의해 상처입은 내피세포는 낮은 전단응력에 의하여 협착이 촉진(reinforcement)된다는 혼합가설들이 대두되고 있으나 아직 어느 것도 완전하게 동맥경화의 발생, 성장이나 파열의 기전을 설명하지 못하고 있다. 임상자들은 동맥경화의 진행단계를 평활근세포(smooth muscle cell)의 이동(migration)과 성장(proliferation)으로 나타나는 동맥내벽의 농후(intimal thickening)를 통하여 혈전형성과 Ca^{++} 흡착으로 단단해진 혈관이 결국 파괴됨으로써 발생된다는 가설을 가장 많이 믿고

한국항공대학교 기계설계학과

Department of Mechanical Engineering & Design, Hankuk Aviation University

* 숭실대학교 기계공학과

* Department of Mechanical Engineering, Soong Sil University

** 재활공학연구소

** Research Center of Orthopaedics and Rehabilitation Engineering

이 논문은 1995년도 학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 유상신, (411-791) 경기도 고양시 화전동 200-1, Tel. 300-0171, Fax. 3158-2191

있다. 혈관 파괴의 초기원인으로 생각되는 것은 혈관내피 세포의 기계적인 상처 또는 콜레스테롤 중에서 LDL(low density lipoproteins) 특히, 산화된 LDL의 축적, 면역적 반응에 의한 백혈구(monocyte, macrophage, T lymphocyte)의 침투 등에 의한 평활근의 과도한 증식이다. 이것은 혈관내 유동특성과 동맥벽의 탄성적 변화에 영향을 받는다. 동맥혈관내 혈액유동특성을 연구하기 위해 고려되어야 하는 중요한 인자는 실제 유동장과 일치되는 모델의 기하학적 형상과 혈액유동의 비정상유동특성이다[8]. 인체내의 혈액유동은 심장의 수축 및 확장작용으로 인해 주기성을 갖는 파형의 비정상유동이다. 현재까지 발표된 연구는 뉴턴유체의 정상유동상태를 이용한 연구가 대부분이고, 비정상상태에 관한 연구와 혈액과 같은 비뉴턴유체를 이용한 비정상유동에 관한 연구는 많지 않다.

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

혈관유동의 모델선정

본 연구에서 선정한 분기혈관의 형상은 인체동맥혈관의 복부대동맥/장골동맥(abdominal aorta/iliac artery bifurcation)을 이상화한 것이며 분기동맥혈관모델의 기하학적 형상은 Fig. 1과 같다. 직경 D_1 인 상류 주관이 분기 각 θ 와 직경 D_{b1} 인 제 1분기혈관과 분기각 ϕ 와 직경 D_{b2} 인 제 2분기혈관으로 분기되는 경우이다. 분기동맥혈관의 직경은 각각 $D_1=1.3\text{cm}$, $D_{b1}=D_{b2}=0.82\text{cm}$ 이고, 제 1분기혈관과 제 2분기혈관의 단면적을 합한 후 이를 복부대동맥의 단면적으로 나눈 면적비(area ratio)는 0.8이며, 분기각 θ 와 ϕ 는 동일하게 30° 로 정하였다. 축방향을 따라서 혈액과 뉴턴유체의 유동특성을 검토하기 위하여 분기부로 진입하기 전에 복부대동맥에서의 단면 A와 분기부를 지난 후 제 1분기혈관에서 단면 B 및 C를 선정하였으며 유동이 분기되기 시작되는 정점(apex)을 시점으로 하류로 연결된 벽면을 내벽(i.w.:inner wall), 그리고 그 반대편 벽을 외벽(o.w.:outer wall)으로 보아 분기혈관에서의 벽면전단응력을 해석하였다.

Fig. 2는 임상학적으로 복부대동맥/장골동맥내에서 측정된 박동성혈류의 한 주기당 속도분포를 나타낸 것이다 [9]. 이 펄스는 75beat/min의 특성을 갖고 있으며, 최대 속도는 8cm/s이고, 최저속도는 -0.9cm/s이다. 입구에서의 최대속도를 기준한 레이놀즈수는 300이다.

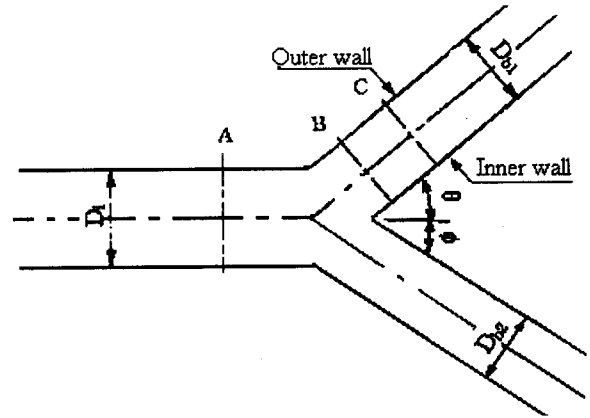


그림 1. 분기혈관모델의 기하학적 형상
Fig. 1. Geometric configuration of the arterial bifurcation model

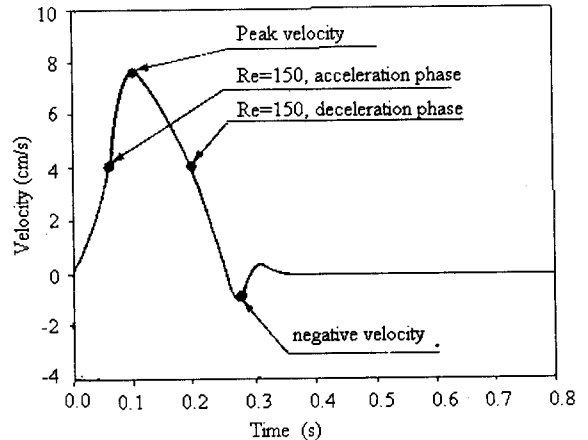


그림 2. 박동유동의 속도파형
Fig. 2. Physiological waveform of velocity

박동성 혈류의 유동해석을 위한 수학적 모델링

1. 지배방정식과 혈액의 구성방정식

비압축성 뉴턴유체와 혈액의 박동성 3차원 유동문제를 수치해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 나타내면 식 (1) 및 (2)와 같다.

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_j}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

식 (1)과 식 (2)는 각각 비정상, 비압축성 유동에 적용할 수 있는 연속방정식과 운동량방정식이며 u, p, ρ, τ_{ij} 는 각각 속도벡터, 정압, 밀도와 전단응력텐서이다. 식 (2)의 전단응력텐서는 유체의 유변학적 성질을 이용하여 식 (3)과 같이 전단율의 함수로 나타낼 수 있다.

$$\tau_{ij} = \eta \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

혈액과 혈액대용유체로 많이 사용되는 뉴턴유체의 유변학적 성질을 전단율과 겔보기 점성계수의 관계로 Fig. 3에 나타내었다. 그림에서 기호 Δ 와 \bullet 은 각각 Skalak 등[10]과 Biro[11]에 의해 실험으로 측정된 혈액의 겔보기 점성계수를 나타내며, 실선과 점선은 각각 본 연구에서 채택한 혈액과 뉴턴유체의 겔보기 점성계수이다. 본 연구에서는 전단율이 무한히 클 때 혈액이 나타내는 겔보기 점성계수와 동일하도록 뉴턴유체의 점성계수를 0.00345 Pa·s로 택하였는데, *in vitro* 실험에서 혈액대용으로 사용되는 뉴턴유체인 33w% 설탕 수용액 또는 글리세린 수용액의 점성이 여기에 해당된다. 그림에서 보는 바와 같이 혈액대용유체로 사용되는 뉴턴유체는 전단율의 크기에 무관하게 겔보기 점성계수가 일정한 값을 나타낸다. 그러나, 비뉴턴유체(non-Newtonian fluid)의 특성을 갖는 혈액의 겔보기 점성계수는 전단율이 증가함에 따라 비선형적으로 감소함을 알 수 있다. 혈액은 비뉴턴유체이기 때문에 혈액유동문제를 수치적으로 해석하기 위해서는 혈액의 겔보기 점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하다. 본 연구에서는 혈액과 같이 미약한 점탄성(viscoelastic) 특성을 갖는 비뉴턴유체의 겔보기 점성계수를 Carreau모형을 이용하여 Fig. 3에서 보는 바와 같이 실선으로 나타내었다. Carreau 모델로 나타낸 겔보기 점성계수는 식 (4)와 같다.

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

여기서, η_0 는 영전단율(zero-shear-rate) 점성계수이고, η_{∞} 는 무한전단율(infinite-shear-rate) 점성계수이며, λ 와 q 는 각각 특성시간과 상수이다. 본 연구에서 채택한 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 유변학적 상수값은 $\eta_0 = 0.056$ Pa·s, $\eta_{\infty} = 0.00345$ Pa s, $\lambda = 3.313$ s와 $q = 0.356$ 이다. 비뉴턴유체의 구성방정식에 관해서는 참고문헌[12]에 상세히 기술되어 있다.

2. 해석방법

분기동맥혈관내 뉴턴유체와 혈액유동에 관한 지배방정식을 풀기 위하여 유한체적법(finite volume method)을 이용하였다. 박동성 혈액유동문제를 해석하기 위하여 식

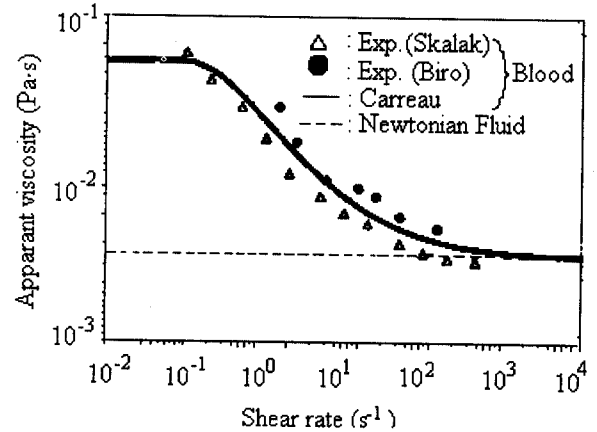


그림 3. 혈액과 혈액대용유체인 뉴턴유체의 유변학적 성질
Fig. 3. Rheological properties of blood and a Newtonian fluid

(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. 분기동맥혈관내 유동문제를 해석하기 위한 출구 경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 또한, 계산시간을 줄이기 위해 분기동맥혈관유동문제는 복부대동맥/장골동맥 분기혈관의 축대칭선 윗쪽 부분만 수치계산하였고, 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation 20이다.

결과 및 검토

1. 실험결과와 수치해의 비교

수치해석 결과의 검증은 위하여 먼저 Fig. 1의 형태를 갖는 분기관내에서 LDA(Laser Doppler Anemometer)와 PDU(Pulse Doppler Ultrasound)로 구한 실험결과[13]를 수치해석 결과와 비교하였다. PDU장치를 이용한 속도분포측정은 VingMed SD-100 ultrasound Doppler system에 연결된 10MHz needle probe로 얻었다. 각각의 위치에서 1 mm³의 표본체적(sample volume)을 갖는 intraluminal probe(약 2mm의 직경)를 관심영역에 설치하

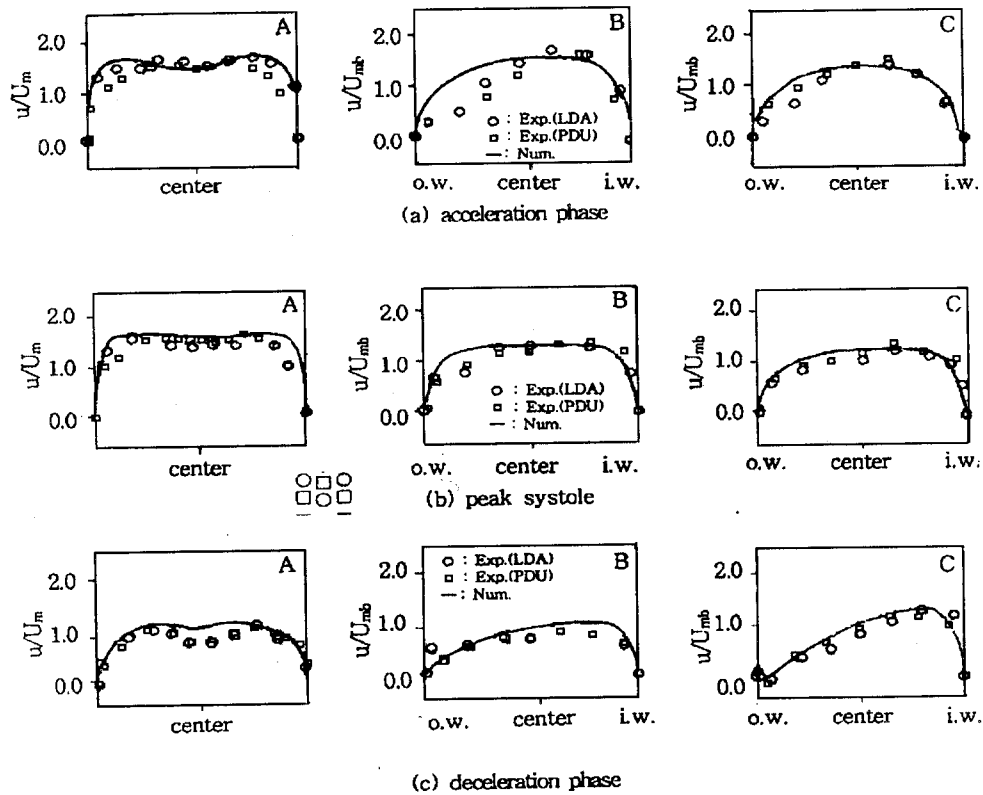


그림 4. 분기관내 박동유동의 축방향속도분포
 Fig. 4. Axial velocity profiles in the bifurcation model for physiological flow

였고, 초음파주사선이 유동의 주방향과 평행되게 ultrasound crystal을 설치하였다. 이때 얻어진 Doppler spectral data는 SD-100시스템의 FFT알고리즘을 사용하여 처리하였다. LDA시스템은 Dantec사의 55X modular three-beam DISA LDA system을 이용하였다. LDA 광학시스템은 He-Ne laser를 사용하며, mounting bench, 두개의 beam splitter section, bragg cell, beam displacer, beam translator, front lens, 그리고 두개의 photomultiplier tube로 구성되어 있다. 렌즈로부터 방출된 세 개의 광선초점이 일치하게 되어 검사체적에서 교차된다. Counter에서 얻어진 디지털 데이터는 버퍼 인터페이스(buffer interface)를 통하여 PDP 11/03 미니컴퓨터와 상호교환된다. 가로이송장치는 공동의 수직축을 따른 측정체적의 이동을 허용한다. 고정된 원점에서 각 방향으로 떨어진 거리는 정확하게 0.04mm이다. 또한 속도에 관한 자료를 해석하기 위하여 PDU의 경우와 같이 FFT를 이용하였다.

LDA와 PDU로 측정된 박동유동의 속도분포와 수치해석으로 구한 결과를 Fig. 4에 나타내었다. 실험과 수치해석에 사용된 유체는 글리세린수용액이고, 입구의 평균 레이놀즈수는 실험과 수치해석 모두 400으로 하였다. 그림

에서 ○와 □로 나타낸 것은 각각 LDA와 PDU로 측정된 축방향속도값이고, 실선은 수치해석으로 구한 결과이다. 또한, 그림에서 i.w.와 o.w.는 각각 분기관내에서 내벽(inner wall)과 외벽(outer wall)을 나타낸다. 분기관 상류에서 축방향속도의 반경방향분포는 입구의 평균속도(U_m)에 대한 비, 그리고 분기관하류에서 축방향속도의 반경방향분포는 분기관내 평균속도(U_{mb})에 대한 비로 무차원화하여 나타내었다. 또한, 그림에서 A는 Fig. 1의 분기관 모델에서 분기부 상류에 있는 주관의 한 단면의 위치를 나타내고, B와 C는 분기부 정점으로부터 하류방향에 있는 분기부 단면의 위치를 나타낸다.

대동맥에서 중앙부의 속도가 평탄한 속도분포를 가지고 분기부로 유입되는 유동은 분기부 부근에서 유동이 양분되기 시작하면서 M자형 속도분포를 나타내면서 하류분기관으로 유동이 진행된다. 분기부 직후의 분기관내 속도분포는 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도가 외벽쪽의 속도보다 높게 나타난다. 그리고 분기관 하류로 유동이 진행함에 따라 속도는 점차적으로 발달된다. 대동맥입구에서의 레이놀즈수가 동일하더라도 감속될 경우의 속도분포는 가속될 경우의 속도분포보다 낮음을 알 수 있다. 그리고, 박동유동의 감속시에는 분기관 외벽쪽에 재순환영역이 발

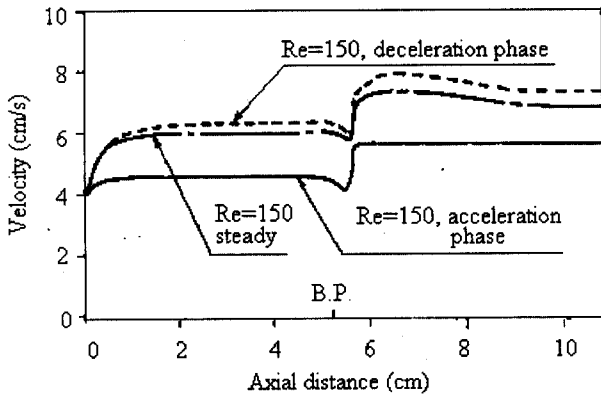


그림 5. 분기혈관내 정상 및 박동유동의 중심선속도
Fig. 5. Centerline velocity along the axis for the steady and physiological flows in the arterial bifurcation model

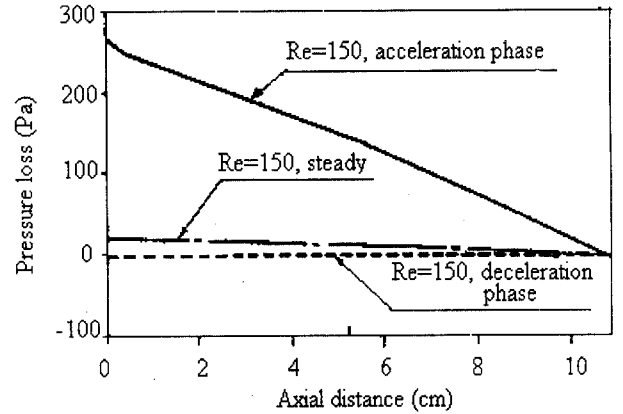


그림 6. 분기혈관내 정상 및 박동유동의 중심선압력
Fig. 6. Centerline pressure along the axis for the steady and physiological flows in the arterial bifurcation model

생되어 대동맥쪽으로 역류현상이 나타남을 알 수 있다. 분기관내 축방향속도의 수치계산결과와 실험결과를 비교해 보면 맥동유동의 가속시 분기부 부근을 제외하고는 서로 잘 일치하고 있다. 가속시 분기부 부근에서 수치계산에 의한 외벽쪽의 속도값이 실험결과보다 높게 나타나는 이유는 실험에서 분기관에서의 속도를 측정할 때 하류분기관의 축대칭선과 레이저빔의 방향이 정확히 일치하지 않거나 2차원유동의 영향에 의한 것으로 유추된다. 실험과 수치해석에 관해서는 참고문헌[13]에 상세히 기술되어 있다.

2. 정상혈류와 박동성 혈류의 유동특성비교

수치해석을 이용하여 구한 혈액의 축방향 속도와 압력변화를 Fig. 5와 Fig. 6에 나타내었다. 그림에서 B.P.는 분기점(Bifurcation Point)을 의미한다. 입구레이놀즈수가 동일할 때 복부대동맥과 분기혈관에서 정상혈류와 박동성 혈류의 중심선 속도와 압력은 서로 다르게 나타난다. 정상혈류의 경우에는 복부대동맥에서의 중심선 속도는 계속 증가하다가 분기부를 만나면서 감소한 뒤에 분기부로 유동이 진행됨에 따라 서서히 증가하여 완전히 발달된 유동상태로 된다. 레이놀즈수가 동일할 때 박동성 혈류의 중심선속도는 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 박동성 혈류의 유동을 비교하면, 박동성 혈류는 정상혈류보다 분기부의 영향을 적게 받고, 훨씬 빨리 일정하게 됨을 알 수 있다. 레이놀즈수가 동일할 때 박동성혈류의 속도분포중에서 감속될

경우의 중심선 속도가 가속될 경우의 속도보다 높게 나타남을 알 수 있다. 이러한 현상은 Fig. 6에서 보는 바와 같이 감속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 시작하고, 감속이나 가속시 질량보존법칙은 만족되어야 하기 때문에, 감속시 중심선 부근의 속도는 가속시보다 높게 나타나는 것이다. 그러나, 박동성혈류에서 가속될 때의 압력손실은 정상혈류의 경우보다 훨씬 큼을 Fig. 6에서 볼 수 있다. 그 이유는 박동성혈류 유동의 가속시에는 정상혈류유동과는 달리 유량이 계속 증가하므로 더 큰 압력강하가 발생하기 때문이다.

3. 정상유동에서 혈액과 뉴턴유체의 속도 및 전단응력 분포

입구유동조건이 완전히 발달된 유동일 때 혈액과 혈액대용유체로 사용되는 뉴턴유체의 정상유동의 속도분포를 Fig. 7에 나타내었다. 이때 뉴턴유체의 점성계수는 혈액의 무한전단율 겔보기점성계수와 같게 하였다. 복부대동맥의 입구에서 완전히 발달된 상태로 유입되는 혈액의 중심선의 속도가 뉴턴유체보다 평탄하게 나타남을 알 수 있다. 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀔 때 따라 원심력이 작용하여 분기부의 내벽쪽으로 유동이 치우치게 되어 내벽쪽에서 전단율이 증가한다.

분기부의 외벽과 내벽을 따르는 전단응력분포를 Fig. 8에 나타내었다. 혈액은 뉴턴유체보다 외벽과 내벽에서 전단응력의 절대값이 크게 나타나는데 이는 혈액의 점성이 뉴턴유체보다 크기 때문이다. 최대 전단응력값은 내벽의 입구에서 나타나는데 이는 Fig. 7의 속도분포를 보면 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 전단율이 증가된 것으로 설명할 수 있다. 전단응력값은 모두 양의 값을 가지므로 정상상태의 뉴턴유체와 혈액의 경우, 유동바리는 어느 곳에서도 발견되지 않는다.

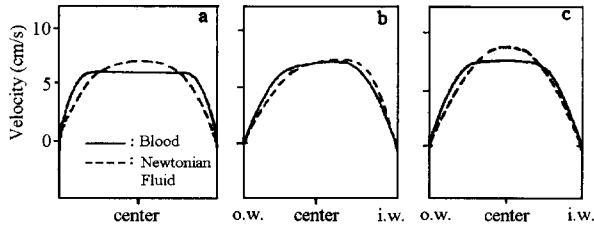
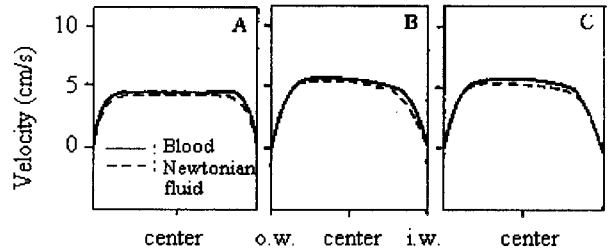


그림 7. 정상유동에서 분기혈관내 뉴턴유체와 혈액의 속도분포
Fig. 7. Velocity profiles of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial model for steady flow



(a) acceleration phase ($t=0.05$ s)

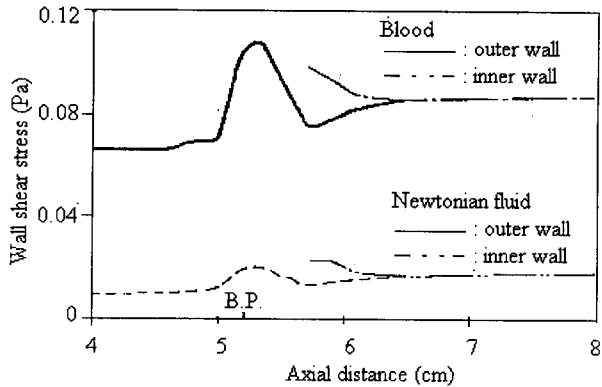
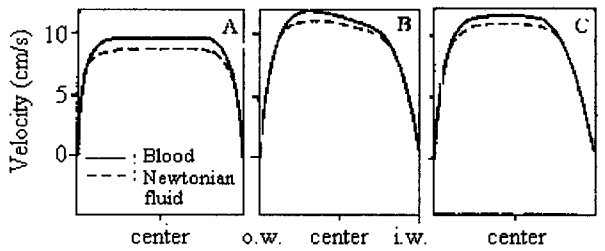


그림 8. 정상유동에서 분기혈관내 뉴턴유체와 혈액의 전단응력분포
Fig. 8. Shear stress distribution of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial model for steady flow

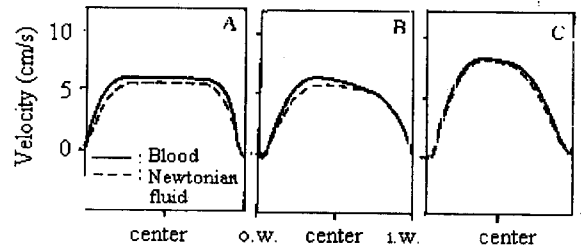


(b) deceleration phase ($t=0.085$ s)

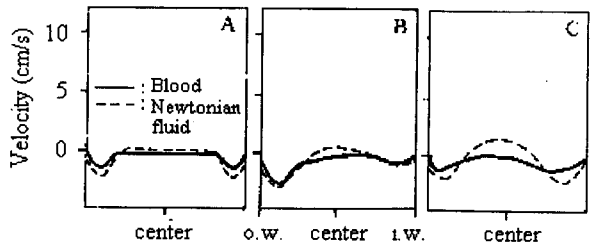
4. 박동유동에서 혈액과 뉴턴유체의 속도 및 전단응력 분포

혈액과 뉴턴유체의 박동유동특성을 비교하기 위하여 분기관내 서로 다른 위치에서의 속도분포를 Fig. 9의 (a) ~ (d)에 나타내었다. 그림 (a)와 (b)로부터 최대속도에 도달할 때 까지의 가속기간에는 뉴턴유체의 속도분포가 혈액의 경우보다 관중양부에서 낮게 나타난다. 가속시에는 뉴턴유체유동이나 혈액유동 모두 벽면에서 유동의 박리현상을 나타나지 않는다. 그 이유는 유동방향이 갑자기 바뀔 때 따라 생기는 압력힘보다 더 큰 운동량이 공급되기 때문인 것으로 사료된다. 감속시의 속도분포를 나타낸 그림 (c)와 가속되는 경우인 그림 (a)를 비교하여 보면 질량유량이 동일하더라도 감속될 경우의 중앙부분의 속도가 가속될 경우의 속도보다 큰 것을 알 수 있다.

Fig. 2와 같은 입구속도파형에서 음의 값을 가지면서 최저속도가 되는 감속 끝의 속도분포는 Fig. 9(d)와 같다. 복부대동맥에서는 벽쪽에서 역류가 발생하며 분기부 하류에서도 유동방향이 급격한 변화로 인하여 내벽과 외벽에서 역류가 발생되는데, 외벽쪽의 재순환영역이 내벽



(c) deceleration phase ($t=0.20$ s)



(d) negative velocity ($t=0.28$ s)

그림 9. 박동유동에서 분기혈관내 뉴턴유체와 혈액의 속도분포
Fig. 9. Velocity profiles of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial model for physiological flow

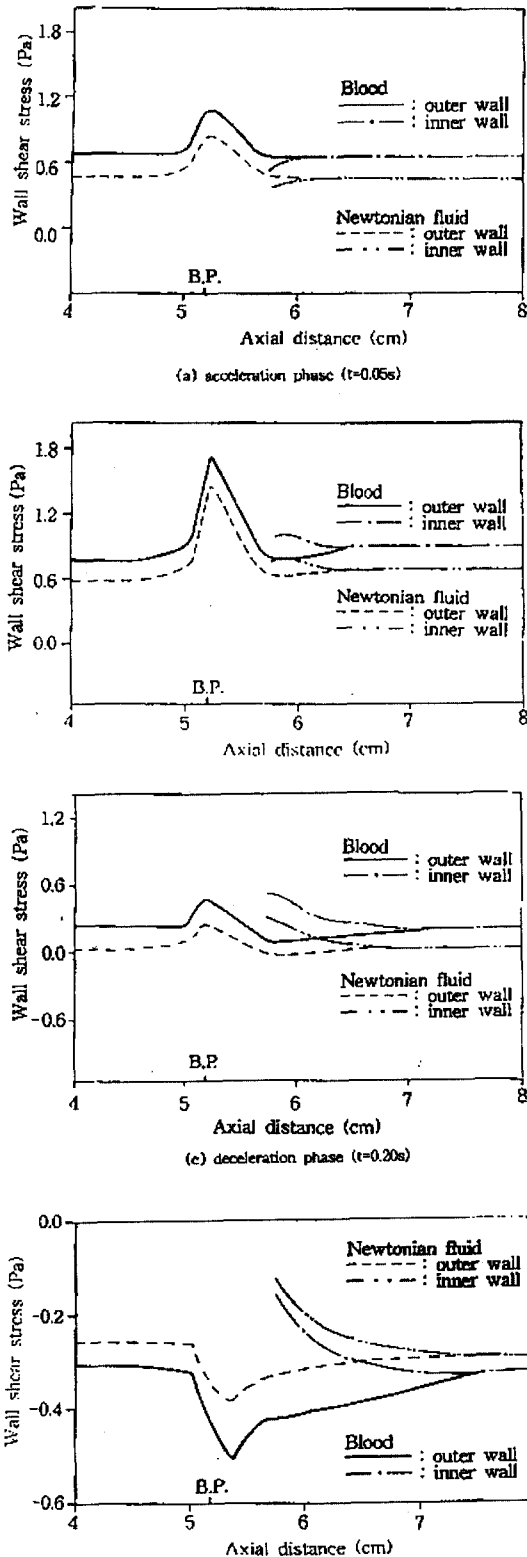


그림 10. 박동유동에서 분기혈관내 뉴턴유체와 혈액의 전단응력분포

Fig. 10. Shear stress distribution of a Newtonian fluid and blood in the bifurcated arterial model for physiological flow

쪽의 재순환영역보다 크게 나타난다. 분기부 하류로 유동이 진행하면서 외벽쪽의 역류영역은 작아지고 내벽쪽의 역류영역은 커지면서 중심선에 대칭인 형태를 나타낸다. 박동유동에서 부의 속도를 나타내는 기간을 제외한 모든 경우에 혈액과 뉴턴유체의 분기부내 속도분포의 경향은 동일하지만 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 속도가 뉴턴유체보다 더 평탄하고 벽면에서 역류영역의 범위도 작은데, 이는 전단율이 낮을때 혈액의 겔보기점성계수가 뉴턴유체의 점성계수보다 크기 때문인 것으로 판단된다.

분기부의 외벽과 내벽을 따르는 혈액과 뉴턴유체의 벽면전단응력분포를 Fig. 10의 (a)~(d)에 나타내었다. 가속시 혈액의 벽면전단응력값은 분기부 상류에서 외벽을 따라 일정한 크기를 보이다가 분기부를 만나 급격히 증가한 뒤 분기혈관의 외벽을 따라 점차 감소하여 일정한 값을 나타낸다. 내벽을 따른 벽면전단응력분포는 외벽보다는 작은 값을 나타내며 분기혈관에서는 유동이 완전히 발달됨에 따라 외벽과 같은 값을 나타낸다. 뉴턴유체의 벽면전단응력은 혈액과 유사하게 변하는 경향을 나타내고 있으나 혈액의 벽면전단응력보다 작게 나타난다.

박동성 혈류의 속도가 최대일 때의 벽면전단응력분포를 나타내는 그림 (b)로부터 내벽을 따른 벽면전단응력분포는 가속시의 경향과 반대로 나타난다. 이 현상은 유동을 지속시키려는 관성력이 점점 약해지면서 유동방향이 변하여 분기부 내벽에 작용하는 원심력이 증가하기 때문이다. 반면 외벽쪽의 벽면전단응력은 가속시와 유사한 경향을 나타내고 있으며 크기도 증가한다. 감속시의 벽면전단응력분포는 뉴턴유체와 혈액 모두 외벽과 내벽에서 동일한 질량유량인 가속시의 경우보다는 작은 값을 갖는데, 감속시 부압이 작용하여 점성의 영향이 큰 벽면에서부터 역류가 발생하기 때문이다. 그림 (c)는 감속시의 벽면전단응력분포이다. 감속시의 벽면전단응력분포는 질량유량이 동일한 가속유동보다는 낮은 전단응력분포를 가지고 있으며, 혈액의 벽면전단응력값이 뉴턴유체의 경우보다 높게 나타나고 있다. 그림 (d)는 최저속도가 되는 감속 끝의 경우에 대한 벽면전단응력분포이다. 복부대동맥에서는 벽쪽에 역류가 생기면서 분기부로 진입하므로 전체적으로 벽면전단응력이 음의 값을 갖게 된다.

결 론

인체동맥혈관내 복부대동맥/장골동맥 분기혈관내 혈액과 뉴턴유체의 정상 및 박동유동을 수치적으로 연구한 결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 정상혈류와 박동성 혈류의 유동특성을 비교해보면, 중심선상을 따르는 속도분포는 박동성 혈류의 감속시 정상혈류보다 크고 박동성 혈류의 가속시 가장 낮다. 특히

정상 혈류의 경우 분기부를 지난 후 내벽쪽으로 유동이 치우치는데 비해, 박동성 혈류는 외벽쪽으로 치우친다. 분기부를 지난 후 벽면전단응력의 크기는 박동성 혈류의 가속시 가장 크고, 정상혈류의 벽면전단응력이 가장 낮게 나타난다.

2. 혈액과 뉴턴유체의 박동유동을 비교해보면, 분기부에서 유동이 외벽쪽으로 치우치게 되며 내벽보다 외벽에서 역류가 더 크게 발생한다. 벽면전단응력은 박동유동의 가속시와 감속시에 혈액이 뉴턴유체보다 크게 나타나고, 속도가 음의 값이 될 때 뉴턴유체에 비해 혈액의 벽면전단응력값의 감소폭이 크게 나타난다.

참 고 문 헌

1. Cho, Y. I. and Kensey, K. R., "Effects of Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel":Part 1, Steady Flows, *Biorheology*, Vol. 28, pp. 241-262., 1991.
2. Nerem, R. M., "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis", *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 114, pp. 274~282., 1992.
3. Cheitlin, M., Sokolow, M. and McIlroy, M., *Clinical Cardiology*, Prentice-Hill Int., 6th ed., 1993.
4. Texon, M., Imparato, A. M. and Helpern, M., Role of Vascular Dynamics in the Development of Atherosclerosis, *JAMA*, 194, pp. 168~172, 1965.
5. Fry, D. L., "Response of the Arterial Wall to Certain Physical Factors in Atherogenesis: Initiating Factors", *A Ciba Foundation Symp.*, 12, pp. 93~126, 1973.
6. Caro, C. G. and Nerem, R. M., Transport of

- C-4-Cholesterol between Serum and Wall in the Perfused Dog Common Carotid Artery, *Circ. Res.* Vol. 24., pp. 187-204, 1973.
7. Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K., and Glasgow, S., "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation: Positive Correlation between Plaque Location and Low and Oscillating Shear Stress", *Atherosclerosis*, Vol. 5, pp. 293~302, 1985.
8. Nazemi, M., Kleinstreuer, C. and Archie, J. P., "Pulsatile Two-Dimensional Flow and Plaque Formation in a Carotid Artery Bifurcation", *J. Biomechanics*, Vol. 23, pp. 1031~1037, 1990.
9. Banerjee, R. K., A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University, 1992.
10. Skalak, R., Keller, S. R. and Secomb, T. W., "Mechanics of Blood Flow", *J. of Biomech. Eng.*, Vol. 103, pp. 102~115, 1981.
11. Biro, G. P., "Comparison of Acute Cardiovascular Effects and Oxygen Supply Following Haemodilution with Dextran, Stroma-Free Haemoglobin Solution and Fluorocarbon Suspension", *Cardiovascular Res.*, Vol. 16, pp. 194~204, 1982.
12. Yoo, S. S., Suh, S. H. and Roh, H. W., "Numerical Simulation of Flows of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic and Bifurcated Tubes", *KSME J.* Vol. 10, No. 2, pp. 223~234, 1996.
13. 서상호, 유상신, 김영호, 노형운, "대동맥 분기관내 속도분포에 관한 실험 및 수치해석적 연구", 대한기계학회 열 및 유체공학부 학술회의논문집, pp. 202~205, 1995.

= 국문초록 =

동맥경화증의 병적원인과 발생기전을 이해하기 위하여 복부대동맥/장골동맥의 분기혈관내 뉴턴유체와 혈액의 정상 및 박동유동을 수치적으로 연구하였다. 정상 및 박동유동특성의 차이를 규명하고 혈액유동과 뉴턴유체유동을 비교·검토하기 위해 분기혈관내 속도, 압력, 그리고 벽면전단응력분포를 계산하였다. 주어진 레이놀즈수에 대하여 분기혈관내 뉴턴유체와 박동성 혈류의 유동특성은 정상유동특성과 상당히 다르게 나타난다. 유동이 가속되는 동안에는 하류의 분기부 영역에서 유동박리 또는 역류는 발생하지 않는다. 또한, 정상유동에 대하여 재순환영역을 찾아 볼 수 없다. 그러나, 유동이 감속되는 동안에는 유동의 박리 또는 역류현상이 발생한다.